



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA
CARRERA DE MECATRÓNICA

**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA REHABILITACIÓN
DE MANO QUE GUÍE Y MONITOREE TAREAS DE
MOVILIZACIÓN ARTICULAR DE LOS DEDOS**

Trabajo de titulación previo a la obtención
del título de Ingeniero en Mecatrónica

AUTORES: LUIS EDUARDO ZAVALA MORALES

LUIS ADRIAN MONTAÑO BARRISOLA

TUTORA: ING. ANA CECILIA VILLA PARRA, MSC. PHD.

Cuenca - Ecuador

2026

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA

DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, Luis Eduardo Zavala Morales con documento de identificación N° 0706071677 y Luis Adrian Montaña Barrisola con documento de identificación N° 1724716541; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos 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.

Cuenca, 02 de febrero del 2026

Atentamente,



Luis Eduardo Zavala Morales
0706071677



Luis Adrian Montaña Barrisola
1724716541

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

Nosotros, Luis Eduardo Zavala Morales con documento de identificación N° 0706071677 y Luis Adrian Montaña Barrisola con documento de identificación N° 1724716541, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del Dispositivo tecnológico: “Diseño de un dispositivo para rehabilitación de mano que guíe y monitoree tareas de movilización articular de los dedos”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

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

Cuenca, 02 de febrero del 2026

Atentamente,



Luis Eduardo Zavala Morales
0706071677



Luis Adrian Montaña Barrisola
1724716541

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Ana Cecilia Villa Parra con documento de identificación N° 0103874194, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA REHABILITACIÓN DE MANO QUE GUÍE Y MONITOREE TAREAS DE MOVILIZACIÓN ARTICULAR DE LOS DEDOS, realizado por Luis Eduardo Zavala Morales con documento de identificación N° 0706071677 y Luis Adrian Montaña Barrisola con documento de identificación N° 1724716541, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Dispositivo tecnológico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 02 de febrero del 2026

Atentamente,



Ing. Ana Cecilia Villa Parra, PhD.
0103874194

Dedicatoria

Luis Zavala

Dedico este gran paso a mis padres, Vinicio y Sonia, quienes han sido el cimiento de mis sueños y mi mayor motivación. A mis tíos Carlos y Ángela, por estar presentes con su cariño y respaldo en cada etapa.

A mis hermanos, primos y amigos, gracias por ser ese apoyo constante y por creer en mí incluso en los días más difíciles. Y de manera muy especial, a mi pareja, por caminar a mi lado, por su paciencia y por ser mi fuerza incondicional en todo momento. Este logro también les pertenece.

Adrian Montaña

Dedico este logro primeramente a Dios, por darme la vida y la fortaleza para concluir este camino. A mis padres, Luis y Carmen, por sus sacrificios y por ser el ejemplo de amor que guía mis pasos. A mis hermanos, a mis tíos Carlos y Ángela, primos y amigos, gracias por formar parte de mi vida y por su respaldo sincero.

Un agradecimiento profundamente especial para mi hijo, Andrew Gabriel, quien es mi motor, mi luz y la razón por la que busco ser mejor cada día. Y a mi esposa, Diana, mi compañera y fiel confidente: gracias por tu apoyo incondicional, por tu amor y por ser el refugio donde siempre encuentro paz. Los amo.

Agradecimientos

Luis Zavala

Llegar a este día no habría sido posible sin las manos amigas que nos guiaron en el camino. Expresamos nuestra más profunda gratitud a la Ing. Ana Cecilia Villa, nuestra tutora, cuya paciencia y guía fueron el faro que necesitábamos para no perder el rumbo. A la Ing. Mónica Romero, nuestra profesora de titulación, le agradecemos no solo por su exigencia, sino por transmitirnos esa pasión por la excelencia que hoy nos define.

Un agradecimiento sincero al Ing. Edy Ayala, director de carrera, por su apertura y por el respaldo fundamental que nos brindó para superar con éxito este último semestre. Finalmente, a cada uno de nuestros docentes: gracias por compartir su sabiduría y por ser los arquitectos del conocimiento sobre el cual hoy construimos nuestro futuro profesional.

Adrian Montaña

Este trabajo es el fruto de años de aprendizaje, y queremos honrar a quienes fueron nuestros pilares académicos. Nuestra gratitud infinita a la Ing. Ana Cecilia Villa por su tutoría constante y su apoyo incondicional en cada etapa de este proceso. A la Ing. Mónica Romero, cuya guía en la etapa de titulación fue clave para alcanzar la madurez profesional que este proyecto requería.

Al Ing. Edy Ayala, director de carrera, le agradecemos profundamente por su gestión y por las facilidades brindadas en este último tramo, demostrando siempre un compromiso genuino con nuestro bienestar estudiantil. A todos los docentes que nos acompañaron a lo largo de la carrera: gracias por su entrega y por las lecciones que, más allá de los libros, nos prepararon para la vida.

Índice

Certificado de responsabilidad y autoría del trabajo de titulación	I
Certificado de cesión de derechos de autor del trabajo de titulación a la Universidad Politécnica Salesiana	II
Certificado de dirección del trabajo de titulación	III
Dedicatoria	IV
Agradecimientos	V
Resumen	XIII
Abstract	XIV
1. Introducción	1
2. Problema	3
2.1. Descripción del problema.....	3
2.2. Antecedentes	4
2.3. Importancia y alcances.....	4
2.4. Delimitación	5
2.4.1. Espacial o geográfica	5
2.4.2. Temporal	5
2.4.3. Sectorial o institucional.....	5
3. Objetivos	6
3.1. Objetivo General	6
3.2. Objetivos Específicos.....	6
4. Marco Teórico	7
4.1. Anatomía.....	7
4.1.1. Morfología de la mano.....	7
4.1.2. Arquitectura de la mano.....	8
4.1.3. Ligamentos de la mano	10
4.1.4. Músculos de la mano	11

4.2. Rango de movilidad de la mano	13
4.2.1. Rango de movilidad de los dedos	14
4.2.2. Rango de movilidad del pulgar	16
4.3. Dispositivos de terapia convencionales y comerciales.....	17
4.3.1. Digi-Extend.....	17
4.3.2. Pelotas para terapia pasiva y activa.....	18
4.3.3. Dispositivo Digi-Flex.....	19
4.3.4. Handtutor	19
4.3.5. Rehabilitación	20
5. Marco metodológico	22
5.1. Diseño mecánico.....	24
5.2. Diseño electrónico.....	26
5.2.1. Arduino pro mini.....	30
5.2.2. FTDI1232.....	31
5.3. Diseño de la interfaz gráfica.....	32
5.3.1. Visual studio code (VS Code).....	32
5.3.2. Interfaz gráfica	32
5.4. Diseño de la PCB.....	40
5.5. Diseño mecánico mediante software.....	42
5.5.1 Cálculo de resorte de extensión existente.....	44
5.6 Análisis Estructural de la Órtesis	50
5.6.1 Materiales	51
5.6.2 Análisis teórico	53
5.6.3 Análisis Computacional.....	57
5.6.4 Modelo numérico.....	59
5.6.5 Análisis de convergencia.....	61
5.6.6 Análisis de deformaciones.....	62
5.6.7 Análisis de Esfuerzos	64
5.6.8 Análisis de las juntas empernadas	72
5.7 Implementación del desarrollo mecánico.....	75
6. Resultados	76
6.1. Evaluación de la presión ejercida y tiempos de respuesta motora bajo diferentes modos de secuencia y condiciones de resistencia mecánica ..	76
6.2. Proponer el diseño mecánico de un dispositivo para rehabilitación de mano que guíe y monitoree tareas de movilización articular de los dedos	

mediante señales de presión.....	84
6.3. Proponer un sistema electrónico que permita guiar y monitorear las secuencias de rehabilitación de mano mediante señales de presión	86
6.4. Desarrollar una interfaz en un software libre que permita proponer secuencias de rehabilitación, visualizar y recopilar información de presión y tiempo de respuesta durante la rehabilitación de mano	87
6.5. Realizar pruebas de funcionamiento del dispositivo con la asesoría de un fisioterapeuta	88
7. Cronograma	90
8. Presupuesto	91
8.1. Talento humano	91
8.2. Recursos materiales.....	92
9. Conclusiones	94
10.Recomendaciones	95
Referencias	96
ANEXOS	101
Anexo 1: Código de Interfaz	102
Anexo 2: Ensayos realizados	117
Anexo 3: Diseño de dedales	126
Anexo 4: Fórmulas utilizadas	127
Anexo 5: Consentimiento Informado.	128
Anexo 6: Test de Preguntas.	138

Lista de Tablas

1. Músculos intrínsecos de la mano.	12
2. Músculos extrínsecos de la mano.	13
3. Movimiento de las articulaciones de los dedos.....	16
4. Tareas para rehabilitación de mano.	21
5. Resultados fuerza, extensión y esfuerzo.	47
6. Resumen de características entre parámetro y valor.	48
7. Resultados obtenidos con distintos números de soluciones adaptivas.....	61
8. Resultados experimentales: Pruebas sin resorte (Participante 1).....	78
9. Resultados experimentales: Pruebas con resorte (Participante 1).....	79
10. Resultados experimentales: Pruebas sin resorte (Participante 2).....	81
11. Resultados experimentales: Pruebas con resorte (Participante 2).....	82
12. Resultados experimentales: Pruebas sin resorte (Participante 3).....	83
13. Resultados experimentales: Pruebas con resorte (Participante 3).....	84
14. Cuantificación de respuestas mediante escala Likert (1-5).....	87
15. Cronograma de actividades.....	90
16. Recurso de talento humano.....	91
17. Estimación de recursos materiales.....	92

Lista de Figuras

1. Delimitación espacial en el Cantón Cuenca, tomada de Maps (2026).	5
2. Vistas superficiales de la mano.	7
3. Anatomía de la mano.	8
4. Arco Traverso de los metacarpianos.	9
5. Articulación metacarpofalángica.	10
6. Ligamentos.	11
7. Tipos de movimiento.	14
8. Movimientos interfalángicos.	15
9. Movimientos interfalángicos.	17
10. Dispositivo Digi-Extend.	18
11. Terapia con pelotas.	18
12. Ejercitador Digi-Flex.	19
13. Dispositivo Heandtutor.	20
14. Ejercicio de motricidad de mano.	22
15. Diagrama de flujo del dispositivo.	23
16. Diseño de sujeción y colocación de accesorios.	24
17. Zona de indicadores LEDS.	25
18. Diseño de la zona del metacarpo.	25
19. Esquema eléctrico del sistema de dedos.	27
20. Sensor FSR modelo 402.	28
21. Comportamiento del sensor FSR.	28
22. Distribución de puntos de presión y anatomía de la mano para el diseño del dispositivo.	29

23. Funcionamiento del sistema de dedales.....	30
24. Módulo FTDII232.....	31
25. Diagrama de flujo de la interfaz.....	33
26. Pantalla de inicio.....	35
27. Ingreso de dato personales.....	36
28. Selección de modo manual.....	37
29. Selección de modo reacción.....	38
30. Selección del modo secuencia.....	39
31. Interfaz gráfica para análisis de resultados.....	40
32. Diseño de tarjeta en Software.....	41
33. Diseño de PCB.....	41
34. Diseño 3D de la ortesis del dispositivo.....	42
35. Órtesis impresa en 3D material PLA azul.....	44
36. Modelo tridimensional del ensamble.....	58
37. Condiciones de frontera en entorno de simulación.....	60
38. Curvas de convergencia de esfuerzos y deformaciones.....	62
39. Desplazamientos totales en el sistema.....	63
40. Desplazamientos verticales en el sistema.....	64
41. Esfuerzos de Von Mises en el ensamble.....	65
42. Distribución de esfuerzos equivalente (Signed Von Mises).....	66
43. Esfuerzos de Von Mises en el efector.....	67
44. Esfuerzos de Von Mises en el brazo superior.....	68
45. Esfuerzos de Von Mises en el conector.....	69

46. Esfuerzos de Von Mises en el soporte.	71
47. Esfuerzos de Von Mises en la junta empernada.	73
48. Esfuerzo cortante en la junta empernada.	73
49. Órtesis ensamblada.	75
50. Primer participante durante la prueba.	77
51. Segundo participante durante la prueba.	80
52. Tercer participante durante la prueba.	83
53. Participante con y sin asistencia mecánica.	85
54. Interfaz hombre máquina (HMI) de usuario mostrando el monitor de presión en tiempo real y selección de modos.	88

Resumen

La pérdida de movilidad en las manos representa un desafío profundo para la independencia y calidad de vida de las personas. Este trabajo de titulación nace con el propósito de transformar la rehabilitación convencional mediante el diseño de un exoesqueleto para la mano, pensado para quienes enfrentan afecciones como el síndrome del túnel carpiano o dificultades neuromusculares. Combinando la ligereza de la impresión 3D con un sistema de resortes que asiste y fortalece el movimiento, este dispositivo guía al paciente en sus ejercicios, sino que también le da "voz" a su progreso a través de datos precisos. Mediante una interfaz intuitiva, el sistema permite monitorear la fuerza y agilidad en tiempo real, convirtiendo la terapia en un proceso dinámico y motivador. Los resultados obtenidos fueron alentadores: verificando estabilidad del movimiento y respuestas rápidas. Más allá de la tecnología, este proyecto busca ser un puente hacia una recuperación más humana, efectiva y accesible.

Palabras clave: Calidad de vida, Exoesqueleto, Interfaz intuitiva, Síndrome del túnel carpiano.

Abstract

The loss of mobility in the hands represents a profound challenge to people's independence and quality of life. This thesis project was created with the aim of transforming conventional rehabilitation through the design of an exoskeleton for the hand, intended for those who suffer from conditions such as carpal tunnel syndrome or neuromuscular difficulties. Combining the lightness of 3D printing with a spring system that assists and strengthens movement, this device guides patients through their exercises and also gives them a “voice” for their progress through accurate data. Through an intuitive interface, the system allows real-time monitoring of strength and agility, turning therapy into a dynamic and motivating process. The results obtained were encouraging, verifying movement stability and rapid responses. Beyond technology, this project seeks to be a bridge to a more humane, effective, and accessible recovery.

Keywords: Quality of life, Exoskeleton, Intuitive interface, Carpal tunnel syndrome.

1. Introducción

En los últimos años se ha evidenciado un aumento significativo de los trastornos musculoesqueléticos. En el Ecuador, estudios recientes como el de Durán-Villalba et al. (2025), en su investigación enfocada en el síndrome del túnel carpiano (STC), indican que hay un predominio crítico en sectores profesionales, debido a la realización de actividades con movimientos repetitivos, afectando significativamente la calidad de vida y la productividad laboral, derivando en una pérdida de la motricidad fina en el 81% de los casos analizados. Esta problemática no solo afecta la salud física, sino que, como señalan López Brito et al. (2023), genera una dependencia funcional que limita las actividades de la vida diaria, requiriendo intervenciones fisioterapéuticas especializadas para la recuperación de la sensibilidad y la fuerza de agarre.

La efectividad de estas intervenciones en el país se enfrenta al desafío de la permanencia del paciente. Puesto que, como mencionan Sánchez Pilapanta et al. (2024), la fisioterapia convencional suele presentar altas tasas de abandono debido a la falta de herramientas que proporcionen una retroalimentación inmediata sobre el progreso. Ante esto, Elias Hoyos y Montes de Oca (2025) destacan que el desarrollo de sistemas que integran monitoreo digital y elementos interactivos logra aumentar el compromiso del paciente, permitiendo una transición más efectiva desde la terapia clínica hacia la rehabilitación autónoma en el hogar.

Desde el punto de vista tecnológico, las tendencias actuales priorizan la cuantificación de los movimientos humanos. De acuerdo con Guevara-Toro et al. (2024), el desarrollo de prototipos que utilizan sensores de presión y sistemas de procesamiento de datos en tiempo real permite una evaluación objetiva que supera los métodos de medición manuales y convencionales. Del mismo modo, Sánchez Pilapanta et al. (2024) subrayan que la incorporación de parámetros como la velocidad de respuesta motora y la fuerza muscular mediante dispositivos portátiles, resulta

fundamental para que el especialista pueda ajustar las rutinas de rehabilitación de manera personalizada y sustentada en evidencias digitales.

En consecuencia, el desarrollo de herramientas ergonómicas que integran sensores de fuerza y microcontroladores se perfila como una alternativa tecnológica innovadora para el sistema de salud ecuatoriano. De acuerdo con Guevara-Toro et al. (2024) y López Brito et al. (2023), la combinación de hardware de bajo costo con interfaces de software robustas facilita el acceso a tecnologías de rehabilitación avanzada, favoreciendo una recuperación funcional más acelerada y una reinserción laboral adecuada de los pacientes con afecciones en la mano.

2. Problema

2.1. Descripción del problema

El STC “es el trastorno nervioso periférico más común, por compresión sintomática del nervio mediano” (Roel-Valdés, Arizo-Luque, y Ronda-Pérez, 2006), que afecta a las personas en su capacidad laboral, como a trabajadores que desempeñan labores vinculadas con el uso de computadoras, aseo, operadores de la industria, pianistas, empacadores, secretarias entre otras, quienes deben realizar movimientos repetitivos que involucran las manos. Cuando estas actividades se desarrollan sin cuidado se puedan presentar cuadros de fatiga, bajo desempeño y dolor.

La tendencia de la tecnología para apoyar los procesos de rehabilitación aplicada a la movilización articular de dedos incluye el desarrollo de dispositivos portátiles que interactúen con el paciente, garantizando seguridad y confort. Además, es necesario monitorear el desarrollo de las rutinas de ejercicios para proveer datos cuantitativos al fisioterapeuta. Sin embargo, la mayoría de los dispositivos empleados en la rehabilitación de las lesiones en la mano se limitan a medir la fuerza generada, pero pocos adquieren datos como la velocidad del movimiento de los dedos para el agarre. Además, en su mayoría los dispositivos usados en los centros de rehabilitación son netamente mecánicos y su funcionamiento se basa en los cambios de la elongación de resortes (Olandersson y cols., 2005). En este contexto, es necesario proponer plataformas que permitan conocer datos de presión y tiempo de reacción para asistir al fisioterapeuta en la evaluación del avance en los procesos de rehabilitación, que sean de fácil uso y con interfaces amigables para el usuario y el fisioterapeuta (Solís, 2020).

2.2. Antecedentes

La mano es importante para desarrollar diferentes actividades en la vida cotidiana; por ende, cualquier pérdida del movimiento va a afectar a la persona, ya sea en su rutina diaria o laboral. Actualmente, se registran altos índices de problemas del STC, que se presenta por hábitos inadecuados de la persona durante el desarrollo de movimientos repetitivos o puede ser causa de un accidente. Por otro lado, quienes también pueden presentar deficiencia motriz en las manos son las personas que padecen enfermedades neurológicas, musculoesqueléticas, artritis, parálisis cerebral, Parkinson y accidentes cerebrovasculares (Solís, 2020).

La rehabilitación de la mano tiene como objetivo apoyar la recuperación de lesiones que afecten la motricidad de los dedos y la pérdida de fuerza en los músculos. Los avances tecnológicos han permitido el desarrollo de nuevos dispositivos que permiten apoyar tareas de rehabilitación en el área de fisioterapia; de esta manera, el campo de la ingeniería de rehabilitación está aportando a la población con problemas de motricidad.

En la Universidad Politécnica Salesiana, se han desarrollado prototipos para apoyar tareas de rehabilitación, con resultados alentadores (Solís, 2020), que son la base para proponer mejoras y trabajar en diseños más sofisticados e innovadores.

2.3. Importancia y alcances

Este proyecto de titulación tiene como propósito proponer una herramienta para asistir el proceso de rehabilitación del STC, a través de un dispositivo tipo órtesis con sensores de presión y una interfaz para visualizar datos de presión y tiempos de respuesta, permitiendo al especialista contar con datos para evaluar el progreso de las tareas de rehabilitación.

2.4. Delimitación

El problema de estudio se delimitará en las siguientes dimensiones.

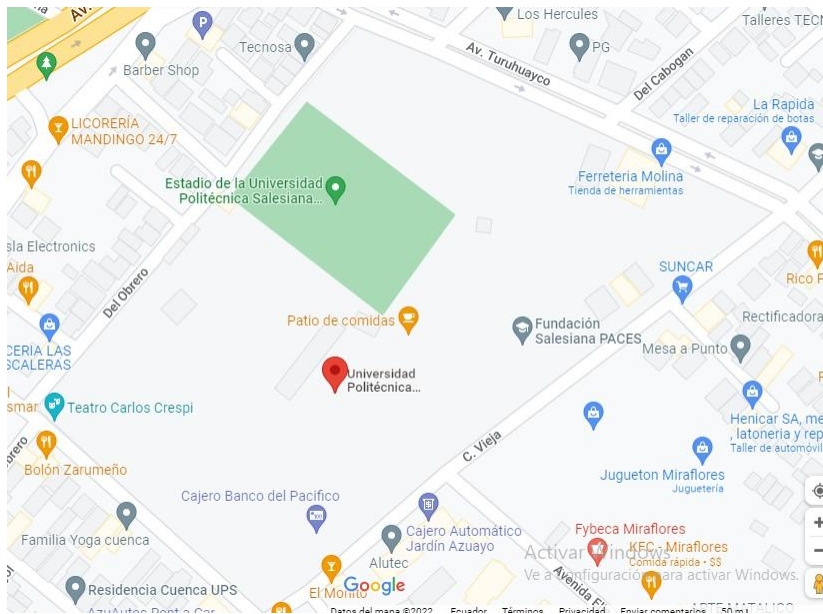
2.4.1. Espacial o geográfica

El proyecto presentado se realizará en la provincia del Azuay, en la ciudad de Cuenca, en la Universidad Politécnica Salesiana, sede Cuenca, ubicada al noroeste de la ciudad en el sector El vecino en la Av. Turuhuayco, entre la calle Vieja y la calle del Obrero.

En el mapa (Figura 1) se identifica de forma gráfica la ubicación exacta de la universidad.

Figura 1.

Delimitación espacial en el Cantón Cuenca, tomada de Maps (2026).



2.4.2. Temporal

El presente trabajo se realizará en el periodo comprendido entre octubre del 2025 y febrero del 2026, siguiendo las actividades propuestas en la tabla 6.

2.4.3. Sectorial o institucional

Mediante el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB), el proyecto tiene un enfoque estratégico, beneficiando al sector salud, específicamente en el área de fisioterapia y

rehabilitación. Buscando contribuir al fortalecimiento en la etapa terapéutica utilizando soluciones tecnológicas que brinden un apoyo para la evaluación, optimización del tratamiento, el seguimiento, para que de esta manera se promueva una atención eficiente y basada en evidencia científica.

3. Objetivos

3.1. Objetivo General

Diseñar un dispositivo para rehabilitación de mano que guíe y monitoree tareas de movilización articular de los dedos.

3.2. Objetivos Específicos

- Establecer las condiciones iniciales del diseño de un dispositivo para rehabilitación de mano que guíe y monitoree tareas de movilización articular de los dedos.
- Proponer el diseño mecánico de un dispositivo para rehabilitación de mano que guíe y monitoree tareas de movilización articular de los dedos mediante señales de presión.
- Proponer un sistema electrónico que permita guiar y monitorear las secuencias de rehabilitación de mano mediante señales de presión.
- Desarrollar una interfaz en un software libre que permita proponer secuencias de rehabilitación, visualizar y recopilar información de presión y tiempo de respuesta durante la rehabilitación de mano.
- Realizar pruebas de funcionamiento del dispositivo con la asesoría de un fisioterapeuta.

4. Marco Teórico

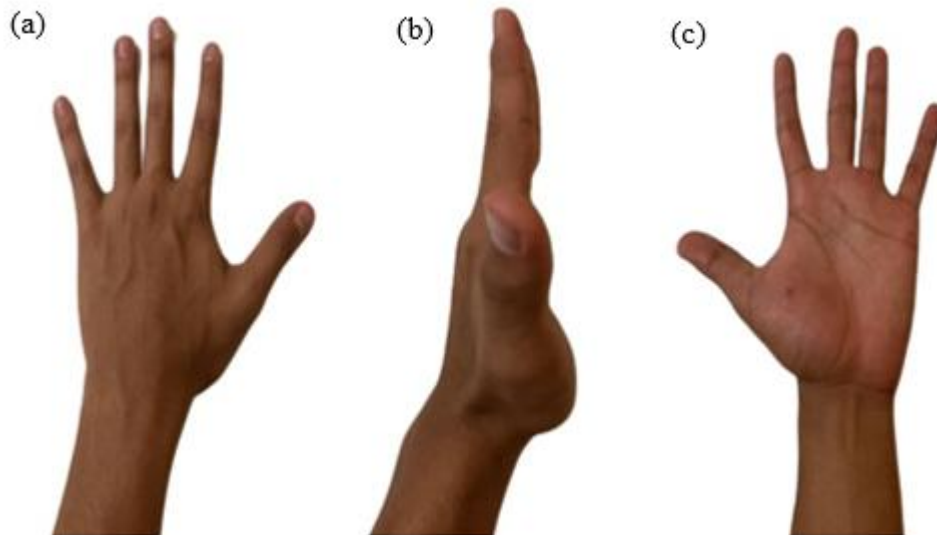
4.1. Anatomía

4.1.1. Morfología de la mano

La disposición anatómica de la mano permite entender su notable versatilidad en la manipulación de objetos y ajustes posicionales de acuerdo con las necesidades en la ejecución de patrones funcionales (López y Arias, 2012). Al cerrar la mano, se aprecian los nudillos correspondientes a las articulaciones metacarpofalángicas y, al extender, se visualizan los tendones extensores recorriendo longitudinalmente el dorso (Figura 2). La piel de la región palmar es más gruesa, glabra (sin vello) y adherida a las estructuras subyacentes (lo que es funcionalmente relevante para conseguir el agarre).

Figura 2.

Vistas superficiales de la mano.



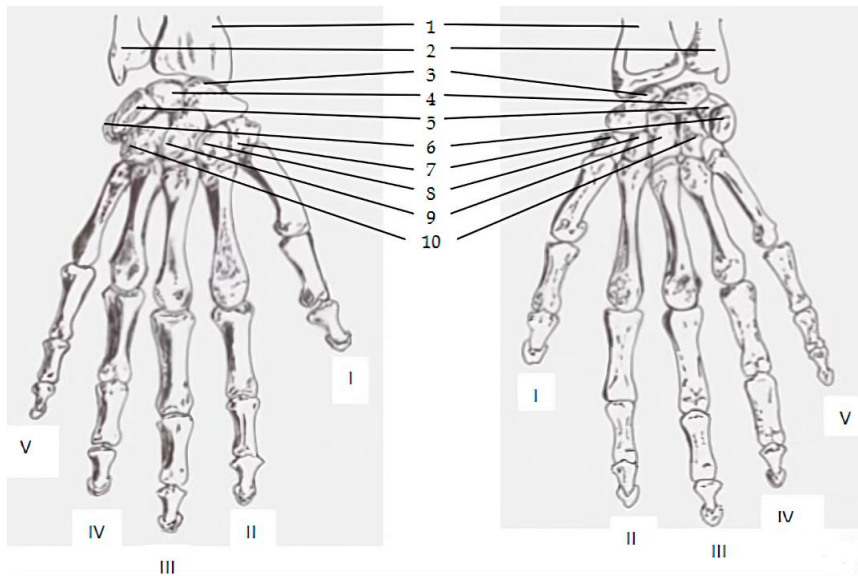
Nota: Anatomía de la mano izquierda. (a). Vista dorsal. (b) Vista lateral. (c). Vista palmar. Autoría propia.

4.1.2. Arquitectura de la mano

El esqueleto óseo de la mano consiste en ocho huesos carpianos divididos en dos filas: la proximal, articulada con las porciones distales del radio y el cúbito, a excepción del pisiforme, que se encuentra en disposición palmar y se articula con el triquetrum; los cuatro huesos carpales distales están conectados con los cinco metacarpianos. Los ocho huesos carpales interpuestos entre el antebrazo y los huesos metacarpianos (Figura 3) forman la compleja articulación de la muñeca (López y Arias, 2012).

Figura 3.

Anatomía de la mano.



Nota: Huesos de la mano. 1. Radio; 2. Cúbito (Ulna); 3. Escafoides; 4. Semilunar (Lunate); 5. Prismal (Triquetrum); 6. Pisiforme; 7. Trapecio; 8. Trapezoide; 9. Grande (Capitate); 10. Ganchoso (Hamate). I. Pulgar; II. Índice; III. Dedo medio; IV. Anular; V. Meñique, tomada de (López y Arias, 2012).

En el nivel de las cabezas de los metacarpianos, el arco transversal comienza a adaptarse en virtud del rango de movimiento del primer metacarpiano y de la articulación trapecio metacarpiana y el limitado pero definido rango de movilidad de las articulaciones

cuarta y quinta metacarpianas. Cuando el arco transversal de las cabezas de los metacarpianos es llevado hacia adentro, formando medio círculo bajo la influencia de los músculos de la región tenar e hipotenar, el pulgar es colocado yema con yema (Figura 4), en oposición con los restantes dígitos (López y Arias, 2012).

Figura 4.

Arco Traverso de los metacarpianos.

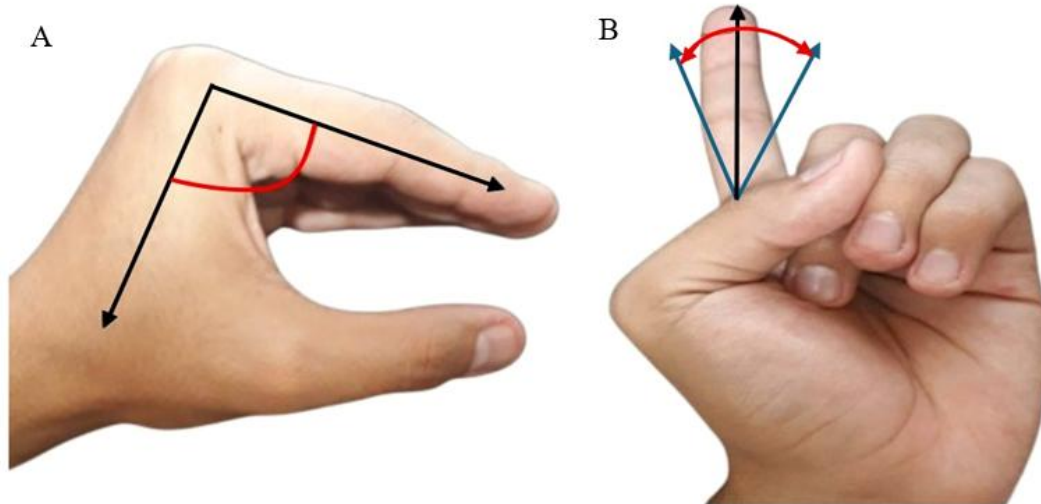


Nota: Arco transversal de las cabezas de los metacarpianos llevado hacia adentro, formando medio círculo bajo la influencia de los músculos de las regiones tenar e hipotenar; el pulgar es colocado pulpejo con pulpejo en oposición con los restantes dígitos. Autoría propia.

La articulación metacarpofalángica (MF) de cada uno de los cuatro dedos se mueve medial y lateralmente con la articulación en extensión, pero pierde su capacidad cuando la articulación se flexiona. Los ligamentos colaterales están laxos con la MF en extensión e hiperextensión, permitiendo la desviación máxima hacia medial y lateral. Cuando la MF está en flexión, el efecto excéntrico colocado en el ligamento y la inclinación de los epicóndilos dan como resultado un ajuste y estricta limitación de la movilidad lateral (Figura 5). La movilidad lateral en la MF se estabiliza en parte por los músculos interóseos (López y Arias, 2012).

Figura 5.

Articulación metacarpofalángica.



Nota: Articulación Metacarpofalángica MF. A) MF en flexión fijada fuertemente por los ligamentos colaterales, lo que impide cualquier movimiento hacia lateral o medial. B) MF en extensión con ligamentos colaterales laxos, lo que permite movimientos hacia lateral y medial. Autoría propia.

4.1.3. Ligamentos de la mano

Los ligamentos son tejidos fibrosos y elásticos que se asemejan a una banda; estos refuerzan las articulaciones y tienen características análogas a los tendones; permiten el movimiento natural y a su vez evitan el modo excesivo para prevenir lesiones. Estas fibras y su composición están conformadas por 2/3 de agua y 1/3 de colágeno y elastina.

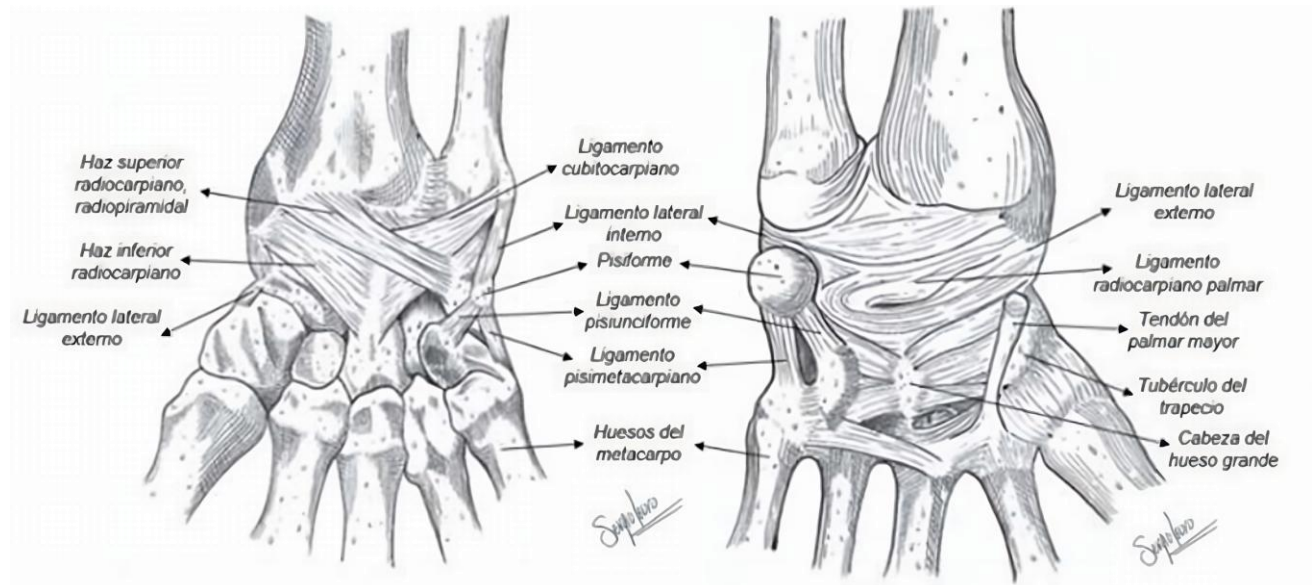
Las uniones entre los diversos huesos de la mano están reforzadas por un grupo del sistema ligamentario; los ligamentos de la muñeca, según la clasificación de Taleisnik 3 se dividen en intrínsecos y extrínsecos (Figura 6). Estos últimos se insertan en los huesos del carpo o proximales o distales a ellos, mientras que los intrínsecos se insertan por completo en los límites del carpo (González, 2007).

Los ligamentos extrínsecos palmares se los conoce como radiocarpianos y cubitos carpianos, de los cuales se derivan el radio-escafoides, radio-hueso grande, radio-semilunar largo, cúbito-semilunar y el cúbito-piramidal y ligamentos extrínsecos palmares profundos: de estos se derivan el radio-escaso-lunar y radio-semilunar corto.

Los ligamentos intrínsecos del carpo son cortos y resistentes a la tracción.

Figura 6.

Ligamentos.



Nota: Ligamentos carpianos tomada de (Rodríguez, Ruiz, Nieto, Leuro, y Gómez, 2020).

4.1.4. Músculos de la mano

Los movimientos que hacen los músculos están coordinados y controlados por el cerebro y el sistema nervioso, permitiendo mover distintas partes del cuerpo contrayéndose y relajándose; pueden tirar de los huesos, pero no pueden llevarlos de nuevo a su posición inicial. Por eso, trabajan en pares de flexores y extensores. El flexor se contrae para doblar una extremidad en una articulación; una vez completado el movimiento, el flexor se relaja y el extensor se contrae para extender o estirar el miembro en la misma articulación (Hirsch, 2019).

Los músculos de la mano se pueden dividir en dos grupos: los músculos intrínsecos y los músculos extrínsecos que se describen en las Tablas 1 y 2.

Tabla 1

Músculos intrínsecos de la mano.

Músculos Intrínsecos	
Músculos	Acción
Hipotenar flexor corto del meñique	Flexión de la falange proximal del meñique y rotación anterior del quinto metacarpiano
Hipotenar abductor del meñique	Abducción del meñique (Extensión de las articulaciones IFP e IFD)
Tenar oponente del pulgar	Rotación del primer metacarpiano hacia la palma
Tenar flexor corto del pulgar	Flexión y rotación del pulgar
Tenar abductor corto del pulgar	Abducción del pulgar
Lumbricales	Extensión de las articulaciones Interfalángica Proximal (IFP) e Interfalángica Distales (IFD) y flexión de la articulación Metacarpofalángica (MCF) del II al IV dedo
Interóseos palmares	Aducción del índice, anular y meñique hacia el dedo medio
Interóseos dorsales	Separa el dedo índice y anular del dedo medio
Interóseos (todos)	Extensión de las articulaciones IFP e IFD y flexión de las articulaciones MCF

Tabla 2*Músculos extrínsecos de la mano.*

Músculos Intrínsecos	
Músculos	Acción
Extensor propio del meñique	Extensión del meñique
Extensor común de los dedos	Extensión de los dedos
Extensor propio del índice	Extensión del dedo índice
Abductor largo del pulgar	Abducción del pulgar
Extensor corto del pulgar	Extensión de la articulación MCF del pulgar
Extensor largo del pulgar	Extensión de las articulaciones Interfalángicas (IF) y Metacarpofalángica (MCF) del Pulgar, aducción secundaria del pulgar
Flexor largo del pulgar	Flexión de las articulaciones IF y MCF del pulgar
Flexor profundo de los dedos	Flexión de las articulaciones IFD, Interfalángica Proximal (IFP) y MCF
Flexor superficial de los dedos	Flexión de las articulaciones IFP y MCF

Nota: *Músculos intrínsecos y extrínsecos y su funcionamiento, de acuerdo con (Frankel, 2001)*

4.2. Rango de movilidad de la mano

El rango de movilidad va de acuerdo con los movimientos permitidos por la anatomía de los huesos y varía a través de las articulaciones que poseen los miembros; en el caso de la extremidad superior, los movimientos relacionados con la muñeca se pueden observar en la Figura 7.

Figura 7.

Tipos de movimiento.



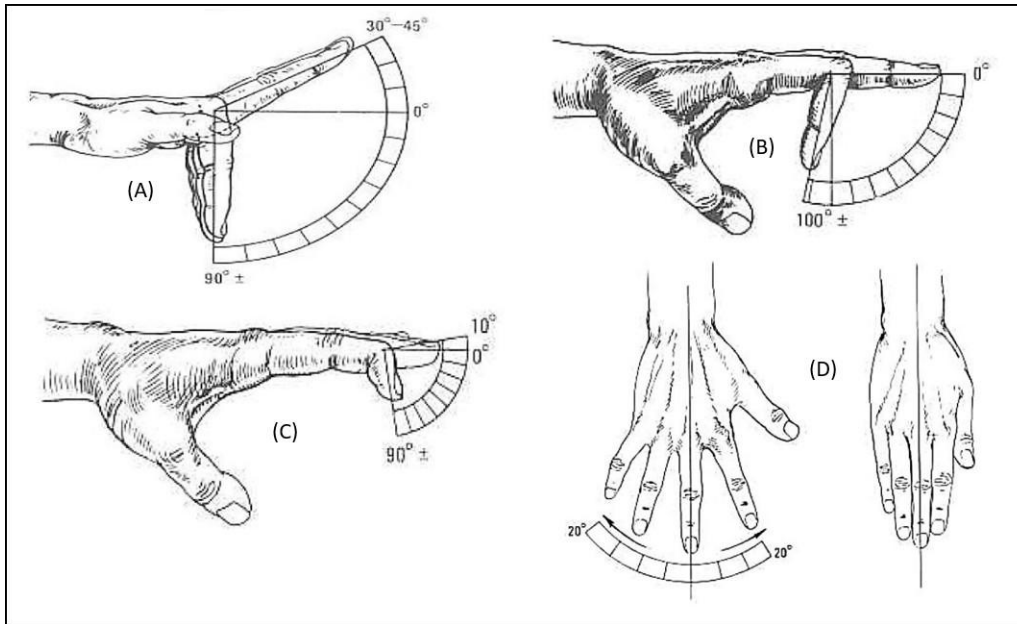
Nota: Tipos de movimiento de la mano (Toapanta, 2007).

4.2.1. Rango de movilidad de los dedos

La cinemática de los dedos se mide en función de los grados máximos de flexión y extensión, teniendo en cuenta que la hiperextensión está medida con un ángulo negativo, proponiendo que la posición cero es cuando los dedos se encuentran alineados. La movilidad de los dedos varía en función de los grados de libertad de las articulaciones (Figura 8), donde los cuatro dedos tienen cuatro grados de libertad; uno en la articulación interfalángica distal, otro en la proximal y dos en la metacarpofalángica (Barrera, et al., 2017). En el pulgar, además del grado de libertad de la articulación interfalángica y dos de la metacarpofalángica para sus movimientos, se apoya en la articulación carpometacarpiana, que aporta dos grados de libertad extra.

Figura 8.

Movimientos interfalángicos.



Nota: a) Movilidad de la articulación metacarpofalángica, flexión y extensión; b) Movilidad de la articulación proximal interfalángica, flexión y extensión; c) Movilidad de la articulación distal interfalángica, flexión y extensión; d) Abducción y aducción de los dedos, de acuerdo a (Hoppenfeld, 1976).

Los parámetros de la tabla 3 presentan la movilidad en las articulaciones metacarpofalángicas, en la flexión-extensión es inversamente proporcional a los movimientos de abducción-aducción.

Tabla 3

Movimiento de las articulaciones de los dedos.

Articulación	Flexión	Extensión	Abducción	Aducción
Metacarpofalángica (MCF)	90°	30° a 45°	20°	20°
Interfalángica Proximal (IFP)	100°	0°		
Interfalángica Distal (IFD)	90°	20°		

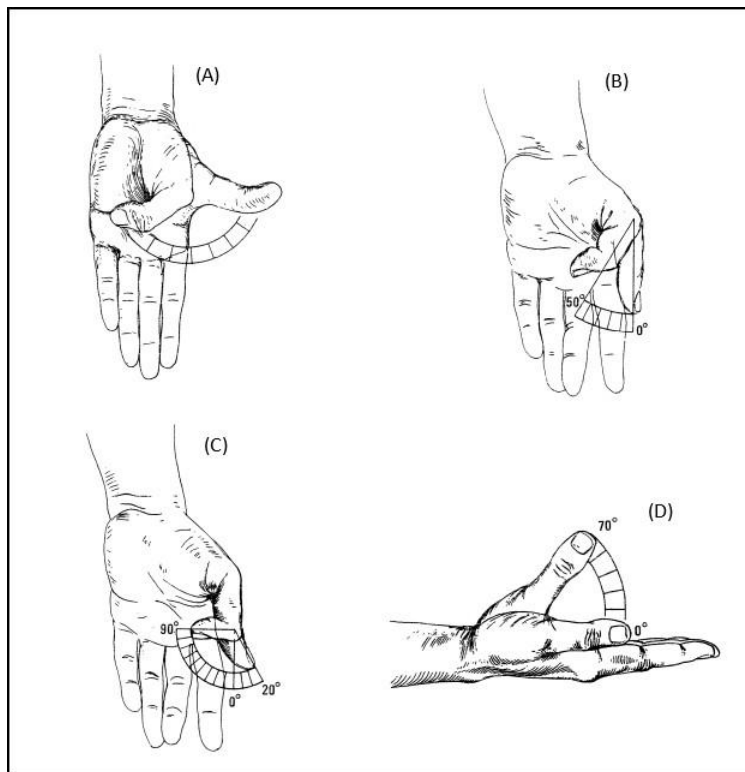
Nota: Movimiento angular de las articulaciones de los dedos, de acuerdo a (Barrera y cols., 2017)

4.2.2. Rango de movilidad del pulgar

La única articulación carpometacarpiana (CMC) de la mano cuyo rango de recorrido articular puede valorarse mediante goniómetro es la articulación trapezometacarpiana, que corresponde a la columna mecánica del dedo pulgar (Figura 9). Es una articulación en silla de montar que posee dos grados de movimiento. Estos movimientos articulares se ejecutan alrededor de ejes con dirección oblicua respecto a los planos de referencia espacial. Estos movimientos son: flexión–extensión y anteposición (abducción) y retro posición (aducción) del pulgar, imprescindibles para la correcta oposición del pulgar (Angulo, et al., 2011).

Figura 9.

Movimientos interfalángicos.



Nota: A) Movilidad de flexión y extensión del pulgar, B) Movilidad de la articulación metacarpofalángica, flexión y extensión, C) Movilidad de la articulación interfalángica, flexión y extensión, D) Abducción y aducción palmar del pulgar, de acuerdo con (Hoppenfeld, 1976).

4.3. Dispositivos de terapia convencionales y comerciales

4.3.1. Digi-Extend

En la Figura 10 se aprecia el dispositivo DIGI-EXTEND, que es un aparato terapéutico con el que podrá realizar estiramientos de uno o cinco dedos por separado. El DIGI-EXTEND fortalece los grupos de músculos interiores y exteriores, aumenta la movilidad de los tendones y las articulaciones y la función muscular de la mano y el antebrazo. El aparato terapéutico también puede utilizarse para la abducción y aducción, y la extensión y flexión de los dedos.

El paquete DIGI-EXTEND® se suministra con 4 bandas de distinta resistencia (3bscientific, 2015).

Figura 10.

Dispositivo Digi-Extend.



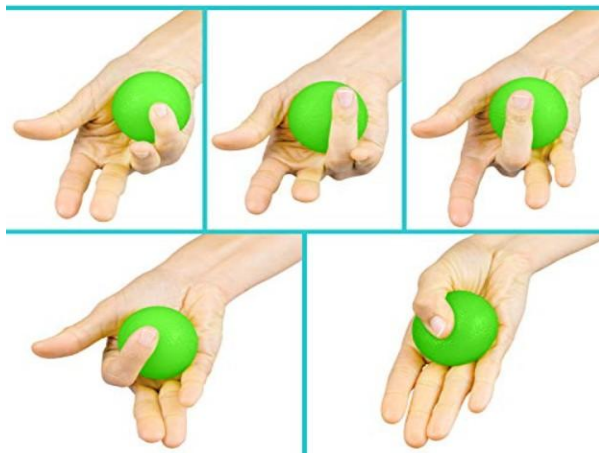
Nota: Dispositivo terapéutico Digi-Extend (3bscientific, 2015).

4.3.2. Pelotas para terapia pasiva y activa

Fortalece el agarre y reduce la rigidez y el dolor: las pelotas de ejercicio de terapia de manos construyen fuerza en los dedos, manos, muñeca y antebrazos, mientras que reducen la rigidez y el dolor en las articulaciones estimulando la circulación sanguínea en el antebrazo y la mano (Figura 11). Útil para terapia física y ocupacional.

Figura 11.

Terapia con pelotas.



Nota: Terapia de mano con pelota (fisio médica, 2020).

4.3.3. Dispositivo Digi-Flex

La Figura 12 presenta el dispositivo ejercitador de terapia progresiva de mano; su funcionamiento consiste en fortalecer los dedos y aumentar la destreza después de una cirugía o lesión. Reta a cada dedo individualmente usando tecnología patentada de pistón de dedo con resorte o "spring-loaded finger piston". Mejora notablemente la fuerza de las manos, muñecas y antebrazos; desarrolla destreza y resistencia. Cabe en el bolsillo para que puedas ejercitar a cualquier hora y en cualquier lugar cojín ergonómico para la palma para mayor comodidad.

Figura 12.

Ejercitador Digi-Flex.



Nota: Terapia progresiva de mano (Rodríguez y cols., 2020).

4.3.4. Handtutor

El producto de fisioterapia y terapia ocupacional MediTouch HandTutor (Figura 13) permite ejercitar la motricidad fina de los dedos y la muñeca y rehabilitar la mano. El sistema consta de un guante ergonómico que se puede llevar puesto y un software de rehabilitación de fisioterapia específico. Esto permite al terapeuta trabajar dentro de la capacidad de movimiento del paciente.

El HandTutor puede combinarse con la estimulación eléctrica funcional (FES) para aumentar la capacidad de movimiento activo mediante la introducción de la práctica activa asistida. Mejora la capacidad de movimiento motor fino, sensorial y cognitivo a través de la

fisioterapia controlada de la mano.

Figura 13.

Dispositivo Heandtutor.



Nota: Dispositivo para rehabilitación Heandtutor (Rodríguez y cols., 2020).



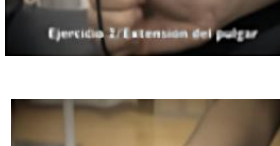



4.3.5. Rehabilitación

Cuando se origina una lesión, por la cual se generan malestares o incluso dolores intensos debilitando a músculos o articulaciones, es importante acudir a un centro de rehabilitación con un fisioterapeuta. La rehabilitación, mediante una serie de tareas esenciales, permitirá que la persona pueda recuperar su movilidad y fuerza.

Los ejercicios que se utilizan para rehabilitar la mano están enfocados en la recuperación de fuerza y la movilidad se describen en la Tabla 4.

Tabla 4

Tareas para rehabilitación de mano.

Ejercicio	Descripción	Pasos / Repeticiones
Apertura del dedo índice y medio	Con una goma de pelo procedemos a rodear el 2 ^{do} y 3 ^{er} dedo, pero tratando de separarlos. Mantener 5 segundos. Realizar este paso 10 veces.	
Extensión del pulgar	Doblar el pulgar y rodear con la goma de pelo (un extremo en el pulgar, el otro extremo rodeando los otros dedos). Tratar de enderezar su pulgar y mantener 5 segundos. Realizar este paso 10 veces.	
Extensión de dedos	Doblar el dedo y rodearlo con la goma de pelo (un extremo en un dedo y el otro extremo sujetamos con la otra mano). Tratar de enderezar el dedo y mantener 5 segundos cada sección. Realizar este paso 10 veces.	
Movilización articular de los dedos	Pellizcar la pelota con cada dedo, estableciendo el dedo pulgar como una estructura sólida (Forma de pinza). Mantener cada sección durante 5 segundos. Realizar este paso 10 veces.	
Agarre con los dedos	Apretar la pelota con todos los dedos a la vez. Mantener cada sección durante 5 segundos. Realizar este paso 10 veces.	
Extensión de muñeca	Mantener cada sección durante 5 segundos. Realizar este paso 10 veces.	

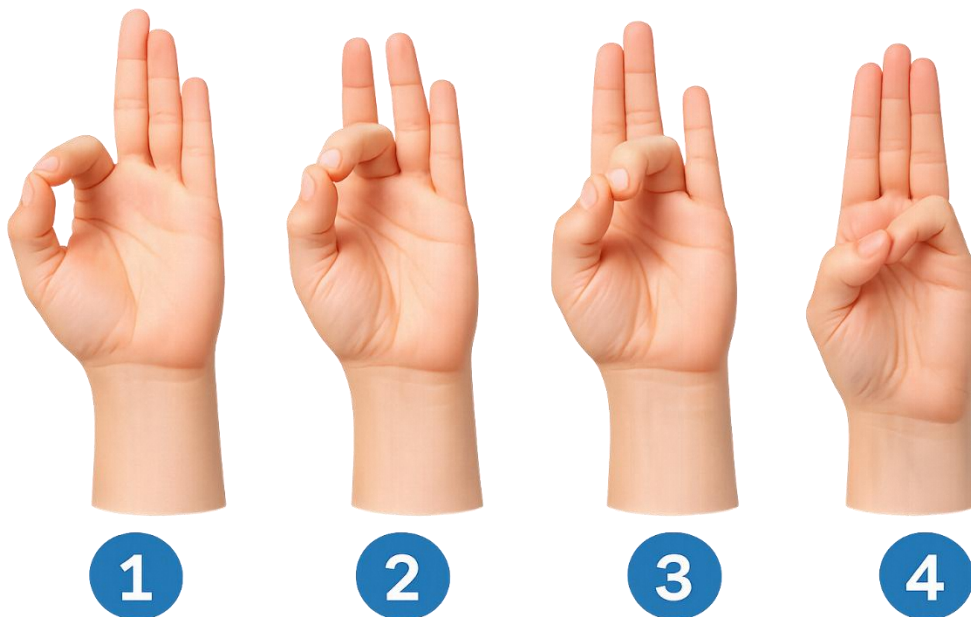
Nota: Tareas para rehabilitación de mano, de acuerdo con (Sierra, 2020).

5. Marco metodológico

El dispositivo desarrollado está orientado a la rehabilitación de mano para guiar y supervisar de forma activa las tareas de movilización articular de los dedos que se especifican, en la Figura 14, este dispositivo proporciona señales visuales para ejecutar correctamente la actividad terapéutica.

Figura 14.

Ejercicio de motricidad de mano.

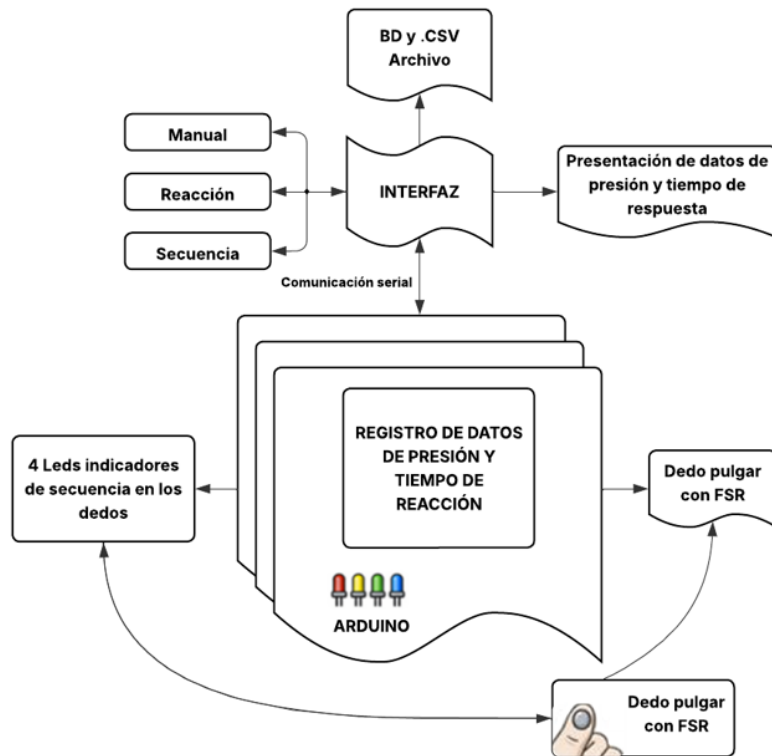


Nota: Ejercicios de movilización articular de dedos para rehabilitación de mano, de acuerdo con (essale, 2022).

En la Figura 15 se presenta el diagrama de flujo con las funciones del dispositivo de rehabilitación.

Figura 15.

Diagrama de flujo del dispositivo.



Nota: Funcionamiento del dispositivo Autoría propia.

Se definieron las medidas antropométricas y funcionales de la mano humana:

- Rango de fuerza: Se decidió que el dispositivo debe sensar presiones de hasta 1500 g/cm^2 , ya que un paciente sano ejerce en promedio 2000 g/cm^2 .
- Variables de control: Se estableció la presión (como indicador de fuerza muscular) y el tiempo de respuesta (como medida de coordinación neuromotora).
- Población objetivo: El prototipo está desarrollado para adaptarse a manos de diferentes tamaños (de 22 a 38 años).

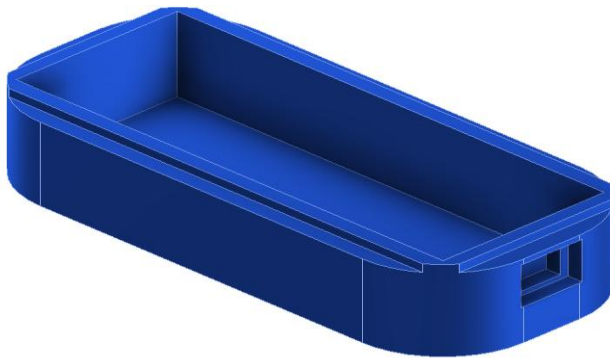
5.1. Diseño mecánico

Para el modelado 3D, se debe tener en cuenta que la mano no presente lesiones superficiales o patologías. Para llevar a cabo con el desarrollo de la ortesis, se tomó en cuenta un modelado 3D preciso basado el software Autodesk Inventor 2021 logrando la edición, visualización y ensamblaje paramétrico (Autodesk, 2025). El diseño está enfocado, a usuarios cuyos dedos presenten debilidad, incapacidad de extensión o rigidez, siendo el objetivo la mejora de fuerza y flexibilidad de los tendones del codo y los músculos de la mano

El dispositivo, cuenta con una caja rectangular con chaflanes en las esquinas (Figura 16), que sirve como base para mantener la estructura de toda la órtesis y mantener firme al movimiento que se realiza en las falanges.

Figura 16.

Diseño de sujeción y colocación de accesorios.

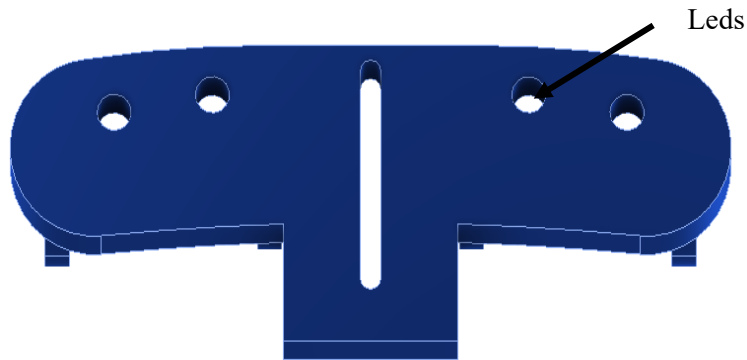


Nota: Diseño mecánico zona del antebrazo y metacarpo. Autoría propia.

La Figura 17 muestra, la zona del dorso de la estructura en donde se acoplan los indicadores LEDS para que el usuario tenga conocimiento de que falange debe articular, permitiendo tener una actividad de forma ordenada.

Figura 17.

Zona de indicadores LEDS.

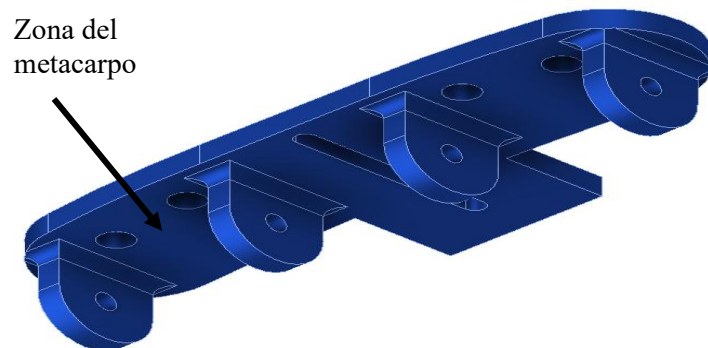


Nota: Montaje de indicadores leds de forma superficial. Autoría propia.

Para el diseño articular (Figura 18) de las falanges, se cuenta con una estructura que permita el movimiento de las articulaciones interfalángicas distal, proximal y metacarpofalángica. Existe una sujeción que está acoplada hacia las falanges que debe ser una estructura sólida que no permita deformarse al momento de la flexión y extensión.

Figura 18.

Diseño de la zona del metacarpo.



Nota: Acople de la zona del metacarpo. Autoría propia.

Para un ajuste completo de la estructura al antebrazo y a la mano, es necesario el empleo de velcro que es un material versátil de cierre elaborado con un 70 % de poliéster y 30 % nylon. Se utiliza por su alta resistencia, durabilidad y confiabilidad.

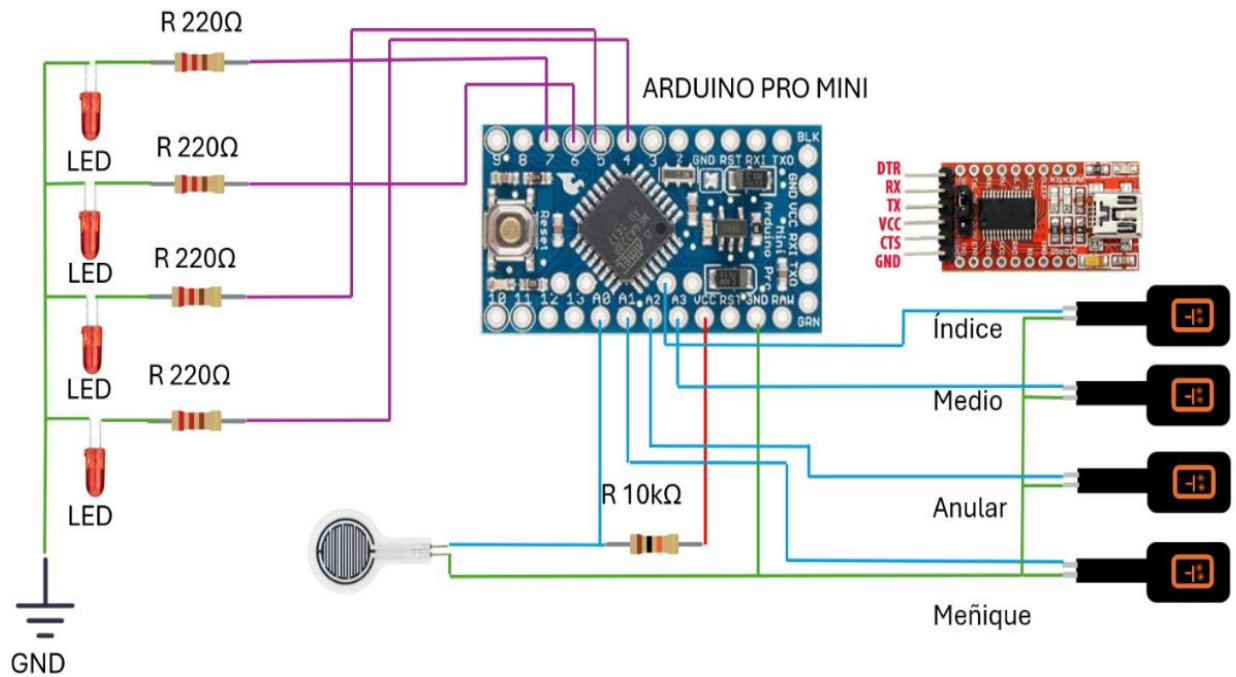
Para comodidad del usuario al utilizar el dispositivo, se adopta un material moldeable (esponjoso hipoalergénico), que ayuda a evitar roces en la piel.

5.2. Diseño electrónico

El dispositivo tiene dedales que formarán circuitos normalmente abiertos que se cierran al momento en que el pulgar presiona los pulsantes con los demás dedos el circuito se presenta en la Figura 19. El dedo pulgar va a ser referencia al común (GND) y en este dedo se encuentra el sensor resistor sensible a la fuerza (FSR). Cuando se realicen las tareas de pinza (Ver Figura 14), el circuito de cada dedo se cierra y a su vez mide la fuerza aplicada de cada dedo (índice, medio, anular, meñique). Para que la acción de cada dedo cierre el circuito, se colocaron pulsantes en la yema de sujeción de cada dedo, indicando que el dedo se presionó con el pulgar.

Figura 19.

Esquema eléctrico del sistema de dedos.



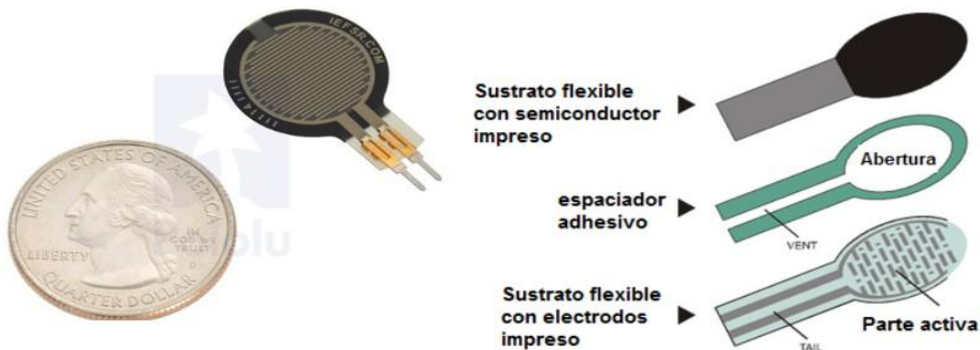
Nota: Esquema del funcionamiento con el sistema de dedos. Autoría propia.

Para ejercer la secuencia de movimiento que debe seguir el usuario durante el proceso de rehabilitación, se colocaron en la zona dorsal diodos LED. El dato de fuerza se envía a la placa de adquisición para su procesamiento hacia el ordenador. La placa de adquisición tiene cuatro entradas digitales con una configuración PULL-UP y cuatro salidas más, así como una entrada que es de forma analógica/digital.

El sensor FSR de Interlink (Figura 20), con una dimensión de 1/2 in (12.7mm) y modelo de cola corta, permite obtener datos cuantitativos al momento de aplicar una fuerza.

Figura 20.

Sensor FSR modelo 402.

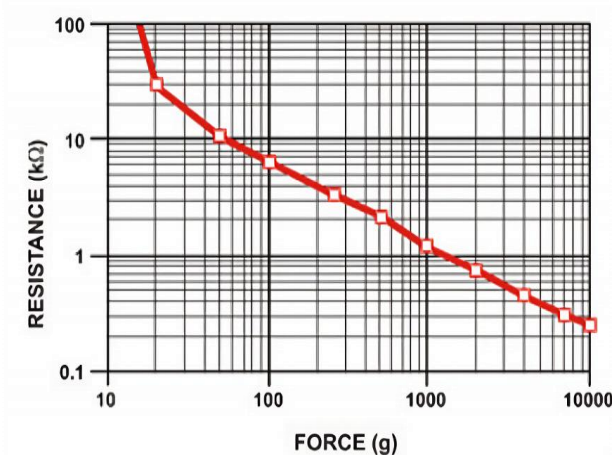


Nota: Sensor de fuerza resistivo FSR y estructura, de acuerdo con (NCB, s.f.).

El valor de resistencia sin contacto es teóricamente infinito; con presión leve, el valor es de $100\text{ k}\Omega$ y con una presión máxima es de 200Ω . Los rangos de fuerza son de 0 a 22 libras aplicando presión uniforme sobre toda la superficie. En la Figura 21 se muestra la gráfica de funcionamiento fuerza-resistencia del sensor.

Figura 21.

Comportamiento del sensor FSR.



Nota: Comportamiento de Fuerza- Resistencia del sensor FSR, de acuerdo con (Electronics, 2010).

Para establecer las condiciones iniciales, se mapearon en las áreas de presión óptimas de la morfología de la mano, definiendo los puntos de contacto para el sensor FSR de manera que coincidan con las falanges distales correspondiente y se anexa cada dedal de la versión final como en la Figura 22.

Figura 22.

Distribución de puntos de presión y anatomía de la mano para el diseño del dispositivo.

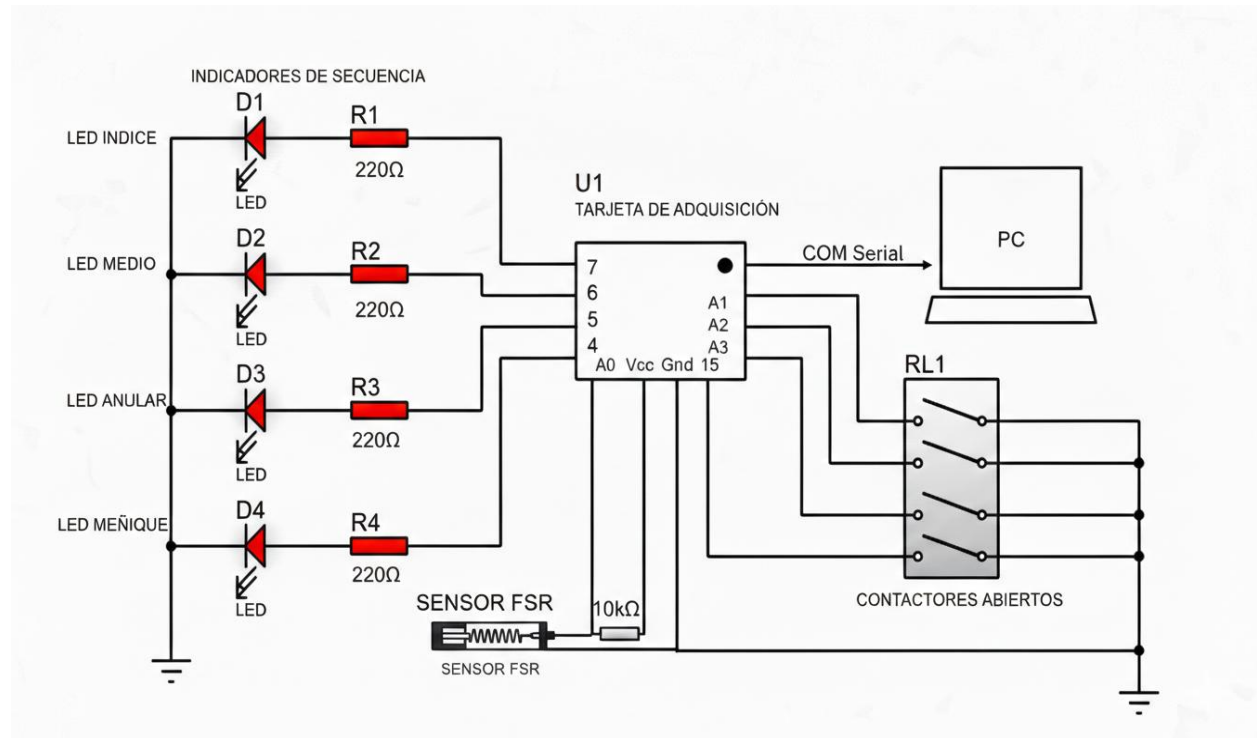


Nota: Dedales en los falanges. Autoría propia.

En la Figura 23 se muestra el diagrama de funcionamiento del dispositivo que cuenta con cinco dedales para medir la presión ejercida por los dedos del paciente durante una serie de ejercicios, que es parte de la rehabilitación del STC (Solís, 2020). El diseño electrónico fue realizado en el software Proteus. El circuito permite adquirir datos mediante un sensor de presión e inicia en un estado normalmente abierto y se cierra cuando el pulgar entra en contacto con los otros dedos (meñique, anular, medio, índice), permitiendo medir la fuerza ejercida por cada uno de ellos. Para cada dedal hay un color para mostrar las secuencias de movimiento que debe seguir el paciente durante la tarea de rehabilitación.

Figura 23.

Funcionamiento del sistema de dedos.



Nota: Diagrama de funcionamiento del sistema de dedos del dispositivo Autoría propia.

5.2.1. Arduino pro mini

El Arduino Pro Mini utilizado para el control secuencial de presión de los dedos e indicador cuenta con un microcontrolador ATmega328; mediante su pin analógico A0, recepta la señal del sensor FSR, permitiendo la obtención de datos al momento de ejercer una actividad, para el monitoreo correcto de que dedo toca realizar una tarea. Consta de indicadores de los cuales se establecen en los pines D10, D11, D12, D13, indicando al usuario el orden de los dedos a flexionar como se muestra en la Figura 23.

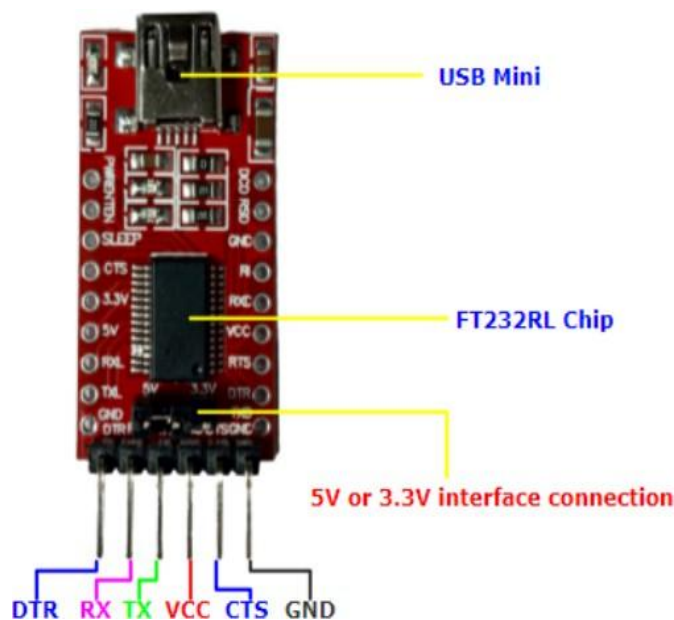
5.2.2. FTDI1232

El módulo convertidor serial FTDI USB a TTL (Figura 24), es una placa UART (receptor-transmisor asíncrono universal) que se utiliza para la comunicación serial TTL. Es una placa de conexión para el chip FTDI FT232R con una interfaz USB, puede usar 3,3 o 5 VCC y tiene Tx/Rx y otros puntos de conexión.

Se usa para placas de desarrollo de microcontroladores como ESP-01 y micros Arduino, que no tienen interfaces USB..

Figura 24.

Módulo FTDI1232.



Nota: Pines de conexión correspondientes al FTDI1232.

5.3. Diseño de la interfaz gráfica

5.3.1. Visual studio code (VS Code)

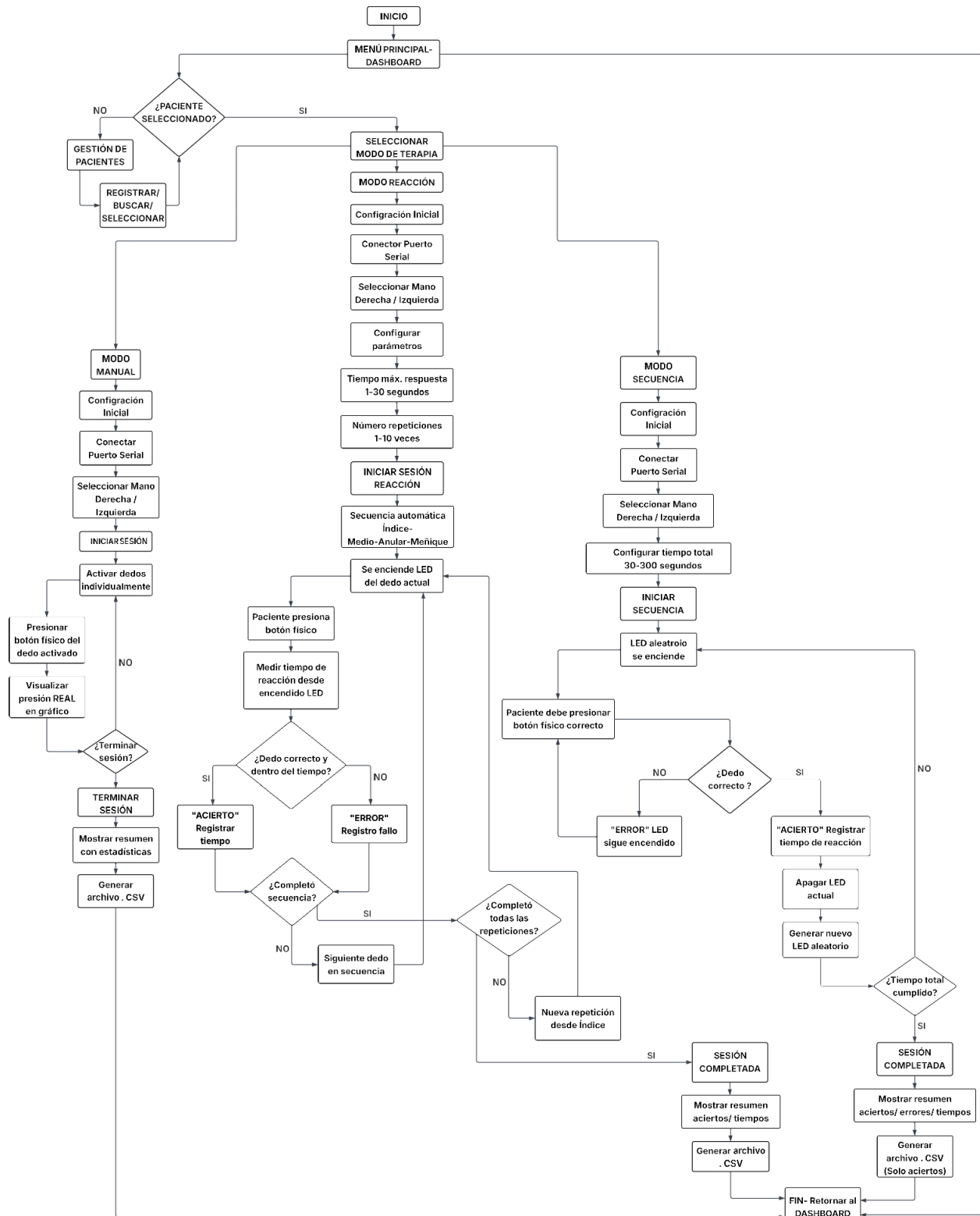
Para la fase de desarrollo se eligió VS Code (Microsoft, 2026), por la facilidad de integrar el lenguaje Python. Esta elección se fundamentó en su núcleo de depuración y su soporte para diversos entornos virtuales, asegurando la reproductibilidad del Código y la gestión de las librerías para su desarrollo. Este IDE es un editor modular, lo que significa que optimiza el uso de RAM para un rendimiento ágil.

5.3.2. Interfaz gráfica

En la figura 25 se aprecia el diagrama de flujo que permite visualizar de manera ordenada y lógica la secuencia de operación del sistema de interfaz.

Figura 25.

Diagrama de flujo de la interfaz.



Nota: Funcionamiento de la interfaz. Autoría propia.

La Figura 26 muestra la interfaz principal del Sistema de terapia Ortesis - Rehabilitación Digital que utilizará el terapeuta al momento de realizar el seguimiento, donde el entorno gráfico está dividido en tres secciones:

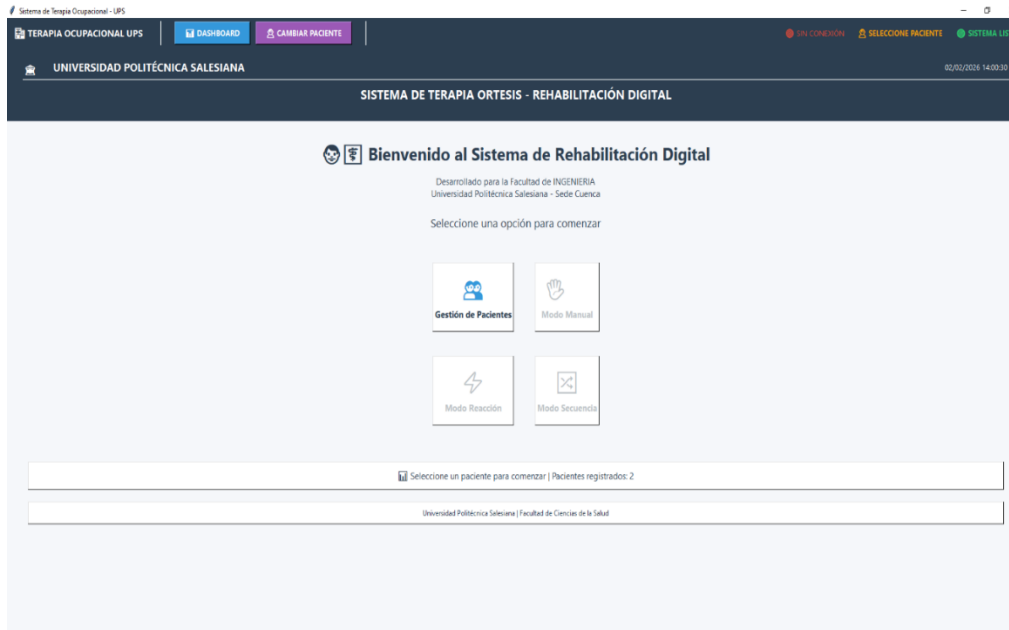
Módulo de Control Superior: Visualiza el estado de la sesión mediante indicadores en tiempo real, como: conexión del puerto serial, selección del usuario, disponibilidad del dispositivo (hardware).

Panel de selección de modos: Es el núcleo operativo del sistema y consta de cuatro funciones que lo hacen operativo:

1. Gestión de pacientes: Módulo obligatorio para el ingreso y selección del paciente.
2. Modo Manual: Sirve para interacciones directas y personalizadas.
3. Modo Reacción: pensado en la estimulación de respuesta neuromotoras
4. Modo Secuencia. Desarrollado con la finalidad de entrenar y reforzar secuencias aleatorias para el paciente.

Figura 26.

Pantalla de inicio.



Nota: Pantalla de inicio de la interfaz gráfica. Autoría propia.

En la interfaz gráfica, se visualiza la ventana que se muestra en la Figura 27, donde se deben ingresar los datos personales del paciente como: cédula, nombre, fecha de nacimiento, responsable (médico o fisioterapeuta), teléfono.

Figura 27.

Ingreso de dato personales.

The screenshot displays the 'Gestión de Pacientes' interface. On the left, there is a form titled 'Datos del Paciente' with fields for Cédula, Nombre, Fecha de Nacimiento (YYYY-MM-DD), Responsable, and Teléfono. Below the form are buttons for '+ Registrar', 'Buscar', 'Editar', 'Eliminar', and 'Limpiar'. A purple button labeled 'SELECCIONAR PARA TEST' is positioned below the form, with the text 'Ningún paciente seleccionado' underneath. On the right, there is a table titled 'Lista de Pacientes' with 2 patients listed. The table has columns for ID, Cédula, Nombre, Fecha Nac., Edad, Responsable, and Teléfono.

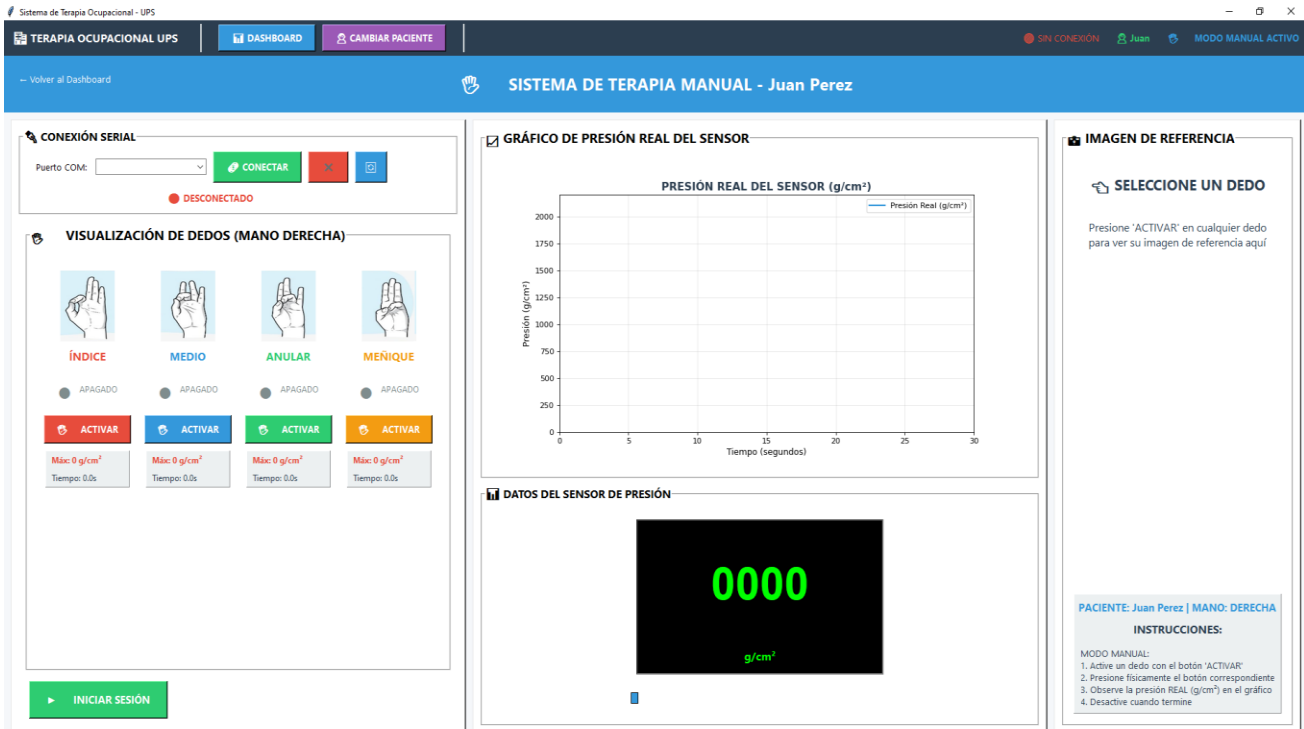
ID	Cédula	Nombre	Fecha Nac.	Edad	Responsable	Teléfono
2	[REDACTED]	[REDACTED]	1990-01-31	35	Dr. Pedro Palacios	[REDACTED]
3	[REDACTED]	[REDACTED]	1987-01-25	39	Dr. Pablo Antaga	[REDACTED]

Nota: Visualización de la pantalla de ingreso de los datos personales. Autoría propia.

Además, dentro de la interfaz gráfica la ventana que se muestra en la Figura 28; permite que el fisioterapeuta puede manipular y designar el tipo de tarea para el paciente. Dentro del modo manual, el fisioterapeuta escoge la mano (derecha o izquierda) con la que se requiere trabajar y puede obtener los resultados de la rehabilitación, la presión ejercida y el tiempo de respuesta de cada dedo.

Figura 28.

Selección de modo manual.

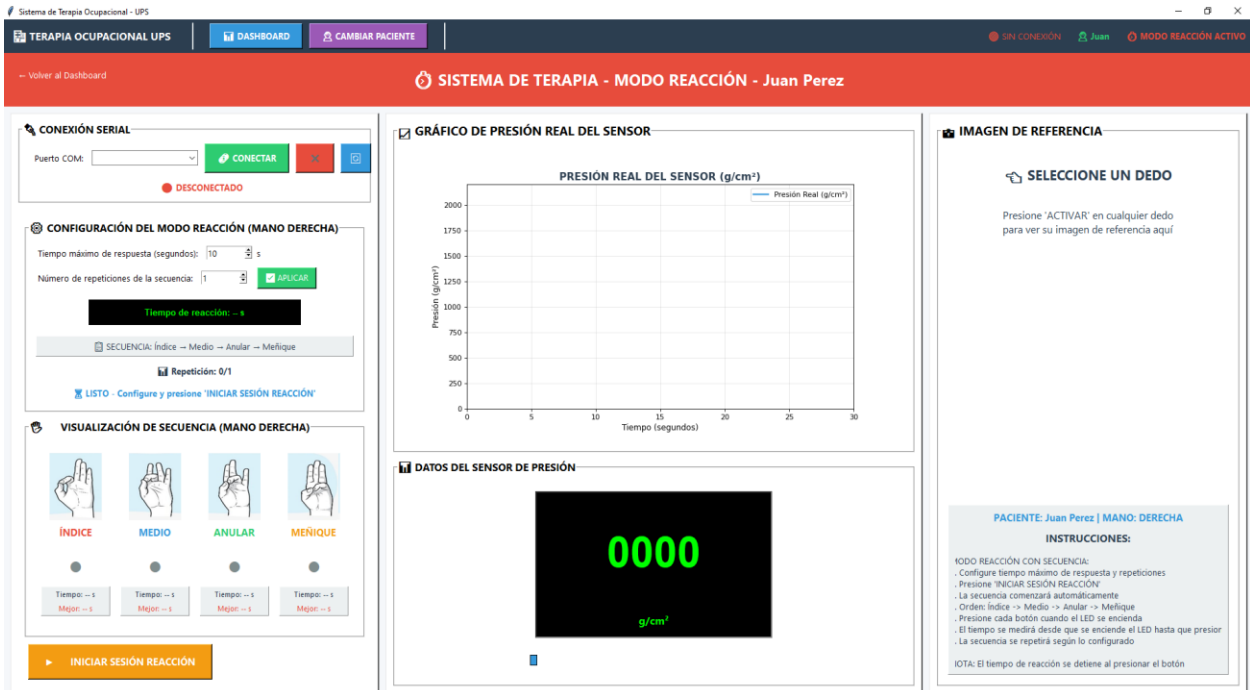


Nota: Visualización de la pantalla para seleccionar el modo manual. Autoría propia.

Dentro de la interfaz del modo reacción que se muestra en la Figura 29, el fisioterapeuta puede elegir el tiempo mínimo de respuesta de cada dedo y el número de repeticiones de cada secuencia. Cabe recalcar que en este modo la secuencia inicia con el dedo índice hasta el dedo meñique. Del mismo modo, la interfaz entrega los resultados de la prueba con los datos de tiempo y fuerza de cada dedo según la secuencia propuesta.

Figura 29.

Selección de modo reacción.

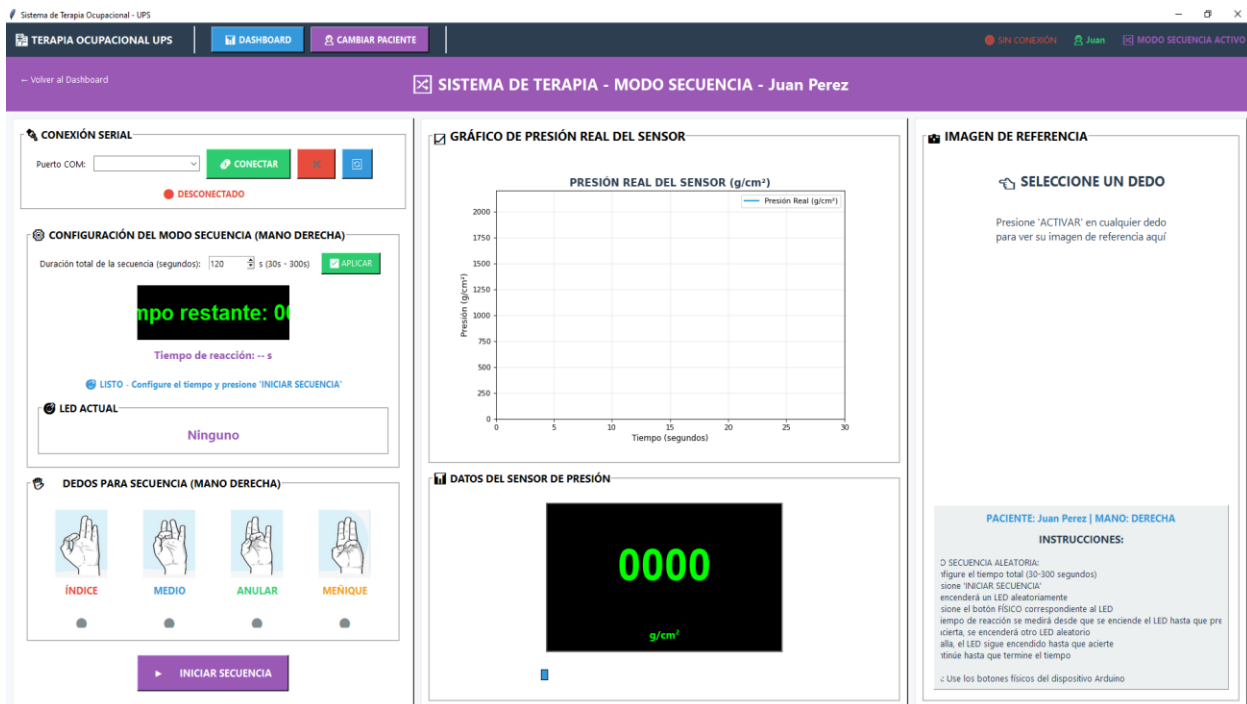


Nota: Visualización de la pantalla para rehabilitación con el modo reacción. Autoría propia.

En la última interfaz gráfica que se muestra en la Figura 30, se puede observar el modo secuencia, en donde el fisioterapeuta puede configurar el tiempo que dura la rutina, siendo el rango de 30s hasta los 300s. Esta prueba con cada dedo es aleatoria y de la misma forma se obtienen resultantes de la prueba, tanto del tiempo como de la fuerza de reacción de los cinco dedos.

Figura 30.

Selección del modo secuencia.

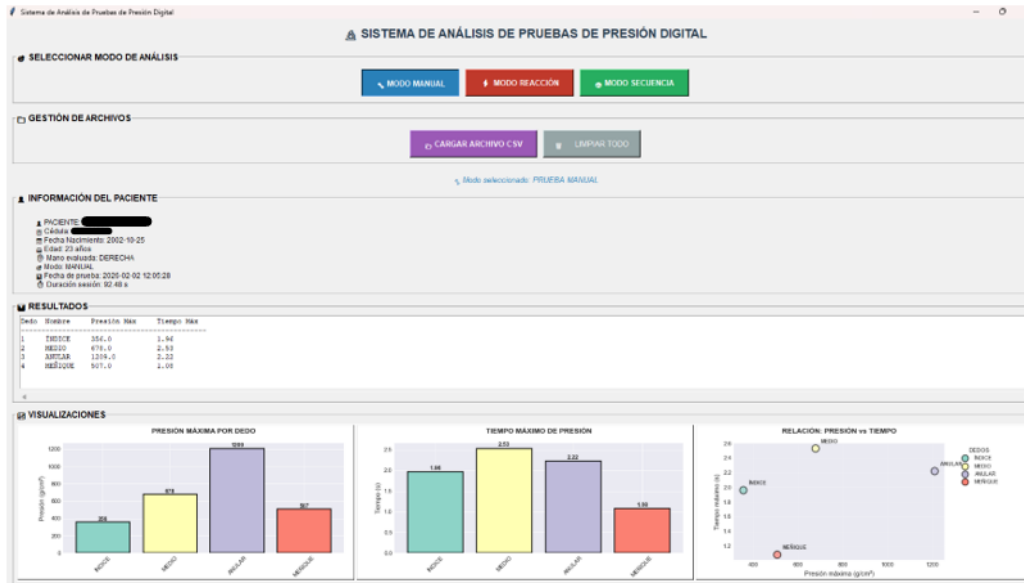


Nota: Visualización de pantalla del uso del modo reacción. Autoría propia.

La interfaz gráfica permite visualizar los datos capturados. La secuencia que debe cumplir: primeramente, seleccionar el modo a ser analizado, manual, reacción o secuencia; segundo, elegir el archivo CSV y, tercero, se visualizan los resultados en la Figura 31.

Figura 31.

Interfaz gráfica para análisis de resultados.



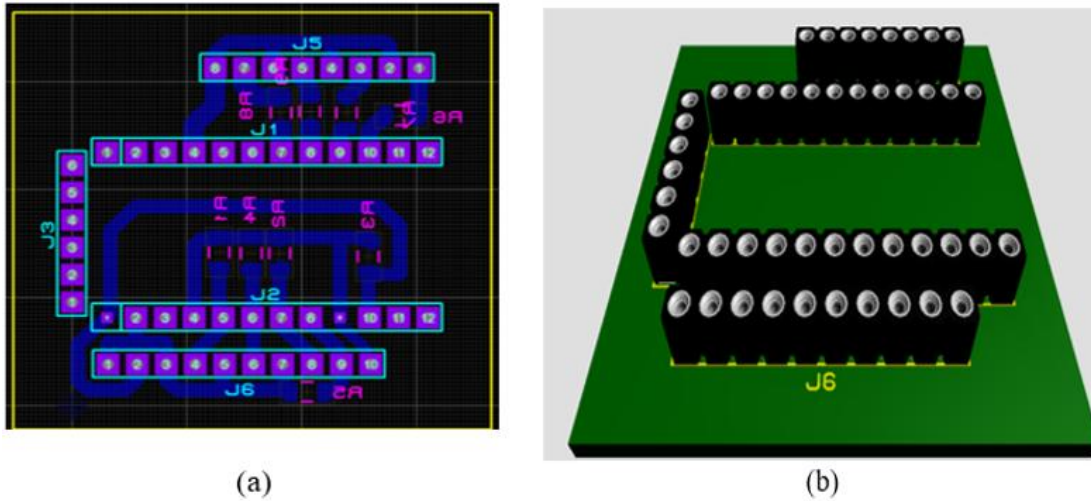
Nota: Interfaz gráfica para el análisis de los distintos modos del sistema. Autoría propia.

5.4. Diseño de la PCB

El proceso de diseño de la PCB inicia con el trazado de las pistas y los pads, siendo estos esenciales para cumplir las conexiones de cada componente electrónico: Arduino, resistencias de montaje superficial y LEDs. Para esta elaboración se utilizó el entorno de diseño de Proteus 8. En la Figura 32 se visualiza el diseño del circuito.

Figura 32.

Diseño de tarjeta en Software.

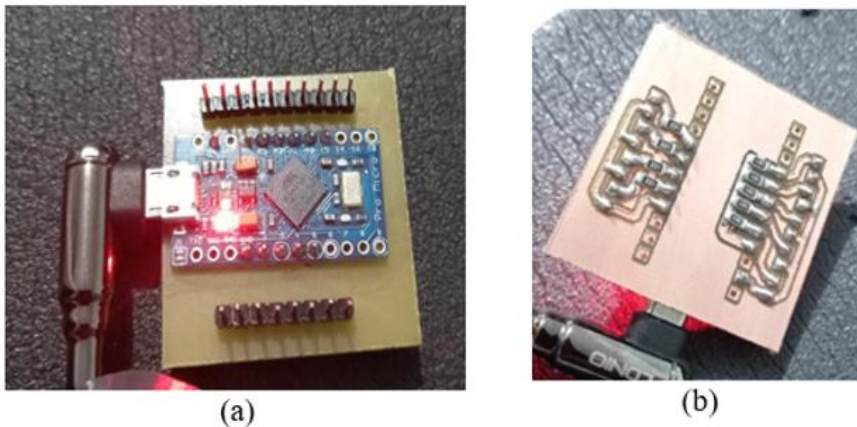


Nota: (a) Diseño PCB Layout 2D, (b) Diseño 3D Visualizer. Autoría propia.

Se ilustra en la Figura 33, la fabricación de la PCB soldado los componentes electrónicos, donde se puede observar el Arduino pro mini (a) y los componentes electrónicos que conforman el hardware de adquisición (b).

Figura 33.

Diseño de PCB.



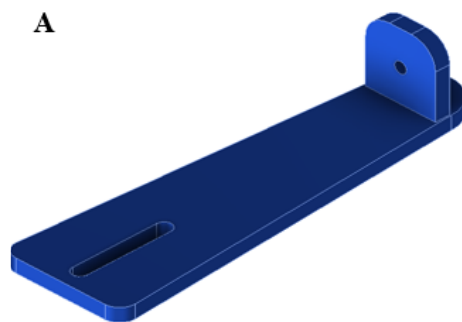
Nota: (a) Cara superior de la placa PCB, (b) cara inferior de la placa PCB. Autoría propia.

5.5. Diseño mecánico mediante software

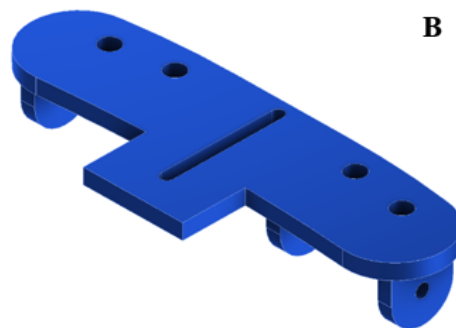
El diseño 3D de la órtesis está conformado por varias piezas que cumplen una función específica con base a la Figura 34. La pieza (A) permite sujetar el resorte para el dedo pulgar, siendo (B) el soporte para los 4 resortes, que es para la zona del metacarpo; el diseño (C) es la perilla para el tornillo; modelado (D) soporte tipo “L” que debe de unir las piezas (F), (E) y (G), conformando el soporte tipo arnés (arqueado) de peso reducido para la comodidad del usuario, la pieza (F) cumple la función de tapa con la pieza (H) para poder ocultar la parte electrónica y, finalmente, el modelado (H) es el diseño mecánico que estará en la zona superficial del antebrazo para la sujeción de todo el ensamble.

Figura 34.

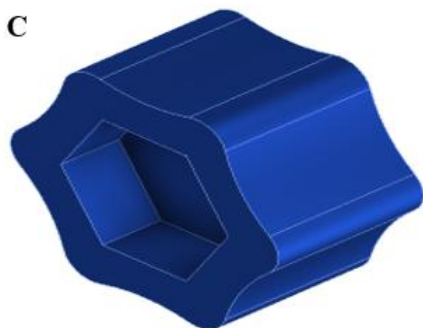
Diseño 3D de la órtesis del dispositivo.



Sujeción de resorte dedo pulgar.



Zona de metacarpo para indicadores leds y sujeción de resortes.



Perilla para tornillo de ajuste.



Base para ajuste de altura para la zona del metacarpo.



E

Base para el ajuste del metacarpo



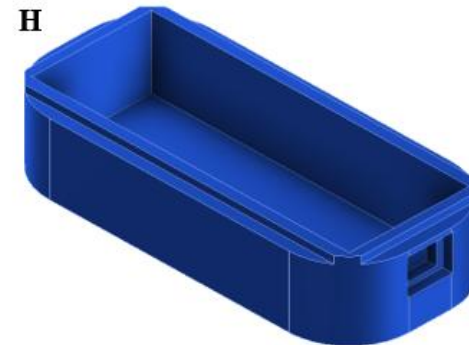
F

Tapa de base de sujeción del antebrazo



G

Soporte tipo arnés para ajuste del metacarpo.



H

Base de sujeción del antebrazo.

Nota: Modelado de piezas que implementa la ortesis en software. Autoría propia.

El prototipo fue construido en una impresora 3D como en la Figura 35. Posteriormente se integraron los LEDs y los pulsantes con sus respectivos dedales ergonómicos, además del sensor FSR.

Figura 35.

Órtesis impresa en 3D material PLA azul.



Nota: Prototipo físico de la ortosis, impreso en 3D y ensamblada. Autoría propia.

5.5.1 Cálculo de resorte de extensión existente

Para el análisis técnico del resorte de extensión que ha sido utilizado en el sistema, se consideran sus dimensiones, material y comportamiento elástico durante la carga. El cálculo está conformado por la constante elástica, el esfuerzo cortante máximo, el índice del resorte, el factor de corrección de Wahl y la carga máxima admisible en condiciones estáticas y cíclicas.

Se definen los rangos de trabajo aconsejables para el correcto funcionamiento con el objetivo de evitar deformaciones permanentes y logrando alargar la vida del elemento elástico.

DATOS DEL RESORTE

- Dimensiones Geométricas
- Diámetro del alambre (d): 0.4 mm
- Diámetro medio (D): 9.1 mm
- Diámetro exterior (De): 9.5 mm
- Número de espiras (N): 111 espiras

- Longitud total (Lt): 66.5 mm
- Longitud del cuerpo (Lc): 41.5 mm
- Longitud extremo 1: 9.4 mm
- Longitud extremo 2: 15.6 mm
- Tipo de material: Acero inoxidable AISI 302
- Módulo de elasticidad (E): 193,000 MPa (193 GPa)
- Módulo de rigidez (G): 69,000 MPa (69 GPa)
- Resistencia a la tracción (Sut): ~1,860 MPa

Cálculos fundamentales

1) Índice del resorte (C)

$$C = \frac{D}{d} = \frac{9.1}{0.4} = 22.75$$

Índice C = 22.75

(Rango óptimo: 4–12, este valor es alto pero aceptable para resortes de precisión)

2) Constante del resorte (k)

Para resortes de extensión:

$$k = \frac{G \cdot d^4}{8 \cdot D^3 \cdot N}$$

$$k = \frac{69,000 \cdot 0.4^4}{8 \cdot 9.1^3 \cdot 111}$$

$$k = \frac{69,000 \cdot 0.0256}{8 \cdot 753.571 \cdot 111}$$

$$k = \frac{1,766.4}{669,550.488}$$

$$k = 0.00264 \text{ N/mm}$$

Constante del resorte:

$$k = 0.00264 \text{ N/mm}$$

$$k = 0.264 \text{ N/cm}$$

$$k = 26.4 \text{ N/m}$$

3) Paso del resorte (p)

$$p = \frac{Lc}{N} = \frac{41.5}{111} = 0.374 \text{ mm}$$

Paso = 0.374 mm (espiras prácticamente juntas)

4) Longitud libre (L0)

$$L0 = 66.5 \text{ mm}$$

5) Espiras activas

En resortes de extensión:

$$Na = N - 2 = 111 - 2 = 109$$

Análisis de esfuerzos

6) Factor de corrección de Wahl (K)

$$K = \frac{4C - 1}{4C - 4} + \frac{0.615}{C}$$

$$K = \frac{90}{87} + 0.027$$

$$K = 1.061$$

7) Esfuerzo cortante máximo

$$\tau = K \cdot \frac{8 \cdot F \cdot D}{\pi \cdot d^3}$$

La tabla 5, indica la relación que tiene entre fuerza, extensión y esfuerzo.

Tabla 5

Resultados fuerza, extensión y esfuerzo.

Fuerza (N)	Extensión (mm)	Esfuerzo τ (MPa)
0.1	37.9	49.1
0.2	75.8	98.1
0.3	113.6	147.2
0.4	151.5	196.3
0.5	189.4	245.4

8) Esfuerzo permisible

Para acero inoxidable AISI 302:

Carga cíclica:

$$\tau_{permisible} \approx 0.35 \cdot S_{ut} = 651 \text{ MPa}$$

Carga estática:

$$\tau_{permisible} \approx 0.45 \cdot S_{ut} = 837 \text{ MPa}$$

Capacidad de carga

9) Fuerza máxima recomendada

$$F_{max} = \frac{\tau_{permisible} \cdot \pi \cdot d^3}{K \cdot 8 \cdot D}$$

$$F_{max} = 1.69 \text{ N}$$

Fuerza máxima cíclica $\approx 1.69 \text{ N} \approx 172 \text{ gramos-fuerza}$

Fuerza máxima estática $\approx 2.17 \text{ N} \approx 221 \text{ gramos-fuerza}$

10) Extensión máxima

$$\Delta_{max} = \frac{F_{max}}{k}$$

$$\Delta_{max} = \frac{1.69}{0.00264} = 640 \text{ mm}$$

Extensión práctica recomendada: 400 – 500 mm

Tensión inicial

Estimación:

$$\tau_{inicial} \approx 20 - 50 \text{ MPa}$$

$$F_{inicial} \approx 0.05 - 0.13 \text{ N}$$

Tabla 6

Resumen de características entre parámetro y valor.

Parámetro	Valor
Constante k	0.00264 N/mm
Índice C	22.75
Factor de Wahl K	1.061
Fuerza máxima (cíclica)	1.69 N (~172 gf)
Fuerza máxima (estática)	2.17 N (~221 gf)
Extensión recomendada	Hasta 500 mm
Tensión inicial estimada	0.05 – 0.13 N
Paso	0.374 mm

Observaciones y recomendaciones

1. Índice alto (C=22.75):

Alambre muy delgado respecto al diámetro

Resorte muy flexible

Menor resistencia lateral

Adecuado para baja fuerza y alta extensión

2. Constante muy baja ($k = 0.00264 \text{ N/mm}$):

Muy suave

Alta elongación con poca fuerza

Ideal para aplicaciones de precisión

3. Material AISI 302:

Buena resistencia a la corrosión

Adecuado para ambientes húmedos

Propiedades magnéticas mínimas

4. Aplicaciones típicas:

Instrumentos de medición

Mecanismos de precisión

Dispositivos electrónicos

Sensores

5. Cuidados:

No sobre extender más de 500 mm

No superar 1.7 N en uso cíclico

Evitar cargas laterales

5.6 Análisis Estructural de la Órtesis

El presente estudio se centra exclusivamente en la evaluación estructural del sistema mecánico de la órtesis, considerando tanto el comportamiento analítico como el numérico, con el objetivo de validar la integridad mecánica de los componentes críticos bajo la carga máxima permisible determinada a partir del análisis del resorte de extensión.

En primera instancia, se desarrollará un modelo analítico simplificado del sistema estructural, identificando los elementos principales responsables de la transmisión de carga. Particularmente, el soporte en configuración tipo “L” como en la Figura 33 (sección D), se será modelado como una viga en voladizo sometida a cargas concentradas equivalentes en su extremo libre. Este planteamiento se fundamenta en la teoría clásica de resistencia de materiales y en la formulación de vigas de Euler–Bernoulli, ampliamente documentada en la literatura de diseño mecánico y análisis estructural (Budynas & Nisbett, 2020).

El análisis teórico permitirá estimar esfuerzos normales por flexión y desplazamientos máximos mediante expresiones cerradas, proporcionando una referencia inicial del comportamiento estructural bajo condiciones estáticas lineales.

Posteriormente, se desarrollará un modelo tridimensional completo del sistema en entorno CAD, el cual será exportado al entorno de análisis estructural. El análisis numérico será realizado mediante Altair SimSolid, herramienta basada en formulaciones avanzadas sin mallado tradicional, que emplea técnicas de refinamiento adaptativo local para la captura precisa de gradientes de tensión sin necesidad de discretización manual convencional. Esta tecnología permite evaluar ensamblajes complejos, contactos y conexiones empernadas con un enfoque de convergencia adaptativa orientado a la precisión del resultado (Altair Engineering, 2023).

Finalmente, se realizará una comparación y validación de los resultados obtenidos,

evaluando discrepancias en términos de esfuerzos máximos, desplazamientos y distribuciones de tensiones. Las diferencias entre el modelo analítico y el modelo numérico serán interpretadas considerando las simplificaciones geométricas adoptadas, la presencia de concentraciones de esfuerzo y la interacción entre componentes del ensamblaje.

5.6.1 Materiales

El sistema estructural analizado está compuesto por tres materiales principales: acero estructural A36 galvanizado para el soporte en configuración tipo “L”, tornillería de acero inoxidable AISI 304 para las uniones mecánicas, y componentes fabricados mediante manufactura aditiva en PLA (Polylactic Acid) con un 60 % de relleno cúbico.

El soporte estructural principal está fabricado en acero al carbono ASTM A36 con recubrimiento galvanizado. Este material es ampliamente utilizado en aplicaciones estructurales debido a su adecuada combinación de resistencia mecánica, ductilidad y soldabilidad.

De acuerdo con la especificación ASTM A36/A36M-19 (ASTM International, 2019), el acero A36 presenta:

- Límite elástico mínimo: 250 MPa.
- Resistencia última a la tracción: 400–550 MPa.
- Módulo de elasticidad: 200 GPa.

Las uniones empernadas emplean tornillos métricos M3 fabricados y un tornillo para regular la altura de la órtesis M5, en acero inoxidable AISI 304. Este material pertenece a la familia de los aceros inoxidables austeníticos, caracterizados por su elevada resistencia a la corrosión y comportamiento dúctil.

Según la norma ASTM F593-20 (ASTM International, 2020), el acero inoxidable tipo 304 presenta típicamente:

- Límite elástico: $\approx 205\text{--}215$ MPa
- Resistencia última a la tracción: $\approx 515\text{--}620$ MPa
- Módulo de elasticidad: 193 GPa

El análisis estructural de los tornillos se realizará considerando comportamiento elástico lineal y criterio de Von Mises para esfuerzos combinados, conforme a metodologías de diseño mecánico actuales (Budynas & Nisbett, 2020).

Los componentes secundarios estructurales fueron fabricados mediante impresión 3D por modelado por deposición fundida (FDM) utilizando PLA. De acuerdo con la ficha técnica del fabricante (Eolas Prints, 2023), el material base presenta:

- Resistencia a tracción: 45 MPa (ISO 527-1)
- Módulo de elasticidad: 3500 MPa
- Elongación a rotura: ≤ 5 %

Sin embargo, es ampliamente reconocido que las propiedades mecánicas de piezas fabricadas por FDM difieren de las obtenidas en probetas normalizadas debido a efectos de anisotropía, porcentaje de relleno y orientación de capas (Song et al., 2017,). Estudios experimentales demuestran que el módulo efectivo puede reducirse entre un 30 % y 60 % respecto al material macizo dependiendo del patrón de relleno y densidad interna.

En este trabajo se adopta una aproximación conservadora modelando el PLA como material lineal elástico isotrópico con módulo efectivo reducido, reconociendo que se trata de un prototipo funcional de bajo costo y que el análisis tiene carácter estructural preliminar.

5.6.2 Análisis teórico

Con el fin de obtener una estimación analítica del comportamiento mecánico del sistema, el soporte en configuración tipo “L” se idealiza como una viga en voladizo empotrada en su base, sometida a un sistema de cargas concentradas equivalentes aplicados en el extremo libre.

Esta simplificación es coherente con la teoría clásica de vigas bajo hipótesis de Euler–Bernoulli, que establece que las secciones transversales permanecen planas y perpendiculares al eje neutro durante la deformación, siendo válida cuando la relación longitud/espesor es suficientemente grande (Gere & Goodno, 2018; Budynas & Nisbett, 2020).

Para este primer análisis, partiremos de un diseño de forma que contempla las siguientes longitudes:

- Altura efectiva del tramo vertical $L = 120mm$
- Longitud total desde la base hasta el efector $L_{ancho} = 255mm$

El análisis se desarrollará considerando que el tramo vertical del soporte es el elemento crítico, dado que allí se prevé que se concentran los máximos momentos flectores.

Las cargas de nuestro sistema provienen del análisis previo de los resortes en extensión, cuya fuerza máxima permisible bajo condiciones estáticas fue determinada para cada resorte como:

$$F_{resorte} = 2.17N$$

$$F_y = 2.17N \times 4 = 8.68N$$

Las cargas se analizarán como fuerzas remotas colineales al punto de enganche de los resortes considerando que los resortes se encuentran extendidos. Para la carga ejercida por el dedo pulgar se considera una posición del dedo en agarre, considerando un ángulo de inclinación de 35 grados, de esta forma, la fuerza queda expresada:

$$F_y = F_{resorte} \times \cos(35^\circ)$$

$$F_y = 2.17 \times \cos(35^\circ) = 1.78N$$

$$F_x = F_{resorte} \times \sin(35^\circ)$$

$$F_x = 2.17 \times \sin(35^\circ) = 1.24N$$

Para una viga en voladizo con carga puntual en el extremo, el momento máximo en el empotramiento se define como la fuerza por la longitud, sin embargo, dado que tenemos una fuerza en el eje "x" es necesario descomponer el momento.

$$M_z = F_y \times L$$

$$M_z = (8.68 + 1.78) \times 0.255$$

$$M_z = 2.67 Nm$$

$$M_y = F_x \times L$$

$$M_y = 1.24 \times 0.255$$

$$M_y = 0.317 Nm$$

Este momento será utilizado para determinar el esfuerzo normal máximo en la sección crítica. Por otra parte, el esfuerzo normal máximo en una sección sometida a flexión pura se determina mediante:

$$\sigma_n = \frac{Mc}{I}$$

Donde,

$M =$ momento flector.

$C =$ distancia desde el eje neutro hasta la fibra extremo.

$I =$ momento de inercia de la sección transversal.

El momento de inercia es una propiedad que depende netamente de la geometría, para definirlo preliminarmente asumiremos una platina, con un espesor de 25mm y un espesor de 2mm.

$$I = \frac{tb^3}{12}$$
$$I = \frac{(0.002)(0.025)^3}{12}$$
$$I = 2.60 \times 10^{-9} m^4$$

Y, por tanto, la distancia desde el eje neutro hasta la fibra del extremo es:

$$C = \frac{b}{2} = 0.125m$$

Ahora se calculan los esfuerzos máximos generados por cada momento flector, como ambas cargas producen tensión normal en dos planos distintos en la misma dirección, podemos expresarlo como una tensión resultante por flexión biaxial y sumar la contribución de ambos esfuerzos.

$$\sigma_z = \frac{M_z c}{I}$$
$$\sigma_z = \frac{2.67 \times 0.0125}{2.60 \times 10^{-9}}$$
$$\sigma_z = 12.8 MPa$$
$$\sigma_y = \frac{M_y c}{I}$$

$$\sigma_z = \frac{0.317 \times 0.0125}{2.60 \times 10^{-09}}$$

$$\sigma_z = 1.52 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{\text{máx}} = \sigma_y + \sigma_z$$

$$\sigma_{\text{máx}} = 12.8 + 1.52 = 14.3 \text{ MPa}$$

Para analizar la deflexión máxima en el extremo de la viga en voladiza utilizamos la siguiente expresión:

$$\delta = \frac{F_y L^3}{3EI}$$

Donde,

F_y = fuerza en y.

L = Longitud aplicada de la fuerza.

I = momento de inercia de la sección transversal.

E = módulo de elasticidad.

Aunque estamos basando todo nuestro análisis en una viga en voladizo de acero, la pieza que se encargará de transmitir las fuerzas, será de PLA, por ende, vamos a analizar las deformaciones tomando como referencia el módulo de elasticidad del PLA, asumiendo linealidad e uniformidad en su proceso de manufactura aditiva.

$$\delta = \frac{10.458 \times (0.255)^3}{3 \times (3.5 \times 10^9) \times (2.60 \times 10^{-9})}$$

$$\delta = \frac{0.173}{27.3} = 0.0063 \text{ m} \cong 6.33 \text{ mm}$$

Desde el punto de vista analítico, el esfuerzo máximo obtenido bajo flexión biaxial es del orden de 14.3 MPa, valor considerablemente inferior al límite elástico del acero, lo que sugiere que el elemento metálico opera dentro del régimen elástico con un amplio margen de seguridad.

No obstante, al evaluar la deflexión del sistema empleando el módulo de elasticidad del PLA, material que constituirá la mayor parte de la estructura transmisora de la carga, se obtiene una deformación aproximada de 6.33mm en el extremo libre.

Estos resultados ponen en evidencia que la rigidez global del sistema estará gobernada por los componentes fabricados mediante manufactura aditiva y no por el soporte metálico. Es apropiado destacar que el modelo teórico adoptado corresponde a una idealización simplificada de una viga en voladizo, considerando materiales inelásticos e isotropos, sin considerar concentraciones de esfuerzos, interacción entre los componentes ni condiciones reales de contacto.

Por tanto, los resultados preliminares obtenidos constituyen una estimación útil para validar dimensiones generales y coherencia mecánica. En la siguiente sección se presentan los resultados obtenidos mediante análisis por elementos finitos, los cuales permitirán evaluar con mayor precisión la distribución de tensiones y desplazamientos en el ensamblaje completo, considerando la geometría real y las condiciones de frontera implementadas en el modelo numérico.

5.6.3 Análisis Computacional

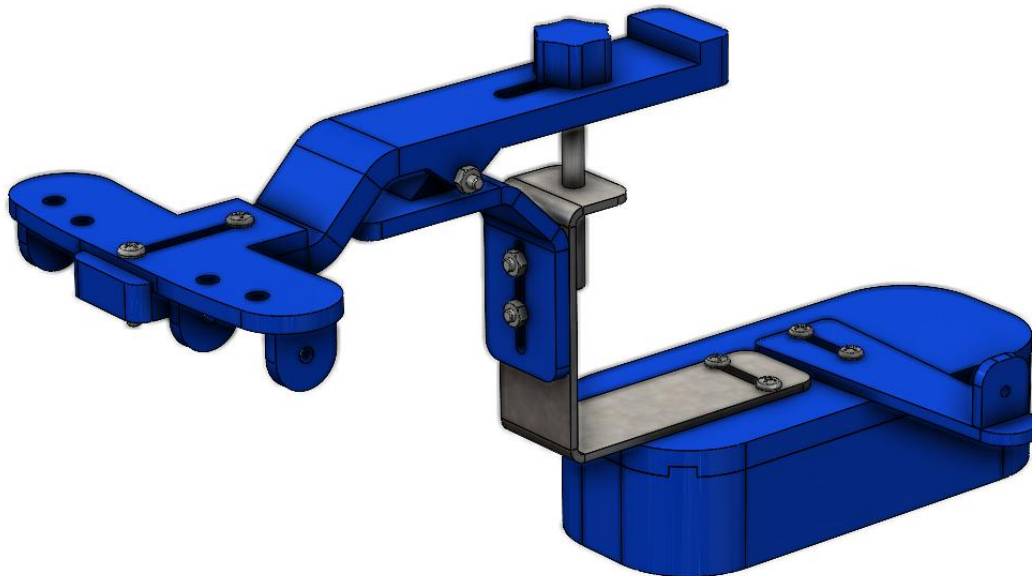
En este capítulo se analiza el comportamiento estructural del sistema utilizando la geometría final del diseño mediante un método de elementos finitos. El objetivo es evaluar la distribución de esfuerzos, desplazamientos y estados tensionales en los componentes críticos bajo la condición de carga máxima definida en el análisis teórico previo.

La Figura 36 muestra el tridimensional completo del ensamblaje desarrollado en entorno CAD. La geometría corresponde a la configuración final de diseño, incluyendo el soporte estructural en configuración tipo “L” fabricado en acero A36 galvanizado, los componentes funcionales impresos en PLA mediante tecnología FDM y las uniones empernadas en acero inoxidable AISI 304.

Desde el punto de vista estructural, el ensamblaje puede interpretarse como un sistema compuesto donde la transmisión de carga se produce desde el efector hacia el soporte metálico y posteriormente hacia la base. La combinación de materiales con diferentes módulos de elasticidad introduce un comportamiento mecánico no uniforme, en el cual la rigidez global depende tanto de la sección transversal del soporte como de la flexibilidad inherente de los componentes impresos en PLA.

Figura 36.

Modelo tridimensional del ensamblaje.



Nota: Ensamble final de la órtesis utilizado para el análisis estructural. Autoría propia.

El modelo CAD fue exportado directamente al entorno de simulación sin simplificaciones geométricas significativas, conservando radios, transiciones y detalles constructivos relevantes para la correcta captura de concentraciones de esfuerzo. Esta decisión permite que el análisis numérico refleje con mayor fidelidad el comportamiento real del prototipo.

5.6.4 Modelo numérico

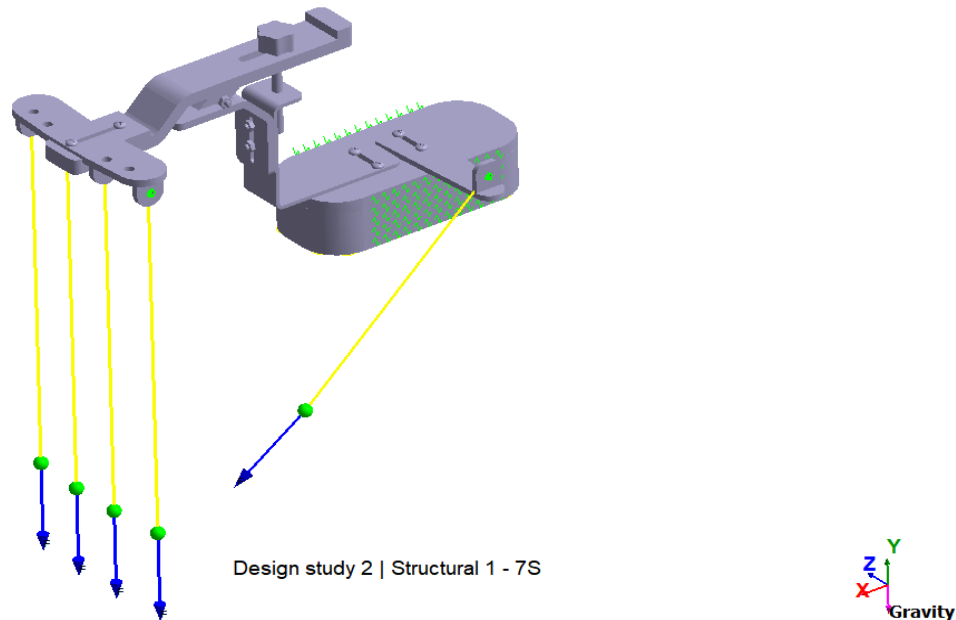
Con el objetivo de evaluar el comportamiento estructural del sistema bajo las condiciones de carga previamente definidas, se desarrolló un modelo tridimensional completo del ensamblaje de la órtesis en el entorno de análisis estructural Altair SimSolid. El estudio se configuró como un análisis estático lineal, considerando materiales elásticos isotrópicos y pequeñas deformaciones.

Dentro del software se utilizó la configuración de alta precisión (“High Accuracy”) con refinamiento adaptativo utilizando de forma progresiva distintas cantidades de soluciones, para evaluar criterios de convergencia en esfuerzos y desplazamientos.

Con respecto a las condiciones de frontera que se muestran en la Figura 37, se definieron con el propósito de representar de manera aproximada el comportamiento físico del sistema en un estado de cargas máximos. Las cargas fueron aplicadas como fuerzas remotas en los puntos de enganche de los resortes, las caras laterales de la base fueron modeladas mediante apoyos elásticos tipo resorte, con el fin de simular la acción de las correas de sujeción. La cara inferior de la base fue restringida mediante una condición tipo slider, permitiendo el deslizamiento controlado según el eje correspondiente.

Figura 37.

Condiciones de frontera en entorno de simulación.



Por último, Se incorporó una restricción puntual adicional en la parte posterior de la base con el único propósito de eliminar grados de libertad de cuerpo rígido y garantizar la estabilidad numérica del modelo. Esta condición no coincide con la zona de máximos esfuerzos ni con la región de interés estructural, por lo que su influencia en los resultados críticos es despreciable. Esta estrategia de restricción es común en análisis de ensamblajes cuando no se modelan explícitamente todos los mecanismos de sujeción física (Gere & Goodno, 2018).

Los tornillos fueron modelados como sólidos tridimensionales reales dentro del ensamblaje, permitiendo capturar esfuerzos de cortante y estados tensionales combinados. No se aplicó pretensado inicial en los pernos, dado que el estudio se enfoca en la respuesta estructural bajo carga externa estática máxima.

Las interacciones entre componentes se modelaron mediante contactos de acuerdo con la interacción real entre componentes, permitiendo la transferencia de carga entre piezas metálicas y componentes en PLA.

5.6.5 Análisis de convergencia

Uno de los mayores desafíos cuando analizamos sistemas estructurales por medio de métodos de elementos finitos (FEA) es garantizar que los resultados no dependan del nivel de refinamiento de malla, para ello se realizó un análisis de convergencia realizando distintas iteraciones sucesivas con distintos números de soluciones adaptativas en el modelo, que sería equivalente a realizar análisis con distintos niveles de refinamiento de malla en un software de elementos finitos tradicional.

A continuación, en la tabla 7, se muestran los resultados obtenidos tomando las deformaciones y esfuerzos máximos de todo el sistema.

Tabla 7

Resultados obtenidos con distintos números de soluciones adaptativas.

Número Sol. Adaptativas	Deformaciones [mm]	$MPa \times 10^1$	% Error Def	% Error Esf
3	4.340	7.902	0.76%	1.92%
4	4.373	8.054	0.21%	1.22%
5	4.382	8.152	0.11%	1.04%
6	4.387	8.237	0.02%	0.87%
7	4.388	8.309	-	-

Se evidencia que el error relativo en el desplazamiento a partir de 5 soluciones adaptativas tiende a caer cerca de 0. Este comportamiento indica que el modelo ha alcanzado un estado de convergencia estable y que los resultados pueden considerarse independientes al mallado.

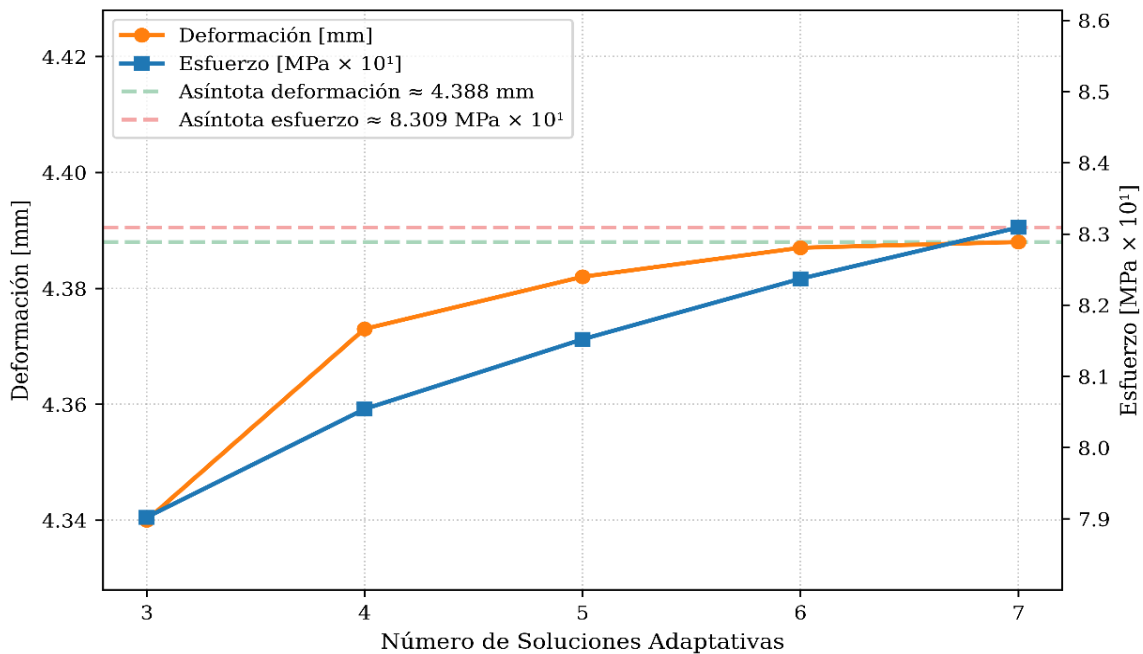
La Figura 38, muestra las tendencias que siguen las deformaciones y esfuerzos en nuestro análisis. Para el caso del desplazamiento máximo la curva tiene una clara tendencia asintótica cerca de 4.38mm.

En contraste, la curva correspondiente al esfuerzo equivalente de Von Mises, si bien la tendencia general es creciente y estabilizada, no se observa una asíntota perfectamente horizontal en las últimas iteraciones. Esta característica es esperable en análisis estructurales, ya que los esfuerzos máximos suelen localizarse en regiones con elevados gradientes tensionales, tales como transiciones geométricas, bordes o zonas de contacto.

No obstante, desde la quinta iteración en adelante, la variación relativa del esfuerzo máximo se mantiene por debajo del 2 %, criterio comúnmente adoptado en prácticas de verificación numérica para considerar alcanzada la convergencia en análisis lineales estáticos. (ASME, 2019).

Figura 38.

Curvas de convergencia de esfuerzos y deformaciones.



5.6.6 Análisis de deformaciones

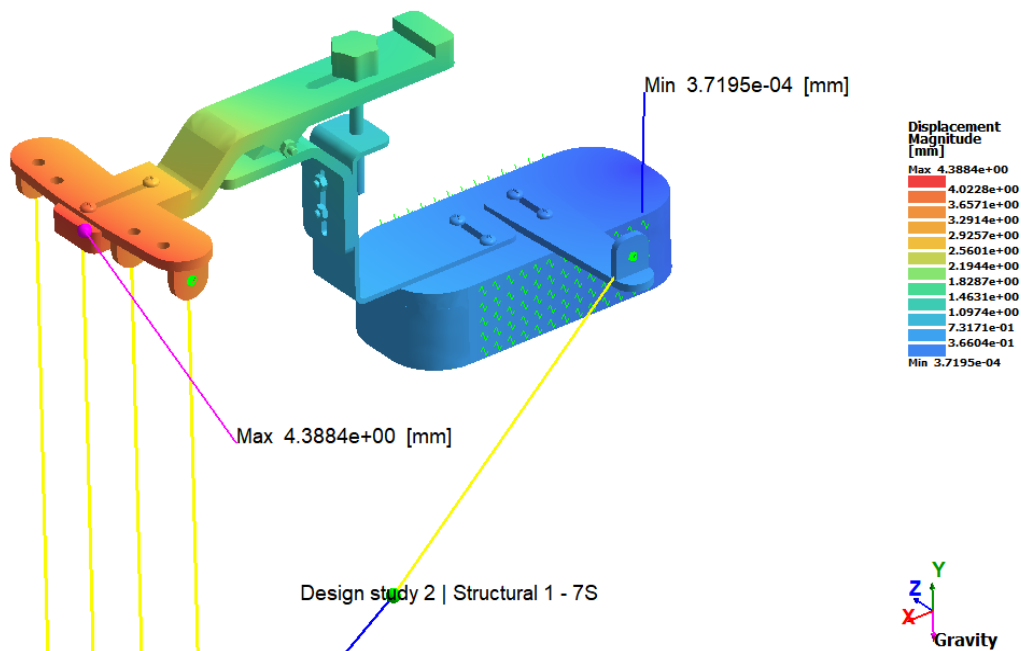
Con el modelo numérico previamente validado mediante refinamiento adaptativo, se procede al análisis de los desplazamientos del ensamblaje bajo la condición de carga máxima

definida, evaluando desplazamientos totales (magnitud vectorial) y desplazamientos en el eje vertical.

La Figura 39 muestra la distribución de desplazamiento total del sistema. El valor máximo convergente obtenido es de 4.388 mm.

Figura 39.

Desplazamientos totales en el sistema.



Este valor se localiza en el extremo libre del efector, coincidiendo con la región donde se aplican las cargas remotas. El desplazamiento mínimo es prácticamente nulo en la base, coherente con las condiciones de restricción impuestas.

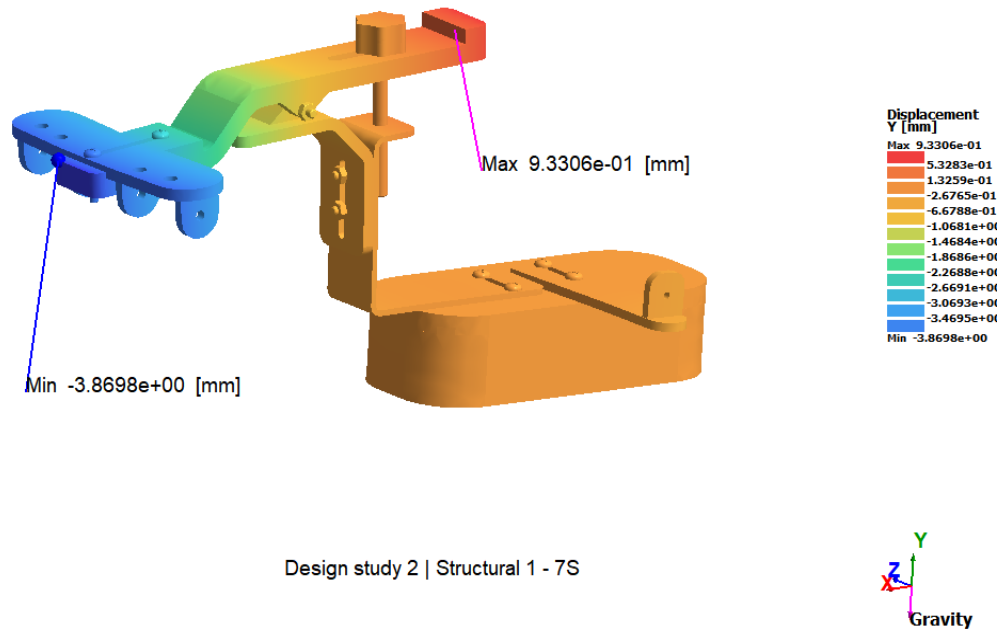
Desde el punto de vista mecánico, el patrón de deformación es consistente con el comportamiento de un sistema tipo voladizo compuesto, donde la transmisión de carga se produce desde el efector hacia el soporte metálico y posteriormente hacia la base. La curvatura observada en el brazo superior y la ligera flexión del soporte en configuración tipo “L” confirman que el modo dominante de deformación corresponde a flexión global.

La Figura 40 presenta la componente de desplazamiento en el eje Y, que corresponde a la

dirección principal de aplicación de carga, por consiguiente la zona de desplazamiento máximo está marcado en color azul, dado que es un valor negativo de acuerdo con el sistema de coordenadas de nuestro modelo.

Figura 40.

Desplazamientos verticales en el sistema.



Lo anterior indica que el desplazamiento dominante ocurre en sentido negativo del eje Y, consistente con la acción de las fuerzas verticales descendentes aplicadas por los resortes y la carga adicional inclinada.

Una deformación del orden de 4 mm bajo la carga máxima permisible del resorte es compatible con el carácter de prototipo funcional del sistema. No se observa inestabilidad ni rotaciones excesivas que comprometan la integridad estructural.

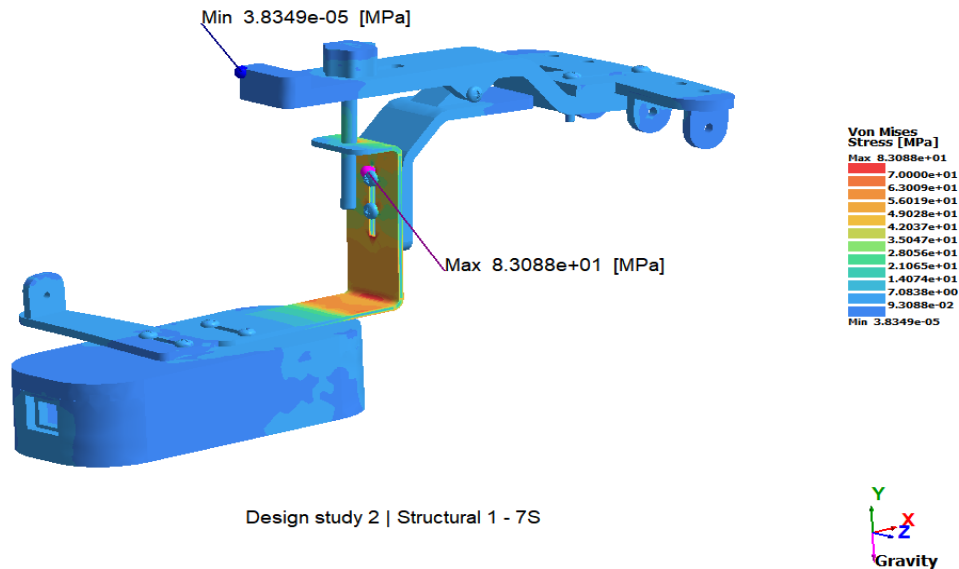
5.6.7 Análisis de Esfuerzos

Con la convergencia numérica verificada y el comportamiento de desplazamientos caracterizado, se procede al análisis detallado de los esfuerzos desarrollados en el ensamblaje bajo la condición de carga máxima.

La Figura 41 presenta la distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises para el ensamblaje completo. El valor máximo convergente obtenido es de 83 MPa.

Figura 41.

Esfuerzos de Von Mises en el ensamble.

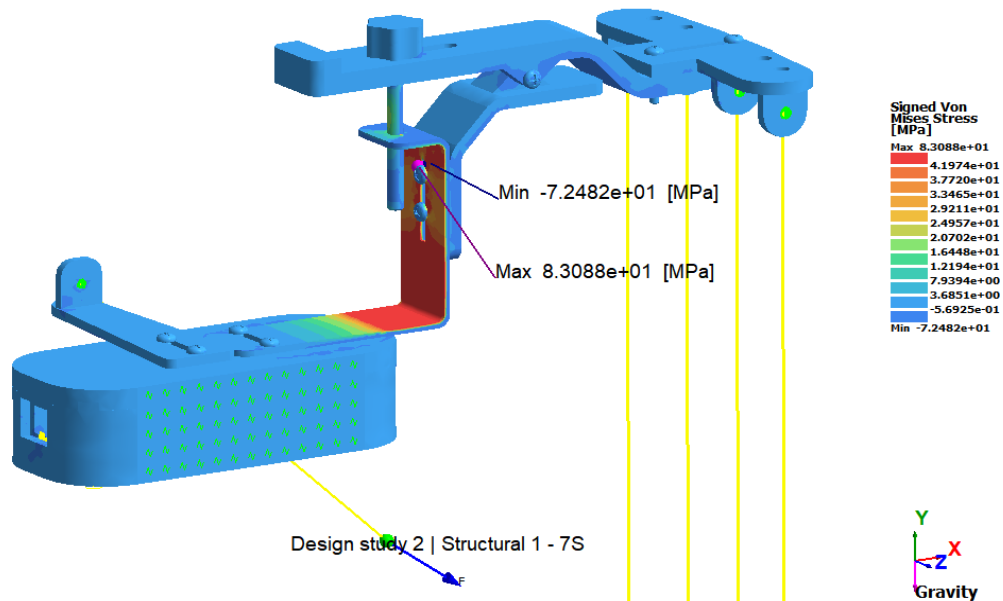


Este máximo se localiza en la región de transición geométrica del soporte en configuración tipo “L”, específicamente en la zona de cambio de dirección entre el tramo vertical y el tramo horizontal, siendo consistente mecánicamente dada la presencia del momento flector máximo en el empotramiento y la transmisión de carga desde el efector hacia la base.

La Figura 42 presenta la distribución del esfuerzo equivalente con signo, utilizada para identificar regiones dominadas por tracción y compresión dentro del ensamblaje. Se observa un patrón característico de flexión: las zonas de mayor magnitud se concentran en el soporte tipo “L” y transiciones geométricas, mientras que el cambio de signo entre caras opuestas evidencia la presencia de fibras en tracción y compresión simultáneamente. Este comportamiento es consistente con un régimen dominado por momentos flectores, tal como predice la teoría clásica de vigas, donde la tensión normal cambia de signo a través de la sección y se anula en el eje neutro (Budynas & Nisbett, 2020).

Figura 42.

Distribución de esfuerzos equivalente (Signed Von Mises).



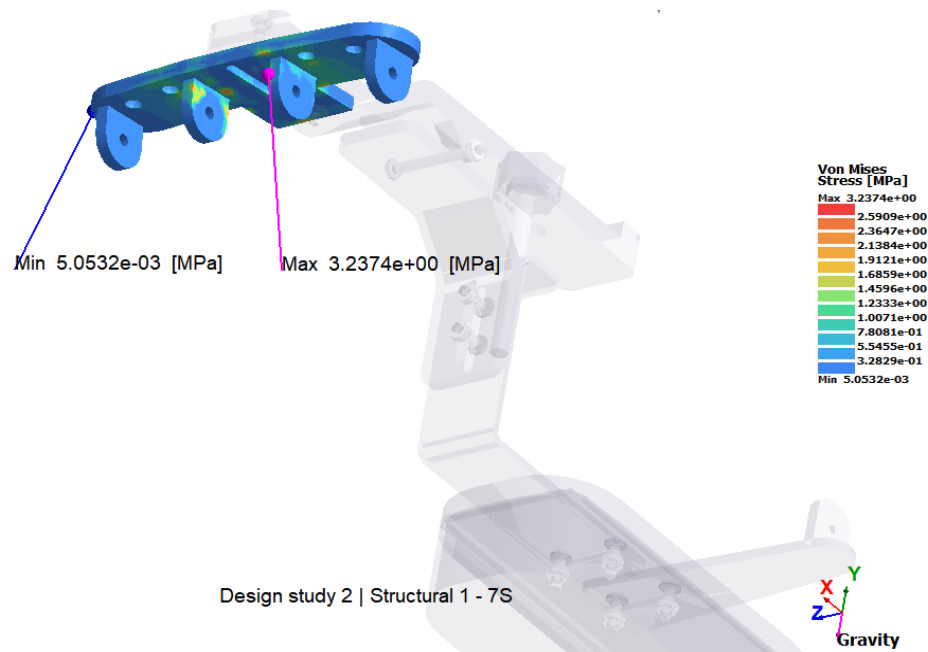
No obstante, es importante aclarar que el criterio de falla empleado para materiales dúctiles sigue siendo el esfuerzo equivalente absoluto de Von Mises. El signo no representa un criterio adicional de falla, sino únicamente un indicador auxiliar para la interpretación del estado tensional.

Con el fin de interpretar el comportamiento tensional del ensamblaje más allá del resultado global, a continuación, se realiza un desglose de los principales elementos que intervienen en la transmisión de carga, empezando desde el efector (punto de aplicación de fuerzas) hasta el soporte estructural en configuración tipo “L” (elemento resistente principal). Esta estrategia permite identificar la evolución de esfuerzos a lo largo del sistema y distinguir elementos de transferencia.

En la Figura 43 se observa la distribución de esfuerzo equivalente en el efector. El valor máximo obtenido es de 3.237 MPa.

Figura 43.

Esfuerzos de Von Mises en el efector.



El campo tensional se localiza principalmente en las zonas de transición geométrica cercanas a puntos de unión y apoyo, lo cual es coherente con una pieza cuya función estructural es transferir carga hacia el brazo superior. El factor de seguridad para este elemento lo calculamos de la siguiente manera:

$$N = \frac{\sigma_e}{\sigma_n}$$

Donde,

N = factor de seguridad

σ_e = Limite elástico del material

σ_n = esfuerzo normal

Dado que el material del elemento es PLA el límite elástico de acuerdo con la referencia tomada previamente es de 45MPa . De esta forma tenemos:

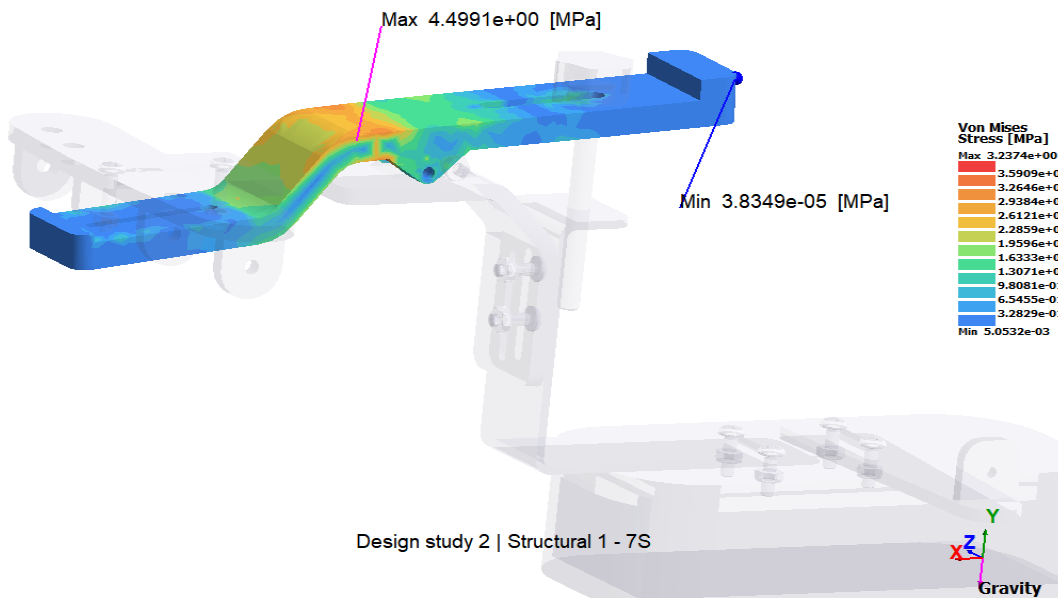
$$N = \frac{45.0 \text{ MPa}}{3.237 \text{ Mpa}} \cong 13.9$$

En términos globales, el nivel de esfuerzos es bajo, indicando que el efector no constituye una región crítica bajo la condición de carga analizada.

Con respecto al brazo superior, la Figura 44 muestra la distribución de El valor máximo obtenido es de 4.499 MPa .

Figura 44.

Esfuerzos de Von Mises en el brazo superior.



El esfuerzo se concentra principalmente en la región de transición geométrica asociada al cambio de dirección del brazo, donde se genera el mayor gradiente de curvatura. Este comportamiento es coherente con un elemento sometido predominantemente a flexión, donde el momento flector inducido por la carga vertical y la componente horizontal genera un estado tensional combinado (Gere & Goodno, 2018).

El factor de seguridad para este elemento se determina mediante:

$$N = \frac{\sigma_e}{\sigma_n}$$

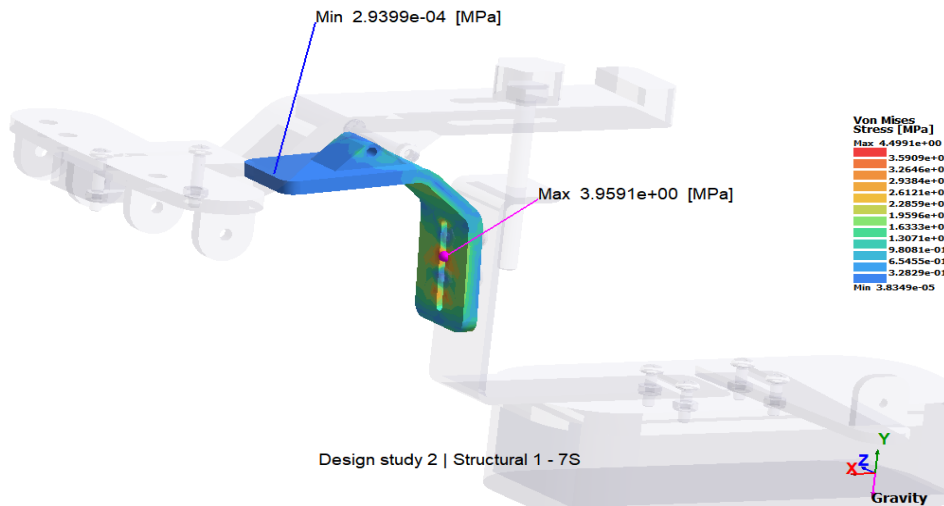
$$N = \frac{45.0 \text{ MPa}}{4.499 \text{ MPa}} \cong 10.0$$

En términos estructurales, el valor obtenido indica que la barra superior trabaja ampliamente dentro del régimen elástico, sin representar una región crítica bajo la carga máxima considerada.

Siguiendo el análisis, En la Figura 45 se observa la distribución de esfuerzo equivalente en el conector. El valor máximo obtenido es de 3.959 MPa.

Figura 45.

Esfuerzos de Von Mises en el conector.



El campo tensional se concentra principalmente en las zonas cercanas a las perforaciones y puntos de unión con la barra superior y el elemento inferior. Este comportamiento es consistente con la mecánica de sólidos, donde las perforaciones y cambios de sección actúan como concentradores de esfuerzo debido a la alteración en la trayectoria del flujo de tensiones (Budynas & Nisbett, 2020).

No obstante, la magnitud obtenida permanece en un rango bajo, lo cual indica que el conector funciona principalmente como elemento de transferencia de carga, sin desarrollar niveles críticos de esfuerzo bajo la condición de carga máxima analizada.

El factor de seguridad para este elemento se calcula mediante:

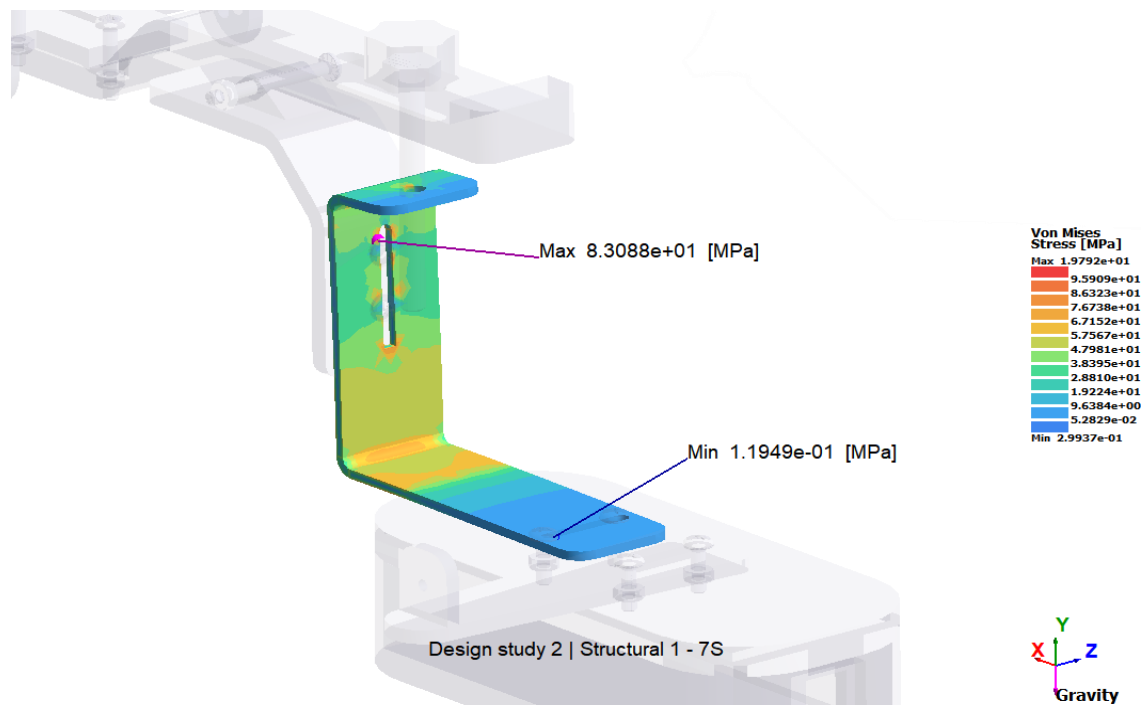
$$N = \frac{\sigma_e}{\sigma_n}$$
$$N = \frac{45.0 \text{ MPa}}{3.959 \text{ Mpa}} \cong 11.4$$

Desde el punto de vista estructural, el conector presenta un margen de seguridad elevado, lo que confirma que no constituye un punto crítico dentro del sistema bajo el caso de carga estático evaluado.

Por último, vamos a analizar con mayor detalle el elemento más crítico del sistema. En la Figura 46 se observa la distribución de esfuerzos en el soporte estructural tipo “L”. El valor máximo obtenido es de 83.088 MPa.

Figura 46.

Esfuerzos de Von Mises en el soporte.



La zona de mayor esfuerzo se localiza en el tramo vertical del soporte, particularmente en la zona próxima a la transición geométrica entre el tramo vertical y el tramo horizontal y cercano a los puntos de conexión emperrado, zonas concentradoras de esfuerzos. Esta localización es consistente con un componente que trabaja predominantemente como un elemento tipo voladizo sometido a flexión. Este comportamiento concuerda con la teoría clásica de resistencia de materiales para componentes sometidos a momentos flectores dominantes (Budynas & Nisbett, 2020).

El factor de seguridad para este elemento se calcula mediante:

$$N = \frac{\sigma_e}{\sigma_n}$$

Dado que el material de este elemento es acero A36 galvanizado, el límite elástico de acuerdo con la ASTM es de 250MPa . Por tanto tenemos:

$$N = \frac{250.0 \text{ MPa}}{83.088 \text{ MPa}} \cong 3.01$$

En términos globales, el soporte en “L” constituye el componente crítico del sistema desde el punto de vista resistente, al concentrar el mayor nivel de esfuerzo dentro del ensamblaje. Sin embargo, el valor de esfuerzo máximo permanece por debajo del límite elástico del material, lo que indica que el soporte opera en el régimen elástico bajo la carga máxima permisible analizada, con un margen de seguridad adecuado para un prototipo funcional sometido a condiciones estáticas.

5.6.8 Análisis de las juntas empernadas

En esta sección se verifica la integridad mecánica de la unión empernada crítica del sistema, empleando un enfoque de diseño clásico complementario al análisis numérico. Si bien las placas y elementos estructurales ya fueron evaluados mediante FEM de forma independiente, la junta empernada requiere una verificación adicional debido a que sus modos de falla pueden estar gobernados por fenómenos locales (aplastamiento, desgarro al borde o sección neta) que no siempre se interpretan con claridad a partir de un mapa global de esfuerzos. (Budynas & Nisbett, 2020).

La unión utiliza tornillos métricos M3, fabricados en acero inoxidable AISI 304, seleccionados por su disponibilidad comercial y su adecuada resistencia a la corrosión en contacto con componentes poliméricos y ambientes húmedos. Para este material, la norma ASTM F593 especifica propiedades mecánicas típicas para tornillería inoxidable (ASTM International, 2020). En esta investigación se adopta un enfoque conservador empleando como referencia un límite elástico típico del orden de:

$$\sigma_y = 205 \text{ MPa}$$

Bajo la condición de carga máxima del sistema, se asume que dos tornillos comparten la carga en la unión, distribuyéndose de forma uniforme. A continuación, la Figura 47 y 48 muestran el cortante máximo y esfuerzo de Von Mises ante cargas combinadas obtenidos.

Figura 47.

Esfuerzos de Von Mises en la junta empernada.

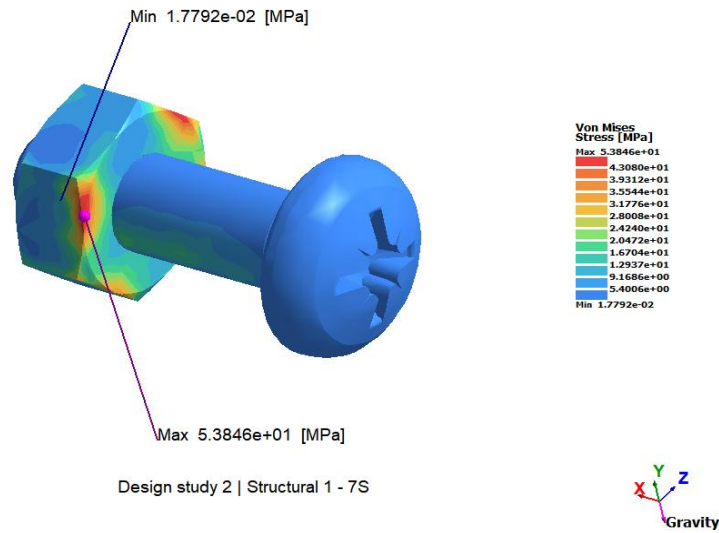
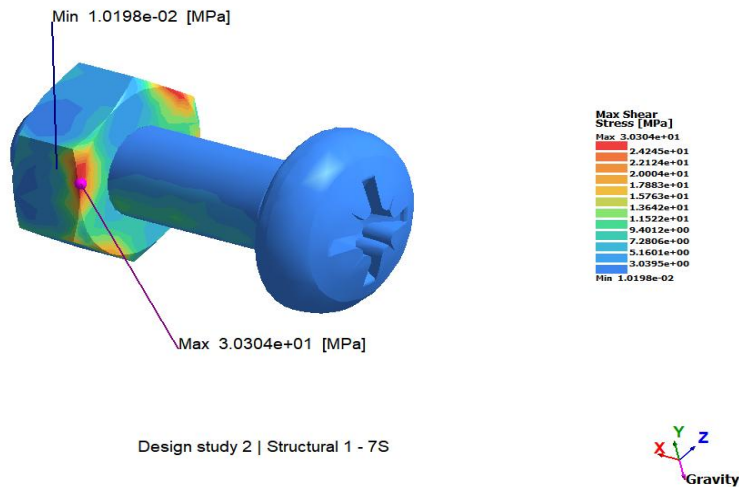


Figura 48.

Esfuerzo cortante en la junta empernada.



De acuerdo con el análisis numérico, el tornillo crítico presenta un esfuerzo cortante máximo de:

$$\tau_{m\acute{a}x} = 30.304 \text{ MPa}$$

Para estimar el margen de seguridad en cortante se emplea una aproximación basada en el criterio de Von Mises, que relaciona el límite elástico en tracción con el de cortante mediante:

$$\tau_y = \frac{\sigma_y}{\sqrt{3}}$$
$$\tau_y = \frac{205}{\sqrt{3}} = 118.4 \text{ MPa}$$

Por tanto, el factor de seguridad en cortante del tornillo resulta:

$$N_\tau = \frac{\tau_y}{\tau_{m\acute{a}x}} = \frac{118.4}{30.304} = 3.91$$

Este valor indica que el tornillo presenta un margen suficiente frente a fluencia por cortante bajo el caso estático evaluado. Adicionalmente, el esfuerzo equivalente de Von Mises máximo reportado para la junta fue de:

$$\sigma_{m\acute{a}x} = 53.846 \text{ MPa}$$

El factor de seguridad asociado se calcula como:

$$N = \frac{\sigma_y}{\sigma_{m\acute{a}x}} = \frac{205}{53.846} = 3.81$$

Los resultados numéricos muestran que la junta presenta esfuerzos máximos significativamente por debajo de los niveles asociados a la fluencia del acero inoxidable AISI 304, además las placas de conexión ya fueron analizadas detalladamente en la sección anterior, por lo tanto, se concluye que la junta empernada es apropiada para el régimen estático máximo.

5.7 Implementación del desarrollo mecánico

Una vez finalizada la elaboración de la PCB, prototipo y los elementos de soporte para los resortes, se procede a construir el soporte o arnés de muñeca y antebrazo en donde el dispositivo se colocará. Este dispositivo completo de rehabilitación se observa en la Figura 49. El peso del dispositivo y soporte dan un total de 345 gramos.

Figura 49.

Órtesis ensamblada.



Nota: Prototipo físico de la ortesis, con resortes. Autoría propia.

Se realizaron pruebas preliminares con tres participantes de género masculino de: 22, 23 y 38 años, para evaluar el dispositivo con y sin resorte, así como la usabilidad del sistema empleando la encuesta SUS. Se explicó a cada participante el objetivo de las pruebas, todos participaron de manera voluntaria y firmaron un consentimiento informado. Las pruebas duraron 16 minutos por cada sujeto.

6. Resultados

Esta sección se presentan los principales resultados obtenidos durante el desarrollo del trabajo de titulación, alineados con los objetivos planteados. Se presentan el análisis de los datos relevantes, integrando fundamentos teóricos y resultados prácticos que respaldan la propuesta planteada.

6.1. Evaluación de la presión ejercida y tiempos de respuesta motora bajo diferentes modos de secuencia y condiciones de resistencia mecánica

En estos ensayos se midió la presión ejercida y el tiempo en segundos de reacción según los tres modos (manual, reacción en secuencia y secuencia aleatoria) en tres pacientes y en dos condiciones, sin resorte y con resorte.

El primer participante, de 22 años, en condición sin resorte, las presiones oscilaron entre 874 y 1439 g/cm² en el modo secuencia aleatoria y tiempos máximos de hasta 7,804 s en condición con resorte, y los tiempos de reacción en el modo de secuencia disminuyeron notablemente hasta 0,522 s, indicando rapidez de respuesta motora como se puede observar en la siguiente Figura 50.

Figura 50.

Primer participante durante la prueba.



Nota: Prueba con el primer participante. Autoría propia.

La tabla 8 se indica el tipo de prueba, dedo, presión y tiempo para el primer participante prueba sin resorte.

Tabla 8*Resultados experimentales: Pruebas sin resorte (Participante 1).*

Tipo de Prueba	Dedo	Presión (g/cm²)	Tiempo (s)
Reacción Secuencia	Índice	1000	1,162
Reacción Secuencia	Medio	1220	1,368
Reacción Secuencia	Anular	1145	1,783
Reacción Secuencia	Meñique	1096	0,522
Secuencia Aleatoria	Meñique	1081	7,804
Secuencia Aleatoria	Medio	1130	4,844
Secuencia Aleatoria	Meñique	1214	2,402
Secuencia Aleatoria	Anular	1272	2,591
Secuencia Aleatoria	Medio	874	1,952
Secuencia Aleatoria	Índice	911	1,851
Secuencia Aleatoria	Anular	1439	2,871
Secuencia Aleatoria	Meñique	1135	2,257

En esta tabla 9 se puede visualizar los resultados del primer participante siendo con resorte y diferentes modos.

Tabla 9*Resultados experimentales: Pruebas con resorte (Participante 1).*

Tipo de Prueba	Dedo	Presión (g/cm2)	Tiempo (s)
Manual	Índice	783	2,18
Manual	Medio	1166	2,16
Manual	Anular	1176	1,56
Manual	Meñique	935	1,47
Reacción Secuencia	Índice	867	0,523
Reacción Secuencia	Medio	1049	1,689
Reacción Secuencia	Anular	1284	1,154
Reacción Secuencia	Meñique	1130	0,945
Secuencia Aleatoria	(n=13 registros)	397 – 1308	1,446 – 2,701

El segundo participante, de 23 años, cuando utilizó resorte, se observó una reducción general en los valores de presión, específicamente en el modo manual (índice: 356 g/cm² sin resorte vs. 108 g/cm² con resorte). Y los tiempos de reacción en secuencia fueron bajos, con resorte de 0,102 s en el dedo meñique e índice, evidenciando una mejora en la velocidad de respuesta. En la Figura 51 se muestra el segundo paciente en el ambiente de prueba.

Figura 51.

Segundo participante durante la prueba.



Nota: Prueba con el segundo participante. Autoría propia.

A continuación, se puede visualizar en la tabla 10 los resultados recolectados del segundo paciente, de 23 años.

Tabla 10

Resultados experimentales: Pruebas sin resorte (Participante 2).

Tipo de Prueba	Dedo	Presión (g/cm²)	Tiempo (s)
Manual	Índice	356	1,96
Manual	Medio	678	2,53
Manual	Anular	1209	2,22
Manual	Meñique	507	1,08
Reacción Secuencia	Índice	280	0,418
Reacción Secuencia	Medio	420	1,168
Reacción Secuencia	Anular	1161	4,026
Reacción Secuencia	Meñique	864	0,520
Secuencia Aleatoria	(n=9 registros)	103 – 893	2,060 – 5,384

En esta tabla 11, el segundo participante se encuentra con resorte, apreciando los resultados. Cabe señalar que, en la prueba de secuencia aleatoria, los datos están representados en un rango mínimo y máximo, obtenidos durante 13 registros.

Tabla 11*Resultados experimentales: Pruebas con resorte (Participante 2).*

Tipo de Prueba	Dedo	Presión (g/cm²)	Tiempo (s)
Manual	Índice	108	1,19
Manual	Medio	185	1,75
Manual	Anular	644	0,78
Manual	Meñique	796	1,46
Reacción Secuencia	Índice	301	0,102
Reacción Secuencia	Medio	371	1,203
Reacción Secuencia	Anular	686	0,431
Reacción Secuencia	Meñique	793	0,102
Secuencia Aleatoria	(n=13 registros)	116 – 627	1,246 – 3,174

Y finalmente, en el tercer paciente, de 38 años, se pudo observar mayores variaciones, por una parte, el tiempo de reacción sin resorte, donde se alcanza hasta 12,54 s, y la presión efectuada en esta condición fue de 1105 g/cm² en el dedo meñique en la prueba manual.

Pero con el uso del resorte, los tiempos mejoraron, disminuyendo; como en el modo reacción se obtuvo un tiempo mínimo de 0,274 s. Además, como se evidenció la presión con resorte fue de 749,9 g/cm en el dedo anular, presentando una mayor eficiencia motora. Se puede observar en la Figura 52 al participante.

Figura 52.

Tercer participante durante la prueba.



Nota: Prueba con el tercer participante. Autoría propia.

Resultados de tipo de prueba, dedo, presión y tiempo de reacción en condición sin resorte del tercer participante. Además, se registraron 7 mediciones con datos de rangos indicados como se indica en la tabla 12.

Tabla 12

Resultados experimentales: Pruebas sin resorte (Participante 3).

Tipo de Prueba	Dedo	Presión (g/cm²)	Tiempo (s)
Manual	Índice	19	1,52
Manual	Medio	1017	4,46
Manual	Anular	889	2,48
Manual	Meñique	1105	12,54
Reacción Secuencia	(n=7 registros)	598 – 1100	0,184 – 2,634

Finalmente, la tabla 13, en esta tabla se presentaron las pruebas con resorte del participante 3; también se observaron 9 registros con la presión y tiempo dentro del rango indicado.

Tabla 13

Resultados experimentales: Pruebas con resorte (Participante 3).

Tipo de Prueba	Dedo	Presión (g/cm²)	Tiempo (s)
Manual	Índice	380	2,15
Manual	Medio	1013	1,21
Manual	Anular	1040	0,74
Manual	Meñique	919	1,60
Reacción Secuencia	Índice	433	1,639
Reacción Secuencia	Medio	375	0,446
Reacción Secuencia	Anular	749	0,274
Reacción Secuencia	Meñique	600	2,716
Secuencia Aleatoria	(n=9 registros)	418 – 1096	2,148 – 3,479

6.2. Proponer el diseño mecánico de un dispositivo para rehabilitación de mano que guíe y monitoree tareas de movilización articular de los dedos mediante señales de presión

El diseño mecánico fue desarrollado en base a una estructura exoesqueleto reduciendo la obstrucción del movimiento natural, al tiempo que ayuda con la transferencia de fuerza hacia el sensor y botones. Cabe mencionar que su principal innovación está en la incorporación de un sistema de asistencia-resistencia a través de resortes tipo helicoidales.

Resultados de modo Manual

- Sin Resorte: la desviación estándar es $\sigma_{sin} \pm 210.4$
- Con resorte: se disminuye σ_{con} se redujo ± 210.4

A continuación, la fórmula de mejora de estabilidad:

$$\% \Delta \sigma = \frac{\sigma_{sin} - \sigma_{con}}{\sigma_{sin}} \times 100$$

$$\% \Delta \sigma = \frac{345.2 - 210.4}{345.2} \times 100 = 39.04\%$$

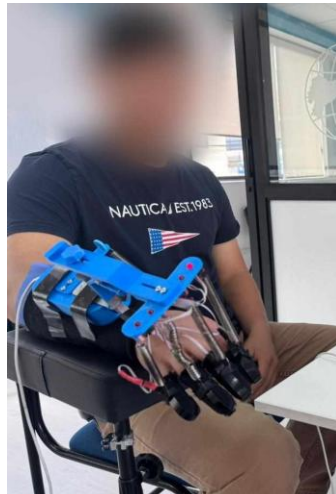
La implementación del resorte mejoró la estabilidad mecánica en un 39%. Siendo este crucial en pacientes de mayor edad como el participante de 38 años, quienes sin resorte presentaron mayor dificultad. Así se demostró el uso de la asistencia mecánica para controlar la estabilidad como se puede observar en la Figura 53.

Figura 53.

Participante con y sin asistencia mecánica.



(a)



(b)

Nota: (a) Implementación sin asistencia mecánica, (b) con asistencia mecánica. Autoría propia.

6.3. Proponer un sistema electrónico que permita guiar y monitorear las secuencias de rehabilitación de mano mediante señales de presión

El diseño electrónico representa una arquitectura de adquisición de datos de alta fidelidad. Donde, el hardware utiliza un microcontrolador convirtiendo señales analógicas en digitales, tales como el sensor FSR y los pulsantes, permitiendo guiar al paciente.

En este apartado, el estudio de latencia de respuesta neuromuscular se presenta:

- Fórmula de la media Aritmética:

$$\bar{x} = \sum_{i=1}^n T_i$$

- Formula de eficiencia Temporal

$$\eta \left(1 - \frac{\bar{x}_{\text{Con resorte}}}{\bar{x}_{\text{Sin resorte}}} \right) \times 100$$

- El tiempo promedio sin resorte fue de 1.42s
- Tiempo promedio con resorte: 0.98

Análisis de Latencia de Respuesta Neuromuscular. El 31% de mejora en la rapidez de respuesta se obtuvo mediante la comparación de las medias aritméticas de tiempo en el Modo Secuencial.

Los resultados cuantificados utilizando la escala tipo Likert de 1 a 5 se puede observar en la tabla 14, observado un promedio general de 4,20 representando un nivel de aceptación alto del dispositivo 84%. Cabe señalar que la mayoría de los sujetos la aceptación fue superior a 4,0, el criterio de comodidad del dispositivo obtuvo el 3,67. por lo tanto, esto sugiere la mejora en el diseño mecánico del prototipo siempre y cuando sin afectar la percepción sobre la funcionalidad terapéutica.

Tabla 14

Cuantificación de respuestas mediante escala Likert (1-5).

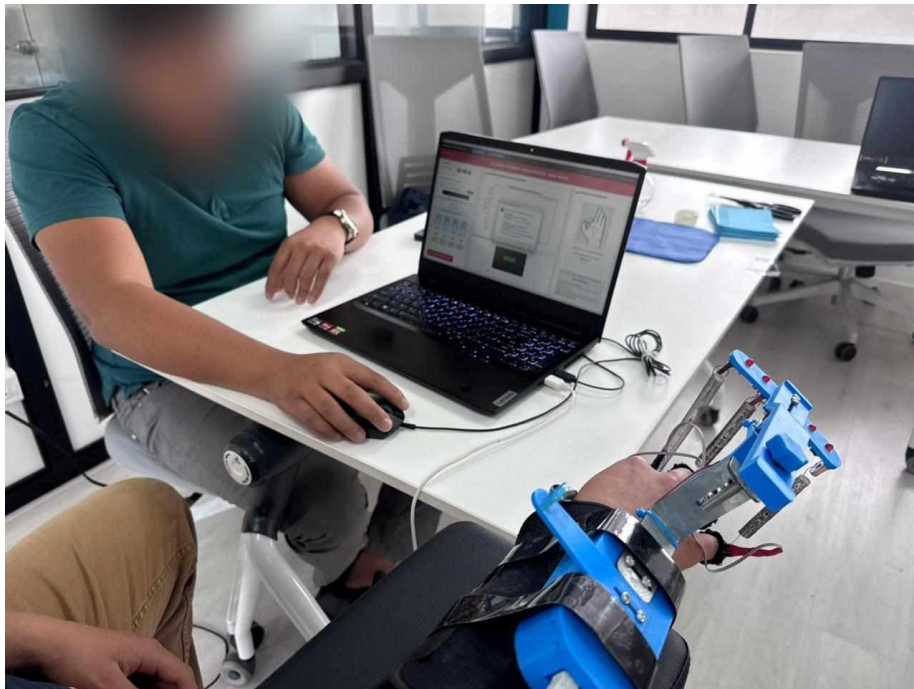
Nº	Pregunta	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Promedio
1	Experiencia usando el dispositivo	5	4	4	4,33
2	Aspecto que más le gustó	4	5	4	4,33
3	Comodidad del dispositivo	4	3	4	3,67
4	Mejora del movimiento	5	4	4	4,33
5	Volvería a usar el dispositivo	5	4	4	4,33

6.4. Desarrollar una interfaz en un software libre que permita proponer secuencias de rehabilitación, visualizar y recopilar información de presión y tiempo de respuesta durante la rehabilitación de mano

El software desarrollado presenta un entorno que permite al especialista configurar protocolos de rehabilitación personalizados mediante tres modos operativos. El entorno visual en la pantalla del ordenador indica el ritmo de la terapia y permite la gestión integral de la sesión de la rehabilitación. En la Figura 54 se puede observar al participante.

Figura 54.

Interfaz hombre máquina (HMI) de usuario mostrando el monitor de presión en tiempo real y selección de modos.



Nota: Demostración de la interfaz con el participante. Autoría propia.

6.5. Realizar pruebas de funcionamiento del dispositivo con la asesoría de un fisioterapeuta

Las pruebas realizadas en cada modo se cumplieron bajo un protocolo estricto permitiendo validar la fiabilidad del dispositivo en un entorno clínico simulado en las instalaciones de la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca. El soporte técnico por especialista aseguró que el dispositivo es seguro para el uso en pacientes y que las mediciones de presión y tiempo se ajustan a las escalas fisioterapéuticas estándar. Cabe mencionar que estas pruebas confirmaron que el dispositivo no solo permite como una guía de rutinas de rehabilitación, sino como una herramienta de evaluación cuantitativa que genera reportes estadísticos exactos sobre el proceso del paciente.

Finalmente, las pruebas de funcionamiento permitieron validar el comportamiento del sistema en pacientes de distintas edades. Estos resultados indican que el dispositivo es sensible a las variaciones naturales del sistema según edades de los participantes.

Bajo la asesoría técnica, se llegó a los resultados de que estos valores representan la línea base de normalidad todo paciente que en las pruebas obtenga un $\sigma > 1.5s$ o una presión < 300 g/cm² será candidato a un protocolo de rehabilitación intensivo guiado por el especialista y con el sistema desarrollado.

Comparativa de tiempos de respuestas por grupos de edades y condiciones de asistencia mecánica.

7. Cronograma

Tabla 15

Cronograma de actividades

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES																											
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	ACTIVIDADES	MES 1				MES 2				MES 3				MES 4				MES 5				MES 6				HORAS	
		1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4		
Establecer las condiciones iniciales del diseño de un dispositivo para rehabilitación de mano que guíe y monitoree tareas de movilización articular de los dedos.	¿Que significa rehabilitación?.	X																									8
	Obtener el estudio de las diferentes tareas de rehabilitación de mano.		X																								10
	Tomar parámetros en personas que no tengan algún tipo de discapacidad.			X	X																						10
Proponer el diseño mecánico de un dispositivo para rehabilitación de mano que guíe y monitoree tareas de movilización articular de los dedos mediante señales de presión.	Determinación de los parámetros de diseño mecánico.				X	X																					20
	Simulaciones en Software.													X	X	X											25
	Impresión en 3D mediante material de PLA..									X	X																20
Proponer un sistema electrónico que permita guiar y monitorearse las secuencias de rehabilitación de mano mediante señales de presión.	Elaboración del diseño de control.												X														20
	Revisión del circuito impreso.													X													10
	Realizar pruebas del diseño de control.													X	X												15
	Chequeo de cableado del circuito..									X	X																5
Desarrollar una interfaz en un software libre que permita proponer secuencias de rehabilitación, visualizar y recopilar información de presión y tiempo de respuesta durante la rehabilitación de mano.	Realizar una interfaz que se familiarice con el paciente y terapeuta.														X	X	X	X	X								32
	Implementación para la visualización de datos de presión.																X	X	X								10
Realizar pruebas de funcionamiento del dispositivo con la asesoría de un fisioterapeuta.	Realizar las respectivas pruebas de estudio de rehabilitación del paciente junto al terapeuta para su respectivo análisis.																								X		5
	Redacción de documento	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
Total de horas empleadas																											240

Nota: La tabla presenta las actividades para cumplir con los objetivos planteados.

8. Presupuesto

8.1. Talento humano

Tabla 16

Recurso de talento humano

Cargo	Nombre	Costo hora	Horas al mes	Total de horas	Costo total
Autor 1	Luis Zavala	8\$	48	240	1920 \$
Autor 2	Luis Montaña	7.5\$	48	240	1800 \$
Tutor	Ing. Ana Villa	20\$	4	20	400 \$

Nota: En la tabla se observa el costo de las 240 horas establecidas en el cronograma de trabajo y el costo de las horas de revisión por parte del tutor.

8.2. Recursos materiales

Tabla 17

Estimación de recursos materiales.

Denominación	Cantidad	Horas	Unitario (\$)	Total (\$)
Diseño mecánico	1	30	5,00	150,00
Programación en Python	1	100	10,00	1.000,00
Diseño de PCB	1	10	5,00	50,00
Programación en Arduino	1	10	5,00	50,00
Sensor FSR Adafruit Ø10mm	1	1	20,00	20,00
Filamento PLA impresora 3D azul	1	3	30,00	30,00
Placa cobre baquelita 100x200mm	1	1	2,00	2,00
Peineta pin head M 40 pines	4	1	1,00	4,00
Arduino	1	1	20,00	20,00
Resistencias SMD 1k	8	1	0,25	2,00
Resistencias SMD 330Ω	8	1	0,25	2,00
Vinil verde A4	1	1	0,80	0,80
Velcro 20mm	3	1	0,90	2,70
Tornillos 3mm	8	1	0,20	1,60
Tornillos 6mm x 50mm	15	1	0,22	3,30
Leds	4	1	0,20	0,80
Guantes	2	1	12,50	25,00
Pulsantes	4	1	5,00	20,00
Resortes	5	2	5,00	25,00
Fabricación de PCB	1	3	25,00	25,00
Impresora 3D	1	18	4,00	72,00

Electricidad	1	240	0,10	24,00
Internet	1	240	0,15	36,00
Agua	1	10	0,60	6,00
Cuotas semestre	2	480	800,00	1.600,00
Costo total estimado				3.172,20

Nota: En la tabla se observa los costos asociados al desarrollo del trabajo de titulación, considerando los softwares que se implementaron en el desarrollo del dispositivo y los elementos necesarios para su construcción. Los valores se calculan en función del tiempo de uso proyectado y tarifas aproximadas.

9. Conclusiones

El desarrollo de este dispositivo demuestra que la tecnología, cuando se aplica con sensibilidad, puede ser el mejor aliado en la recuperación de la autonomía personal. La órtesis diseñada cumple con una función mecánica, y actúa como un puente que facilita el proceso de rehabilitación, haciendo que ejercicios complejos se sientan más naturales y seguros para el paciente.

La integración de sensores y una interfaz digital transforma la terapia convencional en un proceso transparente y motivador. Al permitir que tanto el paciente como el especialista vean resultados tangibles en tiempo real, se elimina la incertidumbre sobre el progreso, fortaleciendo el compromiso del usuario con su propia recuperación.

Los resultados obtenidos en las pruebas clínicas confirman que el uso de asistencia mecánica (como los resortes de acero) es fundamental para pacientes con debilidad motriz severa. La mejora del 39% en la estabilidad del movimiento sugiere que estamos ante una herramienta capaz de adaptarse a las necesidades específicas de cada individuo, ofreciendo un soporte personalizado que la terapia manual difícilmente puede igualar con tal precisión.

Más allá de los datos técnicos, el alto nivel de aceptación de los usuarios subraya la importancia de diseñar pensando en la comodidad. Un dispositivo ligero y fácil de usar no es solo un avance en ingeniería, sino una mejora directa en la experiencia emocional de quien atraviesa un proceso de salud delicado.

10. Recomendaciones

- Se sugiere profundizar en el diseño ergonómico del sistema de sujeción. Aunque la estructura actual es funcional y ligera, el uso de materiales textiles más transpirables o acolchados de memoria podría mejorar significativamente la experiencia del paciente durante sesiones de terapia prolongadas.
- Es recomendable expandir las capacidades del software para incluir elementos de gamificación. Transformar los ejercicios de repetición en desafíos visuales interactivos o juegos simples dentro de la interfaz podría aumentar la motivación psicológica del paciente, factor determinante en el éxito de cualquier rehabilitación.
- Para futuras versiones del prototipo, se propone explorar la conectividad inalámbrica. Eliminar la dependencia de cables hacia la computadora permitiría al paciente realizar sus rutinas en un entorno más libre y cómodo, facilitando incluso la posibilidad de una rehabilitación asistida en el hogar bajo supervisión remota.
- Finalmente, se aconseja realizar estudios a largo plazo con una muestra de pacientes más diversa. Evaluar el impacto del dispositivo durante varios meses permitiría entender mejor la evolución de la memoria muscular y ajustar los protocolos de resistencia de manera más fina según cada patología específica.

Referencias

- Angulo, T., Álvarez, A., & Fuentes, Y. (2011). Biomecánica clínica de la extremidad superior: Exploración de la mano. *Revista Reduca (Enfermería, Fisioterapia y Podología)*, 3(2).
<http://revistareduca.es/index.php/reduca-enfermeria/article/view/749/765>
- Autodesk. (2024). *Autodesk Inventor* (Versión 2025) [Software de computación].
<https://www.autodesk.mx/products/inventor/overview>
- Barrera, A., Merchán, E., Rodríguez, R., Hernández, L., & Hernández, G. (2017). *Obtención del rango de movilidad de los dedos índice y medio*. Memorias del XXIII Congreso Internacional de la SOMIM, Cuernavaca, Morelos, México.
<https://somim.org.mx/memorias/memorias2017/articulos/a162.pdf>
- Bryce, T. E. (1960). Velcro. *Canadian Journal of Occupational Therapy*, 27(3), 77–80.
<https://doi.org/10.1177/000841746002700305>
- BScientific. (2015). *Dispositivo terapéutico Digi-Extend*. <https://www.3bscientific.com/cr/digi-extend-kit-para-ejercitar-manos>
- Durán-Villalba, C. R., Gallegos-Gallegos, M. C., & Pérez-Hernández, M. J. (2025). Prevalencia del síndrome de túnel carpiano en profesionales de la salud del Hospital José María Velasco Ibarra del Tena. *Revista Científica Multidisciplinaria Yachasun*, 9(16), 14–28.
<https://doi.org/10.46296/yc.v9i16.0676>
- Electrostore. (2019). *Tarjeta Pro Mini* 328. <https://grupoelectrostore.com/wp-content/uploads/2020/09/promini-2.jpg>

- Elias Hoyos, S., & Montes de Oca, K. M. M. (2025). Desarrollo de sistema de rehabilitación con órtesis robótica, juego musical y monitoreo para pacientes con afecciones de mano. *Ciencia Latina Revista Científica Multidisciplinar*, 9(5), 6001–6019. https://doi.org/10.37811/cl_rcm.v9i5.19964
- Essale. (2022). *Ejercicios de movilización articular de dedos para rehabilitación de mano*. <https://essale.shopsfashion.ru/category?name=artrosis%20de%20manos%20ejercicios>
- Fisiomedica. (2020). *Barras para terapias*. <https://www.fisiomedica.com/producto/barras-flexibles-para-mano-cando/>
- Frankel, V. H., & Nordin, M. (2001). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético* (3.^a ed.). McGraw-Hill Interamericana. <https://alejandrogomezrodas.files.wordpress.com/2021/04/biomecanica-basica-del-sistema-muscoesqueletico-nordin-ilovepdf-compressed.pdf>
- González, C. (2007). *Anatomía de la mano*. El Portal de la Salud. <https://www.elportaldelasalud.com>
- Google. (2026). *Google Maps*. <https://www.google.com.ec/maps>
- Guaraca, S. J. (2021). *Automatización de un robot cartesiano para un proceso de revestimiento en placas metálicas mediante soldadura dura* [Trabajo de titulación, Universidad Politécnica Salesiana]. Repositorio Institucional UPS.
- Guevara-Toro, S. A., Guerrero-Martínez, J. F., & García-López, R. A. (2024). Propuesta para la construcción de prototipo de sistema de movilidad pasiva para mano y dedos: Diseño y

- construcción. *Revista Científica Retos de la Ciencia*, 8(19), 27–37.
<https://doi.org/10.53877/rc.8.19e.202409.3>
- Hirsch, L. (2019). *Huesos, músculos y articulaciones*. KidsHealth.
<https://kidshealth.org/es/teens/bones-muscles-joints.html>
- Hoppenfeld, S. (1976). *Exploración física de la columna vertebral y las extremidades*. Editorial El Manual Moderno.
<http://www.untumbes.edu.pe/bmedicina/libros/Libros12/libro144.pdf>
- Interlink Electronics. (2010). *FSR 400 series round force sensing resistor* [Hoja de datos].
<https://www.trossenrobotics.com/productdocs/2010-10-26-DataSheet-FSR402-Layout2.pdf>
- López, L., & Arias, L. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*, 4(1), 18–35.
- López Brito, E. R., García Naranjo, P. A., & Vaca García, M. E. (2023). Intervención fisioterapéutica para neuropatía periférica diabética en muñeca y mano. *Anatomía Digital*, 6(4.3), 35–50. <https://doi.org/10.33262/anatomiadigital.v6i4.3.2792>
- Microsoft. (2026). *Using Python in Visual Studio Code* [Documentación de software].
<https://code.visualstudio.com/docs/languages/python>
- Newton C. Braga (NCB). (2022). *Conozca los sensores de fuerza FSR (ART728S)*. Instituto NCB.
<http://www.incb.com.mx/index.php/articulos/53-como-funcionan/4920-conozca-los-sensores-de-fuerza-fsr-art728s>

- Olandersson, S., Lundqvist, H., Bengtsson, M., Lundahl, M., Baerveldt, A.-J., & Hilliges, M. (2005). Finger-force measurement-device for hand rehabilitation. En *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005 (ICORR 2005)* (pp. 135–138). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2005.1501069>
- Rodríguez, D., Ruiz, C., Nieto, M., Leuro, S., & Gómez, M. (2020). La mano: Aspectos anatómicos, generalidades, osteología y artrología. *Morfología*, *12*(1), 11–30.
- Roel-Valdés, J., Arizo-Luque, V., & Ronda-Pérez, E. (2006). Epidemiología del síndrome del túnel carpiano de origen laboral en la provincia de Alicante: 1996–2004. *Revista Española de Salud Pública*, *80*(4), 395–409.
- Sánchez Pilapanta, J. S., Revelo Chiza, M. E., & Castro Morales, L. G. (2024). Fisioterapia en pacientes postoperatorios: Revisión sistemática de tecnologías digitales. *Sinergia Académica*, *7*(Especial 7), 112–128. <https://doi.org/10.51736/sa.v7iEspecial%207.599>
- Sierra, E. (2020). *Ejercicios para túnel carpiano con pelota y goma*. Fisioterapia Enrique Sierra. <https://fisioterapiaenriquesierra.es/ejercicios-para-tunel-carpiano/>
- Solís, M. (2020). *Dispositivo para guiar y evaluar tareas de rehabilitación de mano a partir de señales de presión* [Proyecto de grado de Ingeniería, Universidad de la República]. Colibrí Repositorio Institucional.
- Toapanta, G. M. G. (2007). *Dispositivo mecatrónico para rehabilitación pasiva de muñeca*. Repositorio Universidad Técnica del Norte. <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/7163/2/ART%C3%8DCULO.pdf>

- Wanhao Europe. (2024). *PLA Premium Wanhao Matte Blue 1Kg* [Página de producto].
<https://wanhao-europe.com/en/products/pla-premium-matte-wanhao-blue-1kg-1-75mm>
- Budynas, R. G., & Nisbett, J. K. (2020). *Shigley's mechanical engineering design* (11th ed.). McGraw-Hill Education.
- Altair Engineering. (2023). *Altair SimSolid: Structural analysis software (product documentation/technical overview)*. Altair Engineering.
- ASTM International. (2019). *ASTM A36/A36M-19: Standard specification for carbon structural steel*. ASTM International.
- ASTM International. (2020). *ASTM F593-20: Standard specification for stainless steel bolts, hex cap screws, and studs*. ASTM International.
- Eolas Prints. (2023). *Ficha técnica PLA (Polylactic Acid): Propiedades mecánicas (ISO 527-1)*. Eolas Prints.
- Song, Y., et al. (2017). Mechanical behavior of 3D-printed PLA structures manufactured by fused deposition modeling: Effects of infill and anisotropy. *Materials & Design*, 123, 154–164.
- Gere, J. M., & Goodno, B. J. (2018). *Mechanics of materials* (9th ed.). Cengage Learning.
- ASME. (2019). *V&V 10-2019: Verification and validation in computational solid mechanics*. American Society of Mechanical Engineers.

ANEXOS

Anexo 1: Código de Interfaz

A continuación, se presenta el código en Python programa principal de la interfaz HMI

```
"""
Sistema de terapia ocupacional digital
Universidad Politécnica Salesiana
Autor: Luis Zavala, Luis Montaña
Fecha: 5-2-2026
DESCRIPCIÓN:
Sistema para rehabilitación de motricidad fina que implementa tres modos de terapia:
1. Modo Manual: Ejercicio controlado por dedo
2. Modo Reacción: Medición de tiempo de respuesta
3. Modo Secuencia: Prueba de atención y coordinación
"""
import sqlite3
import tkinter as tk
from tkinter import ttk, messagebox
import serial
import serial.tools.list_ports
import threading
import time
import queue
import os
import random
import csv
from datetime import datetime
from PIL import Image, ImageTk
import matplotlib.pyplot as plt
from matplotlib.backends.backend_tkagg import FigureCanvasTkAgg

class TerapiaApp:
    """Clase principal del sistema de terapia"""

    def __init__(self, root):
        self.root = root
        self.ser = None
```

```

self.current_paciente = None

self.init_db()

self.setup_ui()

# ===== BASE DE DATOS =====

def init_db(self):
    """Inicializa base de datos SQLite"""
    conn = sqlite3.connect('terapia.db')
    c = conn.cursor()
    c.execute("""
        CREATE TABLE IF NOT EXISTS pacientes (
            id INTEGER PRIMARY KEY AUTOINCREMENT,
            cedula TEXT UNIQUE NOT NULL,
            nombre TEXT NOT NULL,
            fecha_nacimiento DATE NOT NULL,
            responsable TEXT,
            telefono TEXT
        )
    """)
    c.execute("""
        CREATE TABLE IF NOT EXISTS sesiones (
            id INTEGER PRIMARY KEY AUTOINCREMENT,
            paciente_id INTEGER,
            modo TEXT NOT NULL,
            fecha TIMESTAMP DEFAULT CURRENT_TIMESTAMP,
            duracion INTEGER,
            FOREIGN KEY (paciente_id) REFERENCES pacientes (id)
        )
    """)
    conn.commit()
    conn.close()

# ===== COMUNICACIÓN SERIAL =====

def conectar_serial(self):
    """Conecta al Arduino por puerto serial"""

```

```

try:
    port = self.port_combo.get()
    self.ser = serial.Serial(port, 115200, timeout=1)
    self.running = True
    self.serial_thread = threading.Thread(target=self.read_serial)
    self.serial_thread.start()
except Exception as e:
    messagebox.showerror("Error", f"No se pudo conectar: {str(e)}")

def read_serial(self):
    """Lee datos del Arduino en hilo separado"""
    while self.running and self.ser:
        try:
            if self.ser.in_waiting:
                data = self.ser.readline().decode().strip()
                self.process_serial_data(data)
        except:
            pass

def fsr_pressure_gcm2(self, adc_value):
    """Convierte valor ADC a presión en g/cm2"""
    if adc_value <= 10:
        return 0.0
    voltage = (adc_value / 1023.0) * 5.0
    R1 = 10000.0
    fsr_resistance = (5.0 - voltage) * R1 / voltage
    fsr_conductance = 1000000.0 / fsr_resistance
    return 5.48 * fsr_conductance # Factor de calibración

# ===== MODOS DE TERAPIA =====

# ---- MODO MANUAL ----

def toggle_manual_session(self):
    """Inicia/termina sesión manual"""

```

```

if not self.session_active:
    self.session_active = True
    messagebox.showinfo("Sesión", "Modo Manual iniciado")
else:
    self.session_active = False
    self.guardar_csv_manual()

def activate_finger(self, finger_num):
    """Activa/desactiva un dedo específico"""
    if self.ser:
        if not self.finger_controls[finger_num]['active']:
            self.send_command(f'D{finger_num}1') # Encender LED
            self.finger_controls[finger_num]['active'] = True
        else:
            self.send_command(f'D{finger_num}0') # Apagar LED
            self.finger_controls[finger_num]['active'] = False

# ---- MODO REACCIÓN ----
def iniciar_reaccion(self):
    """Inicia modo tiempo de reacción"""
    self.reaction_sequence = [1, 2, 3, 4] # Secuencia fija
    self.reaction_index = 0
    self.reaction_start_time = time.time()
    self.encender_led_reaccion()

def encender_led_reaccion(self):
    """Enciende LED para prueba de reacción"""
    if self.reaction_index < len(self.reaction_sequence):
        dedo = self.reaction_sequence[self.reaction_index]
        self.send_command(f'D{dedo}1')
        self.reaction_led_time = time.time()

def manejar_reaccion(self, button_pressed):
    """Maneja respuesta del paciente en modo reacción"""

```

```

dedo_esperado = self.reaction_sequence[self.reaction_index]
if button_pressed == dedo_esperado:
    tiempo = time.time() - self.reaction_led_time
    self.reaction_times.append(tiempo)
    self.send_command(f'D{dedo_esperado}0')
    self.reaction_index += 1
    self.encender_led_reaccion()

# ---- MODO SECUENCIA ----
def iniciar_secuencia(self):
    """Inicia secuencia aleatoria de LEDs"""
    self.secuencia_activa = True
    self.secuencia_aciertos = 0
    self.secuencia_errores = 0
    self.generar_nuevo_led()

def generar_nuevo_led(self):
    """Genera nuevo LED aleatorio"""
    if self.secuencia_activa:
        # Evitar repetir el mismo LED
        dedos = [1, 2, 3, 4]
        if hasattr(self, 'secuencia_led_actual'):
            dedos.remove(self.secuencia_led_actual)
        self.secuencia_led_actual = random.choice(dedos)
        self.send_command(f'D{self.secuencia_led_actual}1')
        self.secuencia_led_time = time.time()

def verificar_secuencia(self, button_pressed):
    """Verifica si el paciente presionó el LED correcto"""
    if not self.secuencia_activa:
        return

    tiempo_reaccion = time.time() - self.secuencia_led_time

```

```

if button_pressed == self.secuencia_led_actual:
    self.secuencia_aciertos += 1
    self.secuencia_tiempos.append(tiempo_reaccion)
    self.send_command(f'D{self.secuencia_led_actual}0')
    self.generar_nuevo_led()
else:
    self.secuencia_errores += 1

# ===== EXPORTACIÓN DE DATOS =====
def guardar_csv_manual(self):
    """Guarda datos del modo manual en CSV"""
    filename = f'manual_{datetime.now().strftime("%Y%m%d_%H%M%S")}.csv'
    with open(filename, 'w', newline='') as csvfile:
        writer = csv.writer(csvfile)
        writer.writerow(['Dedo', 'Presión Máxima (g/cm²)', 'Tiempo Máximo (s)'])
        for dedo, data in self.finger_data.items():
            writer.writerow([dedo, data['max_pressure'], data['max_time']])

def guardar_csv_reaccion(self):
    """Guarda tiempos de reacción en CSV"""
    filename = f'reaccion_{datetime.now().strftime("%Y%m%d_%H%M%S")}.csv'
    with open(filename, 'w', newline='') as csvfile:
        writer = csv.writer(csvfile)
        writer.writerow(['Intento', 'Tiempo (s)'])
        for i, tiempo in enumerate(self.reaction_times):
            writer.writerow([i+1, f'{tiempo:.3f}'])

def guardar_csv_secuencia(self):
    """Guarda resultados de secuencia en CSV"""
    filename = f'secuencia_{datetime.now().strftime("%Y%m%d_%H%M%S")}.csv'
    with open(filename, 'w', newline='') as csvfile:
        writer = csv.writer(csvfile)
        writer.writerow(['Aciertos', 'Errores', 'Tiempo Promedio (s)'])
        tiempo_prom = sum(self.secuencia_tiempos)/len(self.secuencia_tiempos) if self.secuencia_tiempos else 0

```

```

writer.writerow([self.secuencia_aciertos, self.secuencia_errores, f'{tiempo_prom:.3f}'])

# ===== INTERFAZ GRÁFICA =====
def setup_ui(self):
    """Configura la interfaz gráfica principal"""
    self.root.title("Sistema de Terapia Ocupacional")
    self.root.geometry("1200x700")

    # Panel de conexión
    conn_frame = tk.LabelFrame(self.root, text="Conexión Serial", padx=10, pady=10)
    conn_frame.pack(fill="x", padx=10, pady=5)

    self.port_combo = ttk.Combobox(conn_frame, width=20)
    self.port_combo.pack(side="left", padx=5)

    tk.Button(conn_frame, text="Conectar", command=self.conectar_serial).pack(side="left", padx=5)

    # Panel de modos
    modos_frame = tk.LabelFrame(self.root, text="Modos de Terapia", padx=10, pady=10)
    modos_frame.pack(fill="x", padx=10, pady=5)

    tk.Button(modos_frame, text="Modo Manual", width=15,
              command=self.toggle_manual_session).pack(side="left", padx=5)
    tk.Button(modos_frame, text="Modo Reacción", width=15,
              command=self.iniciar_reaccion).pack(side="left", padx=5)
    tk.Button(modos_frame, text="Modo Secuencia", width=15,
              command=self.iniciar_secuencia).pack(side="left", padx=5)

    # Panel de gráficos
    graph_frame = tk.LabelFrame(self.root, text="Gráfico de Presión", padx=10, pady=10)
    graph_frame.pack(fill="both", expand=True, padx=10, pady=5)

    self.fig, self.ax = plt.subplots(figsize=(10, 4))
    self.canvas = FigureCanvasTkAgg(self.fig, graph_frame)
    self.canvas.get_tk_widget().pack(fill="both", expand=True)

```

```

# Inicializar variables
self.session_active = False

self.finger_controls = {1: {'active': False}, 2: {'active': False},
                        3: {'active': False}, 4: {'active': False}}

self.finger_data = {1: {'max_pressure': 0, 'max_time': 0},
                   2: {'max_pressure': 0, 'max_time': 0},
                   3: {'max_pressure': 0, 'max_time': 0},
                   4: {'max_pressure': 0, 'max_time': 0}}

self.reaction_times = []

self.secuencia_tiempos = []

def send_command(self, command):
    """Envía comando al Arduino"""
    if self.ser and self.ser.is_open:
        self.ser.write(f'{command}\n'.encode())

def process_serial_data(self, data):
    """Procesa datos recibidos del Arduino"""
    if data.startswith('T'): # Datos de sensor
        try:
            adc_value = int(data[1:])
            pressure = self.fsr_pressure_gcm2(adc_value)
            self.update_graph(pressure)
        except:
            pass
    elif data.startswith('Z'): # Botón presionado
        try:
            button_num = int(data[1:])
            self.handle_button_press(button_num)
        except:
            pass

def update_graph(self, pressure):
    """Actualiza gráfico en tiempo real"""

```

```

# Implementación de actualización de gráfico
pass

def handle_button_press(self, button_num):
    """Maneja presión de botón físico"""
    if self.session_active:
        pass # Modo manual
    elif hasattr(self, 'reaction_sequence_active') and self.reaction_sequence_active:
        self.manejar_reaccion(button_num)
    elif hasattr(self, 'secuencia_activa') and self.secuencia_activa:
        self.verificar_secuencia(button_num)

def main():
    """Función principal"""
    root = tk.Tk()
    app = TerapiaApp(root)
    root.mainloop()

if __name__ == "__main__":
    main()

```

Seguidamente, se presenta el código en Python para procesar los resultados.

```

import pandas as pd
import matplotlib.pyplot as plt
import seaborn as sns
import tkinter as tk
from matplotlib.backends.backend_tkagg import FigureCanvasTkAgg

class AnalisisUnificadoApp:
    def __init__(self, root):
        self.root = root

        self.df = None # DataFrame principal para datos
        self.modos_actual = None # Modo seleccionado

```

```

def create_widgets(self):
    """Crea la interfaz gráfica con:
    - Selector de modo (Manual/Reacción/Secuencia)
    - Gestión de archivos CSV
    - Información del paciente
    - Resultados tabulares
    - 3 gráficos en disposición horizontal"""

def seleccionar_modos(self, modo):
    """Establece el modo de análisis y configura la interfaz"""

def cargar_archivo(self):
    """Carga y procesa archivos según el modo seleccionado"""

def procesar_datos_manual(self, file_path):
    """Procesa datos para pruebas manuales de presión"""

def procesar_datos_reaccion(self, file_path):
    """Procesa datos para pruebas de tiempo de reacción"""

def procesar_datos_secuencia(self, file_path):
    """Procesa datos para secuencias aleatorias de estímulos"""

def mostrar_informacion_paciente(self):
    """Muestra datos demográficos y de la sesión"""

def mostrar_resultados(self):
    """Presenta resultados tabulares específicos por modo"""

def crear_visualizaciones(self):
    """Genera 3 gráficos específicos por modo:
    1. Gráfico de barras principal
    2. Gráfico de barras secundario
    3. Gráfico de dispersión con leyenda"""

```

Finalmente, el código en Arduino que realiza la comunicación serial.

```
#include <Wire.h>

int analogPin = A0; // sensor de presion
int val = 0;
char datoCmd;

const int Led1 = 7; // led1  D
const int Led2 = 6; // led2  E
const int Led3 = 5; // led3  F
const int Led4 = 4; // led4  Q
const int P4 = 15;

String serialData;

void setup() {
  // inicializa salidas Digitales
  pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
  pinMode(Led1, OUTPUT);
  pinMode(Led2, OUTPUT);
  pinMode(Led3, OUTPUT);
  pinMode(Led4, OUTPUT);
  Serial.begin(115200); // Velocidad de Transmision y Recp
  digitalWrite(Led1, LOW);
  digitalWrite(Led2, LOW);
  digitalWrite(Led3, LOW);
  digitalWrite(Led4, LOW);
}

// the loop function runs over and over again forever
void loop() {
```

```
analogData(); // llama al metodo de lectura de sensor
```

```
int UNO = digitalRead(A1); // read the input pin 1  
int DOS = digitalRead(A2); // read the input pin 2  
int TRES = digitalRead(A3); // read the input pin 3  
int CUATRO = digitalRead(P4); // read the input pin 4  
// Serial.print("TSDASDA");  
// Serial.println(CUATRO); // debug value
```

```
// logica si es presionado envia caracteres
```

```
if (UNO==LOW) {  
    Serial.print("Z");  
    Serial.println("1"); // debug value  
    Serial.print("Z");  
    Serial.println("1"); // debug value  
    delay(500);  
}
```

```
if (DOS==LOW) {  
  
    Serial.print("Z");  
    Serial.println("2"); // debug value  
    Serial.print("Z");  
    Serial.println("2"); // debug value  
    delay(500);  
}
```

```
if (TRES==LOW) {  
  
    Serial.print("Z");  
    Serial.println("3"); // debug value  
    Serial.print("Z");  
    Serial.println("3"); // debug value  
    delay(500);  
}
```

```

if (CUATRO==LOW) {

    Serial.print("Z");
    Serial.println("4");    // debug value
    Serial.print("Z");
    Serial.println("4");    // debug value
    delay(500);
}

delay(50);

}

// Lectura de sensor de presion
void analogData(){
    val = analogRead(analogPin); // read the input pin
    Serial.print("T");
    Serial.println(val);    // debug value
}

// metodo de transmision y recepcion
// permite encender o apagar indicadores leds
void serialEvent() {
    datoCmd = (char)Serial.read();

    if(datoCmd == 'Q')
    {
        while(Serial.available())
        {
            datoCmd = (char)Serial.read();
            serialData += datoCmd;
            int dato = serialData.toInt();
            digitalWrite(Led4, dato);
            delay(5);
        }
    }
}

```

```

    }
    serialData="";
}

if(datoCmd == 'D')
{
while(Serial.available())
{
    datoCmd = (char)Serial.read();
    serialData += datoCmd;
    int dato = serialData.toInt();
    digitalWrite(Led1, dato);
    delay(5);
}
    serialData="";
}

if(datoCmd == 'E')
{
while(Serial.available())
{
    datoCmd = (char)Serial.read();
    serialData += datoCmd;

    int dato = serialData.toInt();
    digitalWrite(Led2, dato);
    delay(5);

}
    serialData="";
}

if(datoCmd == 'F')
{
while(Serial.available())
{

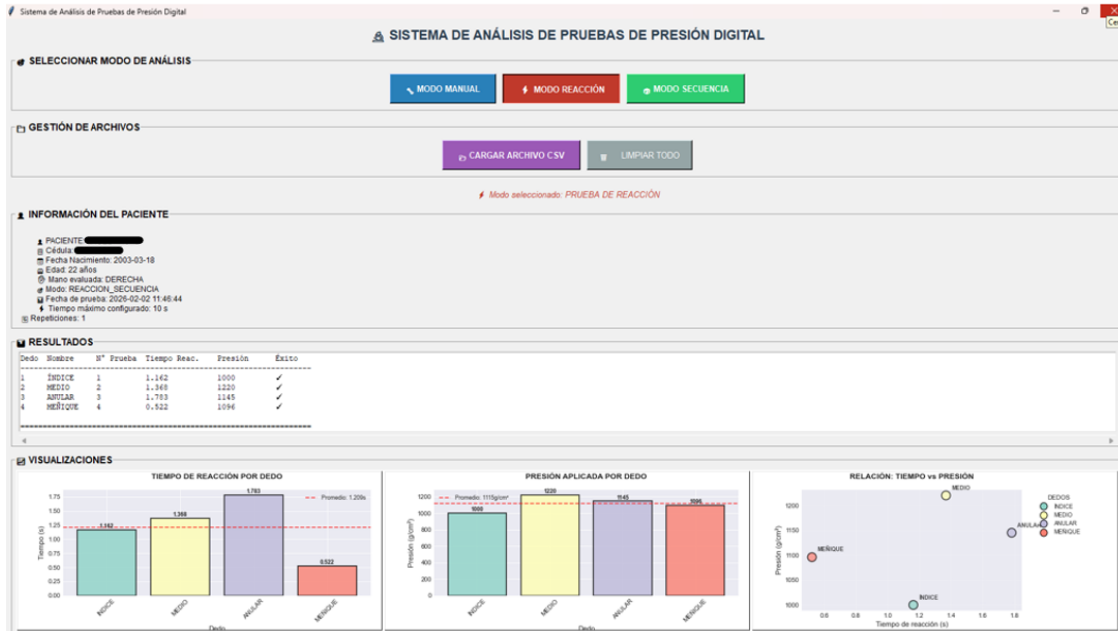
```

```
    datoCmd = (char)Serial.read();
    serialData += datoCmd;
    int dato = serialData.toInt();
    digitalWrite(Led3, dato);
    delay(5);
}
serialData="";
}
}
```

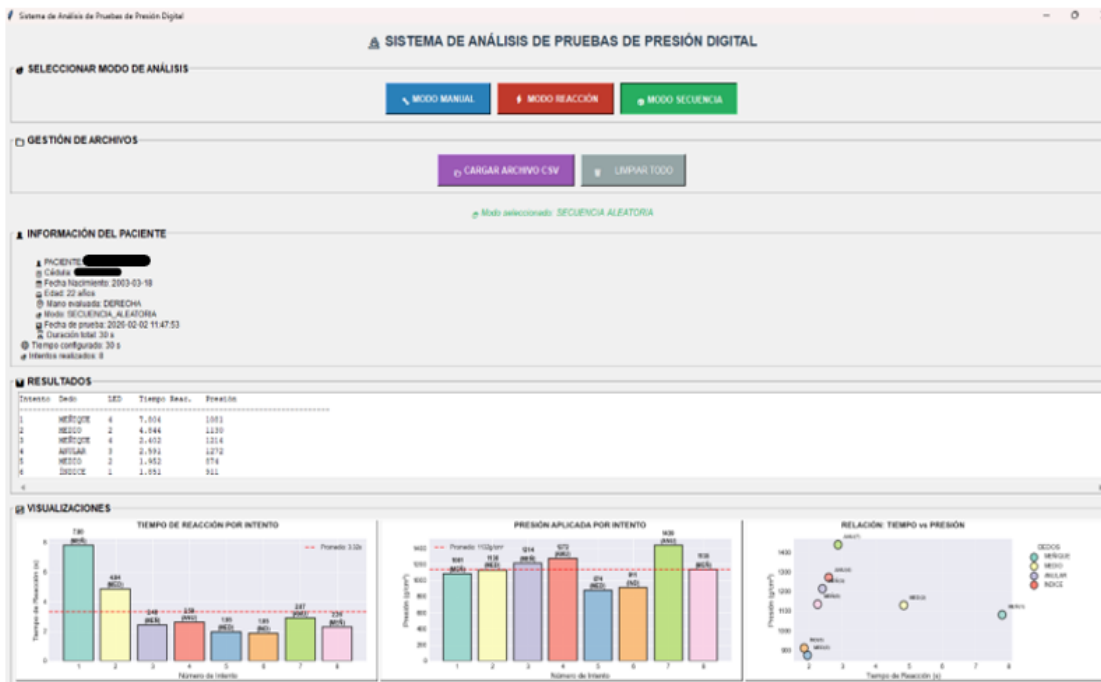
Anexo 2: Ensayos realizados

Resultados de pruebas realizadas a sujetos

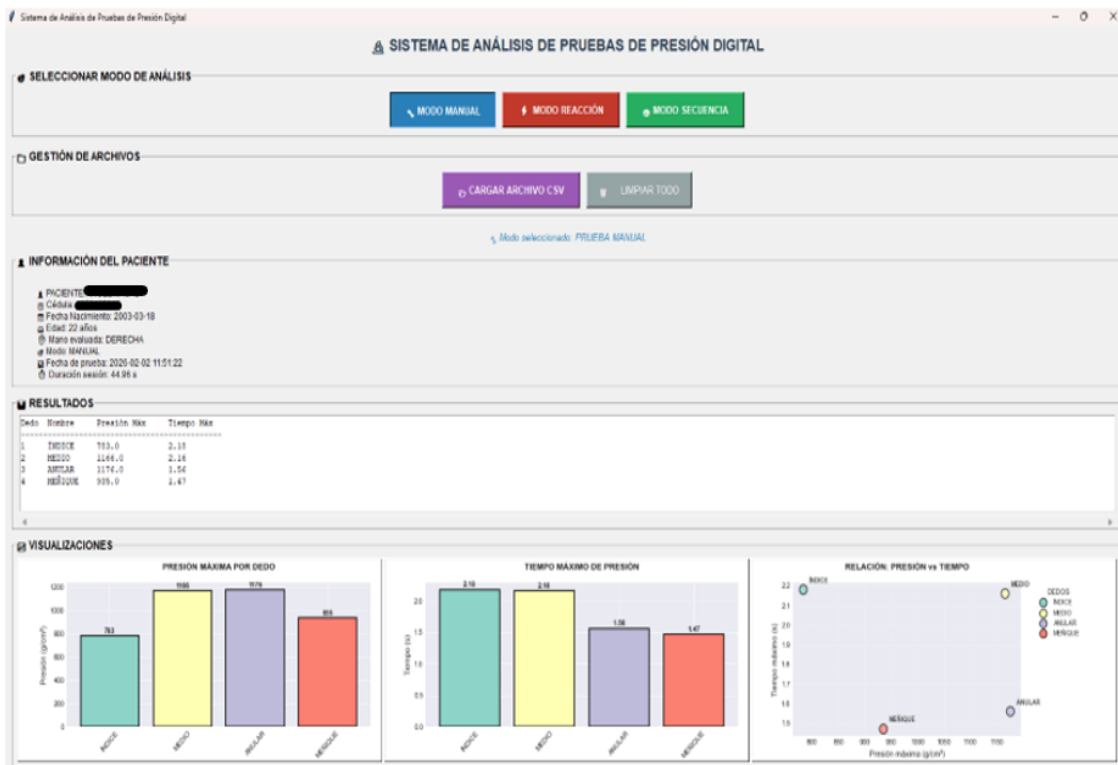
Sujeto de prueba 1, modo reacción sin resorte



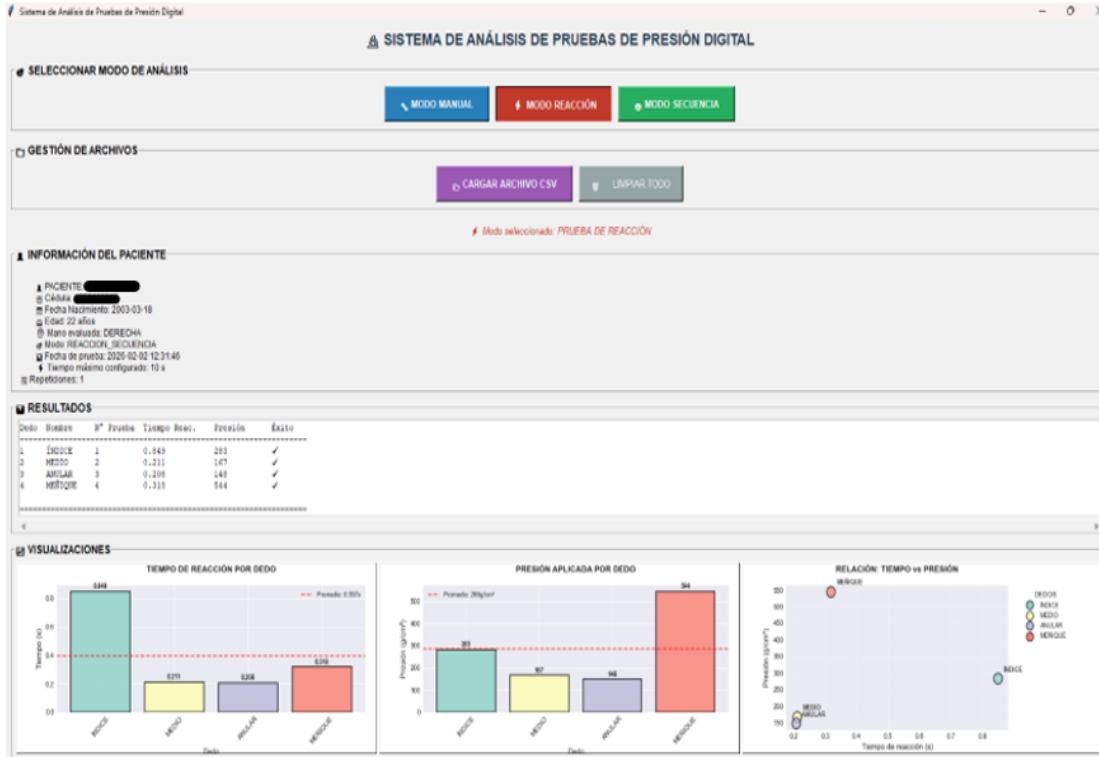
Sujeto de prueba 1, modo secuencia sin resorte



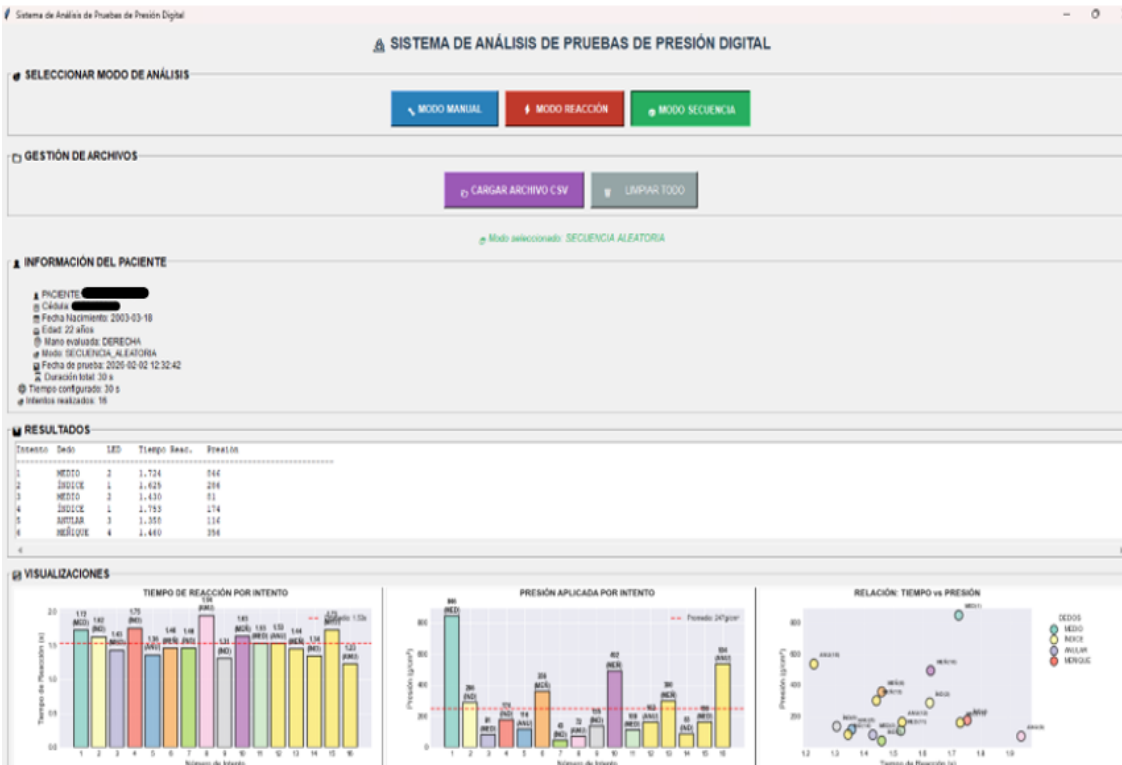
Sujeto de prueba 1, modo manual con resorte



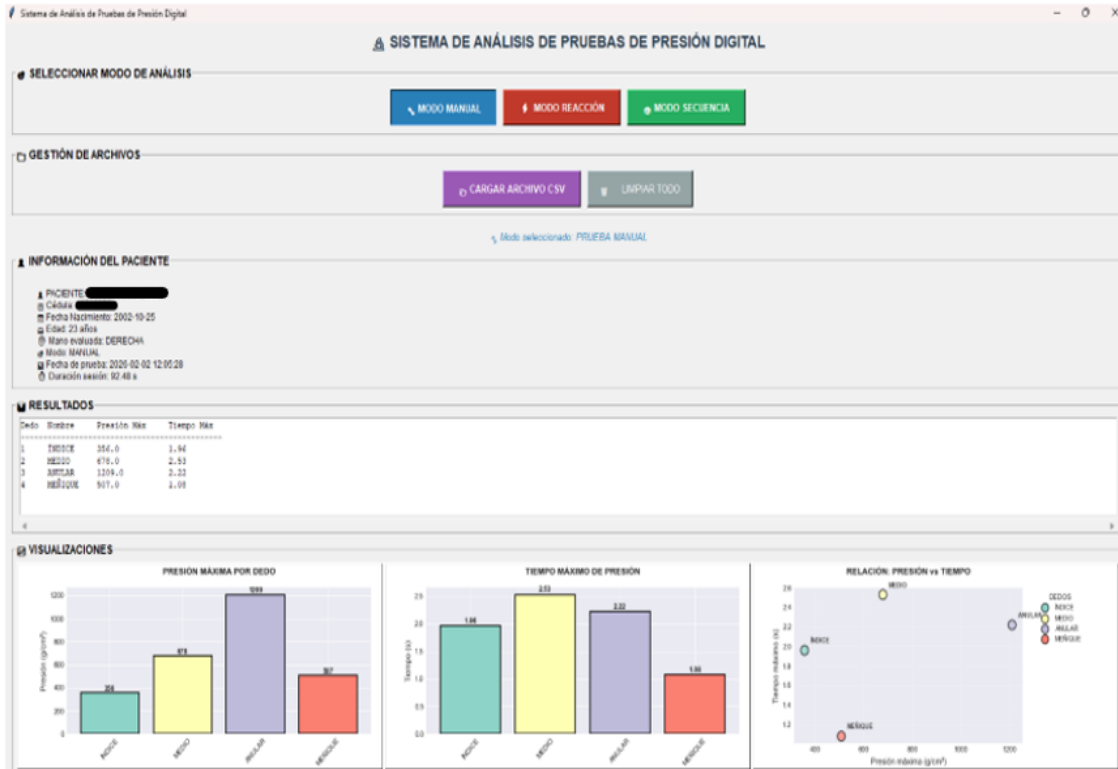
Sujeto de prueba 1, modo reacción con resorte



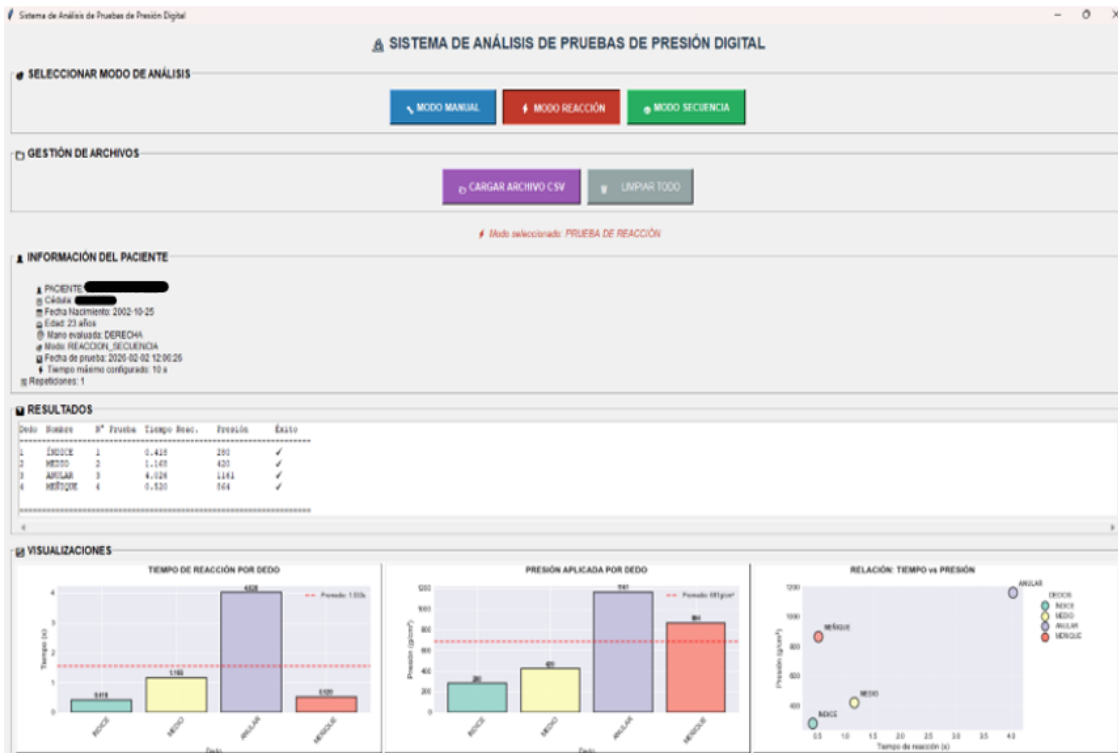
Sujeto de prueba 1, modo secuencia con resorte



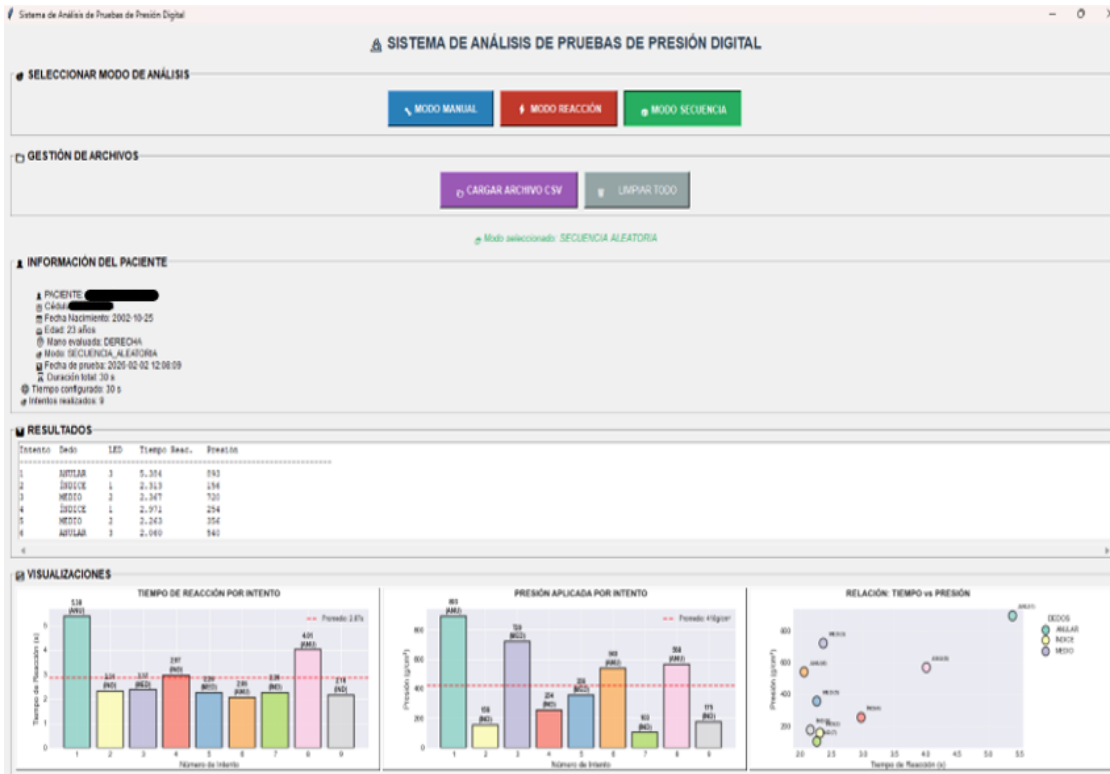
Sujeto de prueba 2, modo manual sin resorte



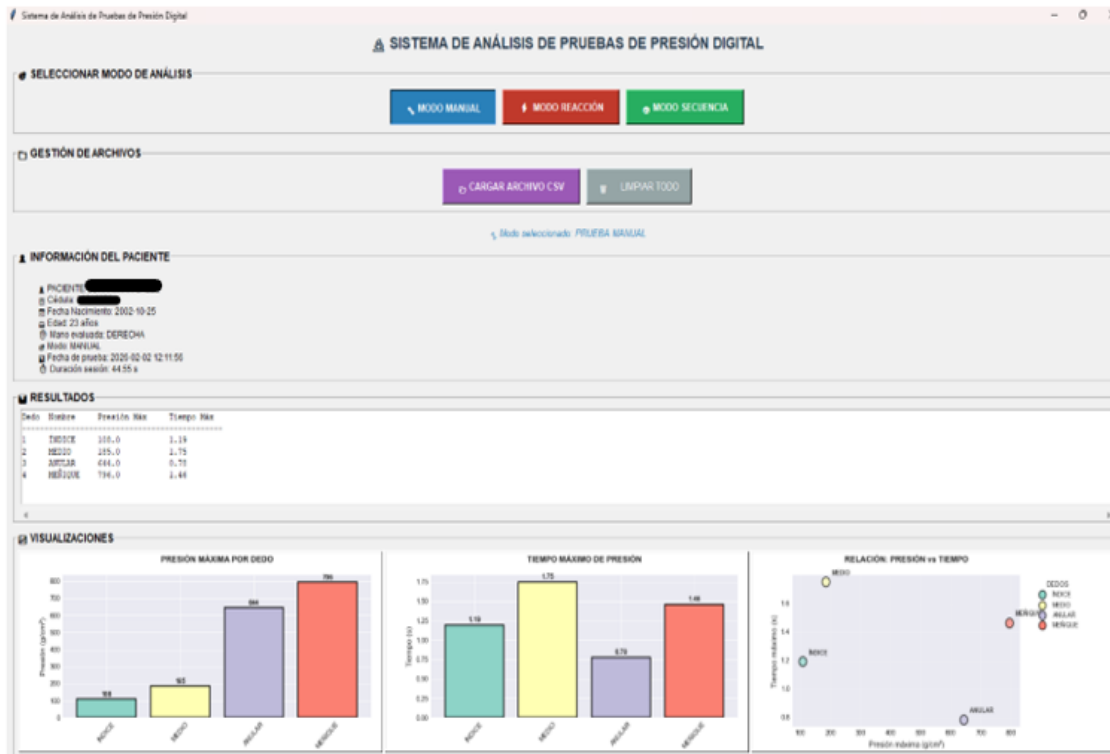
Sujeto de prueba 2, modo reacción sin resorte



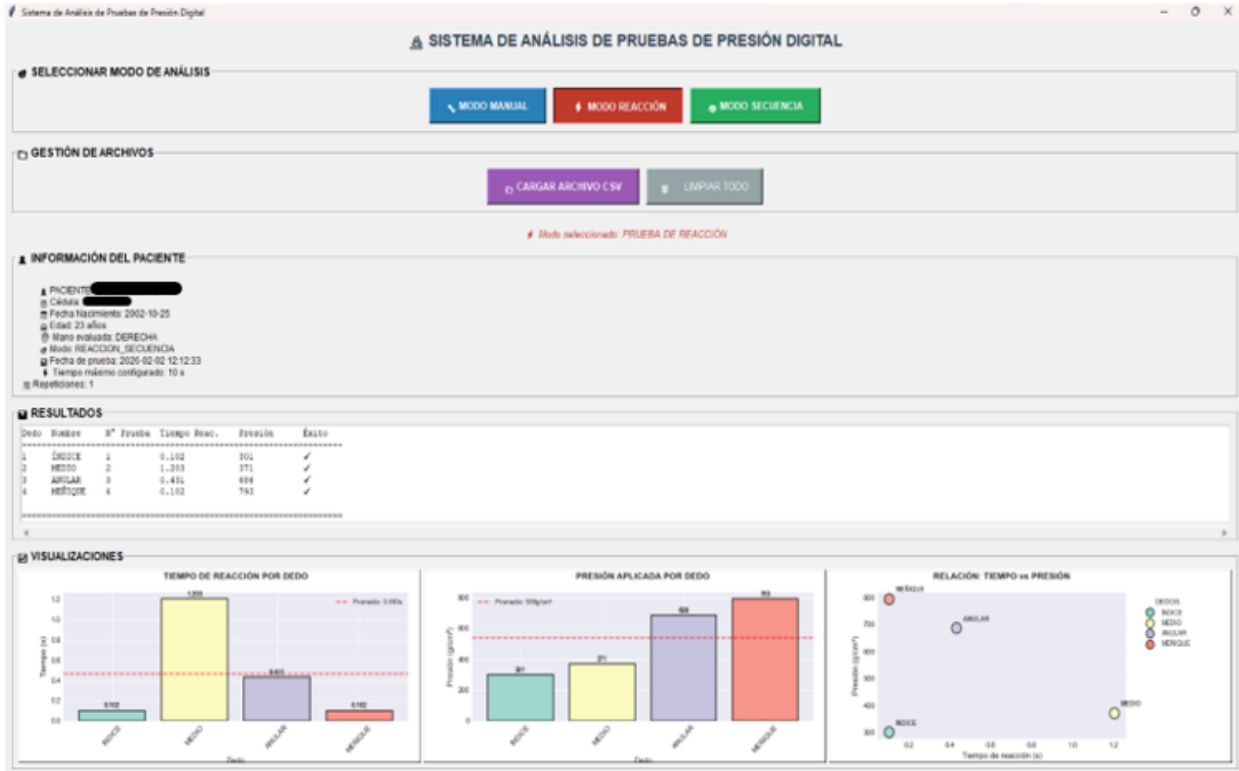
Sujeto de prueba 2, modo secuencia sin resorte



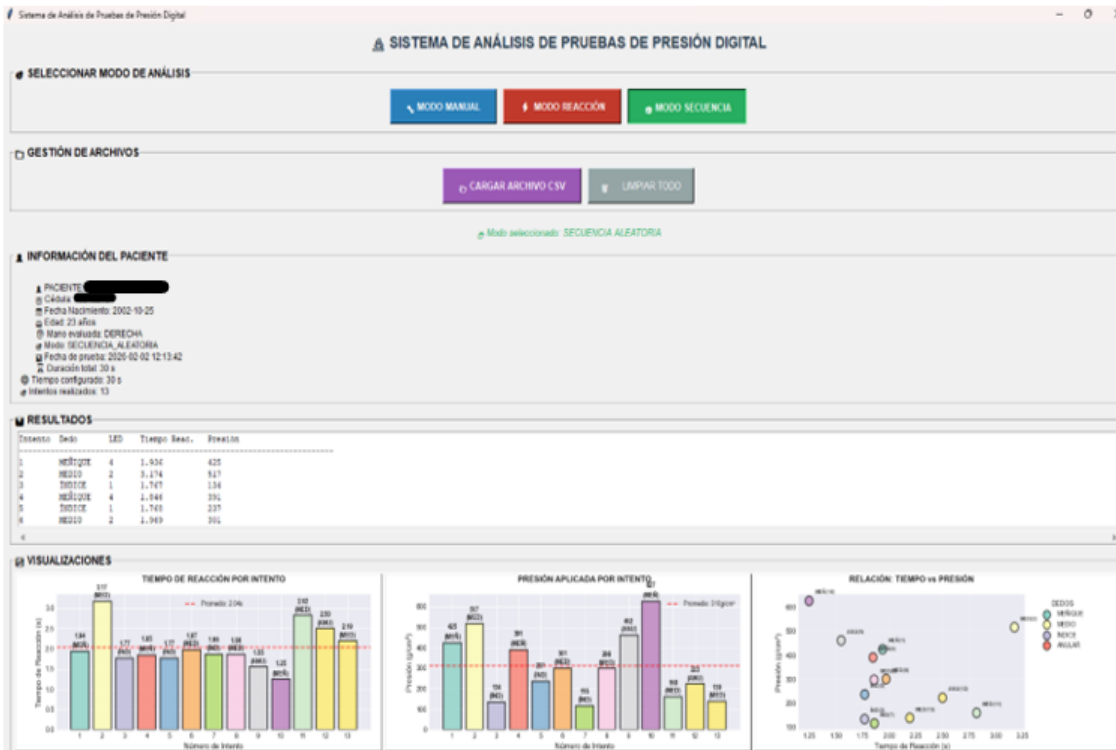
Sujeto de prueba 2, modo manual con resorte



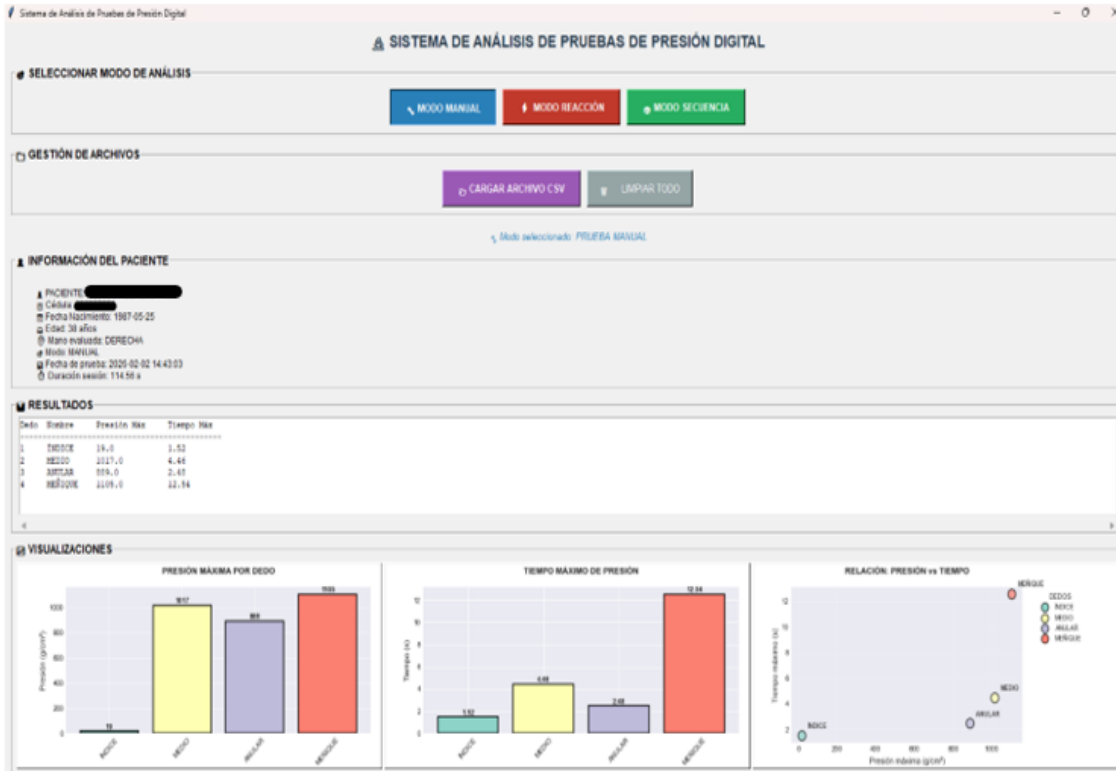
Sujeto de prueba 2, modo reacción con resorte



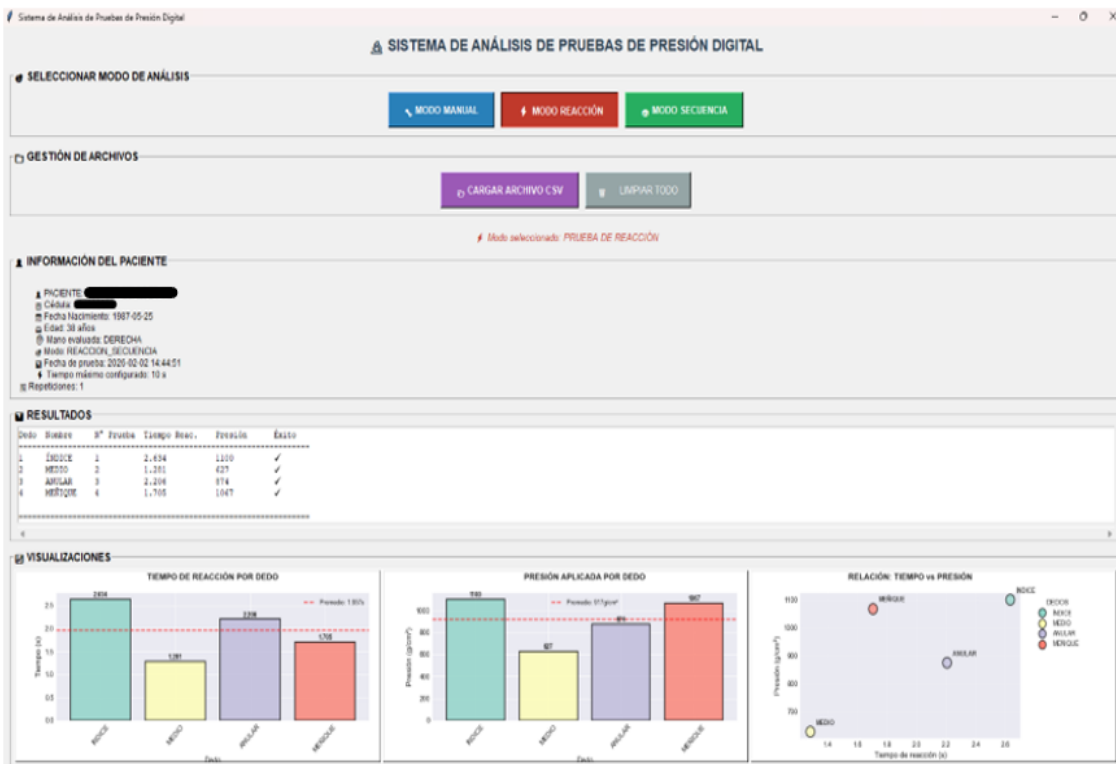
Sujeto de prueba 2, modo secuencia con resorte



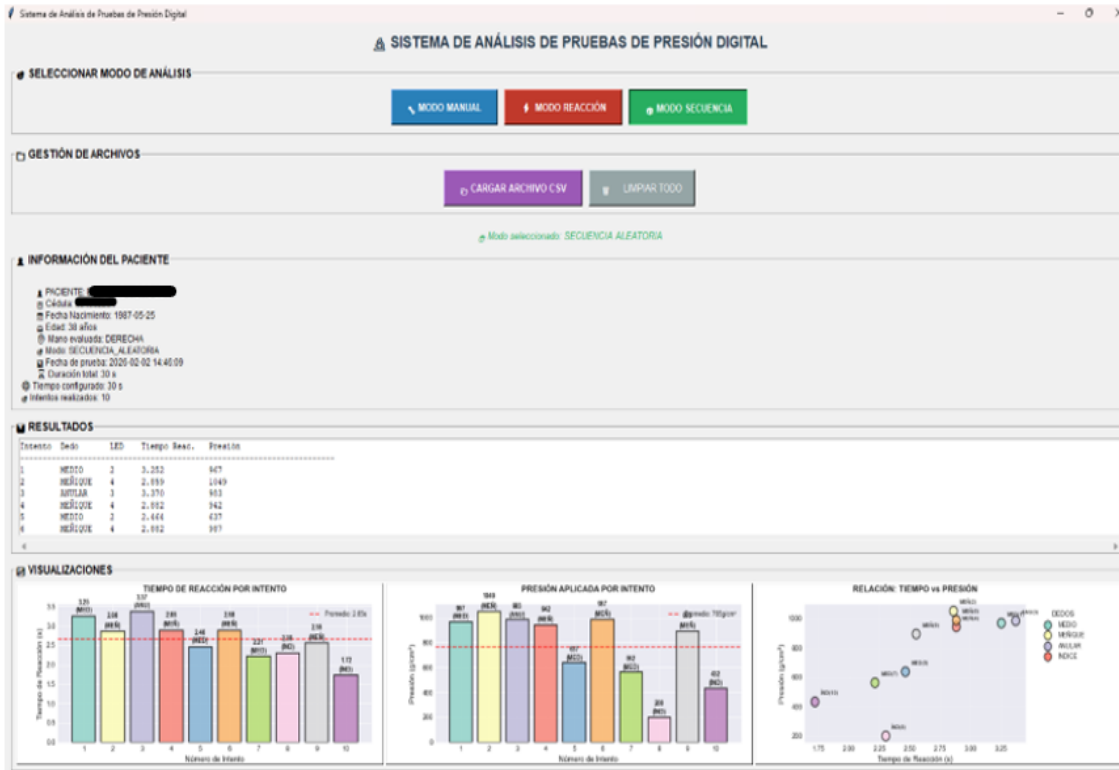
Sujeto de prueba 3, modo manual sin resorte



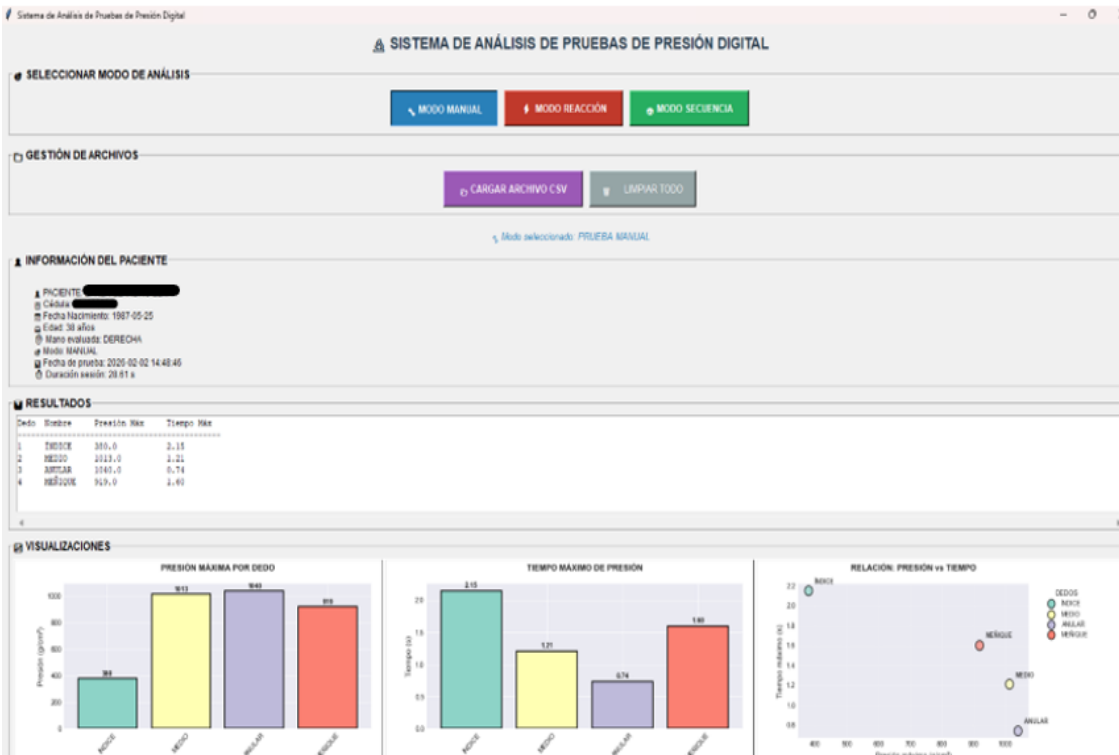
Sujeto de prueba 3, modo reacción sin resorte



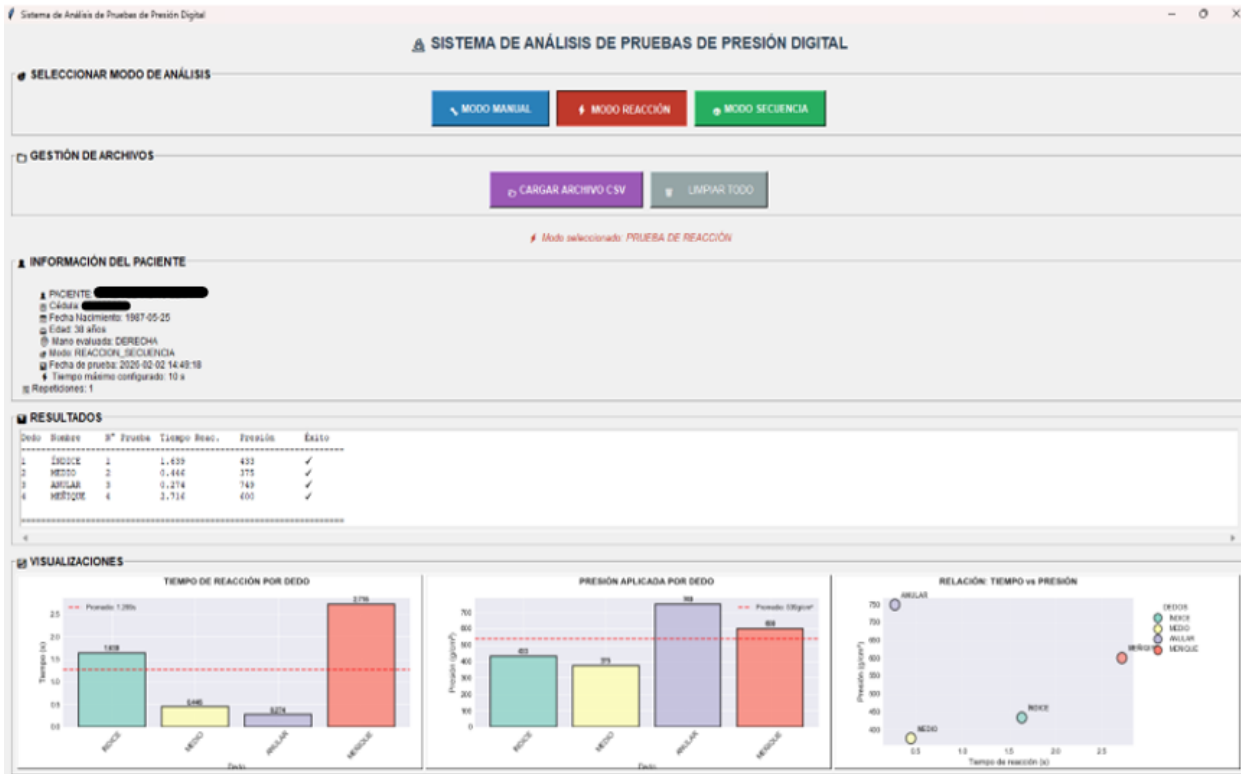
Sujeto de prueba 3, modo secuencia sin resorte



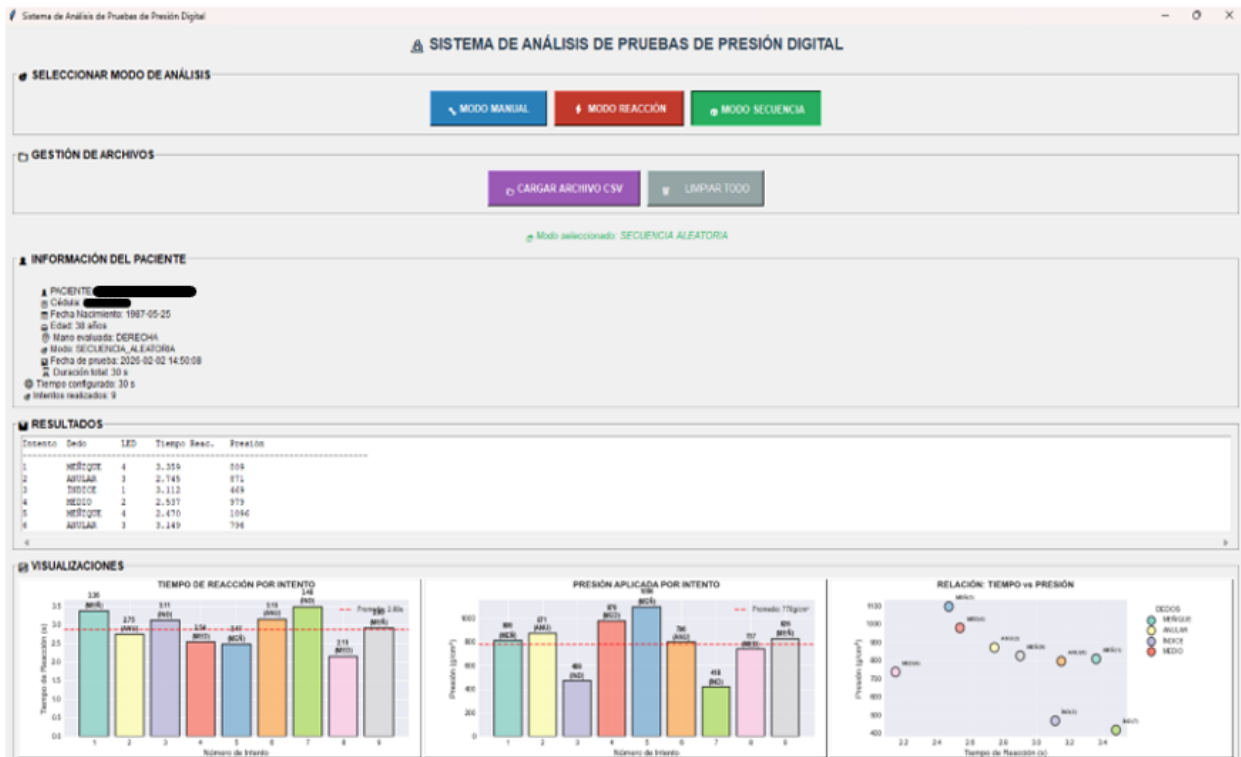
Sujeto de prueba 3, modo manual con resorte



Sujeto de prueba 3, modo reacción con resorte



Sujeto de prueba 3, modo reacción con resorte



Anexo 3: Diseño de dedales

Se anexa los dedales (a) Índice, (b) Anular, (c), Medio (d) Meñique, (e) Pulgar Superior, (f) Pulgar inferior



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)



(f)

Anexo 4: Fórmulas utilizadas

1. Índice:

$$C = \frac{D}{d}$$

2. Constante:

$$k = \frac{Gd^4}{8D^3N}$$

3. Factor de Wahl:

$$K = \frac{4C - 1}{4C - 4} + \frac{0.615}{C}$$

4. Esfuerzo:

$$\tau = K \frac{8FD}{\pi d^3}$$

5. Deflexión:

$$\Delta = \frac{F}{k}$$

Anexo 5: Consentimiento Informado.

Consentimiento Informado para la realización de prueba de usabilidad SUS

Encuestadores

Investigadores: Luis Eduardo Zavala Morales, Luis Adrian Montaña Barrisola

Directora del Trabajo de Titulación: Ing. Ana Cecilia Villa Parra PhD.

Nombre de la Organización: Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB)

Nombre de la Propuesta: DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA REHABILITACIÓN DE MANO QUE GUÍE Y MONITOREE TAREAS DE MOVILIZACIÓN ARTICULAR DE LOS DEDOS.

Este Documento de Consentimiento Informado tiene dos partes:

Información (proporciona datos sobre el estudio)

Formulario de Consentimiento (para firmar si está de acuerdo en participar).

PARTE I:

Información

Somos Luis Eduardo Zavala Morales y Luis Adrián Montaña Barrisola, colaboramos con el grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) de la Universidad Politécnica Salesiana (UPS): nos encontramos realizando nuestro trabajo de titulación para la obtención del título de Ingeniero Mecatrónico de la Universidad Politécnica Salesiana, enfocado en el campo de la neuro-rehabilitación. Le vamos a brindar información e invitarle a participar de la evaluación del sistema. Antes de decidirse, puede hablar con la tutora de nuestro proyecto la Ing. Ana Cecilia Villa sobre la investigación. En el caso si existen palabras que no entienda, podemos detenernos mientras les informamos para ampliar la explicación. Además, si tiene preguntas más tarde, puede preguntar a mi tutora o a nosotros.

Propósito

El sistema de rehabilitación tiene como propósito una herramienta para asistir el proceso de rehabilitación del STC (Síndrome del Túnel Carpiano), a través, de un dispositivo tipo órtesis con sensores de presión que tendrá una interfaz para visualizar datos de presión y tiempo de respuesta, permitiendo al especialista contar con datos para evaluar el progreso de las tareas de rehabilitación.

Participación Voluntaria

Su participación en esta investigación es totalmente voluntaria. Usted puede elegir participar o no hacerlo. Usted puede cambiar de idea más tarde y dejar de participar aun cuando haya aceptado antes.

Procedimientos y Protocolos

Descripción del Proceso:

1. PREPARACIÓN DEL PACIENTE

FASE 1: PRE- INICIAL (0:00 - 3:00 min)

1.1 Posicionamiento Correcto

1. El paciente debe estar **sentado** en posición cómoda y con ropa adecuada
2. Apoyar el codo sobre el trípode o apoya brazo
3. Asegurar que el brazo esté a la altura adecuada o cómoda para el paciente
4. Verificar que el paciente esté relajado y sin tensión en hombros

1.2 Colocación de la Órtesis

1. Limpiar la mano con alcohol y paño

2. Colocar el paño en el antebrazo
 3. Colocar la órtesis en la mano del sujeto
 4. **Verificar** que el sensor esté en la posición correcta
 5. **Ajustar** los dedales a cada dedo
 6. **Confirmar** que el paciente se sienta cómodo
 7. Realizar prueba de movimiento preliminar
 8. Verificación de presión en tiempo real
-

2. PROCEDIMIENTO OPERATIVO

FASE 2: PRE-OPERATIVA (3:00 - 6:00 min)

2.1 Registro del Paciente en el Sistema (1:00 min)

1. Abrir la interfaz del sistema
2. Seleccionar "**Gestión de Paciente**"
3. Ingresar los siguientes datos:
 - Cédula
 - Nombre y Apellido
 - Fecha de nacimiento (YYYY-MM-DD)
 - Nombre del doctor/terapeuta tratante
 - Contacto de teléfono
4. Guardar la información "**Registrar**"
5. Seleccionar "**Paciente Activo:**"
6. A continuación, dar aceptar a los siguientes recuadros de "**Confirmar selección**" y "**Paciente Seleccionado**"

2.2 Selección de Modo de Terapia (1:00 min)

1. Revisar el plan de tratamiento del paciente
2. Seleccionar el modo apropiado en la interfaz
3. Preparar la configuración inicial

2.3 Configuración de Conexión (1:00 min)

1. Abrir **Administrador de Dispositivos** en Windows
 2. Identificar el **puerto COM** asignado al dispositivo en la opción "**Puertos (COM y LPT)**"
 3. Abrir la interfaz de terapia, seleccionar el puerto COM identificado
 4. Presionar el botón "**Conectar**"
 5. A continuación, dar aceptar a los siguientes recuadros de "**Conexión Exitosa**"
 6. Verificar que se encuentre "**Conectado**"
-

FASE 3: INTERVENCIÓN (06:00 - 14:00 min)

3 MODO MANUAL - Selección Individual (3:00 min)

Objetivo: Evaluación dirigida por el terapeuta mediante selección individual de dedos

Procedimiento:

1. El terapeuta selecciona **individualmente cada dedo** en la interfaz
2. El terapeuta explica al paciente lo que debe hacer
3. El paciente realiza presión sobre cada dedo según indicación
4. **Duración promedio:** De acorde a la sesión que propone el fisioterapeuta
5. **Finalidad:** Familiarizar al paciente con el sistema

Observaciones:

- Monitorear que el paciente comprenda la tarea
 - Verificar que los sensores respondan correctamente
 - Ajustar la órtesis si es necesario
-

3.1 MODO REACCIÓN - Tiempo de Respuesta (2:30 min)

Objetivo: Evaluar velocidad de reacción y precisión

Configuración (1:26 min)

- Espacio para instrucciones
- Resolución de dudas

El terapeuta debe configurar los siguientes parámetros en pantalla:

Parámetro	Valor
Tiempo de encendido de LEDs	8 segundos
Número de repeticiones	2

1. Ingresar valores en los campos correspondientes
2. Hacer clic en "**Aplicar**"
3. Explicar al paciente la dinámica del ejercicio
4. Hacer clic en "**Iniciar Reacción**"

Ejecución (1:04 min - tiempo neto de trabajo)

1. El sistema enciende LEDs de forma aleatoria
2. El paciente debe presionar el dedo correspondiente
3. El sistema registra tiempo de reacción y precisión
4. Se completan las 2 repeticiones configuradas

3.2 MODO SECUENCIA - Coordinación (2:30 min)

Objetivo: Evaluar coordinación motora y resistencia a la fatiga mediante secuencias personalizadas propuestas por el sistema

Configuración (0:30 min)

1. Duración configurada de la secuencia: **120 segundos (2:00 min)**
2. El software propone automáticamente una secuencia de rehabilitación basada en algoritmo aleatorio
3. Hacer clic en "**Iniciar Secuencia**"
4. Verificar que el sistema esté listo para recopilar datos

Ejecución (2:00 min)

1. El sistema presenta secuencias aleatorias de dedos propuestas por el software
2. El paciente sigue las indicaciones de forma continua
3. **No hay pausas** durante los 2 minutos
4. El sistema **recopila y visualiza datos en tiempo real:**

Análisis Preliminar (0:30 min)

1. Observar en la interfaz la **visualización de datos:**
 - Total de aciertos vs. intentos
 - Gráfico de picos de presión por dedo
 - Tabla de tiempos de respuesta promedio
2. Verificar que todos los datos se estén recopilando correctamente

FASE 4: FINALIZACIÓN Y REGISTRO (14:00 - 16:00 min)

3.3 Cierre de Sesión (0:30 min)

1. Hacer clic en "**Finalizar Sesión**"
2. El sistema genera automáticamente el reporte
3. Hacer clic en "**Limpiar Todo**" para resetear la interfaz
4. **NO cerrar** el programa hasta guardar los datos

3.4 Retiro del Equipo (1:00 min)

1. Retirar cuidadosamente la órtesis de la mano del paciente
2. Verificar que no haya marcas o molestias en la piel
3. Guardar la órtesis en su estuche
4. Desconectar el puerto serial en la interfaz
5. Desconectar el cable del dispositivo

3.5 Revisión y Recopilación de Datos (0:30 min)

1. Abrir la **base de datos** del sistema
2. Localizar el registro del paciente de la sesión actual
3. Verificar que toda la información recopilada se haya guardado correctamente:
 - Datos personales del paciente
 - Resultados del Modo Manual
 - Resultados del Modo Reacción (tiempos de respuesta)
 - Resultados del Modo Secuencia (presión y coordinación)
 - Datos de presión por cada dedo
 - Tiempos de respuesta individuales y promedios

- Gráficos de rendimiento generados
4. **Visualizar** los datos recopilados en forma de:
- Gráficos de barras/líneas

4. CRONOGRAMA DE TIEMPOS

Fase	Actividad	Tiempo	Tiempo Acumulado
FASE 1: PRE-INICIAL	Posicionamiento correcto del paciente	1:30 min	0:00 - 1:30
	Colocación de órtesis	1:30 min	1:30 - 3:00
FASE 2: PRE-OPERATIVA	Registro del paciente en el sistema	1:00 min	3:00 - 4:00
	Selección de modo de terapia	1:00 min	4:00 - 5:00
	Configuración de conexión	1:00 min	5:00 - 6:00
FASE 3: INTERVENCIÓN	Modo Manual (Selección Individual)	3:00 min	6:00 - 9:00
	Modo Reacción (Configuración + Ejecución)	2:30 min	9:00 - 11:30
	Modo Secuencia (Configuración + Ejecución)	2:30 min	11:30 - 14:00

FASE 4: FINALIZACIÓN Y REGISTRO	Cierre de sesión	0:30 min	14:00 - 14:30
	Retiro de equipo	1:00 min	14:30 - 15:30
	Revisión y recopilación de datos	0:30 min	15:30 - 16:00
TOTAL		16:00 min	

Política de Protección de Datos Personales

En cumplimiento de las disposiciones legales y normativa vigentes en materia de protección de datos personales, le informamos que los datos recabados a través de su participación serán utilizados única y exclusivamente con fines institucionales. La información recolectada será tratada de manera confidencial y no será compartida, transferida ni cedida a terceros bajo ninguna circunstancia.

Al continuar y completar su participación, usted autoriza de forma expresa y voluntaria el uso de los datos proporcionados, únicamente para los fines antes mencionados, y confirma su consentimiento en la misma.

Yo _____, Declaro que he sido informado e invitado a participar en una investigación denominada DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA REHABILITACIÓN DE MANO QUE GUÍE Y MONITOREE TAREAS DE MOVILIZACIÓN ARTICULAR DE LOS DEDOS, este es un proyecto de investigación científica que cuenta con el respaldo del grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) de la Universidad Politécnica Salesiana. Entiendo que este estudio busca conocer la funcionabilidad que tiene el sistema de control de cumplir el propósito de para el cual fue diseñado, además de observar como las persona utilizan dicha aplicación de la manera más realista posible, para así poder detectar los problemas potenciales y la percepción subjetiva de los usuarios y sé que mi participación se llevará a cabo el día _____, en el horario _____ y consistirá en responder una encuesta. Me han explicado que la información registrada no será confidencial, pero que mi información personal sí.

Estoy en conocimiento que los datos no me serán entregados y que no habrá retribución por la participación en este estudio, que esta información se procesará y usará en el beneficio de la UPS y la sociedad dada la investigación que se está llevando a cabo. Soy consciente de que puedo declinar mi participación o retirarme en cualquier etapa de la investigación, sin expresión de causa ni consecuencias negativas para mí.

He leído la información proporcionada o me he sido leída. He tenido la oportunidad de preguntar sobre ella y se me ha contestado satisfactoriamente las preguntas que he realizado. Consiento voluntariamente participar en esta investigación y he recibido una copia del presente documento.

Nombre del Participante: _____

Firma del Participante: _____

Fecha: _____ (Día/Mes/Año)

Anexo 6: Test de Preguntas.

Diseño de un dispositivo para rehabilitación de mano que guíe y monitoree tareas de movilización articular de los dedos

Encuesta Post-Rehabilitación con el Dispositivo

1. ¿Cómo calificarías tu experiencia usando el dispositivo durante la terapia?

Opciones de respuesta:

- Muy buena
- Buena
- Regular
- Mala
- Muy mala

2. ¿Qué fue lo que más te gustó del dispositivo durante tu rehabilitación?

Opciones de respuesta:

- Que me ayudó a mover mejor los dedos
- Que el fisioterapeuta podía ver mi progreso
- Que hacía los ejercicios más fáciles
- Otro: _____

3. ¿El dispositivo fue cómodo de usar en tu mano?

Opciones de respuesta:

- Muy cómodo
- Cómodo
- Regular
- Incómodo

- Muy incómodo

4. ¿Sentiste que el dispositivo te ayudó a mejorar el movimiento de tus dedos?

Opciones de respuesta:

- Sí, me ayudó mucho
- Sí, me ayudó un poco
- No estoy seguro
- No me ayudó mucho
- No me ayudó nada

5. ¿Volverías a usar este dispositivo en tus próximas sesiones de rehabilitación?

Opciones de respuesta:

- Sí, definitivamente
- Probablemente sí
- No estoy seguro
- Probablemente no
- No, definitivamente no

6. ¿Qué le mejorarías o cambiarías al dispositivo para que funcione mejor?

(Sugerencias – respuesta abierta)

Ejemplo de respuesta registrada:

- Mejorar la parte mecánica, ya que el prototipo es un poco robusto.