



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INGENIERIA
CARRERA DE TELECOMUNICACIONES**

**IMPLEMENTACION DE UN DISPOSITIVO BIOMECANICO
PARA INHIBIR PATRONES ESPASTICOS DE LA MANO DE
LOS ESTUDIANTES DE LA UNIDAD EDUCATIVA
ESPECIALIZADA “CARLOS GARBAY MONTESDEOCA”**

**Trabajo de Titulación para optar al título de:
Ingeniero en Telecomunicaciones**

Autor:

Tixi Pintag Juan Carlos

Tutor:

Msc. Jinez Tapia José Luis

Riobamba - Ecuador. 2024

DERECHOS DE AUTORÍA

Yo, **Juan Carlos Tixi Pintag**, con cédula de ciudadanía 0603974288, autor del trabajo de investigación titulado: **Implementación de un dispositivo biomecánico para inhibir patrones espásticos de la mano de los estudiantes de la Unidad Educativa Especializada “Calor Garbay Montesdeoca”**, certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de mí exclusiva responsabilidad.

Asimismo, cedo a la Universidad Nacional de Chimborazo, en forma no exclusiva, los derechos para su uso, comunicación pública, distribución, divulgación y/o reproducción total o parcial, por medio físico o digital; en esta cesión se entiende que el cesionario no podrá obtener beneficios económicos. La posible reclamación de terceros respecto de los derechos de autor de la obra referida será de mi entera responsabilidad; librando a la Universidad Nacional de Chimborazo de posibles obligaciones.

En Riobamba, 11 de abril de 2024



Juan Carlos Tixi Pintag

C.I: 0603974288-8

DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

Quien suscribe, **José Luis Jinez Tapia** catedrático adscrito a la Facultad de Ingeniería, por medio del presente documento certifico haber asesorado y revisado el desarrollo del trabajo de investigación titulado: **Implementación de un dispositivo biomecánico para inhibir patrones espásticos de la mano de los estudiantes de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca”**, bajo la autoría de **Juan Carlos Tixi Pintag**; por lo que se autoriza ejecutar los trámites legales para su sustentación.

Es todo cuanto informar en honor a la verdad; en Riobamba, a los 11 días del mes de abril de 2024



Firmado digitalmente por:
**JOSE LUIS JINEZ
TAPIA**

Msc. José Luis Jinez Tapia
TUTOR(A)

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación: **Implementación de un dispositivo biomecánico para inhibir patrones espásticos de la mano de los estudiantes de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca”**, por Juan Carlos Tixi Pintag, con cédula de identidad número 060397428-8 bajo la tutoría del Msc. José Luis Jinez Tapia; certificamos que recomendamos la APROBACIÓN de este con fines de titulación. Previamente se ha evaluado el trabajo de investigación y escuchada la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba a la fecha de su presentación.

Dr. Klever Torres
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL DE GRADO



PhD. Leonardo Rentería
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



PhD. Antonio Meneses
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO





Dirección
Académica
VICERRECTORADO ACADÉMICO

en movimiento



UNACH-RGF-01-04-08.17
VERSIÓN 01: 06-09-2021

CERTIFICACIÓN

Que, **TIXI PINTAG JUAN CARLOS** con CC: **0603974288**, estudiante de la Carrera **TELECOMUNICACIONES**, Facultad de **INGENIERIA**; ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado "**IMPLEMENTACION DE UN DISPOSITIVO BIOMECANICO PARA INHIBIR PATRONES ESPASTICOS DE LA MANO DE LOS ESTUDIANTES DE LA UNIDAD EDUCATIVA ESPECIALIZADA CARLOS GARBAY MONTESDEOCA**", cumple con el 0 %, de acuerdo al reporte del sistema Anti plagio **TURNITIN**, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 26 de abril de 2024



JOSE LUIS JINEZ
TAPIA

Msc. José Luis Jinez Tapia
TUTOR(A)

DEDICATORIA

Dedico este proyecto de tesis a mis queridos padres, hermanos y demás familiares, cuyo inquebrantable esfuerzo y apoyo incondicional han sido pilares fundamentales a lo largo de mi carrera universitaria. Sin su ayuda no habría podido culminar mis estudios y lograr esta meta importante en mi vida.

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, deseo expresar mi más sincero agradecimiento a Dios por otorgarme la fortaleza y la sabiduría necesarias para culminar esta importante etapa de mi vida universitaria.

Agradezco de todo corazón a mi familia por su constante orientación y consejos, que han sido de gran ayuda en los momentos difíciles que he enfrentado a lo largo de mi trayectoria académica.

Asimismo, quiero extender mi gratitud a mi tutor de tesis, el Mgs. Jose Jinez, por su constante apoyo y orientación en la elaboración de este proyecto de investigación, así como al distinto cuerpo docente que ha contribuido a mi formación durante este periodo universitario.

Por último, quiero agradecer a todos mis amigos, quienes han compartido conmigo momentos y experiencias inolvidables durante esta etapa de mi vida universitaria.

ÍNDICE GENERAL

DERECHOS DE AUTORÍA	
DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR	
CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL	
CERTIFICADO ANTIPLAGIO	
DEDICATORIA	
AGRADECIMIENTO	
ÍNDICE GENERAL	
ÍNDICE DE TABLAS.	
ÍNDICE DE FIGURAS	
ÍNDICE DE ANEXOS	
RESUMEN	
ABSTRACT	
CAPÍTULO I.....	16
1. INTRODUCCION.....	16
1.1 Antecedentes.....	16
1.2 Planteamiento del problema.....	17
1.3 Justificación.....	17
1.4 Objetivos.....	18
1.4.1 General.....	18
1.4.2 Específico.....	18
CAPÍTULO II.....	19
2. MARCO TEORICO.....	19
2.1 Estado del arte.....	19
2.2 Marco teórico.....	21
2.2.1 Parálisis cerebral.....	21
2.3 Anatomía de la mano.....	21
2.4 Biomecánica de la mano.....	21
2.5 Movilidad de la mano.....	22
2.5.1 Flexión y Extensión.....	22
2.5.2 Abducción y Aducción.....	23

2.5.3	Pronación y Supinación.....	23
2.6	Avances Tecnológicos	24
CAPÍTULO III.		26
3.	METODOLOGIA.....	26
3.1	Tipo de investigación.....	26
3.2	Diseño de investigación	26
3.2.1	Etapa I	26
3.2.2	Etapa II.....	31
3.2.3	Etapa III.....	39
3.2.4	Etapa IV.....	41
3.3	Técnica y recolección de datos	42
3.4	Población de estudio y tamaño de muestra	42
3.4.1	Población.....	42
3.4.2	Muestra.....	42
3.5	Operacionalización de las Variables	43
CAPÍTULO IV.		44
4.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	44
4.1	Análisis descriptivo.....	44
4.2	Prueba de Wilcoxon.....	46
4.3	Diagramas de cajas	47
4.3.1	Diagrama de cajas del paciente 1	48
4.3.2	Diagrama de cajas del paciente 2	50
4.4	Tiempo del uso del dispositivo	52
4.4.1	Graficas del paciente 1	53
4.4.2	Graficas del paciente 2	55
CAPÍTULO V.		58
5.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	58
5.1	Conclusiones.....	58
5.2	Recomendaciones	58
BIBLIOGRAFÍA		59
ANEXOS		63

ÍNDICE DE TABLAS.

TABLA 1: CLASIFICACIÓN DE LA ESPASTICIDAD	21
TABLA 2: CARACTERÍSTICAS DEL SERVOMOTOR RDS5160	28
TABLA 3: CARACTERÍSTICAS DEL SERVOMOTOR FT6335M.....	28
TABLA 4: CARACTERÍSTICAS DE LA FUENTE CONMUTADA.....	28
TABLA 5: CARACTERÍSTICAS DEL MÓDULO XL4016.....	29
TABLA 6: CARACTERÍSTICAS DEL MÓDULO RELÉ	30
TABLA 7: CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DE LOS MATERIALES	34
TABLA 8: PROTOCOLO DE REHABILITACIÓN	41
TABLA 9: OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES	43
TABLA 10: INFORMACIÓN DE LOS NIÑOS QUE USARON EL DISPOSITIVO	44
TABLA 11: ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEL PACIENTE 1	44
TABLA 12: ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEL PACIENTE 2.....	45
TABLA 13: PRUEBA DE NORMALIDAD DEL PACIENTE 1	45
TABLA 14: PRUEBA DE NORMALIDAD DEL PACIENTE 2	46
TABLA 15: PRUEBA DE WILCOXON DEL PACIENTE 1	47
TABLA 16: PRUEBA DE WILCOXON DEL PACIENTE 2.....	47

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1: TIPOS DE ESPASTICIDAD	21
FIGURA 2: ANATOMÍA DE LA MANO [22].....	22
FIGURA 3: FLEXIÓN Y EXTENSIÓN DE LA MANO [24]	23
FIGURA 4: ABDUCCIÓN Y ADUCCIÓN DE LA MANO [24].....	23
FIGURA 5: PRONACIÓN Y SUPINACIÓN DE LA MANO [24]	24
FIGURA 6: GUANTE ROBÓTICO MARCA BECGGSE [27].....	24
FIGURA 7: ARTROMOT F. [18].....	25
FIGURA 8: MECANISMO KINETEC MAESTRA MPC [18]	25
FIGURA 9: DISPOSITIVO INMOTION WRIST [17]	25
FIGURA 10: FASES DE LA INVESTIGACIÓN	26
FIGURA 11: ARDUINO [29].....	27
FIGURA 12: SERVOMOTORES RDS5160 Y FT6335M [30] [31].....	27
FIGURA 13: FUENTE DE ALIMENTACIÓN CONMUTADA [32]	29
FIGURA 14: MODULO XL4016 [33]	29
FIGURA 15: MODULO RELÉ [34].....	30
FIGURA 16: MÓDULO BUZZER ACTIVO [35]	30
FIGURA 17: DISEÑO DEL MECANISMO EN SOLIDWORKS	31
FIGURA 18: ESQUEMA ELÉCTRICO DEL DISPOSITIVO	32
FIGURA 19: BASE DEL MECANISMO	32
FIGURA 20: MOTORES ACOPLADOS	33
FIGURA 21: COBERTURA DEL MECANISMO	33
FIGURA 22: SOPORTE DEL ANTEBRAZO	34
FIGURA 23: MECANISMO DE REHABILITACIÓN	34
FIGURA 24 VENTANA PRINCIPAL DE LA INTERFAZ	35
FIGURA 25: MENSAJE DE ACCESO FALLIDO	36
FIGURA 26: VENTANA DE CONTROL DEL DISPOSITIVO	36
FIGURA 27: MENÚ DE ASISTENCIA	36
FIGURA 28: VENTANA DE AYUDA	37
FIGURA 29: PANEL DE DATOS GENERALES	37
FIGURA 30: BOTÓN DE CALIBRACIÓN	38
FIGURA 31: ASIGNACIÓN DEL NÚMERO DE SERIES Y REPETICIONES	38
FIGURA 32: ASIGNACIÓN DE ÁNGULOS	39
FIGURA 33: CONTROL DE VELOCIDAD	39
FIGURA 34: MENSAJE DE ÉXITO AL ALMACENAR LOS DATOS	39
FIGURA 35: POSICIÓN INICIAL DEL BRAZO	40
FIGURA 36: MOVIMIENTOS FLEXIÓN-EXTENSIÓN	40
FIGURA 37 MOVIMIENTOS LATERALES DE MUÑECA	40
FIGURA 38: MOVIMIENTO DE ROTACIONAL	41
FIGURA 39: SOCIALIZACIÓN DEL PERSONAL DOCENTE	42

FIGURA 40: DIAGRAMA DE CAJAS DEL ÁNGULO DE FLEXIÓN DEL PACIENTE 1	48
FIGURA 41: DIAGRAMA DE CAJAS DEL ÁNGULO DE EXTENSIÓN DEL PACIENTE 1.....	48
FIGURA 42: DIAGRAMA DE CAJAS DEL ÁNGULO DE LA DESVIACIÓN CUBITAL DEL PACIENTE 1	49
FIGURA 43: DIAGRAMA DE CAJAS DEL ÁNGULO DE LA DESVIACIÓN RADIAL DEL PACIENTE 1	49
FIGURA 44: DIAGRAMA DE CAJAS DEL ÁNGULO DE SUPINACIÓN DEL PACIENTE 1.....	50
FIGURA 45: DIAGRAMA DE CAJAS DEL ÁNGULO DE FLEXIÓN DEL PACIENTE 2.....	50
FIGURA 46: DIAGRAMA DE CAJAS DEL ÁNGULO DE EXTENSIÓN DEL PACIENTE 2.....	51
FIGURA 47: DIAGRAMA DE CAJAS DEL ÁNGULO DE LA DESVIACIÓN CUBITAL DEL PACIENTE 2	51
FIGURA 48: DIAGRAMA DE CAJAS DEL ÁNGULO DE LA DESVIACIÓN RADIAL DEL PACIENTE 2	52
FIGURA 49: DIAGRAMA DE CAJAS DEL ÁNGULO DE SUPINACIÓN DEL PACIENTE 2.....	52
FIGURA 50: MEDIA DE LOS ÁNGULOS POR DÍA DEL MOVIMIENTO DE FLEXIÓN DEL PACIENTE 1	53
FIGURA 51: MEDIA DE LOS ÁNGULOS POR DÍA DEL MOVIMIENTO DE EXTENSIÓN DEL PACIENTE 1.....	53
FIGURA 52: MEDIA DE LOS ÁNGULOS POR DÍA DEL MOVIMIENTO RADIAL DEL PACIENTE 1.....	54
FIGURA 53: MEDIA DE LOS ÁNGULOS POR DÍA DEL MOVIMIENTO CUBITAL DEL PACIENTE 1	54
FIGURA 54: MEDIA DE LOS ÁNGULOS POR DÍA DEL MOVIMIENTO DE SUPINACIÓN DEL PACIENTE 1	55
FIGURA 55: MEDIA DE LOS ÁNGULOS POR DÍA DEL MOVIMIENTO DE FLEXIÓN DEL PACIENTE 2	55
FIGURA 56: MEDIA DE LOS ÁNGULOS POR DÍA DEL MOVIMIENTO DE EXTENSIÓN DEL PACIENTE 2.....	56
FIGURA 57: MEDIA DE LOS ÁNGULOS POR DÍA DEL MOVIMIENTO CUBITAL DEL PACIENTE 2	56
FIGURA 58: MEDIA DE LOS ÁNGULOS POR DÍA DEL MOVIMIENTO RADIAL DEL PACIENTE 2.....	57
FIGURA 59: MEDIA DE LOS ÁNGULOS POR DÍA DEL MOVIMIENTO DE SUPINACIÓN DEL PACIENTE 2.....	57

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO 1: PIEZAS Y ELEMENTOS DEL MECANISMO.....	63
ANEXO 2: MANUAL DE USUARIO.....	64

RESUMEN

En el presente proyecto de investigación se propone el diseño de un prototipo de biomecánico, destinado a reducir los patrones espásticos que se generan en la mano de niños con capacidades especiales. El diseño del prototipo se realizó utilizando el software SolidWorks, y posteriormente se llevó a cabo su elaboración utilizando una variedad de materiales. La base del mecanismo se construyó en acero para proporcionar estabilidad, mientras que el acrílico se utilizó para proteger los componentes electrónicos. Además, se empleó PLA para imprimir en 3D ciertas partes del dispositivo. Con el fin de garantizar una mayor comodidad durante el proceso de rehabilitación, se aplicaron recubrimientos de materiales textiles en el soporte del antebrazo y la muñeca.

El mecanismo del dispositivo consta de tres servomotores que son controlados mediante la interfaz de Matlab, utilizando para ello la tarjeta Arduino. Esto permite realizar movimientos de manera pasiva en la zona de la muñeca, incluyendo los movimientos de flexión-extensión, movimientos laterales y supinación.

El acceso a la interfaz de usuario requiere un inicio de sesión con un nombre de usuario y contraseña, lo cual permite acceder a la parte de control del dispositivo. En esta sección, es necesario completar los campos requeridos para llevar a cabo la rehabilitación, y los datos son almacenados para su posterior análisis.

Este tipo de dispositivos representan una alternativa efectiva y cómoda en el proceso de rehabilitación, contribuyendo así a mejorar la calidad de vida de los pacientes, promoviendo y facilitando una recuperación más eficiente.

Palabras claves: Rehabilitación, Dispositivo, Espasticidad, Movilidad, Flexo-Extensión Prototipo.

ABSTRACT

This research project introduces a biomechanical prototype designed to alleviate spastic patterns in the hands of children with special needs. The prototype, developed using SolidWorks software, incorporates a variety of materials including steel for stability, acrylic for electronic component protection, and PLA for 3D-printed parts. Textile coverings on the forearm and wrist support enhance comfort during rehabilitation.

The device features three servomotors controlled via a Matlab interface utilizing an Arduino board, enabling passive movements in the wrist such as flexion-extension, lateral movements, and supination. Access to the user interface requires login credentials, granting access to the device control section where necessary fields are completed for rehabilitation sessions, with data stored for analysis.

These devices offer an effective and comfortable option in the rehabilitation process, ultimately enhancing patients' quality of life and facilitating more efficient recovery.

Keywords: Rehabilitation, Device, Spasticity, Mobility, Flexo-Extension Prototype.



Reviewed by:
Dra. Nelly Moreano
ENGLISH PROFESSOR
C.C. 1801807288

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCION

1.1 Antecedentes

La motricidad tiene su desarrollo en los primeros años de vida del ser humano, donde el desarrollo motriz va más allá de simples movimientos. La motricidad según [1] es la capacidad de realizar movimientos por medio de los músculos del cuerpo humano la cual se va desarrollando de forma cotidiana, con distintas actividades que hacen regularmente los niños como correr, saltar la cuerda, jugar con un balón [2] etc. Sin embargo, la motricidad en los niños es un tema relevante debido a que existe un porcentaje significativo de problemas de movimiento.

Según el Consejo Nacional para la igualdad de discapacidades en el Ecuador existen aproximadamente 46.511 estudiantes con discapacidad en educación básica y regular donde el 41.47% presentan discapacidades físicas [3]. La deficiencia motriz es un problema que tiene el músculo esquelético [4], [5], se puede presentar por distintos factores los cuales pueden ser generados por traumatismos, infecciones, accidentes vasculares [6], parálisis cerebral etc. Donde puede interferir con actividades como caminar, realizar un movimiento, el habla entre otras actividades de la vida cotidiana [7].

Los fisioterapeutas suelen usar diferentes técnicas y tratamientos para tratar la espasticidad, entre sus distintas técnicas sé que son usadas son los estiramientos suaves, que se trata de conseguir una postura de estiramiento muscular, el uso de férulas y prótesis, masajes que estimulan el área afectada ya que son realizadas por el fisioterapeuta mediante aceites o por un equipo tecnológico, la crioterapia que es un tratamiento de aplicación fría se suele aplicar hielo, agua fría, criogel entre otras, la termoterapia que suele aplicar el calor para tratar la espasticidad como por ejemplo el uso de irradiación (infrarrojos) o por contacto ya sea aplicando agua caliente, compresas calientes etc. En el caso de los tratamientos tenemos los que son a base de medicamentos, relajantes musculares, inyecciones y tratamientos quirúrgicos [8] [9].

nivel global el uso de la tecnología avanza de manera impresionante puesto que puede dar soluciones a distintos problemas en el área de la salud, con el propósito de mejorar la calidad de vida y el bienestar de las personas, sin embargo, con el crecimiento de la tecnología surgen más exigencias en el ámbito de la salud y en el ámbito tecnológico [10].

Por tal razón, se ha propuesto implementar un equipo diseñado para realizar ejercicios pasivos a nivel de la muñeca, con el objetivo de reducir los patrones espásticos en los estudiantes de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay” que presenten discapacidad en esta parte del cuerpo. Esta iniciativa no solo busca mejorar la funcionalidad física de los niños, sino también aumentar su autoconfianza y autoestima al proporcionarles una herramienta que les permita participar activamente en su rehabilitación y desarrollo motriz, a pesar de sus limitaciones en la muñeca

1.2 Planteamiento del problema

La parálisis cerebral espástica representa una de las formas más comunes de afectación neuromotora en niños, caracterizada por diferentes tipos de espasticidad que pueden manifestarse en diversas áreas del cuerpo, como resultado de lesiones, condiciones clínicas específicas y su fisiopatología subyacente [11].

En cualquier caso, las personas que padecen de espasticidad por lo general tienen los músculos tensos y rígidos, tanto en la parte superior o inferior del cuerpo humano o en ambas partes a la vez [7]. En la búsqueda de tratamientos eficaces para la reducción de esta condición, se han empleado diversas técnicas, incluyendo la fisioterapia invasiva. Esta modalidad terapéutica implica el uso agujas solidas que atraviesan la piel o dispositivos de electroestimulación, los cuales pueden resultar incómodos o atemorizantes para los niños durante el proceso de rehabilitación [12].

Además, otro enfoque invasivo involucra la aplicación de agentes físicos, como la inyección de fármacos en el tejido musculoesquelético, con el fin de aliviar la espasticidad o también por intervenciones quirúrgicas. Sin embargo, estos tratamientos pueden acarrear efectos secundarios adversos a largo plazo en los tejidos musculares [13].

Por otro lado, existen enfoques no invasivos que incluyen terapias como masajes, aplicación de aceites, equipos de vibración y tratamientos mediante el frío o calor. Estas técnicas han demostrado ser efectivas para la relajación muscular, especialmente en la región de la mano [9]. Sin embargo, la ejecución de ejercicios de rehabilitación manual puede enfrentarse a diversas dificultades, como la limitación de movilidad en las manos de los niños y la incomodidad que puede llegar a tener estos tratamientos.

Sin embargo, es fundamental tener en cuenta que tanto los tratamientos invasivos como los no invasivos requieren del equipo necesario y pueden resultar en costos elevados por sesión de tratamiento, lo que podría limitar su accesibilidad para muchas familias. Ante esta realidad, la búsqueda de alternativas más accesibles y efectivas, como el uso de un equipo de ejercicios pasivos a nivel de la muñeca en la cual se podría brindar como una opción más accesible en la rehabilitación de los niños afectados.

1.3 Justificación

El desarrollo de un dispositivo biomecánico para niños con deficiencia motriz o inmovilidad en sus manos podría resultar sumamente útil, considerando las diversas limitaciones asociadas con los tratamientos convencionales. Entre estas dificultades se encuentra la variabilidad en el nivel de movilidad de las manos de los niños, que depende del grado de afectación que presenten, así como los altos costos de otros tipos de tratamientos y la necesidad de adquirir diferentes materiales terapéuticos específicos.

Este dispositivo de rehabilitación permitiría realizar sesiones de rehabilitación de forma rápida y sencilla, lo que contribuiría a reducir los patrones espásticos a nivel de la articulación de la muñeca. Además, serviría como un valioso apoyo para los docentes-terapeutas encargados de la terapia de los niños, al ofrecer una alternativa que abarca nuevos campos y tratamientos diferentes a los tradicionales. La combinación de la parte tecnológica y terapéutica tiene como intención mejorar la calidad de vida del niño en función de su

desarrollo psicomotor y emocional en su entorno familiar. Asimismo, busca incentivar, estimular y motivar a los niños durante su proceso de rehabilitación mediante el uso de este aparato de rehabilitación.

1.4 Objetivos

1.4.1 General

- Implementar un dispositivo biomecánico para inhibir patrones espásticos en la mano de los estudiantes de la Unidad Educativa Especializada (UEE) “Carlos Garbay Montesdeoca”

1.4.2 Especifico

- Realiza un estudio sobre la espasticidad, anatomía y movimientos de la mano además de analizar las diferentes técnicas, instrumentos y dispositivos electrónicos que ayuden en el tratamiento de la espasticidad.
- Diseñar e implementar un prototipo biomecánico enfocado en la rehabilitación de niños espásticos con problemas de movilidad en la mano en función de la búsqueda de información y la selección de los materiales que mejor se adapten al proyecto de investigación.
- Verificar el funcionamiento del prototipo biomecánico mediante pruebas técnicas y de campo dentro de la UEE "Carlos Garbay Montesdeoca" con los estudiantes del paralelo E que tengan problemas de movilidad en la mano.
- Socializar sobre el funcionamiento del prototipo biomecánico hacia el personal del establecimiento para su correcta utilización.

CAPÍTULO II.

2. MARCO TEORICO

2.1 Estado del arte

Los dispositivos de rehabilitación abarcan una amplia variedad de tecnologías y enfoques, desde los más simples hasta los más complejos. Los dispositivos mecánicos básicos utilizan sistemas como resortes, engranajes y poleas para realizar ejercicios supervisados por fisioterapeutas, con el fin de mejorar la movilidad y la fuerza muscular. Por otro lado, los dispositivos electromecánicos combinan componentes mecánicos y electrónicos, como sensores, motores DC y servomotores, para ofrecer movimientos precisos y controlados. Estos dispositivos pueden programarse mediante tarjetas como Arduino o Raspberry Pi, seleccionadas según el diseño y requisitos del dispositivo. Los dispositivos biomecánicos representan un nivel más avanzado, utilizando tecnología de impresión 3D y materiales como nailon o fibra de carbono para crear diseños personalizados, como prótesis a medida o exoesqueletos. Esta tecnología permite una rehabilitación más detallada al ofrecer interfaces adaptadas a las necesidades específicas de cada paciente, mejorando así la experiencia de recuperación y adaptación [14].

La utilización de dispositivos biomecánicos o robots en el área de la rehabilitación ha sido de gran ayuda en los últimos años, ofreciendo una versatilidad sin precedentes al permitir el control preciso de diversas características. Desde la regulación de la presión y la fuerza aplicada hasta la capacidad de escalar la terapia de acuerdo con el progreso del paciente, estos dispositivos han demostrado su capacidad para adaptarse y evolucionar junto con las necesidades individuales de cada persona en cada rehabilitación. Además de su capacidad de control, estos dispositivos son altamente autónomos, lo que les permite funcionar de manera independiente durante largos periodos de tiempo, facilitando sesiones de terapia más prolongadas y consistentes, lo que optimiza los resultados de la rehabilitación [14].

Basándose en los diversos dispositivos desarrollados, se han creado distintos equipos de rehabilitación a lo largo del tiempo. La información sobre su funcionamiento se encuentra documentada en revistas, artículos científicos, tesis y otras bibliografías, lo que resulta de gran utilidad para el aporte de información relevante al proyecto de investigación como las que se mencionan a continuación.

En [15] se presenta un proyecto técnico denominado “DESARROLLO DE UN PROTOTIPO AUTOMATICO PARA LA REHABILITACION DE MUÑECA CON 2 GRADOS DE LIBERTAD” elaborado en el 2018, presenta un prototipo automático que lleva a cabo una rehabilitación pasiva de muñeca con rutina de rehabilitación de flexión - extensión y abducción - aducción en la zona de la muñeca. El prototipo está basado en un mecanismo esférico orientado a dos grados de libertad. Los movimientos para producir la rehabilitación se los realiza por medio de dos servomotores controlados por una tarjeta Arduino, adicionalmente junto con un LCD (Liquid Crystal Display) y un teclado que ejecuta un programa y configura distintas variables y parámetros de las rutinas antes de realizarlas.

En el trabajo de titulación [16] llamado **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA MÁQUINA PROTOTIPO, PARA REHABILITACIÓN DE MUÑECA CON ESGUINCE DE GRADO 1, MEDIANTE EL CONTROL DE MOVIMIENTOS ASISTIDOS**” realizado en el 2022, trata sobre un diseño enfocado para la rehabilitación del esguince de muñeca de grado uno dirigido hacia las personas de tercera edad, donde el diseño de este prototipo es realizado mediante el software de SolidWorks para posteriormente ser fabricado con impresión 3D con los materiales ABS y Tough 2000 por sus diferentes características que estos materiales presentan, el sistema de control del rehabilitador usa dos Arduino UNO, 2 módulos de bluetooth HC-05 un acelerómetro MPU-6050 y potenciómetro, todos estos elementos permitirán determinar la posición en la que se encuentra los servomotores y son alimentados con una fuente externa de 12 voltios a 1.5 amperios la cual alimenta la placa de Arduino, y además de esa misma fuente se extrae 5 Voltios a 1.5 Amperios para dar energía a los servomotores.

En el apartado [17] se expone un trabajo de titulación sobre **“IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA HÁPTICO PARA REHABILITACIÓN ACTIVA DE MUÑECA EN EL CONSULTORIO HUELLAS FISIOTERAPIA”** presentado en el año del 2019, expone un sistema que fue diseñado para una rehabilitación activa para lesiones de muñeca como por ejemplo fracturas de huesos, tendinitis de Quervain, problemas de túnel carpiano entre otros. El diseño de este trabajo consta de un dispositivo háptico denominado Novint Falcon lo cual permite sentir objetos virtuales produciendo una sensación táctil de forma realista, sin embargo, por la dificultad de agarre en ciertos casos fue diseñado un eje de presión fina en forma de lápiz. La interfaz en este caso fue desarrollada en el software de Unity 3D, en la cual está conformada por diferentes ejercicios de rehabilitación como laberintos, rompecabezas, juego de taladro, consultorio etc.

El autor [18] presenta un **“DISEÑO DE UNA MÁQUINA PARA REHABILITAR MUÑECA Y ANTEBRAZO”** desarrollado en el año de 2017, que presenta una máquina de rehabilitación pasiva para la muñeca y el antebrazo, para la recuperación progresivamente de los ángulos de funcionamiento de la articulación. Para la parte eléctrica se utiliza un Arduino UNO para los movimientos del servomotor y una tarjeta para EKG – EMG para obtener señales eléctricas, además se utiliza una un cargador Samsung como fuente alterna para alimentar al servomotor. Para el diseño de las diferentes piezas de la maquina se utiliza el software de SolidWorks el cual permite el ensamblaje de los componentes antes de su fabricación, adicionalmente se usa el Software ANSYS para analizar la resistencia, deformación y comportamiento de los componentes mecánicos debido a que el dispositivo se divide en dos partes, la primera es un soporte para realizar la desviación radial – cubital y la segunda es en la fabricación de un mango con soporte para realizar los movimientos de flexión – extensión, dichos movimientos serán realizados por una aplicación desarrollada en Visual Studio.

2.2 Marco teórico

2.2.1 Parálisis cerebral

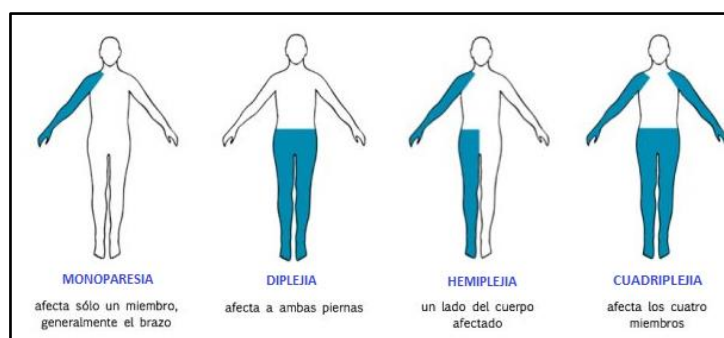
La parálisis cerebral es un desorden del desarrollo del movimiento, por lo cual se resalta la dificultad del control del movimiento, el tono muscular y la postura. Esto se produce debido o causado por alguna lesión, daño o enfermedad al sistema nervioso central, por lo cual radica una lesión en las áreas motoras del cerebro que controlan el movimiento, lo que ocasiona una deficiencia o discapacidad motora [19].

Para poder determinar la clasificación de la parálisis cerebral infantil se debe tomar en cuenta según el trastorno del movimiento los cuales se dividen en: (espástica, distónica, atáxica y mixta) donde la más frecuente es la parálisis espástica, en la cual se divide según la parte del cuerpo afectado, en la siguiente tabla se presentan los tipos de espasticidad [20].

Tabla 1: Clasificación de la Espasticidad

Clasificación de la Espasticidad	
Monoplejía	Se encuentra afectada un solo miembro del cuerpo por lo general suele ser el brazo
Diplejía	Afecta la mitad de la parte inferior del cuerpo es decir afectan a las piernas
Hemiplejía	Se ve afectado uno de los lados del cuerpo
Cuadriplejía	Afecta los cuatro miembros del cuerpo con igual o mayor afectación en las extremidades superiores e inferiores

Figura 1: Tipos de espasticidad



2.3 Anatomía de la mano

La mano es una parte muy importante del cuerpo humano, debido a su capacidad de poder moverse y realizar distintas funciones, como agarrar, sostener o manipular distintos objetos. Su estructura anatómica permite una amplia gama de movimientos y acciones que son fundamentales para interactuar con el entorno de manera efectiva [21].

2.4 Biomecánica de la mano

La mano está formada por 3 tipos de huesos principales los cuales son: las falanges que están formadas por 14 huesos en cada mano donde cada dedo tiene 3 falanges (distal, media y

proximal), los metacarpianos conforman la parte media de la mano y los huesos del carpo que están formado por 8 huesos que forma la muñeca donde las dos filas de hueso del carpo está conectada a 2 huesos del antebrazo la cual es el radio y el cúbito [22]. Dentro de la mano, hay una gran cantidad de músculos, ligamentos, vainas, tendones y articulaciones, los músculos son capaces de contraerse, posibilitando el movimiento de los huesos de la mano. Los ligamentos, por otro lado, son tejidos que cuya función es unir a las articulaciones de la mano. Las vainas son estructuras en forma de tubo que envuelven una parte de los dedos, mientras los tendones conectan a los músculos del brazo o de la mano con los huesos, permitiendo el movimiento. Por lo general pasan por el interior de las vainas [22].

Figura 2: Anatomía de la mano [22]



La muñeca contiene la articulación radio carpiana que está conformado por el radio, su disco articular y tres huesos carpianos. Esta articulación se considera el único elemento articular dentro de la articulación de la muñeca de la mano [23], además dicha articulación produce los movimientos de flexión – extensión y los movimientos de desviación radial y cubital [18].

2.5 Movilidad de la mano

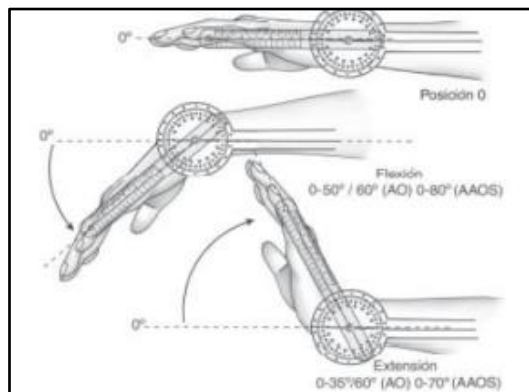
Los movimientos que realiza la mano son descritos por la Asociación para el Estudio de la Osteosíntesis (AO) y la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS) [15]

2.5.1 Flexión y Extensión

El movimiento de flexión es la inclinación de la palma hacia la cara anterior del antebrazo, es decir contrayendo la muñeca dependiendo de los músculos y de los ligamentos, los valores normales de dicho movimiento son de 0-50°/60° (AO) y de 0-80°(AAOS) [15] [17].

La extensión en cambio hace que el dorso de la mano realice un movimiento con dirección al antebrazo en otras palabras se tiene que estirar la muñeca, su grado de movilidad están en 0-35°/60°(AO) y 0-70°(AOSS) [15] [17].

Figura 3: Flexión y extensión de la mano [24]



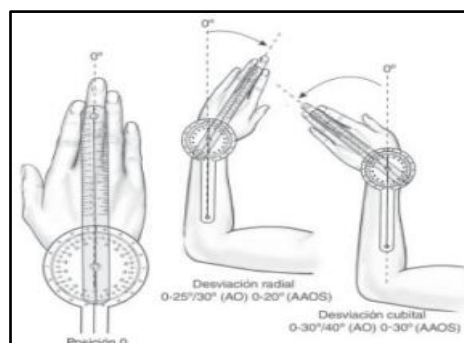
2.5.2 Abducción y Aducción

Son los movimientos que realiza la muñeca en torno a su eje ante posterior en la cual la mano acerca o aleja respecto al eje del cuerpo.

La Abducción o (desviación radial) hace referencia a la inclinación radial en dirección al pulgar que realiza la muñeca no tiene mucha amplitud de movimiento, por lo que alcanza sus grados de movilidad están en el rango de 0-25°/30° (AO) y de 0-20°(AOOS) [15][16].

El movimiento de aducción (desviación cubital) o tiene como referencia a la inclinación cubital que realiza la muñeca que es el movimiento opuesto a la desviación radial. Sus valores se encuentran en los valores de 0-30°/40° (AO) y 0-30°(AOSS) [15] [16].

Figura 4: Abducción y aducción de la mano [24]

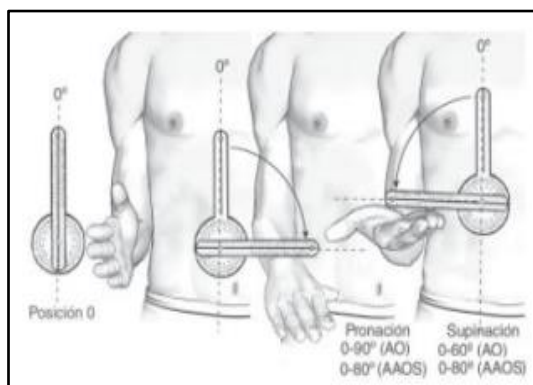


2.5.3 Pronación y Supinación

La supinación ocurre cuando la palma da un giro hacia arriba tomando como referencia su posición neutral de 0°, es decir la palma va orientada hacia la parte anterior del cuerpo. Los grados de movilidad son de 0-60°(AO) y 0-80°(AOSS) [25] [26].

El movimiento de pronación se lo realiza de manera contraria a la supinación es decir que la palma apunta con una dirección hacia abajo o dicho de otra forma la palma está orientada hacia la parte posterior del cuerpo. Sus rangos de movimiento están ente 0-90°(AO) y 0-80° (AOSS) [25] [26].

Figura 5: Pronación y supinación de la mano [24]



2.6 Avances Tecnológicos

En los últimos años la tecnología ha venido evolucionando con el paso del tiempo, donde se puede encontrar diferentes equipos que pueden realizar varios tipos de tratamiento en casi cualquier parte del cuerpo humano.

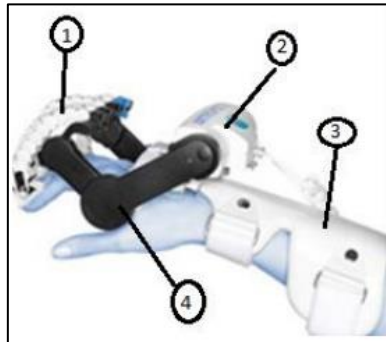
Encandecede en la parte de la mano se encuentran distintos equipos de rehabilitación como por ejemplo un guante robótico diseñada por la marca Becggse [27]. Está orientado a la recuperación de accidentes cerebro vasculares, donde funciona mediante un empuje de bomba de aire. Su principal característica es que funciona mediante una función espejo es decir se coloca otro guante en la mano sana y al realizar cualquier movimiento la mano sana impulsara a la mano afectada para tratar de reproducir o copiar el movimiento de la otra mano.

Figura 6: Guante robótico marca Becggse [27]



La empresa TENS S.A desarrollo un dispositivo biomecánico denominado ARTROMOT F la cual esta dirigida hacia personas con problemas de articulaciones, dislocaciones de la mano o lesiones por traumas, entre sus principales características el dispositivo es ligero, estético y realiza los movimientos de flexión y extensión de muñeca además que puede ser usado ya sea en niños o adultos [18].

Figura 7: Artromot F. [18]



El mecanismo de nombre Kinetec Maestra MCP elaborada por la empresa KINETEC, es un mecanismo que trata de sujetar la mano por medio de una placa, es utilizada en la rehabilitación postoperatoria para aumentar la movilidad articular, restaurar la flexibilidad de la extremidad y reducir las articulaciones, ayudando al paciente a mover la mano por el mismo [18].

Figura 8: Mecanismo Kinetec Maestra MPC [18]



InMotion es una marca especializada en diseño de robots en el campo de la rehabilitación para las extremidades superiores en pacientes que tengan algún traumatismo o algún tipo de daño cerebral. Uno de sus dispositivos llamado InMotion Wrist, es un robot que permite realizar ejercicios de estimulación de la articulación además posee 3 grados de libertad permitiendo ejercicios como flexión abducción y supinación [17].

Figura 9: Dispositivo InMotion Wrist [17]



CAPÍTULO III.

3. METODOLOGIA

3.1 Tipo de investigación

- **Método descriptivo**

El método descriptivo se enfoca en detallar cómo está constituido el mecanismo de rehabilitación describiendo su funcionamiento. Además de llevar a cabo un análisis de los datos recolectados.

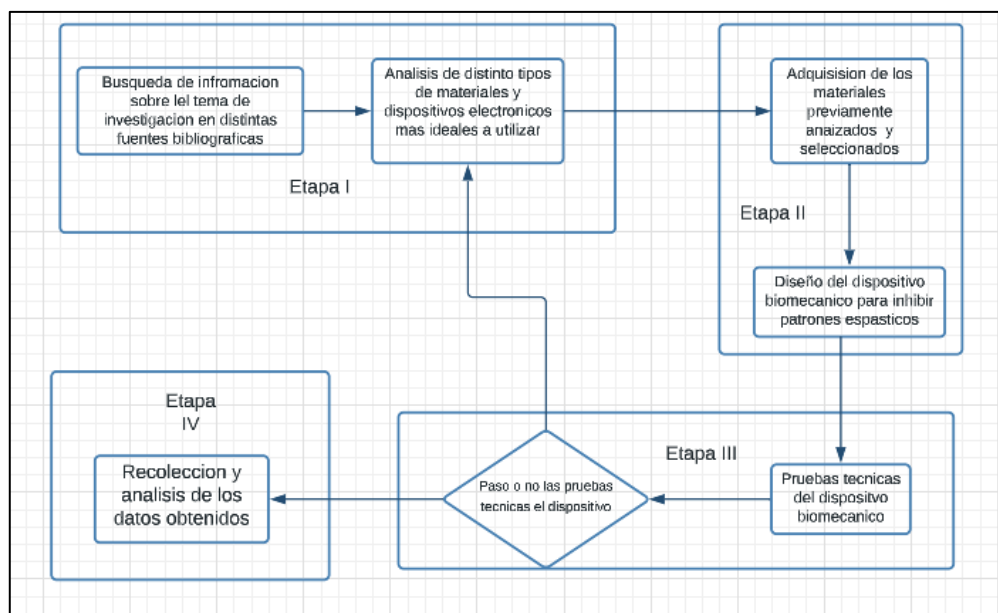
- **Método experimental**

El método experimental consiste en la manipulación de una o múltiples variables independientes que inciden en un conjunto de variables dependientes, este tipo de método se lo ejecuta en un ambiente supervisado por uno o más personas, por lo que este tipo de método es el más ideal para el tema de investigación planteado [28].

3.2 Diseño de investigación

El proyecto de investigación está diseñado en 4 etapas como se aprecia en la figura.

Figura 10: Fases de la investigación



3.2.1 Etapa I

La primera etapa se centra en la búsqueda de la información sobre la temática que se va a tratar, donde se seleccionara la información de mayor relevancia que sea de aporte en el proyecto de investigación. Adicionalmente se analizará los distintos dispositivos electrónicos y tecnológicos, además de distintos materiales para determinar cuál se adapta mejor al diseño.

3.2.1.1 Elementos electrónicos

3.2.1.1.1 Arduino

La placa Arduino es un dispositivo de hardware libre que se destaca por su fácil acceso debido a su bajo costo y programación sencilla. Permite establecer conexiones eficientes entre la placa y diversos sensores o actuadores de manera fácil. Arduino está fundamentado en el microprocesador Atmega328, ofreciendo 14 pines de entrada/salida, (6 son pines de salida PWM). Además, cuenta con 6 pines de entrada analógica, un resonador de 16MHz, conexión USB, una cabecera ICSP y un botón de reinicio. Su diseño versátil facilita la interacción con diferentes componentes electrónicos, convirtiéndolo en una herramienta versátil y accesible para todo tipo de proyectos electrónicos [29].

Figura 11: Arduino [29]



3.2.1.1.2 Servomotores

Los servomotores juegan un papel esencial en una variedad de tareas, siendo ampliamente utilizados en líneas de producción, robots industriales y diversas aplicaciones donde se requiere su funcionalidad específica. Estos dispositivos, comúnmente capaces de un giro de 180 grados, tienen como función principal transformar señales de control en movimientos precisos y controlados. La posición del servo se ajusta mediante el ancho de pulso, utilizando una forma de onda de modulación por ancho de pulso (PWM). Su versatilidad y capacidad para proporcionar movimientos exactos los convierten en elementos fundamentales, abarcando desde la automatización industrial hasta la implementación de sistemas robóticos avanzados. En el estudio realizado, a través de diversas fuentes de información, se establecieron los parámetros esenciales para la selección de los servomotores más adecuados para el desarrollo del prototipo. Como resultado, se optó por la elección de los servomotores RDS5160 y FT6335M [30] [31].

Figura 12: Servomotores RDS5160 y FT6335M [30] [31]



Tabla 2: Características del servomotor RDS5160

Descripción	Detalles
Peso	158g
Dimensiones	65*30*48 mm aprox.
Torque	60 kg*cm
Voltaje de operación	6V – 8.4V
Velocidad de funcionamiento	0.15sec/60°
Rango de temperatura	-15 °C / 70 °C

Tabla 3: Características del servomotor FT6335M

Descripción	Detalles
Peso	671 g
Dimensiones	55*20*43 mm aprox.
Torque	35.5kg*cm
Voltaje de operación	6V – 7.4V
Velocidad de funcionamiento	0.192sec/60°
Rango de temperatura	-20°C / 60°C

3.2.1.1.3 Fuente conmutada

La fuente conmutada es un dispositivo que convierte la corriente alterna (AC) en corriente directa (DC). Su tensión de entrada es de 110/120 AC 50/60Hz entregando en su salida una tensión de 12V DC. Entre sus diversas aplicaciones, destaca su capacidad para alimentar una amplia gama de dispositivos electrónicos, como motores, Leds de potencia, tarjetas o módulos de Arduino, sensores, actuadores, y otros componentes. Esta versatilidad la convierte en una herramienta esencial en numerosos proyectos que necesitan una fuente de alimentación eficiente y regulada [32].

Tabla 4: Características de la fuente conmutada

Descripción	Detalles
Peso	336g
Dimensiones	19.8*10*4.2 cm aprox.
Potencia de salida	120W
Voltaje de entrada	AC 110-120V 50/60Hz
Voltaje de salida	12 VCD a 10A
Temperatura de trabajo	-10°C / 50°C

Figura 13: Fuente de alimentación conmutada [32]



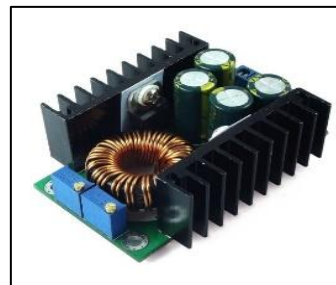
3.2.1.1.4 Módulo reductor XL4016 STEP-DOWN

El módulo XL4016 desempeña la función de reductor de voltaje (Step-Down), siendo responsable de proporcionar un nivel de tensión inferior en la salida en comparación con la tensión de entrada. Este dispositivo acepta tensiones de entrada en el rango de 8V a 40V, generando una salida que varía entre 1.25V y 36V [33]. Incorpora potenciómetros ajustables que permiten la modificación del voltaje y la corriente en las salidas del módulo, teniendo una corriente máxima de salida de 8 Amperios, incluyendo una protección por un corto circuito. Para garantizar un rendimiento óptimo, es esencial que el nivel de voltaje de entrada sea al menos 1.5V superior al nivel de voltaje de salida. De lo contrario, podrían surgir problemas de eficiencia y desempeño en el funcionamiento del dispositivo.

Tabla 5: Características del módulo XL4016

Descripción	Detalles
Voltaje de entrada	4V – 40V
Voltaje de salida	1.25V – 36V
Corriente de salida	8A
Temperatura de operación	-45°C / 125 °C

Figura 14: Modulo XL4016 [33]



3.2.1.1.5 Módulo Relé

El módulo relé, un dispositivo electromagnético, actúa como un interruptor controlado por un circuito eléctrico. Emplea una bobina y un electroimán para activar un conjunto de contactos que pueden abrir o cerrar otros circuitos eléctricos de manera independiente. Al

suministrar 5 voltios al pin de control, se energiza la bobina y se cierra el circuito interruptor, permitiendo el paso de corriente. Por el contrario, aplicar 0 voltios desactiva la bobina, interrumpiendo el flujo de corriente. Los relés están disponibles en diferentes voltajes, como 12V, 24V, 110V y 220V, lo que los hace versátiles para diversas aplicaciones [34].

Tabla 6: Características del módulo Relé

Descripción	Detalles
Voltaje de operación	5V DC
Capacidad máx.	10A/250VAC, 10A/30VDC
Corriente máxima	10A (NO), 5A (NC).

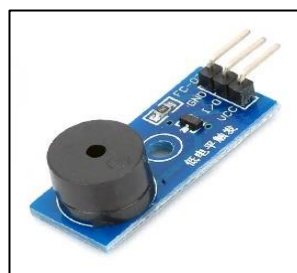
Figura 15: Modulo Relé [34]



3.2.1.1.6 Modulo Buzzer Activo

Los módulos buzzer activos, también conocidos como zumbadores, son dispositivos que emiten un sonido de frecuencia predeterminada cuando se conectan a una fuente de voltaje. A diferencia de los buzzer pasivos, los activos incorporan un oscilador interno, lo que significa que solo se requiere la alimentación de corriente para que el dispositivo genere sonido. Además, este tipo de buzzer no impone carga adicional al procesador, ya que no es necesario que genere la onda eléctrica que se transformará en sonido [35]. Es usado en diferentes aplicaciones, en este caso será usado para emitir un sonido en el momento de que el mecanismo acabe de realizar cualquier tipo movimiento.

Figura 16: Módulo buzzer Activo [35]



3.2.2 Etapa II

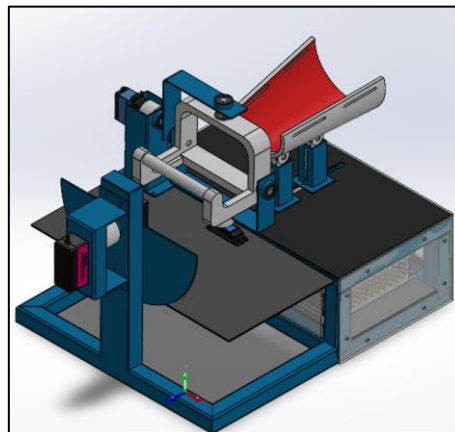
En esta etapa se adquiere los diferentes equipos y materiales previamente seleccionados con el fin de elaborar el dispositivo biomecánico en una estructura óptima para su adecuado funcionamiento adicionalmente se elabora la parte del sistema que permite el control del dispositivo

3.2.2.1 Diseño del dispositivo

El proceso de desarrollo del prototipo se llevó a cabo utilizando el software SolidWorks, una herramienta avanzada que permite la creación de diseños en tres dimensiones (3D). Este software no solo facilita la creación de piezas individuales, sino que también posibilita la elaboración de ensamblajes complejos, proporcionando una representación final integral de cualquier mecanismo diseñado en el programa [16] [17].

Para el diseño del dispositivo, se inicia con la toma de medidas de niños dentro de un rango de edad específico [36]. Este enfoque busca adaptar el dispositivo a las dimensiones de los niños, asegurando tanto la comodidad como la facilidad de uso [37].

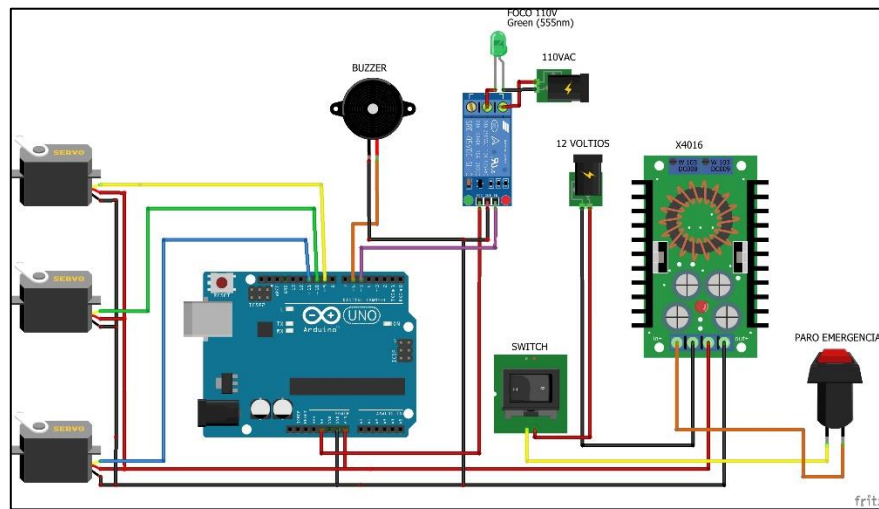
Figura 17: Diseño del mecanismo en SolidWorks



3.2.2.2 Diseño Electrónico

La implementación del dispositivo rehabilitador requiere una fuente de alimentación externa para suministrar energía tanto a los servomotores como al Arduino. En este caso, se utiliza una fuente conmutada de 12V. Esta fuente alimenta el módulo XL4016, encargado de reducir el voltaje a niveles adecuados para alimentar de manera eficiente tanto la placa Arduino como los servomotores. Este enfoque asegura un suministro eléctrico controlado y optimizado, fundamental para el funcionamiento preciso y coordinado de todos los componentes del dispositivo de rehabilitación.

Figura 18: Esquema eléctrico del dispositivo



3.2.2.3 Materiales de fabricación

3.2.2.3.1 Base del mecanismo

La estructura de la base del dispositivo adopta una configuración cuadrada y está conformado tanto por soportes de metal verticales y horizontales de acero, ofrece una resistencia excepcional, brindando un soporte sólido y robusto para el mecanismo de rehabilitación de muñeca [15].

Los soportes no solo aseguran estabilidad y durabilidad cruciales, sino que también enfatizan la importancia de la solidez en la ingeniería de la infraestructura del dispositivo, debido a que dentro de la estructura ira colocado toda la parte electrónica del dispositivo.

Figura 19: Base del mecanismo



3.2.2.3.2 Acoples de los Servomotores

Los servomotores se incorporan estratégicamente en puntos específicos del mecanismo para ejecutar los movimientos deseados. En particular, los servomotores FT5330M tienen posiciones específicas: el primero se sitúa en la parte inferior del dispositivo, en la base

donde se apoya la muñeca, generando así los movimientos laterales. El segundo se coloca en uno de los lados de la base de la muñeca, encargándose de los movimientos de flexión y extensión. En cuanto al servomotor de mayor torque, el RDS5160, se posiciona en la parte delantera. Se monta sobre una pequeña base que se acopla a un soporte vertical, asegurándose con tornillos, y tiene la función de generar el movimiento rotacional. Adicionalmente están incorporados casquillos de nylon en ellos ejes de los servomotores, para una mayor estabilidad además de reducir la fricción entre ejes de los servomotores.

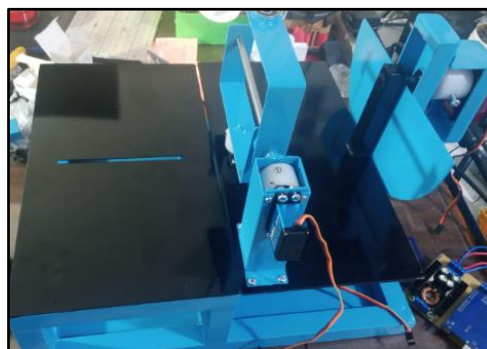
Figura 20: Motores Acoplados



3.2.2.3.3 Cobertura del dispositivo

El uso del acrílico es usado para cubrir una parte del mecanismo de rehabilitación con el propósito de proporcionar protección y permitir la visualización de los componentes electrónicos en su interior asegurado a través de tornillos unidos a la base metálica. Adicionalmente de ofrecer protección contra posibles factores externos como el polvo, también facilita la inspección y el mantenimiento de toda la parte electrónica que contiene el mecanismo, logrando un diseño practico y estético [38].

Figura 21: Cobertura del mecanismo



3.2.2.3.4 Soporte del antebrazo

Para el diseño de los soportes destinados al antebrazo, se ha optado por emplear PLA, uno de los filamentos más utilizados en la impresión 3D. Esta elección se fundamenta en las diversas propiedades que ofrece, destacando su capacidad para proporcionar una base sólida

en términos de resistencia y torsión [28]. El diseño de los soportes se ha guiado por un enfoque que toma como referencia el promedio de las medidas de los niños, asegurando así una adaptación más precisa y cómoda para el usuario.

Figura 22: Soporte del antebrazo

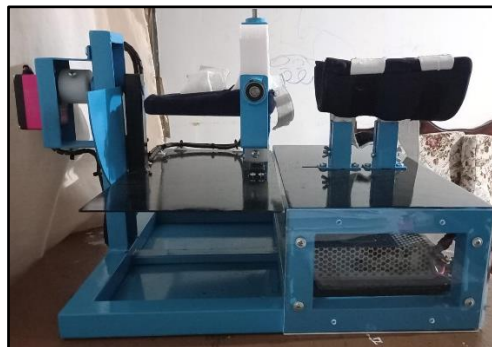


Tabla 7: Características físicas de los materiales

Propiedades	PLA	Acero	Acrílico
Densidad	1.24 g/c m ³	7.85 g/c m ³	1.18 g/c m ³
Resistencia a la tracción	50-70 MPa	500-696 MPa	70 MPa
Conductividad eléctrica	Baja	Alta	Baja
Elasticidad	3 GPa	200 GPa	3 GPa

La estructura final del dispositivo se ha ensamblado con precisión, incorporando todas las partes mecánicas y electrónicas de manera adecuada. Además, se han instalado los soportes diseñados para el antebrazo, los cuales pueden ajustarse para brindar mayor comodidad a los niños que participan en la rehabilitación. Asimismo, se ha incorporado un soporte específico para la mano, facilitando la realización de los ejercicios descritos anteriormente. La disposición cuidadosa de los soportes garantiza no solo la eficacia de los movimientos terapéuticos, sino también la comodidad durante las sesiones de rehabilitación

Figura 23: Mecanismo de Rehabilitación



3.2.2.4 Diseño de la interfaz

El sistema de control del dispositivo está diseñado en la interfaz de la GUI del software de Matlab, que se trata de una interfaz gráfica de usuario. Esta interfaz permite un control más factible y fácil de usar e incluye diferentes tipos de controles, tales como botones, controles deslizantes, barra de menús, entre otros [39].

Antes de proceder con la programación del dispositivo, es esencial realizar la instalación de la biblioteca de Arduino UNO en Matlab. Esto es necesario para habilitar la programación de la tarjeta Arduino desde la interfaz de Matlab. La instalación de esta biblioteca establece una conexión clave entre ambas plataformas, permitiendo así una integración fluida y eficiente durante el proceso de programación; sin embargo, es importante tener en cuenta que este procedimiento puede variar según las versiones utilizadas en ese momento.

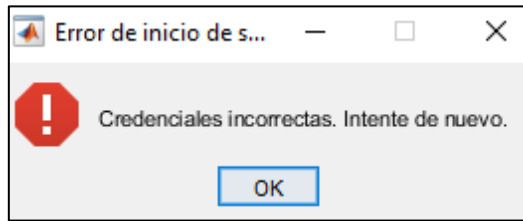
La primera ventana es la principal, y para ingresar a la ventana de control se debe introducir un usuario y contraseña únicos que son asignados previamente al personal encargado de realizar las fisioterapias. Esto proporciona una capa adicional de seguridad y protección para acceder a la plataforma.

Figura 24 Ventana Principal de la interfaz

The image shows a login window titled 'ingreso'. At the top, there is a dark blue header with the text 'Prototipo de rehabilitador para muñeca' and two logos: the National Institute of Health (INSTITUTO NACIONAL DE SALUD) on the left and IIEEDO on the right. Below the header, the main area is white and contains the text 'Bienvenido porfavor ingresar las credenciales correspondientes'. There are two input fields: the first is labeled 'USUARIO' with a person icon, and the second is labeled 'CONTRASEÑA' with a lock icon. A red 'INGRESO' button is at the bottom.

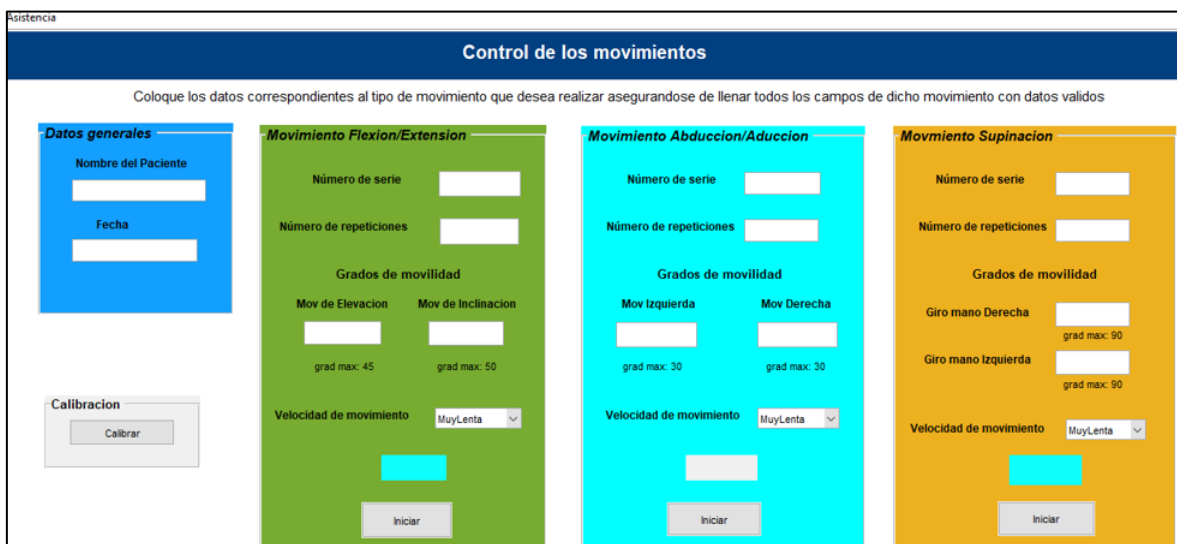
Además, proporciona un mensaje de advertencia en caso de que las credenciales ingresadas por el usuario sean incorrectas

Figura 25: Mensaje de acceso fallido



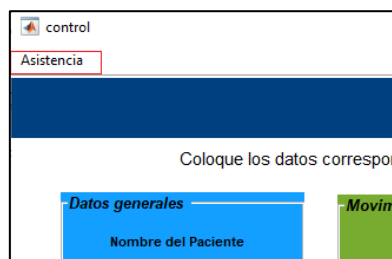
Una vez introducidas las credenciales correctas, se abrirá la ventana de control que contiene toda la interfaz de control del dispositivo. Esto facilita la comunicación entre el usuario y el dispositivo.

Figura 26: Ventana de control del dispositivo



En la parte superior de la ventana de control, se encuentra una sección de asistencia que consiste en una ventana de ayuda.

Figura 27: Menú de asistencia



La ventana de asistencia muestra los movimientos ejecutados por la muñeca, siendo útil en caso de desconocimiento de dichos movimientos. Además, incluye una tabla en la que están descritos los valores de movilidad de la muñeca, siguiendo las pautas establecidas por la

Asociación para el Estudio de Osteosíntesis (AO) y la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS).

Figura 28: Ventana de ayuda

AYUDA

MOVIMIENTOS DE LA MUÑECA

Flexión/Extensión

El movimiento consiste en elevar y descender el dorso de la mano

Valores de movilidad de la muñeca		
Movimientos	AO	AAOS
Flexión	0-50°/60°	0-80°
Extensión	0-35°/60°	0-70°
Desviación Radial	0-25°/30°	0-20°
Desviación Cubital	0-30°/40°	0-30°
Supinación	0-60°	0-80°

Abducción/Aducción

Por medio de este movimiento es posible realizar el desplazamiento lateralmente hacia el borde interno y externo del antebrazo

Supinación

Este movimiento permite la rotación del antebrazo para situar la palma apuntando hacia arriba

Los valores descritos en la tabla dependerá del nivel de movilidad que tenga cada persona en su mano uselo como referencia

Dentro de la interfaz de control, se ubica la primera sección donde se ingresan los datos del paciente que llevara a cabo la terapia. Asimismo, también se registra la fecha en la que se llevó a cabo la sesión de la terapia, facilitando así un seguimiento más claro en los días en que se realizó la terapia.

Figura 29: Panel de datos generales

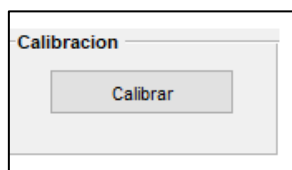
Datos generales

Nombre del Paciente

Fecha

Otra función presente en el panel de control es la sección de calibración, que consta de un botón que posibilita ajustar el mecanismo en caso de que no esté calibrado de manera adecuada.

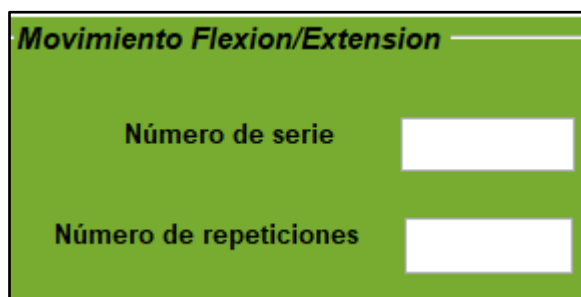
Figura 30: Botón de calibración



Los restantes paneles se segmentan en los distintos ejercicios de rehabilitación destinados a la muñeca. Dentro de esto abarca los ejercicios como lo son flexión-extensión abducción-aducción, y pronación-supinación. Cada una de estas actividades se encuentran diseñados para proporcionar un enfoque específico en la recuperación y fortalecimiento de la muñeca.

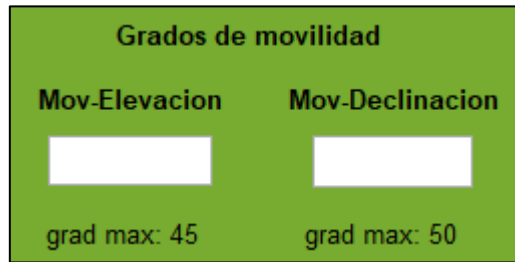
Todos los paneles siguen la misma lógica de programación, en la cual es necesario ingresar los datos correspondientes para ejecutar el mecanismo de manera adecuada. Por ejemplo: En la primera parte, se asigna el número de series y repeticiones que se realizarán en los ejercicios seleccionados. En este caso, se llevará a cabo el ejercicio de flexión y extensión de la muñeca. En caso de no ingresar números enteros válidos, aparecerá un mensaje de error hasta que se ingresen los valores correspondientes.

Figura 31: Asignación del número de series y repeticiones



En la próxima sección, se establecerán los ángulos a los cuales se desplazará el dispositivo para iniciar la terapia. Estos ángulos variarán según el nivel de movilidad presente en la mano de cada paciente. Además, se han definido límites máximos como medida de seguridad, con el objetivo de proporcionar una rehabilitación segura y confiable. En el caso que los valores introducidos excedan estos límites establecidos, se mostrara un mensaje indicando que el valor ingresado ha superado el valor máximo por lo cual se deberá ingresar nuevos valores

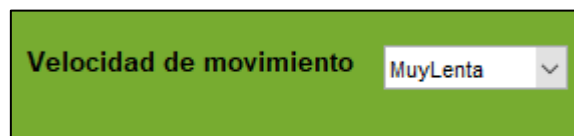
Figura 32: Asignación de ángulos



The image shows a green rectangular form titled "Grados de movilidad". It contains two columns. The left column is labeled "Mov-Elevacion" and has a white input box with "grad max: 45" written below it. The right column is labeled "Mov-Declinacion" and has a white input box with "grad max: 50" written below it.

En la última sección, se encuentra un menú desplegable que facilita el control de la velocidad de movimiento del dispositivo. Dentro de las opciones programadas se incluyen las configuraciones de: Muy Lenta-Lenta-Rápida-Muy Rápida. Estas velocidades se ajustarán según las necesidades específicas de cada paciente que esté llevando a cabo los ejercicios propuestos.

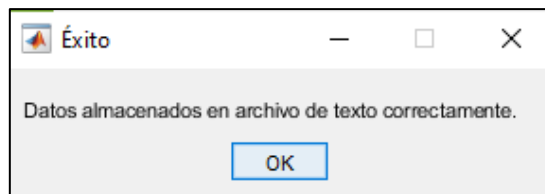
Figura 33: Control de velocidad



The image shows a green rectangular form with the text "Velocidad de movimiento" on the left and a dropdown menu on the right. The dropdown menu is currently set to "MuyLenta".

Una vez configurado todos estos puntos de manera apropiada, se dará inicio al ejercicio establecido en la terapia. Al concluir los ejercicios establecidos en el día, se mostrará un mensaje que se ha recopilado los datos ingresados durante la sesión terapéutica. Estos datos se guardarán en un archivo de texto registrando el nombre del paciente, la fecha de rehabilitación y los ejercicios realizados en ese día

Figura 34: Mensaje de éxito al almacenar los datos



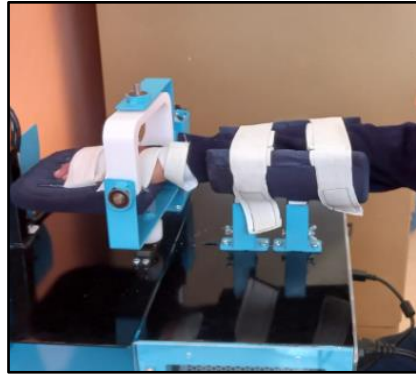
3.2.3 Etapa III

En la tercera etapa se comprueba el funcionamiento del dispositivo biomecánico mediante distintas pruebas campo realizada en la escuela "Carlos Garbay Montesdeoca", verificando el funcionamiento de prototipo

3.2.3.1 Funcionalidad del dispositivo

Para comenzar a usar el dispositivo, primero se posiciona el brazo con la palma de la mano hacia abajo, esta será la posición inicial desde la cual se realizarán los diferentes movimientos.

Figura 35: Posición inicial del brazo



En el movimiento de flexión y extensión, el mecanismo elevará y bajará la mano. En los movimientos laterales, el prototipo hará que la mano se desplace de derecha a izquierda, mientras que, en el movimiento rotacional, inducirá un giro en la mano. Todos estos ejercicios son realizados de manera pasiva por el dispositivo.

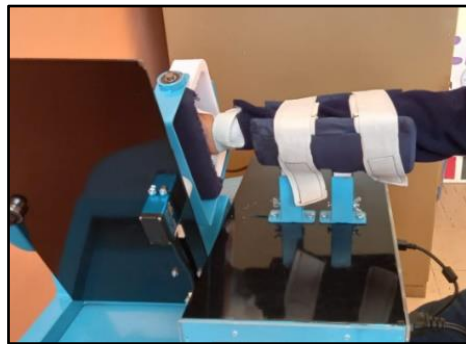
Figura 36: Movimientos Flexión-Extensión



Figura 37 Movimientos laterales de muñeca



Figura 38: Movimiento de rotacional



Cada uno de estos ejercicios se repetirá 15 veces durante cada sesión de rehabilitación, distribuidos en secciones para evitar que la rehabilitación resulte molesta o cansada para el niño. Se lo puede apreciar el protocolo seguido de rehabilitación en la tabla [8].

Tabla 8: Protocolo de rehabilitación

Protocolo de Rehabilitación		
Tiempo total de Rehabilitación	Distribución del tiempo de terapia	Movimientos Realizados
30 MINUTOS	8 minutos	5 flexión - extensión
		5 abducción-aducción (laterales)
		5 supinación (rotacional)
	2 minutos	
	8 minutos	5 flexión - extensión
		5 abducción-aducción (laterales)
		5 supinación (rotacional)
	2 minutos	
	8 minutos	5 flexión - extensión
		5 abducción-aducción (laterales)
		5 supinación (rotacional)
	2 minutos	

Este enfoque se ha diseñado para favorecer el tiempo de rehabilitación y proporcionar un equilibrio adecuado entre la actividad física y el descanso, permitiendo así una recuperación óptima y una progresión gradual en la mejora de la movilidad de la muñeca.

3.2.4 Etapa IV

Una vez pasado las pruebas y verificar su funcionamiento se realiza la recolección de datos para su posterior análisis en la que se puede llegar a tener diferentes conclusiones acerca de

la utilidad del dispositivo. Adicionalmente se realizó una socialización con el personal encargado del establecimiento sobre el uso del dispositivo.

Figura 39: Socialización del personal docente



3.3 Técnica y recolección de datos

Son todas las formas posibles en las cuales se podrá adquirir distinta clase de información científica para el desarrollo de la investigación, sobre los dispositivos rehabilitadores de muñeca, el estudio de diferentes literaturas que abarca trabajos de investigación, tesis, artículos científicos, diferentes repositorios de Universidades, bibliotecas virtuales como IEEE Xplore, Scopus, Google Académico entre otras distintas fuentes de información relevante al tema propuesto.

3.4 Población de estudio y tamaño de muestra

3.4.1 Población

La población está determinada por los datos medidos de los ángulos de movimiento de los estudiantes de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca”, que presentan problemas de movilidad en la mano espástica. Se caracteriza por la evaluación de los movimientos de flexión-extensión, movimientos laterales y rotacional.

3.4.2 Muestra

En este proyecto de investigación, se seleccionaron dos estudiantes considerando diversos factores, incluyendo la posible ausencia ocasional de algunos niños y la falta de tiempo debido a las múltiples actividades realizadas en la institución. Además, también se tomó en cuenta la disposición y cooperación de los dos estudiantes para colaborar en el uso del dispositivo, lo cual se basó para su posterior elección como participantes del estudio.

3.5 Operacionalización de las Variables

Tabla 9: Operacionalización de las Variables

Variable	Concepto	Indicador
Independiente		
Tiempo de uso del dispositivo	Duración en el que el paciente utiliza el mecanismo.	Días
Dependiente		
Ángulo de movilidad de la muñeca	Rango de movimiento de la muñeca.	Grados

CAPÍTULO IV.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este capítulo se exponen los resultados obtenidos donde, se compararon los datos de los distintos tipos de movilidad de la mano, incluyendo la flexo-extensión, los movimientos laterales y el giro, tanto antes como después de la aplicación del dispositivo. Permitiendo determinar si el mecanismo empleado tiene algún cambio significativo en la movilidad de la mano.

Tabla 10: Información de los niños que usaron el dispositivo

Usuarios	Ocupación	Edad	Discapacidad
Paciente 1	Estudiante	14	Hemiplejia
Paciente 2	Estudiante	8	Hemiplejia

4.1 Análisis descriptivo

En las tablas 11 y 12 se presenta un resumen y una descripción de las características principales del conjunto de datos de los movimientos de la muñeca de los dos niños, donde se puede observar que la media después de utilizar el dispositivo es significativamente mayor que la media antes de emplear el prototipo.

Tabla 11: Análisis descriptivo del paciente 1

Características	Movimientos									
	Antes					Después				
	Flx	Ext	Cub	Ra d	Sup	Flx	Ext	Cub	Ra d	Sup
Media	37,6 2	- 33,8 5	12,9 7	2,4 7	9,41	40,6 8	- 30,3 6	14,2 6	3,7 7	11,0 4
Mediana	37,5 0	- 34,0 0	13,0 0	2,5 0	9,00	40,0 0	- 30,0 0	14,0 0	4,0 0	11,0 0
Varianza	2,10	1,15	0,96	0,7 6	1,74	4,29	4,57	1,92	1,2 6	4,66
Desv. Estándar	1,45	1,07	0,98	0,8 7	1,32	2,07	2,14	1,39	1,1 2	2,16
Mínimo	36,0 0	- 35,0 0	12,0 0	1,0 0	8,00	37,0 0	- 35,0 0	12,0 0	2,0 0	8,00
Máximo	40,0 0	- 31,0 0	15,0 0	4,0 0	12,0 0	45,0 0	- 26,0 0	18,0 0	6,0 0	16,0 0
Rango	4,00	4,00	3,00	3,0 0	4,00	8,00	9,00	6,00	4,0 0	8,00

Tabla 12: Análisis descriptivo del paciente 2

Movimientos										
Características	Antes					Después				
	Flx	Ext	Cub	Rad	Sup	Flx	Ext	Cub	Rad	Sup
Media	32,49	2,11	8,02	5,01	7,07	33,87	3,84	9,53	6,15	8,44
Mediana	32,00	2,00	8,00	5,00	7,00	34,00	4,00	9,00	6,00	8,00
Varianza	1,66	0,82	0,86	0,92	0,99	1,90	1,46	3,19	1,61	2,05
Desv. Estándar	1,29	0,91	0,93	0,96	0,99	1,38	1,21	1,79	1,27	1,43
Mínimo	31,00	1,00	7,00	3,00	6,00	31,00	2,00	7,00	4,00	6,00
Máximo	35,00	4,00	10,00	7,00	9,00	37,00	6,00	14,00	9,00	12,00
Rango	4,00	3,00	3,00	4,00	3,00	6,00	4,00	7,00	5,00	6,00

Para determinar el tipo de prueba que se llevará a cabo para visualizar los resultados, se verificará si los datos siguen una distribución normal. En este caso, dado que hay 120 datos para cada uno de los movimientos, tanto antes como después de usar el mecanismo de los dos niños, se aplicará la prueba de Kolmogórov-Smirnov. Por lo que la hipótesis sería la siguiente:

H₀: Los datos siguen una distribución normal

H_a: Los datos no siguen una distribución normal

Tabla 13: Prueba de normalidad del paciente 1

Pruebas de normalidad			
Ángulos de movilidad	Kolmogórov-Smirnov		
	Estadístico	gl	Sig.
Flx Pac1 Antes	0,192	120	<0,001
Flx Pac1 Después	0,171	120	<0,001
Ext Pac1 Antes	0,214	120	<0,001
Ext Pac1 Después	0,133	120	<0,001
Rad Pac1 Antes	0,247	120	<0,001
Rad Pac1 Después	0,166	120	<0,001
Cub Pac1 Antes	0,23	120	<0,001
Cub Pac1 Después	0,195	120	<0,001
Sup Pac1 Antes	0,213	120	<0,001
Sup Pac1 Después	0,169	120	<0,001

Tabla 14: Prueba de normalidad del paciente 2

Pruebas de normalidad			
	Kolmogórov-Smirnov		
Ángulos de movilidad	Estadístico	gl	Sig.
Flx Pac2 Antes	0,232	120	<0,001
Flx Pac2 Después	0,153	120	<0,001
Ext Pac2 Antes	0,231	120	<0,001
Ext Pac2 Después	0,198	120	<0,001
Rad Pac2 Antes	0,214	120	<0,001
Rad Pac2 Después	0,166	120	<0,001
Cub Pac2 Antes	0,22	120	<0,001
Cub Pac2 Después	0,172	120	<0,001
Sup Pac2 Antes	0,234	120	<0,001
Sup Pac2 Después	0,188	120	<0,001

Como se puede apreciar en las tablas 13 y 14, las pruebas de normalidad realizadas muestran que el p-valor es menor que 0.05. Por lo tanto, se rechaza la hipótesis nula (H_0) y se acepta la hipótesis alternativa (H_a), lo que indica que los datos no siguen una distribución normal. Por lo tanto, se debe aplicar una prueba de hipótesis no paramétrica.

4.2 Prueba de Wilcoxon

Para realizar el análisis no paramétrico, se procede a realizar la prueba de Wilcoxon para muestras relacionadas. Esto se debe a que estamos analizando los datos antes y después del uso del mecanismo.

La hipótesis planteada sería las siguientes:

- **Hipótesis nula:** La mediana de los ángulos de movilidad antes es igual a la mediana de los ángulos de movilidad después de usar el dispositivo

$$H_0: med_A = med_D$$
- **Hipótesis alternativa:** La mediana de los ángulos de movilidad antes es diferente a la mediana de los ángulos de movilidad después de usar el dispositivo.

$$H_a: med_A \neq med_D$$

Tabla 15: Prueba de Wilcoxon del paciente 1

Movimientos	N total	Estadístico de prueba	Error estándar	Estadístico de prueba estandarizado	Sig.
Flexión	120	6264,000	347,924	8,748	<0,001
Extensión	120	6262,000	343,240	9,026	<0,001
Cubital	120	4254,500	274,524	6,841	<0,001
Radial	120	4438,000	273,917	7,526	<0,001
Supinación	120	4423,500	292,531	6,317	<0,001

Tabla 16: Prueba de Wilcoxon del paciente 2

Movimientos	N total	Estadístico de prueba	Error estándar	Estadístico de prueba estandarizado	Sig.
Flexión	120	4888,000	314,060	6,535	<0,001
Extensión	120	5333,000	309,595	8,238	<0,001
Cubital	120	4425,000	287,709	6,604	<0,001
Radial	120	3800,000	252,961	6,566	<0,001
Supinación	120	4333,000	279,394	6,827	<0,001

Los resultados obtenidos de las tablas 15 y 16 se observan que el p-valor en todos los movimientos de la muñeca de los dos pacientes tienen valores menores a 0.05. Esto indica que se rechaza la hipótesis nula (H_0) y se acepta la hipótesis alternativa (H_a). Por lo tanto, se puede concluir que existe una diferencia significativa entre la mediana de los ángulos movilidad antes y la mediana de los ángulos de movilidad después de usar el prototipo.

4.3 Diagramas de cajas

En los diagramas de cajas se visualiza de manera concisa la distribución de los datos de los ángulos de movilidad antes y después del uso del dispositivo para cada uno de los movimientos de la muñeca en cada niño. En ellos se puede observar un aumento en los grados de movilidad con la utilización del dispositivo en cada uno de los movimientos.

4.3.1 Diagrama de cajas del paciente 1

Figura 40: Diagrama de cajas del ángulo de flexión del paciente 1

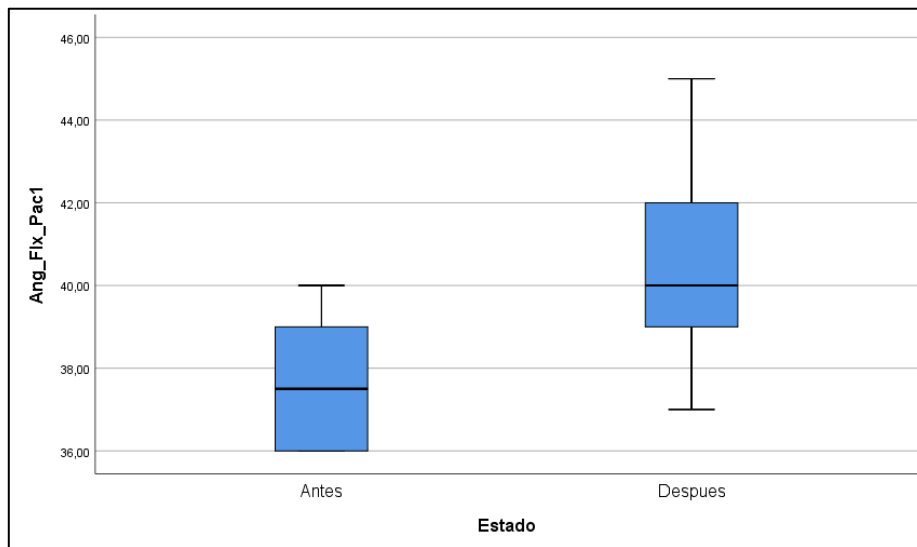


Figura 41: Diagrama de cajas del ángulo de extensión del paciente 1

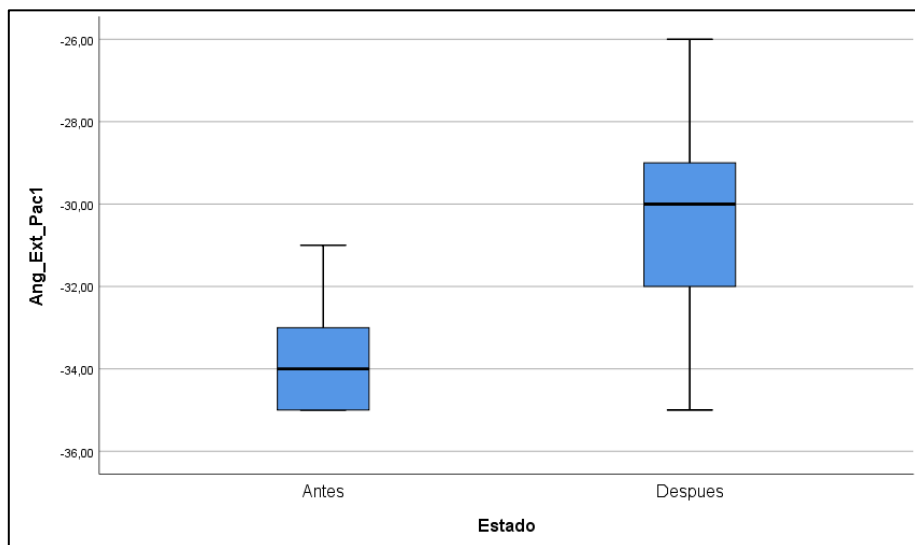


Figura 42: Diagrama de cajas del ángulo de la desviación cubital del paciente 1

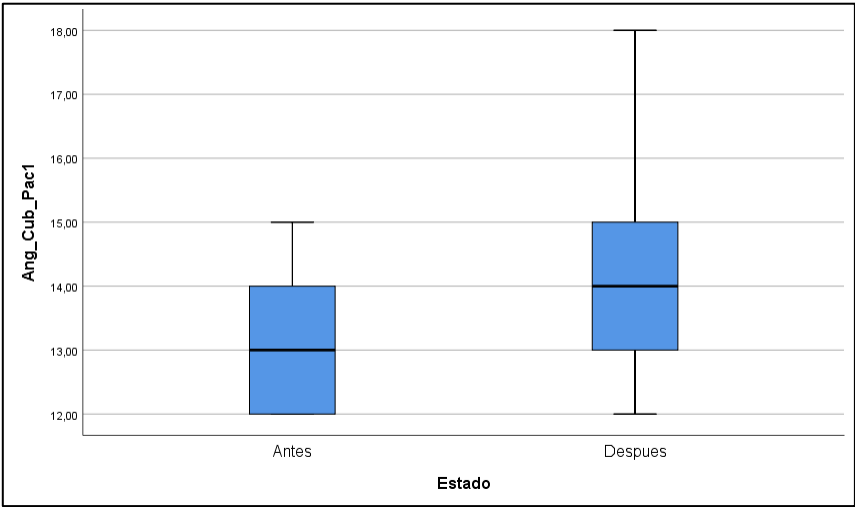


Figura 43: Diagrama de cajas del ángulo de la desviación radial del paciente 1

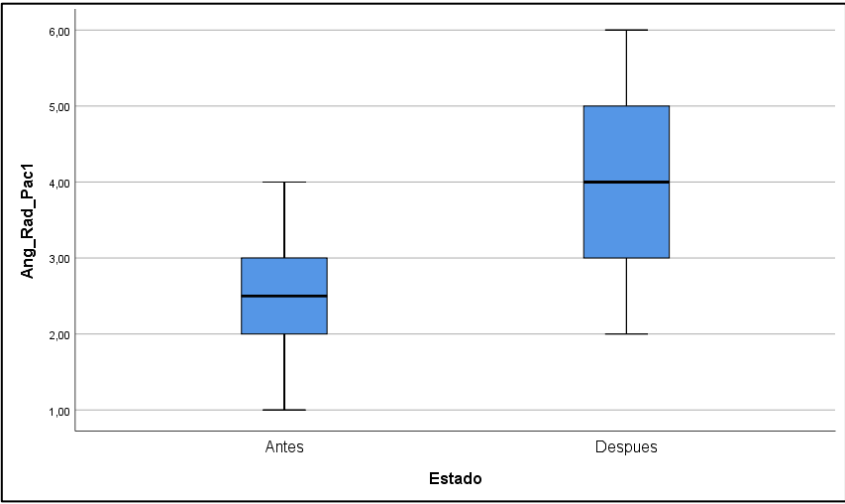
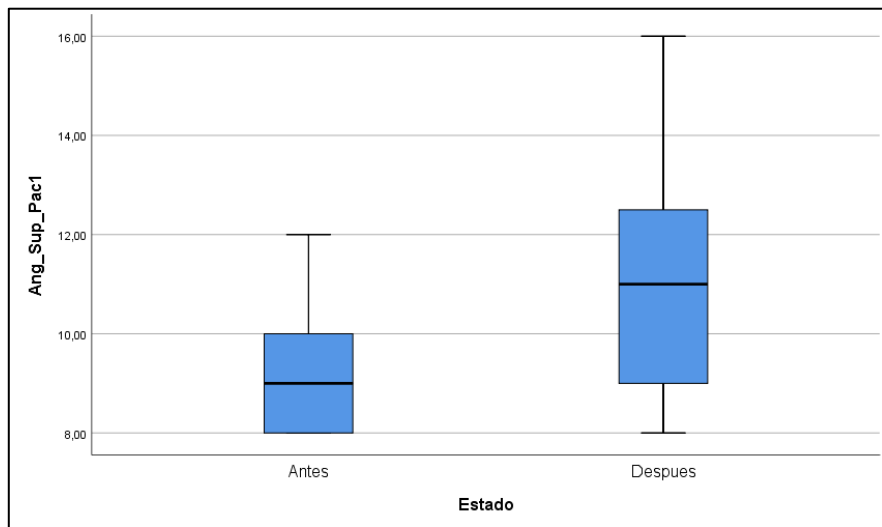


Figura 44: Diagrama de cajas del ángulo de supinación del paciente 1



4.3.2 Diagrama de cajas del paciente 2

Figura 45: Diagrama de cajas del ángulo de flexión del paciente 2

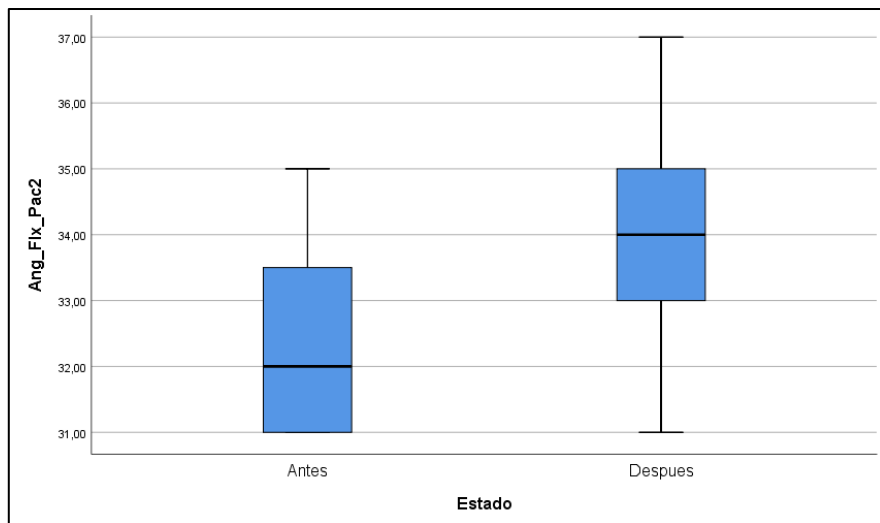


Figura 46: Diagrama de cajas del ángulo de extensión del paciente 2

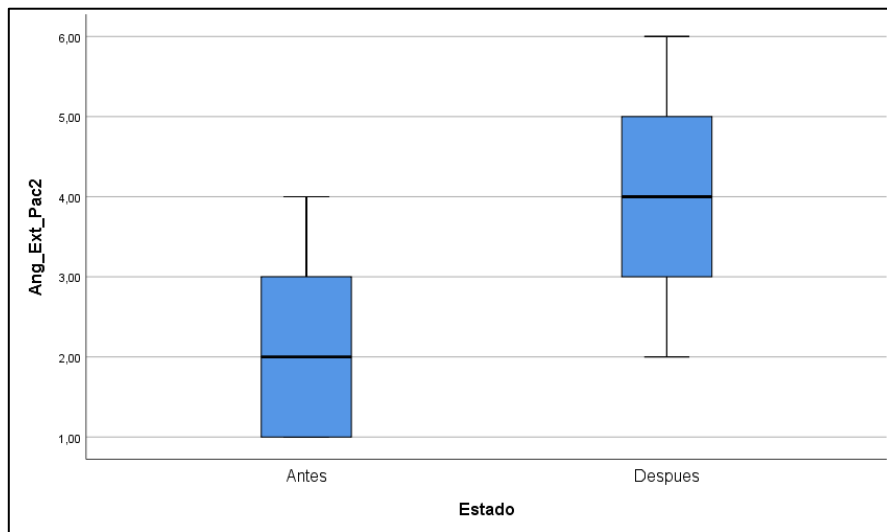


Figura 47: Diagrama de cajas del ángulo de la desviación cubital del paciente 2

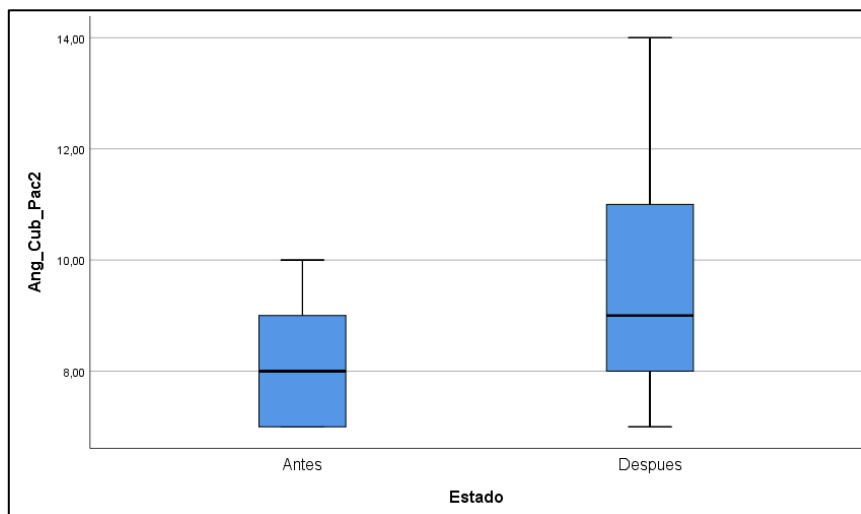


Figura 48: Diagrama de cajas del ángulo de la desviación radial del paciente 2

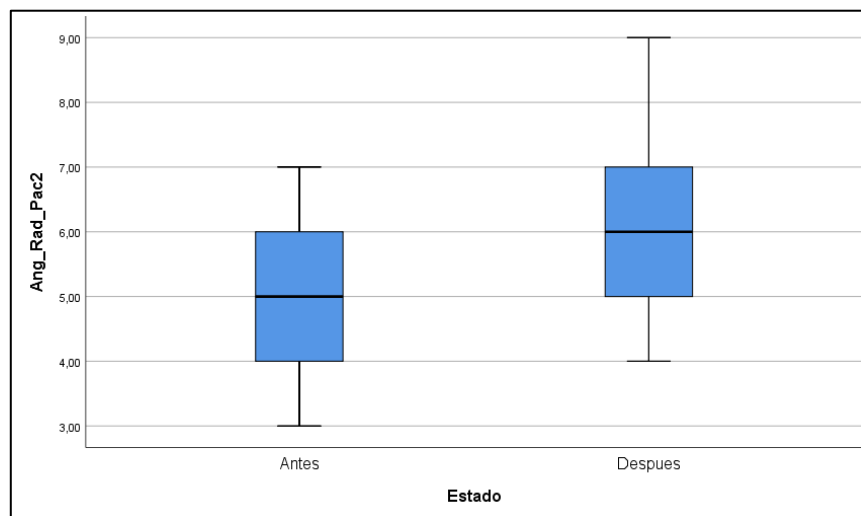
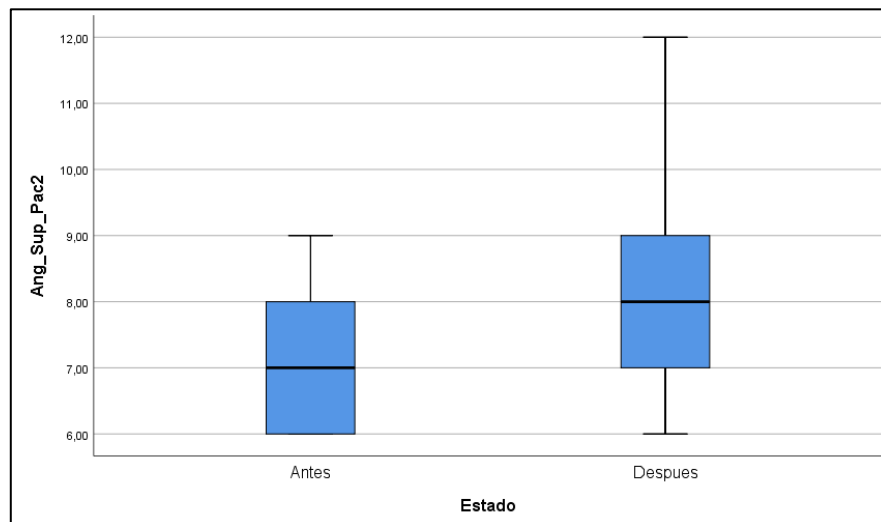


Figura 49: Diagrama de cajas del ángulo de supinación del paciente 2



4.4 Tiempo del uso del dispositivo

En las siguientes gráficas se observa el comportamiento de los ángulos de movilidad alcanzados por cada paciente a lo largo del tiempo de cada movimiento. Para ello, se han representado los datos obtenidos antes y después del uso del prototipo en función del tiempo en el que se usó el mecanismo

4.4.1 Graficas del paciente 1

Figura 50: Media de los ángulos por día del movimiento de flexión del paciente 1

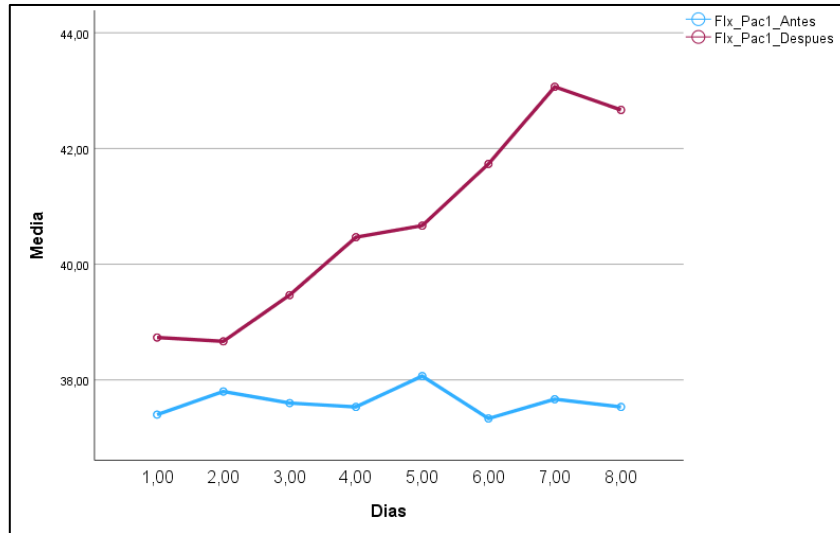


Figura 51: Media de los ángulos por día del movimiento de extensión del paciente 1

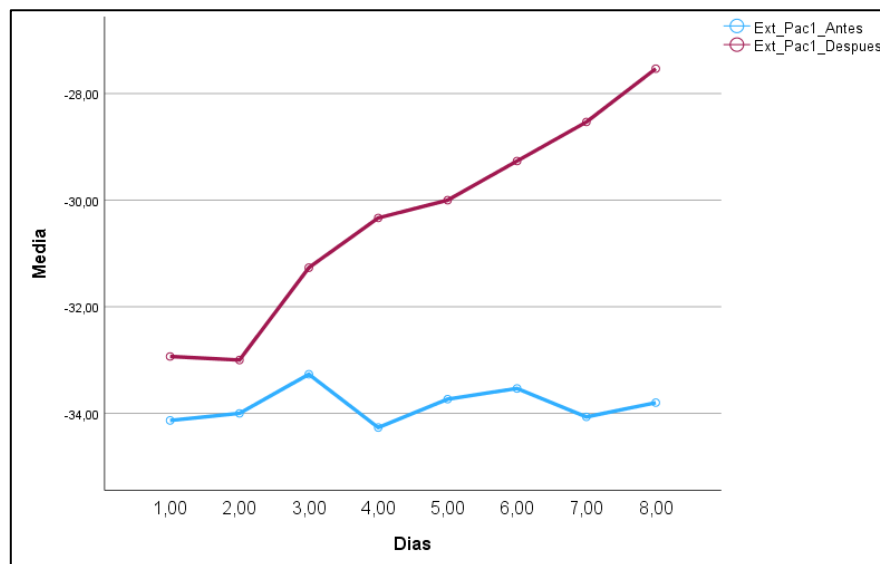


Figura 52: Media de los ángulos por día del movimiento radial del paciente 1

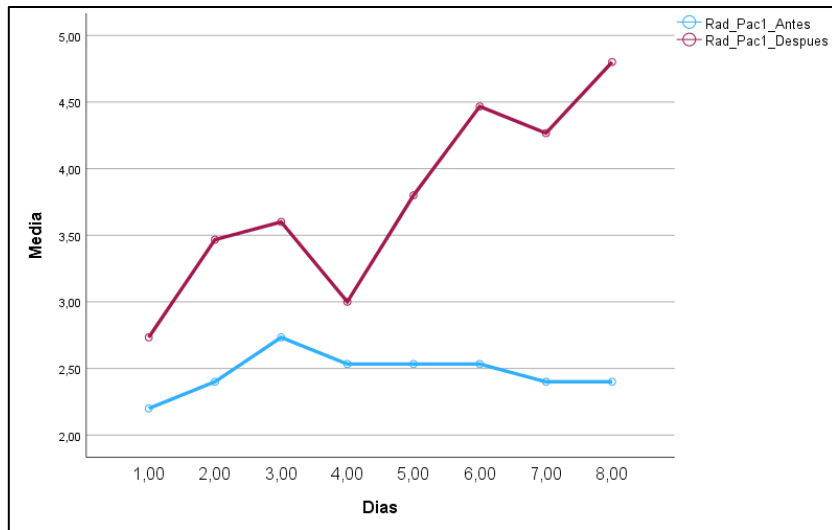


Figura 53: Media de los ángulos por día del movimiento cubital del paciente 1

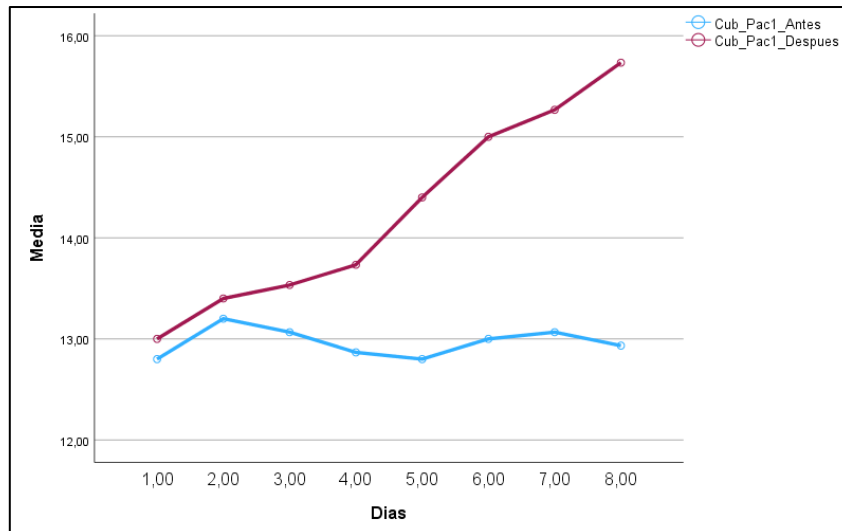
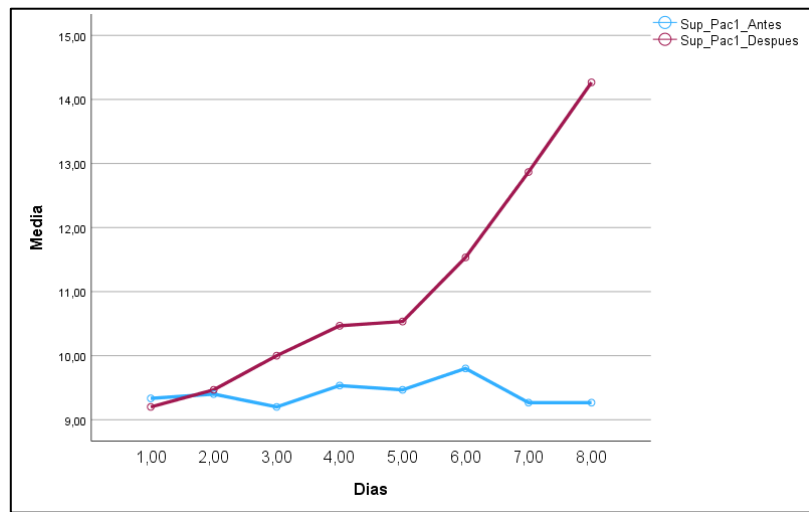


Figura 54: Media de los ángulos por día del movimiento de supinación del paciente 1



4.4.2 Graficas del paciente 2

Figura 55: Media de los ángulos por día del movimiento de flexión del paciente 2

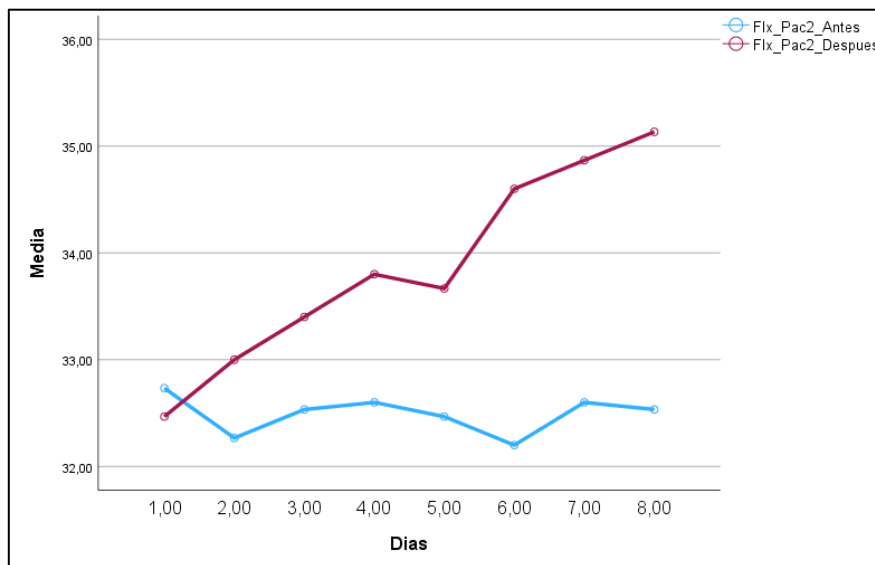


Figura 56: Media de los ángulos por día del movimiento de extensión del paciente 2

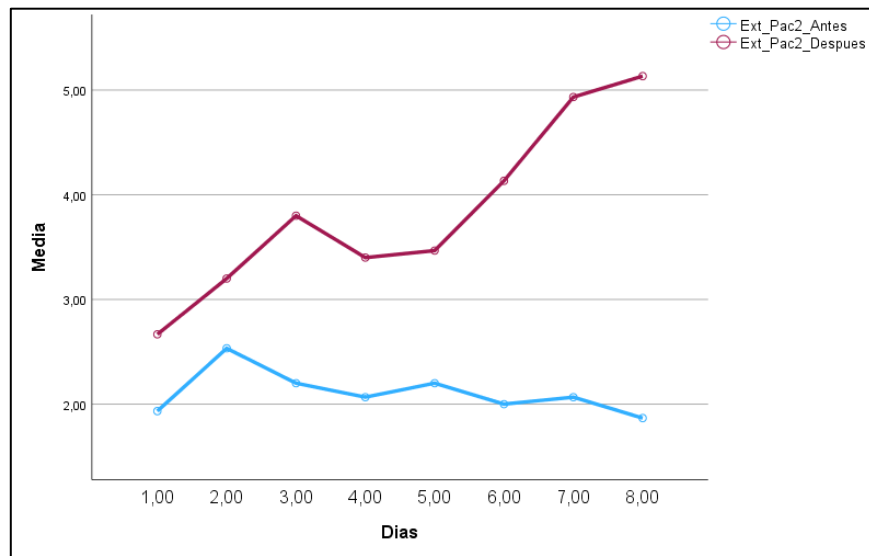


Figura 57: Media de los ángulos por día del movimiento cubital del paciente 2

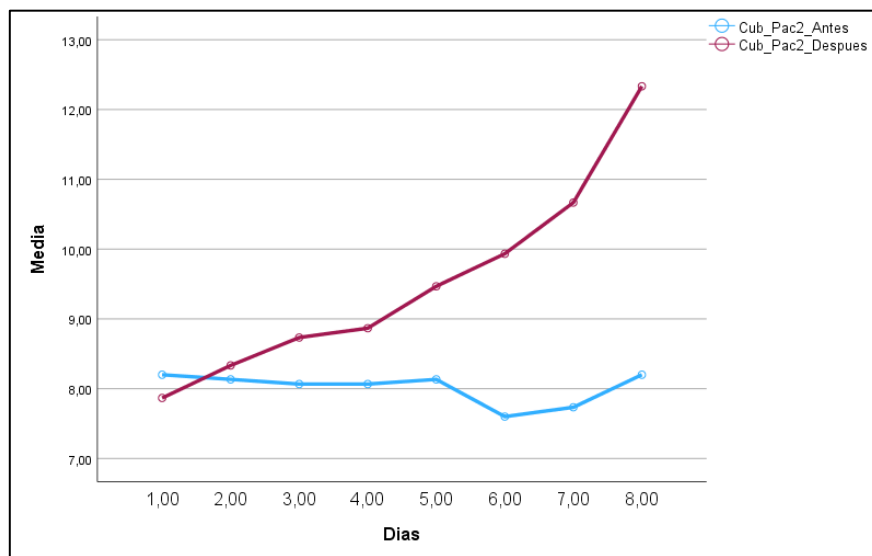


Figura 58: Media de los ángulos por día del movimiento radial del paciente 2

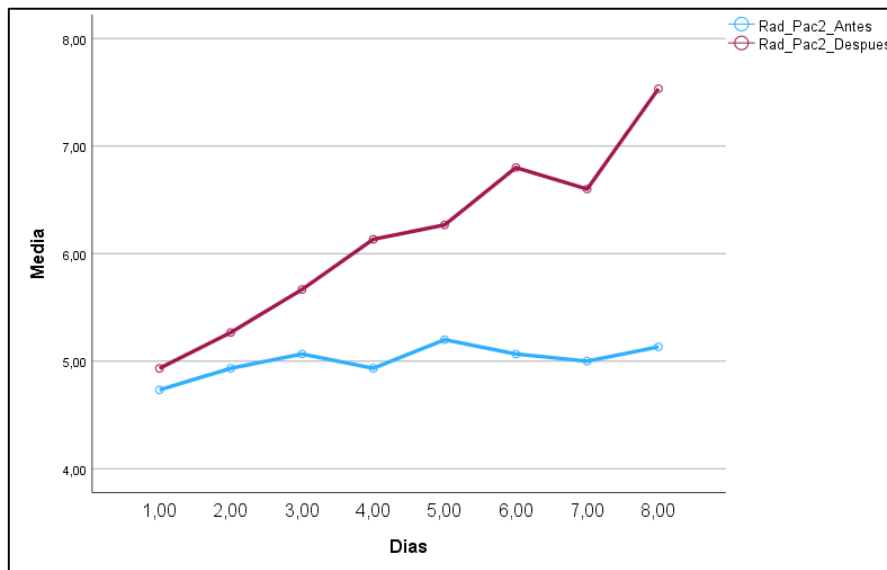
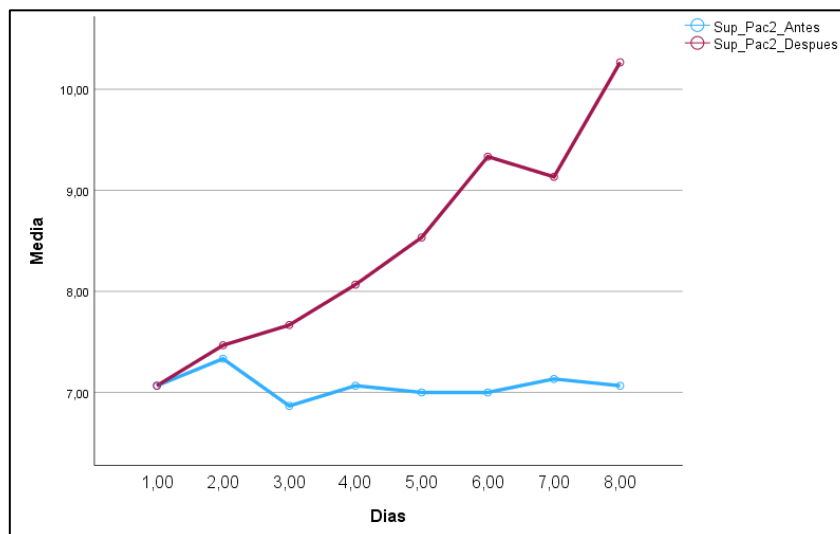


Figura 59: Media de los ángulos por día del movimiento de supinación del paciente 2



Como se aprecia en las gráficas de la medición de los ángulos por días tratados, se observan que va aumentando con el paso del tiempo su nivel de movilidad que tenían antes de usar el dispositivo. Sin embargo, se puede apreciar algunas variaciones esto sucede debido a distintos factores como lo es el nivel de discapacidad, el nivel de fuerza que pueden tener y su condición física en general de cada niño.

CAPÍTULO V.

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

El prototipo desarrollado permite la rehabilitación con diferentes rangos de movilidad mediante la utilización de dispositivos electrónicos que ayudan al tratamiento de la espasticidad

La implementación del dispositivo biomecánico se adapta a cualquier tamaño de la muñeca para las diferentes terapias en niños con problemas de movilidad en la mano

Mediante un sistema de control, se puede ajustar el número de repeticiones, el ángulo de movilidad y la velocidad de ejecución del movimiento, de manera personalizada según el nivel de afectación de cada niño.

Tras analizar detenidamente los resultados obtenidos, se evidencia un aumento en los ángulos de movilidad de los movimientos realizados por la muñeca en cada niño, en comparación con los datos obtenidos antes de la utilización del dispositivo. Este incremento en el rango de movimiento refleja un impacto positivo del mecanismo, lo que sugiere su efectividad como una herramienta viable para la rehabilitación de la mano espástica en niños.

5.2 Recomendaciones

Con ciertas adaptaciones, el dispositivo podría modificarse para ser utilizado por cualquier persona que enfrenten problemas similares de espasticidad en la mano o necesite rehabilitación debido a algún daño en esta área. Se sugiere explorar la posibilidad de ajustar el diseño y las configuraciones del dispositivo para adaptarse a las necesidades específicas para cualquier persona

Se recomienda continuar con la investigación, ya que se ha observado una mejora moderada pero significativa en la movilidad de la mano espástica utilizando el dispositivo biomecánico. Por lo tanto, podría considerarse la inclusión de funciones adicionales y exploración de nuevas tecnología o métodos de tratamiento para mejorar aún más los resultados de la rehabilitación.

Es importante considerar el nivel de afectación, debido a que un niño con una mayor afectación en la zona de la mano puede experimentar un progreso más lento en comparación con otro niño que tenga menos afectación en esa área. Por tal razón, es esencial desarrollar un plan de tratamiento personalizado para cada individuo que vaya a utilizar el dispositivo.

Se recomienda revisar el manual del funcionamiento del dispositivo para obtener mejores resultados en la rehabilitación de los niños

BIBLIOGRAFÍA

- [1] V. V. Garófano y L. C. Guirado, "Importancia de la motricidad para el desarrollo integral del niño en la etapa de educación infantil," *EmásF: revista digital de educación física*, no. 47, pp. 89-105, 2017.
- [2] Educamundo (2022, febrero 10), *LA IMPORTANCIA DE LA MOTRICIDAD FINA y GRUESA EN LOS NIÑOS*. [Online]. Available: <https://educamundo.edu.ec/la-importancia-de-la-motricidad-fina-y-gruesa-en-los-ninos/>
- [3] CONADIS (2022, noviembre 14), *Estadísticas de discapacidad*. [Online]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>
- [4] C. Flores, "Relación de la velocidad de la marcha con la obesidad dinapénica y relación de la circunferencia media del brazo con obesidad sarcopénica en adultos mayores ambulatorios," *ICSA BD-UAEH*, 2022.
- [5] S. Loor, "*Adolescentes ecuatorianos con discapacidad motriz: adaptación al sistema educativo, factores psicosociales, de personalidad y psicopatológicos*," Tesis doctoral, Universidad del País Vasco, 2019.
- [6] P.Cantillo, M. Galván, R. Rodríguez, "Caracterización de pacientes jóvenes de 18 a 50 años con accidente cerebrovascular y accidente isquémico transitorio en el Hospital Universidad del Norte en el periodo 2015-2019," Universidad del Norte, Barranquilla, 2021
- [7] NEMOURS KidsHealth (2021, noviembre) Parálisis cerebral espástica. [Online]. Available: <https://kidshealth.org/es/parents/spastic-cp.html>
- [8] A.Carballosa, "*Tratamiento Rehabilitador de la espasticidad en pacientes con enfermedad cerebrovascular*," Universidad de Ciencias Médicas de Holguín, 2020
- [9] P. Castaño, M. Gelves, y D. Urazan, "*Abordaje de un caso de parálisis cerebral espástica nivel V mediante el concepto Bobath*," *Fisioterapia*, vol. 41, no. 4, pp. 242-246, 2019. Elsevier.
- [10] E.Cando, V Lalon, "Desarrollo de un videojuego para motricidad gruesa utilizando interfaces naturales de usuario en niños con discapacidad motriz de la UE Especializada Carlos Garbay," tesis de licenciatura, UNACH, Riobamba, Ecuador, 2021.
- [11] I. Coronel, "Trabajo de investigación de tratamiento fisioterapéutico en espasticidad", UIGV, Lima, Peru, 2017.

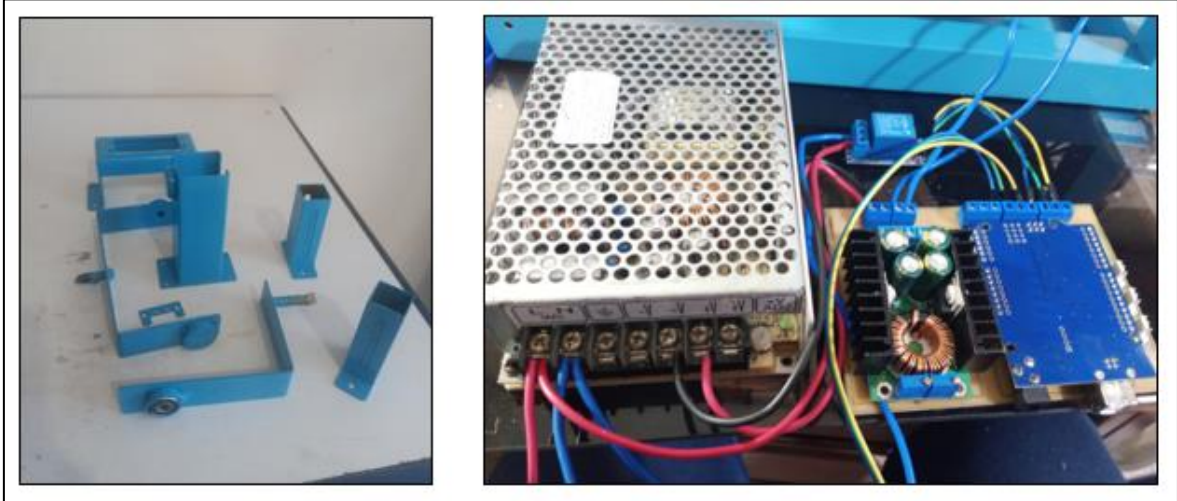
- [12] A. Herrero, J. Martí, P. Benito, Et al., "Posicionamiento de la National Strength and Conditioning Association-Spain: entrenamiento con electroestimulación de cuerpo completo," *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, vol. 8, no. 4, pp. 155-162, 2015.
- [13] Mayo Clinic (2021, Oct 26). *Parálisis cerebral infantil*, [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/cerebral-palsy/diagnosis-treatment/drc-20354005>
- [14] M. Plaza Torres, W. Aperador, y A. Cifuentes, "*Sistemas biomecánicos para patologías musculares y cargas pesadas*," *Rev. Cubana Investig. Bioméd.*, vol. 35, no. 4, pp. 354–365, 2016.
- [15] P. Avila, "Desarrollo de un prototipo automático para rehabilitación de muñeca con 2 grados de libertad," B.S. thesis, UPS, Cuenca, 2018.
- [16] D. Sánchez, "Diseño y construcción de una máquina prototipo, para rehabilitación de muñeca con esguince de grado 1, mediante el control de movimientos asistidos," B.S. thesis, UPS, Quito, 2022.
- [17] C. Cobos, J. Guayta, "Implementación de un sistema háptico para rehabilitación activa de muñeca en el consultorio 'Huellas fisioterapia'," B.S. thesis, EPN, Quito, 2020.
- [18] C. Puente, "Diseño de una máquina para rehabilitar muñeca y antebrazo", B.S. thesis, Universidad Tecnológica Equinoccial, Quito, 2017.
- [19] K. Navas, "Determinar el nivel de funcionalidad motora gruesa en parálisis cerebral infantil del instituto de educación especial Ibarra período 2018," B.S. thesis, Universidad Técnica del Norte, IBarra, 2018.
- [20] A. Dután, "Efectos de la técnica Watsu en la parálisis cerebral infantil," B.S. thesis, Universidad Nacional de Chimborazo, Riobamba, 2019.
- [21] J. Simbaña, "Implementación de un dispositivo electrónico para rehabilitación de la muñeca con afecciones músculo-esqueléticas en adultos", Tesis de licenciatura, Universidad Técnica de Cotopaxi, Latacunga, 2021.
- [22] Vanderbilt Health. (2020 Enero 10). Anatomía de la mano [Online]. Available: <https://healthlibrary.vanderbilthealth.com/Spanish/RelatedItems/85,P04195>
- [23] C. Cerrano. (2023). *Articulación de la muñeca (radiocarpiana)* [Online]. Available: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/articulacion-de-la-muneca-radiocarpiana>

- [24] UTP (2019). Resumen Goniometría [Online]. Available: <https://academia.utp.edu.co/alejandrogomezrodas/files/2016/08/Resumen-Goniometr%C3%ADa.pdf>
- [25] A. Torres (2023, Septiembre 25). Pronación y supinación [Online]. Available: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/pronacion-y-supinacion>
- [26] F. Torrealba, "Aplicaciones de la goniometría en la gestión de la salud ocupacional en Venezuela," Salud de los trabajadores, vol. 25, no. 2, pp. 167-174, 2017.
- [27] Begse (2023). Becggse Nuevos guantes de robot de rehabilitación 2023 para recuperación de accidentes cerebrovasculares, [Online]. Available: https://www.amazon.com/dp/B0B4V84978/ref=syn_sd_onsite_desktop_0?ie=UTF8&pd_rd_plhdr=t&aref=056A3DB007B466207B1D32BC429F4077DBA74EFE2029C339E57DDFC72B35DF63&th=1
- [28] K.Trujillo, "Modelado y prototipado de una férula para limitar el movimiento de las extremidades superiores en niños con capacidades especiales en la escuela Carlos Garbay Montesdeoca," B.S.thesis, Universidad Nacional de Chimborazo, Riobamba, 2023.
- [29] Farnell (2023), "Arduino Uno - Farnell".[Online] Available: <https://www.farnell.com/datasheets/1682209.pdf>
- [30] AliExpress (2023), " DSSERVO RDS5160, Servo Robot de alto Torque, 60kg, 7,4 v, engranajes de Metal, Digital, Arduino, ejes duales, pantalla robótica, bricolaje" [Online]. Available: <https://es.aliexpress.com/item/32999577051.html>
- [31] AliExpress (2023), "FEETECH-Servo Digital FT6335M 7,4 V 35kg.cm 360 grados engranaje de acero magnético RC Servo con brazo de Metal" [Online]. Available: <https://es.aliexpress.com/item/1005003032732555.html>
- [32] Novatronic (2023), "Fuente de poder 12V 10A" [Online] Available: <https://novatronicec.com/index.php/product/fuente-conmutada-12v-10a/>
- [33] XLSEMI (2024), "Convertidor XL4016 DC-DC" [Online]. Available: <https://www.makerfabs.com/desfile/files/XL4016-Datasheet.pdf>
- [34] AV Electronics (2024), "Módulo Relé 1 Canal" [Online]. Available: <https://avelectronics.cc/producto/modulo-rele-1-canal/>
- [35] AV Electronics (2024), "Módulo Buzzer Activo" [Online]. Available: <https://avelectronics.cc/producto/buzzer-activo/>

- [36] M. Cossio-Bolaños, R. Vidal-Espinoza, J. Lagos-Luciano y R. Gómez-Campos, "Perfil antropométrico en función del estado nutricional de niños con discapacidad intelectual," *Revista chilena de pediatría*, vol. 86, no. 1, pp. 18-24, 2015.
- [37] R. Chaurand, L. León, y E. Muñoz, "*Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*," Universidad de Guadalajara, CUAAD, 2007.
- [38] S. Jaimes (2024) "Polimetilmetacrilato" [Online]. Available: <https://prezi.com/-z5ixigem0rq/polimetilmetacrilato/>
- [39] MathWorks (2023) "GUI de MATLAB" [Online]. Available <https://la.mathworks.com/discovery/matlab-gui.html>

ANEXOS

ANEXO 1: Piezas y elementos del mecanismo.



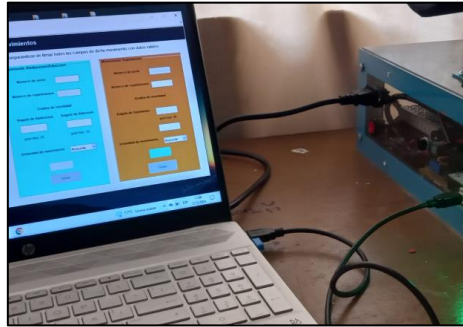
ANEXO 2: MANUAL DE USUARIO

MANUAL DE USUARIO

Funciones del dispositivo biomecánico

Parte física

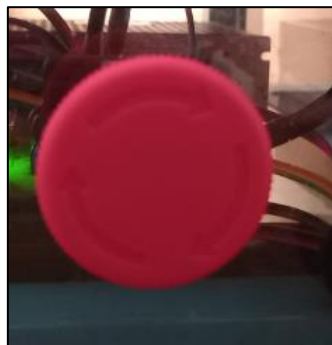
1. Se debe conectar los cables correctamente tanto el cable de poder tipo puente para darle energía al dispositivo, como el cable de impresora desde la PC al dispositivo.



2. También se encuentra un interruptor el cual me permite encender o apagar la energía del dispositivo.



3. Se cuenta con un botón como para de emergencia que al presionarlo se detendrá el dispositivo (Presionarlo en caso de emergencia).



Parte interfaz

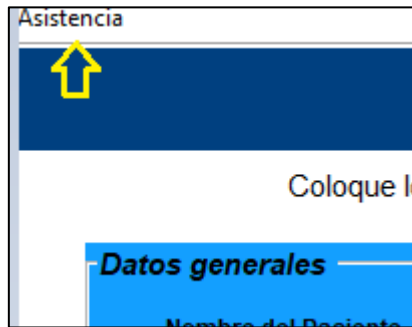
1. Para ingresar al sistema de control del mecanismo se debe introducir correctamente el usuario y contraseña predeterminado en el panel de usuario que ya viene designado al personal encargado.

The screenshot shows a login screen with a dark blue header. On the left is the logo of the 'INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN' and on the right is the 'IEECD' logo. The title 'Prototipo de rehabilitador para muñeca' is centered in the header. Below the header, the text 'Bienvenido porfavor ingresar las credenciales correspondientes' is displayed. The login form consists of two input fields: 'USUARIO' with the value 'fisio' and 'CONTRASEÑA' with the value '5845'. Below these fields is a red 'INGRESO' button.

2. Introducido correctamente las credenciales se abrirá el panel de control en donde se encuentra todos los ejercicios que puede realizar el dispositivo.

The screenshot shows the 'Control de los movimientos' interface. At the top, it says 'Coloque los datos correspondientes al tipo de movimiento que desea realizar asegurandose de llenar todos los campos de dicho movimiento con datos validos'. There are four main panels: 'Datos generales' (blue), 'Movimiento Flexion/Extension' (green), 'Movimiento Abduccion/Aduccion' (cyan), and 'Movimiento Supinacion' (orange). Each panel contains input fields for 'Número de serie', 'Número de repeticiones', and 'Grados de movilidad'. The 'Flexion/Extension' panel has 'Mov de Elevacion' (grad max: 45) and 'Mov de Inclinacion' (grad max: 50). The 'Abduccion/Aduccion' panel has 'Mov Izquierda' (grad max: 30) and 'Mov Derecha' (grad max: 30). The 'Supinacion' panel has 'Giro mano Derecha' (grad max: 90) and 'Giro mano Izquierda' (grad max: 90). Each panel also has a 'Velocidad de movimiento' dropdown set to 'MuyLenta' and an 'Iniciar' button. A 'Calibracion' panel with a 'Calibrar' button is located on the left side.

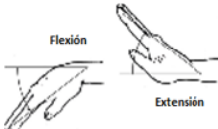
3. En la parte superior de la pantalla se encuentra un panel de ayuda que contiene los tipos de ejercicios que realiza la muñeca así como sus grados de movilidad por cada ejercicio.



AYUDA


MOVIMIENTOS DE LA MUÑECA

Flexión/Extensión
El movimiento consiste en elevar y descender el dorso de la mano




Flexión Extensión

Abducción/Aducción
Por medio de este movimiento es posible realizar el desplazamiento lateralmente hacia el borde interno y externo del antebrazo



Aducción Abducción

Supinación
Este movimiento permite la rotación del antebrazo para situar la palma apuntando hacia arriba



Supinación

Valores de movilidad de la muñeca		
Movimientos	AO	AAOS
Flexión	0-50°/60°	0-80°
Extensión	0-35°/60°	0-70°
Desviación Radial	0-25°/30°	0-20°
Desviación Cubital	0-30°/40°	0-30°
Supinación	0-60°	0-80°

Los valores descritos en la tabla dependera del nivel de movilidad que tenga cada persona en su mano uselo como referencia

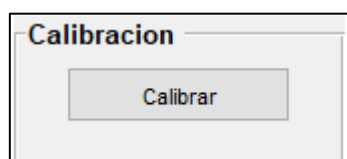
- En la primera sección llamado datos generales se ingresa el nombre del paciente y la fecha de rehabilitación.

Datos generales

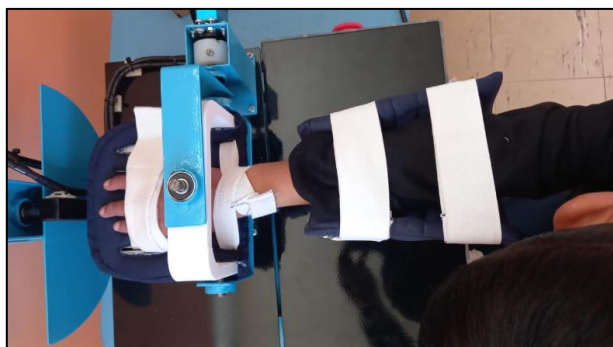
Nombre del Paciente

Fecha

- Dentro del panel de control se encuentra una opción de calibración la cual permite calibrar el dispositivo para poder llevar a cabo la rehabilitación.



6. Se coloca el brazo con la palma apuntando hacia abajo, en donde el antebrazo tendrá un soporte en la cual tiene velcros para sujetar el brazo al igual que en la base de la mano se tiene velcro para sujetar la mano correctamente.



7. Se procede a seleccionar cualquiera de los ejercicios que desea realizar en la terapia en la cual se encuentra los movimientos flexo-extensión, desviación radial-cubital y rotacional.

<i>Movimiento Flexion/Extension</i>	<i>Movimiento Abduccion/Aduccion</i>	<i>Movimiento Supinacion</i>
Número de serie <input style="width: 80px;" type="text"/> Número de repeticiones <input style="width: 80px;" type="text"/>	Número de serie <input style="width: 80px;" type="text"/> Número de repeticiones <input style="width: 80px;" type="text"/>	Número de serie <input style="width: 80px;" type="text"/> Número de repeticiones <input style="width: 80px;" type="text"/>

8. Una vez seleccionado que ejercicio se desea realizar se procede a llenar los datos correspondientes para realizar el ejercicio designado, todos los ejercicios siguen la misma lógica.
 - A. Primero se asigna el número de serie y repeticiones que va a realizar el dispositivo dependiendo de los valores ingresados en estos campos.

Número de serie

Número de repeticiones

- B. En el siguiente campo se establece los ángulos de movilidad el cual se desplazará el dispositivo para realizar la terapia, por mayor seguridad se ha definido límites máximos en la que se puede mover el dispositivo para una mayor confianza y seguridad de los pacientes (cada movimiento contiene un límite máximo de movilidad).

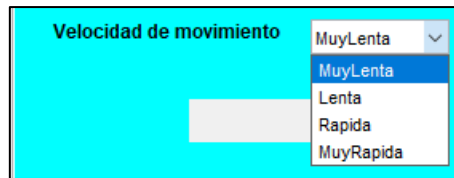
Mov de Elevacion

 grad max: 45

Mov de Inclinacion

 grad max: 50

- C. Por último, se tiene un menú desplegable en la cual se encuentra distintos tipos de velocidades en la que se moverá el dispositivo, en las cuales se encuentran Muy Lenta, Lenta, Rápida, Muy Rápida.



9. Una vez comenzado con el ejercicio seleccionado, se encenderá un foco de color verde en el mecanismo lo cual muestra que el ejercicio está en progreso, una vez finalizado el ejercicio la luz se apagará y un zumbador hará un pequeño sonido el cual indicará que el ejercicio ha terminado.

