



UNIVERSIDAD DE LAS AMÉRICAS

MAESTRÍA EN NEURORREHABILITACIÓN

PROYECTO DE TITULACIÓN

TEMA

DESARROLLO DE UN ESTABILIZADOR DISTAL CON SENSORES DE CONTROL DEL EQUILIBRIO PARA PACIENTES CON MULTI DISCAPACIDAD

**Integrantes: Dávalos Janneth
Pantoja Marcela**

2023-2024

1. INTRODUCCIÓN

Se define como persona con discapacidad múltiple aquella que presenta una combinación de dos o más discapacidades asociadas, ya sea sensorial, física, intelectual y/o mental con necesidades de apoyos y ajustes razonables generalizados y significativos en diferentes áreas de las habilidades adaptativas y del desarrollo (Secretaría de Educación del Gobierno del Estado de Yucatán, 2022).

La presencia de varias discapacidades en una sola persona hace que la misma presente necesidades en diferentes áreas, siendo de nuestra competencia el área motora, psicomotora, y el área de autonomía e independencia.

El equilibrio se describe como la capacidad de mantener la proyección del centro de masa dentro de los límites de la base de sustentación (límites de estabilidad). Estos límites son flexibles, y pueden modificarse de acuerdo a la tarea y las características del individuo, del entorno incluso de la percepción de seguridad o el miedo a caer (Cano et al., 2017)

El equilibrio postural implica la coordinación de estrategias de movimiento para estabilizar el centro de masa corporal durante alteraciones de la estabilidad tanto autoiniciadas como provocadas externamente. La estrategia de respuesta específica seleccionada depende no sólo de las características del desplazamiento postural externo sino también de las expectativas y objetivos del individuo y experiencia previa. Los ajustes posturales anticipados, antes del movimiento voluntario de la extremidad, sirven para mantener la estabilidad postural al compensar las fuerzas desestabilizadoras asociadas con el movimiento de una extremidad. (Novak & Hona, 2019)

En el sistema postural, interaccionan: la información sensorial, que informa al sistema nervioso central sobre el estado del cuerpo y las condiciones del entorno; las estrategias motoras, que mantienen el equilibrio; la influencia cognitiva, que favorece ciertos tipos de respuestas en función de las condiciones de realización de la tarea, con el objetivo de realizar una acción a pesar de la gravedad (orientación) y a la vez evitar la caída (estabilidad). Así pues, el control postural constituye un sistema complejo, en cuyo seno la alteración de uno de los mecanismos puede influir sobre el rendimiento postural y constituir un factor

de riesgo de caída importante. Una degradación del rendimiento postural puede tener consecuencias significativas sobre la salud física y mental de un individuo y a la inversa. Por lo tanto, la evaluación postural por parte de los terapeutas debe considerar la motricidad, referencias basales, integración multisensorial, etc.(Duclos et al., 2017).

Las medidas fiables, sensibles y clínicamente significativas del equilibrio y la marcha son fundamentales para la evaluación clínica, así como para los estudios de intervención de rehabilitación de pacientes con trastornos neurológicos. Estas escalas en un entorno clínico se han limitado a la duración de la caminata de 3 a 30 m, la distancia recorrida en 2 a 12 min o escalas de calificación clínica que son limitadas por el sesgo de los profesionales, por la insensibilidad a las deficiencias leves y en ocasiones la baja fiabilidad.

A menudo los pacientes con deterioro neurológico no pueden transmitir con precisión o pueden carecer de la percepción o la capacidad para informarle al profesional sobre su progreso. La restauración de su función puede requerir un tratamiento prolongado y los progresos basados en pequeñas mejoras son difíciles de medir clínicamente. Un laboratorio de marcha sofisticado o una posturografía dinámica estarían indicados para evaluar incluso deterioros leves sin embargo son tecnología costosa, requieren grandes espacios, personal especializado, instalación adecuada e interpretación profesional. Estas limitaciones hacen que este tipo de tecnología sofisticada sea poco práctica para muchos entornos clínicos, lo que impide que muchos profesionales incorporen estas medidas en la toma de decisiones clínicas (Laurie King, 2013).

Tecnología de bajo costo como el “mini -standing” o standing balance trainer fue creado para ejercitar el equilibrio en niños pequeños con dificultades en el control de los límites de estabilidad en bipedestación y déficits en el equilibrio proactivo (anticipatorio) que provocan un retraso en la marcha autónoma. Su creadora la Doctora Lourdes Macías mostró en un estudio realizado en 2013 mejoría significativas en niños con ataxia o disfunción vestibular que carecían de la capacidad de controlar su centro de masa corporal (Macías & Fagoaga, 2018). El mini standing es una medida de posicionamiento realizada con yeso para conseguir una buena alineación y posicionamiento del niño de pie. Con su uso el niño va ganando fuerza a nivel de piernas obtiene los

beneficios que conlleva la bipedestación y se mantiene la elongación de la musculatura (Moreno, 2021).

Basados en las premisas en que fue creado este dispositivo, pensamos en un prototipo para pacientes con multi discapacidad y con trastornos neurológicos que posean capacidades motoras funcionales que les permiten desplazarse con ayudas técnicas y que podrían mejorar su capacidad funcional del equilibrio con el uso de tecnología de bajo costo. Además, la tecnología podría resultar muy útil para su rehabilitación que cuantifique el equilibrio de forma más sensible y objetiva.

El objetivo de nuestra investigación es desarrollar un estabilizador distal tecnificado que incorpora sensores de control para adquirir datos para evaluar el equilibrio postural con respecto a las oscilaciones en dirección anteroposterior y a su vez que le sirva para entrenamiento de este.

Mediante una colaboración interdisciplinaria ,de fisioterapeutas e ingenieros mecatrónicos se ha desarrollado este proyecto, integrando distintas soluciones tecnológicas de fabricación rápida, como el diseño en impresión 3D, programación electrónica con la placa de prototipado rápido Arduino y de aplicaciones móviles, lo que han dotado de innovación tecnológica al proyecto, por un lado, reduciendo el costo para la adquisición de este tipo de prototipos y por el otro, incentivando el desarrollo y la tecnología local para adaptarlas a las necesidades del área de la neurorrehabilitación.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo General

- Desarrollar un estabilizador distal con sensores de control del equilibrio para pacientes con multidiscapacidad.

2.2. Objetivos Específicos

- Diseñar y elaborar el estabilizador distal con tecnología 3 D y sensores de captación de las oscilaciones anteroposteriores del equilibrio.
- Diseño de aplicación web para obtener información de los sensores.
- Obtener valores de las oscilaciones anteroposteriores mediante la aplicación web.

3. HIPÓTESIS

El desarrollo de un estabilizador distal con sensores de control del equilibrio es eficaz en la bipedestación y valoración del equilibrio de un paciente con multidiscapacidad.

4. METODOLOGÍA

Para el proceso de recolección de información, se desarrolló en cinco etapas:

En la primera se tomó contacto con los ingenieros mecánicos y se realizó la reunión para socializar y conocer la factibilidad del proyecto.

En la segunda etapa se llevó a cabo un proceso manual de obtención de medidas de la pierna (zona inferior a la rodilla de ambas piernas), el método utilizado para esto es mediante vendas de yeso, que han facilitado la rápida adquisición de datos longitudinales y transversales de la extremidad del paciente tomando como el molde de las pantorrillas y tobillos de un usuario con discapacidad múltiple.

En la tercera etapa los ingenieros elaboraron el diseño mecánico del primer prototipo del estabilizador distal en 3D.

En cuarta etapa se integró el diseño electrónico Arduino UNO.

La quinta etapa fue el diseño de la aplicación en Android Studio (esqueleto) donde se registran los datos de las diferentes oscilaciones antero

posteriores del equilibrio estático que pueden visualizarse en un dispositivo móvil (celular) para posteriormente exportarse y analizarse.

Desarrollamos un estabilizador distal enfocado para adultos con trastornos neurológicos y multidiscapacidad que tuviesen problemas en el equilibrio en bipedestación para iniciar la marcha. A este prototipo con contención distal se le añadieron sensores que nos permiten valorar las oscilaciones anteroposteriores.

La sujeción en el estabilizador distal permite practicar la bipedestación sin miedo a caerse, y posibilita desarrollar la estrategia de tobillo y cadera, así como potenciar su sistema somatosensorial.

La estrategia de tobillo restablece el control motor a una posición de estabilidad a través del movimiento corporal alrededor de la articulación del tobillo. La activación de los músculos isquiotibiales y paravertebrales mantiene la cadera y las rodillas en posición extendida. Sin la activación sinérgica de los músculos isquiotibiales y paravertebrales, el efecto directo de la torsión del tobillo con el gastrocnemio sobre los segmentos proximales del cuerpo produciría un movimiento hacia adelante de la masa del tronco en relación con las extremidades inferiores (Shumway-Cook & Woollacott, 2019)

En la estrategia de cadera el punto de partida es la articulación de la cadera y activa la musculatura anterior y posterior en secuencia proximal a distal reposicionando el centro de gravedad por flexión o extensión de la cadera. Los músculos abdominales se activan a los 100ms seguidos de la actividad del cuádriceps, lo que se asocia con la corrección del balanceo hacia atrás evitando la caída hacia atrás. Esta estrategia se utiliza para restaurar el equilibrio en consecuencia a perturbaciones rápidas y largas o cuando la superficie de soporte es reducida (Macías & Fagoaga, 2018).

4.1. Arquitectura del Dispositivo

Basado en el mini-standing, se desarrolló un estabilizador distal compuesto de los siguientes materiales 1) Estructura base de madera tríplice 2) Soporte del pie o Filamento PETG 3) Tornillos y tuercas de sujeción M10x25mm x12, 4) dos Sensores (IMU) MPU6050, 5) una canaleta de 2cm x 1cm x 3m. Este

dispositivo está dirigido a personas con dificultades para mantener el equilibrio por trastornos neurológicos y/o multidiscapacidades.

- Estructura base de madera tríplex: Para la estructura base se realizó en madera tríplex espesor 15mm, largo 50cm, ancho 35 cm y alto 4cm ([Figura 1 ver Anexos](#)).
- Soporte del pie o Filamento PETG: Se elaboró en plástico ABS por su durabilidad y resistencia, proporcionando estabilidad y confort al paciente. Las medidas utilizadas para su diseño fueron de 30-40 centímetros de ancho, 20-30 centímetros de profundidad y una altura ajustable de 10-20 centímetros. Este diseño ergonómico asegura una adecuada adaptación a las necesidades individuales del paciente ([Figura 2 ver Anexos](#)).
- Tornillos y tuercas de sujeción: Se emplearon componentes para fijar y asegurar las partes estructurales del estabilizador distal, un tamaño específico (M10x25mm) y la cantidad suministrada (12 unidades) asegurando su efectividad en el diseño del dispositivo ([Figura 3 ver Anexos](#)).
- Sensores (IMU) MPU6050: Son unidades de medición inercial integrados por un acelerómetro de tres ejes y un giroscopio de tres ejes en un solo chip y fueron utilizados para la detección precisa de posición y movimiento en tiempo real del paciente ([Figura 4 ver Anexos](#)).
- Canaleta de 2cm x 1cm x 3m: Pieza de plástico que sirve de refuerzo estructural permitiendo una mayor estabilidad y resistencia su función fue la de ayudar a distribuir el peso de manera uniforme y reforzar las uniones electrónicas del estabilizador distal ([Figura 5 ver Anexos](#)).

4.2. Diseño Mecánico

Para el diseño mecánico se realizó primeramente un escaneo tridimensional de las piernas del usuario, lo que implicó la toma de medidas y dimensiones de la pierna de un usuario con discapacidad múltiple. Este proceso involucró la obtención de diversos parámetros, incluyendo la longitud, el ancho de la planta del pie, el perímetro del empeine, del tobillo y de la pantorrilla, así como la medida desde la planta del pie hasta la parte inferior de la fosa poplítea. Este enfoque se seleccionó para evitar posibles complicaciones en la adquisición de medidas y garantizar la exactitud de los datos obtenidos. Luego se desarrolló los bocetos del diseño en papel, después se continuó con la impresión en 3D del boceto finalmente, la creación del estabilizador distal

Adquisición del modelo tridimensional de la pierna (Región Infra rotuliana), se llevó a cabo la toma manual de un molde de yeso de la región inferior a la rodilla de ambas extremidades para obtener medidas precisas de la pierna. Este molde se realizó con vendas de yeso aplicadas cuidadosamente en la extremidad del paciente. Una vez obtenido el molde, se realizó un escaneo preciso de los mismos, registrando los datos de las extremidades en 3D.

Obtenidas las dimensiones de las extremidades, se realizó los bocetos del diseño en papel. A través del boceto se recrea el diseño de la estructura completa. Una vez validado el diseño de la estructura de soporte, se lleva a cabo el modelado 3D utilizando un software de modelado orgánico de descarga libre "*Blender 4.0*". Este software permite obtener las primeras representaciones visuales tridimensionales de la estructura ([Figura 6 ver Anexos](#)).

Tras seleccionar el boceto óptimo, se determinarán los parámetros apropiados para la impresión del modelo con tecnología de impresión 3D. La impresión 3D se define como un conjunto de procesos utilizados para fabricar un objeto físico tridimensional. La simulación del tiempo de impresión fue de 77 horas continuas por cada extremidad. Para evaluar el diseño de la estructura, se optó por utilizar filamento PLA (ácido poliláctico) en el primer proceso de impresión. Una vez validado el modelo, se procedió a imprimirlo utilizando

filamento PET-G (copoliéster de polietilentereftalato glicol), dado que este material ofrece características y propiedades mecánicas superiores al anterior (Tabla 1) ([Figura 7-8 ver Anexo](#)).

Propiedad / Material	PETG	PLA
Resistencia a la tracción	Mayor	Menor
Resistencia a la compresión	Mayor	Menor
Resistencia a la flexión	Mayor	Menor
Resistencia a la torsión	Mayor	Menor
Punto de extrusión	230~260°C	190~210°C
Consideraciones mecánicas	Tiene una mayor resistencia a la tracción, compresión, flexión y torsión. Es más duradero y resistente al impacto.	Tiene una mayor rigidez, pero menor resistencia a la tracción, compresión, flexión y torsión en comparación con PETG.
Consideraciones de impresión	Requiere temperaturas de extrusión más altas y una plataforma de impresión caliente para evitar la deformación. Tiene una mayor tendencia a las burbujas y el encogimiento durante la impresión.	Puede imprimirse a temperaturas más bajas y es menos propenso a la deformación durante la impresión.

Tabla 1. Comparación de los materiales usados en la impresión

4.3. Diseño Electrónico

Para el desarrollo del dispositivo electrónico, se emplearon diversos elementos que permitieron la implementación y funcionalidad del sistema. Los componentes esenciales fueron:

- **Arduino UNO Genérico:** Este dispositivo integra un microcontrolador ATMEGA328p AU, que sirve como la unidad central de

procesamiento del prototipo. Proporciona la capacidad de ejecutar el código y controlar las operaciones del sistema.

- **Módulo HC-06 para Comunicación Inalámbrica (Bluetooth):** Este módulo permite la comunicación inalámbrica entre el prototipo y otros dispositivos compatibles con Bluetooth. Facilita la transmisión y recepción de datos, lo que es fundamental para aplicaciones que requieren interacción remota.

- **Conector Adaptador de Batería de 9V para Arduino:** Este componente proporciona la interfaz necesaria para la alimentación del Arduino UNO con una batería de 9V, permitiendo su funcionamiento en entornos donde no se dispone de una conexión de alimentación externa.

- **Batería de 9V:** La batería de 9V suministra la energía necesaria para el funcionamiento autónomo del prototipo cuando no se encuentra conectado a una fuente de alimentación externa.

- **Switch ON/OFF:** Este interruptor permite controlar el encendido y apagado del sistema de manera manual.

- **2 sensores de Unidades de Medición Inercial (IMU) de 6 Grados de Libertad MPU6050:** Estos sensores proporcionan información sobre la orientación y movimiento del prototipo en el espacio tridimensional para poder medir la aceleración y la velocidad angular en tres ejes.

- **Cable para las Conexiones:** Se requieren cables para realizar las conexiones eléctricas entre los distintos componentes del prototipo, garantizando una interconexión robusta y confiable que permita el flujo de datos y energía de estos.

Arduino, es una plataforma de código abierto que abarca placas electrónicas, sensores, y expansiones, así como un entorno de desarrollo de software. El prototipado electrónico se apoya en el procesamiento de información del microcontrolador integrado en la placa Arduino. Para simplificar y mejorar la comprensión de las conexiones electrónicas, se emplea el software de modelado y diseño electrónico de Fritzing ([Figura 9 ver Anexos](#)).

Fritzing es un software de modelado y diseño electrónico de código abierto que permite crear circuitos electrónicos en una computadora, desarrollar prototipos de placas de circuito impreso (PCB) y visualizar proyectos de electrónica donde se utiliza Arduino y se usa una protoboard.

A continuación, se comparte una tabla de las características del giroscopio MPU6050 utilizado en el diseño electrónico del dispositivo (Tabla 2):

Característica	Descripción
Acelerómetro de tres ejes	Mide la aceleración lineal en tres dimensiones (ejes X, Y, Z).
Giroscopio de tres ejes	Mide la velocidad angular de rotación en tres dimensiones (ejes X, Y, Z).
Interfaz de comunicación	Compatible con interfaz I2C (Inter-Integrated Circuit) o SPI (Serial Peripheral Interfaz), lo que facilita la comunicación con una amplia variedad de microcontroladores y dispositivos.
Frecuencia de muestreo ajustable	Permite ajustar la frecuencia de muestreo para adaptarse a las necesidades específicas de la aplicación, proporcionando flexibilidad en la captura de datos.
Amplio rango de voltaje de operación	Puede operar en un rango de voltaje amplio, lo que facilita su integración en diferentes sistemas y reduce la complejidad de la gestión de la energía.
Filtrado de datos integrado	Incorpora filtros de paso bajo y paso alto para mejorar la precisión de las lecturas de los sensores, lo que permite una mejor calidad de los datos capturados y un menor nivel de ruido.
Bajo consumo de energía	Consumo de energía relativamente bajo, lo que lo hace adecuado para aplicaciones alimentadas por batería y ayuda a prolongar la duración de esta.
Pequeño tamaño y montaje compacto	Su tamaño compacto y su encapsulado permiten su integración en sistemas donde el espacio es limitado, lo que lo hace ideal para aplicaciones donde el factor de forma es crítico.
Amplio rango de aplicaciones	Por su capacidad para medir la aceleración y la velocidad angular, es adecuado para aplicaciones, como control de movimiento, estabilización de drones, navegación inercial,

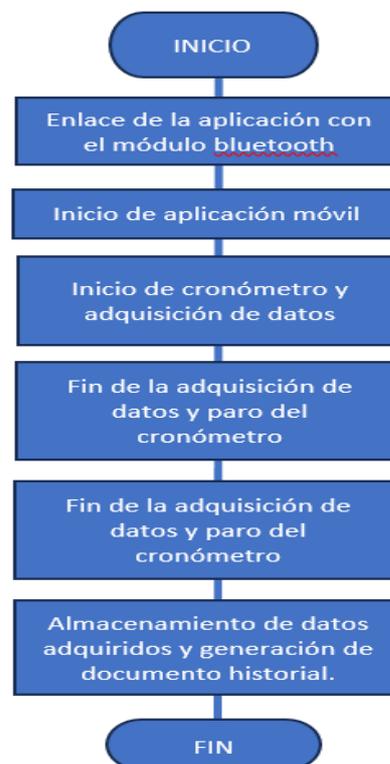
	seguimiento de la postura humana, entre otros, lo que lo convierte en una opción versátil y adaptable.
Precisión y fiabilidad	Proporciona mediciones precisas y confiables de movimiento, lo que lo hace ideal para aplicaciones donde la precisión es esencial, como sistemas de navegación y control de movimiento.

Tabla 2. Características del giroscopio MPU6050

4.4. Diseño de la aplicación móvil

La aplicación se desarrolló con Android Studio, que ofrece herramientas y funcionalidades que permiten personalizar la aplicación, lo que la posiciona como una opción superior respecto a otras plataformas de programación de aplicaciones móviles disponibles en el mercado.

El proceso de desarrollo de la aplicación se representó mediante un flujograma de programación. Este flujograma proporcionó una visualización clara y detallada de las diferentes etapas y acciones que se llevaron a cabo durante la ejecución del programa. Desde la inicialización de la aplicación hasta la interacción con el usuario y el procesamiento de datos.



Flujograma de la programación

4.5. Implementación

La implementación y validación del estabilizador distal se realizó en enero de 2024 en un usuario con discapacidad múltiple. El cual presentaba deficiencia intelectual moderada, hipotonía, ceguera total y dificultades en la alineación postural. Para lo cual se realizaron algunas pruebas.

En las diferentes pruebas se implementaron estrategias lúdicas para fomentar la participación del usuario. Estas actividades se diseñaron específicamente para activar la conciencia sensorial y promover el desarrollo motor del usuario.

Se siguieron los siguientes pasos para facilitar la participación del usuario:

1. **Reconocimiento Sensorial del Equipo:** Se motivó al usuario a sentir el estabilizador distal y se creó un ambiente favorable con música que él disfrutaba.
2. **Preparación para la Actividad:** Se instruyó al usuario para que realizara ejercicios de respiración profunda, seguido de movimientos de miembros superiores.
3. **Actividad Física Dirigida:** Se proporcionó al usuario un bastón para realizar ejercicios de flexión y extensión de los brazos en sedestación.
4. **Preparación para la Actividad con el Equipo:** Se explicó al usuario el objetivo de la actividad con el estabilizador distal y se procedió a su colocación y ajuste para iniciar las actividades planificadas.
5. **Actividad con el Equipo:** Se colocó al usuario el dispositivo, Se guio al usuario a ponerse de pie, se prendió el switch y abrió la aplicación correspondiente en un móvil. Esta actividad se repitió varias veces para fortalecer su confianza, habilidades motoras y disminuir su temor.

Al concluir cada prueba, la aplicación generaba y exportaba un registro detallado de estos datos, proporcionando así información valiosa para evaluar el progreso. ([Figura 10 ver Anexos](#)).

5. RESULTADOS

Como referencia para la medición de los sensores de la oscilación anteroposterior se tomó 90° que equivale a 0° de una extensión total de la pantorrilla con relación al muslo en posición vertical y 80° como -10° de inclinación anterior de la pantorrilla.

El estabilizador distal se probó en el usuario con deficiencia intelectual moderada, hipotonía, ceguera total y dificultades en la alineación postural condiciones que han ocasionado limitación en la marcha, el usuario se desplaza medianas distancias con andador anterior bajo supervisión.

En enero 2024 se probó el prototipo y el usuario logró pararse sin otra ayuda que el estabilizador distal. Los datos que los sensores captaron en la prueba final fueron los siguientes:

MI Derecho	MI Izquierdo	Tiempo
82	95	2024-03-06 19:01:16.990212
83	94	2024-03-06 19:01:18.005661
83	95	2024-03-06 19:01:19.010649
82	95	2024-03-06 19:01:20.045697
82	95	2024-03-06 19:01:21.048522
83	94	2024-03-06 19:01:22.081292
82	96	2024-03-06 19:01:23.100082
82	95	2024-03-06 19:01:24.118466
82	95	2024-03-06 19:01:25.114350
82	96	2024-03-06 19:01:26.147629
82	94	2024-03-06 19:01:27.150027
82	95	2024-03-06 19:01:28.167141
82	95	2024-03-06 19:01:29.205514

84	95	2024-03-06 19:11:04.358788
83	96	2024-03-06 19:11:05.389952
84	95	2024-03-06 19:11:06.419926
83	102	2024-03-06 19:11:07.415048
82	91	2024-03-06 19:11:08.430286
82	93	2024-03-06 19:11:09.444552
84	96	2024-03-06 19:11:10.489794
83	95	2024-03-06 19:11:11.481044
83	95	2024-03-06 19:11:12.516172
81	94	2024-03-06 19:11:13.540386
82	92	2024-03-06 19:11:14.548157
83	95	2024-03-06 19:11:15.573656
82	94	2024-03-06 19:11:16.587903
82	95	2024-03-06 19:11:17.608856
82	93	2024-03-06 19:11:18.630917
82	93	2024-03-06 19:11:19.641528
82	94	2024-03-06 19:11:20.644657
82	95	2024-03-06 19:11:21.675245
82	94	2024-03-06 19:11:22.674863
79	93	2024-03-06 19:11:23.719947
82	94	2024-03-06 19:11:24.738411
83	96	2024-03-06 19:11:25.733691
83	95	2024-03-06 19:11:26.771534
82	94	2024-03-06 19:11:27.769540

Tabla 3. 37 muestras de Miembro Inferior Derecho y Miembro Inferior Izquierdo por 10 minutos de prueba

Datos arrojados de la aplicación

Miembro Inferior Derecho

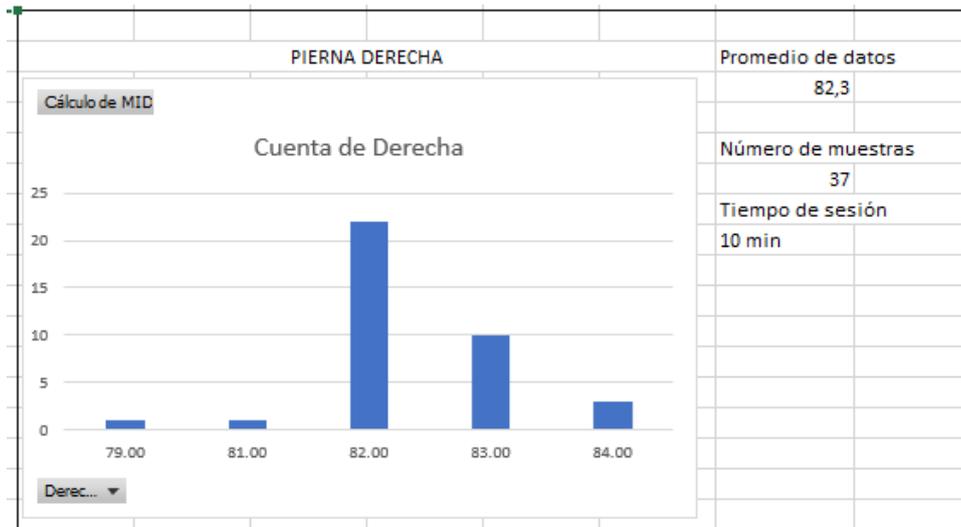


Gráfico 1.- Se puede observar que en 22 ocasiones la muestra se encuentra en 82 grados, lo que indica que para esta pierna existe un desfase de 8 grados con respecto al umbral ideal de 90 grados. Por lo que se debe seguir trabajando con el usuario hasta lograr generar una extensión de la extremidad y llegar a la posición deseada.

Miembro Inferior Izquierdo

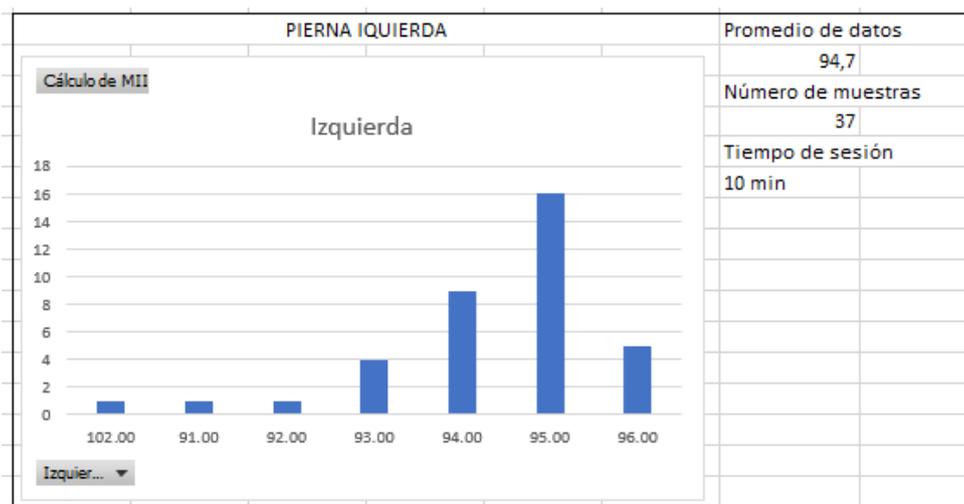


Gráfico 2.- Se puede observar que en 16 ocasiones la muestra se encuentra en 95 grados, en 9 ocasiones en 94, lo que indica que para esta pierna existe un desfase de 5 y 4 grados correspondiente mente con respecto al umbral

ideal de 90 grados. Esto indica que la extremidad se encuentra en hiper extensión, la posición angular excede el umbral ideal. Se debe trabajar en esta extremidad para recuperar la posición ideal de la extremidad.

6. DISCUSIÓN

Este proyecto se inspiró en el dispositivo mini standing creado por la doctora Lourdes Macías para niños con ataxia.

Mediante un trabajo interdisciplinario entre fisioterapeutas e ingenieros mecatrónicos se desarrolló con éxito un estabilizador distal enfocado para adultos con multidiscapacidad y trastornos neurológicos con dificultades en el equilibrio en bipedestación para iniciar la marcha.

El prototipo se diseñó y elaboró utilizando herramientas de innovación y fabricación de fácil alcance y de alto impacto tecnológico.

La impresión 3D de la estructura rígida, se lo realizó en PETG, la parte electrónica se utilizó Arduino que es una plataforma de código abierto compuesta por placas electrónicas, sensores y placas de expansión, así como un entorno de desarrollo de software, un módulo HC-06 para comunicación inalámbrica (bluetooth), 2 sensores (giroscopios) de unidades de medición inercial (IMU) de 6 grados de libertad MPU6050.

Cada sensor brinda en tiempo real datos de su posición angular, los cuales se encuentran adaptados a la estructura mecánica, para conocer el grado de inclinación de la pantorrilla del usuario.

La aplicación móvil se desarrolló en Android Studio con el fin de enlazar la aplicación con el módulo bluetooth, adquisición de datos, almacenamiento de datos y generación de documento historial.

El estabilizador distal permitió la bipedestación del usuario y los sensores exportaron con éxito los datos de las oscilaciones anteroposteriores a la aplicación móvil en tiempo real en una sesión de 10 minutos.

Consideramos que el equipo tiene una gran potencialidad y puede ser mejorado, en muchos aspectos, sin embargo, cada actualización o ventaja tecnológica trae consigo mayor financiamiento.

Además, el desarrollo del prototipo permite profundizar los resultados para nuevas investigaciones y adaptarlos a diferentes usuarios.

7. CONCLUSIONES

El desarrollo del estabilizador distal permitió comprobar la eficacia para la bipedestación y la valoración de las oscilaciones del equilibrio antero posterior del usuario con multidiscapacidad gracias a los datos enviados por los sensores a la aplicación móvil, los mismos que fueron registrados y analizados.

Se considera que la investigación debe continuarse utilizando el prototipo para la intervención fisioterapéutica en el entrenamiento del equilibrio de personas adultas con alteraciones neurológicas y multidiscapacidad y su impacto en bipedestación y la marcha.

Además, se podría realizar mejoras tecnológicas en el equipo para aumentar su impacto en la calidad de vida de más personas con alteraciones neurológicas.

8. REFERENCIAS

Cano, R., Martínez, R., & Miangolarra, J. (2017). *Control y aprendizaje motor* (1era ed.). Editorial Médica Panamericana.

Duclos, N., Duclos, C., & Mesure, S. (2017). Control postural: fisiología, conceptos principales e implicaciones para la readaptación. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 38(2), 1–9. [https://doi.org/10.1016/S1293-2965\(17\)83662-8](https://doi.org/10.1016/S1293-2965(17)83662-8)

Laurie King, M. M. (2013). Mobility Lab to Assess Balance and Gait with Synchronized Body-worn Sensors. *Journal of Bioengineering and Biomedical Sciences*. <https://doi.org/10.4172/2155-9538.S1-007>

Macías, L., & Fagoaga, J. (2018). *Fisioterapia en pediatría* (2nd ed.). Editorial Médica Panamericana.

Moreno, W. (2021, May 7). *Beneficio de un miniestandig y de un Bipedestador*.

Novak, I., & Honan, I. (2019). Effectiveness of paediatric occupational therapy for children with disabilities: A systematic review. *Australian Occupational Therapy Journal*, 66(3), 258–273. <https://doi.org/10.1111/1440-1630.12573>

Secretaría de Educación del Gobierno del Estado de Yucatán. (2022). Discapacidad múltiple. In *Discapacidad múltiple, colección juntos trabajamos por la inclusión* (2da ed., Vol. 1, p. 1). Programa Fortalecimiento de los Servicios de Educación Especial.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2019). *Control Motor de la Investigación a la Práctica Clínica: Vol. I* (5th ed.).

9. ANEXOS

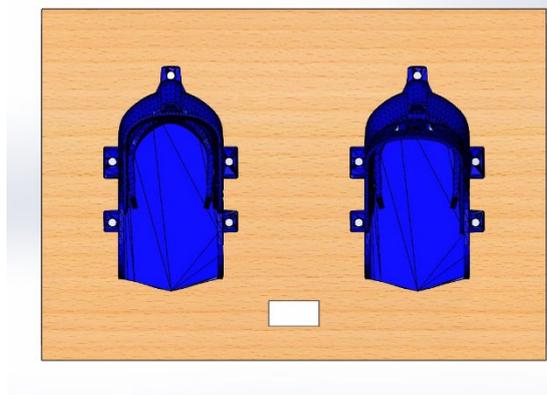


Figura 1. Tabla triplex



Figura 2. Soporte del pie



Figura 3. Tornillos y tuercas de sujeción



Figura 4. Sensores (IMU) MPU6050



Figura 5. Canaleta

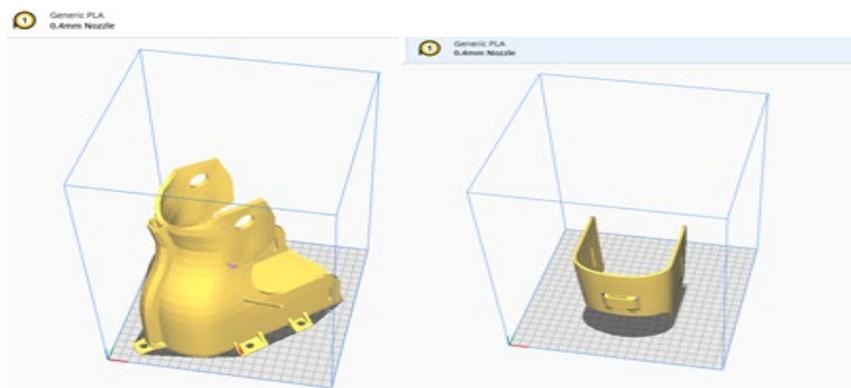


Figura 6). Sketch o bocetos



Figura 7. Resultado de la impresión filamento PLA



Figura 8. Resultado de la impresión 3D en PET-G

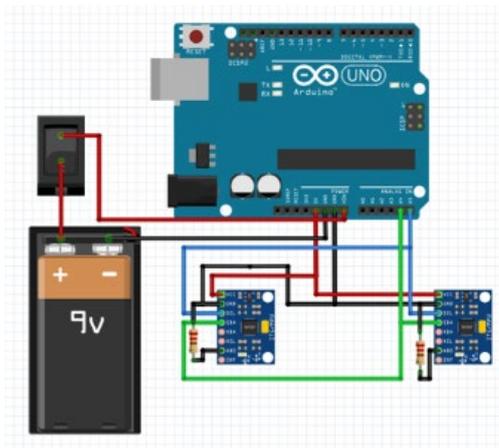


Figura 9). Representación gráfica del diseño electrónico.



Figura 10. Validación del estabilizador distal en paciente con multidiscapacidad