



**UNIVERSIDAD DEL AZUAY
FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA**

ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

“Prototipo para asistencia en rehabilitación de flexión y extensión del tobillo”

Trabajo de graduación previo a la obtención del título de:

INGENIERO ELECTRÓNICO

Autores:

EDGAR EMILIO CAMINOS CUEVA

PAULO MATEO CARRERA VANEGAS

Director:

Ing. Esteban Mora.

CUENCA – ECUADOR

2022

PROTOTIPO PARA ASISTENCIA EN REHABILITACIÓN DE FLEXIÓN Y EXTENSIÓN DEL TOBILLO

RESUMEN

En el presente estudio se muestra el desarrollo de un prototipo para asistencia en rehabilitación de los movimientos de flexión y extensión del tobillo. Este dispositivo hace uso de un Arduino Mega para el control del movimiento producido por un actuador y el Shield EKG/EMG de Olimex para la adquisición de la señal EMG del tibial anterior, músculo involucrado en la caminata. Mediante el software LabVIEW, se realizó el reconocimiento y filtrado de la señal, así como el desarrollo de una interfaz gráfica que permite controlar los parámetros de funcionamiento del sistema. El prototipo asiste al tratante replicando el movimiento de rehabilitación realizado de forma manual durante un tiempo determinado, permitiendo que el fisioterapeuta enfoque su atención a otras actividades de interés. Se realizaron pruebas de funcionalidad en pacientes sanos mostrando de forma visual los resultados de la acción muscular y rango de movimiento. Los resultados obtenidos demuestran la posibilidad de trabajar con el dispositivo en la asistencia de rehabilitación y terapias para el tobillo de manera eficiente.

Palabras clave: Rehabilitación del tobillo, prototipo, EMG, flexión plantar y dorsiflexión del tobillo, asistencia en rehabilitación.



Ing. Esteban Mora

Director del trabajo de titulación.



Ing. Daniel Iturralde

Coordinador de la Escuela de Ingeniería electrónica.



Edgar Caminos

Autor



Mateo Carrera

Autor

ABSTRACT

This study showed the development of a prototype for assistance in the rehabilitation of flexion and extension movements of the ankle. This device makes use of an Arduino Mega to control the movement produced by an actuator and the Olimex EKG/EMG Shield to acquire the EMG signal of the tibialis anterior, a muscle involved in walking. Graphical interphase to control the operating parameters of the system and the process of recognition and filtering of the signal was made with LabVIEW software. The prototype assists the practitioner by replicating the rehabilitation movement performed manually for a given time, allowing the physiotherapist to focus his attention on other activities of interest. Functionality tests were performed with healthy to show the results of muscle action and range of motion. The results obtained, showed the possibility of working with the device in the assistance of rehabilitation and therapies for the ankle in an efficient way.

Keywords: Ankle rehabilitation, prototype, EMG, ankle plantarflexion and dorsiflexion, rehabilitation assistance.



Ing. Esteban Mora
Thesis Director



Ing. Daniel Iturralde
School Coordinator



Edgar Caminos
Author



Mateo Carrera
Author

Translated by the authors.

Prototipo para asistencia en rehabilitación de flexión y extensión del tobillo

Edgar Emilio Caminos Cueva
Escuela de Ingeniería Electrónica,
Universidad del Azuay,
 Cuenca, Ecuador
 edgar@es.uazuay.edu.ec

Paulo Mateo Carrera Vanegas
Escuela de Ingeniería Electrónica,
Universidad del Azuay,
 Cuenca, Ecuador
 mateoc@es.uazuay.edu.ec

Resumen— En el presente estudio se muestra el desarrollo de un prototipo para asistencia en rehabilitación de los movimientos de flexión y extensión del tobillo. Este dispositivo hace uso de un Arduino Mega para el control del movimiento producido por un actuador y el Shield EKG/EMG de Olimex para la adquisición de la señal EMG del tibial anterior, músculo involucrado en la caminata. Mediante el software LabVIEW, se realizó el reconocimiento y filtrado de la señal, así como el desarrollo de una interfaz gráfica que permite controlar los parámetros de funcionamiento del sistema. El prototipo asiste al tratante replicando el movimiento de rehabilitación realizado de forma manual durante un tiempo determinado, permitiendo que el fisioterapeuta enfoque su atención a otras actividades de interés. Se realizaron pruebas de funcionalidad en pacientes sanos mostrando de forma visual los resultados de la acción muscular y rango de movimiento.

Los resultados obtenidos demuestran la posibilidad de trabajar con el dispositivo en la asistencia de rehabilitación y terapias para el tobillo de manera eficiente.

Palabras clave— Rehabilitación del tobillo, prototipo, EMG, flexión plantar y dorsiflexión del tobillo, asistencia en rehabilitación.

I. INTRODUCCIÓN

En los pacientes que padecen inactividad física se ven altamente afectadas sus extremidades inferiores, siendo necesaria una terapia de rehabilitación física pasiva realizada por fisioterapeutas, la cual representa un alto consumo de tiempo para el profesional. Por otro lado, se puede optar por el uso de dispositivos de rehabilitación mecánicos permitiendo una terapia activa de mejor forma y con menor cantidad de sesiones [1], estos dispositivos tienen como desventaja su gran tamaño y su peso es muy elevado, siendo difícil su traslado a los lugares en donde se necesite el dispositivo, complicando la tarea de la rehabilitación. Debido a la importancia que tiene la funcionalidad del pie en las actividades de la vida cotidiana, los tratamientos y rehabilitación del mismo deben ser accesibles para todas las personas.

Las lesiones que afectan al tobillo se han incrementado actualmente en gran parte por el interés de realizar actividades deportivas, lo que repercute en incapacidad laboral y las limitaciones que esto genera [2]. En las personas que practican algún deporte aumenta la frecuencia de esguinces y rotura de ligamentos del tobillo, las cuales necesitan un correcto tratamiento de forma inmediata para evitar lesiones o problemas

futuros [1]. Las terapias que se realizan para el tipo de afecciones nombradas anteriormente, consisten en sesiones manuales, repetitivas y prolongadas.

Este proyecto presenta una opción de rehabilitación mediante un mecanismo que proporciona los movimientos de flexión/extensión del tobillo, partiendo de una calibración de rango angular y una rutina de trabajo durante un tiempo determinado, permitiendo visualizar la gráfica de la actividad muscular simultáneamente.

II. ESTADO DEL ARTE Y MARCO TEÓRICO

A. Estado del arte

En [3] se detalla la importancia de la recuperación motora posterior a un accidente cerebrovascular (ACV), enfatizando la necesidad de un dispositivo de rehabilitación con movimiento pasivo y activo portátil, el cual permita que el paciente consiga reeducar a su cerebro en el movimiento para la caminata. Los resultados indican que dar una rehabilitación a corto plazo facilita la capacidad motora del paciente.

En el trabajo realizado en [4] se analizan los daños causados por un ACV tomando en cuenta la deficiencia en el rango de movimiento causado por flexores en mal estado. Además, se estudia la terapia pasiva recomendada y las limitaciones de éstas, como son el costo y la disponibilidad del recurso humano. También se verifica la mejora en el rango de movimiento (ROM por sus siglas en inglés) y el control del equilibrio estático/dinámico al realizar rehabilitación con asistencia de dispositivos, y cómo éstos permiten que el paciente tenga una mejoría en la capacidad de retención de la reeducación del movimiento del tobillo para la caminata.

En el artículo detallado en [5] se presenta un dispositivo de rehabilitación del tobillo para pacientes que han sufrido un ACV, enfocado en ejercicios de dorsiflexión y flexión plantar, también permite monitorear el entrenamiento en los pacientes, consiguiendo resultados favorables para la utilización de equipos de rehabilitación en terapias pasivas. Este dispositivo utiliza una placa de control (Arduino Mega) y un actuador lineal (servomotor).

En [6], se presenta el dispositivo llamado “ADJUST”, este dispositivo es una órtesis para el sistema tobillo-pie, considera la paresia flácida del músculo del tobillo como problema principal, evaluando el cumplimiento del movimiento cinético y cinemático dentro de la marcha normal en las fases de apoyo y

balanceo. El dispositivo "ADJUST" presenta resultados favorables al momento de comprobar su funcionamiento en un paciente con ACV tanto de flexión plantar como de dorsiflexión, se ajustó el dispositivo con muelles flexibles y se consiguió que el tobillo trabaje con la potencia necesaria.

En el trabajo realizado en [7], se presenta un estudio del control del equilibrio en pacientes que sufrieron un ACV, comparando el estado inicial de éstos con su condición después de 1 mes de tratamiento con el dispositivo Motorized Ankle Stretcher. Este estudio se lo realizó en 16 pacientes con rehabilitación manual y con el dispositivo, observando que los pacientes que recibieron rehabilitación mediante el dispositivo tienen un índice mayor de mejoría en el tratamiento, considerando así la posibilidad del uso de dispositivos tanto en entornos domésticos como en entornos clínicos.

Basado en robots paralelos de tipo Stewart, en [8] se ha diseñado un dispositivo con actuadores rotacionales, que se usa como herramienta de diagnóstico y rehabilitación del tobillo, considerando algunos de los movimientos que se deben realizar durante un ejercicio típico de rehabilitación de la articulación mencionada.

Así mismo en [9] se obtuvo una plataforma omnidireccional considerando la parte trasera y delantera del pie, logrando un dispositivo que cumple con 3 grados de libertad con una buena capacidad de control y tamaño pequeño. Este equipo cumple con el grado de rotación de la articulación del tobillo en todos los sentidos en que se realizan los movimientos.

En [10], se desarrolló un exoesqueleto activo de un grado de libertad que está enfocado en la rehabilitación del tobillo. Creado con dimensiones enfocadas para niños de 10 años, tiene como características que es liviano y resistente. Este prototipo posee la ventaja de ser portable lo cual es un gran beneficio para que las personas tengan una opción de terapia viable dentro de su hogar.

En el artículo presentado en [11] se muestra un robot paralelo para realizar los movimientos de rehabilitación del tobillo en todo su intervalo, logrando un equipo capaz de realizar seguimiento de trayectoria angular partiendo del análisis de velocidad y aceleración de la plataforma móvil del robot.

En la escuela superior politécnica del Chimborazo se diseñó y construyó un prototipo de un sistema de dos robots paralelos tipo delta invertidos con cuatro grados de libertad cada uno. Este prototipo se utiliza para técnicas de rehabilitación con mecanoterapia, logrando obtener una plataforma con seis grados de libertad la cual sirve para cumplir con todos los ángulos de los seis movimientos básicos para el proceso de rehabilitación: dorsiflexión, flexión plantar, inversión, eversión, abducción y aducción [12].

Según [13], se diseñó un prototipo para recuperar la movilidad de los músculos alrededor del área que involucra el tobillo, este equipo tiene como objetivo crear patrones de reconocimiento para que se pueda identificar los movimientos fundamentales del tobillo haciendo uso de redes neuronales artificiales (RNA). Usando un equipo de sensores electromiográficos se desarrolló un entrenamiento progresivo de una RNA.

En el trabajo de [14], se expone el diseño y construcción de un dispositivo de rehabilitación pasivo del tobillo que se encarga de los movimientos de dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversión para asistencia en actividades de fisioterapia. Se obtuvo como resultado un equipo que se adapta mecánicamente a las medidas antropométricas del cuerpo humano.

B. Marco Teórico

i. El pie

El pie constituye el medio por el cual el ser humano puede desplazarse dentro de su ambiente, es una unidad anatómicamente compleja y funcional. Está ubicado en el miembro inferior soportando así todo el peso de la persona, ofrece soporte y propulsión a todo el cuerpo [15].

ii. Biomecánica angular del pie

Es el movimiento parcial o total dentro de la marcha que incrementa los movimientos de la articulación que se está tratando, es la fase más básica de la rehabilitación y puede ser completa o funcional [16].

Rango de movilidad completo: Este es el rango de movilidad de una articulación, el cual es definido por la anatomía, es decir, que tiene limitaciones y restricciones por la formación ósea o por los ligamentos que la conforman; por ejemplo, el tobillo tiene una movilidad de 70 u 80 grados.

Rango de movilidad funcional: Este movimiento es específico para una articulación que realiza una actividad específica.

Rango de movilidad activa: Es el rango de movimiento que el paciente puede recorrer solo, esto se lo realiza al comienzo de cualquier terapia de rehabilitación para determinar el foco de una posible fractura.

Rango de movilidad activa asistida: Este ejercicio permite al fisioterapeuta ejercer una fuerza adicional al rango de movimiento del paciente para aumentar el grado de movimiento disponible, se utiliza generalmente cuando existe un miedo o dolor por parte del paciente al realizar un movimiento.

Rango de movilidad pasiva: En este caso el paciente no realiza ninguna contracción, los movimientos los realiza únicamente el fisioterapeuta o médico, aumentando el rango de movimiento o evitando que el músculo se atrofie. El rango de movilidad depende de la fuerza que aplique el personal médico [16].

iii. Movimientos del pie

Se sabe que el tobillo y las articulaciones subastragalina y mediotarsal funcionan como si fuesen una unidad. El tobillo es una articulación que permite el movimiento de dorsiflexión (hacia arriba) y flexión plantar (hacia abajo), los cuales son medidos en grados; así como los movimientos de inversión (hacia adentro) y eversión (hacia afuera) [17].

Flexoextensión

A partir de una posición de referencia donde la planta del pie se encuentra de manera perpendicular al eje de la pierna, se produce el movimiento que aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna. También conocido como flexión dorsal o dorsiflexión, produce un ángulo agudo cuya amplitud va de los 20 a 30 grados, es decir, un margen de 10 grados para

variaciones individuales.

Flexión plantar

Por lo contrario, cuando el dorso del pie se aleja de la cara anterior de la pierna de manera que el pie tiende a situarse en la prolongación de la pierna se produce un ángulo obtuso considerando como ejes el centro de la pierna y la planta del pie. Este movimiento se denomina flexión plantar o extensión cuya amplitud varía desde los 120 a 140 grados [17].

Considerando como ejes el centro de la pierna y la planta del pie, que forman un ángulo de 90 grados, al realizar el movimiento de flexión plantar se crea un ángulo de 30 grados hacia abajo.

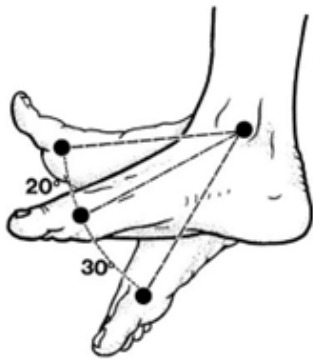


Figura 1. Rango de movilidad del Tobillo pie [17].

iv. Músculo Tibial Anterior

Este músculo se encuentra en la cara externa de la tibia en la parte inferior de la pierna, se extiende desde la rodilla hasta la base del primer metatarsiano. Es el responsable de estabilizar los arcos plantares y permitir el movimiento de dorsiflexión durante la marcha, evita que la punta del pie se arrastre al caminar y que el pie se coloque de forma correcta al enfrentar el suelo [17].

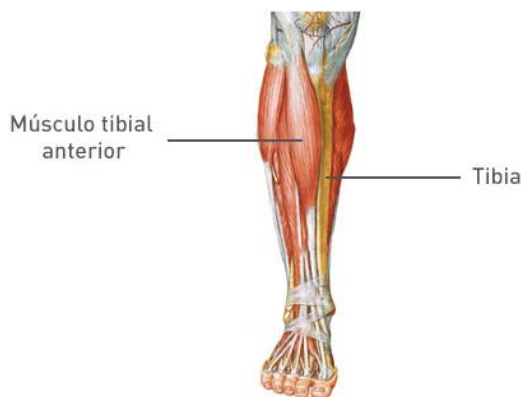


Figura 2. Músculo tibial anterior [17].

v. La Biomecánica de la marcha

Las extremidades inferiores son parte importante de la marcha la cual es la manera de deambular de un ser humano. Todas las terapias del tren inferior buscan devolver a su estado anterior a la lesión para permitirle un ciclo de marcha continuo y completo, este ciclo se divide en la fase de apoyo y balanceo

[18].

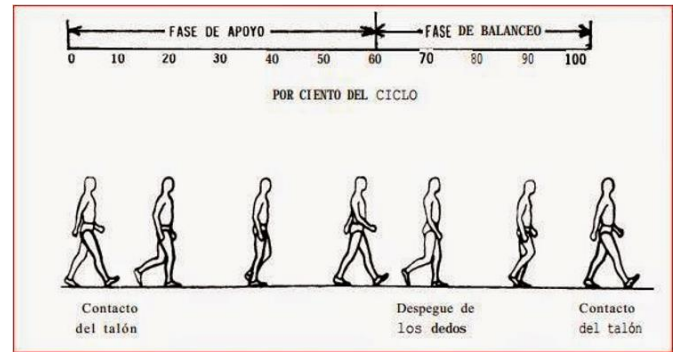


Figura 3. Fases de la marcha [19]

Fase de apoyo: Esta fase representa el 60% del ciclo de marcha. Empieza en el instante en que el talón toca el suelo, en ese momento la superficie plantar entra en contacto con el piso antes de que el peso recaiga, a medida que continúa este ciclo la carga pasa directamente sobre el pie. En esta fase actúa el músculo tibial anterior.

En el momento en que ambos pies están en contacto con la superficie estos soportan todo el peso del cuerpo, constituyendo el 20% del tiempo de la fase de apoyo. Al despegar el soporte impulsa la carga hacia delante, conformado por el despegue del talón y de los dedos.

Fase de Balanceo: Esta fase representa el 40% del ciclo total de marcha. Empieza cuando los dedos dejan la superficie y el cuerpo se sitúa por delante del miembro, la gravedad también aporta a esta etapa que es denominada fase de aceleración. Luego de que el cuerpo se queda solamente con un punto de apoyo por inercia, el cuerpo se mueve hacia adelante dando paso a la deceleración que es cuando el ciclo se acerca a su final. En esta etapa el miembro evita un traumatismo y prepara a la extremidad para soportar la carga que se aproxima [18].

vi. El tobillo en la marcha

El tobillo reduce el coste energético de la misma y suaviza el proceso de traslación. Cuando existe una fractura de tobillo este movimiento se altera y puede persistir cuando la fractura se ha consolidado, esto produce una elevación rápida del talón lo cual representa una pérdida de dorsiflexión durante la fase de apoyo, aumentando el tiempo de apoyo sobre el antepié [18].

vii. Patologías

El esguince es una de las lesiones musculares con mayor incidencia tanto para la población general como en los deportistas, ya que los ligamentos soportan un tercio de la carga total. En una eversión se compromete el ligamento deltoideo [20]. Los esguinces se clasifican según su grado de severidad:

Grado I: El ligamento muestra pequeños desgarros que producen un bajo nivel de dolor e hinchazón y finalmente no hay pérdida de la funcionalidad, no hay dificultad en la marcha.



Figura 4. Esguince grado 1 [21].

Grado II: Se produce daño en menos del 50% del ligamento. Este desgarro produce dolor al tacto en el paciente, se evidencia que la zona afectada se inflama y el tobillo pierde funcionalidad.



Figura 5. Esguince grado 2 [21].

Grado III: El ligamento se desgarra por completo, el paciente muestra alto grado de dolor e inflamación, lo que imposibilita la deambulaci3n [21].



Figura 6. Esguince grado 3 [21].

viii. Técnicas de Rehabilitaci3n del tobillo

La rehabilitaci3n, como t3rmino general, involucra a la fisioterapia con el fin de recuperar las habilidades f3sicas perdidas por causa de un incidente traumático. Seg3n [22] se diferencian cuatro tipos de recuperaci3n seg3n el nivel de actividad que requiera el paciente.

Recuperaci3n Pasiva: El paciente no interviene en la ejecuci3n del movimiento que es generalmente realizado por el terapeuta.

Recuperaci3n Asistida: En esta modalidad se combina el esfuerzo del paciente y del terapeuta.

Recuperaci3n Activa: En este tipo de recuperaci3n el paciente realiza todo el esfuerzo por s3 mismo.

Recuperaci3n resistiva: Se hace uso de sistemas mecánicos que presentan una fuerza opuesta al movimiento del paciente [22].

ix. Electromiograf3a

La electromiograf3a (EMG) hace referencia a una disciplina que se encarga de la detecci3n, análisis y uso de la seál eléctrica generada por un m3sculo cuando se contrae, el prop3sito de estos tipos de medici3n es establecer la actividad de los m3sculos involucrados en una acci3n o movimiento para posteriormente determinar si est3 activo o inactivo, as3 como el grado de actividad presentado. Estos análisis son muy relevantes en distintas áreas de fisioterapia, medicina deportiva y estudios ergon3micos [23].

Esta t3cnica se realiza mediante el uso de electrodos para obtener la seál, se colocan sobre el m3sculo a examinar y se debe colocar otro electrodo de referencia, sobre tejido eléctricamente neutro, es decir, en zonas cercanas a un plano óseo. Existen dos tipos de electrodos: electrodos superficiales y electrodos intramusculares, siendo los superficiales los menos invasivos [24].

El uso de EMG en ciencias de rehabilitaci3n ha contribuido para comprender de mejor manera los patrones neuromusculares usados en la activaci3n de distintos gestos motrices; adem3s, ha mejorado el entendimiento de posibles causas y consecuencias de lesiones musculares [25].

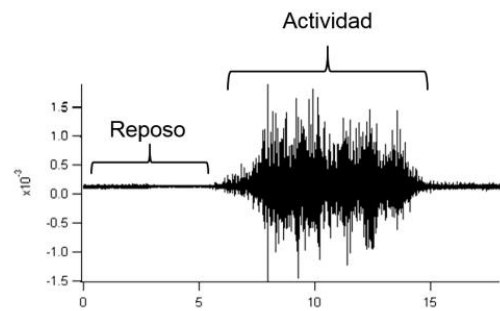


Figura 7. Seál EMG [25].

x. Dispositivos para Movimiento Pasivo Continuo

Tambi3n conocidos como CPM (por sus siglas en ingl3s), son dispositivos que se utilizan para dar soporte al m3dico tratante, esta unidad ayuda en la rehabilitaci3n de la zona de afectaci3n realizando el trabajo repetitivo que generalmente lo hace el fisioterapeuta, esto tambi3n reduce el tiempo de recuperaci3n ya que las actividades de rehabilitaci3n se pueden realizar de manera constante.

Seg3n su complejidad estos dispositivos se clasifican en:

Equipos intermedios: Son equipos de acci3n simple enfocados en una sola área de afecci3n y en la restauraci3n del ROM.

Equipos de complejidad alta: Son sistemas avanzados que asisten a todo un miembro [26].



Figura 8. Dispositivo CPM [26].

xi. Placa de control

La placa de control a usar en el proyecto para asistencia en rehabilitación de flexión y extensión del pie, es un Arduino Mega, siendo una placa con componentes electrónicos, un microcontrolador y una serie de pines de entrada y salida. Mediante un lenguaje de alto nivel se programa el microcontrolador para que ejecute las acciones que se llevarán a cabo. El microcontrolador que utiliza la placa es un ATMEGA 2560 [27].



Figura 9. Arduino mega [27].

xii. Servomotor

Con el fin de tener el mejor resultado posible el motor debería poder soportar un torque de 60 Kgf*cm aproximadamente (como se indica posteriormente en la sección III), por lo cual se vio la necesidad de ocupar un servomotor de la marca ANNIMOS de 60 Kgf*cm de torque con un voltaje DC de 6 a 8.4V [28].



Figura 10. Servomotor [28]

xiii. Shield EMG

La placa de procesamiento de señales musculares es un Shield EKG/EMG Olimex, este shield captura señales analógicas y las convierte en señales digitales amplificadas, esto permite verificar la actuación del músculo durante la terapia, estas señales se transmiten mediante electrodos específicos para EMG [29].



Figura 11. Shield EKG-EMG [29].

xiv. LabView

LabVIEW es un software de programación gráfica muy utilizado actualmente en procesos de validación, investigación y producción, debido a su flexibilidad de manejo y sus capacidades de conexión con dispositivos periféricos. Este entorno es bastante robusto y permite controlar, visualizar y establecer comunicaciones con distintos tipos de lenguajes y protocolos estándar usados en la industria [30].



Figura 12. Software LabVIEW [30]

En el ámbito de la biomedicina se han implementado diferentes aplicaciones donde se ha puesto en práctica el uso de LabVIEW entre las cuales se destaca el tratamiento digital de imágenes, equipos de audiometría, medición de valores biológicos, electrocardiografía, EMG, etc. [31].

III. METODOLOGIA

El desarrollo del asistente en rehabilitación se puede dividir en dos partes importantes: el diseño de la estructura del dispositivo y el software encargado de controlar el equipo. En la Figura 13 se observa el diagrama de bloques del sistema completo.

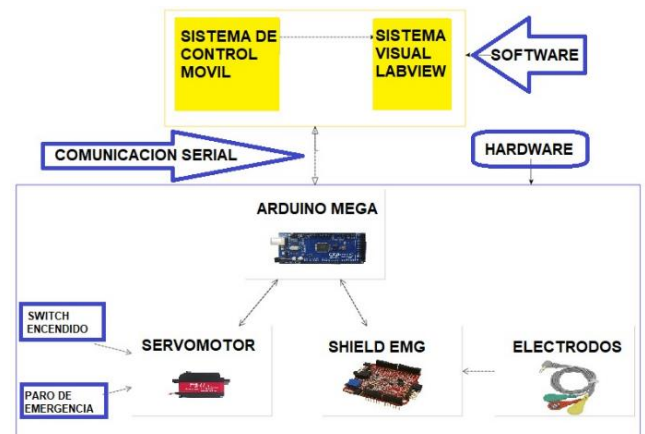


Figura 13. Diagrama de bloques del sistema.

a) Implementación del Hardware.

Para la implementación del hardware se revisó información que contribuya con datos para el diseño del prototipo, teniendo en cuenta que el resultado final debe ser un equipo compacto, portable y robusto como lo presentan en [14] y [32].

Basado en diversos modelos de dispositivos comerciales como el de [33] y trabajos previos, se logró un diseño que permite realizar los movimientos de flexión plantar y dorsiflexión del tobillo desde una posición donde el paciente está sentado y el equipo está soportando todo el peso de la pierna y la mantiene sujeta.

A continuación, en la Figura 14 se puede observar el diseño preliminar del dispositivo realizado en Illustrator.

Para este diseño se consideró la posición del paciente al encontrarse sentado, se inclinó la pierna para eliminar la acción del peso del cuerpo sobre el dispositivo y liberar al pie de cualquier acción externa, una posición donde la pierna pueda descansar en el soporte y el pie permita la asistencia del dispositivo sin oponer resistencia con el peso de su cuerpo.

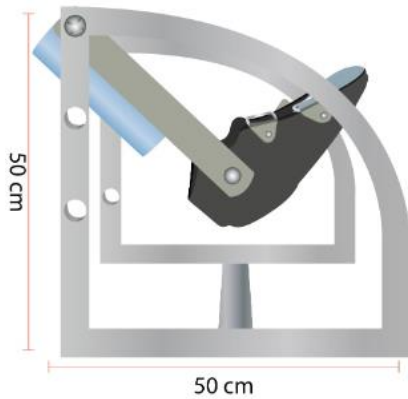


Figura 14. Diseño preliminar del dispositivo para rehabilitación.

Partiendo de este diseño se realizó la construcción de la estructura en acero que pueda tener la robustez requerida para soportar el peso de los componentes y de la pierna de los pacientes. Además, al diseño preliminar se le añadió un soporte que hace las veces de eje y apoyo para el motor. Teniendo en cuenta la seguridad de quienes usarán el dispositivo se colocó una restricción mecánica que se encarga de evitar que el movimiento se dé más allá del rango máximo permitido.

En la estructura base también se integran espacios para la colocación del módulo de control y la fuente de alimentación, así como un switch de encendido y un paro de emergencia general.



Figura 15. Dispositivo para rehabilitación vista lateral izquierda.



Figura 16. Dispositivo para rehabilitación vista lateral derecha.

Para contribuir con la ergonomía del dispositivo se utilizaron partes de una bota ortopédica Walker, la cual está diseñada para ser usada por largos periodos de tiempo sin causar incomodidad y permitiendo retirarse con facilidad [34].

b) Funcionamiento del actuador

Para la selección del actuador (servomotor) se realizó el cálculo del torque necesario para que el movimiento se dé de manera correcta, basado en [32]: donde se tiene como referencia una persona de 190 cm de altura y 100Kg de peso.

El equipo cuenta con un servomotor DSServo de corriente continua (Figura 10) que es el encargado de realizar los movimientos requeridos. Este servomotor trabaja con una alimentación de 6-8.4V y posee un torque de 60Kg*cm para lo cual es necesario incorporar una fuente DC que cumpla con el voltaje deseado y corriente necesaria [28]. De manera experimental se comprobó que la corriente necesaria para realizar los movimientos debería ser mayor a 3 amperios por ello se optó por una fuente DC 9V-4A.

A continuación, se muestra el diagrama de cuerpo libre planteado para la articulación del tobillo con un ángulo de elevación de 30°.

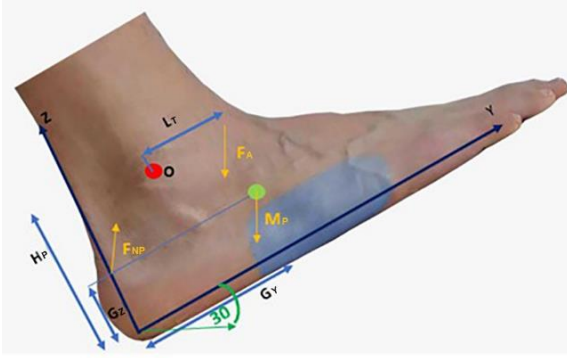


Figura 17. Diagrama de cuerpo libre del pie con ángulo de elevación 30° [32].

F_{NP} : Fuerza normal de la pierna

F_A : Peso pierna

L_T : Longitud del tobillo

G_Z : Componente de la gravedad en el eje Z

G_Y : Componente de la gravedad en el eje Y

M_P : Peso del pie

H_P : Altura del pie

$I_0\alpha$: Momento angular (momento de inercia y velocidad angular de cuerpo en rotación).

Del diagrama propuesto se puede extraer la fórmula del torque en cada eje respecto al punto "O" que es el centro del tobillo considerando que " α " es la aceleración angular máxima que se le asigna una magnitud de $55,34^\circ/s^2$, valor tomado del estudio realizado en [32].

Momento angular en el eje Z.

$$I_0\alpha = \tau_Z - F_{NPZ}L_T - F_{AZ}L_T - M_{PZ}(G_Y - L_T) \quad (1)$$

Momento angular en el eje Y

$$I_0\alpha = \tau_Y + F_{NPY}(H_P - G_Z) - M_{PY}(H_P - G_Z) \quad (2)$$

Al despejar el torque de cada ecuación se obtiene:

Torque en el eje Z:

$$\tau_Z = I_0\alpha + F_{NP} \cos 30 L_T + F_A \cos 30 L_T + M_P \cos 30 (G_Y - L_T) \quad (3)$$

Torque en el eje Y:

$$\tau_Y = I_0\alpha - F_{NP} \sin 30 (H_P - G_Z) - M_P \sin 30 (H_P - G_Z) \quad (4)$$

Resolviendo con los siguientes datos tomados como referencia del estudio realizado en [32]:

$$F_{NP} = 25.89 \text{ N}$$

$$F_A = 12.94 \text{ N}$$

$$M_P = 14.22 \text{ N}$$

$$L_T = 0.052 \text{ m}$$

$$H_P = 0.074 \text{ m}$$

$$G_Z = 0.031 \text{ m}$$

$$G_Y = 0.12 \text{ m}$$

$$I_{X,0}\alpha = 0.015 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Se tiene que:

$$\tau_Z = 0.015 + 25.89 * 0.87 * 0.052 + 12.94 * 0.87 * 0.052 + 14.22 * 0.87 * (0.12 - 0.052) \quad (5)$$

$$\tau_Z = 2.64$$

$$\tau_Y = 0.015 - 25.89 * 0.5 * 0.043 + 14.22 * 0.5 * 0.043 \quad (6)$$

$$\tau_Y = -0.245$$

Al buscar la magnitud

$$T_M = \sqrt{(\tau_Z)^2 + (\tau_Y)^2}$$

$$T_M = 2.65 \text{ N} \cdot \text{m}$$

De donde se obtiene el torque del motor:

$$\tau_M = 2.65 \text{ N} \cdot \text{m} \approx 2.7 \text{ N} \cdot \text{m}$$

$$\tau_M = 27 \text{ Kgf} \cdot \text{cm}$$

Con este valor de torque de motor se aplica un factor de sobredimensionamiento $F_s = 2$ dando como resultado un Torque aproximado de $\tau_M = 54 \text{ kgf} \cdot \text{cm}$.

Buscando en las ofertas comerciales se encontró el servomotor de la marca DSServo de $60 \text{ Kgf} \cdot \text{cm}$.

El movimiento del motor dependerá de los grados y velocidad que se indique en el sistema de control comandado por el profesional en terapia.

c) Módulo de control

Para controlar los actuadores, así como para obtener los datos de entrada, se eligió la tarjeta de control Arduino Mega (Figura 9), esta tarjeta es la encargada de transmitir los datos ingresados por el usuario hasta el servomotor que realiza el movimiento y de manera inversa de emitir los datos obtenidos de la señal EMG hasta la pantalla de visualización.

Para la obtención de señales se utilizó un shield de la empresa OLIMEX (Figura 11), el cual está diseñado para trabajar directamente con señales de EKG-EMG de manera que en hardware basta con hacer una calibración de la tarjeta para obtener una señal trabajable [29].

La señal EMG de la actividad muscular del tibial anterior se obtiene a través de electrodos superficiales del tipo adhesivo, que son muy fáciles de colocar y para efecto de este proyecto el shield incluye un cable específico para la conexión de tres de estos electrodos [35].

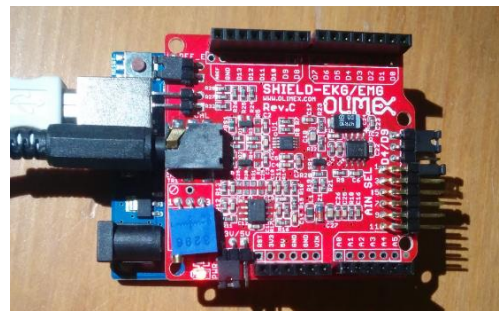


Figura 18. Shield EKG-EMG colocado sobre el Arduino Mega.

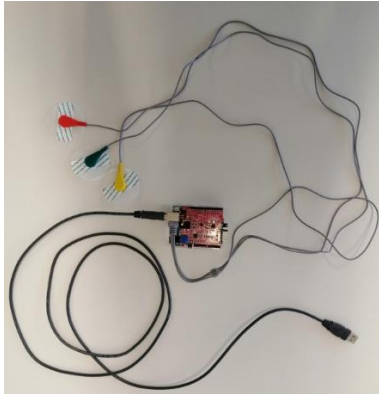


Figura 19. Shield EKG-EMG con 3 electrodos superficiales.

d) Funciones del Sistema

El sistema está pensado para funcionar de manera que se pueda seleccionar el rango de movimiento permitido y establecido por el profesional durante un tiempo determinado. Para cada usuario, se parte de una etapa de calibración en la cual el fisioterapeuta evalúa el movimiento en grados para dejar establecido el ángulo hasta el cual puede realizarse el ejercicio durante el tiempo que se prescriba.

Adicionalmente, este prototipo permite visualizar la gráfica de la señal EMG que refleja la actividad realizada por el tibial anterior.

e) Implementación del Software

El sistema se desarrolló completamente en LabVIEW, un lenguaje de programación gráfico que permite realizar la comunicación con el usuario y el actuador directamente, trabajando con fluidez y robustez [30].

La interfaz de usuario fue diseñada en el panel de control de LabVIEW y permite controlar todos los parámetros de funcionamiento del equipo, así como visualizar la gráfica de

señal EMG y la gráfica de actuación del servomotor.

La interfaz gráfica cuenta con tres pantallas de interacción:

- **La pestaña “Calibración”.** – Permite al profesional evaluar el rango de movimiento del paciente, es decir ayuda a saber a cuántos grados, tanto superior como inferior, puede realizarse el ejercicio.

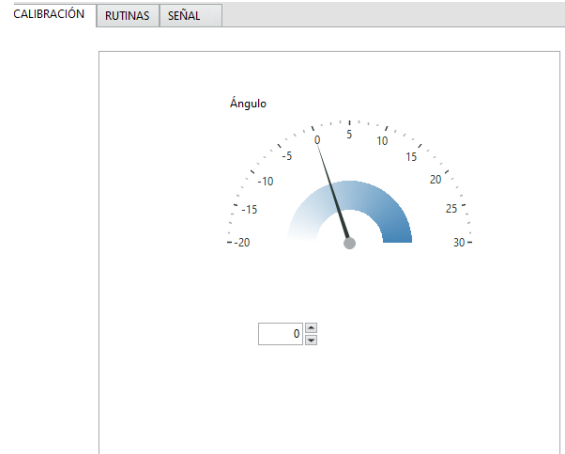


Figura 20. Pestaña Calibración

- **La pestaña “Rutinas”.** – Posee más campos de control y está enfocada en configurar el tiempo de funcionamiento del equipo en el valor de ángulos previamente evaluados en la pantalla calibración. El tiempo debe ser ingresado en minutos y se coloca el valor del ángulo superior puesto que el valor del ángulo inferior se mantiene precargado desde la pantalla calibración, para evitar que exista movimientos indeseados del dispositivo. En esta pestaña rutinas, también se observa una pequeña gráfica de los ángulos de movimiento del servomotor y la actividad EMG del músculo.

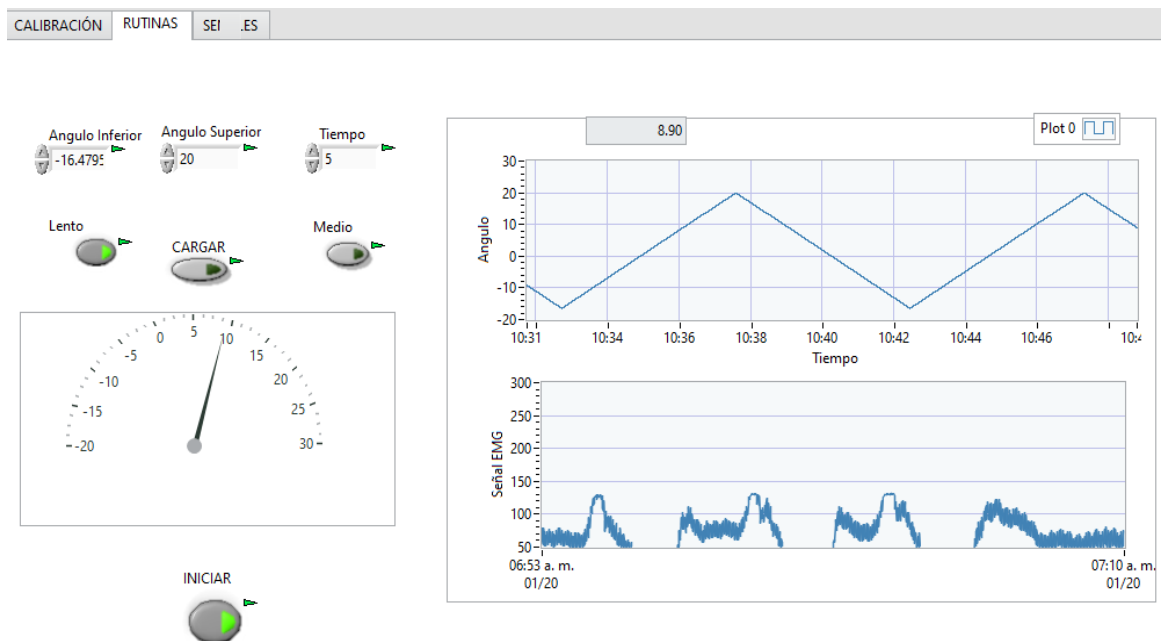


Figura 21. Pestaña Rutinas

- **La pestaña “Señal”.** – Permite realizar una visualización de la actividad muscular mediante la cual el fisioterapeuta podrá hacer una evaluación, en ésta se visualiza en mayor tamaño la señal EMG. Esta pantalla se puede utilizar no solo para la extremidad inferior sino para cualquier parte del cuerpo donde se requiera comprobar la existencia de estímulos musculares.

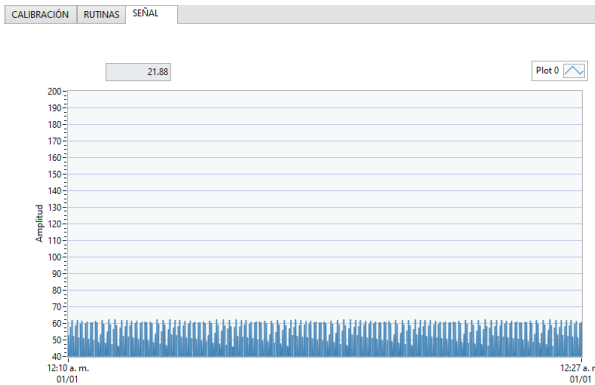


Figura 22. Pestaña Señales

Para el muestreo de la señal EMG se realizaron dos tipos de filtrado mediante el software LabVIEW, con el fin de eliminar el ruido proveniente de la señal eléctrica se implementó un filtro suprime banda a 60Hz. Por otro lado, para desechar el intervalo de frecuencia no necesarios, en el programa se suprimieron las frecuencias mayores a 500Hz y menores a 20 Hz puesto que en este rango de frecuencia se encuentra la información útil de la señal [25]. Los filtros se realizan mediante VI's propios de LabVIEW [36], y son regulables de manera manual para acondicionar de mejor manera la gráfica de la señal.

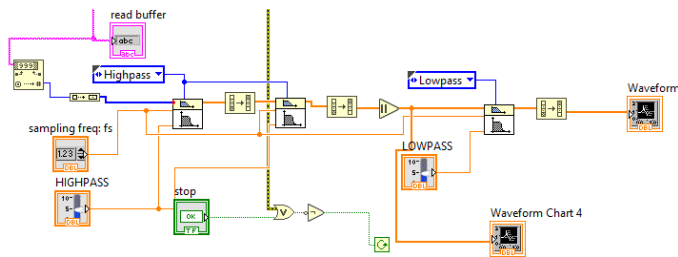


Figura 23. Programación de filtros en LabVIEW

El sistema además cuenta con la opción de ser controlado mediante un dispositivo móvil Android, para ello se basó en la aplicación de National Instruments llamada “Data Dashboard” que es una aplicación donde se puede agregar controles y gráficos de un programa previamente realizado en LabVIEW [37].

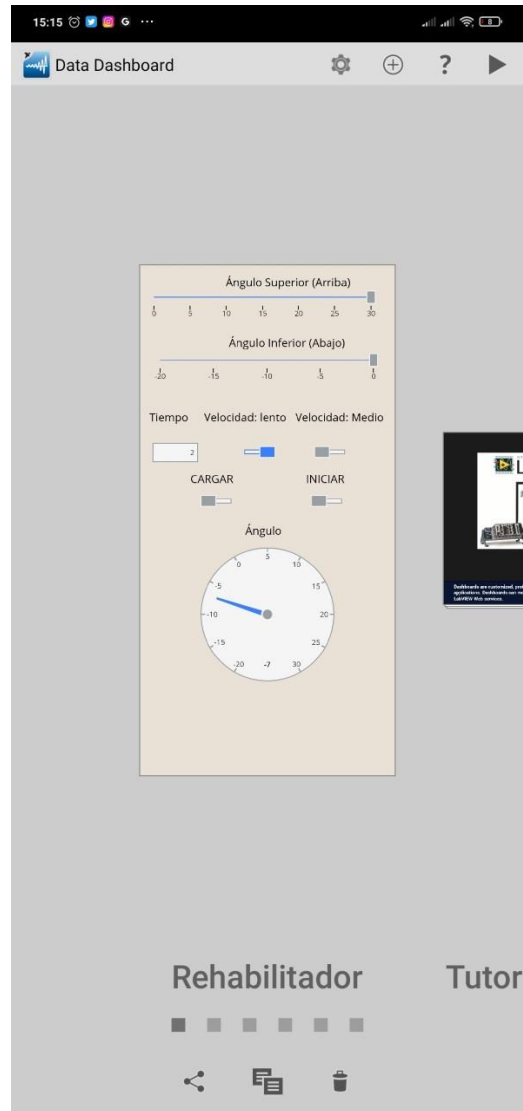


Figura 24. Pantalla inicial Data Dashboard

La comunicación se realiza mediante Wi-Fi y se conectan a través de variables compartidas donde el PC que contiene el programa hace de servidor para que el dispositivo móvil pueda acceder a las variables. En esta aplicación se puede establecer el intervalo de ángulos deseado, el tiempo necesario, iniciar y pausar la rutina.

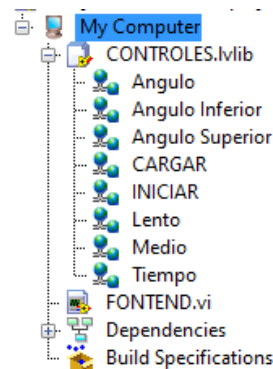


Figura 25. Menú de variables compartidas.



Figura 26. Pantalla de control de programa en dispositivo Android

IV. PRUEBAS Y RESULTADOS

a) Pruebas

Para validar el correcto funcionamiento del dispositivo se realizaron pruebas funcionales en pacientes sanos bajo la tutela de un profesional fisioterapeuta. Para iniciar estas pruebas es necesario realizar una ejecución inicial del programa con el dispositivo en vacío, con el fin de precautelar la seguridad de los usuarios.



Figura 27. Dispositivo asistente de rehabilitación

Una vez ejecutado el programa se debe vincular solo una vez el control desde la aplicación móvil, para ello cuando se ejecuta el software muestra las direcciones IP que deben colocarse en cada uno de los controles asignados en la aplicación.

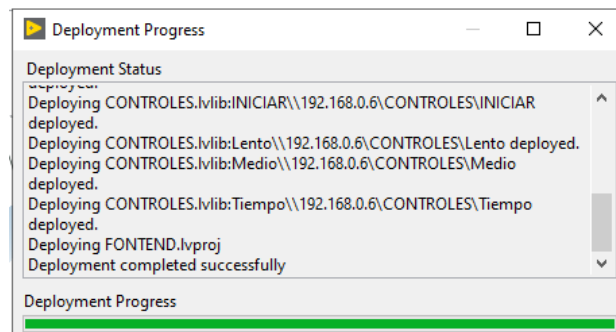


Figura 28. Direcciones IP para conexión wifi.

Luego de vinculado el software móvil, se procede a colocar la pierna del paciente en el dispositivo para ser sujeta mediante amarras de velcro y colocar los electrodos.

La colocación de electrodos la realiza el fisioterapeuta, ubicándolos en el músculo tibial anterior; uno en el inicio, otro en el final y por último uno colocado como referencia en un hueso(tobillo) [38].



Figura 29. Extremidad colocada en equipo de rehabilitación.

Con la extremidad inferior colocada en el equipo se realiza la etapa de calibración donde el fisioterapeuta determina el intervalo de ángulos y tiempo a los que se debe trabajar. Terminada esta etapa basta con pasar a la pestaña rutinas, cargar mediante la PC o el móvil los datos y presionar iniciar para que se ejecuten los movimientos de flexión y extensión y a su vez se visualice la señal EMG de la acción realizada por el músculo.

El software LabVIEW permite realizar un análisis de datos directamente desde los valores obtenidos en las gráficas con el fin de poder entregar una interpretación más precisa. En este apartado se tienen los valores de amplitud de EMG con respecto al tiempo, lo que sugiere que se podría almacenar un gráfico de la actividad muscular en cada sesión de terapia y al final realizar una comparación general de los avances presentados.

A	B	C
Tiempo - Plot 0	Amplitud - Plot 0	
05/06/2022 20:32	7.78246	
05/06/2022 20:32	19.8532	
05/06/2022 20:32	25.4121	
05/06/2022 20:32	10.959	
05/06/2022 20:32	11.7531	
05/06/2022 20:32	18.4238	
05/06/2022 20:32	10.006	
05/06/2022 20:32	6.35303	
05/06/2022 20:32	19.8532	
05/06/2022 20:32	37.1652	
05/06/2022 20:32	33.8299	
05/06/2022 20:32	39.2299	
05/06/2022 20:32	56.7008	
05/06/2022 20:32	54.7949	
05/06/2022 20:32	57.6537	
05/06/2022 20:32	68.4539	

Figura 30. Datos exportados a Excel.

Tabla 1: Datos de las pruebas realizadas.

No. Paciente	Tiempo (min)	Ángulo inferior	Ángulo superior
Paciente 1	10	-20	10
Paciente 2	15	-15	10
Paciente 3	12	-13	20
Paciente 4	8	-10	15
Paciente 5	5	-5	20

A continuación, se muestran imágenes de algunas de las pruebas realizadas:



Figura 32. Imagen paciente 1.

El dispositivo cuenta con un botón de paro de emergencia que se puede activar en cualquier momento de incomodidad, así como un sistema de bloqueo mecánico para evitar que el equipo desarrolle un ángulo mayor al establecido como ángulo de movimiento máximo (20°) para la flexión plantar.



Figura 31. Sistemas de seguridad del dispositivo.

b) Resultados

Realizados los ejercicios en vacío se procedió a ejercer pruebas con pacientes sanos bajo la supervisión y directrices de un fisioterapeuta, estas pruebas permitieron poner en funcionamiento el dispositivo y comprobar que se pueden realizar los movimientos de flexión y extensión, así como visualizar la actividad muscular ejercida durante dicha acción.

Se realizaron pruebas con 5 personas adultas de 27 ± 5 años, 3 varones y 2 mujeres; cada persona hizo uso del equipo durante diferentes tiempos y ángulos de trabajo.

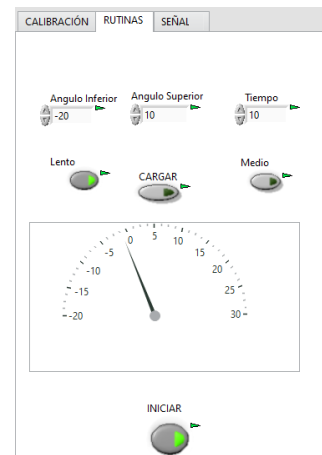


Figura 33. Pantalla rutinas paciente 1



Figura 34. Imagen ángulo de trabajo paciente 1

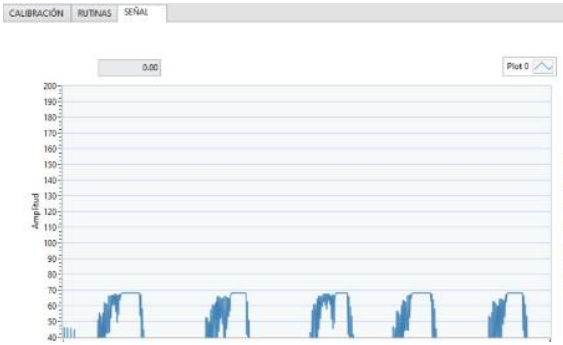


Figura 35. Imagen señal EMG paciente 1

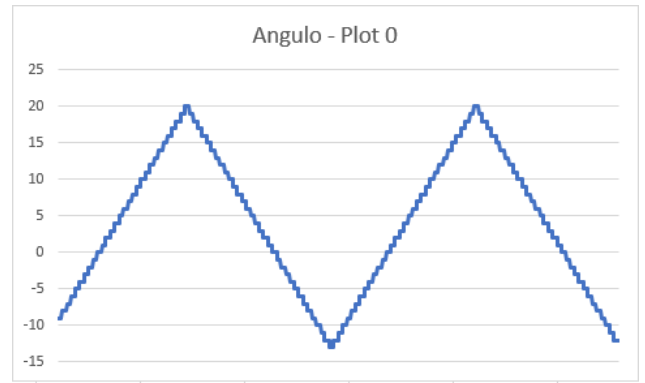


Figura 38. Imagen ángulo de trabajo paciente 3

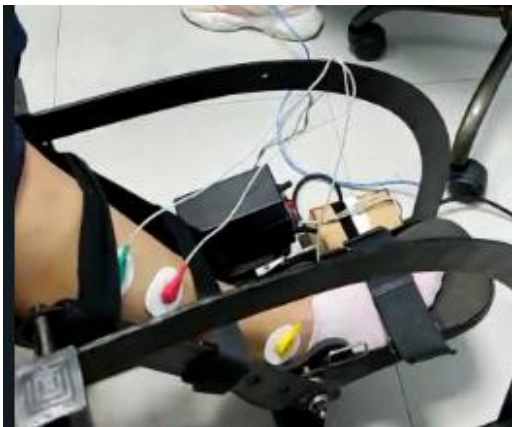


Figura 36. Imagen paciente 3

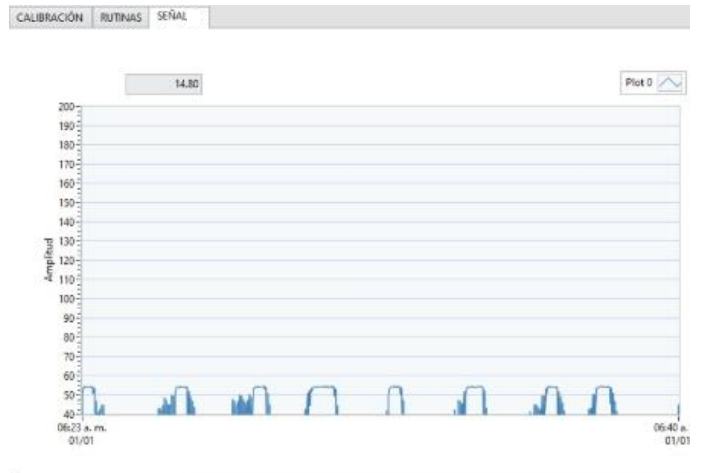


Figura 39. Imagen señal EMG paciente 3

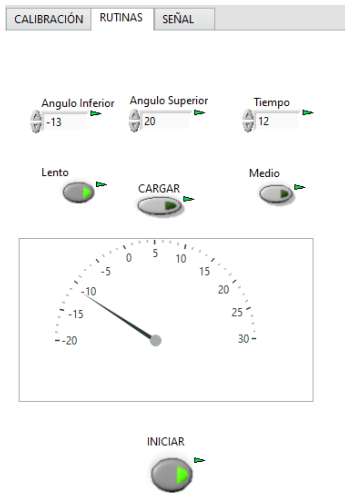


Figura 37. Pantalla rutinas paciente 3



Figura 40. Imagen paciente 5

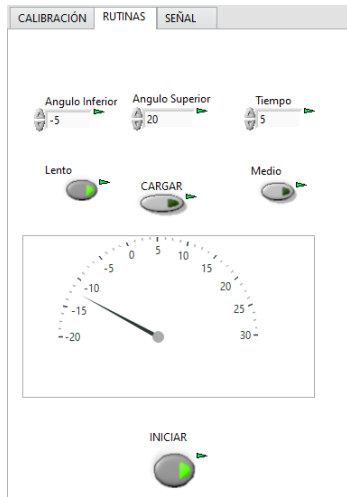


Figura 41. Pantalla rutinas paciente 5

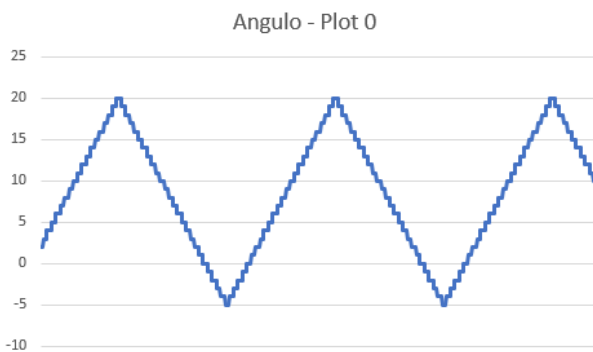


Figura 42. Imagen ángulo de trabajo paciente 5.

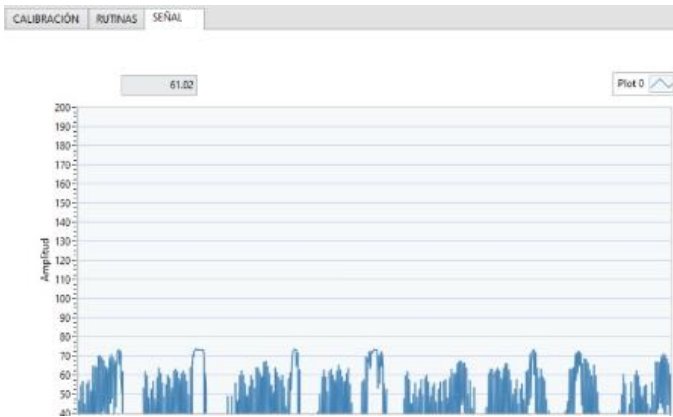


Figura 43. Imagen señal EMG paciente 5

Con el fin de recopilar datos acerca de las opiniones de los usuarios del dispositivo asistente de rehabilitación, se realizó una encuesta basada en la escala de Likert que mide el nivel de satisfacción de los usuarios al utilizar el dispositivo. En esta escala se obtuvo que el 100% de 5 encuestados respondió que se encuentra muy satisfecho.

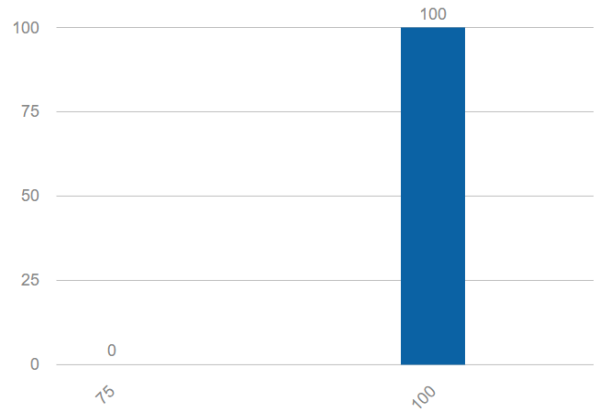


Figura 44. Resultados escala de Likert gráfico de barras.

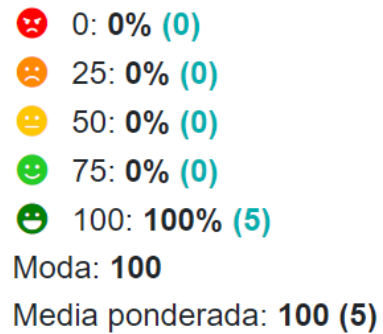


Figura 45. Resultados escala de Likert porcentajes.

V. CONCLUSIONES

El prototipo construido fue utilizado por profesionales fisioterapeutas y aunque no se hicieron pruebas en pacientes que padezcan patología alguna, se supo indicar que el equipo es de gran ayuda en la realización de terapia de rehabilitación. Tal como se aprecia en los resultados de la encuesta realizada con pacientes y fisioterapeutas, los usuarios se muestran muy satisfechos usando el equipo. Se puede decir que el dispositivo cumple con el objetivo propuesto de asistir al terapeuta de manera que la labor de rehabilitación sea constante.

Los profesionales que pudieron hacer uso del dispositivo destacaron la capacidad del mismo para mostrar la señal EMG, siendo esta una información relevante para quienes se dedican a esta área.

Durante las pruebas realizadas se usó la opción de manipular el equipo desde un dispositivo móvil, concluyéndose que esta es una característica muy importante que aporta versatilidad en el momento de realizar la terapia.

Con los resultados obtenidos se puede concluir que en el presente trabajo se consiguió:

- Un equipo relativamente liviano y portable capaz de asistir en las actividades de recuperación del tobillo.
- Una interfaz gráfica que permite ingresar los límites requeridos por el profesional de manera sencilla.
- Una aplicación Android que facilita el control del

dispositivo vía inalámbrica.

- Un software capaz de graficar las señales obtenidas de la actividad muscular realizada por el paciente.
- La característica de poder exportar datos a Excel para que puedan ser analizados de la mejor manera.
- Un diseño que cuenta con mecanismos de seguridad en caso de suscitarse alguna emergencia.

Este proyecto, al tratarse de un desarrollo interdisciplinario, permitió la relación con profesionales de diferentes áreas de estudio y fueron ellos quienes aportaron con su técnica y conocimiento para que pudiese llevarse a cabo de la mejor manera.

VI. RECOMENDACIONES

Teniendo en cuenta las sugerencias de los profesionales se propone que a futuro el diseño del equipo pueda ser adaptable para brindar soporte tanto en la posición sentado como en la posición horizontal o acostado.

Se propone implementar una aplicación móvil que sea capaz de funcionar globalmente o mediante la nube de manera que se pueda brindar una opción para posibles trabajos remotos.

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. Ariza, C. Salazar y E. Peinado, «La rehabilitación funcional en el manejo del esguince de tobillo: una revisión sistemática,» *Archivos de la Sociedad Chilena de Medicina del Deporte*, vol. 66, p. 18, 2021.
- [2] D. Catalán, M. Sierra, J. Ceballos y M. Rendón, «Tratamiento de esguince de tobillo grado II en adultos laboralmente activos: Inmovilización contra vendaje funcional,» *Medigraphic*, vol. 72, pp. 3-4, 2018.
- [3] Y. Ren, Y.-N. Wu, C.-Y. Yang, T. Xu, R. Harvey y L.-Q. Zhang, «Developing a wearable ankle rehabilitation robotic device for in-Bed acute stroke rehabilitation,» *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, pp. 589-596, 2017.
- [4] D. Yoo, Y. Son, D.-H. Kim, K.-H. Seo y B.-C. Lee, «Technology-Assisted Ankle Rehabilitation Improves Balance and Gait Performance in Stroke Survivors: A Randomized Controlled Study With 1-Month Follow-Up,» *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 26, n° 12, pp. 2315-2323, 2018.
- [5] D. Duc, L. T. Tram, P. Phuoc y T. Tuy, «Study on Ankle Rehabilitation Device Using Linear Motor,» *International Conference on System Science and Engineering*, pp. 573-576, 2019.
- [6] D. Wilk, R. Reints y K. Postema, «Development of an Ankle-Foot Orthosis That Provides Support for Flaccid Paretic Plantarflexor and Dorsiflexor Muscles,» *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 26, n° 5, pp. 1036-1045, 2018.
- [7] D. Yoo, D.-H. Kim, K.-H. Seo y B.-C. Lee, «The Effects of Technology-Assisted Ankle Rehabilitation on Balance Control in Stroke Survivors,» *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 27, n° 9, pp. 1817-1823, 2019.
- [8] A. Aureles y H. Aguilar, «Diseño y Modelado de un Robot Paralelo Tipo Stewart para Diagnostico y Rehabilitación de Tobillo,» *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, vol. 5, n° 1, pp. 386-389, 2018.
- [9] Y. Chang, L. Wang, L. Lin y M. Liu, «Structure Design of ankle rehabilitation robot,» *World conference on mechanical engineering and intelligent manufacturing*, vol. 3, pp. 40-43, 2020.
- [10] T. Luna y D. Luviano, «Exoesqueleto Activo para Rehabilitación de Tobillo,» *Congreso Internacional de Investigación Academia Journals*, pp. 1-6, 2021.
- [11] E. FLORES, «DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN REHABILITADOR DE TOBILLO,» HUAJUAPAN DE LEON, MEXICO, 2019.
- [12] B. Zurita y A. Perez, «DISEÑO MECÁNICO DE UN SISTEMA DE ROBOTS PARALELOS TIPO,» Riobamba, 2018.
- [13] E. Vera, L. Marin y D. Xiomara, «Rehabilitador de tobillo mediante identificación de señales electromiográficas clasificadas con Redes Neuronales Artificiales,» *Cumbres*, vol. 6, n° 2, pp. 9-22, 2020.
- [14] M. Tito, «Dispositivo para la rehabilitación pasiva del tobillo,» Ibarra, 2018.
- [15] J. Daza, Evaluación Clínico-Funcional del movimiento corporal humano, Bogotá: Editorial Medica Internacional, 2017.
- [16] I. Godinez y G. Rommel, «Arcos y Angulos de movimiento,» Mexico, 2018.
- [17] A. Kapandji, Fisiología Articular, Tomo 2: Miembro Inferior, Madrid: Editorial Médica Panamericana, 2012.
- [18] F. Molina y M. Carratalá, La marcha humana: biomecánica, evaluación y patología, Editorial Médica Panamericana, 2020.
- [19] «LA MARCHA HUMANA,» [En línea]. Available: <http://marchahumanafisioiadeu.blogspot.com/2014/04/ciclo-de-la-marcha.html>. [Último acceso: 20 06 2022].
- [20] T. Bauer y P. Hardy, «Esguinces de tobillo,» *EMC-Aparato locomotor*, vol. 45, n° 1, pp. 1-11, 2017.
- [21] D. Rincón y J. Camacho, «Abordaje del esguince de tobillo para el médico general,» *Revista de la Universidad Industrial de Santander.*, vol. 47, n° 1, pp. 85-92, 2019.
- [22] D. Dandy y D. Edwards, Ortopedia y traumatología, Mexico: Editorial El Manual Moderno, 2021.
- [23] M. Garcia y T. Vieira, «Surface electromyography: Why, when and how to use it,» *Revista andaluza de medicina del deporte*, vol. 4, n° 1, pp. 17-28, 2018.

- [24] N. Massó, F. Rey, D. Romero, G. Gual y L. Costa, «Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte,» *Apunts Med Esport*, vol. 45, nº 166, pp. 127-136, 2018.
- [25] E. Guzman y G. Mendez, «Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación,» *Revista Salud Uninorte*, vol. 34, nº 3, pp. 753-765, 2018.
- [26] J. Staugaard-Jones, *Anatomía del ejercicio y el movimiento*, Badalona: Paidotribo, 2017.
- [27] A. Cl, «Arduino,» [En línea]. Available: <https://arduino.cl/arduino-mega-2560/>. [Último acceso: 17 05 2022].
- [28] DSSERVO, «DONGGUAN CITY DSSERVO TECHNOLOGY CO. LTD,» [En línea]. Available: <https://www.dsservo.com/en/index.asp>. [Último acceso: 18 05 2022].
- [29] OLIMEX, «OLIMEX,» [En línea]. Available: <https://www.olimex.com/Products/Duino/Shields/SHIELD-EKG-EMG/resources/SHIELD-EKG-EMG.pdf>. [Último acceso: 18 05 2022].
- [30] N. INSTRUMENTS, «LABVIEW,» NATIONAL INSTRUMENTS, 2022. [En línea]. Available: <https://www.ni.com/es-cr/shop/labview.html>. [Último acceso: 20 05 2022].
- [31] G. Neer y G. Genesis, «Aplicaciones del Software LabVIEW en Electromedicina,» *Universidad Tecnológica Nacional de Argentina*, p. 5, 2020.
- [32] P. Balderrama, «Prototipo para la asistencia en la rehabilitación de los movimientos de flexión y extensión del pie,» Córdoba, 2018.
- [33] rehabmedic, «rehabmedic,» rehabmedic, [En línea]. Available: <https://www.rehabmedic.com/optiflex.html>. [Último acceso: 15 04 2022].
- [34] ORTOPEDIA, «ORTOPEDIA.COM,» [En línea]. Available: <https://ortopedia.com/blog/bota-walker-ventajas-y-tipos-b30.html>. [Último acceso: 02 06 2022].
- [35] RIVERGLENNAPTS, «RIVERGLENNAPTS,» [En línea]. Available: <https://riverglennapts.com/es/bioelectric-signals-and-electrodes/94-surface-electrodes.html>. [Último acceso: 04 05 2022].
- [36] NI, «Filters VIs,» [En línea]. Available: https://www.ni.com/docs/en-US/bundle/labview/page/lvanls/filter_vis.html. [Último acceso: 04 06 2022].
- [37] NI, «Data Dashboard for LabVIEW,» [En línea]. Available: <https://knowledge.ni.com/KnowledgeArticleDetails?id=kA03q000000x1rYCAQ&l=en-US>. [Último acceso: 05 04 2022].
- [38] L. Martínez, E. Vega, Y. Samano, A. Hernández, S. Chaparro y A. Jiménez, «Caracterización de esfuerzo muscular del miembro inferior mediante EMG no invasivo,» *MCNIB*, vol. 5, nº 1, p. 270–273, 20 03 2018.