

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS  
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO  
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA  
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Sistema de registro de la fuerza de compresión en muletas,  
para su análisis

**Tesis que presenta**

Dalia Danely Méndez Gómez

**para obtener el Grado de**

**Maestra en Ciencias**

**en la Especialidad de**

Ingeniería Eléctrica

**Director de la Tesis:** Dr. Arturo Minor Martínez

Ciudad de México

Noviembre 2018

## Agradecimientos

A través de estas líneas expreso mis agradecimientos al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por brindarme el apoyo económico durante mis estudios de maestría.

Al centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV-IPN) por abrir sus puertas y permitirme ser parte de él y brindarme los medios para poder culminar esta investigación.

De igual forma agradecer al Hospital Regional 1° de octubre ISSSTE por su valiosa colaboración y aportación de información clave para este proyecto.

Expreso mi profundo agradecimiento a mi director de tesis Dr. Arturo Minor Martínez por su instrucción, colaboración durante el desarrollo de esta investigación, su dedicación, sugerencias y consideraciones durante la maestría, además por darme la oportunidad de integrarme a su grupo de trabajo, siempre contando con su apoyo y orientación.

Sinceras gracias a Irwin Rosales Garcia por su inestimable ayuda y paciencia desde el principio de la construcción del prototipo, por compartir sus ideas y conocimientos durante el desarrollo del proyecto.

De mis compañeros de laboratorio por esos buenos momentos y la amistad brindada, a Reynaldo por su ayuda y consejos durante el desarrollo del proyecto, a perlita por demostrar que hay que ver con buena cara a las cosas y sobre todo siempre con sus ocurrencias, a Salvador y Arturo por su simpatía, ayuda y sutileza para con las cosas y desde luego a mi amigo Erick por estar siempre que fue necesario, a Juan e Iván por formar parte de este grupo de trabajo. Gratitudes a las personas que conocí durante este proceso como Angie, Michel y Frank forjando una amistad con ellos y ofreciendo su apoyo en diferentes situaciones.

A Paty por brindarme su apoyo en todos los trámites administrativos que surgieron durante la maestría, por su amabilidad y carisma.

Finalmente, y manera especial, agradezco a mi familia por su apoyo incondicional que siempre me han brindado.

# Índice

<b>Capítulo I. Introducción .....</b>	<b>7</b>
1.1. Planteamiento del problema.....	8
1.2. Objetivos .....	11
1.2.1. Objetivos generales .....	11
1.2.2. Objetivos específicos.....	11
1.3. Estructura de la tesis .....	12
<b>Capítulo II. Antecedentes.....</b>	<b>13</b>
2.1. Marcha humana.....	13
2.1.1. Fases de la marcha.....	13
2.2. Alteraciones de la marcha.....	18
2.3. Ayudas técnicas .....	18
2.4. Tecnologías de asistencia para la movilidad personal .....	20
2.4.1. Muletas axilares.....	21
2.4.2. Tipos de marcha con muletas .....	23
2.5. Propiedades de los materiales .....	28
2.5.1. Elasticidad, Limite elástico, ley de Hooke, módulo de elasticidad.....	28
2.6. Amortiguamiento .....	31
2.6.1. Resortes .....	32
2.6.2. Parámetros principales de un resorte.....	34
2.7. Estado del arte.....	36
2.7.1. Mechanics of Ambulation With Standard and Spring-Loaded Crutches.....	37
<b>Capítulo III. Descripción del sistema.....</b>	<b>39</b>
3.1. Sistema electrónico (adquisición y registro).....	40
3.1.1. Caracterización del sensor.....	41
3.2. Sistema de amortiguamiento.....	52
3.2.1. Caracterización del resorte .....	58
<b>Capítulo IV. Pruebas.....</b>	<b>64</b>
4.1. Resultados .....	65
<b>Capítulo V. Discusión.....</b>	<b>75</b>
5.1. Conclusiones .....	77
5.2. Trabajo a futuro .....	78
<b>Referencias .....</b>	<b>79</b>

## Índice de figuras

Figura. 1.- Porcentaje de población con discapacidad, por tipo de discapacidad.....	8
Figura. 2.-Representación gráfica de los periodos de una zancada. ....	14
Figura. 3.- Ciclo de marcha normal. ....	15
Figura. 4.- Representación de la fase de apoyo. ....	16
Figura. 5.-Representación de la fase de apoyo. ....	17
Figura. 6.- Fases del ciclo de marcha. ....	17
Figura. 7.- Componentes de muletas axilares.....	21
Figura. 8.- Representación gráfica de la marcha de 4 puntos.....	23
Figura. 9.- Representación gráfica de la marcha de 3 puntos.....	24
Figura. 10.- Representación gráfica de la marcha de 2 puntos.....	24
Figura. 11.- Representación gráfica de la marcha pendular. ....	25
Figura. 12.- Representación gráfica de la marcha semi-pendular. ....	26
Figura. 13.- Representación y acotaciones de resortes.....	35
Figura. 14.- Sensor FX1901 .....	40
Figura. 15.- Cadena de medida del sistema electrónico. ....	40
Figura. 16.- Diagrama electrónico usado para el acondicionamiento del sensor. ....	41
Figura. 17.- Microcontrolador Atmega328p.....	42
Figura. 18.- Diagrama de flujo de código usado para .....	44
Figura. 19.- Señal linealizada (negro) contra señal linealizada (marrón).....	45
Figura. 20.- Diagrama de flujo de código final implementado. ....	47
Figura. 21.- Diagrama de flujo de la función comienzo (). ....	48
Figura. 22.- Diagrama de flujo de la función Registra (). ....	49
Figura. 23.- Diagrama de flujo de la función Path (). ....	50
Figura. 24.- Diagrama de flujo de la función Inicialización SD (). ....	51
Figura. 25.- Muleta convencional con módulo de amortiguación.....	52
Figura. 26.- Vista lateral del módulo de amortiguación con sus diferentes partes.....	53
Figura. 27.- Vista lateral del módulo de amortiguación y partes que lo componen.....	53
Figura. 28.- Vista isométrica del módulo de amortiguación y partes que lo componen. ....	54
Figura. 29.- Vista isométrica del módulo de amortiguación final.....	54
Figura. 30.- Vista frontal del módulo de amortiguación acoplado al miembro tubular perteneciente a las muletas axilares.....	55
Figura. 31.- Acople del sensor FX1901 a contera. ....	55
Figura. 32.- Representación gráfica del resorte en compresión. ....	61
Figura. 33.- Representación gráfica del resorte en descompresión. ....	62
Figura. 34.- Señal de onda representativa de la marcha con muletas.....	65

## Resumen

El estudio de la marcha humana normal se ha desarrollado con el paso del tiempo. Las diferentes alteraciones y factores ajenos al comportamiento humano como las enfermedades han repercutido en las actividades cotidianas propias del ser humano.

Debido a estos factores externos se ha desarrollado diferentes formas o ayudas que permiten la inclusión y la interacción normal de las personas en el entorno. Estas ayudas son llamadas ayudas técnicas o soportes ortopédicos, que pesar de que se han desarrollado y mejorado, existe una ausencia de estudios con respecto al comportamiento cinético que presenta durante su uso.

Debido a lo antes expuesto, se propone el desarrollo un sistema de adquisición de fuerza de compresión vertical, además este sistema de registro será incorporado a un par de muletas axilares convencionales que estarán modificadas mecánicamente con la anexión de un módulo de amortiguación.

El prototipo permite la adquisición y registro de la fuerza vertical de cada muleta con amortiguación. El usuario podrá visualizar por medio de leds indicadores cuando sea el momento de iniciar la marcha.

Cabe mencionar que el resultado de las muletas con amortiguación será contrastado con los resultados de muletas convencionales, únicamente incorporando el sistema de registro, sin ser modificados.

Al finalizar las pruebas, la información será exportada con la reconstrucción del desplazamiento ejecutado por el usuario, así como los parámetros expuestos en la tesis.

## Abstract

The study of the normal human march has been developed with the passage of time, the different alterations and factors other people's to the human behavior have repelled in the own daily activities of the human being.

Due to these external factors it has been developed to different forms or aids that allow to the development and the normal interaction of the people in the surroundings. These aids are called technical assistance or ortopédicos supports, that to weigh of which they have been developed and improved, absence of studies with respect to the kinetic behavior exists that presents/displays during its use.

Due to before exposed the development sets out a system adquisición of ground reaction force, in addition this system will be incorporated to a pair of standard axillary crutches that will be modified mechanically with the addition of sliding mechanism and a helical compression spring to the bottom.

The prototype allows the acquisition and registry of the ground reaction forces of each spring-loaded crutches, the user will be able to visualize by means of leds indicating when it is the moment in order to initiate ambulation.

It should be mention that the result of spring-loaded crutches will be contrasted with the results of conventional crutches only incorporating the registry system, without being modified in anyway

When finalizing the tests, the information will be exported and through of an algorithm, the displacement executed by the user, as well as the parameters exposed in the thesis will be reconstructed

## Capítulo I. Introducción

La capacidad de los seres humanos para poder caminar viene dado desde tiempos antiguos, según el Doctor en sociología David Lee Breton caminar es un “*arte un elogio*”, un breve párrafo que cita acerca de esta capacidad es el siguiente “ El caminar es una apertura al mundo. Restituye en el hombre el feliz sentimiento de su existencia.” [1]

La facultad propiamente humana de moverse surgió cuando el humano, hace millones de años, se puso en pie. El andar bípedo favoreció la liberación de las manos y de la disponibilidad de miles de movimientos nuevos, amplió el margen de maniobra del hombre con su entorno y contribuyó a su desarrollo.

Caminar puede ser un mero ejercicio y convertirse en la rutina de cada día; sin embargo, en muchas ocasiones se ve opacado por circunstancias como la edad, alguna enfermedad o accidente que limitan al humano poder realizarlo.

Para resolver este problema, el hombre ha desarrollado distintas maneras que le permiten realizar los movimientos deseados, ayudando a mejorar su calidad de vida y la eficiencia de sus actividades.

En la actualidad, las ayudas técnicas son indispensables para poder asistir al usuario a realizar movimientos o actividades que por sí solo no podría realizarlos. Éstas deben ser fácilmente utilizables y adaptables a cada uno de los usuarios, ya que cada quién tiene diferentes necesidades y características únicas.

Las muletas axilares son consideradas ayudas técnicas. Una ayuda técnica es cualquier producto instrumento, dispositivo, equipo o herramienta usado por una persona con discapacidad temporal o permanente, que permite realizar actividades que sin dicha ayuda no podrían ser realizadas o requerirían de un mayor esfuerzo para su realización; para prevenir, compensar, mitigar o neutralizar la deficiencia, discapacidad o minusvalía (UNE-EN ISO 9999-1999), [2].

## 1.1. Planteamiento del problema

“En la actualidad el fenómeno de la discapacidad ha cobrado importancia por múltiples factores; en que puede ocurrir la disminución o pérdida de la capacidad visual, auditiva, motriz, entre otras. Según la Organización Mundial de la Salud más de mil millones de personas viven en todo el mundo con algún tipo de discapacidad; de ellas, casi 200 millones experimentan dificultades en su funcionamiento motriz” [3]. Tal situación indica que la prevalencia de la discapacidad va en aumento; por lo tanto, deberán existir acciones encaminadas a contrarrestar los efectos negativos que de ello se deriven.

La prevalencia de la discapacidad en México para 2014 es de 6%, según los datos de la (ENADID) 2014. Esto significa que 7.1 millones de habitantes del país no pueden o tienen mucha dificultad para hacer alguna de las ocho actividades evaluadas [4].

En la figura 1, se observa la gráfica representativa de las 8 discapacidades evaluada en el año 2014 por INEGI en conjunto con ENADID, en la cual la discapacidad para caminar, subir o bajar usando sus piernas fueron reportadas por 64.1% de la población que vive con esta condición [4].

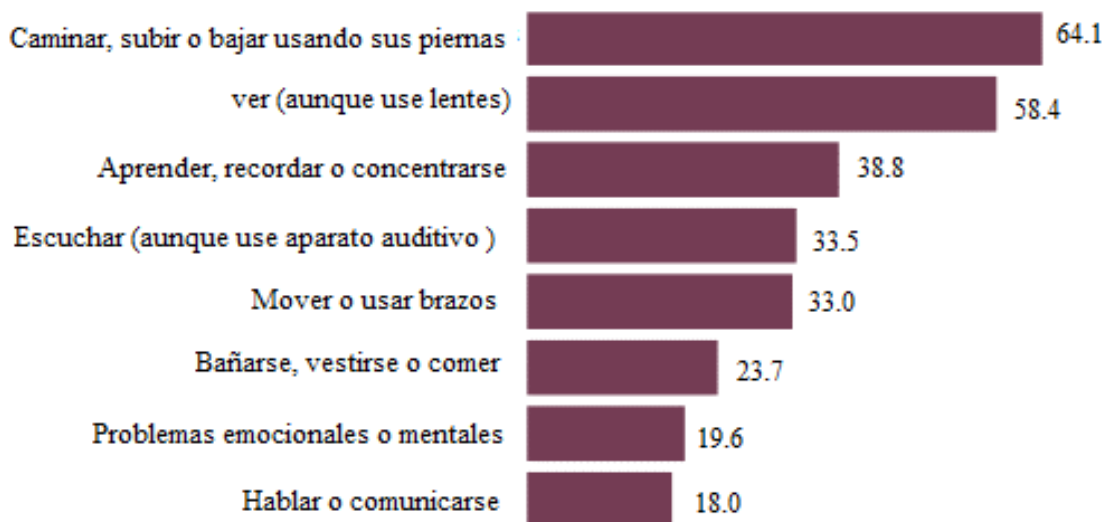


Fig. 1.- Porcentaje de población con discapacidad, por tipo de discapacidad.



De tal manera que el total de personas con esta discapacidad necesitarán de ayudas técnicas o soportes ortopédicos para la ambulación y ayuda durante su andar.

No obstante, los avances tecnológicos aplicados en esta área han sido muy puntuales en temas como el diseño siendo la punta de lanza, la comodidad del paciente, la reducción de uso de aditamentos, la libertad de manipulación de cualquier ayuda técnica necesaria, la libertad así misma del paciente para poder realizar las actividades que le competen, ya sea en la vida laboral o cotidiana. Sin embargo, un factor importante durante el uso ambulatorio de dispositivos de asistencia es conocer el impacto generado en el usuario cuando hace uso de estas.

En México, en la última década el uso de las ayudas técnicas ha ido en aumento. La preocupación de estos problemas relacionados con el caminar y movilidad de las personas se considera primordial en el ámbito social de cada persona [5]. Por lo que, es necesario centrarse en puntos como el diseño e implementación de un sistema que permita la adquisición de datos cuantitativos para el análisis con resultados objetivos (distribución de fuerza del paciente) para evaluar el desempeño de esta tecnología.

Las ayudas técnicas o soportes ortopédicos han ayudado a la humanidad durante muchos años; sin embargo, no han tenido una evolución significativa, por lo que, aunque cumplen su función, existe ausencia de datos objetivos con respecto a su uso. Un ejemplo son las muletas axilares, que a pesar de que ofrecen mayor estabilidad cuando se realizan las actividades pueden llegar a ser problemáticas debido a las complicaciones asociadas con su uso prolongado y la fuerza aplicada; que pueden ocasionar condiciones adversas a los usuarios [6].

Con base en lo mencionado, se propone el diseño y construcción de un sistema de registro de la fuerza de compresión que se genera durante el uso de muletas axilares. Además, se propone incorporar un sistema amortiguamiento a un par de muletas axilares, con su respectivo sistema de registro electrónico.

Uno de los pares de muletas no será modificada y será usada como muletas axilares convencionales como referencia.

El otro par de muletas será modificado a partir de la adición de un mecanismo deslizable y un resorte helicoidal de compresión con una constante de elasticidad de 8.9 kN/m y una pequeña precarga de 10 N.

Por lo tanto, el objetivo de este estudio es la investigación de la eficiencia mecánica de muletas con sistema de amortiguación en comparación con las muletas convencionales.

Además, este estudio establecerá las diferencias que surgen durante la marcha con el uso de muletas axilares convencionales en contraste con muletas axilares con el módulo de amortiguación.

## 1.2. Objetivos

### 1.2.1. Objetivos generales

- Diseño y desarrollo de un sistema que permita la adquisición y registro de la distribución de la fuerza vertical en usuarios durante la marcha, haciendo uso de muletas axilares con y sin módulos de amortiguación para su análisis.

### 1.2.2. Objetivos específicos

- Diseño y construcción de un sistema electrónico que adquiera y registre la distribución de fuerza aplicada.
- Diseño y construcción del módulo de amortiguación.
- Diseño del área de deslizamiento en muletas y acoplamiento con el módulo de amortiguación.
- Construcción de ensamble del censo que permitirá el análisis al sistema de amortiguación y muletas.

### 1.3. Estructura de la tesis

Capítulo 1: En este capítulo, se presenta el resumen del proyecto, con una pequeña introducción acerca de cómo algunos autores visualizan la importancia de caminar por ende la marcha humana normal y factores que pueden afectar esta actividad. Se expone el planteamiento del problema y se define los objetivos generales y particulares.

Capítulo 2: Se plasma los antecedentes y estado del arte, donde se expone el estudio de la marcha humana normal, así como las alteraciones que pueden afectar durante su ciclo, las clasificaciones de ayudas técnicas que coadyuvan al ser humano a tener la capacidad de realizar su actividades y los tipos de marchas que existen; además se manifiestan los avances en el área de la industria y en la investigación de los diferentes modelos y prototipos que se han desarrollado en los últimos años.

Capítulo 3: Se expone la metodología que permitió el desarrollo del prototipo, así como las diferentes funciones implementadas en el sistema.

Capítulo 4.- Se presenta la metodología usada para los pacientes designados a realizar las pruebas del sistema; además se concretan los resultados finales y se presentan las diferencias cinéticas de los pacientes seleccionados.

Capítulo 5.- Se interpreta los resultados de las pruebas realizadas, se comparan con trabajos similares, se da a conocer las conclusiones y se plasman ideas para trabajo a futuro.

## Capítulo II. Antecedentes

La capacidad de movernos, como y cuando queremos, es una característica del ser humano. El aparato locomotor permite trasladar, mantener y mover diferentes partes del cuerpo, el cual está formado por huesos y músculos.

El ser humano cuenta con dos habilidades esenciales que le permiten caminar:

- ✚ Equilibrio. - Es la habilidad que permite mantener el balance en una posición recta.
- ✚ Locomoción. - Es la habilidad que permite iniciar y mantener una marcha rítmica.

La locomoción humana se ha descrito como una serie de movimientos alternantes y rítmicos, de las extremidades y del tronco, que determinan un desplazamiento delante del centro de gravedad. La locomoción genera las condiciones para que el sujeto se desplace y adquiera otra posición [7].

### 2.1. Marcha humana

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erecta, generalmente se mueve hacia delante, siendo soportado su peso alternativamente por ambos miembros inferiores

Es la capacidad de locomoción en bípedo que nos hace diferente del resto de especies animales [8]. Ésta se caracteriza por el contacto permanente del individuo con el suelo, con ambos o al menos uno de sus pies.

#### 2.1.1. Fases de la marcha

La marcha está compuesta por pasos que a su vez forman zancadas y también la denominan ciclo de la marcha.

##### Paso

Es la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre sucesivos puntos de contacto de pies alternos con el suelo. Un paso incluye un intervalo de apoyo bipodal y otro de apoyo monopodal. Dos pasos consecutivos constituyen una zancada.

## Zancada o paso completo

También denominada el ciclo básico de la marcha, el inicio de la zancada se considera el instante en el que un pie toca el suelo y el final el momento en el que el mismo pie vuelve a tocar el suelo. Una zancada está comprendida por dos intervalos de apoyo bipodal y dos de apoyo monopodal, uno por cada pie. La zancada derecha empieza con el contacto inicial del pie derecho con el suelo y termina con el contacto inicial consecutivo del pie derecho con el suelo (figura 2). La zancada izquierda comienza con el contacto inicial del pie izquierdo con el suelo y termina con el contacto inicial consecutivo del pie izquierdo con el suelo [9].

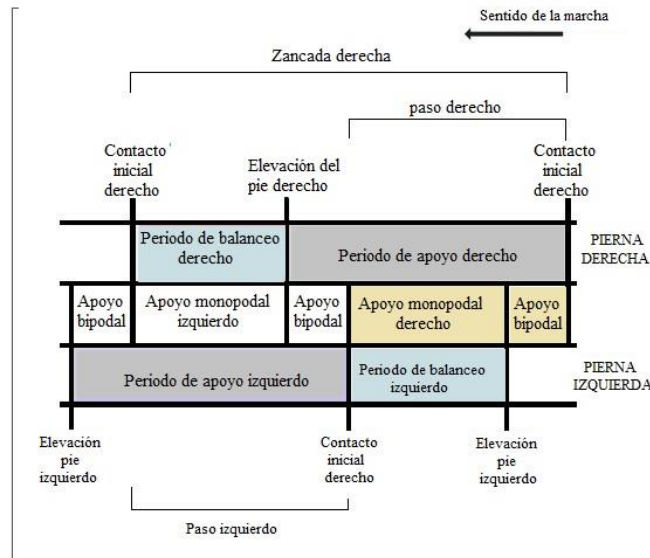


Fig. 2.-Representación gráfica de los periodos de una zancada.

Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo.

Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y después en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo (figura 3). Estas dos fases se van alternando de una pierna a la otra durante la marcha. En un paso completo, el apoyo sencillo se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. El período de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente [10].

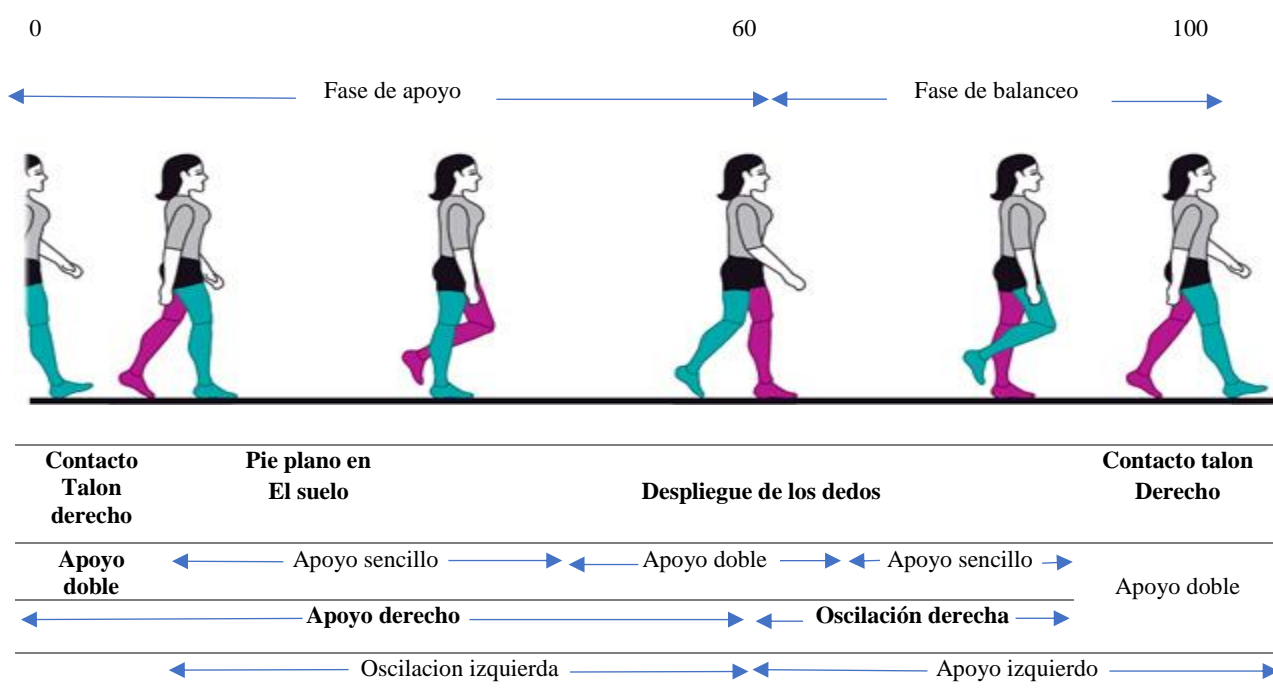


Fig. 3.- Ciclo de marcha normal.

La cantidad relativa de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal, es:

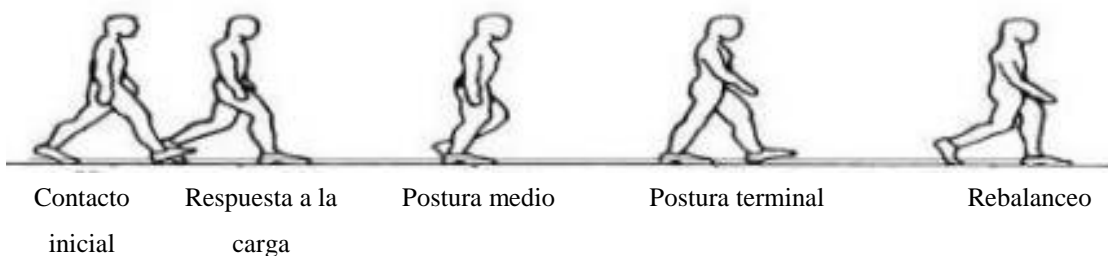
1. Fase de apoyo: 60% del ciclo
2. Fase de balanceo: 40% del ciclo
3. Doble apoyo: 20% del ciclo.

Con el aumento de la velocidad de la marcha hay un aumento relativo en el tiempo gastado en la fase de balanceo, y con la disminución de la velocidad una relativa disminución. La duración del doble apoyo disminuye conforme aumenta la velocidad de la marcha [11].

Subdivisión de las fases de apoyo y balanceo

La fase de apoyo se divide en cinco periodos (figura 4):

- ✚ **Contacto inicial.** - Instante en que el talón toca el suelo.
- ✚ **Respuesta a la carga.** - Contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
- ✚ **Postura media.** - Comienza con el despegue de los dedos del pie contrario y termina cuando el centro de gravedad está por encima del pie de referencia.
- ✚ **Postura terminal.** - Instante en el que el talón se eleva del suelo.
- ✚ **Prebalanceo.** - Momento en el que los dedos se elevan del suelo [12].



*Fig. 4.- Representación de la fase de apoyo.*

- ✚ La fase de balanceo puede dividirse en tres intervalos designados con los términos de aceleración o balanceo inicial, balanceo medio y balanceo final. Cada una de estas subdivisiones constituyen aproximadamente un tercio de la fase de balanceo, como se muestra en la figura 5
- ✚ El primer tercio, referido como período de aceleración, se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo.
- ✚ El segundo tercio balanceo inicial es el periodo comprendido entre la máxima flexión de la rodilla hasta que la tibia se encuentra perpendicular (90° grados) con respecto al suelo.



- ✚ El tercio final comienza cuando la tibia se encuentra perpendicular al suelo y termina con el contacto inicial, es decir, cuando el pie vuelve a tocar el suelo.

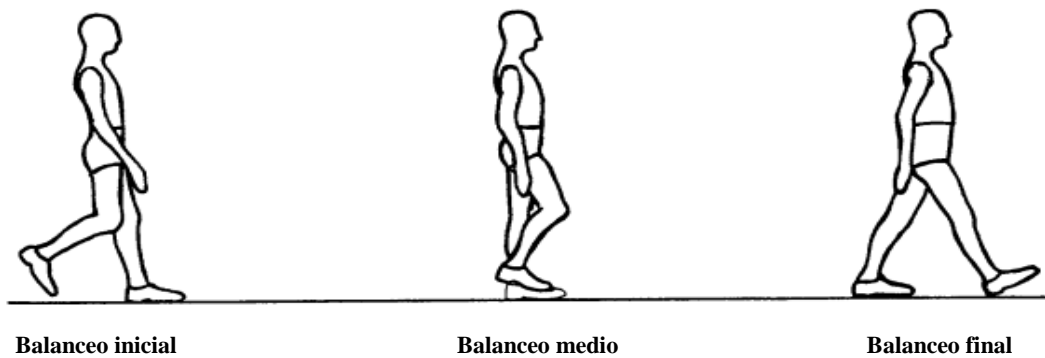


Fig. .-Representación de la fase de apoyo.

Cada fase representa un porcentaje que describe la marcha normal. Esta fase se visualiza en la figura 6.

- ✚ Respuesta de carga 0 a 10 % apoyo doble
- ✚ Postura media, 10 a 30 %
- ✚ Postura terminal, 30 a 50 %
- ✚ Prebalanceo, 50 a 60 % apoyo doble
- ✚ Balanceo inicial, 60 a 73%
- ✚ Balanceo medio, 73 a 87 %
- ✚ Balanceo final, 87 a 100%

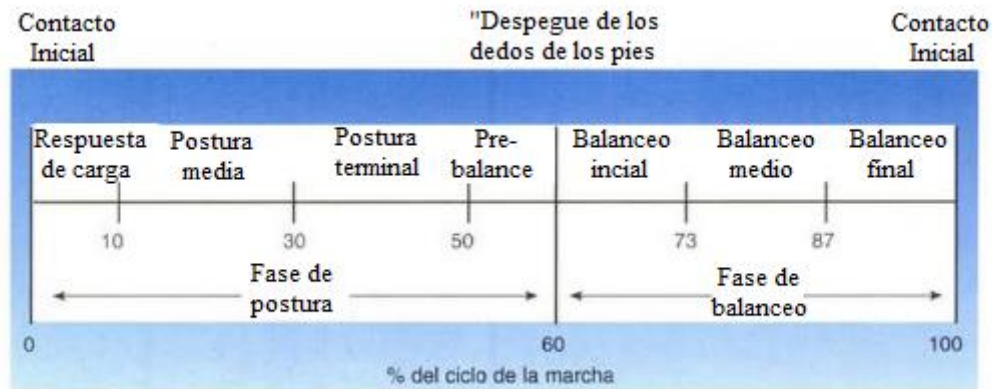


Fig. 5.- Fases del ciclo de marcha.

## 2.2 Alteraciones de la marcha

Al ser la marcha un proceso de aprendizaje no es de extrañarse que cada individuo genere nuevas características propias durante su desarrollo. Estas características personales vienen definidas por múltiples factores, intrínsecos y extrínsecos, que pueden diferir con respecto a otra persona. Los factores extrínsecos (Ej. terreno, calzado, vestido y transporte de carga), intrínsecos (Ej. sexo, peso, altura y edad.), físicos (Ej. peso, talla y constitución física), psicológicos (Ej. Personalidad y emociones), fisiológicos (Ej. características antropométricas) y patológicos (Ej. traumatismos, patología neurológica, musculoesquelética y trastornos psiquiátricos) pueden ser transitorios o permanentes, así como los cambios que imprimen las personas en el patrón de marcha habitual [13].

En el estudio de la marcha, se han perfeccionado y simplificado las técnicas para su análisis y se han desarrollado nuevos métodos que permiten valorar los distintos parámetros de la marcha de forma objetiva y eficaz, apreciar los factores que pueden modificarla, diagnosticar alteraciones en su patrón y realizar un control y seguimiento de pacientes para observar la evolución de estos, valorar la efectividad del tratamiento y su recuperación tras una intervención quirúrgica.

## 2.3. Ayudas técnicas

De acuerdo con la definición de la Organización Internacional de Normalización (UNE-ISO 9999:2007), se llama “ayudas técnicas o tecnología de asistencia” a cualquier producto fabricado especialmente o disponible en el mercado para prevenir, compensar, controlar, mitigar o neutralizar deficiencias, limitaciones en la actividad y restricciones en la participación.

Los productos de asistencia intervienen para reducir o eliminar una situación de dependencia y desventaja social, permitiendo a la persona con discapacidad compensar una disfunción y ser lo más autónomo posible en su vida diaria. Además, proporcionan un puente hacia la independencia.

Existe una serie de características y requisitos fijos que debe cumplir todo producto de apoyo y que se deberá tener en cuenta cada vez que se haga la elección [14].

- ✚ Ser accesibles y de fácil manejo.
- ✚ Eficaces, facilitando la función y compensando la disfunción sin que para ellos será necesario emplear esfuerzos inútiles que conlleven al desgaste de energía.
- ✚ Sólidos, resistentes y de fácil limpieza para poder realmente hacer un uso diario sin que se deterioren fácilmente.
- ✚ Estéticos, de este modo la aceptación y adaptación del usuario al dispositivo será siempre mucha más fácil y llevadero.
- ✚ Adaptables al usuario y al entorno particular del mismo.
- ✚ Deben permitir la evolución y la modificación del objeto, adaptándose al proceso de mejora o deterioro del usuario.

Esta norma realiza una clasificación de las ayudas técnicas (tecnologías de asistencia) en once niveles según su funcionalidad [15]:

- ✚ Tecnologías de asistencia para tratamiento médico personalizado
- ✚ Tecnologías de asistencia para el entrenamiento/aprendizaje de capacidades
- ✚ Ortesis y prótesis
- ✚ Tecnologías de asistencia para el cuidado y la protección personal
- ✚ Tecnologías de asistencia para la movilidad personal
- ✚ Tecnologías de asistencia para actividades domésticas
- ✚ Mobiliario y adaptaciones para viviendas y otros inmuebles
- ✚ Tecnologías de asistencia para la comunicación y la información
- ✚ Tecnologías de asistencia para la manipulación de objetos y dispositivos
- ✚ Tecnologías de asistencia para mejorar el ambiente, herramientas y maquinas
- ✚ Tecnologías de asistencia para el esparcimiento

## 2.4. Tecnologías de asistencia para la movilidad personal

Las tecnologías de asistencia para la movilidad o para la marcha se pueden definir como dispositivos que proporcionan, durante el desarrollo de la marcha, un apoyo adicional del cuerpo humano al suelo. Su objetivo final es permitir el desplazamiento y la movilidad de las personas discapacitadas, así como la bipedestación.

De acuerdo con la norma, esta clase realiza una subclasificación de 14 apartados, sin embargo, solo se abordarán los productos de apoyo para caminar manejados por un brazo.

- ✚ Productos de apoyo para caminar manejadas por un brazo, la UNE-ISO999:2017 define como dispositivos que ayudan al usuario a caminar que normalmente se utilizan individualmente o por pares, manipulados cada uno de ellos por un brazo o una mano.

Esta subclasificación menciona 6 dispositivos de ayuda, las cuales son los siguientes:

1. Bastones: Dispositivos con un punto de apoyo y un mango sin apoyo de antebrazo.
2. Bastones con tres o 4 puntos de apoyo: Dispositivo con tres o cuatro puntos de apoyo y una empuñadura.
3. Bastones con asiento: Dispositivos con tres o más puntos de apoyo y un asiento plegable.
4. Muletas de codo: Dispositivo con un punto de apoyo, una empuñadura y un apoyo o abrazadera no horizontal para el antebrazo.
5. Muletas de antebrazo: Dispositivos con un punto de apoyo, una empuñadura y apoyo horizontal para el antebrazo.
6. Muletas axilares: Dispositivos con un punto de apoyo, un mango y una pieza almohadillada que se coloca bajo la axila [16].

### 2.4.1. Muletas axilares

Por último, se mencionó las muletas axilares, del cual se hablará al respecto de este dispositivo.

Además de la definición de la UNE-ISO 9999:2007, el *Diccionario de la Real Academia de la Lengua Española* la define como:” apoyo de madera, metal u otra materia, con su parte superior dispuesta para que estribe en ella la axila o el codo, y que en su parte media suele llevar un agarradero. Sirve para cargar el cuerpo en él, evitando o aliviando el empleo de una o ambas piernas a quien tiene dificultad para caminar”.

#### Descripción:

En la figura 7 se observan las partes principales que constituye a las muletas axilares convencionales, la cual constan de apoyo en la zona axilar, empuñadura, caña o área de ajuste de longitud y contera.

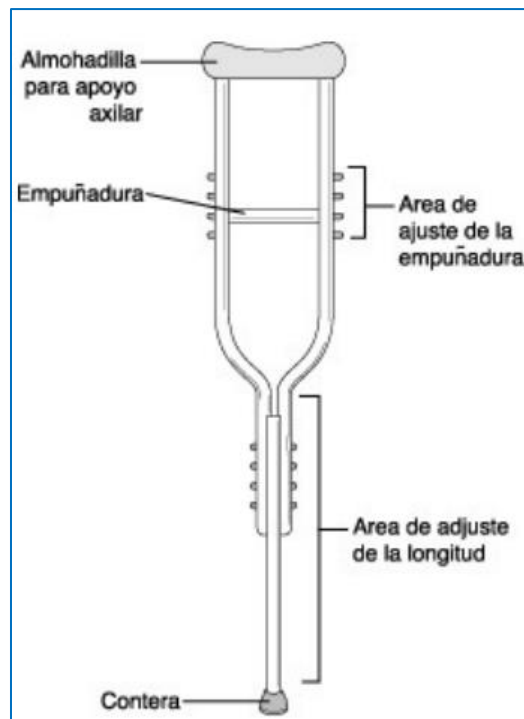


Fig. 6.- Componentes de muletas axilares.

- ✚ **Apoyo axilar.** Tiene forma cóncava, lo que le permite encajarse en la cara anterolateral del tórax.
- ✚ **Brazo.** Es la zona de la muleta que une el apoyo axilar con la empuñadura y consta de dos barras regulables o no, que pasan por los laterales de la empuñadura.
- ✚ **Empuñadura.** Es la zona de apoyo de la mano, que debe ser confortable y permitir un agarre seguro. Puede tener distintas formas y puede ser de distintos materiales.
- ✚ **Caña.** Es el elemento que transmite las cargas al suelo y suele estar constituida de metales ligeros. Generalmente, es regulable en altura.
- ✚ **Conteras.** Son los elementos más distales de la muleta y son los encargados de amortiguar el impacto con el suelo y evitar los deslizamientos. Pueden ser de distintos materiales y formas para una mejor adaptación al terreno para el que vayan destinadas [17].

La historia es muy importante para cualquier dispositivo de ayuda; sin embargo, no se dispone de testimonio escrito de quien inventó las muletas. El primer dato que se posee de su existencia se ha encontrado en el portal de la tumba de Kirkouf, construida 2800 a.C en el antiguo Egipto [18].

Las características que definen a las muletas van de la mano con lo que necesita cada usuario. Las más importantes para el diseño de estos son:

- ✚ *Tipo de lesión:* Dependiendo de las características de esta, se diseñan y adecúan las ayudas técnicas para asistir al usuario a su movilidad, haciendo un estudio a fondo de la problemática.
- ✚ *Antropometría:* Se refiere a las medidas corporales, tales como forma y tamaño (antropometría estática); además del movimiento del cuerpo, uso del espacio y las capacidades físicas (antropometría funcional), tal como la fuerza de las personas. Cada individuo tiene características específicas que deberían de ser tomadas en cuenta para la adaptación de estos dispositivos.

- ✚ *Ergonomía:* Se refiere a la adecuación del dispositivo de acuerdo con las necesidades, limitaciones y características del usuario. De esta forma, se sentirá cómodo además de brindarle una sensación de bienestar, seguridad y evitando así cualquier tipo de lesiones futuras. Es importante señalar que el dispositivo debe adaptarse al usuario y no al contrario.
- ✚ *Presupuesto:* Existen diferentes tipos de muletas y cada una de ellas tiene diferente costo, esto se debe principalmente a los materiales de los que está hecha la muleta, además de los aditamentos con los que éstas cuentan [19].

#### 2.4.2. Tipos de marcha con muletas

Existen varios tipos de marcha con muletas, en ellos están incluidos los siguientes tipos de marcha: Cuatro puntos, tres puntos, dos puntos, arrastre alternativo, arrastre simultáneo, balance y balanceo largo.

##### Cuatro puntos

Una pierna es llevada hacia delante mientras el paciente guarda el equilibrio sobre la otra pierna y las muletas. La secuencia es (a) muleta derecha, (b) pierna izquierda, (c) muleta izquierda, (d) pierna derecha. Este tipo de marcha se utiliza cuando el paciente es capaz de dar pasos con ambas piernas (figura 8).

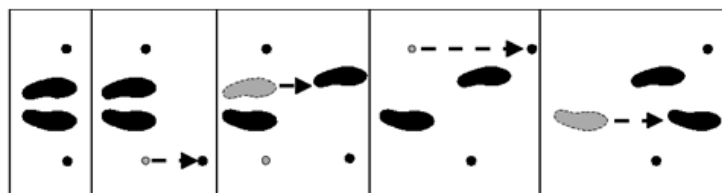


Fig. 7.- Representación gráfica de la marcha de 4 puntos.

### Tres puntos

Esta marcha se utiliza cuando la carga de peso en una pierna deber ser limitada o cuando el paciente sea incapaz de adelantar la pierna, la secuencia será: (a) pierna no afectada, (b) pierna afectada y ambas muletas (figura 9).

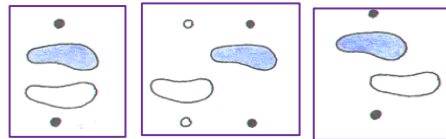


Fig. 8.- Representación gráfica de la marcha de 3 puntos.

### Dos puntos

Más avanzada que la marcha de cuatro puntos y similar a marcha normal. La muleta y la pierna del lado contrario avanza a la vez. La secuencia es: (a) muleta derecha y pierna izquierda, (b) muleta izquierda y pierna derecha. Esta marcha requiere mejor equilibrio y coordinación que la marcha en cuatro puntos y es un método de deambulación más rápido, mientras mantiene bilateralmente a descarga parcial del peso (figura 10) [20].

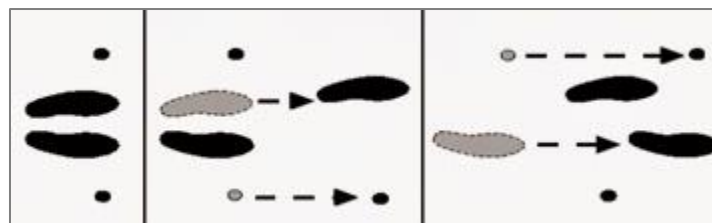


Fig. 9.- Representación gráfica de la marcha de 2 puntos



Marcha pendular o deambulaci3n pendular bilateral (*swing-through*) la secuencia es:

- (a) Avance simult3neo de las muletas sobre una misma l3nea anterior con los codos en extensi3n
- (b) Proyecci3n del cuerpo y de los miembros inferiores con un movimiento de p3ndulo, tomando contacto los talones con el suelo por delante de las ayudas, y retornando a la posici3n de partida en hiperextensi3n de cadera.

Este tipo de marcha requiere equilibrio, destreza y coordinaci3n lo que conlleva un largo entrenamiento. Adem3s, representa un esfuerzo considerable de los miembros superiores. Se aconsejan precauci3n en la prescripci3n de este tipo de marcha en pacientes con huesos y articulaciones de miembro inferior d3biles, sobre todo por el incremento en fuerzas de reacci3n horizontales (figura 11).

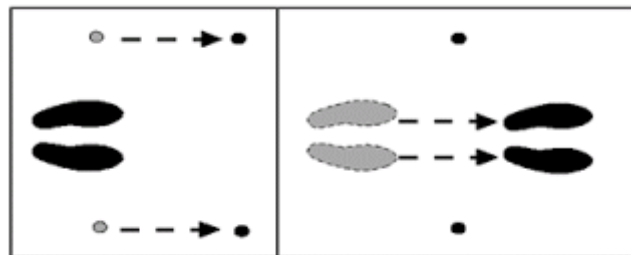


Fig. 10.- Representaci3n gr3fica de la marcha pendular.

### Marcha semi-pendular (*swing-to*)

En este tipo de marcha los talones toman contacto con el suelo al nivel de las muletas. Se prescribe en casos en que no se tiene un rango total de extensión de cadera (figura 12).

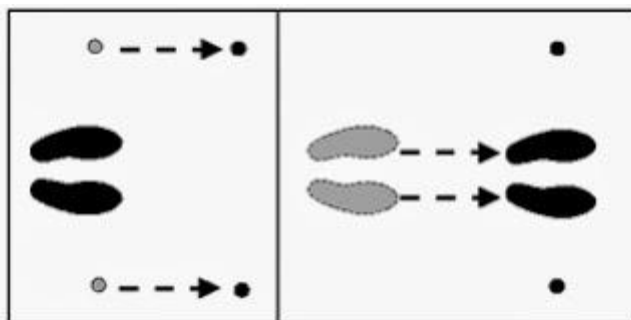


Fig. 11.- Representación gráfica de la marcha semi-pendular.

### Marcha de arrastre

Después de apoyar las dos muletas, los pies se avanzan por arrastre; se puede efectuar en dos tiempos (Arrastre simultáneo de los pies) o en tres tiempos (Arrastre alternante de los pies).

#### Arrastre alternante de los pies

Es una forma elemental de marcha para los pacientes incapaces de adelantar por separado ambas extremidades inferiores. El paciente guarda el equilibrio en una posición de trípede, de tal forma que su línea de gravedad cae siempre entre su pie y los extremos de las muletas. Arrastra las piernas hacia adelante, utilizando la musculatura de los hombros y/o del tronco. La secuencia es: (a) muleta derecha, (b) muleta izquierda, (c) arrastre de ambas piernas hasta inmediatamente por detrás de la punta de las muletas. Esta marcha es lenta, pero asegura una estabilidad máxima, ya que los pies están si en contacto con el suelo y sólo se levanta una muleta cada vez.

### Arrastre simultáneo de los pies

Un poco más avanzado que el arrastre alternante. La secuencia es: (a) ambas muletas, (b) arrastre de los dos pies. El paciente debe ser capaz de guardar el equilibrio momentáneamente sobre los pies al adelantar las muletas. Aumenta algo la velocidad mediante este tipo de marcha.

Para el uso adecuado de las muletas, el médico debe indicar el tipo de marcha que debe de realizar en función de la lesión que presenta [21].

## 2.5. Propiedades de los materiales

Las propiedades fisicoquímicas más importantes de los materiales son las de tipo general consideradas en cualquier sustancia, tales como la densidad, puntos de ebullición, calor específico, conductividad calorífica, resistencia eléctrica, coeficiente de dilatación y de compresibilidad, y las de tipo mecánico, de gran interés técnico que expresan la resistencia ofrecida por el material a las distintas clases de esfuerzo a que puede estar sometido. Las propiedades mecánicas más importantes son las correspondientes a esfuerzos de tensión, compresión, flexión, torsión y corte.

En general los materiales, y en particular los metales o cualquier aleación, experimentan primero una deformación elástica, la cual desaparece al suprimir el esfuerzo, después una deformación plástica o permanente y finalmente la ruptura. La mayor o menor extensión en que estas deformaciones se producen (elasticidad y tenacidad) para una mayor o menos fuerza aplicada caracteriza al metal y la posibilidad de empleo para distintas finalidades [22].

### 2.5.1. Elasticidad, Limite elástico, ley de Hooke, módulo de elasticidad.

#### Elasticidad

Un cuerpo elástico se define como aquel que puede recupera su forma y tamaño originales cuando la fuerza que lo deforma deja de actuar sobre él. Esta propiedad que poseen algunos cuerpos, se llama elasticidad.

#### Ley de Hooke

El científico inglés Robert Hooke (1635-1703) fue el primero en investigar científicamente las propiedades elásticas de diversos materiales, midiendo el alargamiento de alambres de longitud apreciable que soportaban pesos en sus extremos, observando que estos cambios de longitud “siempre mantienen las mismas proporciones entre sí de acuerdo con los pesos que los ocasionan”. Así Hooke estableció la relación entre la carga aplicada y el alargamiento.

En términos generales, encontró la ley de Hooke el cual puede describirse de la siguiente manera:

La deformación elástica que sufre un cuerpo es proporcional a la fuerza que produce tal deformación siempre y cuando no sobrepase el límite de elasticidad. La fuerza aplicada por unidad de área se llama esfuerzo ( $\sigma$ ), al grado de estiramiento /compresión que se produce mientras el material responde al esfuerzo lo llamamos deformación ( $y$ )

El máximo esfuerzo que un material puede soportar antes de quedar permanentemente deformado se denomina límite de elasticidad. La relación entre el esfuerzo y la deformación, se denomina módulo de elasticidad.

La ley de Hooke establece que la fuerza que se requiere para estirar o comprimir un resorte  $x$  unidades de longitud a partir de su longitud natural es proporcional a  $x$ . La ecuación que representa esta ley es (1), [23]:

$$F = kx \quad (1)$$

Límite elástico

Es el esfuerzo máximo que un cuerpo puede resistir sin perder sus propiedades elásticas. Es decir, es el esfuerzo máximo que un cuerpo puede soportar sin quedar permanente deformado expresado con la ecuación 2.

$$Le = \frac{Fm}{A} \quad (2)$$

Siendo:

$F_m$ = fuerza máxima en Newtons

$A$ = área de la sección transversal en  $m^2$

$Le$ = límite elástico  $\frac{N}{m^2}$  (Pascal)

## Módulo de elasticidad

El módulo de elasticidad se llama a menudo módulo de Young, en honor al científico inglés Thomas Young (1773-1829) que introdujo la idea de módulo de elasticidad con relación a investigaciones de tensión y compresión en barras prismáticas. El módulo de elasticidad es una propiedad características de las sustancias sólidas. Conocer su valor nos permitirá calcular la deformación que sufrirá un cuerpo al estar sometido a un esfuerzo.

## Esfuerzo

Es la razón de una fuerza aplicada respecto al área sobre la que actúa, sus unidades son Newton por metro cuadrado.

## Deformación

Es el cambio relativo de las dimensiones o formas de un cuerpo como resultado de la aplicación de un esfuerzo. Las tres clases de esfuerzos más comunes y sus deformaciones corresponden a:

1. El esfuerzo de tensión longitudinal, que ocurre cuando fuerzas iguales y opuestas tienden a alejarse una de la otra.
2. El esfuerzo de compresión longitudinal que ocurre fuerzas iguales y opuestas se dirigen una contra otra.
3. El esfuerzo cortante, que actúa paralelo o tangencial a la superficial del material, y ocurre cuando fuerzas iguales y opuestas no tiene línea de acción.

## 2.6. Amortiguamiento

La amortiguación, es una de las propiedades más sensibles de materiales y estructuras, tanto a escala macro como microscópica. La amortiguación o amortiguamiento se define como la capacidad de un sistema o cuerpo para disipar energía cinética en otro tipo de energía.

Típicamente los amortiguadores disipan la energía cinética en energía térmica y/o en energía plástica (atenuador de impactos), es decir, la función de un amortiguador es recibir, absorber y mitigar una fuerza tal, ya sea porque se ha dispersado o porque la energía se ha transformado de forma que la fuerza inicial se haya hecho menor. Cuanto mejor sea la amortiguación de la fuerza inicial, menor será la fuerza recibida sobre el punto final.

La amortiguación determina la amplitud de vibración en la resonancia y el tiempo de persistencia de la vibración después de cesada la excitación.

Un sistema mecánico que posea masa y elasticidad tendrá una frecuencia natural y además la particularidad de llegar a vibrar; si se le proporciona energía al sistema éste tenderá a vibrar, o si una fuerza externa actúa en el sistema con cierta frecuencia, el sistema podría entrar en un estado de resonancia y esto a su vez significaría una condición de alta vibración y el sistema se vuelve inestable y dispuesto a fallar.

Existen diferentes mecanismos o tipos de amortiguamiento, según sea su naturaleza:

- Amortiguamiento fluido. Se produce por la resistencia de un fluido al movimiento de un sólido, siendo este viscoso o turbulento.
- Amortiguamiento por histéresis. Se ocasiona por la fricción interna molecular o histéresis, cuando se deforma un cuerpo sólido.
- Amortiguamiento por fricción seca. Es causado por la fricción cinética entre superficies deslizantes secas [22].

### 2.6.1. Resortes

Los resortes son los elementos hechos de acero, que gracias a su elasticidad tienen por finalidad absorber las irregularidades que se presentan en la marcha; los mismos, son sometidos a fuerzas de tensión y compresión, puede almacenar gran cantidad de energía por unidad de volumen de material y posee además un mínimo de rozamiento interno.

Estos resortes están elaborados mediante un hilo metálico normalmente circular o elíptico, enrollados en caliente o frío sobre un cilindro. Cuando un resorte helicoidal trabaja a compresión, se debe a esfuerzos de torsión, flexión y cortadura del hilo.

Existen diferentes tipos de resortes, cada uno de ellos con sus aplicaciones determinadas. La clasificación puede realizarse desde diferentes parámetros. Según la forma del resorte: helicoidal cilíndrico, helicoidal cónico, en espiral, laminar. Según la forma de la sección transversal del hilo: circular, cuadrada, rectangular. Según el tipo de carga que soportan: de compresión, de tracción, de torsión, de flexión. [norma UNE-EN ISO 2162] [24].

Un resorte helicoidal es un dispositivo, que se utiliza para almacenar energía que posteriormente es liberada para absorber los golpes y tiene como fin amortiguar impactos o de almacenar energía y devolverla cuando sea requerida.

#### Tipos de resortes helicoidales cilíndrico

Los resortes helicoidales se subdividen de la siguiente manera:

1. Resortes de Compresión: los resortes de compresión son de bobina o espira abierta, destinados a soportar esfuerzos de compresión y choque. Esta propiedad les permite disminuir su volumen cuando se aumenta la presión ejercida sobre ellos, convirtiéndose en los dispositivos de almacenamiento de energía disponibles más eficientes; representan la configuración más común utilizados en el mercado actual. Su fabricación se realiza a partir de alambre redondo, y sus formas pueden ser: cilíndrica, de barril cónico, convexo y otros tipos de perfil.



2. Resortes de Extensión: los resortes de extensión se caracterizan por ser de bobina o espira cerrada, destinados a soportar esfuerzos de tracción cuando son sometidos a la acción de fuerzas opuestas que lo atraen, pueden usarse multitud de configuraciones y longitud del gancho, donde las vueltas unidas suministran la tensión inicial en el resorte para ayudar a manipular la carga y la velocidad.
3. Resortes de Torsión: en los resortes de torsión por lo general sus espiras son cerradas, están destinados a soportar esfuerzos laterales o deformación helicoidal cuando se le aplica un par de fuerzas paralelas de igual magnitud y sentido contrario, ofrecen resistencia a la aplicación de torque externo. Los resortes de torsión de tipo especial incluyen los de doble torsión y los que tienen un espacio entre las vueltas para minimizar la fricción.

De acuerdo con la norma COVENIN 1103-98 “Automotriz. Resortes Helicoidales para Suspensión” los resortes helicoidales se clasifican de la siguiente manera:

1. Según sus espiras de apoyo:
  - Terminal plano (Con despalmado y sin despalmado)
  - Terminal de diámetro reducido
2. Según su constante elástica
  - De constante elástica fija
  - De constante elástica variable

#### Materiales de fabricación de los resortes helicoidales

El material ideal para resortes tiene que poseer una resistencia máxima elevada, así como un elevado punto de fluencia y un módulo de elasticidad bajo; todo esto para proporcionar el máximo almacenamiento de energía. Son fabricados de alambre estirado en frío, redondo o rectangular, o de cinta delgada rolada en frío y plana.

La resistencia requerida de los materiales para resortes se obtiene por proceso de endurecimiento que puede ser durante estirado o formado en frío o con tratamiento térmico. La resistencia del material suele incrementarse conforme se reduce el tamaño de la sección transversal. Las aleaciones de acero inoxidable, aceros de medio y alto carbono y de aleación (AISI 1050, 1065, 1074 y 1095) son los materiales comunes de resortes, igual que las aleaciones de cobre, cobre al berilio y bronce fosforado.

Los resortes se fabrican de alambre redondo o rectangular doblado según una forma adecuada de espira o con material plano cargado con una viga [25].

### 2.6.2. Parámetros principales de un resorte

En la figura 13 se observan los principales parámetros que componen a un resorte además se describe brevemente cada uno de ellos.

- Número de espiras útiles ( $n$ ): número de espiras utilizadas para obtener la flecha máxima del resorte.
- Número total de espiras ( $nt$ ): número de espiras útiles mas las espiras que forman los extremos (espiras de apoyo).  $nt = n + 1.5$
- Diámetro interior ( $D_i$ ): diámetro de la superficie cilíndrica envolvente interior del resorte.
- Diámetro exterior ( $D_e$ ): diámetro de la superficie cilíndrica envolvente exterior del resorte.
- Diámetro medio ( $D$ ): diámetro medio de las espiras.  $D = \frac{1}{2}(D_i + D_e)$
- Longitud del hilo de alambre ( $L$ ): longitud total del hilo de alambre una vez desarrollada la hélice.  $L \cong 3.14D_{nt}$
- Longitud de estado libre ( $L_o$ ): longitud total que presenta el resorte cuando no actúa sobre el mismo ninguna fuerza exterior.  $L_o = np + 1.5d$
- Longitud con las espiras unidas ( $L_c$ ): longitud total que presenta el resorte cuando todas las espiras están completamente comprimidas.

- Flecha máxima ( $S_C$ ): diferencia de longitud que presenta el resorte entre el estado libre y con la carga máxima. Para un resorte de compresión, se trata de la diferencia entre la longitud en estado libre y la longitud con las espiras unidas.  $S_C = L_0 - L_C$
- Carga del resorte ( $F_{cth}$ ): fuerza ejercida sobre el resorte para poder comprimirlo a la longitud  $L_C$  con las espiras unidas.
- Carga del resorte ( $F_1$ ): fuerza ejercida sobre el resorte para poder comprimirlo a una longitud  $L_1$ , presentando una flecha de valor  $S_1$  [26].

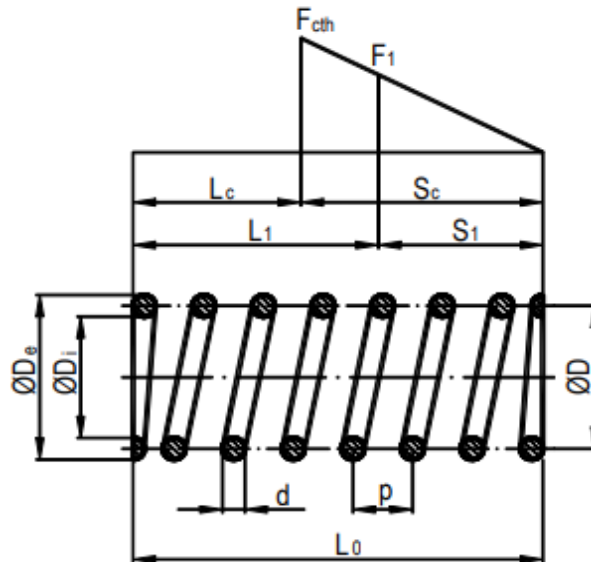


Fig. 12.- Representación y acotaciones de resortes.

## 2.7. Estado del arte

Conforme a los puntos señalados anteriormente, se realizó una investigación de las diferentes muletas de que existen a nivel mundial. En la tabla 1 se plasman las diferentes muletas usadas actualmente en el aspecto comercial y se continuara con el estudio en el área de investigación.

**Kmina**                      **Las muletas más M+D crutch**                      **Sit & stand**  
**ligeras**

<b>Creadores</b>	Alejandro Vaño e Ignacio Mañero	Rafael Vidal Rodríguez y Miguel Capiello	Max y Lilian Younger	Behzad Rashidi
<b>Peso por muleta</b>	.996 kg	.220 kg	NA	NA
<b>Altura máx. usuario</b>	150 – 190 cm	155 – 195 cm S, M, L, XL	120 – 182 cm	NA
<b>Peso máx. usuario</b>	>100 kg	200 kg	136 kg	NA
<b>Año de lanzamiento</b>	2016	2011	2014	NA
<b>Características</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Apoyo en los antebrazos.</li> <li>• Codo intercambiable</li> <li>• Altura regulable</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Hecha con fibra de carbono</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Implementación de un amortiguador en la parte inferior.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Descansa el peso sobre el muslo.</li> <li>• Permite al usuario sentarse sin ayuda.</li> </ul>
<b>Precio por muleta</b>	100 euros	240 euros	175 US y 325 US	NA
<b>País de origen</b>	España	España	EU	Canadá

## Presentación



**Kmina**

**Las muletas más M+D crutch  
ligeras**

**Sit & stand**

*Tabla 1.- Tabla comparativa de muletas existentes en el mercado.*

A continuación, se abordará los estudios realizados en el área de investigación, haciendo uso de las muletas estándar sumándole una estructura de amortiguación en su diseño que permitirá el estudio cinemático durante la ambulaci3n de las personas.

### 2.7.1. Mechanics of Ambulation With Standard and Spring-Loaded Crutches

La investigaci3n realizada por Adriana Segura, et al. [27] en la Universidad Estatal de Pennsylvania, University Park, PA. tuvo como objetivo comparar las medidas cin3ticas y las variables espacio temporal evaluadas durante la ambulaci3n con muletas axilares est3ndar y muletas con amortiguadores. Se seleccionaron 10 mujeres sanas (rango de edad, 21 – 28 a3os; altura media, 169.4 cm; masa corporal media, 63.9 kg) libres de problemas.

La selección se realizó en base a sus dimensiones corporales y la masa corporal de cada una se adaptaba a la rigidez del resorte introducido en las muletas modificado (54.5 – 86.4 kg).

El resorte utilizado poseía una constante de 21.9 kN/m (126 lb/in) y una precarga de 10 N. Se utilizaron dos pares de muletas axilares de aluminio estándar, una diseñada para personas entre 154.9 cm y 175.3 cm. Uno de los pares de muletas no fue modificado y fue utilizado como la muleta axilar estándar. El otro par de muletas fue modificado por la adición de mecanismo de deslizamiento y un resorte de compresión helicoidal a la parte inferior de la muleta.

Para medir las fuerzas de la reacción utilizaron un forceplate debajo de las extremidades de la muleta. la cinemática del sujeto y de la muleta se registró mediante un sistema de análisis de movimiento basado en vídeo digital.

Para cada tipo de muleta se realizaron 10 pruebas caminando sobre el forceplate con un apoyo de la pierna derecha, con el tipo de marcha swing-through. El impulso de la fuerza de reacción se calculó con el área bajo la curva temporales Vertical, anteroposterior (AP), y medio lateral.

calcularon las siguientes variables para cada prueba: tiempo de ejecución de la zancada, longitud de zancada, la velocidad y la fuerza máxima de reacción a tierra.

Los datos obtenidos de los 2 tipos de muletas fueron analizados por métodos de covarianza y pruebas post hoc de Tukey para determinar si hubo diferencias significativas entre las muletas estándar y elásticas.

## Resultados

La tasa de aumento de la fuerza de la reacción del suelo y el impulso de la fuerza de la reacción del suelo (ambos p. 001) fueron reducidos en 33% y 13% a 26%, respectivamente, pero la fuerza máxima de la reacción del suelo era levemente mayor (p. 001) con las muletas resorte. El tiempo de zancada se incrementó cuando los sujetos usaban las muletas con resorte (p. 005), pero la longitud de zancada no difirió significativamente (p. 465).

### Capítulo III. Descripción del sistema

El sistema propuesto permite la medición de la fuerza de compresión ejercida durante la marcha normal, haciendo uso de muletas axilares. Para el desarrollo del prototipo, se decidió dividirlo en 2 etapas: la primera fue de un sistema de medición electrónico (adquisición y registro) y la segunda de acoplamiento mecánico de un sistema de amortiguamiento.

1. Para la 1era etapa, se utilizó el sensor de carga FX1901. Los datos obtenidos son almacenados y guardados con un formato de tipo .csv en una memoria extraíble para ser visualizados posteriormente en un ordenador.
2. La 2da etapa se basó en la modificación mecánica de la parte inferior de las muletas axilares, incorporando un sistema de amortiguamiento que consiste en un mecanismo de deslizamiento y un resorte de compresión helicoidal en su interior.

Cada muleta cuenta con un módulo de registro y almacenamiento que se acopla a la parte media de estas.

### 3.1. Sistema electrónico (adquisición y registro)

Para la adquisición de la fuerza de compresión, se consideró el uso de la celda de carga FX1901-0001-0200L (figura 14), la cual está compuesta internamente por un puente de Wheatstone. El sensor maneja un voltaje de alimentación de 5V, el voltaje de salida es de 20mV/V y su rango de operación es:

- **Mín: 10 librasfuerza (4.53 kgf).**
- **Máx :200 librasfuerza (90.71 kgf).**

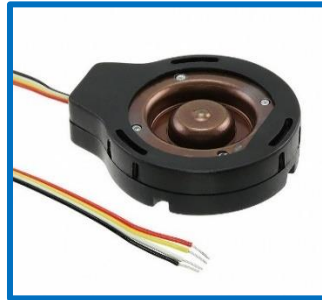


Fig. 13.- Sensor FX1901

A continuación, se presenta el diagrama a bloques en la figura 15 con la dirección del flujo de información utilizada para el sistema de medición:

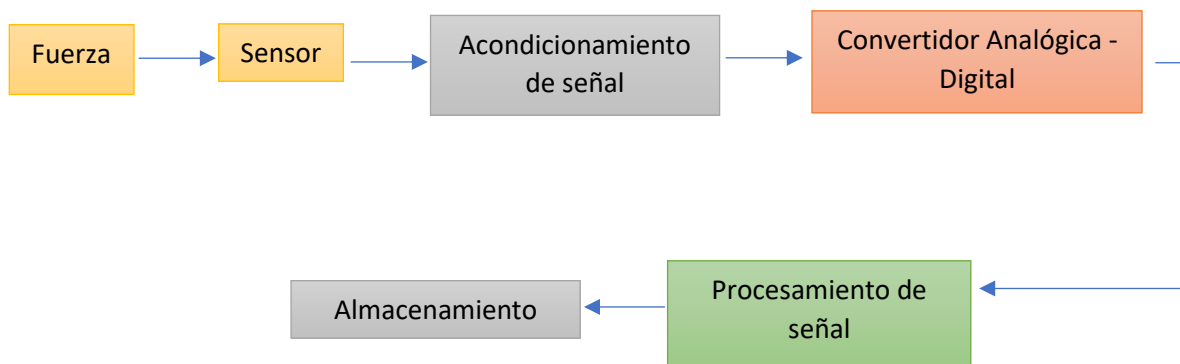


Fig. 14.- Cadena de medida del sistema electrónico.



El diagrama electrónico usado para la adquisición, registro y almacenamiento se representa en la figura 16.

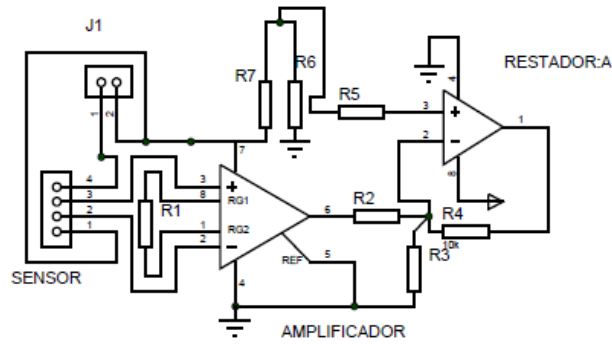


Fig. 15.- Diagrama electrónico usado para el acondicionamiento del sensor.

### 3.1.1. Caracterización del sensor

El sensor tiene una salida de  $20 \text{ mV/V}$ ; sin embargo, al ser sometido al rango máximo de operación, en este caso a  $200 \text{ lbf}$  ( $90.71 \text{ kgf}$ ), el valor de voltaje de salida cambia a  $37.8 \text{ mV/V}$ . Considerando las especificaciones expuestas, se determinó un voltaje de alimentación de  $4.5 \text{ V}$  para evitar su saturación, por ende, el  $V_0$  es de  $0.1701 \text{ V}$

Se empleó el amplificador de instrumentación INA129P, para la deducción del cálculo de ganancia y  $R_G$  se utilizan las siguientes ecuaciones (3,4,5,6):

$$G = \frac{V_0}{V_i} \quad (3)$$

$$G = \frac{5V}{0.1701V} = 29.39 \quad (4)$$

$$R_G = \frac{49.9 \text{ k}\Omega}{G-1} \quad (5)$$

$$R_G = \frac{49.9 \text{ k}\Omega}{29.9-1} = 1.75 \text{ k}\Omega \quad (6)$$

De acuerdo con el cálculo, se utilizó un  $R_G = 1.75\text{ k}\Omega$  y la señal obtenida aplicando la amplificación contenía un offset de  $87.8\text{ mV}$ , por lo cual se consideró el uso de un amplificador en configuración restador haciendo uso del OPAM LM358.

El cálculo para el valor de las resistencias necesarias son las siguientes (7,8):

$$V_0 = \left( \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) V_i \quad (7)$$

$$V_0 = \left( \frac{1\text{K}\Omega}{1\text{k}\Omega + 56\text{k}\Omega} \right) 5\text{V} = 0.087\text{V} \quad (8)$$

Una vez culminado los cálculos necesarios, se procedió a las pruebas que se realizaron para poder caracterizar al sensor ya que no se encontró tablas de caracterización específicas.

En esta etapa, se utilizó el microprocesador atmega328p ilustrado en la figura 17 con el cual se adquirió la señal de salida del OPAM por el canal A1 y se realizó el procesamiento de la señal e integrar una interfaz con la plataforma de Matlab.

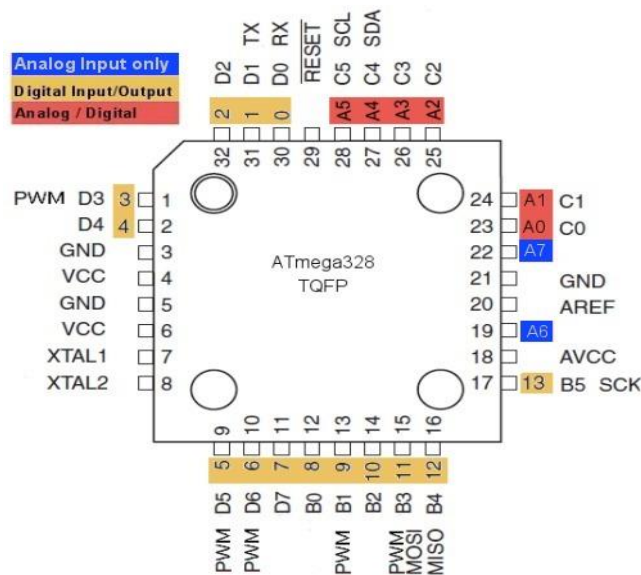


Fig. 16.- Microcontrolador Atmega328p

Establecida la interfaz del sensor y el microprocesador, se prosiguió a la caracterización del sensor, en el cual se estipuló que tendrá un rango de medida de  $5\text{ kg}$  a  $50\text{ kg}$ . Para la caracterización, se utilizó una prensa y una báscula para verificar el peso que se manejaba durante el proceso de cada prueba.

Además, se consideró que las pruebas a realizar serían tomadas  $5\text{ kg}$  en  $5\text{ kg}$ . La toma de datos se realizó simultáneamente, este proceso se realizó 10 veces hasta llegar a  $50\text{ kg}$ .

Teniendo los promedios de cada peso, se procesaron en la plataforma Matlab, el cual sirvió para calcular los coeficientes de una función de 1er grado, siendo expresada de la siguiente manera (9):

$$f = ax + b . \quad (9)$$

Obteniendo como resultado:

$$a = 48.0658$$

$$b = -37.9625$$

Una vez obtenidos los coeficientes, se emplearon en un nuevo código utilizando la plataforma de Arduino para realizar la lectura y conversiones de  $mV$  a  $kg$  que fue desglosando en la pantalla serial del Arduino durante las pruebas y así también en la interfaz para verificación de los datos resultantes.

Para realizar la integración de Arduino y Matlab, se plasma el diagrama de flujo del código usado en la plataforma de Matlab (figura 18), el cual también nos sirvió para linealizar la señal obtenida por el método de ajuste por mínimos cuadrados (Fig. 19):

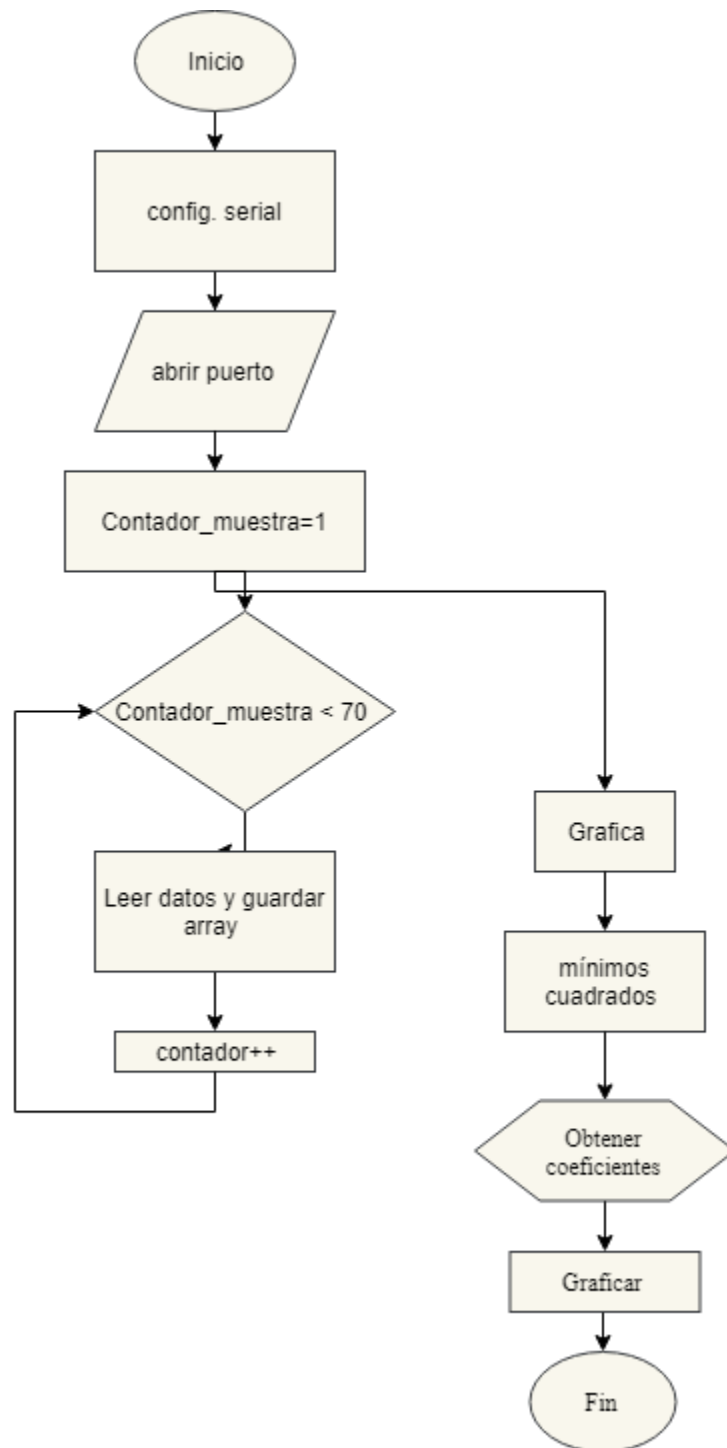


Fig. 17.- Diagrama de flujo de código usado para linealización de la señal del sensor FX1901.

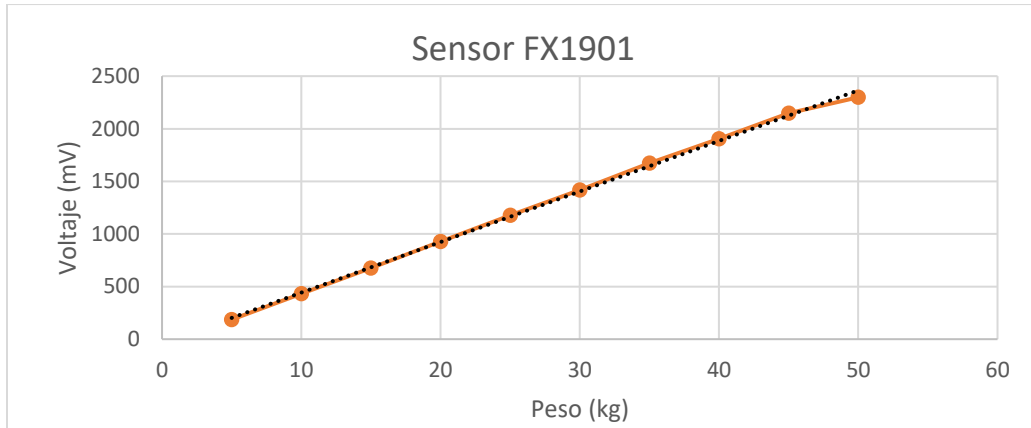


Fig. 18.- Señal linealizada (negro) contra señal no-linealizada (marrón).

En la tabla 2 se plasma los valores mínimos, máximos y el promedio por cada lectura de acuerdo con cada peso. Cabe mencionar que para calcular el promedio se consideraron 70 datos por lectura del atmega328p. Esta acción se realizó para cada peso.

Tabla 2.- Datos obtenidos con el sistema de medida

<b>Peso (Kg)</b>	<b>Valor máximo y mínimo (mV)</b>	<b>Promedio (mV)</b>
<b>5</b>	195.5 máx. 175.95 min	185.900727
<b>10</b>	439.88 máx. 420.33 min	431.16927
<b>15</b>	684.26 máx. 664.71 min	676.169435
<b>20</b>	933.52 máx. 918.86 min	926.949636
<b>25</b>	1182.79 máx. 1168.13 min	1175.85945
<b>30</b>	1422.28 máx. 1412.51 min	1418.54691
<b>35</b>	1749.75 máx. 1661.77 min	1637.41582
<b>40</b>	1906.15 máx. 1896.38 min	1903.39891
<b>45</b>	2174.97 máx. 2126.09 min	2148.13418
<b>50</b>	2316.71 máx. 2287.39 min	2298.938

Para obtener la sensibilidad del sistema de medida en el rango de 5 kg a 50 kg, se utilizaron las ecuaciones (10,11) y se realizaron los siguientes cálculos:

$$\text{Sensibilidad} = m = \frac{V_{max}-V_{min}}{Peso_{max}-Peso_{min}} \quad (10)$$

$$m = \frac{2.298938 V - 0.185900727 V}{50 kg - 5 kg} = 46.956 mV/kg \quad (11)$$

Concluido la caracterización del sensor, se crea un nuevo código en la plataforma de Arduino, se incluye la información del sensor y se anexa el bloque de registro que se efectuó en base al protocolo de comunicación SPI, haciendo uso del microprocesador y de las librerías (SPI.h, SD.h).

Se precargó un *firmware* (bootloader) para futuras actualizaciones del sistema.

El formato FAT32 fue usado para escritura en la microSD, la información obtenida es almacenada con un formato de lectura .csv, el almacenamiento de la información se puede ejecutar únicamente con 2 tipos de microSD (SD y SDHC).

En la figura 20 se visualiza el diagrama de flujo del código final utilizado, así como las funciones necesarias en el código principal las cuales se observan en las figuras (21,22 23 y 24).

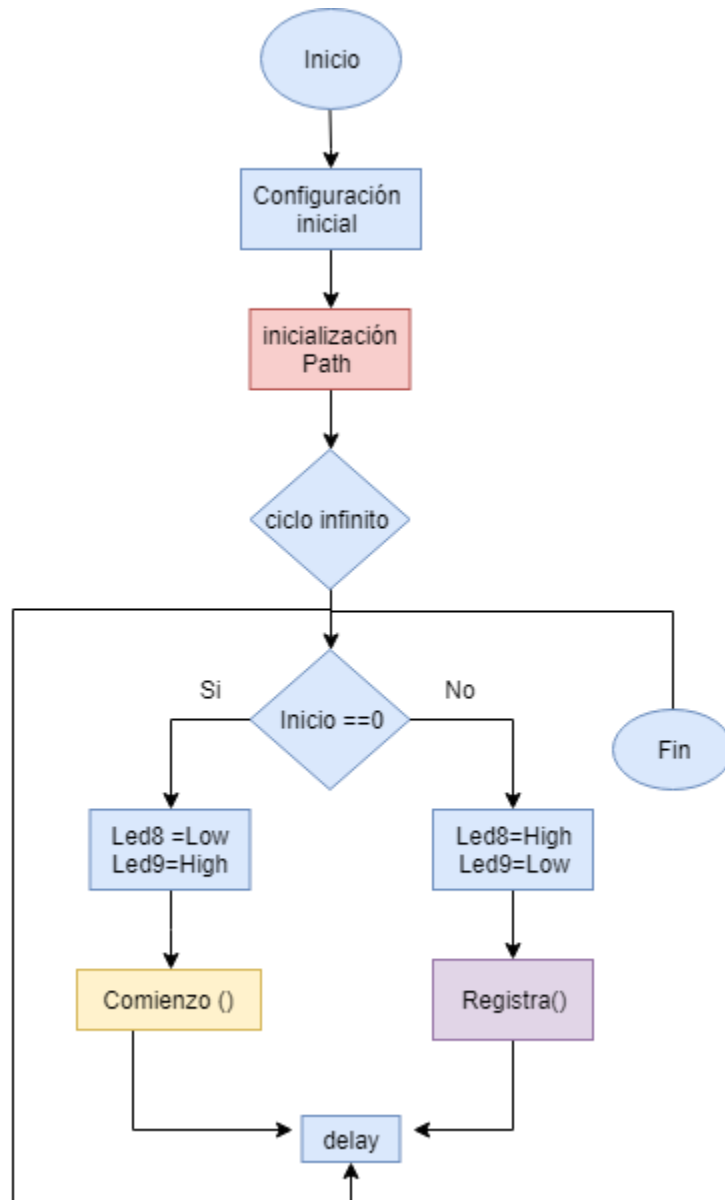


Fig. 19.- Diagrama de flujo de código final implementado.

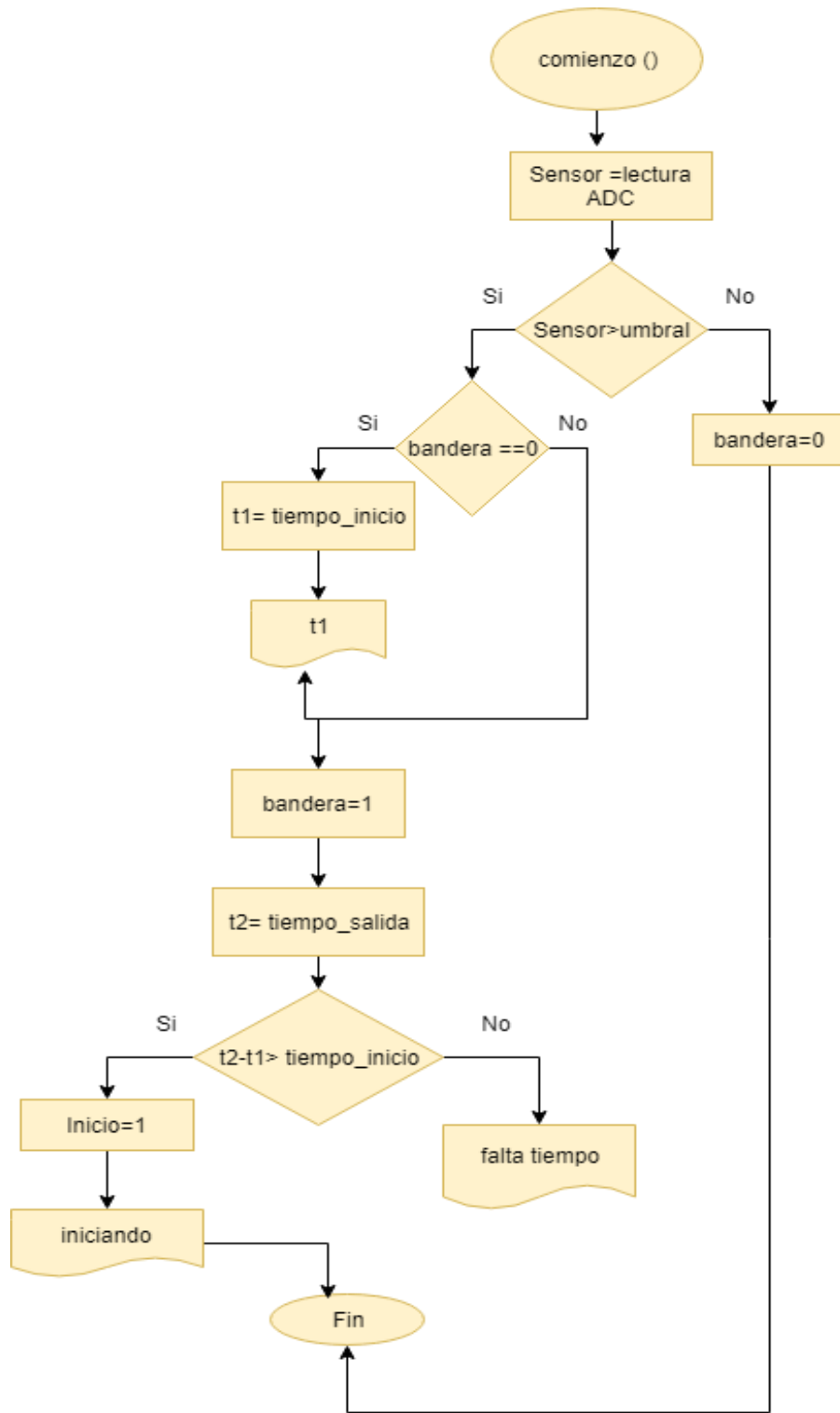


Fig. 20.- Diagrama de flujo de la función comienzo ().



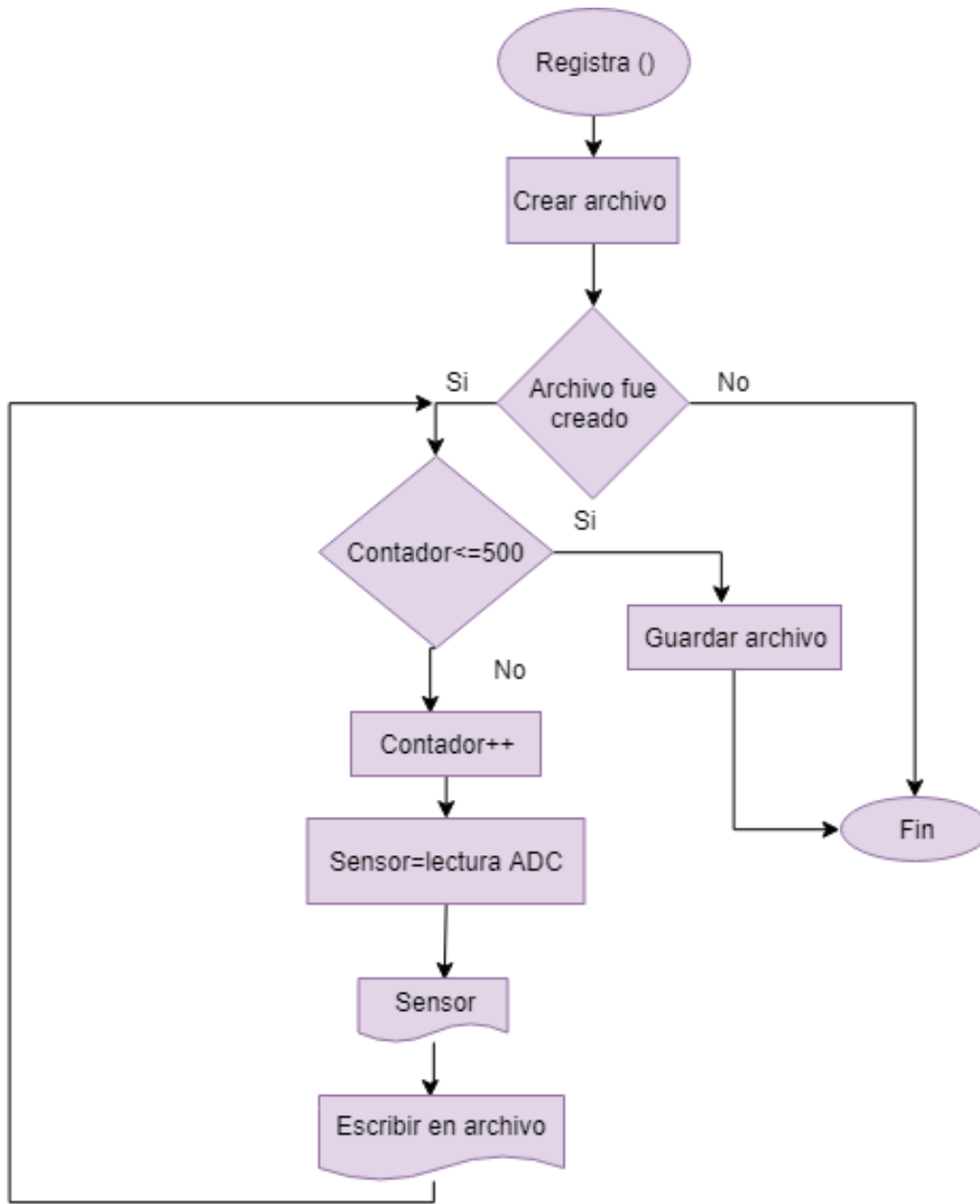


Fig. 21.- Diagrama de flujo de la función Registra ().

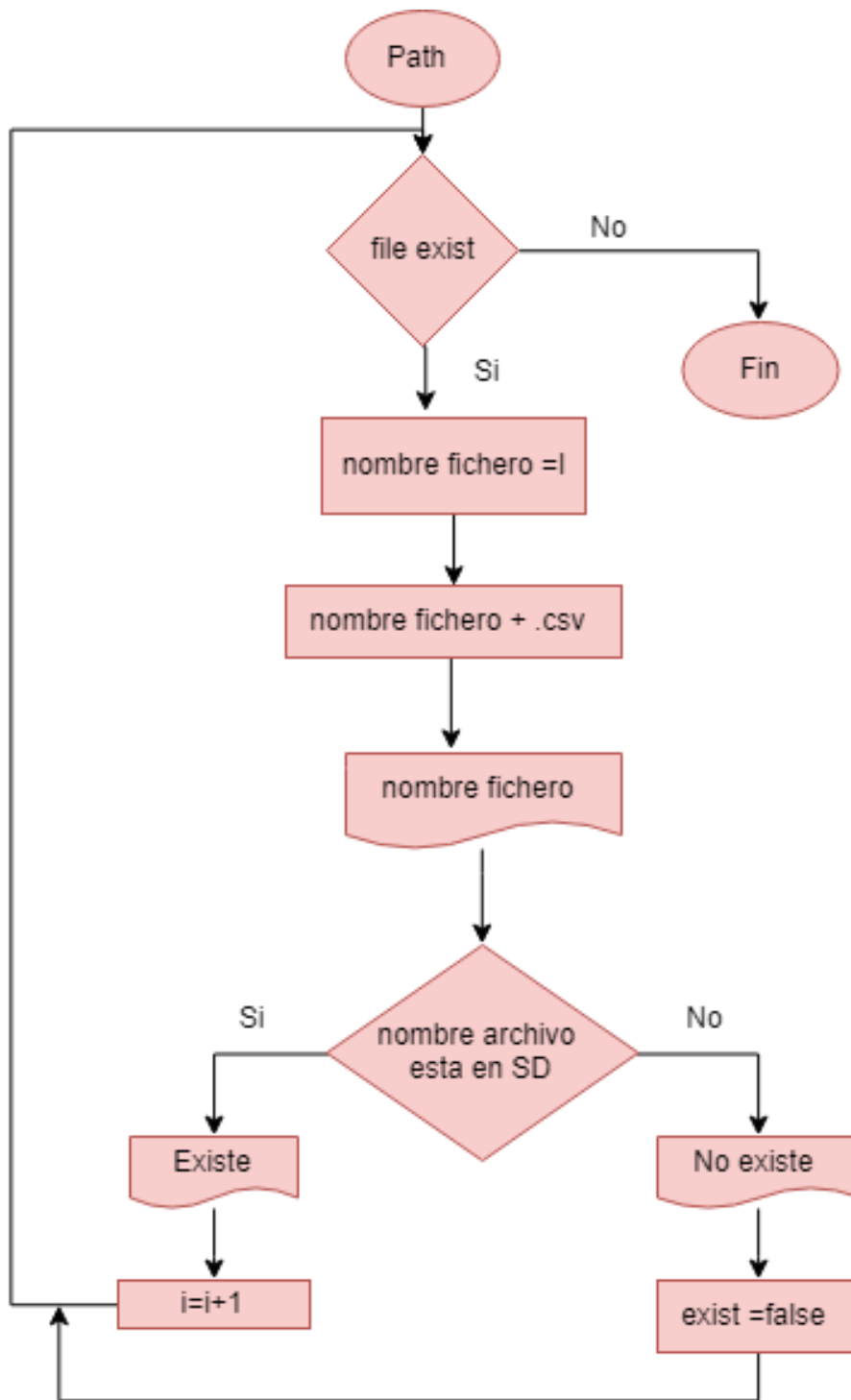


Fig. 22.- Diagrama de flujo de la función Path ().

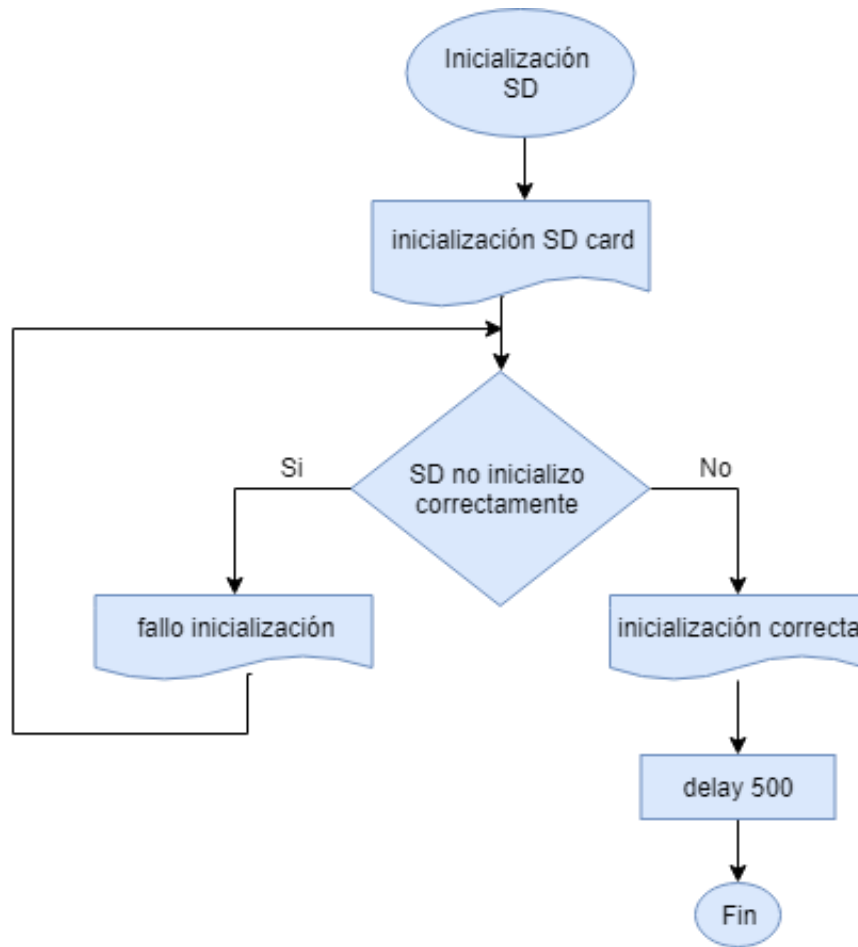


Fig. 23.- Diagrama de flujo de la función Inicialización SD ().

El bloque de registro se inicializa posteriormente al sobrepasar el umbral estipulado aproximadamente de 32 N (3.5 kg) de fuerza sostenida al inicio de la marcha con las muletas.

### 3.2. Sistema de amortiguamiento

Como se mencionó anteriormente, la 2da etapa consistió en la modificación mecánica de la parte inferior de las muletas axilares estándar con la adición de un mecanismo de deslizamiento y un resorte de compresión helicoidal de peso constante a la parte inferior del eje.

La figura 25 ilustra una muleta convencional en conjunto con el módulo de amortiguación conforme a la descripción presentada en el texto.

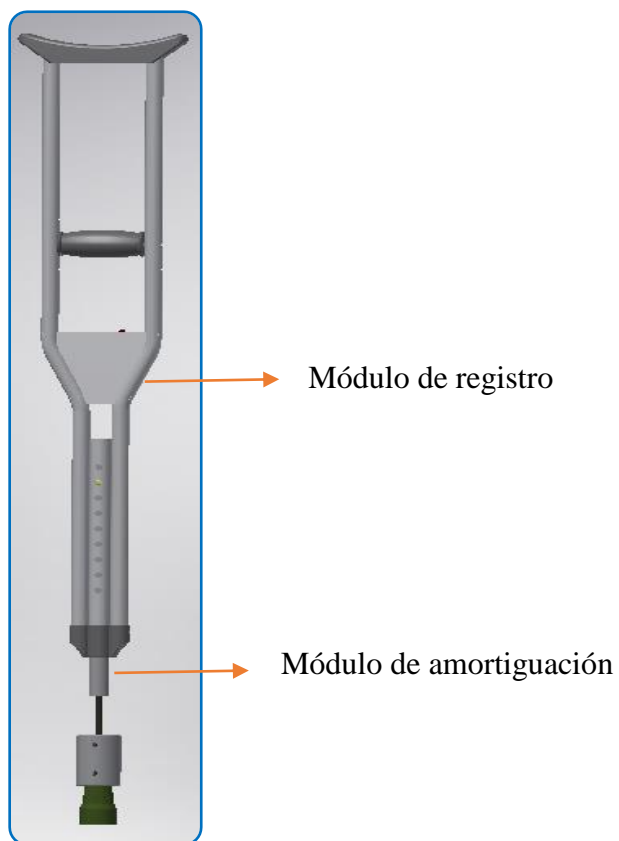


Fig. 24.- Muleta convencional con módulo de amortiguación.

En breve se detallará los datos característicos del módulo de amortiguación, así como los signos de referencia para indicar las partes que lo componen.

El módulo amortiguador comprende: una cámara de amortiguación (a), formada por un cuerpo tubular que a su vez dispone de una tapa inferior fija (b), inferior móvil (c) y superior móvil (d) ; en su interior se encuentra un resorte helicoidal de peso constante (e) ; la tapa superior móvil, dispone de un tornillo (f) , que se acopla a través de una placa cilíndrica roscada (g) sobre ella. El extremo inferior del tornillo se apoya sobre la placa cilíndrica localizada en el interior de la cámara de amortiguación, la posición de la placa mantiene al tornillo en un posición estable y puntual cuando se ejerce una presión variable sobre el resorte. Cuenta con un vástago vertical (h) que pasa a través de la tapa inferior fija y se une con la placa inferior móvil en contacto con el resorte, el extremo inferior del vástago está en contacto con la contera (i) perteneciente al cuerpo de la muleta.

Lo antes mencionado se presenta en las figuras 26, 27, 28 y 29. En estas imágenes se observa las partes que componen al módulo de amortiguación, así como su ajuste.

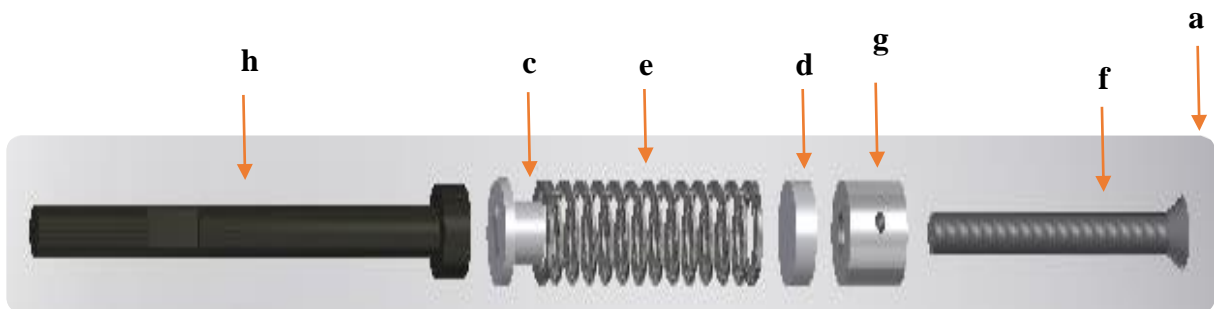


Fig. 25.- Vista lateral del módulo de amortiguación con sus diferentes partes.

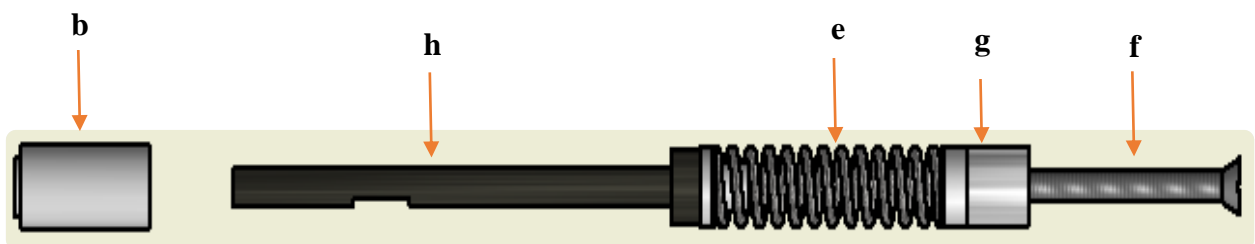


Fig. 26.- Vista lateral del módulo de amortiguación y partes que lo componen.

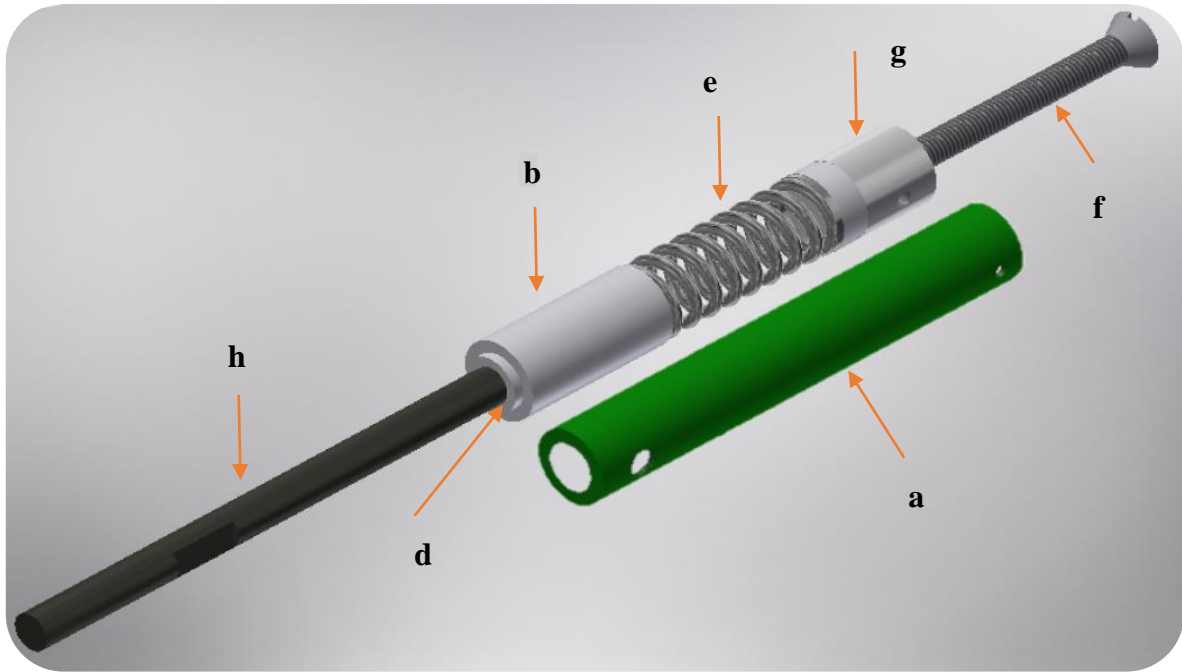


Fig. 27.- Vista isométrica del módulo de amortiguación y partes que lo componen.

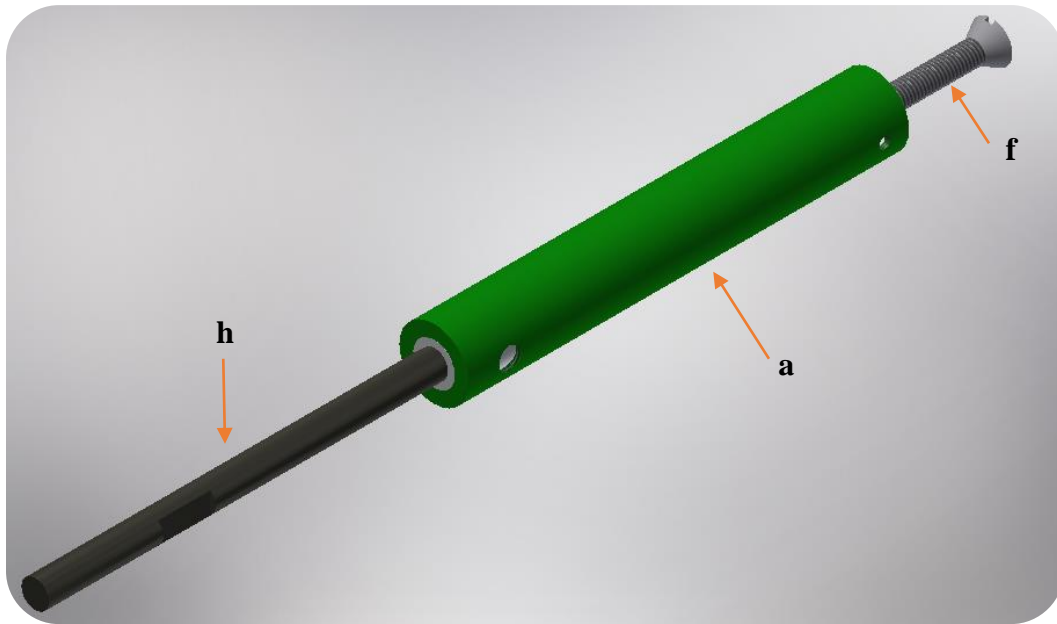


Fig. 28.- Vista isométrica del módulo de amortiguación final.

La figura 30 muestra el módulo del amortiguador acoplado en el miembro tubular estándar de las muletas (1).

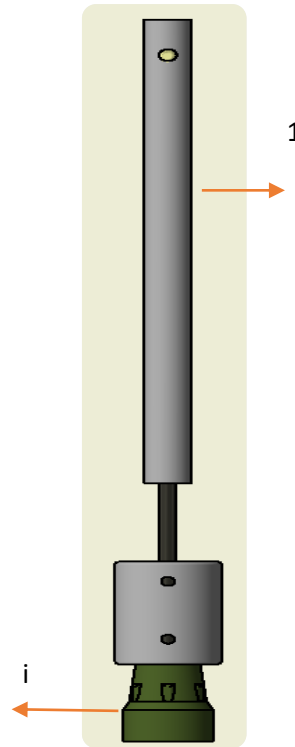


Fig. 29.. Vista frontal del módulo de amortiguación acoplado al miembro tubular perteneciente a las muletas axilares.

En la figura 30 se visualiza el módulo de amortiguación acoplado al miembro tubular (1), además en su extremo inferior se encuentra acoplada el sensor FX1901 (k) a la contera (i), el cual se une mediante una pieza cilíndrica perforada (l) de acuerdo a las dimensiones del sensor (k), lo antes mencionado se puede visualizar en la figura 31.

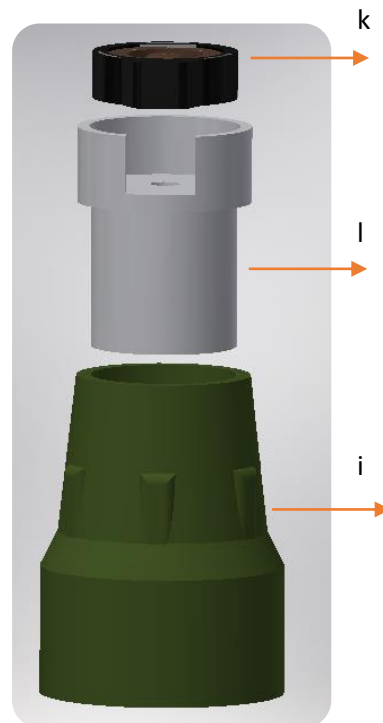


Fig. 30.- Acople del sensor FX1901 a contera.

El módulo de amortiguación presentado fue acoplado en el miembro tubular de unas muletas axilares. Está configurado para ser insertado y luego sujetado por medio de opresores en el interior del miembro tubular.

El miembro tubular estándar (1) se extiende desde la unión con las muletas y presenta un cuerpo cilíndrico de diámetro y longitud determinada.

El amortiguador consiste en un cuerpo tubular que tiene en sus extremos respectivas tapas, las cuales están firmemente unidas al cuerpo tubular, la tapa inferior fija (b) tiene un orificio por donde se desplaza la contera (i).

La tapa superior móvil (d) tiene un orificio roscado por donde tiene contacto con el tornillo y éste solo se mueve hacia arriba o hacia abajo, con lo que presiona el resorte (e) o libera la presión cuando se gira el tornillo (f).

La tapa superior móvil (d) tiene 2 funciones, la primera es cerrar la cámara del amortiguador y la segunda de transmitir el desplazamiento del tornillo (f) para comprimir el resorte (e), entre más se introduce el tornillo (f) en la cámara, más tensión se transmite al resorte (e).

La tapa inferior móvil fija (b), transmite la fuerza de reacción al apoyar la muleta en el suelo proveniente de la contera (i) al resorte (e).

La contera (i) está unida al miembro tubular por medio del vástago (h) y la placa inferior móvil de modo que ejecuta el movimiento de arriba y abajo.

En uso, el usuario aplica una carga debido al peso de su cuerpo al apoyarse sobre el suelo al caminar o desplazarse. Esta carga aplicada se transmite al soporte ortopédico, es decir a la parte fija del soporte que en turno la transmite al amortiguador.

Cuando el soporte está en contacto con el suelo, se ejerce una fuerza de reacción de igual magnitud, pero en sentido contrario, es decir, la fuerza vertical descendente es la que tiende a golpear o presionar el hombro o mano del cuerpo del usuario. Sin embargo, esta fuerza es transmitida al resorte (e) en la cámara de amortiguación comprimiendo al resorte (e) y de esta manera absorbiendo un aparte de la fuerza que ya no será transmitida al usuario.



Cuando el paciente deja de apoyarse sobre las muletas el resorte (e) del amortiguador regresa a su posición inicial.

La función del amortiguador y el resorte (e) se lleva de manera conjunta e interactúan juntos ya que el vástago (h) del amortiguador es cubierto por el resorte (e) y el mecanismo que regula la presión que se pueda tener en la muleta es determinada por el roscado de la placa cilíndrica (g) en conjunto con el tornillo (f) dispuesto en la tapa superior móvil (d), esto permitirá darles mayor o menor amortiguamiento a las muletas.

### 3.2.1. Caracterización del resorte

Para la elección del resorte, así como sus características fue basado en las diferentes fuentes que existen con respecto al estudio de la biomecánica de la marcha humana con muletas.

En la tabla 3 se presenta las características del resorte implementado

Tabla 3.- Datos de caracterización del resorte implementado.



<b>Tipo</b>	<b>Resorte helicoidal de compresión enrollado a la derecha</b>
<b>Diámetro exterior (<math>De</math>)</b>	16.41 mm
<b>Diámetro interior (<math>Di</math>)</b>	11 mm
<b>Diámetro medio (<math>D</math>)</b>	13.7 mm
<b>Diámetro de alambre (<math>d</math>)</b>	2.44 mm
<b>Longitud de estado libre (<math>L</math>)</b>	66.22 mm
<b>Longitud con espiras unidas (<math>L_c</math>)</b>	24 mm
<b>Paso entre espiras (<math>p</math>)</b>	2.42 mm
<b>Número de espiras activas (<math>N_a</math>)</b>	13 espiras
<b>Constante elástica (<math>k</math>)</b>	8.9 kN/m
<b>Carga del resorte (<math>F_{cth}</math>)</b>	226.955036 N
<b>Índice del resorte</b>	5.61

Para el cálculo de la constante del resorte se pueden obtener por dos vías, la primera haciendo uso de la ecuación 12:

$$k = (G \cdot d^4) / (8 \cdot D^3 \cdot N_a) \quad (12)$$

Donde:

**G**= módulo de cizalladura

**d**= Diámetro del alambre

**N**= Diámetro de la espira

**N<sub>a</sub>**= Número de vueltas activas

Y la segunda, calculando el módulo de elasticidad haciendo uso de la ecuación 1, la ley de Hooke.

$$F = kx \quad (1)$$

*F* es el valor de la fuerza axial ejercida sobre el extremo del resorte, la fuerza aplicada (*F*) se mide en newton (*N*) y la deformación del resorte en metros (*m*), las unidades de medida para la constante del resorte (*K*) está dada en newton/metro (*N/m*).

Se realizó la caracterización del resorte debido a que no se contaba con datos característicos, haciendo uso de la ley de Hooke y los datos obtenidos en las pruebas de esfuerzo fueron usados para el cálculo de la constante de elasticidad (*k*). Para llevar a cabo la caracterización se empleó una prensa, el sensor FX1901 y microcontrolador Atmega328p para poder adquirir los valores de ADC reflejadas durante las pruebas del resorte.

El procedimiento experimental de la caracterización comienza con la medición del resorte sin carga alguna, se continua con el posicionamiento del resorte sobre el sensor FX1901 y por debajo de la prensa, se procede a la compresión del resorte milímetro por milímetro hasta quedar completamente comprimido y en conjunto se realiza la medición y registro del ADC durante el proceso de compresión. El Atmega328p realiza la adquisición de la señal y la almacena en una microSD por milímetro comprimido.

En la tabla 4 se plasma el conjunto de datos obtenidos durante la caracterización. Cabe mencionar que el proceso de caracterización y registro se ejecutó desde la longitud inicial sin carga del resorte hasta la longitud final cuando esté se comprimió completamente e inversamente, este proceso nos permitió conocer el comportamiento del resorte durante la compresión total y descompresión milímetro por milímetro.

Tabla 4.- Datos de caracterización del resorte.

Longitud (mm)	Peso (kg)	Fuerza (N)
1	2.3486997	23.040744
2	3.47002384	34.0409338
3	4.5363067	44.5011687
4	5.72184884	56.1313372
5	6.6850384	65.5802267
6	7.47123897	73.2928543
7	8.30300609	81.4524897
8	9.16156511	89.8749537
9	10.0006391	98.1062696
10	10.9596678	107.514341
11	11.7580465	115.346436
12	12.5689078	123.300986
13	13.3285194	130.752775
14	14.0512922	137.843177
15	14.5923062	143.150523
16	15.2600742	149.701328
17	15.9693495	156.659319
18	16.6664467	163.497842
19	19.6611534	192.875915
20	20.417213	200.29286
21	21.0623502	206.621655
22	21.8404319	214.254637
23	22.5530562	221.245481
24	23.1350699	226.955036

Longitud (mm)	Peso (kg)	Fuerza (N)
24	23.1350699	226.955036
23	22.3156839	218.916859
22	21.5952454	211.849357
21	20.8531906	204.5698
20	20.2033852	198.195208
19	19.4494567	190.79917
18	18.7741787	184.174693
17	18.1992689	178.534827
16	17.4306252	170.994433
15	16.3058723	159.960607
14	15.1884262	148.998461
13	14.1573435	138.88354
12	13.0638478	128.156347
11	11.9609141	117.336567
10	11.400618	111.840062
9	10.4311364	102.329448
8	9.31572009	91.3872141
7	8.55428175	83.9175039
6	7.47905327	73.3695126
5	6.30913974	61.8926609
4	5.16155281	50.6348331
3	4.0334509	39.5681534
2	3.47002384	34.0409338
1	2.06146809	20.2230019

Para la caracterización del resorte fueron considerados 1000 datos por milímetro comprimido continuando con el promediado de cada conjunto y haciendo uso de las ecuaciones 13 ,14 y 15 para la obtención de los datos característicos expresados en la tabla 4.

$$mv = \frac{\text{promedio} * 5000}{1024} \quad (13)$$

$$\text{Peso} = \frac{mv - b}{a} \quad (14)$$

$$\text{Fuerza} = \text{Peso} * 9.81 \frac{m}{s^2} \quad (15)$$

En la figura 32 se presenta la gráfica resultante de la compresión del resorte y en la figura 33 la gráfica resultante de la descompresión del resorte.

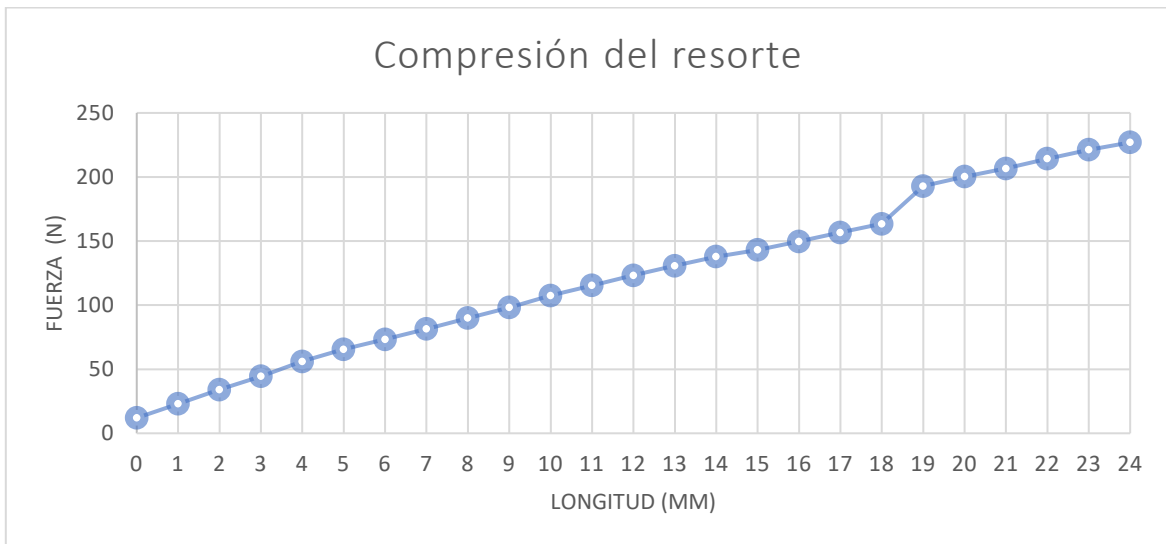


Fig. 31.- Representación gráfica del resorte en compresión.

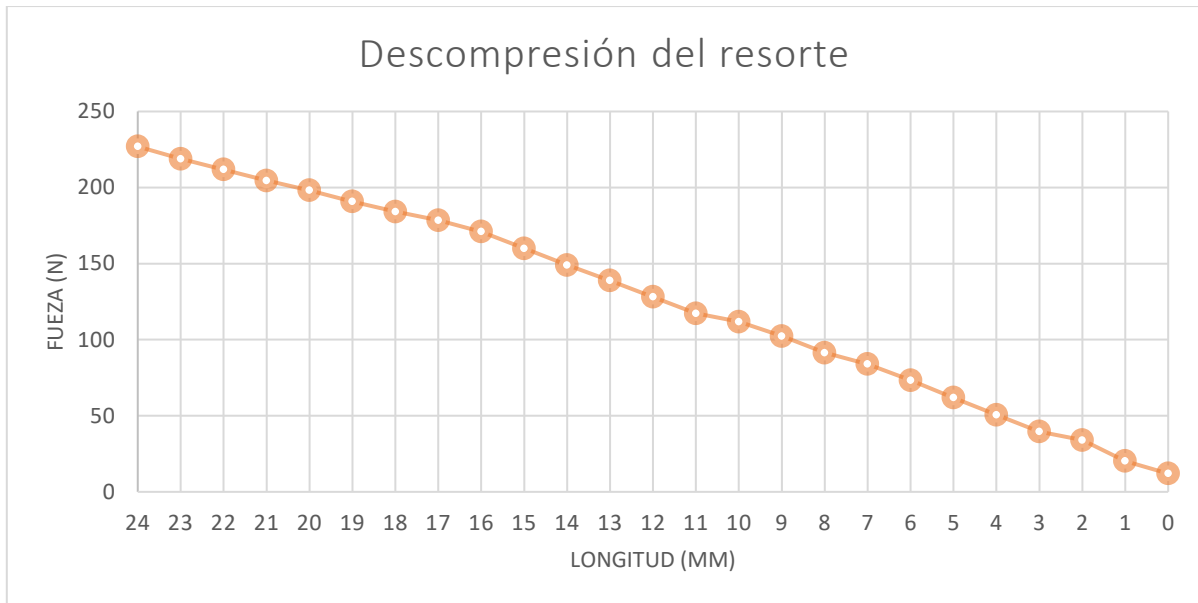


Fig. 32.- Representación gráfica del resorte en descompresión.

El comportamiento del resorte durante las 2 fases arrojó datos muy similares, se reflejaron diferencias como se observan en las gráficas y tablas; sin embargo, no existe variación grande que pueda afectar su comportamiento durante su uso en conjunto con el módulo de amortiguación y muletas.

El consumo de corriente de las muletas con amortiguación es de 80 mA con un voltaje suministrado de 5v, por medio de baterías recargables de 2600 mA fue administrado el voltaje necesario para su uso durante las pruebas realizadas. Se calculó por medio de las siguientes ecuaciones el tiempo de uso aproximado que se tendrá con las baterías mencionadas.

$$Potencia = IV \quad (16)$$

$$Potencia = \frac{(2600mA)(3.7V)}{5V} \quad (17)$$

$$Potencia = \frac{9.62W}{5V} \quad (18)$$

$$\frac{9.62W}{5V} = 1.93 A \quad (19)$$

$$\frac{1.93 A h}{0.08 A} = 24.125 h \quad (20)$$

Por lo tanto, el tiempo aproximado de funcionamiento del sistema será de 24 h antes de la descarga completa de las baterías. Por otro lado, si es necesario retirar las baterías recargables y sustituirlas por otras previamente cargadas, se puede realizar y continuar con las actividades ya asignadas.

La inicialización del sistema se basa en el reconocimiento del umbral establecido, a través de leds indicadores el sistema emite la respuesta de inicialización correctamente.

El led se torna al color verde si la inicialización fue ejecutada de forma correcta y estará lista para iniciar el registro y las pruebas. El sistema emitirá al led en rojo si éste no se ha inicializado correctamente o no se ha sobrepasado el umbral. El orden de ejecuciones en el sistema es el mismo para las dos muletas (con amortiguación y sin amortiguación).

La fuerza necesaria para inicializar el sistema es de 32 N sostenida durante 2 ms.

## Capítulo IV. Pruebas

Las pruebas fueron realizadas en el Hospital Regional 1° de octubre ISSSTE en el mes de septiembre del 2018. Se obtuvieron un total de 29 pruebas con diferentes pacientes con distintas situaciones del miembro inferior (cadera, rodilla y tobillo).

La estatura promedio de los pacientes oscilo entre 150 cm a 160 cm. A través de un documento de consentimiento informado y aviso de privacidad, se obtuvieron datos personales de los sujetos de prueba antes de dar inicio al estudio. El documento describe en que consiste el proyecto, cual es el objetivo, y la privacidad de la información.

Cada paciente fue instruido para inicializar el sistema, se les demostró como dar inicio a la prueba, no fue necesario especificar el tipo de marcha a utilizar debido a que los grupos de prueba tenían distintos tipos de marcha de acuerdo a la lesión presentada.

Para comenzar las pruebas se solicitó al paciente que se localizara en el punto de inicio marcado y se procedió al conteo para que este ejerciera una fuerza en dirección al piso en las muletas de aproximadamente de 32 N (3.5 kg) de fuerza sostenida, para activar el sistema y dar inicio al registro.

El recorrido durante las pruebas fue de 15 metros de distancia para cada prueba con muletas, se colocaron marcas de inicio y final visibles por usuarios en el área de pruebas.



#### 4.1. Resultados

Se presentan los resultados obtenidos del registro de la fuerza de compresión durante el uso de muletas con y sin sistema de amortiguación,

Se realizaron pruebas experimentales con diferentes personas con distintas características anatómicas. Un total de 29 registros fueron comparados con lo establecido en la literatura, de los cuales siete cumplen con las especificaciones de la onda representativa del uso de las muletas el cual se muestra en la figura 34 [28,29,30,31].

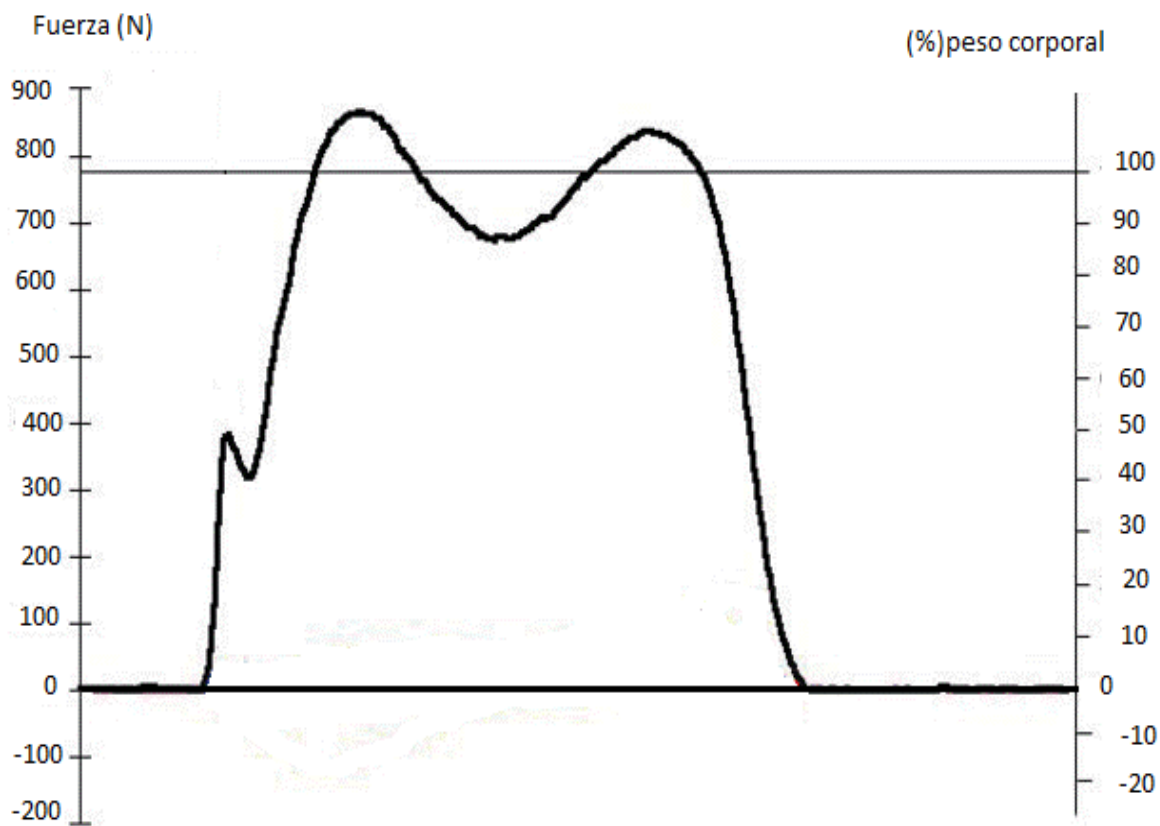


Fig. 33.- Señal de onda representativa de la marcha con muletas.

En la tabla 5 se observa los pacientes seleccionados, sus respectivos datos personales, la condición presentada al momento de la prueba e información referente al uso de muletas.

*Tabla 5.- Lista de pacientes seleccionados con sus respectivos datos.*

# Paciente	Sexo	Edad	Peso	¿Ha usado muletas?	Motivo	Pierna enferma	Cuanto tiempo
1	M	54	73	Si	Prótesis de cadera	Derecha	3meses
2	M	41	81	Si	Post cirugía	Izquierda	2meses
3	M	63	57	No	Amputación supracondílea	Derecha	N/A
4	M	60	85	Si	Cirugía de rotula	Derecha	15 días
5	M	61	85	Si	Fractura de fémur	Derecha	6 meses
6	M	44	71	Si	Fasciotomia bilateral	Ambas	4 meses
7	M	55	75	No	Prótesis de cadera	Derecha	N/A

En la tabla 6 se contrastan los parámetros de cada paciente, obtenidos a partir del registro de la fuerza de compresión, durante el uso de muletas con y sin amortiguador de cada paciente.

Tabla 6.- Parámetros obtenidos por paciente.

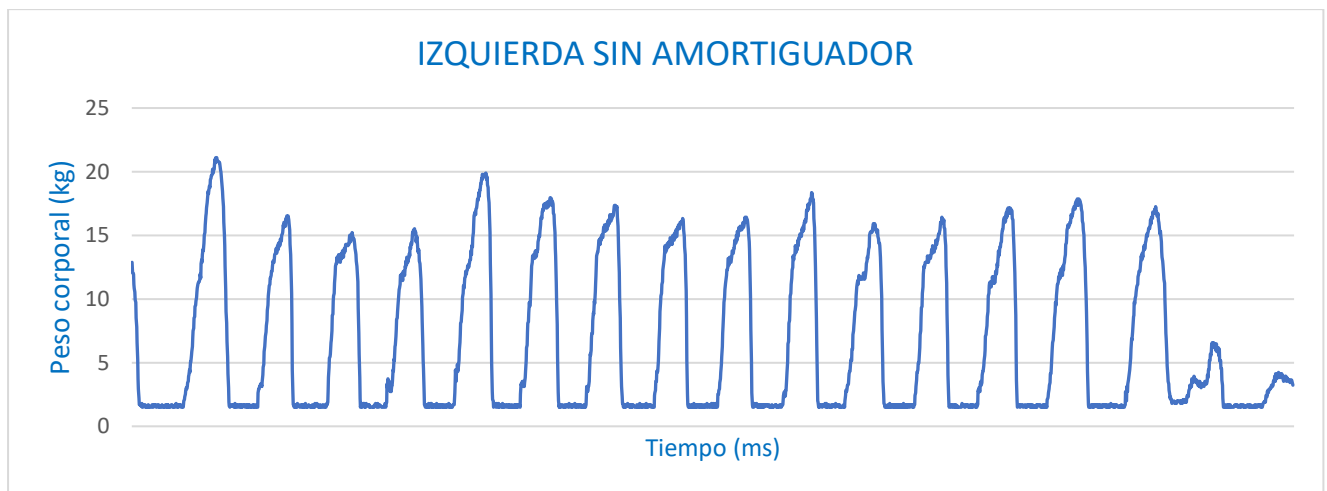
#Paciente	Parámetros									
	Fuerza de reacción vertical máxima N		# pasos		Velocidad promedio m/s		Peso máximo kg		% Peso corporal	
	Con- A	Sin - A	Con-A	Sin- A	Con-A	Sin-A	Con-A	Sin- A	Con- A	Sin - A
<b>1</b>	179.15	207.06	17 P	15 P	0.551	0.70	18.262	21.107	25	28.9
<b>2</b>	322.66	310.70	13 P	14 P	0.757	0.726	32.900	31.671	40.6	39.1
<b>3</b>	232.97	240.94	17 P	23 P	0.675	0.300	23.748	24.560	41.6	43
<b>4</b>	304.72	303.72	17 P	18 P	0.511	0.467	31.062	31.00	36	36.4
<b>5</b>	307.71	296.75	16 P	21 P	0.535	0.430	31.367	30.250	36.9	35.6
<b>6</b>	304.72	262.87	14 P	12 P	0.712	0.866	31.062	26.795	43.7	37.7
<b>7</b>	151.25	185.13	17 P	17 P	0.361	0.383	15.418	18.872	20.5	25.1

\*Con-A → con amortiguador

\*Sin-A → Sin amortiguador

A continuación, se exponen las gráficas resultantes de las pruebas realizadas, con las muletas con y sin el sistema de amortiguamiento.

### Paciente 1



**Paciente 2**



**Paciente 3**



**Paciente 4**

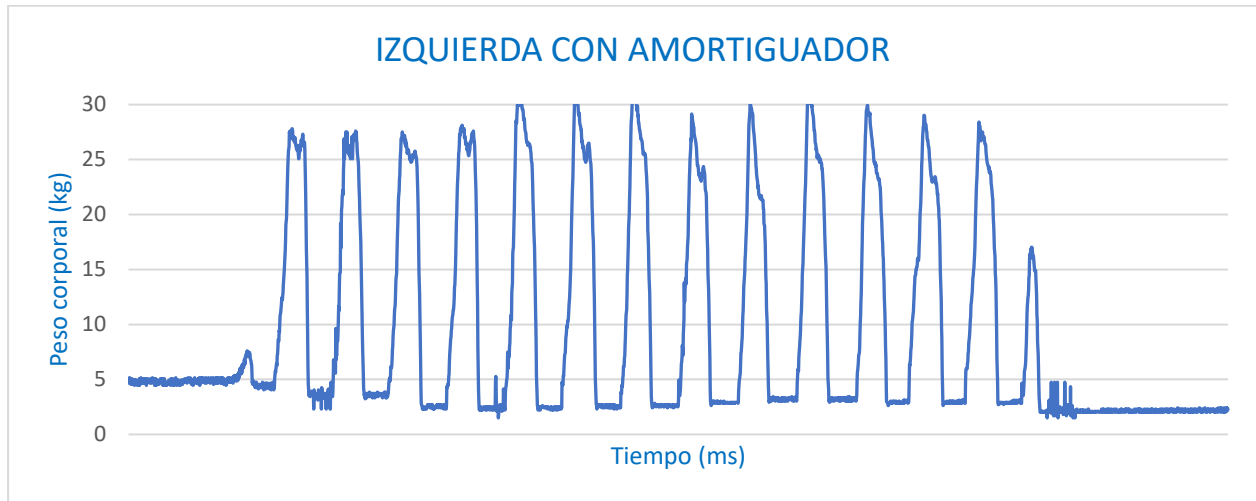


**Paciente 5**

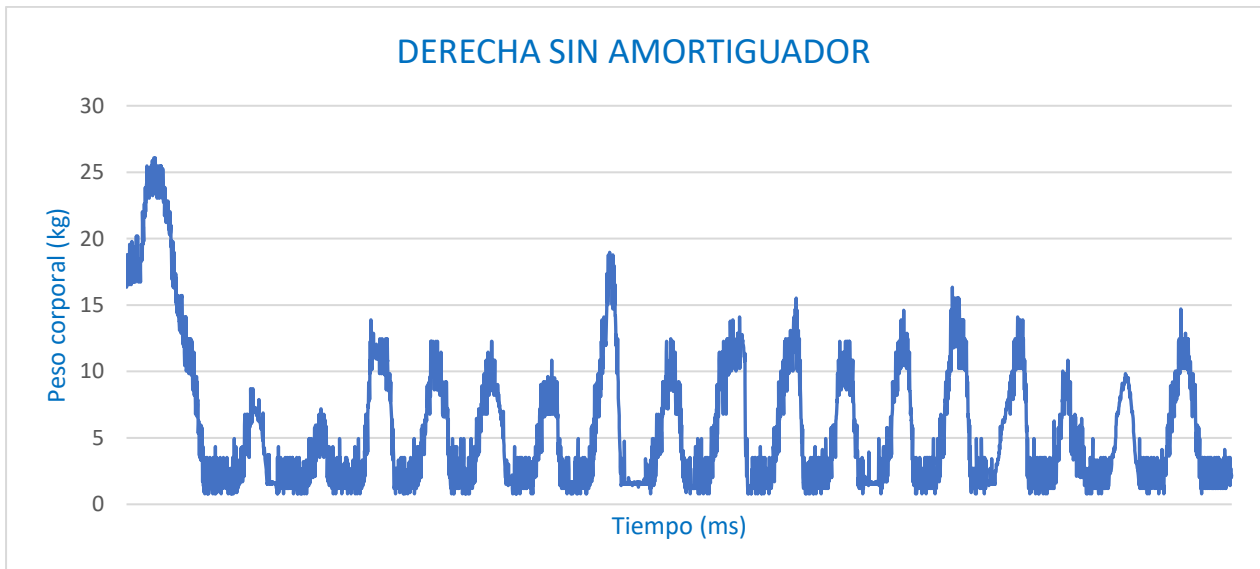
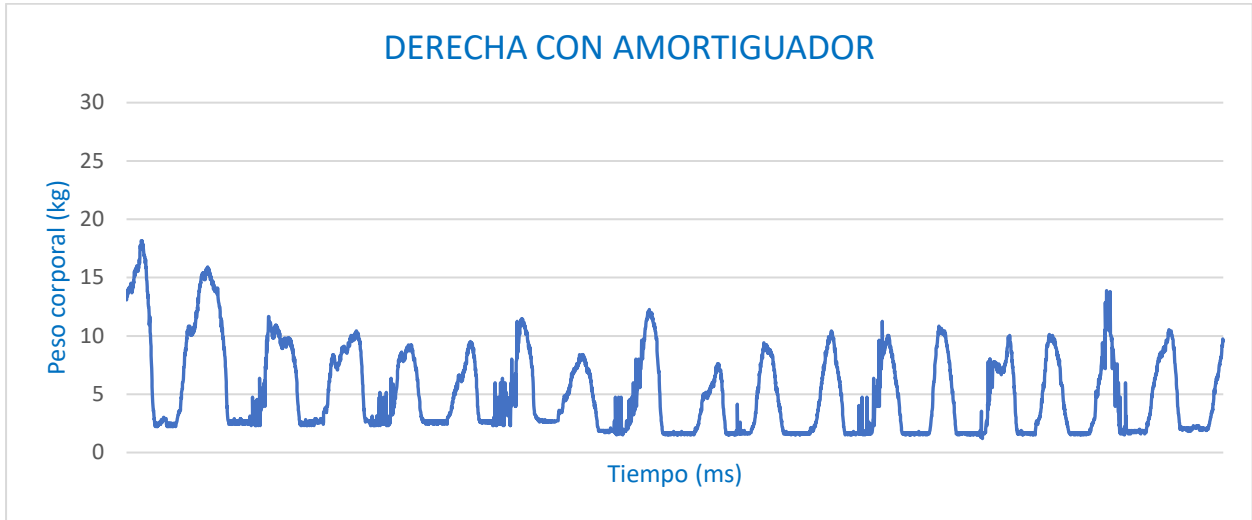




**Paciente 6**



**Paciente 7**



## Capítulo V. Discusión

El diseño de las muletas con el módulo de amortiguación maneja similitudes con previas investigaciones; sin embargo, existe diferencias como lo es el tipo de amortiguador que manejan, las características técnicas, entre otras [26,29].

Los resultados reflejan que hubo una reducción de 3% a 19% de fuerza de compresión vertical en muletas con amortiguación. Los resultados obtenidos fueron contrastados con las muletas sin módulo de amortiguación; sin embargo, se observó que en pacientes con un peso corporal <75 kg el aumento del pico de fuerza de reacción es mayor en promedio de 2.9% durante el uso de muletas con amortiguador.

Contrariamente a lo que esperábamos, la fuerza de reacción de la fuerza máxima fue mayor cuando los sujetos caminaron con las muletas con amortiguación que cuando usaron muletas estándar.

Algunos autores explican en sus estudios que el aumento de la fuerza de reacción vertical puede ser afectada cuando se sobrepasa el límite de elasticidad del resorte. En este caso el resorte tiende a comprimirse completamente hasta la deformación durante la marcha [30,26].

A partir de los datos, se observó que el 71.4 % de los pacientes redujo la cantidad de pasos con el uso de las muletas con amortiguador respecto a las muletas estándar; desde 1 hasta 6 pasos. El 14.28 % aumentó el número de pasos dados con el sistema de amortiguamiento respecto a las muletas estándar, que corresponden de 1 a 2 pasos, mientras que el 14.28 % mantuvo similitud en el uso de ambos sistemas.

Como dicta la literatura, la distribución de peso en usuarios de muletas estándar se encuentra alrededor de 30 a 40 % del total de peso corporal, en este estudio el porcentaje de distribución del peso corporal fue 28 a 43 % cuando se hace uso de muletas estándar y de 25 a 41 % cuando hace uso del sistema con amortiguador [28,29,30,]

También, se observó que la velocidad mínima promedio de los usuarios durante la marcha de 15 metros se encontró alrededor de 0.300 m/s a 0.866m/s con el sistema de muleta estándar y de 0.361 m/s a 0.757m/s en muletas con amortiguador.

Durante las pruebas se tuvieron complicaciones con respecto a la altura de las muletas, a pesar de que las muletas tenían la capacidad de adaptarse a la estatura del paciente, la mayoría de los pacientes tenían una estatura por debajo de 1.53 cm. Debido a esto, fue necesario seleccionar ciertos pacientes que se acoplaran a la estatura de las muletas estándar (para niños) para no afectar el tipo de marcha y la condición física que presentaban.

Con base a los comentarios de los usuarios, se destaca que, durante el uso de las muletas con amortiguador, en un principio de la marcha se sentían incómodos debido a la propulsión que las muletas emitían durante su uso; sin embargo, posteriormente de un tiempo de uso consecutivo, esa acción les fue de ayuda para continuar la marcha ya que algunos pacientes no podían hacer uso de las dos piernas.

## 5.1. Conclusiones

En esta tesis se presentó el diseño y construcción de un sistema de adquisición y registro de la fuerza de reacción vertical durante la ambulación con muletas.

Se diseñó y acoplo un módulo de amortiguación en el interior de muletas axilares convencionales. Estas muletas ayudan a reducir el impulso inicial producido durante la ambulación y proporciona un mecanismo de propulsión durante la marcha. Esta investigación no solo proporciona un género de muletas con amortiguación, sino que también propone un enfoque para optimizar la rigidez del resorte helicoidal a través del estudio del comportamiento cinético de la muleta.

Los resultados de este estudio tienen importantes implicaciones para el diseño de muletas axilares y sugieren vías para la investigación futura. La reducción de los pasos y las tasas de aumento de la fuerza implican que las muletas con amortiguación pueden permitir a los usuarios de la movilidad caminar más cómodamente con muletas axilares y con menos complicaciones.

Sin embargo, se necesita más trabajo para cuantificar cómo se modifican las cargas aplicadas al cuerpo y qué diferencias de carga existen para los usuarios habituales de muletas y para las constantes de resorte variados.

Nuestra hipótesis es que el uso de muletas con amortiguación haría que el ciclo de marcha con muletas fuera más eficiente. La hipótesis está respaldada por resultados experimentales que muestran que la eficiencia mecánica es significativamente mayor cuando los sujetos caminaron con muletas amortiguadas que cuando caminaron con muletas estándar.

## 5.2. Trabajo a futuro

- Optimizar el diseño de muletas con amortiguación eligiendo la rigidez del resorte adecuada en función de sus características dinámicas, esto nos permitirá determinar las cualidades del resorte que debe usar una persona con ciertas características antropométricas.
- Realizar pruebas con resortes de distintas características.
- Medición de fuerza de reacción durante la marcha en 3 ejes.
- Análisis del ciclo de marcha con muletas.
- Reconocimiento de fases del ciclo de marcha durante el uso de muletas.
- Desarrollo de un sistema de reconocimiento para el correcto uso de muletas a través de la señal registrada.
- Utilizar un mecanismo hidráulico.

## Referencias

- [1]. Le Breton, David. (2011). *Caminar es un elogio*. Español (1ª. Ed.). Madrid: Siruela, 2011, pp 50.
- [2]. UNE-EN ISO 9999(1999). Assistive products for persons with disability. [En línea]. Available: <https://www.aenor.es/aenor/normas/normas/fichanorma.asp?tipo=N&codigo=N0058322&PDF=Si#.WiWE8EqWa00>.
- [3]. INEGI, «Instituto Nacional de Estadística y Geografía,» 2014. [En línea]. Available: [http://internet.contenidos.inegi.org.mx/contenidos/Productos/prod\\_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/nueva\\_estruc/702825094409.pdf](http://internet.contenidos.inegi.org.mx/contenidos/Productos/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/nueva_estruc/702825094409.pdf).
- [4]. ENADID, «Encuesta Nacional de la Dinámica Demográfica,» 2014 [En línea]. Available: <http://www.beta.inegi.org.mx/proyectos/enchogares/especiales/enadid/2014/>.
- [5]. University of Seville, “Design and validation of GCH System 1.0 which measures the weight-bearing exerted on forearm crutches during aided gait”, 2013 en ScienceDirect [En línea]. Available: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663621200364>.
- [6]. A.I. Agudelo Mendoza, et.all. “Gait: description, methods, assessment tools and normality parameters reported in the literatura”, pp 24-49, 2013.
- [7]. J.D. Lesmes. *Examen de la marcha humana. Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*, Bogotá: Panamericana, 2007. pp. 11-47.
- [8]. J. Cámara. “Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales”, vol. 7, núm. 1, , pp. 160-173 ,2011.
- [9]. F. Plas, E. Fiel, Y. Blanc. “*la marcha humana: cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica*”: Masson, 1996, pp. 15-45.
- [10]. C.S. Gracia, et.all. “*Biomecánica de la marcha*”, Valencia: IBV, 2006, pág. 444.
- [11]. M.W. Whittle. “*Gait análisis: An introduction*”: Butterworth Heinemann, 1991, pp. 1-88.
- [12]. R.G. Fitzgerald, H. Kaufer, A.L. Malkani. “*Ortopedia*”, Argentina: Panamericana, 2004, pp. 96-120.

- [13]. A.V. Voegeli. “*Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor* “, España: Springer, 2000, pp. 3-13.
- [14]. R.G.M. Sánchez. “*Intervención en la atención higiénico-alimentaria en instituciones*”: Paraninfo,2005, pp. 15-25.
- [15]. J.C.C. Hernández. “*Características y necesidades de las personas en situación de dependencia*”, España: Editex, 2014, pág. 240.
- [16]. UNE-EN ISO 9999(2017). Assistive products for persons with disability. [En línea]. Available: <http://www.normadoc.com/english/din-en-iso-9999-2017-03-1042707.html>
- [17]. A.B. Martos.(2016).*Intervención en la atención sociosanitaria en instituciones* “ .[En línea]Available: [https://books.google.com.mx/books?id=y2o\\_DwAAQBAJ&pg=PA140&dq=partes+de+la+muleta+canadiense&hl=en&sa=X&ved=0ahUKEwj6jLzE2LHeAhUPVK0KHeL8CaAQ6AEIQzAD#v=onepage&q=partes%20de%20la%20muleta%20canadiense&f=false](https://books.google.com.mx/books?id=y2o_DwAAQBAJ&pg=PA140&dq=partes+de+la+muleta+canadiense&hl=en&sa=X&ved=0ahUKEwj6jLzE2LHeAhUPVK0KHeL8CaAQ6AEIQzAD#v=onepage&q=partes%20de%20la%20muleta%20canadiense&f=false).
- [18]. T. Ucha, Antonio L. (1965). *Historia de la ortopedia*. Montevideo. [En línea]. Disponible en: [https://www.smu.org.uy/dpmc/hmed/historia/articulos/historiortopedia\\_bado1965.pdf](https://www.smu.org.uy/dpmc/hmed/historia/articulos/historiortopedia_bado1965.pdf).
- [19]. D.Lesmes. “*Evaluación clínico-funcional del movimiento humano*”, Bogotá: Panamericana, 2007, pp. 1-11.
- [20]. S. J. Spaulding. “*Meaningful Motion:Biomechanics for occupational therapists*”:Elsevier, 2005,pp. 9-35.
- [21]. J. S. Lacuesta. “*Miembro inferior y marcha humana* “, Valencia: IBV,1994, pág. 460.
- [22]. V. Negrete, J. P. Agustín, “*Física general*”: Physics 2005, pp. 68-100.
- [23]. R. A. Serway, J. S. Faugh. “*Física*”: Pearson, 2001, pp. 403-440.
- [24]. UNE-EN ISO 2162(1993). Documentación técnica de productos, resortes. [En línea]. Available: <http://www.vc.ehu.es/Dtecnico/descargas/tema11.pdf>.
- [25]. COVENIN 1103-98. Automotriz, resortes helicoidales para suspension. [En línea]. Available: <http://www.sencamer.gov.ve/sencamer/normas/1103-98.pdf>
- [26]. DIN 2095-2096. Resortes a compresión. [En línea]. Available: <http://www.vc.ehu.es/Dtecnico/NormasUNE.htm>.



- [27]. A. Segura, BS, Stephen, J. Piazza. “Mechanics of ambulation with estándar and spring-loaded crutches”.2007.
- [28]. J. C .H. Goh, S. L. Toh, K. Bose. “Biomechanical study on axially crutches during single-leng swing-through gait”, 2000.
- [29]. R.C.M. Marrero, I.M.Rull.“*Biomecánica clínica de los tejidos y articulaciones del aparato locomotor* “:Masson , 2005, pp.3-14.
- [30]. S.L. Roberts, S.A. Falkenburg. “*Biomechanics: problema solving for functional activity*”: Mosby Year Book, 1992, pp. 95-109.
- [31]. G. Liu, S.Q. ShaneXie, Y. Zhang. “optimization of spring-Loaded crutches via boundary value problem”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Volume: 19 , Issue: 1 , Feb. 2011.