



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**DISEÑO DE SISTEMA PARA MONITOREAR  
MIEMBRO INFERIOR DURANTE LA MARCHA  
DEL ADULTO MAYOR**

**T E S I S**

Para obtener el título de  
**INGENIERO MECATRÓNICO**

**PRESENTA**

**EMMANUEL VÁZQUEZ ORDUÑA**

**DIRECTOR DE TESIS**

**DR. ÁLVARO AYALA RUIZ**



**Ciudad Universitaria, Cd.Mx. 2017**

## **DEDICATORIA**

Quiero dedicar esta tesis a mis padres Leodegarda Orduña Parra y Nereo Vázquez Corona ya que sin su apoyo este trabajo no hubiera sido posible.

## **AGRADECIMIENTOS**

A mi madre, por sus regaños que siempre me llevaron por el buen camino y formaron a esta persona con valores que soy hoy. A mi padre por esas horas de trabajo duro y sacrificios procurando que nada me faltara. Le agradezco a ambos por ser mi fuente de inspiración, por haberme otorgado la mejor educación que pude haber recibido, depositándome su confianza para alcanzar mis metas.

A mis hermanos por la risas, juegos y aprendizajes que hemos pasado y espero sigamos pasando en el transcurso de nuestros objetivos. En general a mi familia por ser parte importante en mi vida.

A mis amigos y compañeros con los que trabaje hombro a hombro a lo largo de la carrera y en el desarrollo de la tesis.

Agradezco al Dr. Álvaro Ayala por depositar en mi la confianza para desarrollar este proyecto y haberme tenido la paciencia necesaria para guiarme durante todo el desarrollo de la tesis.

Al M.I. Serafín Castañeda por los conocimientos que adquirí en sus clases y la ayuda que me brindo para la solución de un problema que se presentó en el desarrollo de esta tesis.

A mis sinodales la M.I. Mayverena Jurado, el Dr. Adrián Espinoza y al Dr. Edmundo Gabriel Rocha, por permitirme compartirles los resultados de mi trabajo de tesis.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por aceptarme entre sus puertas desde nivel bachillerato y brindarme conocimiento a través de sus maestros a quienes también agradezco infinitamente.

Investigación realizada gracias al Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e innovación Tecnológica (PAPIIT) de la UNAM IT102714 DISEÑO DE EQUIPO INNOVADOR PARA REHABILITACIÓN FÍSICA.

**“AL FINAL, LO QUE IMPORTA NO SON LOS AÑOS DE VIDA, SINO LA VIDA DE LOS AÑOS.”**

**ABRAHAM LINCOLN.**

## CONTENIDO

INTRODUCCIÓN .....	VII
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	VIII
OBJETIVO.....	VIII
METAS .....	VIII
HIPÓTESIS.....	VIII
CAPÍTULO 1 ANTECEDENTES .....	9
1.1 ACELERÓMETRO .....	9
1.2 TIPOS DE ACELERÓMETROS.....	9
1.2.1 Acelerómetros mecánicos.....	9
1.2.2 Acelerómetros piezoeléctricos .....	10
1.2.3 Acelerómetros capacitivos .....	10
1.3 SELECCIÓN DE UN ACELERÓMETRO .....	11
1.4 GIROSCOPIO.....	12
1.4.1 Arquitectura.....	13
1.5 MICROCONTROLADORES .....	13
1.6 COMUNICACIÓN SERIAL .....	14
1.6.1 Comunicación síncrona y asíncrona.....	15
1.6.2 RS-232.....	15
1.6.3 I <sup>2</sup> C.....	16
1.7 LA MARCHA HUMANA .....	17
1.7.1 Marcha del niño.....	17
1.7.2 Marcha del adolescente y del adulto .....	17
1.7.3 Marcha del adulto mayor.....	18
1.8 FACTORES QUE MODIFICAN LA MARCHA.....	18
1.8.1 Factores extrínsecos .....	18
1.8.2 Factores intrínsecos .....	19
1.8.3 Factores patológicos.....	19
1.9 CICLO DE LA MARCHA.....	19
1.9.1 Parámetros del ciclo de la marcha.....	21
1.9.2 Longitud de paso largo o zancada.....	21
1.9.3 Longitud de paso o paso corto.....	21
1.9.4 Ancho de paso .....	22
1.9.5 Ángulo de paso.....	22
1.9.6 Cadencia.....	22

1.9.7	Velocidad .....	23
1.10	MÉTODOS DE ANÁLISIS DE LA MARCHA .....	23
1.11	MÉTODOS CINEMÁTICOS .....	23
1.11.1	Inspección.....	23
1.11.2	Cinematografía .....	23
1.11.3	Videofotogrametría .....	24
1.11.4	Cinerradiología.....	24
1.11.5	Goniometría.....	24
1.11.6	Electrogoniómetros .....	25
1.11.7	Acelerómetros .....	25
1.12	MÉTODOS CINÉTICOS.....	26
1.12.1	Podómetro electrónico.....	26
1.12.2	Plantillas dinamométricas .....	26
1.12.3	Plataformas dinamométricas .....	27
CAPÍTULO 2 DESARROLLO.....		28
2.1	DIAGRAMA DE FLUJO DE PROCESOS .....	28
2.2	DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA .....	29
2.3	REQUERIMIENTOS Y ESPECIFICACIONES .....	30
2.4	CLARIFICACIÓN DE OBJETIVOS .....	31
2.4.1	Funciones .....	31
2.4.2	Análisis de Funciones.....	33
2.4.3	Alternativas de solución .....	33
2.5	DISEÑO CONCEPTUAL.....	37
2.5.1	Evaluación de Conceptos .....	37
2.5.2	Modelo conceptual final.....	38
2.6	DISEÑO DE DETALLE.....	39
2.7	VALIDACIÓN DE CONCEPTOS .....	44
2.8	FABRICACIÓN DEL SISTEMA DE MONITOREO.....	55
2.9	PROTOTIPO FUNCIONAL.....	64
CAPÍTULO 3 PRUEBAS Y RESULTADOS .....		66
3.1	REALIZACIÓN DE PRUEBAS.....	69
3.2	RESULTADOS.....	72
CAPÍTULO 4 ANÁLISIS DE RESULTADOS.....		84
CONCLUSIONES .....		96
BIBLIOGRAFÍA.....		97



## INTRODUCCIÓN

Hoy en día el análisis de marcha y en general el análisis de movimiento, es algo que ha tomado suma importancia para investigadores, médicos, ingenieros, etc. Esto beneficia a atletas y a personas con enfermedades que afectan su capacidad locomotora. En los primeros, un correcto análisis, aportará información para detectar problemas con la postura, el gesto técnico y las lesiones, todo esto para aumentar su desempeño deportivo. En cuanto al segundo grupo, les ayuda a los médicos a evaluar y diagnosticar, así como, planificar y orientar el tratamiento para una pronta recuperación de las personas con enfermedades.

Dado que se han obtenido buenos resultados monitoreando el comportamiento del tobillo [29], el propósito del presente trabajo es el diseño y manufactura de un sistema para monitorear el miembro inferior y así poder analizar la marcha humana. Los requerimientos y las especificaciones son el punto de partida para el diseño, para después analizar cada una de las funciones presentes en el sistema, lo que permitirá proponer los medios que llevarán a cabo dichas funciones. Con los medios elegidos, se proponen los modelos conceptuales que posteriormente serán evaluados para obtener el modelo que cubra de mejor manera los requerimientos.

Posteriormente se realiza el diseño de detalle y la validación, esto permite analizar si cada una de las partes, que conforman al sistema, funciona adecuadamente para continuar con el proceso de manufactura y al finalizar contar con un prototipo funcional.

Finalmente, haciendo uso del prototipo funcional, se realizan pruebas a adultos jóvenes aparentemente sanos para la caracterización de la marcha.

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

En los últimos años el envejecimiento poblacional ha ido aumentando considerablemente, tan solo en el año 2017 hay 12 973 411 adultos, mayores de 60 años de edad en la República Mexicana, para el año 2020 se estima que habrá 14 425 879 personas con la misma edad [27]. Esto trae consigo el gran impacto de los trastornos de la marcha en el adulto mayor, dado que son especialmente propensos a disminuir su capacidad locomotora, iniciando un progresivo deterioro en la funcionalidad física.

Tomando en cuenta lo anterior, la creación y/o perfección de métodos y dispositivos se ha convertido en una necesidad para el estudio de la marcha, el cual conlleva; la caracterización y parametrización de una marcha normal, los trastornos y patologías, así como, el análisis de diversos factores que pueden llegar a afectar la marcha, tales como: el peso, la altura, la raza, el sexo, etc.

Los adultos mayores presentan ciertas peculiaridades en su patrón de marcha, por lo que estos dispositivos son una base para cuidar la integridad física del adulto y asistir, de ser posible, a su rehabilitación.

## **OBJETIVO**

Diseñar dispositivo basado en acelerómetros, para dar seguimiento a miembro inferior y así poder caracterizar la marcha, con un costo menor a los dispositivos en el mercado.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Graficar y analizar los datos recabados.
- Realizar el dispositivo portable.

## **METAS**

- Obtener un dispositivo con base en acelerómetros para la valoración de la marcha humana.
- Utilizar el dispositivo de análisis de la marcha humana a realizar, para ser utilizado en adultos y así analizar y caracterizar su marcha.
- Contar con una interfaz gráfica que nos permita obtener un gráfico de la posición, velocidad y aceleración.

## **HIPÓTESIS**

Haciendo uso de acelerómetros y giroscopios se caracterizará la marcha humana obteniendo gráficos de posición velocidad y aceleración de una zancada. Dichos sensores nos proporcionarán la cantidad necesaria de datos para realizar un correcto análisis.

# CAPÍTULO 1 ANTECEDENTES

## 1.1 ACELERÓMETRO

El acelerómetro es un dispositivo que mide el cambio de velocidad de un objeto. Las unidades en que se mide es en metros por segundo cuadrado ( $m/s^2$ ) o en fuerzas G (g). Este dispositivo puede detectar aceleración, tanto estática como dinámica. La estática incluye la gravedad, mientras que la aceleración dinámica puede incluir vibraciones y movimiento. Es por eso que son muy utilizados para detectar las vibraciones en los sistemas o para aplicaciones de orientación.

El principio de funcionamiento consiste en convertir la aceleración, ya sea estática o dinámica, en una señal eléctrica analógica que será proporcional a la fuerza aplicada al sensor, basándose en la segunda ley de Newton y la ley de Hook. [1,2]

## 1.2 TIPOS DE ACELERÓMETROS

### 1.2.1 Acelerómetros mecánicos

El funcionamiento de estos acelerómetros se basa en una masa con una limitación elástica. Los cambios se miden con galgas extensométricas, incluyendo sistemas de amortiguación que evitan la oscilación de la masa. [2,3]

Con la fuerza aplicada en el sensor, se produce una deformación en la galga que a la vez se traduce en una variación en la corriente. Dicha aceleración es directamente proporcional a la deformación de la galga. (Ver Figura 1)

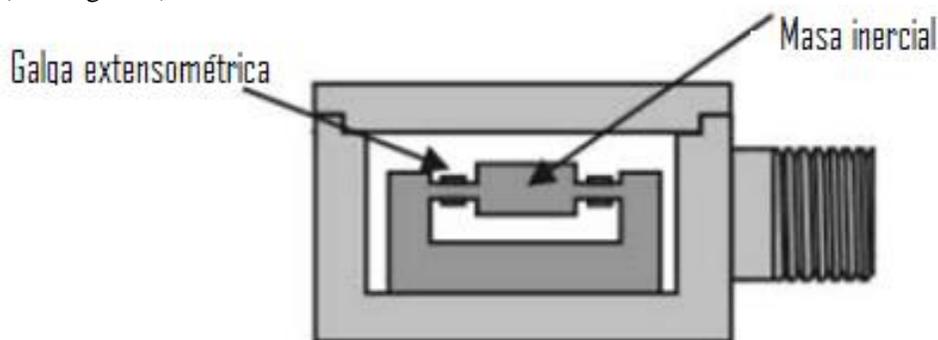


Fig. 1 Esquema acelerómetro mecánico [3]

### 1.2.2 Acelerómetros piezoeléctricos

El funcionamiento de estos acelerómetros se basa en las propiedades de los materiales piezoeléctricos, los cuales, al ser sometidos a una fuerza de compresión, producen una diferencia de voltaje a causa de la variación de su estructura cristalina. (Ver Figura 2)

Existen en el mercado sensores de este tipo que incorporan un amplificador que los hace más cómodos para su uso, ya que producen a la salida del amplificador un valor de tensión proporcional a la excitación aplicada. El comportamiento del circuito del amplificador es independiente del circuito exterior que se le implemente puesto que la carga y resistencia de entrada del amplificador se mantienen constante siempre.

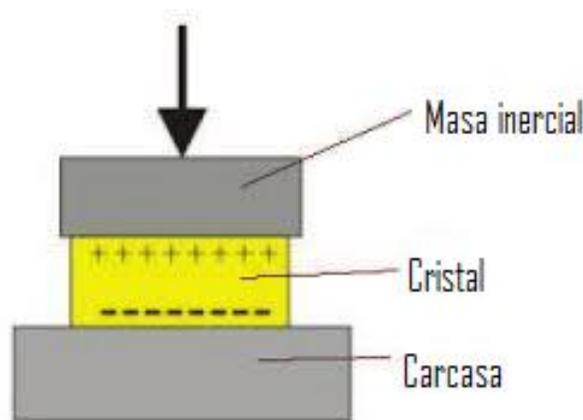
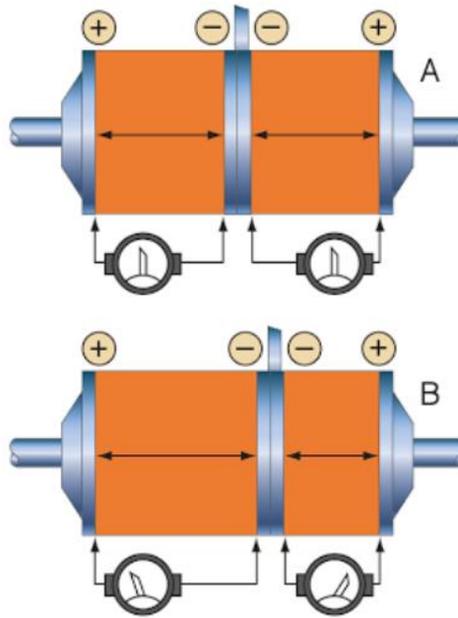


Fig. 2 Esquema de un acelerómetro piezo-eléctrico. [3]

### 1.2.3 Acelerómetros capacitivos

El funcionamiento de estos acelerómetros se basa en el principio de variación de capacitancia. El dispositivo consta de dos placas de la misma polaridad. (Ver Figura 3A) En el centro se encuentra otra placa cargada con polaridad inversa. Esta placa se encontrará en movimiento por lo que al someterla a una aceleración su masa le obliga a desplazarse. Dicho desplazamiento, produce una variación en la relación de carga entre las dos parejas de placas. (Ver Figura 3B) La variación es transformada en una magnitud medible a través de una electrónica integrada con la que cuenta el acelerómetro.

El acelerómetro puede medir aceleraciones transversales o longitudinales en función de su posición. [1,4]



**Fig. 3A** Esquema del acelerómetro capacitivo. **3B** Variación entre las dos parejas de placas. [4]

### 1.3 SELECCIÓN DE UN ACELERÓMETRO

Para la correcta elección de un acelerómetro se deben tomar en cuenta diversos requerimientos y especificaciones tales como, el tipo de comunicación, tipo de alimentación, rango de las aceleraciones o vibraciones que van a ser medidas, aspectos ambientales o consideraciones acerca de la forma de montaje y el espacio disponible.

Las siguientes son especificaciones básicas para la selección de un acelerómetro:

#### Rango dinámico

Es la máxima amplitud que el acelerómetro puede medir antes de que la señal de salida se distorsione o se sature. El rango puede variar de  $\pm 1$  [g] hasta  $\pm 250$  [g]. Donde 1 [g] equivale a  $9.8$  [m/s<sup>2</sup>]. Mientras el rango sea más pequeño, el acelerómetro es más sensible, por lo que si se desea medir pequeñas vibraciones, lo más adecuado es utilizar un acelerómetro de gama pequeña, este proporcionará datos más precisos que el uso de uno de 250 [g]. [1,2]

#### Interfaz

La interfaz es una de las características más importantes, para la correcta elección del sensor. Los acelerómetros tendrán ya sea una interfaz Análoga, Digital (I2C o SPI) o por Modulación de Ancho de Pulso (PWM).

Acelerómetros con una interfaz de PWM producirán una onda cuadrada con una frecuencia fija, pero el ciclo de trabajo del pulso variará con la aceleración detectada. Acelerómetros digitales por lo general cuentan con una interfaz serial sea SPI o I2C. Estos acelerómetros son menos susceptibles al ruido que sus homólogos analógicos.

## **Sensibilidad**

Es la relación entre la variación de la magnitud de salida, que es el voltaje y la variación de la magnitud de entrada, en este caso la aceleración. Se emplearán acelerómetros de baja sensibilidad para el sensado de grandes aceleraciones y viceversa.

## **Respuesta en frecuencia**

Es el rango de frecuencia en el que se puede emplear el acelerómetro para sensar. Esta dependerá de la masa, las propiedades del cristal y la frecuencia de resonancia.

## **Ruido**

Señal no deseada que se presenta a la salida. El ruido puede interferir en el rango dinámico, puesto que, si la señal de entrada fuese muy débil, sería enmascarada por el ruido.

## **Rango de temperatura**

Temperatura a la cual puede ser expuesto el acelerómetro durante su funcionamiento sin que el sensor presente cambios considerables en sus características y funcionamiento.

## **Masa**

La masa es muy importante ya que puede afectar la medición, cuando el sistema a sensar es más ligero que el propio acelerómetro. Por lo que al momento de seleccionar el sensor se debe tener en cuenta que la masa del acelerómetro debe ser significativamente inferior a la masa del sistema a monitorizar.

## **1.4 GIROSCOPIO**

Estos sensores son de tipo inercial, dado que relacionan la rotación relativa con un voltaje. Generalmente, al igual que los acelerómetros, se utiliza el desplazamiento de una masa móvil para convertirlo en variación de capacitancia a través de un principio de transducción capacitivo; en un cambio de resistencia mediante transducción piezoresistivo o en una variación en el voltaje por medio de un principio de transducción piezoeléctrico.

La simetría con que se fabrican los giroscopios permite que haya simetría en su rotación. Teniendo esto en cuenta, supóngase que la masa se desplaza una velocidad  $V$ ; cuando al sensor se le aplique un momento de fuerza, este girará a una velocidad angular  $\Omega$ . La combinación de movimientos rotacional y lineal generará la fuerza de coriolis que será perpendicular al eje de movimiento lineal inicial. [1]

### 1.4.1 Arquitectura

Consta de un par de masas con movimiento lineal de vaivén en sintonía. Las masas móviles constituyen los electrodos de los capacitores, la variación de desplazamiento que a su vez es la variación de capacitancia, se logra a través de la fuerza de coriolis presente en cada masa. La fuerza de coriolis empuja a cada una de las masas en direcciones opuestas debido a que la dirección de su velocidad es opuesta. Esta variación de capacitancia será proporcional a la velocidad angular aplicada al sensor. [1]

## 1.5 MICROCONTROLADORES

Los microcontroladores son dispositivos que juegan un papel muy importante en la vida diaria, puesto que se encuentran en diversos dispositivos electrónicos que se utilizan cotidianamente. En un automóvil, por ejemplo, se puede apreciar la gran utilidad de los microcontroladores, ya que estos pueden llegar a tener 100 microcontroladores embebidos, que controlan funciones tales como el encendido, desplazamiento de la transmisión, antibloqueo del freno, disparo de la bolsa de aire, etc.

Algo que diferencia a los microprocesadores de los microcontroladores, es que estos últimos contiene en un sólo circuito integrado el microprocesador, la memoria de datos, la memoria de programa y las unidades de entrada/salida, lo que lo hace de un menor tamaño, menor costo y de fácil manejo, perfecto para aplicaciones de propósito específico. (Ver Figura 4)

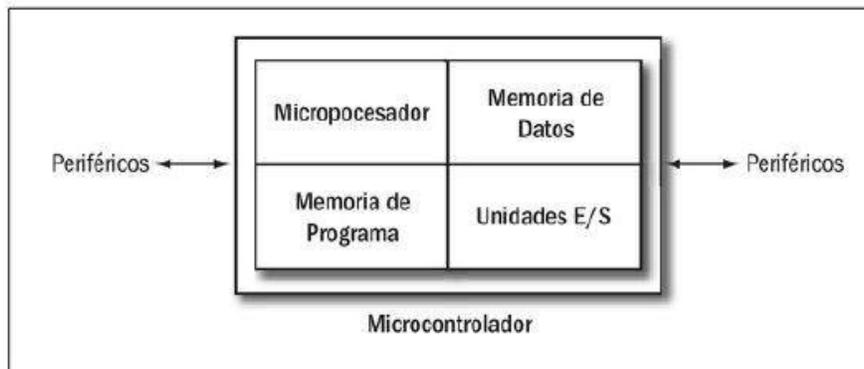


Fig. 4 Elementos de un microcontrolador. [5]

Los microcontroladores son circuitos integrados que contienen, total o parcialmente, los elementos básicos de un computador completo, tal como, la unidad de control, memoria, así como los puertos de entrada y salida (E/S). Siendo estos, elementos indispensables en aplicaciones de supervisión, gestión y control, monitorización, en sistemas electrodomésticos, equipo médico, aparatos telefónicos, control de robots, líneas de ensamblado, entre otros. [5]

Por lo general constan de los siguientes componentes:

- Procesador (ALU y unidad de control).
- Memoria no volátil para contener el programa: de tipo EEPROM o, mejor, de tipo flash.
- Memoria RAM para grabación y lectura de datos.
- Controladores de buses y puerto de E/S: serie (como USB); paralelo; para red inalámbrica.
- Elementos y funciones adicionales: reloj interno, para sincronizar su funcionamiento; conversores analógico/digital (A/D) y digital/analógico (D/A), con los que el microcontrolador puede captar y generar, respectivamente, señales analógicas; temporizadores, para programar distintos intervalos de tiempo; comparadores analógicos (detectan umbrales programables de señales analógicas); sistema para entrada y salida de un estado de bajo consumo (reposo o hibernación); perro guardián (watchdog), que permite reiniciar automáticamente el sistema si se bloquea; protección ante fallos de alimentación.[6]

## 1.6 COMUNICACIÓN SERIAL

La comunicación serial es un protocolo usado para la comunicación entre dos dispositivos, es utilizado por varios dispositivos para instrumentación, así como para adquisición de datos, si se usa en conjunto con un dispositivo remoto de muestreo.

El puerto serial envía y recibe bytes de información bit a bit, mientras que la comunicación en paralelo permite la transmisión de un byte completo a la vez, aun cuando este último es más rápido, la comunicación serial es más sencilla y puede alcanzar mayores distancias.

Normalmente, la comunicación serial se utiliza para transmitir datos en formato ASCII. Para realizar la comunicación se utilizan 3 líneas de transmisión:

1. Tierra (o referencia).
2. Transmisión.
3. Recepción.

Debido a que la transmisión es asincrónica, es posible enviar datos por una línea mientras se reciben datos por otra. Las características más importantes de la comunicación serial son la velocidad de transmisión, los bits de datos, los bits de parada y la paridad. Para que dos puertos se puedan comunicar, es necesario que las características sean iguales. (Ver Tabla 1)

<b>Tabla 1. Características de la comunicación serial [5,6]</b>	
<b>Velocidad de transmisión (baud rate)</b>	Indica el número de bits por segundo que se transfieren, y se mide en baudios ( <i>bauds</i> ). Por ejemplo, 300 baudios representan 300 bits por segundo. Cuando se hace referencia a los ciclos de reloj se está hablando de la velocidad de transmisión
<b>Bits de datos</b>	Se refiere a la cantidad de bits en la transmisión. Las cantidades más comunes de bits por paquete son 5, 7 y 8 bits. El número de bits que se envía depende en el tipo de información que se transfiere. Por ejemplo, para ASCII extendido es de 0 a 255, lo que utiliza 8 bits.
<b>Bit de parada</b>	Usado para indicar el fin de la comunicación de un solo paquete. Los valores típicos son 1, 1.5 o 2 bits. Debido a la manera como se transfiere la información a través de las líneas de comunicación y que cada dispositivo tiene su propio reloj, es posible que los dos dispositivos no estén sincronizados. Por lo tanto, los bits de parada no sólo indican el fin de la transmisión sino además dan un margen de tolerancia para esa diferencia de los relojes.
<b>Paridad</b>	Es una forma sencilla de verificar si hay errores en la transmisión serial. Existen cuatro tipos de paridad: par, impar, marcada y espaciada. La opción de no usar paridad alguna también está disponible. Para paridad par e impar, el puerto serial fijará el bit de paridad (el último bit después de los bits de datos) a un valor para asegurarse que la transmisión tenga un número par o impar de bits en estado alto lógico. La paridad marcada y espaciada en realidad no verifican el estado de los bits de datos; simplemente fija el bit de paridad en estado lógico alto para la marcada, y en estado lógico bajo para la espaciada.

### 1.6.1 Comunicación síncrona y asíncrona

La comunicación síncrona se refiere a una transmisión y/o recepción de datos en serie en la cual se transmite la señal de reloj. También puede referirse a una transmisión en donde no necesariamente se transmite la señal de reloj, sino que la sincronización se realiza por medio de bloques de palabras. Por lo que se refiere a la comunicación asíncrona, se aplica únicamente a la transmisión y/o recepción de datos en serie sin transmisión de reloj y donde la sincronización se realiza palabra por palabra. [6]

### 1.6.2 RS-232

Por sus siglas en inglés (Recommended Standard número 232), es una interfaz de comunicación serial para la transmisión asíncrona de datos. Para establecer una comunicación, es necesario la intervención de diversos equipos que pueden agruparse en:

Equipos Terminales de Datos (DTE: Data Terminal Equipment). Son los equipos que producen la señal de datos o son los receptores finales de la señal de datos.

Equipos de Comunicación de Datos (DCE: Data Communication Equipment). Son los equipos que adecuan la señal de datos al medio de transmisión utilizado o reciben esta señal del medio de transmisión ofreciéndola de forma apropiada al receptor final. [6]

Para realizar la conexión de equipos mediante la interfaz RS-232 se utilizan distintas configuraciones las cuales dependerán de los equipos a conectar. Por ejemplo, la conexión entre un DTE que puede ser un ordenador y un modem que pertenece a DCE, se realiza según el esquema de la figura 5A. Para conectar dos equipos terminales de datos entre sí, por ejemplo, un ordenador con una impresora o con otro ordenador, se emplea la conexión de la figura 5B.

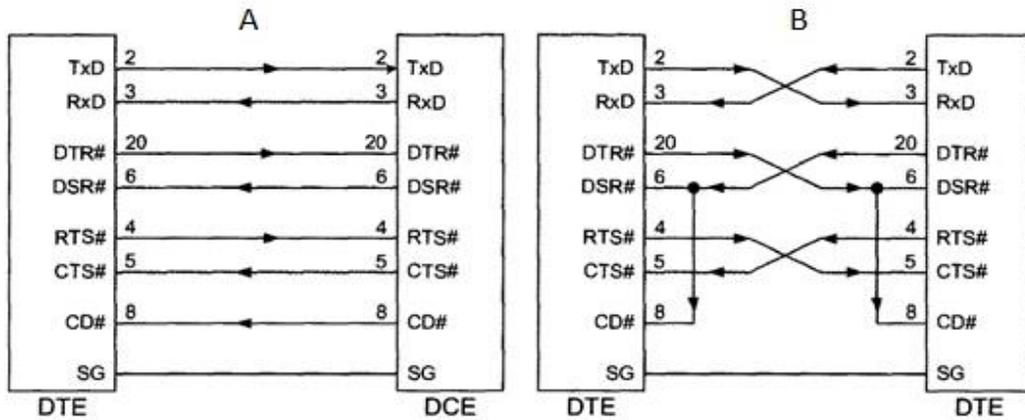


Fig. 5 A) Diagrama de conexión entre un DTE y un DCE. B) Diagrama de conexión entre dos DTE. [6]

### 1.6.3 I<sup>2</sup>C

El bus I<sup>2</sup>C por sus siglas en inglés (Inter-Integrated Circuit), fue desarrollado por Phillips para interconectar circuitos integrados de una misma placa de circuito impreso, utilizando pocas líneas para la conexión. Es un estándar para la interconexión y transferencia sincrónica de datos en serie entre diferentes dispositivos; microcontroladores, memorias, convertidores A/D y D/A, etc. Estos dispositivos utilizan dos líneas, una para transferir datos (SDA: Serial Data Line) y otra para la señal de reloj (SCL: Serial Clock Line). (Ver Figura 6) Así mismo cada dispositivo tiene una dirección única, que lo identifica durante la comunicación.



Fig. 6 Conexión de dispositivos mediante I<sup>2</sup>C. [6]

En la comunicación, uno de los dispositivos se comporta como servidor (master) y los restantes como clientes (slaves). El servidor es el que inicia la comunicación, genera la señal de reloj y termina la comunicación. El bus I<sup>2</sup>C es multiservidor, lo que significa que pueden existir varios servidores conectados al bus, pero en un momento dado solo uno actúa como tal. [5,6]

Con esta conexión es posible alcanzar velocidades de transferencia de datos elevadas, hasta 100 kbit/s en el modo estándar de baja velocidad, 400 kbit/s en el modo rápido y 3.4 Mbit/s en el modo de alta velocidad. [6]

## **1.7 LA MARCHA HUMANA**

El desplazamiento del peso corporal de un sitio a otro de forma bípeda es una característica propia de la marcha humana, la cual consiste en una serie de movimientos rítmicos y alternantes de las extremidades inferiores. Este proceso de locomoción más que ser el desarrollo de un reflejo innato, es una actividad aprendida en los primeros años de infancia del niño donde experimenta con su sistema neuromuscular y esquelético, hasta llegar a integrar esta actividad a nivel involuntario. [8,9]

El proceso es de forma individual, sin embargo, las semejanzas entre distintos sujetos son tales que puede hablarse de un patrón de movimiento característico para un grupo de personas. Este patrón puede presentar modificaciones a causa de factores intrínsecos o extrínsecos. La edad, sexo, altura y complexión del sujeto son factores intrínsecos que modifican el patrón de marcha normal. Así mismo, la velocidad de progresión, las características del suelo, calzado, o las patologías que afectan las articulaciones de los miembros inferiores son los factores extrínsecos que modifican dicho patrón. [8,10]

La marcha de una persona sufre modificaciones conforme avanza la edad, debido a distintas circunstancias que hacen que existan cambios notables entre la marcha de un niño, un adolescente y un adulto mayor.

### **1.7.1 Marcha del niño**

El recién nacido ya presenta el potencial de la bipedestación y la marcha desde muy temprana edad, aproximadamente en los dos primeros meses, esto se puede observar si se le coloca y sostiene en posición bípeda y además se le inclina hacia adelante, se ve como moviliza sus extremidades inferiores en un intento por caminar.

El niño consigue su marcha independiente entre el año y el año y medio de vida, pero ésta es inestable, irregular y con una inadecuada coordinación. Prácticamente no presenta braceo ya que camina con los miembros superiores separados del tronco, para un mejor equilibrio.

La marcha del niño se basa en una base de apoyo mayor por la separación de las extremidades inferiores (15-20 cm de separación) [8,9]. Así mismo al momento de hacer contacto con el suelo, no lo aborda con el talón, sino con el pie completo, lo que provoca que al aumentar la velocidad se caiga con frecuencia.

Conforme el niño se va desarrollando, mejora su coordinación, equilibrio, el conocimiento de su esquema corporal y su posición en el espacio, como resultado va afianzando su posición bípeda y gana seguridad en el proceso de la marcha.

### **1.7.2 Marcha del adolescente y del adulto**

En esta etapa el cuerpo humano se ha desarrollado completamente por lo que la marcha del adolescente y el adulto, en general es coordinado, flexible y ágil, cualidades que van disminuyendo con la edad.

### 1.7.3 Marcha del adulto mayor

A estas alturas de la vida, el ciclo de la marcha sufre diversas alteraciones, algunas se deben al propio envejecimiento y otras a patologías más frecuentes en personas de edad avanzada. La disminución de la velocidad y la longitud del paso, un aumento en la separación entre los talones, disminución o desaparición del braceo y de las rotaciones pélvicas, reducción de la flexión del tobillo en el despegue y la disminución de la elasticidad y flexibilidad de ligamentos y tendones que da lugar a una postura encorvada con una flexión de rodillas. Todas estas son variaciones encaminadas a obtener una marcha más segura, pero son factores que causan un aumento en el consumo de energía. [8,9]

## 1.8 FACTORES QUE MODIFICAN LA MARCHA

Existen distintos factores que pueden modificar el ciclo de marcha normal, dichos factores llegan a ser extrínsecos, intrínsecos y patológicos.

### 1.8.1 Factores extrínsecos

Estos factores son variados y no propios de la persona, pero llegan a afectar la marcha humana.

Algunos de estos factores son la superficie o el tipo de suelo, así como su inclinación. Dado que la marcha se verá modificada cuando se camine sobre pasto, hierba, madera o arena. En cuanto a la inclinación del suelo, ambos miembros funcionan como impulsores en el caso de una pendiente ascendente o ambos intervienen en el frenado en una pendiente descendente. En ambos casos la longitud de paso se verá reducido. [8,13,14]

El calzado es otro factor que influye en el proceso de la marcha puesto que, el contacto con el suelo se efectúa con el calzado es por ello que debe contar con una buena sujeción con el pie, adherencia adecuada con el suelo y lo más importante, debe amortiguar perfectamente los impactos con el suelo. Otras características que influyen son el tacón, peso, material del que está hecho y el tamaño del calzado. (Ver Tabla 2)

Altura del tacón	-Modifica la posición del pie y por lo tanto la posición del resto del cuerpo en estado de bipedestación. -Modifica la distribución de las presiones y cargas plantares en el pie.
Calzado pesado	-Disminuye la longitud del paso. -La marcha es insegura. -Conllevan a una marcha lenta.

Otros factores extrínsecos que afectan la marcha son:

- La profesión.
- Consumo de sustancias tóxicas.
- El vestido.
- El transporte de carga.

### **1.8.2 Factores intrínsecos**

Como su nombre lo indica, son factores que dependen de las características físicas y psicológicas propias del sujeto.

Las diferentes culturas y sus costumbres, las razas humanas y las clases sociales son algunos factores intrínsecos. Otro factor es el género, el cual influye en la marcha principalmente en mujeres, esto se debe a que generalmente utilizan zapatos con tacones altos. También, pueden resultar embarazadas, lo que hace que su centro de gravedad cambie y evite desplazamientos laterales, entre otras modificaciones que hacen clara la diferencia entre el caminar de una mujer y un hombre. [8,14]

La edad es un factor intrínseco más visible, ya que, como se mencionó anteriormente, conforme avanza la edad de una persona, cambiará su marcha.

Por último, la personalidad, el estado de ánimo y la fatiga son factores que modificarán la marcha, ya sea definitivamente, como en el caso de la personalidad o temporalmente como en el caso del estado del ánimo y la fatiga.

### **1.8.3 Factores patológicos**

Se le atribuye a las dolencias y síntomas asociadas a determinadas enfermedades de origen traumático, infeccioso, neurológico, tumoral, etc.

Dentro de las marchas patológicas se encuentran, la marcha de pequeños pasos del parkinsoniano, la marcha en estrella del atáxico, la marcha de pequeños saltos del atetósico, entre otras. Como se puede ver, cada una de estas patologías, describen patrones que caracterizan dichas marchas.

Un debilitamiento general, cuadros depresivos, empobrecimiento de motricidad en general, son síntomas de enfermedades como la leucemia, el cáncer, la anemia o de patologías respiratorias. Las cuales modifican la marcha de quien las padece.

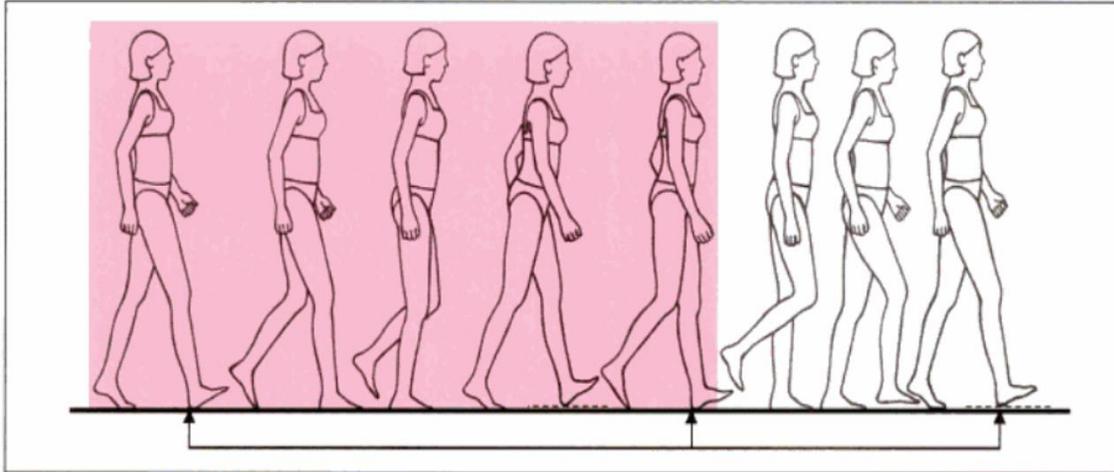
Los enfermos depresivos y los enfermos maniacos, son dos cuadros en el campo de la psiquiatría que tienen una marcha característica, en los primeros, su marcha consta de movimientos lentos. Mientras que, en la segunda, es totalmente lo contrario ya que en esta domina la actividad y la euforia. [8,13,14]

## **1.9 CICLO DE LA MARCHA**

Dada la complejidad para el análisis de la marcha, esta actividad humana se describe en periodos temporales, para facilitar el estudio de las fases que se derivan de cada una de ellos.

Un ciclo de marcha se define como el periodo en el que se presentan acciones sucesivas, alternas y uniformes. Se utiliza el contacto inicial para su descripción de inicio y culminación. Por ejemplo, el ciclo de la marcha derecho, es el que transcurre desde el contacto inicial de la extremidad derecha y el siguiente contacto de la misma extremidad.

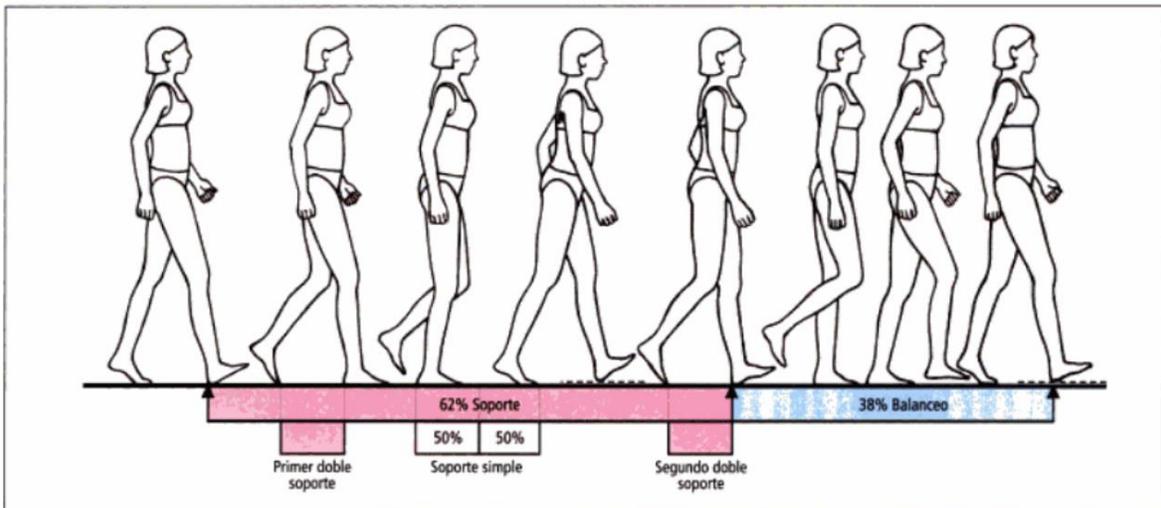
El ciclo de la marcha se divide en dos periodos, el periodo de soporte y de balanceo. El primero comprende el tiempo en que el pie permanece en contacto con el suelo, permite que el peso del cuerpo se transfiera de una extremidad a la otra. Este periodo en condiciones normales constituye cerca del 62% del ciclo total. Por lo que se refiere al periodo de balanceo, es el tiempo durante el cual la extremidad inferior que no esta en contacto con el suelo, permanece en el aire y se desplaza hacia adelante. Representa el 38% restante del ciclo. [7,11,12] (Ver Figura 7)



**Fig. 7** Fase de soporte y balanceo [12]

Existen instantes en donde los dos pies hacen contacto con el piso; a este evento se le denomina periodo de doble soporte y se presenta en dos ocasiones, al inicio y al final del periodo de soporte. Cada doble soporte representa el 12.5% del ciclo de la marcha, es decir que ambos periodos de doble soporte constituyen un total del 25% del ciclo. Estos periodos están ligados directamente con la velocidad, puesto que, al aumentar la velocidad se verán reducidos, de tal forma que durante la carrera llega a desaparecer el doble soporte. [12] (Ver Figura 8)

El soporte simple es el tiempo en el que sólo un pie se encuentra en contacto con el piso y es equivalente al periodo de balanceo.



**Fig. 8.** Fases del periodo de soporte. [12]

### 1.9.1 Parámetros del ciclo de la marcha

Entre los parámetros que aportan información importante en el análisis de la marcha están:

- Longitud de paso largo o zancada.
- Longitud de paso.
- Ancho de paso.
- Angulo de paso.
- Cadencia.
- Velocidad.

### 1.9.2 Longitud de paso largo o zancada

Es la distancia lineal entre dos eventos iguales y sucesivos del mismo miembro inferior. (Ver Figura 9)

Normalmente para su medición se selecciona el contacto inicial con el suelo, de un miembro inferior, hasta el próximo contacto inicial del mismo miembro. Pero de la misma forma, puede elegirse otro evento igual, tal como el despegue del pie.

### 1.9.3 Longitud de paso o paso corto

Es la distancia lineal entre un evento específico que generalmente es el contacto inicial de un miembro inferior, hasta el contacto inicial del miembro inferior opuesto. (Ver Figura 9)

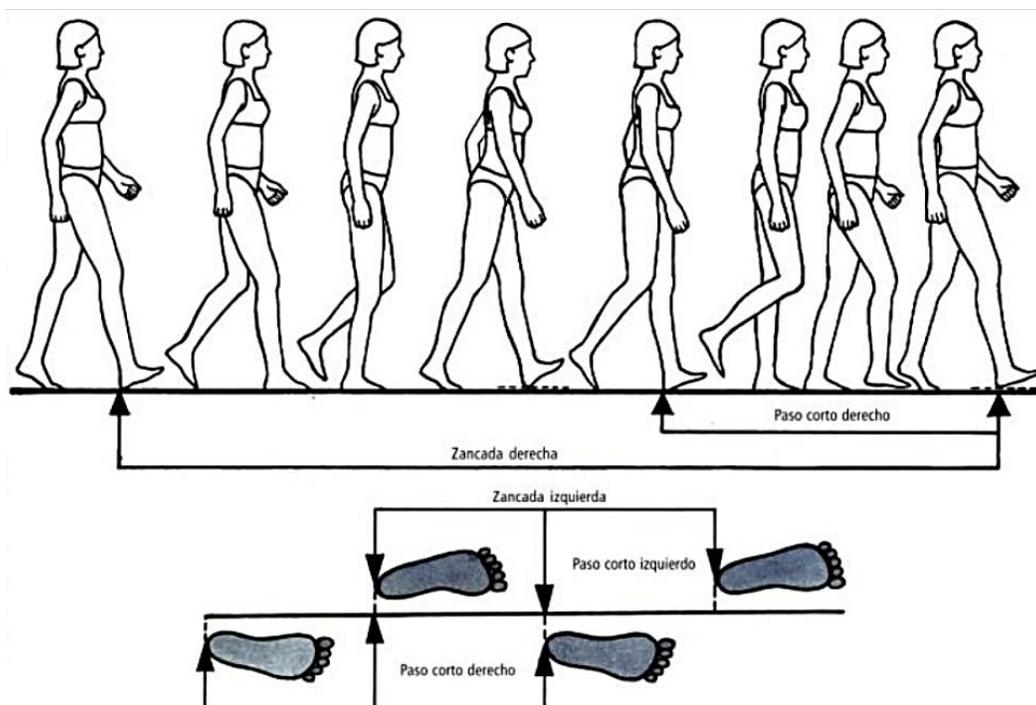


Fig. 9 Longitud de paso largo y paso corto. [12]

#### 1.9.4 Ancho de paso

Está dado por la distancia lineal entre dos puntos iguales de los pies. Los talones son un punto donde se realiza la medición para determinar el ancho de paso. (Ver Figura 10A)

La estabilidad y el equilibrio están directamente relacionados con el ancho de paso, puesto que, mientras más amplio sea el ancho de paso, la persona incrementara su estabilidad y equilibrio. Esto se puede observar en personas con deficiencias de origen neurológico o de oído interno, en niños que inician su marcha, en adultos mayores, en los que la base de sustentación es mayor para evitar caerse. [12]

#### 1.9.5 Ángulo de paso

Es la orientación del pie durante el apoyo. El ángulo de paso se forma con el eje longitudinal de cada pie y la línea de dirección de la marcha o línea de progresión; normalmente está entre los  $5^\circ$  y los  $8^\circ$ . [12]

Deficiencia de torsión, de origen pélvico, femoral o tibial, de la extremidad inferior, puede generar el crecimiento del ángulo de paso su inversión, en cuyo caso el ángulo se registra negativo. (Ver Figura 10B)

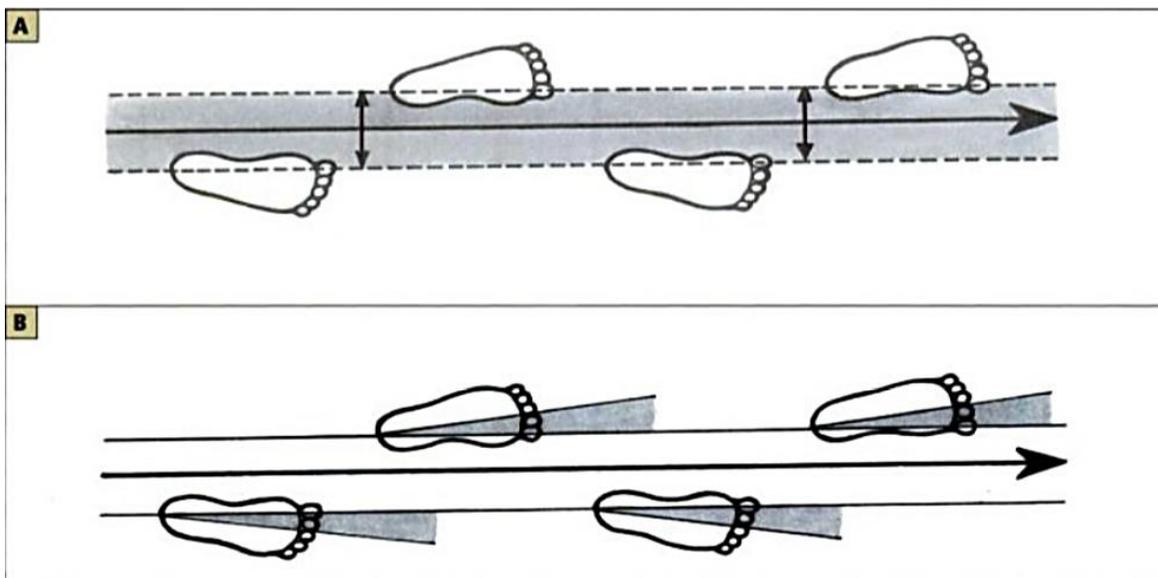


Fig. 10 A) Ancho de paso B) Ángulo de paso. [12]

#### 1.9.6 Cadencia

Es el número de pasos que da un individuo por unidad de tiempo, normalmente se encuentra alrededor de 115 pasos por minuto. La longitud de las extremidades, el peso corporal, la edad y la habilidad para caminar son factores que harán que varíe la cadencia. [10, 16]

### **1.9.7 Velocidad**

Es la distancia recorrida por unidad de tiempo. Puede ser obtenida a partir del producto de la cadencia y la zancada. Tanto la velocidad como la cadencia, son parámetros que el individuo puede seleccionar para proveer la máxima eficiencia energética. La velocidad en adultos oscila entre los 75 y 80 [m/min], es decir, de 4.5 a 4.8 [km/h]. Siendo los 4.5 [km/h] el que requiere menor gasto energético. [12,15]

## **1.10 MÉTODOS DE ANÁLISIS DE LA MARCHA**

Analizar la marcha de un sujeto proporciona información relevante acerca de la salud o estado físico del mismo. Hoy en día existen diversos métodos y sistemas de registro y análisis que permiten la caracterización de parámetros de marcha. Estos métodos son objetivos y reproducibles, lo que los hace idóneos para el correcto análisis de la marcha.

### **1.11 MÉTODOS CINEMÁTICOS**

Estos métodos se centran en el estudio del movimiento de la marcha, pero sin considerar las fuerzas que lo originan. A través de los métodos cinemáticos se analizan patrones de movimientos tales como, rangos articulares, velocidad y aceleración.

Dentro de estos métodos cinemáticos podemos encontrar:

#### **1.11.1 Inspección**

Con este método el estudio de la marcha se realiza por medio de la observación del individuo mientras avanza, valorando la longitud de la zancada, el paso, anchura del paso, la cadencia y la velocidad. [13]

El análisis se realiza generalmente con el sujeto desvestido y descalzo para evitar que se modifique la marcha, aunque también se estudia con ropa y calzado para observar como estos factores modifican el patrón de la marcha.

El método por inspección conlleva ventajas y desventajas, en las primeras, el sujeto puede desplazarse sin impedimento a su ritmo natural ya que no cuenta con ningún dispositivo encima, que este monitoreando su marcha. En cuanto a desventajas, la principal es el espacio, puesto que, se requiere de una sala de al menos 10 metros de largo para que el sujeto camine y el examinador se coloque a una distancia considerable para observar la marcha desde una posición idónea. Es importante que la distancia a recorrer no sea pequeña, porque los primeros y últimos pasos no son buenas referencias, así, mientras mayor sea la distancia, se aportaran más datos al examinador. Este método permite al examinador tener una primera impresión de la marcha del individuo, pero se trata de una ponderación imprecisa y subjetiva, dado que, pueden pasar desapercibidas las alteraciones menos evidentes. Por otra parte, a causa de que el método es por observación, no queda ningún registro que se pueda analizar posteriormente. [13,14,16]

#### **1.11.2 Cinematografía**

Este método consta de filmar al individuo mientras se desplaza. El análisis de las características del movimiento se hace por medio de imágenes planas llamadas fotogramas. Al utilizar cámaras especiales, puede alcanzarse velocidades de 400 fotogramas por segundo. [16]

### 1.11.3 Videofotogrametría

Consiste en la colocación de marcadores superficiales pasivos (reflectantes) o activos (Bombillas, infrarrojos), sobre diferentes referentes anatómicos y la filmación de la marcha en un espacio previamente calibrado (Ver Figura 11). Teniendo la grabación, se obtienen los fotogramas, con ellos se conoce el recorrido de los marcadores y se calcula la trayectoria de los referentes anatómicos escogidos. Es posible obtener información bidimensional y tridimensional.

Dependiendo del tipo de estudio, es como varía la velocidad de obturación, así como la frecuencia de muestreo. Para estudios clínicos puede usarse una frecuencia de 50 fotogramas por segundo, mientras que, para análisis biomecánicos de gesto deportivo, para lo que se requieren cámaras de alta velocidad, son usadas frecuencias de 100 a 600 fotogramas por segundo. [13,14,16]

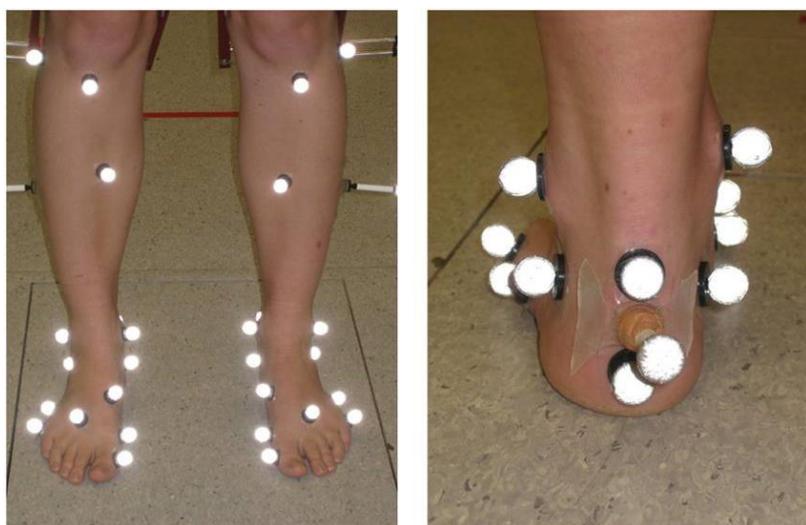


Fig. 11 Marcadores para videofotogrametría. [23]

### 1.11.4 Cinerradiología

A través de este método se obtienen imágenes radiográficas en forma seriada y a gran velocidad, en el periodo de apoyo de la extremidad. Tiene la ventaja de proporcionar una buena descripción de la cinemática articular. Su principal desventaja es que solo puede realizarse en el periodo de apoyo, dado que, el instrumento de rayos x y la cámara, no pueden seguir al individuo en el periodo de oscilación. [16,18]

### 1.11.5 Goniometría

El goniómetro es el instrumento que se utiliza para la medición de ángulos en el sistema osteoarticular. Está conformado de un cuerpo y dos brazos, uno fijo y otro móvil. El punto donde se unen todas las partes es llamado eje o axis.

Es un instrumento sencillo, portátil, práctico, económico y fácil de utilizar. Fundamentalmente se hacen de plástico transparente o acero inoxidable. Su tamaño varía dependiendo de la articulación que se va a medir.

La escala del goniómetro puede estar expresada en divisiones cada 1°, cada 5° o cada 10°, llegando hasta los 180° o 360°. [17] (Ver Figura 12)

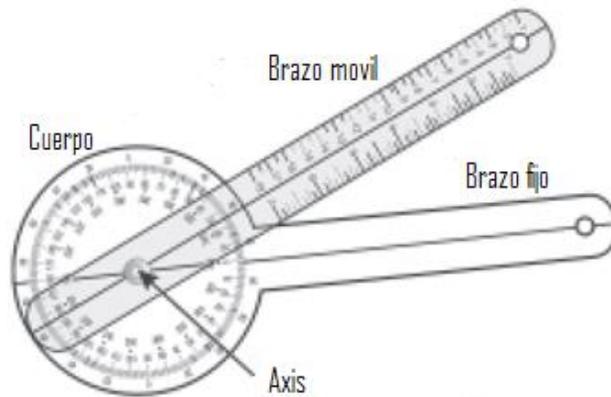


Fig. 12 Goniómetro. [17]

### 1.11.6 Electrogoniómetros

Existen dos tipos de electrogoniómetros, en primer lugar, están los electrogoniómetros potenciométricos, que consisten en potenciómetros que permiten obtener el rango de amplitud articular. Dichos potenciómetros mantienen un voltaje continuo a través del engranaje de unión de ambos brazos, con el movimiento de uno de los segmentos articulares se produce un cambio de potencial que dependerá del ángulo articular.

El método con electrogoniómetros potenciométricos es poco costoso, además que permite una recepción de datos rápida y a su vez sencilla. El inconveniente de usar estos instrumentos es que no se puede conocer los grados absolutos y el mismo sistema afecta la marcha del sujeto que lo porta. [20,21]

El segundo es el electrogoniómetro flexible, el cual es un sofisticado instrumento electrónico de alto costo. Utilizan electrodos que registran la medición con ayuda de una computadora y un software. La ventaja de estos respecto a los potenciométricos, es que son relativamente pequeños y lo suficientemente discretos para poder ser llevados debajo de la ropa. Principalmente son utilizados para investigación. [19]

### 1.11.7 Acelerómetros

Los acelerómetros son sensores capaces de transformar la aceleración que experimentan en una señal eléctrica. Así mismo, pueden proporcionar el ángulo alrededor de tres ejes. Esto los hace un instrumento idóneo para el análisis de marcha, ya que, al ser colocados en las prominencias óseas cercanas a las articulaciones, del miembro de interés de estudio, es posible obtener el rango de movimiento, la velocidad y la aceleración. [13,14]

Presentan las siguientes ventajas:

- Pueden ser de bajo peso.
- Tienen gran precisión.
- Inmediatez de generación de resultados.

Pero presentan también algunas desventajas:

- Necesitan sujeción sólida.
- El sujeto ha de ir cableado.
- La aceleración obtenida es relativa a la posición del segmento.
- 

## 1.12 MÉTODOS CINÉTICOS

Estudian las fuerzas internas y externas que se presentan en el movimiento del sistema músculo-esquelético durante la marcha. Con el estudio de las fuerzas externas se determina la presión media, la presión máxima, la fuerza ejercida sobre el medio y el área donde se producen.

### 1.12.1 Podómetro electrónico

Consta de dos láminas superpuestas entre las que se dispone una tercera de polímero semiconductor con 100 a 2048 sensores piezorresistivos. La conductividad del polímero varía cuando se presiona sobre el sensor, lo que convierte la presión entre el pie y el suelo, en una señal eléctrica.

Con el podómetro electrónico, se analiza la distribución de presiones, el porcentaje de presión soportada por el antepié y el retropié, también la presión ejercida por cada metatarsiano. Este método sólo puede utilizarse para estudios estáticos o dinámicos de baja velocidad. [20]

### 1.12.2 Plantillas dinamométricas

Al igual que el anterior, consiste de sensores piezorresistivos colocados estratégicamente en las siete áreas de mayor carga y objeto de patologías en la planta del pie, el talón, la cabeza de los cinco metatarsianos y el primer dedo. [13,14]

Al introducirse en el calzado permite analizar la distribución y la secuencia de presiones, directamente entre el pie y el calzado, así mismo, no interfiere con la libertad de movimiento del sujeto y es de bajo costo.

Sus principales inconvenientes son: al estar sometidos continuamente a presiones, tienen una vida de uso muy corta y pueden ser afectados por la humedad y el calor. [13,14,20] (Ver Figura 13)

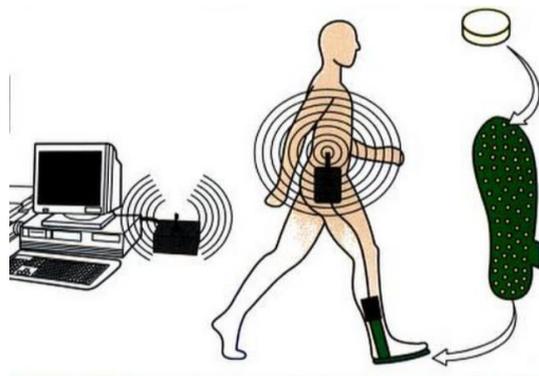


Fig. 13 Plantilla dinamométrica. [21]

Las plantillas instrumentadas tienen múltiples aplicaciones:

- Para el estudio de la función del pie.
- Para el diseño de calzado, plantillas y prótesis.
- Estudio previo a la intervención quirúrgica.
- Estudio de la marcha normal y la marcha patológica.
- Estudio del calzado deportivo más adecuado en cada modalidad atlética.
- Seguimiento de la evolución de pacientes sometidos a tratamiento rehabilitador.
- Estudio de presiones sobre los tejidos.

### 1.12.3 Plataformas dinamométricas

Son sistemas para el análisis de movimiento a través de los cuales se miden las fuerzas externas que se presenta sobre el pie durante la marcha, la carrera o el salto. (Ver Figura 14)

Dichas plataformas se basan en la tercera ley de Newton, pudiéndose obtener el valor de la fuerza externa ejercida sobre una superficie al contar con la fuerza que origina, que será de igual magnitud y dirección, pero sentido contrario. [20,21]

Existen distintos tipos de plataformas; de galgas extensiométricas, piezoeléctricas, entre otras. Las plataformas registran la fuerza resultante de todas las fuerzas que actúan sobre el pie, lo que proporciona información sobre el punto de aplicación, magnitud y además sus componentes en los tres ejes del espacio. La captación de esta fuerza en el tiempo, puede descomponerse en tres: una vertical que se opone al peso del cuerpo y dos horizontales menores, la anteroposterior y la mediolateral, las cuales reflejan la reacción ante desviaciones del centro de gravedad del sujeto y la línea de acción de la fuerza de apoyo. [16,20,21]

Tiene como ventaja una mayor precisión y resolución que las plantillas, así mismo, a partir de estas se puede obtener los tiempos en los que tiene lugar cada uno de los parámetros característicos de la marcha. La desventaja es la fijación en el suelo, la cual debe ser muy precisa para evitar vibraciones externas que puedan interferir en el registro de datos. [16,20]

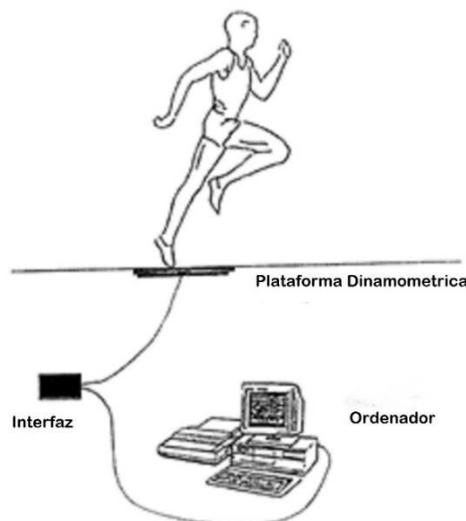


Fig. 14 Plataforma dinamométrica. [22]

## CAPÍTULO 2 DESARROLLO

En este capítulo se propone el diseño de un dispositivo basado en acelerómetros y giroscopios con la finalidad de monitorear la cinemática de la marcha en adultos.

### 2.1 DIAGRAMA DE FLUJO DE PROCESOS

Con la idea de establecer un método para cumplir con el objetivo del presente trabajo, se plantea el diagrama de flujo de la figura 2.1.

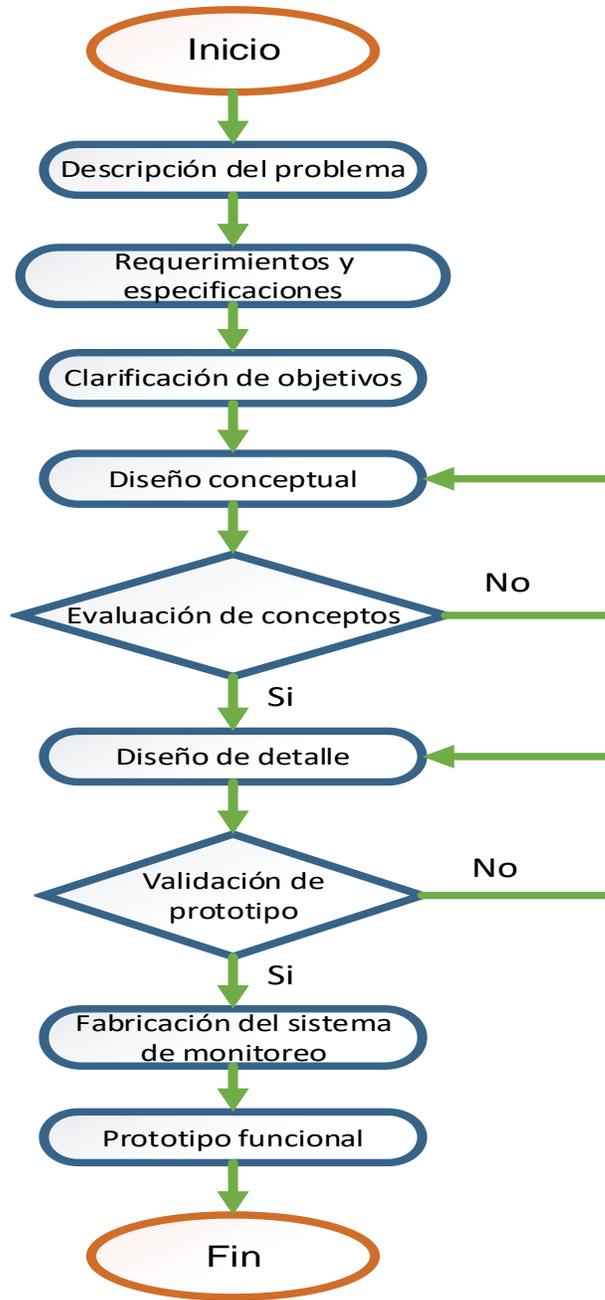


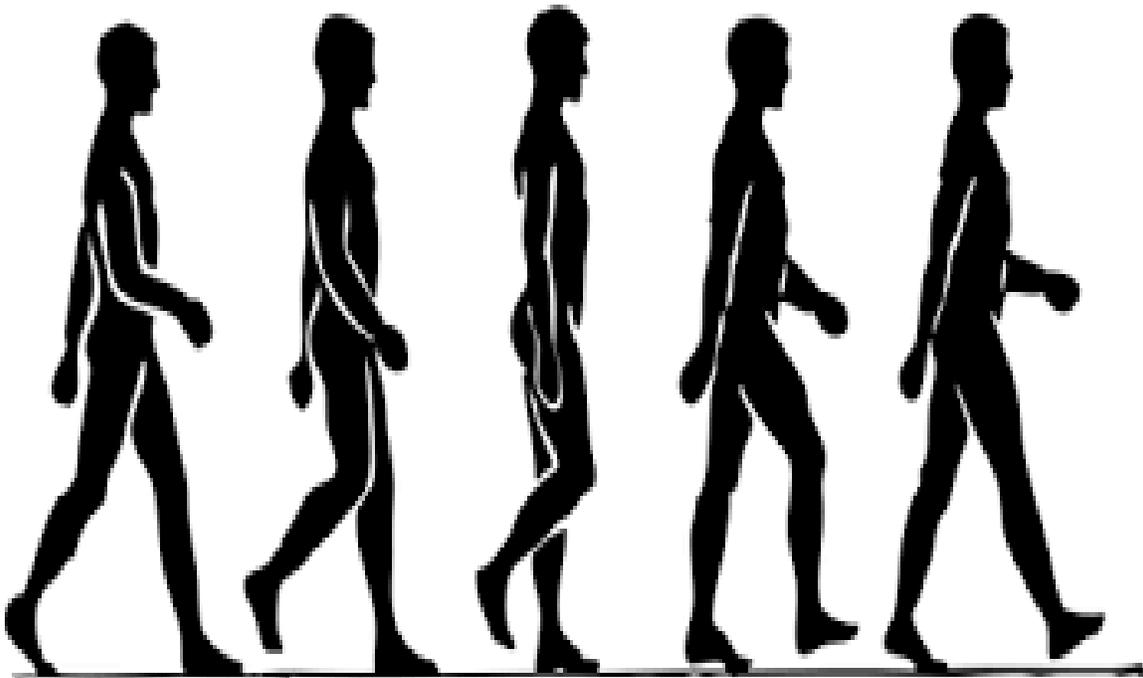
Fig. 2.1 Diagrama de flujo.

## 2.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

Analizar la marcha humana no es un proceso fácil debido a que los médicos requieren de procesos básicos y de experiencia clínica para esto. En la actualidad uno de los sectores de la población beneficiados con este tema, es el de los adultos mayores, como se describe en el capítulo 1, este sector es el más propenso a sufrir caídas, debido al deterioro de sus articulaciones y reflejos, así mismo, en su capacidad auditiva y visual.

Para el análisis clínico de los pacientes se utilizan sistemas dedicados que son de alto costo y que no se encuentran al alcance de pequeñas clínicas o laboratorios. El uso de estos sistemas tiene la ventaja de que los datos obtenidos aportan una gran cantidad de información, sin embargo, en muchos casos no son portables y por consiguiente no ambulatorios, además de ofrecer una lenta calibración, ocasionando que las pruebas sean de tiempo prolongado.

Ante estas situaciones surge la necesidad de contar con un dispositivo que ayude a los médicos a conocer parámetros presentes en la marcha, tales como el ángulo, velocidad y aceleración de las articulaciones inferiores y que muestre dichos datos en una computadora, con gráficos e indicadores numéricos, que permita hacer un análisis rápido, práctico, cuantitativo y de bajo costo.



### 2.3 REQUERIMIENTOS Y ESPECIFICACIONES

Con base en la descripción del problema, se plantean los requerimientos y especificaciones de la tabla 2.1.

**Tabla 2.1.** Requerimientos y especificaciones

CATEGORÍA	REQUERIMIENTO	ESPECIFICACIÓN
<b>Operación</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Comunicación inalámbrica</li> <li>• Precisión</li> <li>• Fácil operación</li> <li>• Área de trabajo mínima</li> <li>• Gráficos de posición, velocidad y aceleración</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Distancia máxima de operación 10[m]</li> <li>▪ De <math>\theta = \pm 3[^\circ]</math>, <math>\dot{\theta} = \pm 3[^\circ/s]</math> y <math>\ddot{\theta} = \pm 1[m/s^2]</math></li> <li>▪ Tiempo para iniciar operación 90[s]</li> <li>▪ 10x0.60[m]</li> <li>▪ Posición medida en <math>[^\circ]</math> velocidad en <math>[^\circ/s]</math> y aceleración en <math>[m/s^2]</math></li> </ul>
<b>Dimensionamiento</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Portátil</li> <li>• Ligero</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Dimensiones máximas de 75x75x30 [mm]</li> <li>▪ Menor a 300[g]</li> </ul>
<b>Componentes</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alimentación</li> <li>• Contar con componentes comerciales</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Duración mínima de la batería 15[min]</li> <li>▪ Número mínimo de componentes comerciales 10</li> </ul>

## 2.4 CLARIFICACIÓN DE OBJETIVOS

Partiendo de lo establecido anteriormente se obtienen los siguientes objetivos, para no perder de vista el punto final al que se quiere llegar:

1. Desarrollar un dispositivo que pueda llevar el usuario sin que interfiera con su movimiento natural, es decir, que sea ligero, portátil e inalámbrico.
2. Contar con una rápida calibración y fácil uso.
3. Entregar los parámetros necesarios para ayudar a realizar un análisis de marcha, (ángulo, velocidad y aceleración durante una zancada).

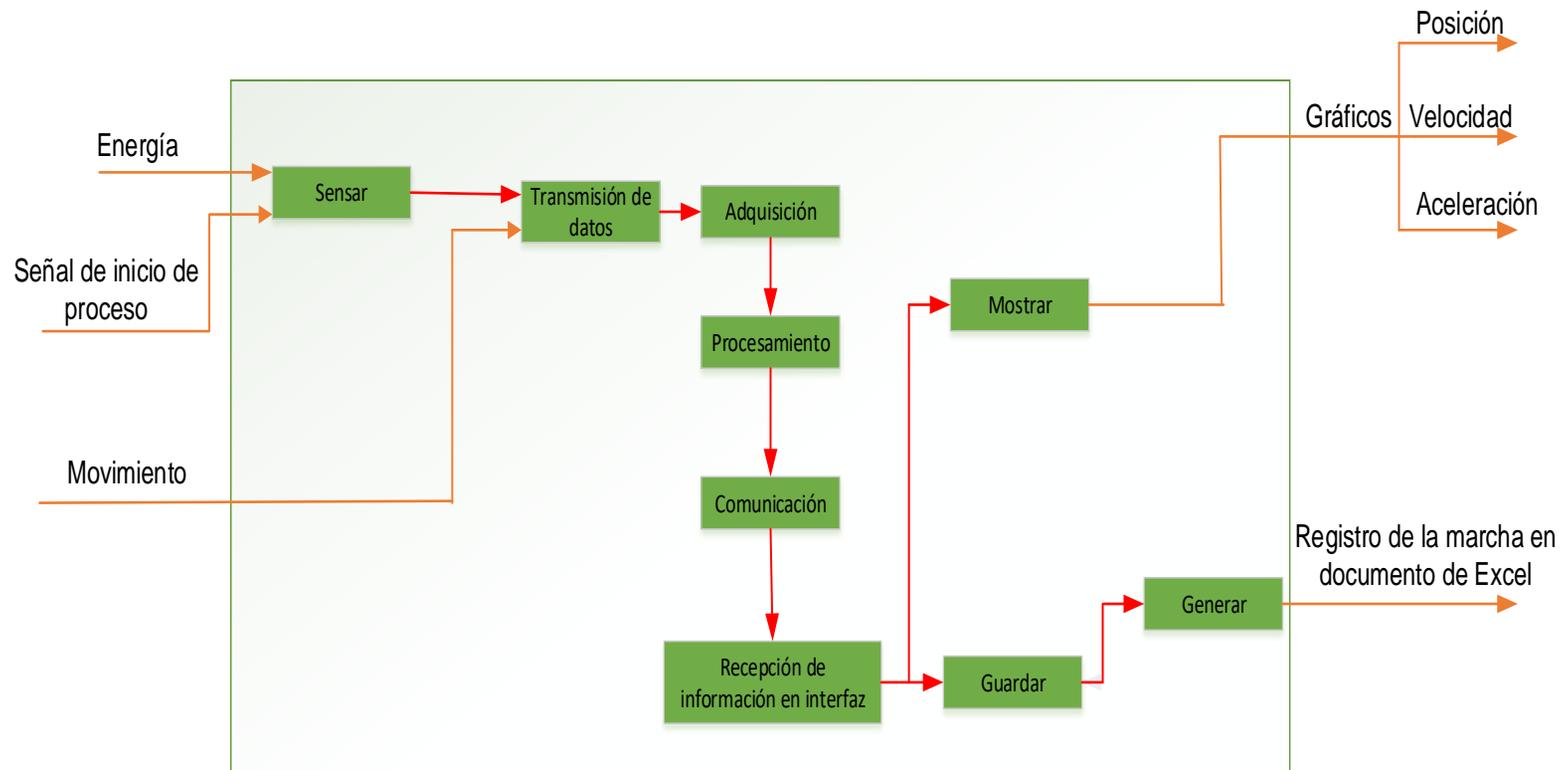
### 2.4.1 Funciones

Dado los requerimientos y especificaciones se planteó una caja de funciones, en donde se muestran las entradas y salidas generales del diseño. (Ver Figura 2.2)



Fig. 2.2 Caja de funciones del sistema en general.

Posteriormente, se desglosa la función global (análisis de marcha) en funciones secundarias, contemplando los requerimientos y especificaciones, lo que permite una visión más clara acerca de los elementos, cuyo funcionamiento podría cumplir con el objetivo de cada función secundaria. (Ver Figura 2.3)



**Fig. 2.3** Sistema general desglosado en funciones secundarias.

## 2.4.2 Análisis de Funciones

A continuación, se describe la tarea que realiza cada una de las funciones secundarias dentro del sistema general.

- **Sensar:** consiste en detectar el movimiento del miembro inferior, en tres puntos específicos, cadera, rodilla y tobillo.
- **Transmisión de datos:** se encarga de transmitir los datos del sensor hacia el microcontrolador.
- **Adquisición:** tarea destinada a la recepción de la información que se transmite del sensor al microcontrolador.
- **Procesamiento:** destinada a la manipulación de la señal adquirida por el sensor para la elaboración de información significativa.
- **Comunicación:** consiste en la transmisión de la información del microcontrolador a la computadora.
- **Recepción de información en computadora:** recibe y manipula la información significativa.
- **Guardar:** se encarga de guardar en un arreglo los datos predeterminados.
- **Generar:** genera una hoja de cálculo con los registros anteriormente adquiridos.
- **Mostrar:** muestra al usuario, en una interfaz, la cinemática de la marcha del individuo.

## 2.4.3 Alternativas de solución

Contando con la descripción de la tarea que llevará a cabo cada una de las funciones secundarias en el sistema, es posible proponer y seleccionar los medios, cuyo funcionamiento cumpla con la tarea, y asegure una correcta interacción entre todos ellos permitiendo llegar a los resultados esperados.

A continuación, se muestra la tabla 2.2, donde se proponen los medios para cada función. En algunos casos se encuentra más de una función en un recuadro, esto se debe a que el medio puede realizar más de una tarea y puede cubrir distintas funciones, lo que ayudará a reducir el número de elementos en el sistema.

**Tabla 2.2** Medios que cumplen con la tarea para cada función.

<b>Función</b>	<b>Medio</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ <b>Sensar</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ Goniómetro.</li> <li>○ Acelerómetro y giroscopio.</li> <li>○ Cámara de alta velocidad.</li> <li>○ Electrogoniómetro.</li> <li>○ Plataforma dinamométrica.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ <b>Alimentación</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ Celda solar.</li> <li>○ Batería.</li> <li>○ Cable USB.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ <b>Transmisión de datos</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ Comunicación maestro-esclavo.</li> <li>○ Comunicación directa.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ <b>Adquisición</b></li> <li>➤ <b>Procesamiento</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ Microcontrolador ATMEL.</li> <li>○ Microcontrolador Microchip®.</li> <li>○ Microcontrolador Texas Instruments.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ <b>Comunicación</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ I<sup>2</sup>C.</li> <li>○ RS232.</li> <li>○ RF.</li> </ul>
<p><b>Interfaz gráfica</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>➤ <b>Recepción de información en Computadora</b></li> <li>➤ <b>Guardar</b></li> <li>➤ <b>Generar</b></li> <li>➤ <b>Mostrar</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ MatLab.</li> <li>○ LabView.</li> <li>○ C#.</li> </ul>

Con los medios establecidos, para cada una de las funciones secundarias, se recurre a los requerimientos y especificaciones, los cuales permitirán evaluar los medios propuestos y descartar los que no cubren completamente con las necesidades del sistema, para no ser contemplados posteriormente en el diseño conceptual. Se inicia con la evaluación de la función “Sensor”, la cual se ha establecido como la más importante debido a que el desarrollo del diseño se basa en el sensor elegido, el cual tendrá que entregar los parámetros requeridos para poder monitorear la cinemática de la marcha. (Ver Tabla 2.3)

**Tabla 2.3** Evaluación de los medios de la función Sensor, en donde 3 es el valor de mayor relevancia y 1 el de menor relevancia.

Medio	Costo	Ligero	Portable	Practico	Preciso	Total
Goniómetro	3	3	3	1	1	<b>11</b>
Cámara de alta velocidad	1	2	1	2	3	<b>9</b>
Acelerómetro y giroscopio	3	3	3	2	2	<b>13</b>
Electrogoniómetro	1	3	3	2	3	<b>12</b>
Plataforma dinamométrica	1	1	1	2	3	<b>8</b>

Como se observa en la tabla 2.3, los sensores más viables para hacer la instrumentación en el individuo, son electrogoniómetros, acelerómetros y giroscopios, ya que estos sensores cubren de una mejor manera los requerimientos. Las dimensiones reducidas con las que cuentan, los hacen ligeros y por lo tanto portables, así mismo la precisión que pueden llegar a tener es la adecuada para el proyecto.

El goniómetro, aunque cumple perfectamente con varios requerimientos, tiene como desventaja, que la medición se debe realizar cuando el individuo se encuentra en estado estático. El principal inconveniente de la cámara de alta velocidad y la plataforma dinamométrica, es su costo sumamente elevado. A esto se le suma el hecho de que requieren de un laboratorio con características físicas específicas lo que los hace no portables, así mismo, la calibración requiere mayor tiempo en comparación con los acelerómetros, giroscopios y el electrogoniómetro.

#### Evaluación de la función alimentación, procesamiento y comunicación

En la Tabla 2.4 se evalúan los medios de tres de las funciones, donde se tomarán dos medios de cada una para ser considerados en el diseño conceptual.

**Tabla 2.4** Evaluación de los medios de tres funciones, en donde 3 es el valor de mayor relevancia y 1 el de menor relevancia.

Función	Medio	Costo	Practico	Portable	Total
Alimentación	Celda solar	2	2	3	7
	Batería	3	3	3	9
	Cable USB	3	1	1	5
Procesamiento	Microcontrolador ATMEL	2	2	2	6
	Microcontrolador Microchip®	3	3	3	9
	Microcontrolador Texas Instruments	2	3	2	7
Comunicación	I <sup>2</sup> C	3	1	1	5
	RS232	3	3	3	9
	RF	3	2	3	8

Para la función “Alimentación” se descartará el cable USB, dado que tiene una puntuación de 5 puntos, ver (Tabla 2.4), teniendo un valor de 1 en dos campos (práctico y portable), en otras palabras, esto quiere decir que la implementación del cable USB en el dispositivo, restringirá el movimiento del individuo a una pequeña área, interfiriendo en la marcha normal.

La función “Procesamiento” prescindirá del microcontrolador ATMEL porque, aunque existen librerías e información disponible sobre la programación de los microcontroladores, que facilita el desarrollo del código, en ocasiones es necesario una tarjeta externa que aumenta el espacio ocupado, lo que le otorga el valor de dos en la parte portable, disminuyendo su puntuación total a 6. (Ver Tabla 2.4)

Por último, realizar la comunicación mediante el protocolo I<sup>2</sup>C, impide que el dispositivo sea inalámbrico, lo que disminuye su puntuación a 5 puntos, por debajo de los dos medios restantes, debido a esta razón es el medio excluido de la función “Comunicación”. (Ver Tabla 2.4)

#### Evaluación de las funciones para la interfaz

Como se puede observar en la Tabla 2.5 el software de desarrollo C# es el medio descartado debido a su puntuación de 4. La puntuación se debe a que, una interfaz gráfica en C# es compleja de realizar, ya que este software es poco intuitivo dentro de su entorno gráfico, además, existe poca información disponible del software que facilite el desarrollo de la programación.

**Tabla 2.5** Evaluación de los medios para la interfaz, en donde 3 es el valor de mayor relevancia y 1 el de menor relevancia.

Medio	Tiempo de Desarrollo	Flexibilidad de diseño	Soporte para desarrollo	Total
MatLab	3	2	2	7
C#	1	2	1	4
LabView	3	3	3	9

## 2.5 DISEÑO CONCEPTUAL

En esta etapa se proponen dos conceptos a partir de las funciones y medios establecidos anteriormente. Estos conceptos serán evaluados, teniendo presente los requerimientos y especificaciones, lo que permitirá detectar las ventajas y desventajas de cada uno y así optar por el que cumpla adecuadamente con el objetivo. (Ver Tabla 2.6)

Tabla 2.6 Propuesta de conceptos.

Función	Concepto 1	Concepto 2
▪ Alimentación	Celda solar	Batería
▪ Sensar	Acelerómetro y giroscopio	Electrogoniómetro
▪ Transmisión de datos	Comunicación directa (maestro-esclavo)	Comunicación Indirecta (Maestro-Esclavo)
▪ Adquisición ▪ Procesamiento	Microcontrolador Texas Instruments	Microcontrolador Microchip ®
▪ Comunicación	RF	RS232
▪ Recepción de información en computadora ▪ Guardar ▪ Generar ▪ Mostrar	Matlab	LabView

### 2.5.1 Evaluación de Conceptos

Para evaluar correctamente los distintos conceptos generados, se retomarán los requerimientos y especificaciones, dado que en estos se establece el tipo de producto que se debe diseñar. La estructura del diseño final estará conformada de aquellas soluciones que hayan demostrado ser viables.

#### Concepto 1

##### *Ventajas*

Al suministrar la energía con una celda solar, el dispositivo no requerirá de cables que lo conecten a una fuente de alimentación externa. La transmisión de datos, al tener un modelo de comunicación directa (maestro-esclavo), no se requiere de más componentes que aumenten las dimensiones del dispositivo y al mismo tiempo, incremente el costo, dado que los datos serán enviados directamente del sensor sin un procesamiento previo.

### *Desventajas*

La celda solar requiere ser expuesta a los rayos solares para ser recargada, lo que impide que todo el dispositivo este embebido en una caja contenedora. La elaboración de la interfaz en Matlab aumenta el tiempo de desarrollo, puesto que la programación en su entorno gráfico es tardada, además, puede presentar problemas eventuales de velocidad. Existe poca información disponible de los microcontroladores Texas Instruments, que ayude en el tiempo de desarrollo del código de programación. Por último, dado que se requiere el módulo emisor y el módulo receptor en la comunicación por radiofrecuencia, y ambos requieren ser configurados mediante líneas de código, tanto la programación como el hardware aumentan.

### **Concepto 2**

#### *Ventajas*

La principal ventaja de este concepto es el entorno gráfico de LabView, ya que este software combina la potencia de la programación gráfica con hardware para simplificar y acelerar el desarrollo de diseños. Tiene un amplio soporte de funciones ya desarrolladas y un extenso soporte matemático, así mismo, cuenta con una amplia ayuda tanto en el software como en internet, facilitando y reduciendo el tiempo de desarrollo de la interfaz.

Este concepto, al tener una batería como fuente de alimentación, permite que el dispositivo este embebido y protegido en una caja contenedora, sea inalámbrico a excepción de cuando requiera ser cargada la batería, lo que se hará por medio de un puerto USB. La gran gama de microcontroladores Microchip®, su poca necesidad de componentes externos para su operación, la facilidad de adquirirlo y su costo accesible, permite elegir el más adecuado que se apegue a nuestras necesidades. El protocolo RS232 permite una comunicación inalámbrica y con módulos que se encuentran presentes en distintas computadoras.

#### *Desventajas*

Un modelo de comunicación indirecta (maestro-esclavo) incrementa el número de componentes, debido a que su configuración se basaría en un microcontrolador por sensor ocupado, donde cada uno de estos ocuparía el lugar de esclavo, requiriendo otro microcontrolador para ser el maestro, lo que aumentará el tiempo de desarrollo y el costo del dispositivo. El costo del electrogoniómetro es elevado y está fuera del alcance para la implementación en el proyecto.

### **2.5.2 Modelo conceptual final**

Para realizar la propuesta final del modelo conceptual, se utilizó como base el concepto 2, puesto que brinda una mayor cantidad de ventajas para llegar a desarrollar el dispositivo, cubriendo los requerimientos y especificaciones. Sin embargo, este concepto presenta limitaciones que no se pueden dejar pasar, de lo contrario retrasaría la implementación del mismo. Para solucionar este problema se recurrió a las ventajas del concepto 1 para mejorar las cualidades del concepto final.

Como se puede observar en la Tabla 2.7, del concepto 1 se tomó el modelo de transmisión de datos, para disminuir el número de componentes del dispositivo y se utilizarán los acelerómetros y giroscopios dado que el costo es accesible para la implementación en el proyecto.

**Tabla 2.7** Medios con lo que contara el concepto final.

<b>Función</b>	<b>Concepto final</b>
▪ <b>Alimentación</b>	Batería
▪ <b>Sensar</b>	Acelerómetros y giroscopios
▪ <b>Transmisión de datos</b>	Comunicación directa (Maestro-Esclavo)
▪ <b>Adquisición</b>	Microcontrolador
▪ <b>Procesamiento</b>	Microchip ®
▪ <b>Comunicación</b>	RS232
▪ <b>Recepción de información en computadora</b>	LabView
▪ <b>Guardar</b>	
▪ <b>Generar</b>	
	Medios del Concepto 1
	Medios del Concepto 2

## 2.6 DISEÑO DE DETALLE

Finalizada la fase de diseño conceptual, se entra a la fase de diseño de detalle, donde se definirán los componentes o medios finales que integrarán cada subsistema. Estos quedaron en mayor o menor grado definidos en la fase de diseño conceptual, pero existe la posibilidad de que varíen debido a distintas alternativas de fabricación, nuevas tecnologías o posteriores restricciones que habrá que considerar para que todos los componentes encajen perfectamente, tanto física como funcionalmente en el sistema en general.

### Sensar

Como se determinó en el diseño conceptual, el acelerómetro y el giroscopio, serán los sensores para el monitoreo del miembro inferior, lo siguiente es elegir la tecnología que utilizan como transductor y definir el encapsulado.

Los tipos de tecnología para el sensor que se proponen son los siguientes:

- Piezoeléctrico.
- Piezoresistivo.
- Capacitivo.

Para determinar la tecnología de transductor, se emplea una matriz de decisión que permitirá realizar la evaluación correspondiente de acuerdo a los requerimientos y especificaciones planteados. (Ver Tabla 2.8)

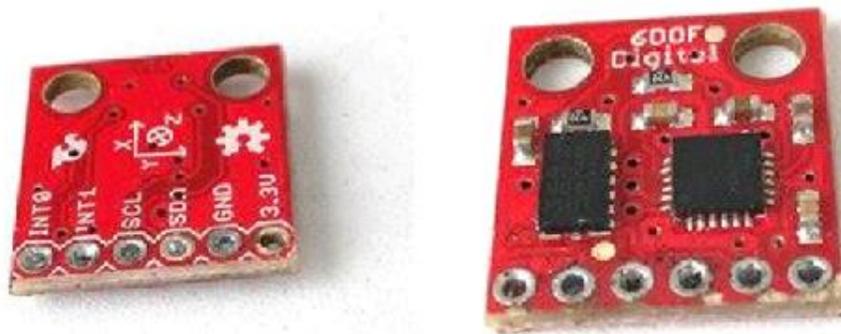
**Tabla 2.8** Evaluación de la tecnología de transductor, en donde 3 es el valor de mayor relevancia y 1 el de menor relevancia.

	<b>Piezoeléctrico</b>	<b>Piezo-resistivo</b>	<b>Capacitivo</b>
<b>Sensibilidad</b>	3	2	3
<b>Precisión</b>	2	2	2
<b>Resolución</b>	2	2	2
<b>Tamaño</b>	1	3	3
<b>Costo</b>	1	2	3
<b>Total</b>	<b>9</b>	<b>11</b>	<b>13</b>

De acuerdo a la Tabla 2.8, los sensores más viables, son los inerciales con tecnología capacitiva ya que, ofrece datos con excelente precisión y sensibilidad, lo que favorece en la calidad de la información entregada por el sensor. Los acelerómetros interactúan a través de un convertidor analógico, digital, o interfaz de conexión modulada por ancho de impulsos (pwm). Para este proyecto de tesis se dispone trabajar con un acelerómetro con una interfaz digital, el cual utiliza los protocolos de comunicación SPI o I<sup>2</sup>C, es más funcional y tiene como ventaja que es menos susceptible al ruido que los acelerómetros con interfaz analógica

Por otra parte, dado que se requiere monitorear posición y velocidad angular, es necesario utilizar acelerómetros capacitivos que posean una configuración con giroscopios.

Considerando lo antes mencionado, se opta por utilizar el acelerómetro ADXL345, el cual, además de poseer interfaz digital, ofrece una configuración con el giroscopio ITG3200 incluido, contando con tecnología MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems), que consiste en la integración de subsistemas mecánicos miniaturizados a la escala de un circuito integrado. (Ver Figura 2.4)



**Fig. 2.4** Acelerómetro ADXL345 y giroscopio ITG3200 en un circuito integrado.

Este sensor, también conocido como IMU (Inertial Measurement Unit), está implementado con un sistema de 6 ejes, tres ejes correspondientes al acelerómetro y otros tres al giroscopio, lo cual ofrece una orientación completa en el espacio. Posee un rango de medición seleccionable de +/- 2, 4, 8 y 16 g, además de un formato de salida de 13 bits, con una resolución de 3.9 mg/LSB, lo cual permite detectar cambios de hasta 1°.

## Transmisión de datos

Dado que las IMU's seleccionadas cuentan con la interfaz de comunicación I<sup>2</sup>C, la transmisión al microcontrolador de los datos censados por estas, se realizará por este medio y con el modelo Maestro-Eslavo, donde las IMU's serán configuradas en modo esclavo, mientras que el microcontrolador se configurará en modo maestro. (Ver Figura 2.5)

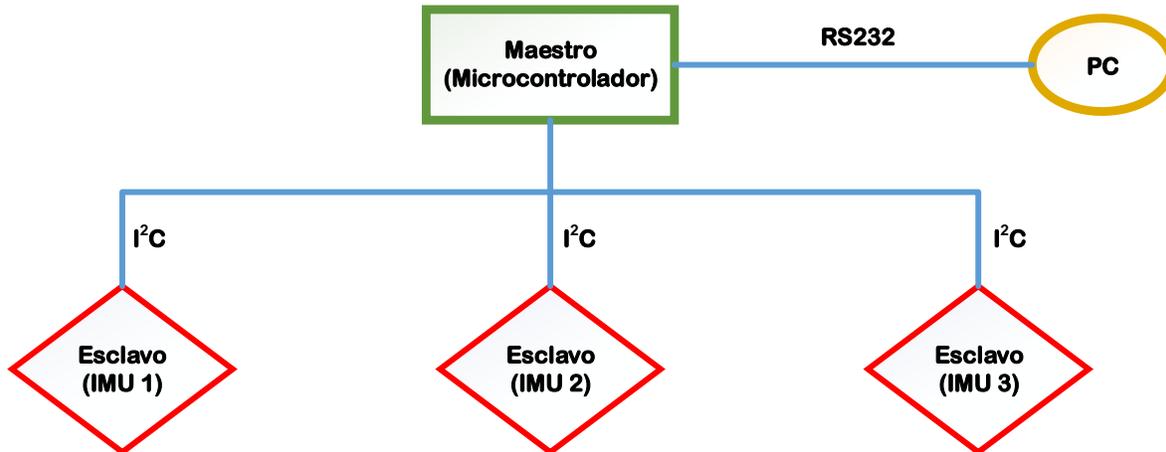


Fig. 2.5 Configuración del modelo maestro-esclavo del dispositivo.

El modelo maestro- esclavo, permite comunicar a varios elementos aislados (esclavos) con un módulo central (maestro) en el que el control de la comunicación está dirigido por el modulo central. Con este modelo se evita la posibilidad de que ocurran colisiones durante la transmisión de información, ya que en todo momento el maestro controla quien tiene acceso a la línea de transmisión. El proceso inicia con el maestro (microcontrolador), el cual envía una instrucción al esclavo (sensor), proporcionándole un turno de comunicación, el esclavo contesta con uno o varios paquetes de información que dependerán de los datos que necesite transmitir.

Características del Maestro:

- Establece el temporizado de la comunicación.
- Toma el control de la comunicación en su totalidad.
- Inicializa la comunicación.

Características del Esclavo:

- No puede inicializar la comunicación.
- No puede comunicarse con otros Esclavos.

## Adquisición y procesamiento

Para la fase de adquisición y procesamiento se propusieron dos microcontroladores de la marca Microchip®, el PIC16F887 y el PIC18F2550. Para discernir cuál de los dos cubre mejor las necesidades que se tienen, se analizan las características y se evalúan respecto a los requerimientos planteados. A continuación, se muestra la Tabla 2.9, donde se puede observar las características de los microcontroladores PIC propuestos para este proyecto.

**Tabla 2.9** Características de los microcontroladores propuestos.

	<b>PIC16F887</b>	<b>PIC18F2550</b>
<b>Memoria Flash</b>	8 Kb	32 Kb
<b>Memoria EEPROM</b>	256 bytes	256 bytes
<b>Memoria RAM interna</b>	368 bytes	2 Kb
<b>Pines I/O</b>	35	24
<b>Oscilador interno</b>	De 31 kHz a 8 MHz	De 31 kHz to 8 MHz
<b>Velocidad de oscilación</b>	Hasta 20 MHz	Hasta 40 MHz
<b>Comunicaciones</b>	RS232, RS485, SPI e I <sup>2</sup> C	RS232, SPI e I <sup>2</sup> C

Dado que las características de ambos microcontroladores son similares, la elección se basó en la capacidad de memoria con la que cuentan, debido a que en el dispositivo se planea implementar un máximo de 7 IMU's lo que aumentará considerablemente las líneas de código y a su vez la cantidad de memoria ocupada. Es por ello que se opta por el PIC18F2550 el cual ofrece una memoria RAM de 2 Kilobytes, que evitará problemas posteriores de espacio de memoria.

### **Comunicación**

Como se mencionó anteriormente, el dispositivo se empleará para el análisis del miembro inferior, por lo que debe brindarle plena libertad de movimiento al usuario, para que los datos medidos sean fiables. Esto implica que no deben utilizarse cables para la transmisión de información, desde el dispositivo a la computadora. Es por ello que, en el diseño conceptual final, se contempla una comunicación por medio de la interfaz RS232 con la que se puede realizar la comunicación de forma inalámbrica.

Para realizar la comunicación se seleccionó la tecnología bluetooth la cual es una red WPAN (Wireless Personal Area Networks), ésta se utiliza para denominar la conexión entre distintos dispositivos de forma inalámbrica, donde la distancia entre uno y otro es corta. Sirve para la transmisión de datos, por medio de la banda ISM (Industrial, Scientific and Medical), banda reservada internacionalmente para uso no comercial de radiofrecuencia electromagnética en áreas industrial, científica y médica.

Por la distancia máxima a la que puede operar el sistema bluetooth, se clasifica en tres clases:

Clase 1: Alcance máximo 100 metros

Clase 2: Alcance máximo 25 metros

Clase 3: Alcance máximo 1 metro

Actualmente los dispositivos de última generación poseen conectividad bluetooth, esto por su gran eficiencia, bajo costo y su alta flexibilidad. Conociendo todo lo anterior se optó por el Bluetooth HC-05, el cual entra en la clase 2, con un alcance máximo de 25 metros, tiene una velocidad de transmisión variable, expresada en baudios (símbolos por segundo), que puede ser de 1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600 y 115200 baudios, lo que permitirá elegir el más adecuado para una mejor eficiencia en la comunicación. Otra característica importante de este módulo, es la posibilidad para actuar como maestro y como esclavo. (Ver Figura 2.6)



**Fig. 2.6** Modulo Bluetooth HC-05

El uso del módulo bluetooth permitirá que el dispositivo sea utilizado en consultorios, hospitales, laboratorios o cualquier espacio público, con el uso de cualquier laptop, tablet, teléfono inteligente o computadora de escritorio que cuenten o no con tecnología bluetooth, ya que existe un conector USB que otorga automáticamente al dispositivo la conectividad bluetooth, algo que sin duda es útil para aumentar la cantidad de espacios en la que se podrá utilizar el dispositivo.

### **Alimentación**

Para asegurar un adecuado suministro de voltaje a los componentes del dispositivo, el tipo de batería dependerá de la tensión con la que cada dispositivo debe alimentarse y del consumo de corriente de cada uno de estos. Dado que, ya se cuentan con las características de los componentes de las demás etapas, se hace un análisis para la elección de la batería.

Para la fase “Sensor” se optó por el acelerómetro ADXL245 y el giroscopio ITG3200, los cuales pueden operar con un voltaje a la entrada que varíe de 2.7 a 3.6 volts. El acelerómetro tiene un bajo consumo de corriente, el cual cambia de 23  $\mu$ A en modalidad de medición a 0.1  $\mu$ A en modo de espera a 2.5 V, mientras que el giroscopio requiere 6.5 mA en funcionamiento y 5  $\mu$ A en modo espera.

En la fase de “Adquisición” y procesamiento y la fase “Comunicación” se hará uso del microcontrolador PIC18F2550 y el módulo Bluetooth HC-05 respectivamente, donde el microcontrolador acepta un voltaje de 2 a 5.5 volts, con 300  $\mu$ A en modo de funcionamiento. El módulo Bluetooth HC-05 admite un rango de voltaje de 3.3 a 6 V, con una corriente de operación de 40 mA y 1 mA en modo de espera.

Partiendo de este consumo de corriente y el voltaje que requiere cada componente, el uso de una batería de celular con una capacidad de 600mAh y una tensión nominal de 3.7V, puede proporcionar una autonomía de aproximadamente 7 horas, tiempo suficiente para realizar varias sesiones de prueba. También la batería de celular brinda una ventaja muy importante relacionada con el volumen y peso final del equipo, ya que esta reduce considerablemente ambas características del dispositivo. (Ver Figura 2.7)



Fig. 2.7 Batería que alimentara el circuito.

## **Interfaz**

LabView es el software que se eligió para desarrollar la interfaz debido a que se cuenta con licencia académica, lo que proporciona soporte técnico y acceso a diversos módulos, lo que ayudará con el desarrollo e implementación de la interfaz.

Este software cuenta con una sintaxis de programación gráfica que facilita la visualización, creación y codificación de sistemas de ingeniería, así mismo, permite la integración de cualquier dispositivo hardware, cuenta con dos secciones, el panel frontal y el diagrama de bloques.

### *Panel frontal*

Es la ventana con la que el usuario interactúa, ya sea ingresando información requerida por el programa o recibiendo información del mismo, por medio de controles e indicadores respectivamente.

### *Diagrama de bloques*

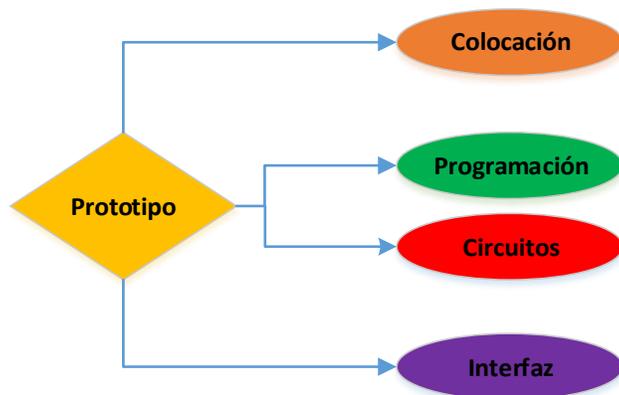
Es la sección donde se construye la parte operativa del software, donde las diferentes variables son conexiones entre bloques funcionales que ejecutan tareas específicas sobre los datos.

## **2.7 VALIDACIÓN DE CONCEPTOS**

Se construirá un prototipo funcional, cuyo objetivo es encontrar áreas de oportunidad. El prototipo será dividido en secciones, dichas secciones servirán de soporte para realizar verificaciones de diseño, por lo que deben cumplir con los siguientes requisitos:

- ❖ Acercarse cuanto mayor sea posible al prototipo final, en tanto a procesos de fabricación y componentes utilizados.
- ❖ Estar sujetos a las mismas condiciones de funcionamiento que el prototipo final, de manera que los datos obtenidos en los ensayos, sean aplicables al producto real y sirvan para demostrar que el diseño es satisfactorio bajo todas las condiciones operativas.

Las secciones en las que se dividió el sistema para realizar la validación se muestran en la figura 2.8.



**Fig. 2.8** Secciones del prototipo final.

La sección de circuitos y programación, parten del mismo punto debido a que el circuito del PIC requiere líneas de código para su validación, lo que los hace estar sumamente ligados en cuanto a funcionamiento.

### Colocación

Para la colocación del dispositivo se elaboraron soportes con el uso de resorte y velcro, dado que se han obtenido buenos resultados en trabajos anteriores [25]. Se realizó un soporte para la cadera, rodilla, tobillo y uno más para colocar el dispositivo. El velcro ayuda a ajustar el soporte a la talla del usuario, mientras que el resorte apoya en el ajuste cuando el musculo se contrae o se relaja al momento de realizar la marcha. (Ver Figura 2.9).



**Fig. 2.9** Soportes ajustables realizados con velcro y resorte.

Con las pruebas de funcionamiento, se corroboró que los soportes al proporcionar una adecuada fijación y flexibilidad, no afectan en la marcha humana. Así mismo, nos otorgan la ventaja de poder ser colocados sobre la ropa, sin necesidad de utilizar una vestimenta específica, contribuyendo con la comodidad del usuario y con información de una marcha real. (Ver Figura 2.10)



**Fig. 2.10** Soportes colocados sobre la vestimenta del usuario.

### Programación

El programa del microcontrolador PIC elaborado para la validación de la adquisición y procesamiento de los datos, se basa en la configuración de la IMU y la comunicación I<sup>2</sup>C y RS232. La programación se realizó en el software PIC C Compiler, el cual utiliza la sintaxis de programación C. Dicho software además de permitir la compilación del programa, muestra el porcentaje de memoria ROM y RAM utilizada para evitar desbordamientos de memoria.

En la figura 2.11 se muestra la configuración para el protocolo de comunicación I<sup>2</sup>C en donde el microcontrolador funge como maestro, siendo el sensor el esclavo. Con la librería I<sup>2</sup>C se configuran los parámetros del protocolo (función del dispositivo, velocidad, pines destinados al bus, etc.), y funciones específicas que facilitan realizar la comunicación. De igual forma, se muestra la configuración del protocolo RS232 para realizar la comunicación entre el microcontrolador PIC y la computadora y así enviar los datos sensados y procesados, a esta última.

```
#include <18F2550.h>
#fuses HS,NONDT,NONCLR //utiliza el oscilador de alta frecuencia,watch dog sin usar,con opcion de reset;
#use delay(clock=20MHz)//frecuencia del oscilador
#use i2c(MASTER,SDA=PIN_C4, SLOW, SCL=PIN_C3,force_hw)
#use rs232(baud=9600,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7)
```

**Fig. 2.11** Configuración del protocolo I<sup>2</sup>C

En la figura 2.12 se muestran las instrucciones proporcionadas por la librería I<sup>2</sup>C para la lectura y la escritura de datos.

```

#include <Wire.h>
#define I2C_ADDR 0x08

int acc_readgiro7(unsigned int8 address)
{
    int data;
    Wire.begin();
    Wire.write(0x00); //direccion del giroscopio para escritura
    Wire.write(address); //Registro a escribir
    Wire.begin();
    Wire.write(0x01); //direccion del giroscopio para lectura
    data = Wire.read(0);
    Wire.stop();
    return data;
}

void acc_writegi7(unsigned int8 address, unsigned int8 data)
{
    Wire.begin();
    Wire.write(0x00); //Dispositivo + modo escritura 0x1D<<1
    Wire.write(address); //Registro
    Wire.write(data); //Data
    Wire.stop();
}

```

Fig. 2.12 Instrucciones para lectura y escritura.

## Circuitos

### Circuito para la recepción, procesamiento y envío de datos

Con el fin de validar el funcionamiento de la comunicación I<sup>2</sup>C y el protocolo RS232 con el modulo Bluetooth HC-05, se implementó en una protoboard, el circuito de la figura 2.13 el cual fue simulado en Proteus. El circuito cuenta solo con una IMU, el cristal que necesita el microcontrolador PIC y un regulador para administrar el voltaje de 3.3V que requiere la IMU.

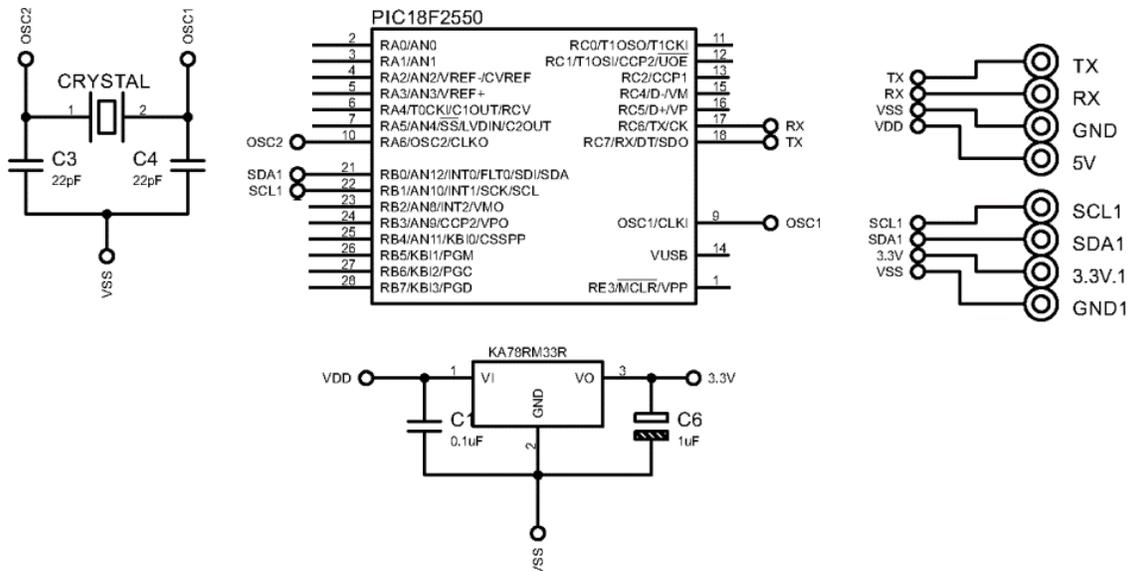
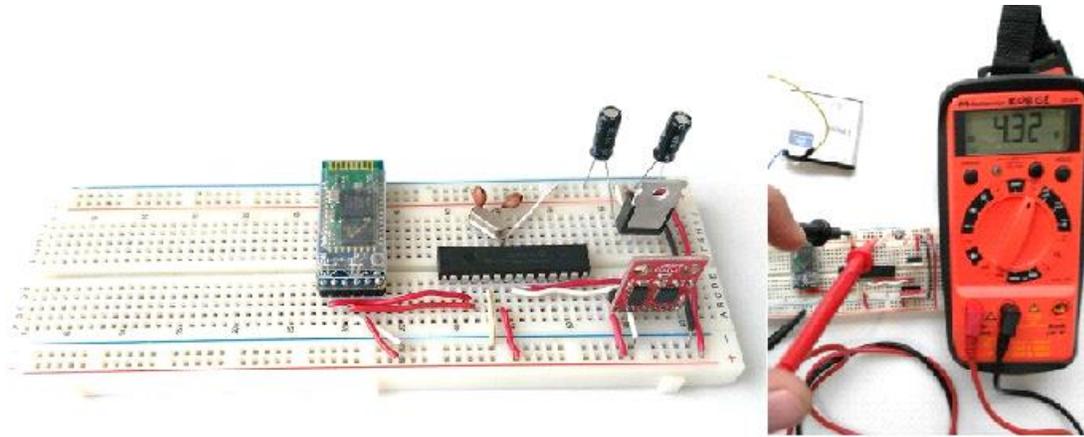


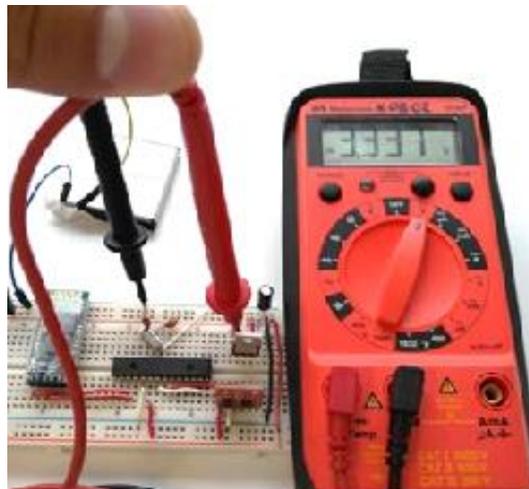
Fig. 2.13 Diagrama eléctrico para ser validado.

En la Figura 2.14 se puede observar el circuito implementado en la protoboard, energizándolo con 5 volts con una pila de celular y utilizando un multímetro para corroborar el voltaje.



**Fig. 2.14** Circuito implementado en protoboard y medicion del votaje.

El uso del regulador es muy importante, ya que este entregará un voltaje de 3.3V, con la finalidad de proteger los circuitos integrados de los acelerómetros y giroscopios, dado que su voltaje de funcionamiento oscila entre 2V y 3.6V. En la figura 2.15 se puede observar el voltaje a la salida del regulador, medido con un multímetro.



**Fig. 2.15** Medición del voltaje a la salida del regulador.

Contando con los voltajes requeridos por el módulo Bluetooth, la IMU y el microcontrolador PIC, se realiza la comprobación de la comunicación, utilizando el software Tiny Bootloader, el cual, permite la lectura del puerto serial de la computadora. En la figura 2.16 se muestran los datos de la IMU desplegados en el Tiny Bootloader lo que indica, que tanto la comunicación I<sup>2</sup>C como el protocolo RS232 funcionan adecuadamente, recibiendo los datos en la computadora a una velocidad de 25 datos por segundo.

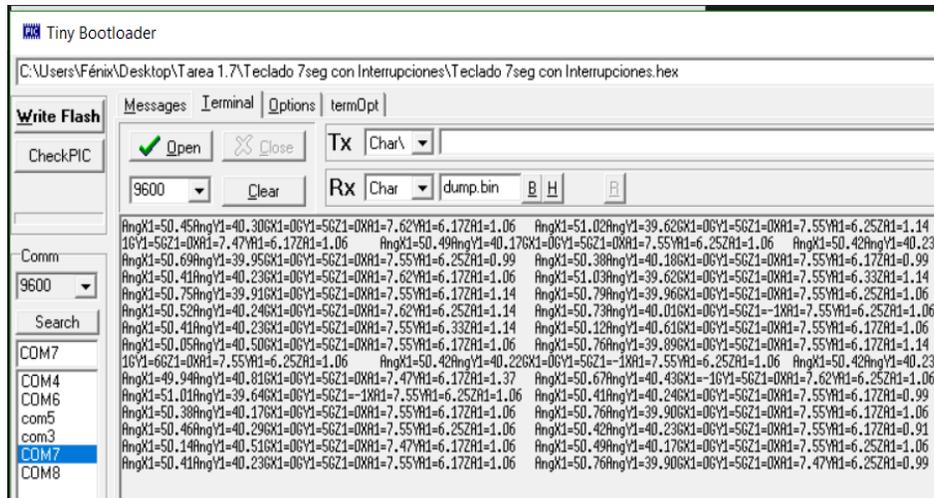


Fig. 2.16 Datos procesados de una IMU desplegados en Tiny Bootloader.

### Circuito de carga

Dado que la pila que será embebida en el dispositivo tiene que ser recargada, se debe contar con un indicador que muestre cuándo la pila necesita recargarse y que al momento de suministrarle corriente por el cable USB, ésta no alimente al resto del circuito. Es por ello que se diseñó un circuito para recargar la pila sin necesidad de ser extraída de la caja contenedora. (Ver Figura 2.17)

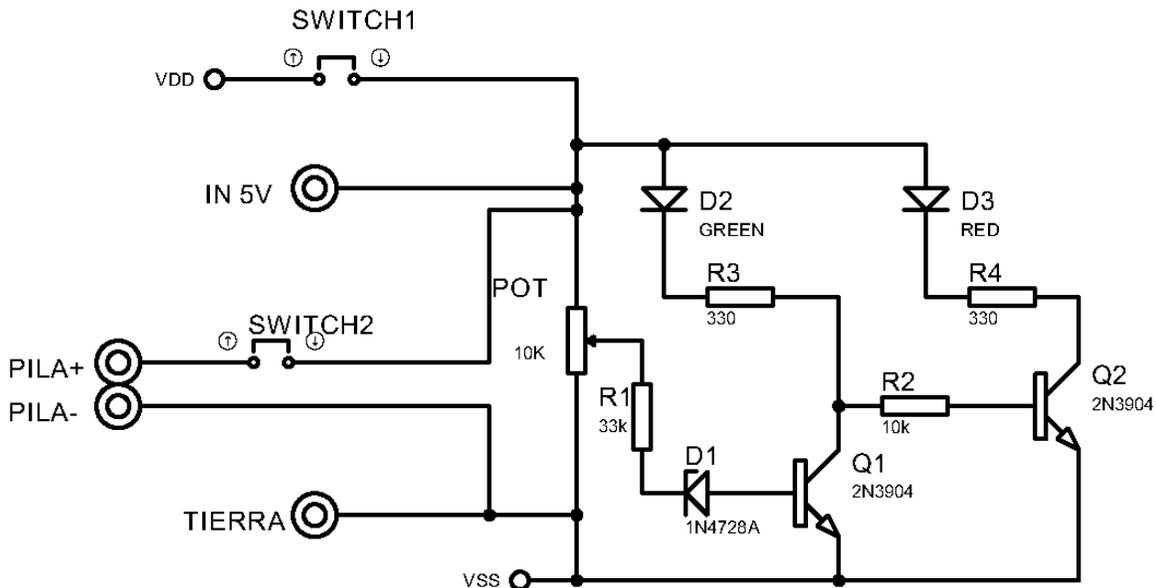
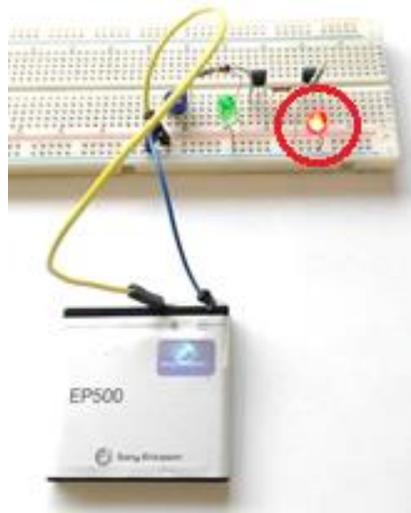


Fig. 2.17 Circuito que permite recargar la pila.

El circuito cuenta con dos LED's que permitirán conocer el nivel de carga de la batería. Uno indicará cuando esté completamente cargada y el otro cuando el nivel de carga sea bajo.

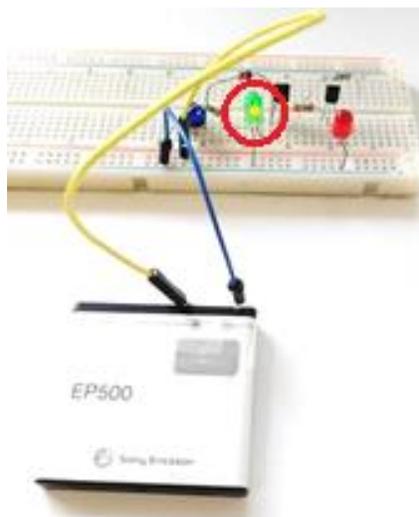
El "SWITCH1" que se puede ver en la figura 2.17, se utiliza para impedir el paso de la corriente al circuito eléctrico donde se encuentra el microcontrolador y las IMUs, con el objetivo de que estos componentes no sean afectados al cargar la batería, la función del "SWITCH2" es simplemente dejar de alimentar al dispositivo.

Para validar el funcionamiento del circuito se realizó la configuración de la figura 2.15 en una protoboard. Cuando la batería esta con un nivel de carga bajo, el led de color rojo prende, indicando que hay que recargar la batería. (Ver Figura 2.18)



**Fig. 2.18** Led rojo encendido indicando que la carga de la batería es baja.

En el caso contrario, cuando la batería está completamente cargada, el led de color verde enciende, indicando que la batería no requiere más carga. (Ver Figura 2.19)



**Fig. 2.19** Led verde encendido indicando que la batería está cargada.

## Proceso de manufactura del circuito

Para la manufactura del circuito se eligió el método de transferencia térmica (método de planchado), el cual se ha implementado anteriormente y se han obtenido buenos resultados en circuitos de una cara, sin embargo, en circuitos de doble cara, no se ha trabajado anteriormente, por lo que es importante esta validación.

El diagrama eléctrico se realizó en el software Proteus. Para la validación del proceso de manufactura, solo se implementó el circuito para la recepción, procesamiento y envío de datos, incorporando las siete IMUs, el puerto USB para alimentar el circuito y las terminales para programar el microcontrolador PIC. Se optó por colocar siete IMUs, para que el dispositivo quede abierto a estudios posteriores en lo que se requiera el sensado de otras partes del cuerpo. (Ver Figura 2.20)

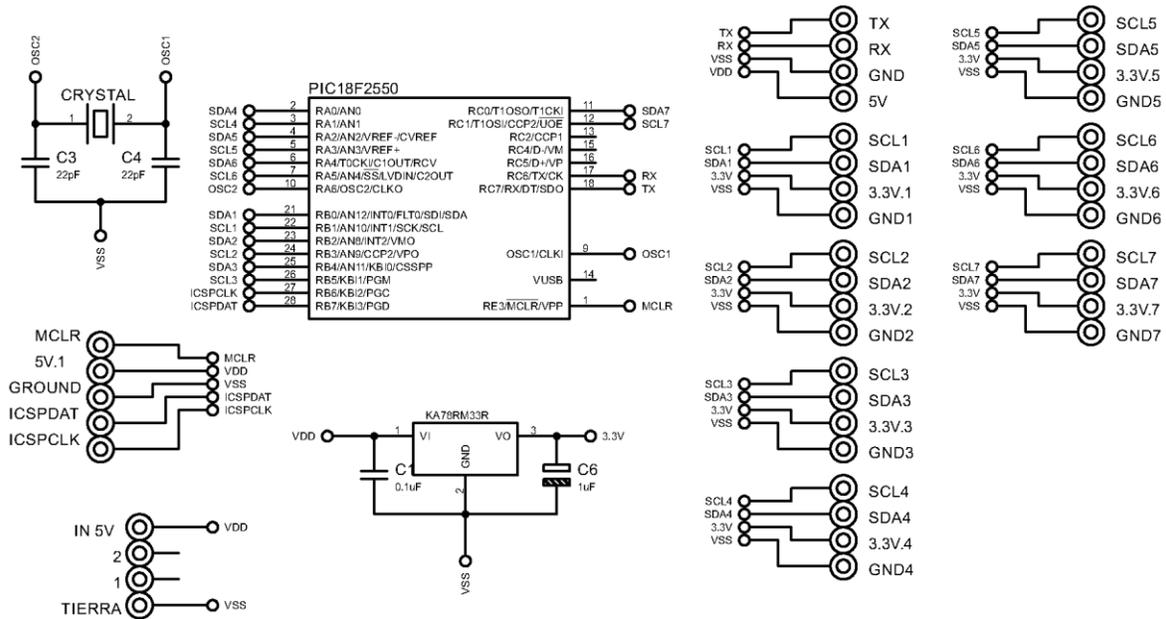


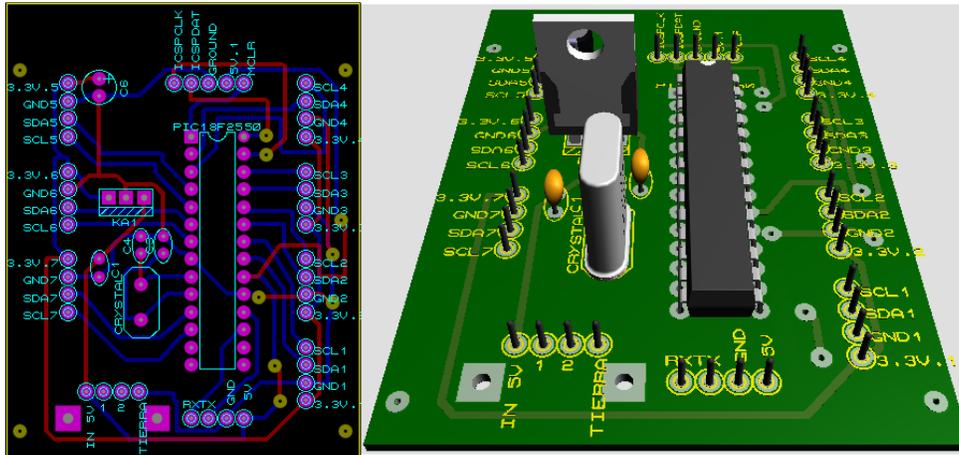
Fig. 2.20 Diagrama eléctrico con los nuevos elementos incorporados.

Para la elaboración de este diagrama se forzaron otras salidas del microcontrolador para ser utilizadas como interfaz I2C, de tal forma que cada IMU tuviera su propio bus de transmisión (SDA y SCL), debido a que el modelo maestro- esclavo no sería posible de aplicar dado que las IMU's solo contaban con una dirección por lo que, diferenciar un sensor de otro, para establecer la comunicación con el microcontrolador sería imposible. (Ver Figura 2.21)

```
#use i2c(MASTER,SDA=PIN_B0, FAST, SCL=PIN_B1,force_hw) // IMU #1
#use i2c(MASTER,SDA=PIN_B2, FAST, SCL=PIN_B3,force_sw) // IMU #2
#use i2c(MASTER,SDA=PIN_B4, FAST, SCL=PIN_B5,force_sw) // IMU #3
```

Fig. 2.21 Forzamiento de pins a interfaz I2C mediante código de programación.

Haciendo uso del software ARES se diseñó el circuito para la realización de la PCB, así como una simulación en 3D con los componentes para visualizar como se verá el modelo físico. (Ver Figura 2.22)



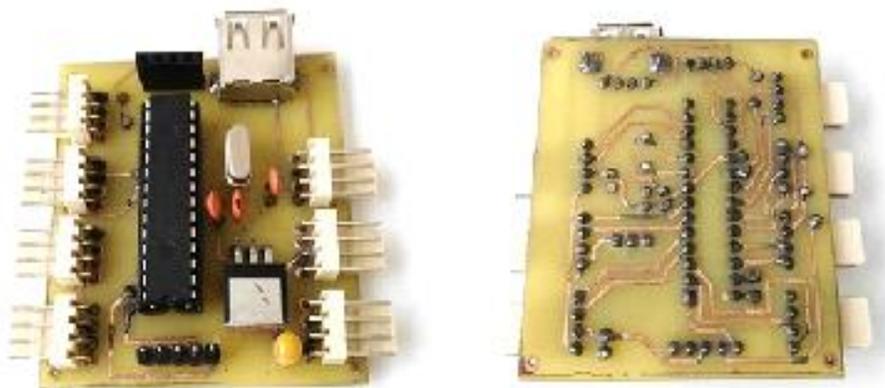
**Fig. 2.22** Circuito para realizar en PCB por el método de transferencia térmica y visualización en 3D.

Posteriormente se implementó el método de transferencia térmica haciendo uso de una placa fenólica de doble cara, con el propósito de reducir el tamaño del circuito. (Ver Figura 2.23)



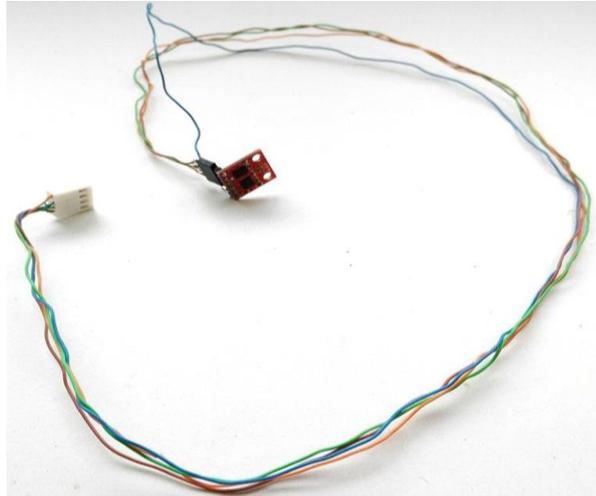
**Fig. 2.23** Pasos del método de transferencia térmica. Planchado y ataque con ácido clorhídrico.

En la Figura 2.24 se muestra la PCB obtenida tras finalizar el proceso de manufactura.



**Fig. 2.24** Circuito, resultado del proceso de manufactura seleccionado.

Para conectar los sensores al circuito y validar el mismo, se elaboraron cables con longitud de 30 cm (Ver Figura 2.25), al contar con una longitud tan grande se presentaron interferencias electromagnéticas (EMI) de fuentes externas y la diafonía de los cables adyacentes, problema que impedía la transmisión de los datos del sensor al Microcontrolador.



**Fig. 2.25** IMU con cable para conectarlo al circuito.

Al ser el área entre los conductores lo que determina el acoplamiento magnético en la señal, la solución a este problema fue entrelazar los cables lo que disminuye la interferencia, debido a que estos suelen llevar señales iguales y opuestas las cuales son combinadas mediante sustracción en el destino. El ruido de los dos cables se cancela mutuamente en esta sustracción debido a que ambos cables están expuestos a interferencia electromagnética similar. (Ver Figura 2.26)



**Fig. 2.26** IMU con cable trenzado para eliminar el ruido.

Con el uso del software Tiny Bootloader (Ver Figura 2.27), se corroboró el adecuado funcionamiento de la PCB y los cables trenzados, lo que indica que el proceso de manufactura, así como el diseño de los cables, pueden ser llevados a cabo en la realización del prototipo final.

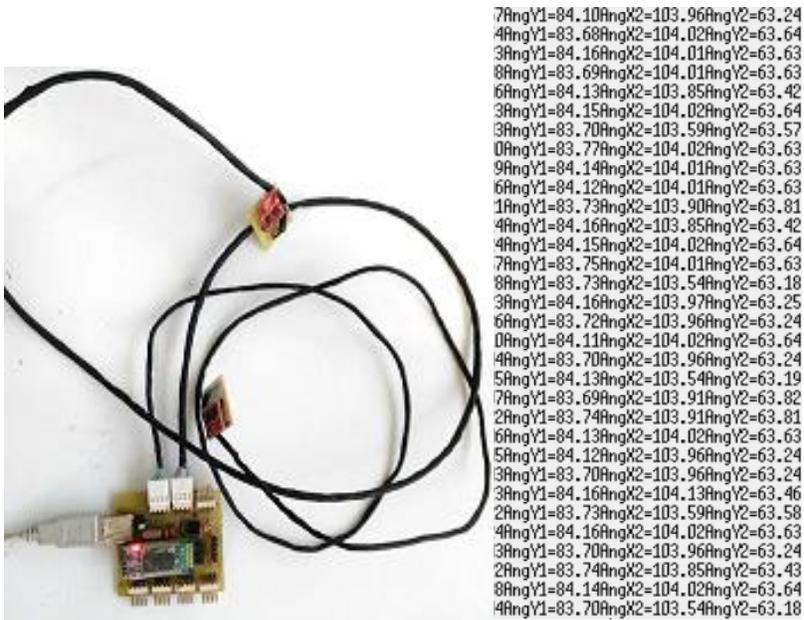


Fig. 2.27 PCB en funcionamiento con los cables trenzados y datos recibidos de la misma.

Interfaz

Para validar el software de la interfaz se realizó un programa en el cual se recibe la información enviada del microcontrolador PIC. Lo que realiza el programa es descomponer la cadena recibida y obtener la información significativa para después desplegarla en un indicador numerico y en un grafico. (Ver Figura 2.28)

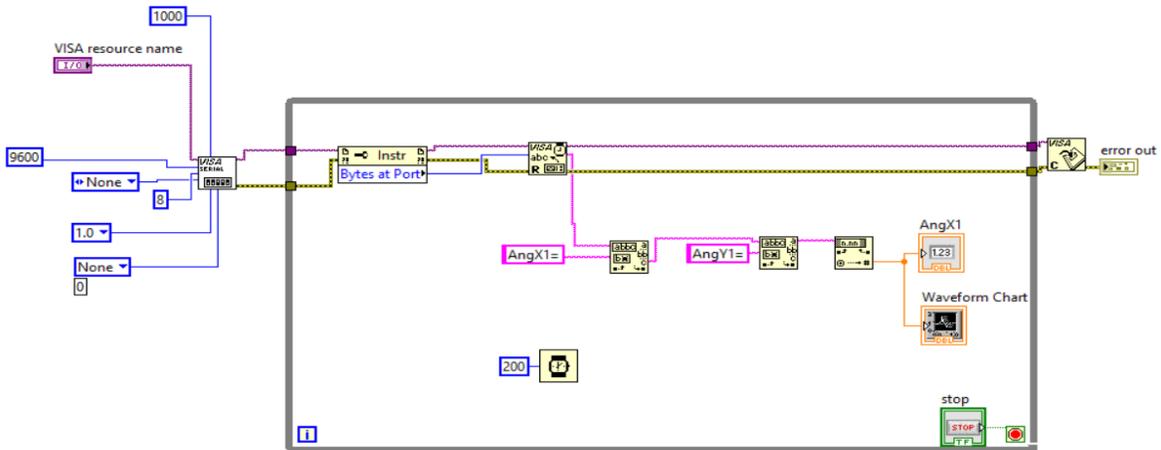


Fig. 2.28 Programación para validar el software LabView

En la figura 2.29 se puede observar los valores de la IMU desplegados en un grafico, con lo que se puede concluir que el software seleccionado es el adecuado para realizar la interfaz, ya que permitira realizar un despliegue puntual de la información.

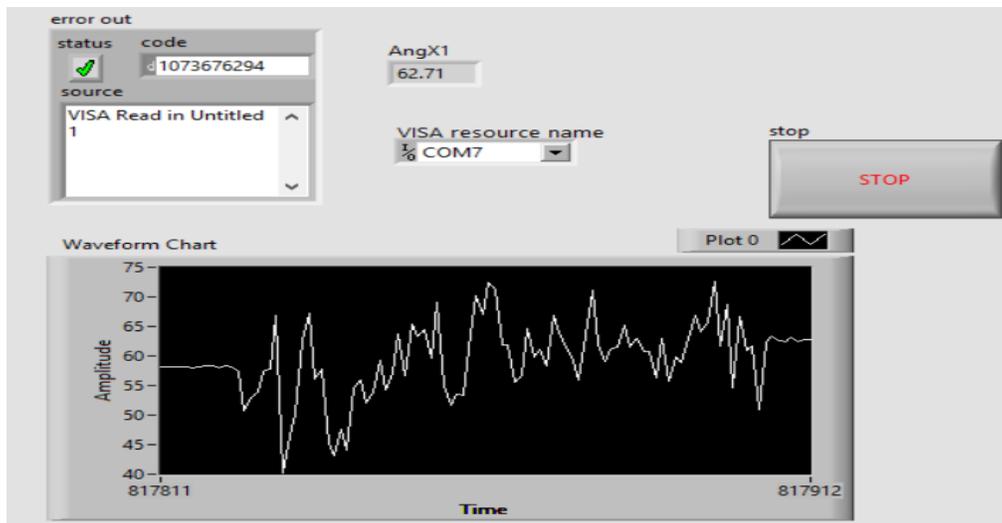


Fig. 2.29 Despliegue de la información en interfaz para una IMU.

## 2.8 FABRICACIÓN DEL SISTEMA DE MONITOREO

Esta fase consiste en la fabricación del sistema de monitoreo, incorporar la programación para tres IMUs y elaborar la interfaz para que el usuario interactúe con el sistema. Con las pruebas implementadas de la funcionalidad de cada sección, en la fase de validación, se constató que todas las secciones funcionan correctamente con los medios usados, por lo que se partirá de los resultados obtenidos.

### PCB

Dado que en la sección 2.8 se comprobaron los resultados del método de transferencia térmica, la PCB del sistema de monitoreo se manufacturará mediante este método.

En la Figura 2.30 se muestra el diagrama eléctrico incorporando los circuitos validados en la fase anterior, para que el sistema cumpla con los requerimientos establecidos. En el circuito se cambió el tipo de encapsulado de dos componentes, el microcontrolador PIC y el regulador, ambos tenían un encapsulado DIP (Dual in-line packages), el cual se reemplazó por un encapsulado SOIC (Small Outline Integrated Circuit), lo que reduce el espacio ocupado por estos.

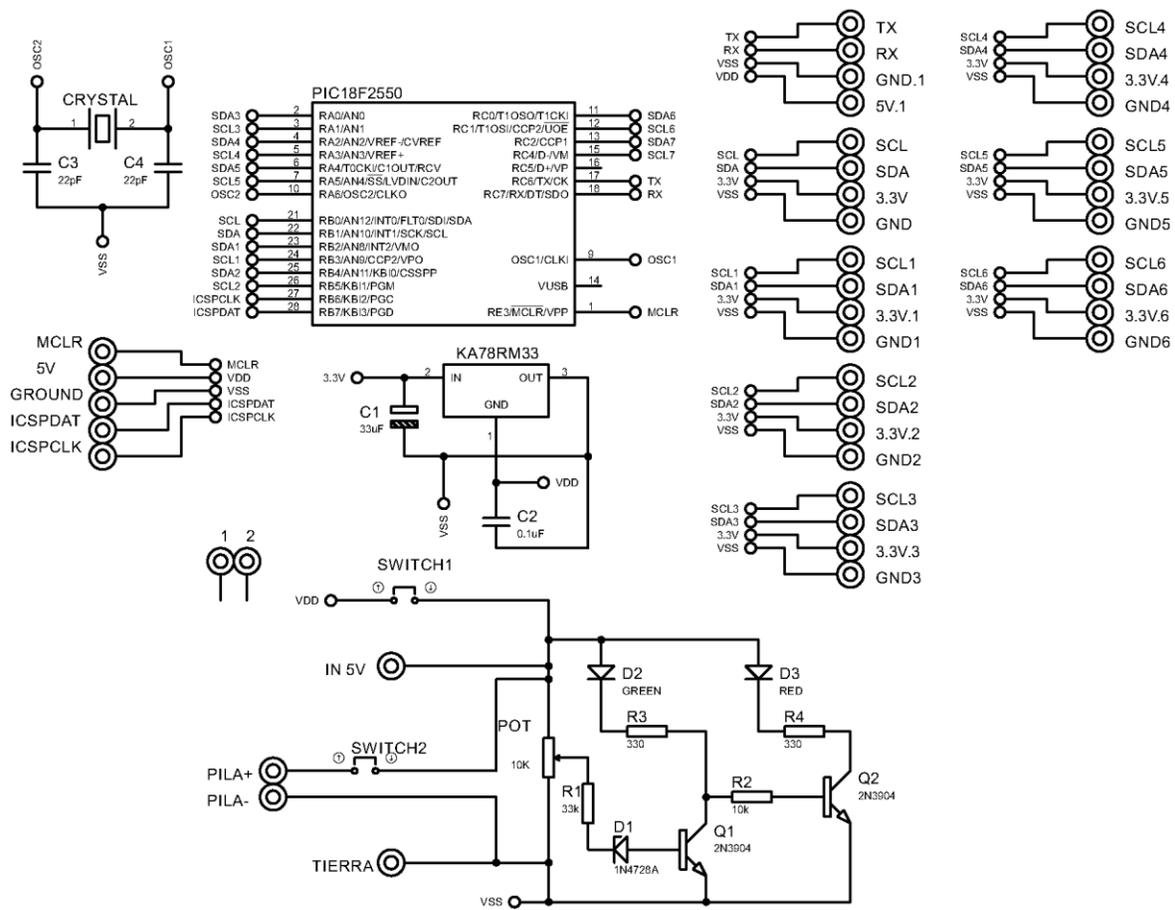


Fig. 2.30 Diagrama eléctrico del prototipo final.

El diseño en el software ARES se elaboró en doble capa para no sobrepasar las dimensiones determinadas dentro de las especificaciones. (Ver Figura 2.31)

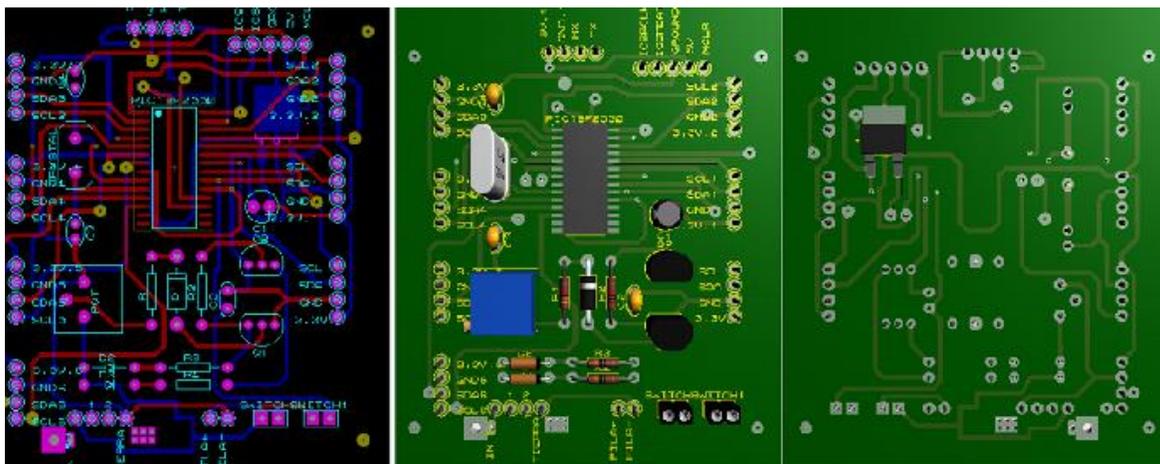


Fig. 2.31 Circuito final para iniciar con el método de transferencia térmica.

Para verificar las dimensiones se realizó el diseño del circuito en modelo sólido con ayuda del software Siemens NX 10, contemplando la mayor parte de los componentes utilizados, con el propósito de obtener las dimensiones finales del circuito eléctrico en conjunto con sus componentes. (Ver Figura 2.32)

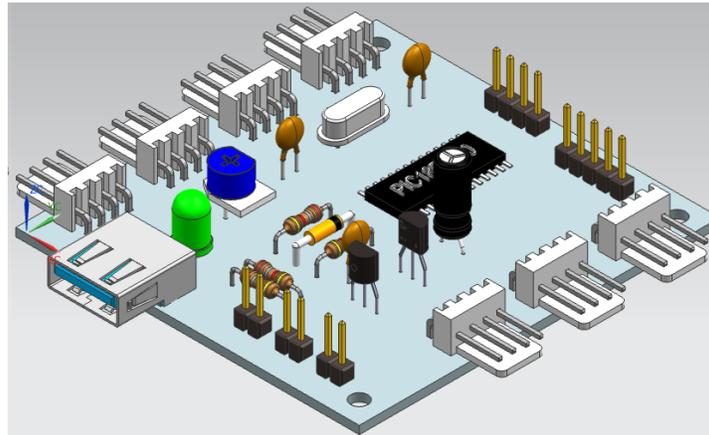


Fig. 2.32 CAD del circuito con los componentes utilizados.

Contando con el modelo sólido, se creó un plano haciendo uso del mismo software Siemens NX 10, a partir del cual se extrajeron las dimensiones de todo el dispositivo. (Ver Figura 2.33)

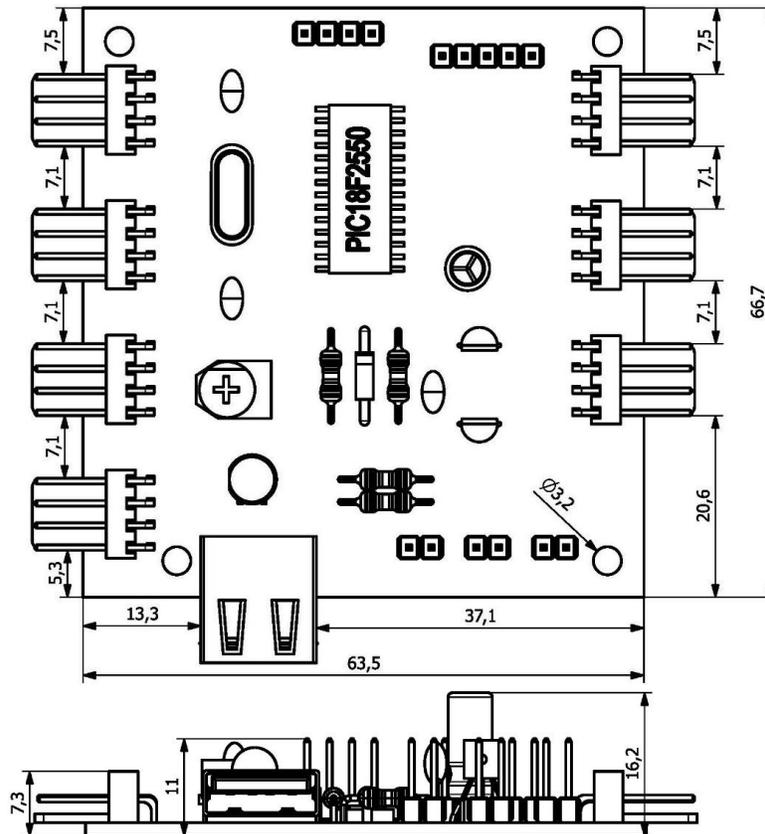


Fig. 2.33 Plano del prototipo final, acotaciones en mm.

En las especificaciones se establecieron que las dimensiones máximas del dispositivo deben ser de 75x75x30 [mm], como se puede apreciar en la figura 2.33, las dimensiones obtenidas no superan a las establecidas.

Las dimensiones obtenidas serán usadas posteriormente para la elaboración de la caja contenedora, cuyo propósito será proteger al circuito y otorgarle una presentación más estética al dispositivo.

Al asegurarse que las dimensiones no sobrepasan a las establecidas en las especificaciones, se inicia con el proceso de manufactura del circuito eléctrico. (Ver Figura 2.34)

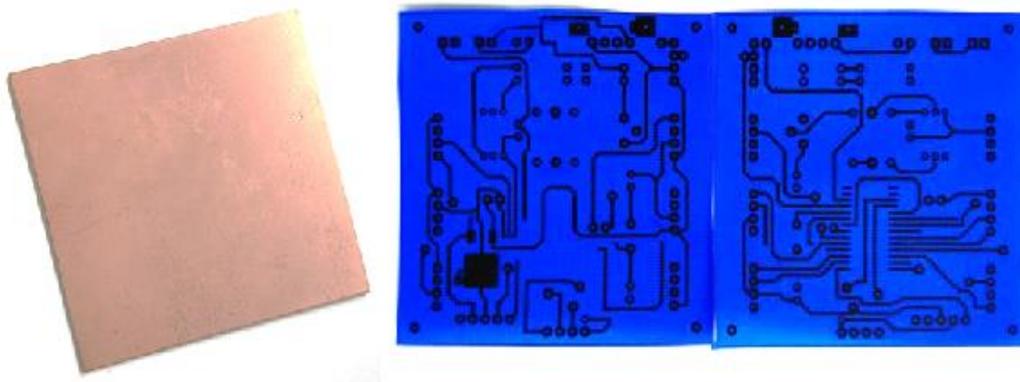


Fig. 2.34 Placa fenólica de doble cara y circuitos impresos en el papel de transferencia.

En la figura 2.35 se muestra la PCB del sistema de monitoreo, que se utilizará para la realización de pruebas.

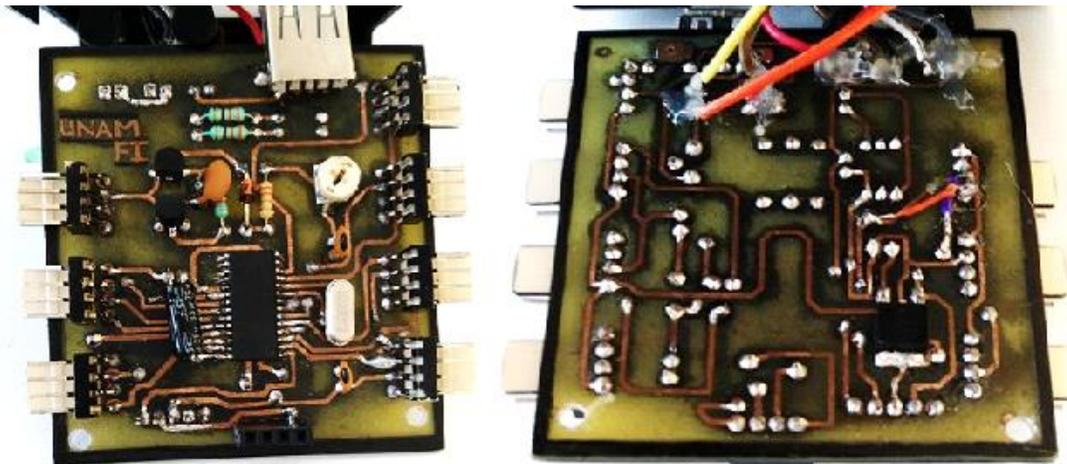


Fig. 2.35 PCB del sistema de monitoreo

### Código de programación del sistema de monitoreo

En la fase de validación se describió la configuración del protocolo de comunicación I<sup>2</sup>C y RS232. A continuación, se describirá la tarea que realiza cada parte del código final. En el código se realizó una librería en donde se realiza todo el procesamiento de la información de las IMUs, a través de funciones. En la figura 2.36 se muestra la función encargada de leer los valores del giroscopio en el eje x, leyéndolos en binario y realizando la conversión a decimal en [°/s], para que sea información útil para el usuario.

```
192 float gyrox1c(void)
193 {
194     #use i2c(MASTER,SDA=PIN_B0, FAST, SCL=PIN_B1,force_hw)
195     XH=0;
196     XL=0;
197     X=0;
198     X1=0;
199
200     XH=acc_readgiro(ITG_GYRO_XOUT_H);
201     XL=acc_readgiro(ITG_GYRO_XOUT_L);
202     X=XH<<8;
203     X=X|XL;
204     X1=(X)/(14.375);
205     //printf("GX1=%ld", X1);
206     return(X1);
207 }
208
```

Fig. 2.36 Función destinada a la lectura y procesamiento del giroscopio en el eje x.

Para la lectura de los datos del acelerómetro se sigue el mismo procedimiento que para la obtención de los datos del giroscopio. Después de realizar la conversión de binario a decimal, la unidad de medida en la que se tienen los datos es en [g], dado que esa unidad no es de utilidad en este proyecto, se opta por convertir los datos a [m/s<sup>2</sup>]. Este proceso se repite para los dos ejes restantes de la IMU. ( Ver Figura 2.37)

```
243 float acelx1c(void)
244 {
245     #use i2c(MASTER,SDA=PIN_B0, FAST, SCL=PIN_B1,force_hw)
246     X_H_A=0;
247     X_L_A=0;
248     XA=0;
249     XA1=0;
250     X_H_A=acc_readacel(ADXL345_DATAAX1);
251     X_L_A=acc_readacel(ADXL345_DATAAX0);
252     XA=X_H_A<<8;
253     XA=XA|X_L_A;
254     XA1=((XA)*(.0078))*9.78;
255     //printf("XA1=%f", XA1);
256     return(XA1);
257 }
```

Fig. 2.37 Función destinada a la lectura y procesamiento del acelerómetro en el eje x.

Para obtener la posición angular a partir de los valores de aceleración de los tres ejes, se toma como referencia el eje Z, el cual obtiene directamente la aceleración de gravedad de la Tierra. Aplicando trigonometría es posible calcular el ángulo de inclinación de la IMU con las fórmulas 2.1 y 2.2 [24]:

$$\text{Ángulo X} = \tan^{-1} \left( \frac{y}{\sqrt{x^2 + z^2}} \right) \quad (2.1)$$

$$\text{Ángulo Y} = \tan^{-1} \left( \frac{x}{\sqrt{y^2 + z^2}} \right) \quad (2.2)$$

Al tomar como referencia el eje Z, resulta imposible calcular el ángulo de inclinación de este eje, por lo que solo se obtienen los ángulos del eje X y el eje Y. (Ver Figura 2.38)

```
float AngAccl(float XA1, float YA1, float ZA1, float X, float Y, float Z) //Posiciones angulares en X y Y
{
    // XA1, YA1, ZA1 --> Aceleraciones lineales de cada eje

    //Fórmula para calcular el ángulo en X por acelerómetros en Y y Z
    AnguloX_ acel = atan((float)YA1/sqrt (pow((float)XA1,2)+pow((float)ZA1,2)))*(180/pi);
    printf("AngAX =%f", AnguloX_ acel);
    //Fórmula para calcular el ángulo en Y por acelerómetros en X y Z
    AnguloY_ acel = atan((float)XA1/sqrt (pow((float)YA1,2)+pow((float)ZA1,2)))*(180/pi);
    printf("AngAY =%f", AnguloY_ acel);
}
```

Fig. 2.38 Cálculo de los ángulos del eje X y el eje Y a partir de la aceleración.

Se obtiene también, la posición angular partiendo de la velocidad angular, dado que el giroscopio mide el número de grados por segundo, basta con multiplicar esta magnitud por el tiempo para obtener la posición, el ángulo obtenido en la iteración anterior se suma en la iteración actual, con lo que se va actualizando el valor del ángulo cada delta de tiempo, como se puede ver en la fórmula 2.3 [24].

$$\text{Ángulo} = \text{Ángulo} + \text{Velocidad Angular} * \Delta t \quad (2.3)$$

El  $\Delta t$  es el tiempo transcurrido entre cada iteración, en la figura 2.39 se puede apreciar la fórmula en el código de programación.

```
//Cálculo del ángulo de inclinación con el giroscopio en X
AnguloX_giro = XGG1 * 0.01 + AnguloX; //tiempo entre cada lectura de dato 1ms
printf("Angulo X giro =%f", AnguloX_giro);
//Cálculo del ángulo de inclinación por el giroscopio en Y
AnguloY_giro = YGG1 * 0.01 + AnguloY; //tiempo entre cada lectura de dato 1ms
printf("Angulo Y giro =%f", AnguloY_giro);
```

Fig. 2.39 Cálculo de los ángulos del eje X y el eje Y a partir de la velocidad angular.

Para reducir el ruido se implementa el filtro complementario, el cual consiste de: un filtro pasa altas para el giroscopio y un filtro pasa bajas para el acelerómetro. El primero deja pasar únicamente los valores por encima de un límite establecido (valores mayores a  $-20^\circ$ ), mientras que el otro sólo permite pasar los valores que están por debajo del límite (valores menores a  $60^\circ$ ). Los valores calculados a partir de la aceleración y velocidad angular, servirán para la implementación del filtro, el cual consiste en darle cierto porcentaje de peso a cada medición obtenida, como se puede ver en la figura 2.40, donde al ángulo obtenido mediante el giroscopio se le da un peso de 0.02% mientras que al ángulo obtenido mediante el acelerómetro se le otorga un peso de 0.98%.

```

AnguloX1 = 0.02 * AnguloX_giro1 + 0.98 * AnguloX_acel1;
printf("X1%f",AnguloX1);

return (AnguloX1);
}

```

Fig. 2.40 Implementación del filtro complementario.

En el programa principal se realiza un switch-case para la elección de los datos a adquirir, mandando a llamar las funciones que se realizaron en la librería. (Ver Figura 2.41)

```

36 while(1)
37 {
38
39 decision=getc();
40 switch (decision)
41 {
42 case 'a':
43 AngAcel1(XA1, YA1, ZA1, X1, Y1, Z1); //Cálcula e imprime la posición angular en el eje x (IMU1)
44 AngAcel2(XA2, YA2, ZA2, X2, Y2, Z2); //Cálcula e imprime la posición angular en el eje x (IMU2)
45 AngAcel3(XA3, YA3, ZA3, X3, Y3, Z3); //Cálcula e imprime la posición angular en el eje x (IMU3)
46 break;
47
48 case 'b':
49 AngAcel1(XA1, YA1, ZA1, X1, Y1, Z1); //Cálcula e imprime la posición angular en el eje x (IMU1)
50 gyrox1(); //Imprime Velocidad angular en X (IMU1)
51 gyrox2(); //Imprime Velocidad angular en X (IMU2)
52 gyrox3(); //Imprime Velocidad angular en X (IMU3)
53 break;
54
55 case 'c':
56 AngAcel1(XA1, YA1, ZA1, X1, Y1, Z1); //Cálcula e imprime la posición angular en el eje x (IMU1)
57 acely1(); //Imprime Aceleración lineal en Y (IMU1)
58 acely2(); //Imprime Aceleración lineal en Y (IMU2)
59 acely3(); //Imprime Aceleración lineal en Y (IMU3)
60 break;
61
62 case 'd':
63 AngAcel1(XA1, YA1, ZA1, X1, Y1, Z1); //Cálcula e imprime la posición angular en el eje x (IMU1)
64 AngAcel2(XA2, YA2, ZA2, X2, Y2, Z2); //Cálcula e imprime la posición angular en el eje x (IMU2)
65 AngAcel3(XA3, YA3, ZA3, X3, Y3, Z3); //Cálcula e imprime la posición angular en el eje x (IMU3)
66 gyrox1(); //Imprime Velocidad angular en X (IMU1)
67 gyrox2(); //Imprime Velocidad angular en X (IMU2)
68 gyrox3(); //Imprime Velocidad angular en X (IMU3)
69 acely1(); //Imprime Aceleración lineal en Y (IMU1)
70 acely2(); //Imprime Aceleración lineal en Y (IMU2)
71 acely3(); //Imprime Aceleración lineal en Y (IMU3)
72 break;
73 }
74 }

```

Fig. 2.41 Programa principal con el llamado de los datos requeridos

### Interfaz del sistema de monitoreo de marcha

La interfaz se desarrolló para ser amigable, intuitiva y estética para el usuario, ya que algunos controles van apareciendo o desapareciendo dependiendo las operaciones seleccionadas.

Inicialmente, cuenta con dos controles donde se debe introducir el puerto serial, para realizar la comunicación y el número de ciclos de marcha iniciales que se descartarán. Para crear la hoja de cálculo de los datos obtenidos de dos zancadas, la interfaz cuenta con dos entradas donde el usuario tendrá que colocar la ruta en donde se desea guardar el documento aunado al nombre del mismo, terminando con el formato en que se guardará, como se puede ver en la Figura 2.42.



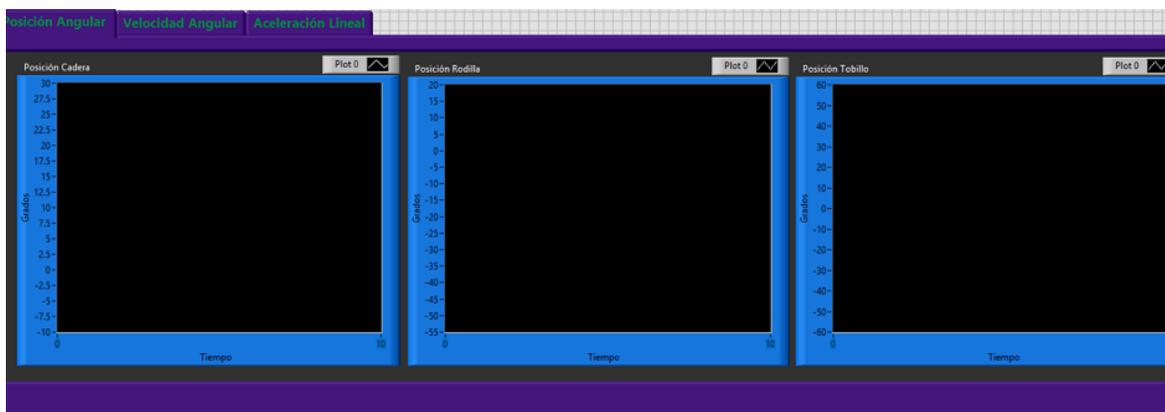
Fig. 2.42 Datos iniciales requeridos por la interfaz

Cuenta con el botón “Calibrar”, cuya función es un ajuste a cero, en la posición inicial, a todos los sensores del sistema, sin necesidad de colocarlos de una forma específica en el usuario. Para el calculo de la cadencia, la interfaz posee el botón “Cadencia”, donde el dato calculado será desplegado en un indicador numerico al igual que el tiempo y las zancadas presentes durante la prueba. El botón “Volver” permitirá regresar al estado inicial, por si se requiere hacer un nuevo análisis de marcha. Asi mismo, cuenta con el botón “Detener” cuyo objetivo es parar completamente el funcionamiento de la interfaz. (Ver Figura 2.43)



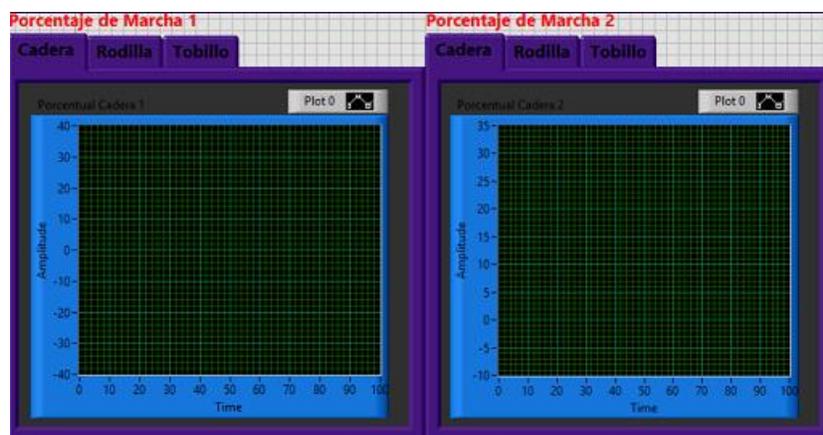
Fig. 2.43 Controles e indicadores numéricos de la interfaz con los que interactuará el usuario

Existe la opción de elegir el elemento a analizar en la marcha humana, teniendo cuatro opciones a seleccionar, posición angular, velocidad angular, aceleración lineal o si lo desea, las tres al mismo tiempo, los cuales serán desplegados de dos formas, con indicadores numericos de cada articulación de interés (Ver Figura 2.43), o con gráficos permitiendo una mejor apreciación de la información. (Ver Figura 2.44)



**Fig. 2.44** Gráficos para visualizar la información de los sensores.

La interfaz también cuenta con gráficos que despliegan los ángulos de la zancada respecto al porcentaje de marcha, permitiendo un análisis más detallado del ciclo de marcha. (Ver Figura 2.45)



**Fig. 2.45** Gráficos para visualizar las zancadas respecto al porcentaje de marcha.

Tras resolver satisfactoriamente cada uno de los problemas que se presentaron en las fases de diseño y haber unido todas las secciones validadas que conforman al sistema, se cuenta con un prototipo funcional, con el cual se harán las pruebas de marcha en individuos.

## 2.9 PROTOTIPO FUNCIONAL

Para el prototipo funcional se manufacturó la caja contenedora para la protección de la PCB [25], dicha caja se diseñó en el software NX 10, para posteriormente realizar una impresión 3D por el proceso de adición, el cual consiste en la inyección de polímeros, donde el material se añade por capas desde la parte inferior hasta la parte superior, hasta obtener el prototipo diseñado. (Ver Figura 2.46)



Fig. 2.46 Caja contenedora manufacturada por medio de impresión 3D.

En la figura 2.47 se puede apreciar que la batería queda completamente embebida en la caja contenedora, lo que hace al dispositivo portátil e inalámbrico.



Fig. 2.47 Circuito con la batería embebidos en la caja contenedora.

En la figura 2.48 se observa el switch para el encendido y el apagado del dispositivo y el switch para poner a recargar la batería, así como los leds indicadores de batería cargada y batería baja.

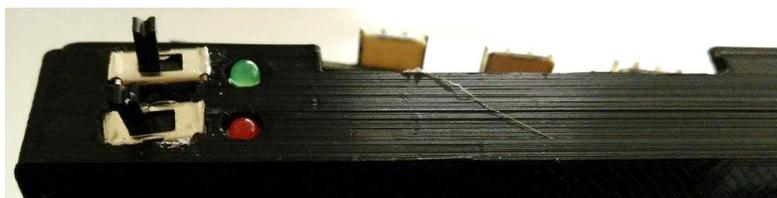


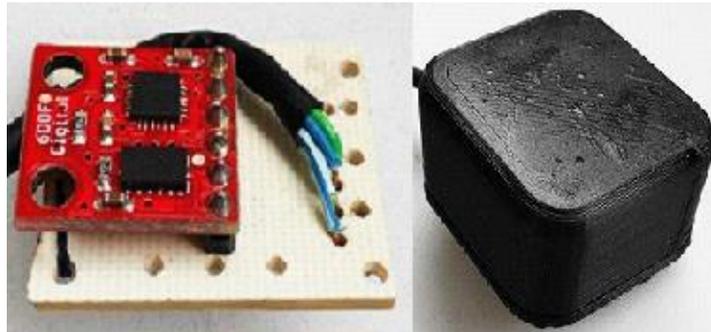
Fig. 2.48 Switchs e indicadores.

Para colocar el dispositivo en el usuario se utilizó velcro lo que permitira ajustarlo sin importar la talla del individuo. (Ver Figura 2.49)



**Fig. 2.49** Dispositivo con velcro para la colocación en el usuario.

Se elaboró una PCB para cada IMU con la finalidad de brindarle mejor soporte y facilitar el diseño de su caja contenedora [26], que al igual que la anterior, fue diseñada en el software NX 10, para posteriormente realizar una impresión 3D por el proceso de adición. (Ver Figura 2.50)



**Fig. 2.50** PCB y caja contenedora de la IMU.

En la figura 2.51 se puede observar el módulo receptor y los tres módulos de sensado, listos para su uso.



**Fig. 2.51** Sistema de monitoreo.

## CAPÍTULO 3 PRUEBAS Y RESULTADOS

Con el fin de validar la funcionalidad del sistema de monitoreo de marcha (SMM), se realizaron pruebas con adultos jóvenes aparentemente sanos, realizando marcha normal [28]. El protocolo experimental utilizado en conjunto con el análisis de la información obtenida son el tema del presente capítulo. Como primer paso para la validación, se realizó un protocolo que permite establecer un proceso sistematizado y repetible. (Ver Figura 3.1)

**Protocolo para pruebas**

**Objetivo**  
Realizar un análisis rápido, práctico y cuantitativo del miembro inferior, a través del monitoreo de la cinemática en cadera, rodilla y tobillo.

**Área de pruebas, equipo y preparación del individuo.**

**Área de pruebas.**

- Superficie recta, uniforme y estable.
- La longitud mínima de desplazamiento debe ser de 10 metros.
- El área de pruebas debe tener señalamientos de longitud cada metro de distancia.
- El área de pruebas debe tener sus correspondientes señalamientos de punto de partida y finalización.
- El entorno debe ser el adecuado para no afectar el funcionamiento del equipo, ni la marcha del sujeto de estudio.

**Equipo y material requerido.**

1. Equipo de monitoreo.
2. Hoja de registro. (Anexo 1)

**Preparación del individuo**

1. Vestir ropa cómoda.
2. Comer ligero antes de la prueba.
3. No hacer ejercicio mínimo 2 horas antes de la prueba.
4. No ingerir bebidas alcohólicas.
5. Concentración absoluta en la prueba.

**Causas de detención o suspensión de la prueba.**

- Molestias que puedan afectar la marcha: calambres en piernas, dolores de espalda, rodillas, tobillos, etc.
- Marcha incomoda debido al uso del equipo.

**Instrucciones para la realización del examen**

- A) Realizar el registro correspondiente de la información del individuo. (Anexo 1)
- B) Montar el dispositivo de medición en el individuo. (Anexo 2)
- C) Brindar las instrucciones detalladas al individuo, así como una explicación breve sobre el procedimiento y finalidad de la prueba. Es importante no dejar dudas en el examinado.
- D) Dirigir al individuo al punto de partida y calibrar al dispositivo.
- E) Iniciar la marcha del individuo junto con el desglose de la información en los gráficos.
- F) Obtener la cadencia una vez que se haya recorrido la distancia especificada.
- G) Finalizar la marcha y apagar el dispositivo cuando se haya cumplido la distancia especificada.

Fig. 3.1 Protocolo para pruebas

El individuo deberá llenar la hoja de registro de la figura 3.2, con el propósito de conocer características físicas e información relevante para la prueba.

**Anexo 1**  
**Hoja de registro**

Registro # \_\_\_\_\_

**Información del Individuo**

Nombre del Individuo (Apellido paterno, materno y nombre):  
\_\_\_\_\_

Dirección \_\_\_\_\_ Código Postal \_\_\_\_\_ Ciudad \_\_\_\_\_

No. de Teléfono \_\_\_\_\_ No. de Celular \_\_\_\_\_

Fecha de Nacimiento \_\_\_\_-\_\_\_\_-\_\_\_\_

Estado Civil: Soltero/a  Casado/a

Sexo: Masculino  Femenino

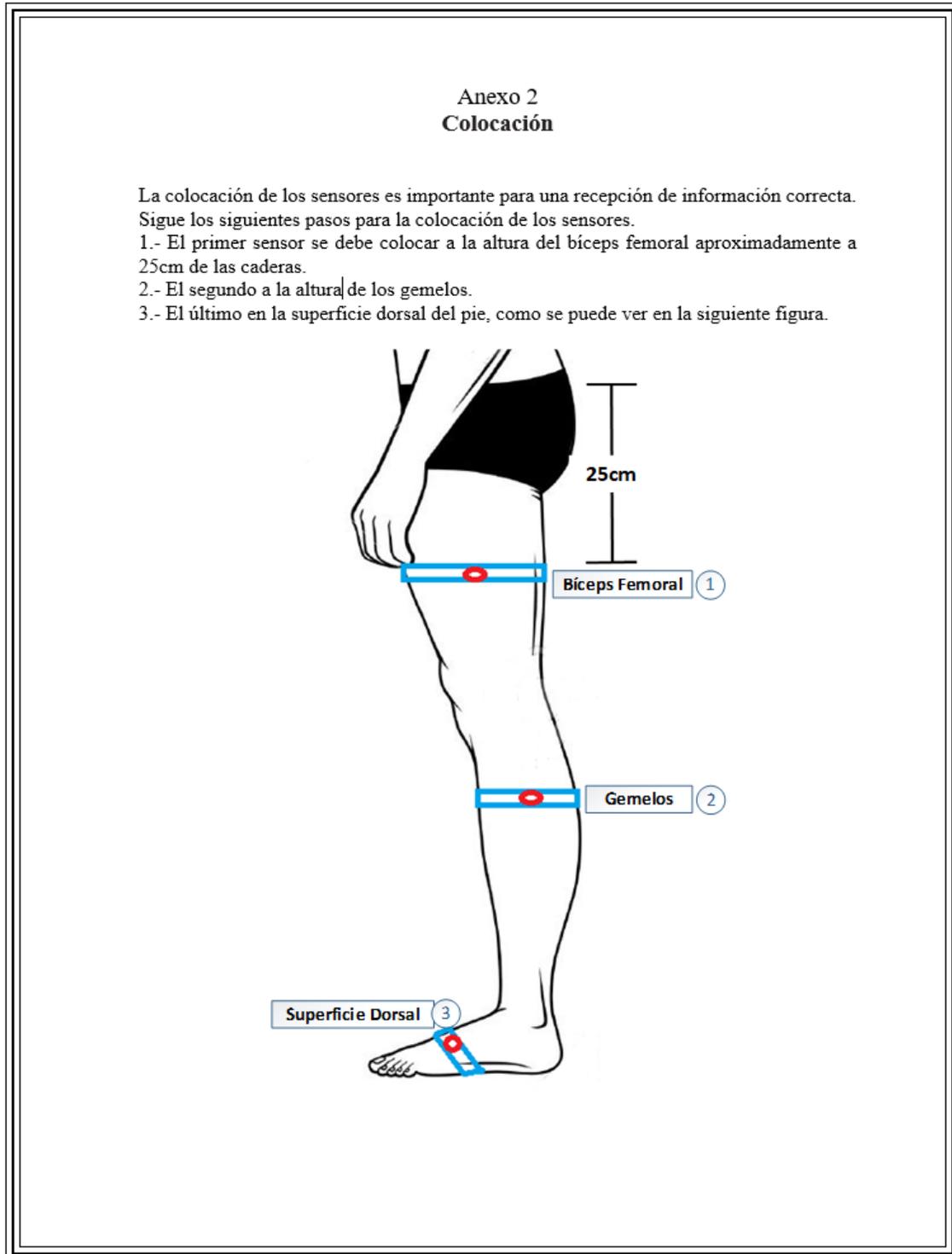
Peso \_\_\_\_\_ Altura \_\_\_\_\_ IMC \_\_\_\_\_

Observaciones:

-Operaciones	<input type="checkbox"/>	-Ingiere bebidas alcohólicas	<input type="checkbox"/>
-Plantillas	<input type="checkbox"/>	-Realiza ejercicio habitualmente	<input type="checkbox"/>
-Pie plano	<input type="checkbox"/>	-Fumador	<input type="checkbox"/>

**Fig. 3.2** Hoja de registro.

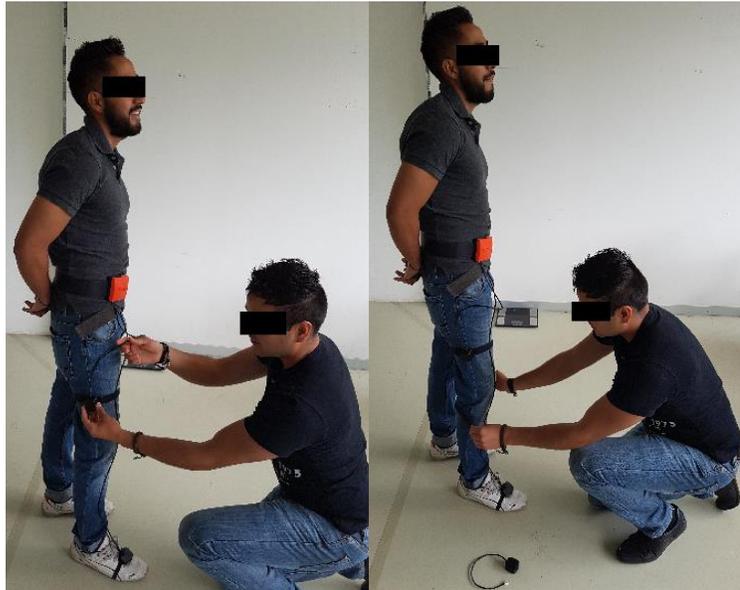
Para una colocación adecuada del dispositivo, se deberá seguir la imagen de la figura 3.3, donde se indican los lugares para posicionar cada sensor.



**Fig. 3.3** Colocación del módulo de sensado.



- B) Se colocó el sistema de monitoreo en el individuo, en los tres lugares especificados para las articulaciones de interés. (Ver Figura 3.5)



**Fig. 3.5** Colocación del sistema en el miembro inferior.

- C) Se le brindó las instrucciones detalladas al individuo, así como una explicación breve sobre el procedimiento y finalidad de la prueba. (Ver Figura 3.6)



**Fig. 3.6** Individuo recibiendo instrucciones.

- D) Se dirigió al individuo al punto de partida para el inicio de la marcha. (Ver Figura 3.6)

E) Posteriormente inició la marcha del individuo junto con la adquisición de la información en los gráficos. (Ver Figura 3.7)



Fig. 3.7 Inicio de la marcha del individuo #1

F) Al finalizar la marcha del individuo se calculó la cadencia. (Ver Figura 3.8)



Fig. 3.8 Calculo de la cadencia del individuo #1

- G) Una vez obtenida toda la información necesaria, se detuvo el sistema de monitoreo de marcha. (Ver Figura 3.9)



Fig. 3.9 Detención del sistema de monitoreo de marcha.

## 3.2 RESULTADOS

### *Prueba individuo #1*

#### Posición

En la Figura 3.10 se observan los gráficos de posición de la cadera, rodilla y tobillo de la marcha del individuo, donde se puede apreciar el comportamiento que tiene cada articulación.

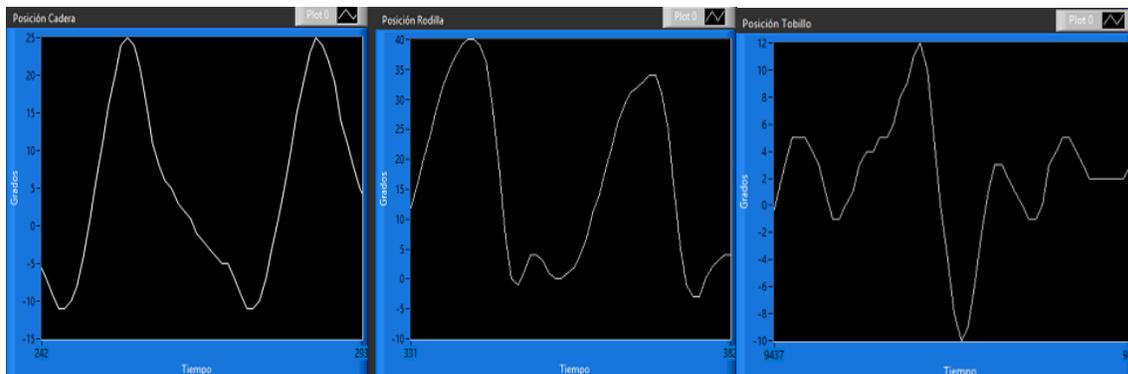


Fig. 3.10 Gráficos de posición de la marcha del individuo #1

A continuación, se muestra una sección de los gráficos de la figura 3.10, los cuales presentan una zancada respecto al porcentaje de marcha. (Ver Figura 3.11)

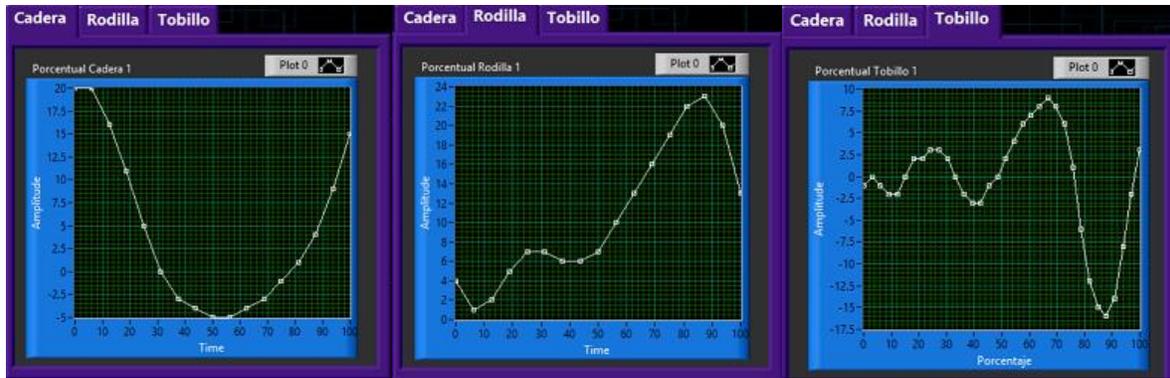


Fig. 3.11 Posición contra porcentaje de marcha de las articulaciones de interés.

El sistema de monitoreo de marcha generó una base de datos de los ángulos durante una zancada para una mejor apreciación de la misma. (Ver Tabla 3.1)

Tabla 3.1 Datos de las tres articulaciones.

Cadera [°]	Rodilla [°]	Tobillo [°]
20	1	0
16	2	-2
11	5	-2
5	7	-1
0	6	0
-3	4	6
-5	7	8
-5	10	9
-3	16	6
1	22	-15
4	23	-16
9	20	-14
15	13	-8
18	3	-2

Velocidad

En la figura 3.12 se muestra la velocidad angular del individuo #1, obtenida durante la prueba, notándose la repetitividad de las mediciones.

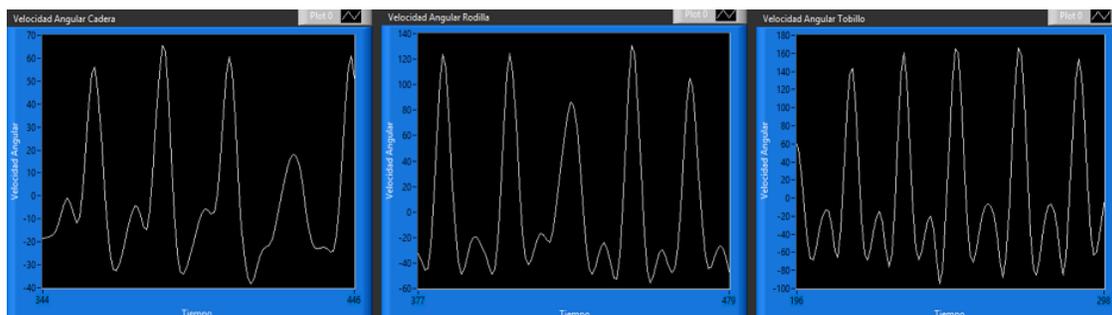


Fig. 3.12 Gráficos de velocidad angular de la marcha del individuo #1.

En la figura 3.13 se puede apreciar el comportamiento de la velocidad angular durante una zancada.

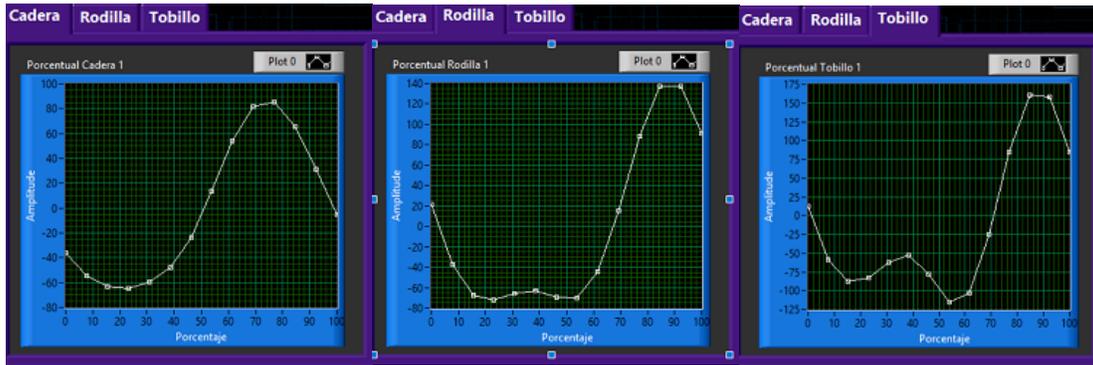


Fig. 3.13 Velocidad angular contra porcentaje de marcha de las articulaciones de interés.

En la tabla 3.2 se muestran los datos desglosados de la velocidad angular, generados por el SMM.

Tabla 3.2 Datos de velocidad angular de las tres articulaciones.

Cadera[°/s]	Rodilla[°/s]	Tobillo[°/s]
-54	-37	-59
-63	-67	-88
-64	-72	-83
-60	-66	-62
-48	-63	-53
-24	-69	-78
13	-71	-115
54	-44	-104
82	16	-25
86	89	84
66	138	161
32	137	159
-5	91	85

### Aceleración

En la figura 3.14 se muestra el comportamiento de la aceleración lineal de cada articulación.

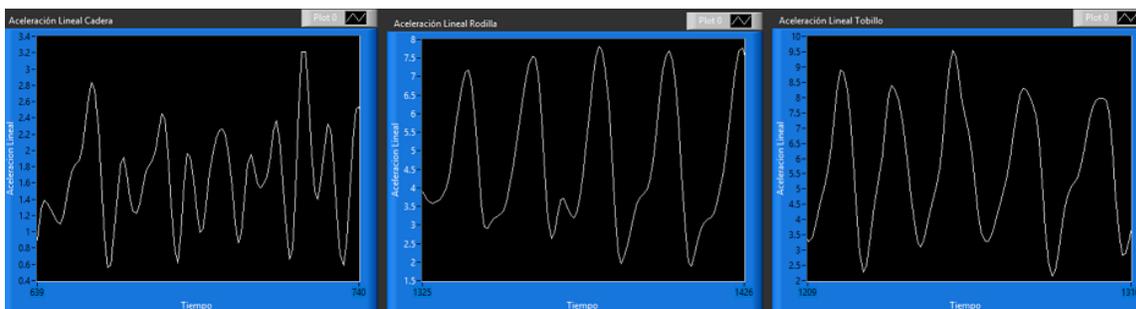


Fig. 3.14 Gráficos de aceleración de la marcha del individuo #1.

Aunque el comportamiento de la aceleración en las tres articulaciones es similar, la magnitud varia siendo el tobillo el que alcanza un valor más elevado. (Ver Figura 3.15)

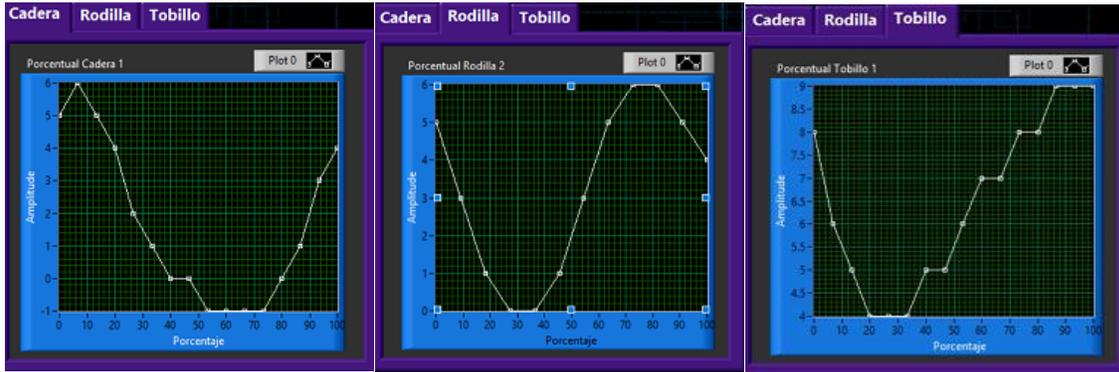


Fig. 3.15 Aceleración contra porcentaje de marcha de las articulaciones de interés.

En la tabla 3.3 se muestran los datos desglosados de la aceleración lineal de una zancada del individuo #1.

Tabla 3.3 Datos de aceleración de las tres articulaciones.

Cadera[m/s <sup>2</sup> ]	Rodilla[m/s <sup>2</sup> ]	Tobillo[m/s <sup>2</sup> ]
6	5	6
5	3	5
4	1	4
2	0	4
1	0	4
0	1	5
0	3	5
-1	4	6
-1	5	7
-1	6	7
-1	6	8
0	5	8
3	4	9

Al termino del recorrido de 10 [m], se calculó la cadencia obteniendo un valor de 95 [pasos/min]. (Ver Figura 3.16)



Fig. 3.16 Cadencia obtenida del individuo #1.

## *Prueba individuo #2*

### Posición

En la tabla 3.4 se muestran los datos obtenidos de posición angular en la prueba de marcha del individuo #2.

**Tabla 3.4** Datos de posición angular de las tres articulaciones

<b>Cadera[°]</b>	<b>Rodilla[°]</b>	<b>Tobillo[°]</b>
<b>18</b>	<b>0</b>	<b>10</b>
<b>15</b>	<b>1</b>	<b>16</b>
<b>5</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
<b>0</b>	<b>7</b>	<b>-1</b>
<b>-4</b>	<b>8</b>	<b>-3</b>
<b>-7</b>	<b>13</b>	<b>6</b>
<b>-5</b>	<b>19</b>	<b>15</b>
<b>-4</b>	<b>24</b>	<b>22</b>
<b>-1</b>	<b>27</b>	<b>21</b>
<b>2</b>	<b>30</b>	<b>11</b>
<b>8</b>	<b>34</b>	<b>-4</b>
<b>14</b>	<b>55</b>	<b>-13</b>
<b>19</b>	<b>30</b>	<b>-13</b>
<b>20</b>	<b>2</b>	<b>-6</b>

### Velocidad

En la tabla 3.5 se encuentran los datos desglosados de la velocidad angular, generados por el SMM.

**Tabla 3.5** Datos de velocidad angular de las tres articulaciones

<b>Cadera[°/s]</b>	<b>Rodilla[°/s]</b>	<b>Tobillo[°/s]</b>
<b>-15</b>	<b>150</b>	<b>201</b>
<b>-20</b>	<b>94</b>	<b>125</b>
<b>-46</b>	<b>-38</b>	<b>-49</b>
<b>-50</b>	<b>-71</b>	<b>-77</b>
<b>-47</b>	<b>-50</b>	<b>-29</b>
<b>-27</b>	<b>-54</b>	<b>-44</b>
<b>-3</b>	<b>-64</b>	<b>-84</b>
<b>31</b>	<b>-62</b>	<b>-105</b>
<b>66</b>	<b>-35</b>	<b>-76</b>
<b>89</b>	<b>18</b>	<b>1</b>
<b>88</b>	<b>84</b>	<b>94</b>
<b>62</b>	<b>135</b>	<b>161</b>
<b>23</b>	<b>143</b>	<b>165</b>

### Aceleración

En la tabla 3.6 se pueden observar los datos desglosados de la aceleración lineal de una zancada del individuo #2.

**Tabla 3.6** Datos de aceleración de las tres articulaciones

Cadera[m/s <sup>2</sup> ]	Rodilla[m/s <sup>2</sup> ]	Tobillo[m/s <sup>2</sup> ]
5	4	8
4	3	6
3	2	3
2	1	1
2	1	0
2	1	1
2	2	1
2	4	2
2	6	3
4	7	6
5	7	8
6	6	9
6	5	8

La cadencia que se obtuvo del individuo #2, al término de la distancia especificada se muestra en la figura 3.17.



**Fig. 3.17** Cadencia obtenida del individuo #2.

### ***Prueba individuo #3***

#### **Posición**

En la tabla 3.7 se muestran los datos obtenidos de posición angular en la prueba de marcha del individuo.

**Tabla 3.7** Datos de aceleración de las tres articulaciones

<b>Cadera[°]</b>	<b>Rodilla[°]</b>	<b>Tobillo[°]</b>
<b>18</b>	<b>0</b>	<b>0</b>
<b>15</b>	<b>7</b>	<b>-1</b>
<b>9</b>	<b>4</b>	<b>0</b>
<b>2</b>	<b>2</b>	<b>1</b>
<b>-2</b>	<b>8</b>	<b>3</b>
<b>-5</b>	<b>12</b>	<b>4</b>
<b>-7</b>	<b>20</b>	<b>6</b>
<b>-8</b>	<b>25</b>	<b>4</b>
<b>-9</b>	<b>30</b>	<b>-1</b>
<b>-5</b>	<b>36</b>	<b>-6</b>
<b>-1</b>	<b>41</b>	<b>-11</b>
<b>6</b>	<b>40</b>	<b>-12</b>
<b>13</b>	<b>33</b>	<b>-7</b>
<b>18</b>	<b>21</b>	<b>-1</b>

#### **Velocidad**

En la tabla 3.8 se observan los datos desglosados de la aceleración lineal de una zancada del individuo #3.

**Tabla 3.8** Datos de velocidad angular de las tres articulaciones

<b>Cadera[°/s]</b>	<b>Rodilla[°/s]</b>	<b>Tobillo[°/s]</b>
<b>-39</b>	<b>14</b>	<b>-20</b>
<b>-43</b>	<b>-39</b>	<b>-81</b>
<b>-44</b>	<b>-66</b>	<b>-95</b>
<b>-47</b>	<b>-68</b>	<b>-77</b>
<b>-50</b>	<b>-58</b>	<b>-48</b>
<b>-43</b>	<b>-49</b>	<b>-26</b>
<b>-25</b>	<b>-57</b>	<b>-51</b>
<b>40</b>	<b>-53</b>	<b>-94</b>
<b>70</b>	<b>-19</b>	<b>-47</b>
<b>83</b>	<b>38</b>	<b>38</b>
<b>76</b>	<b>101</b>	<b>126</b>
<b>51</b>	<b>142</b>	<b>181</b>
<b>19</b>	<b>141</b>	<b>180</b>

### Aceleración

En la tabla 3.9 se muestran los datos desglosados de la aceleración, generados por el SMM.

**Tabla 3.9** Datos de aceleración de las tres articulaciones

Cadera[m/s <sup>2</sup> ]	Rodilla[m/s <sup>2</sup> ]	Tobillo[m/s <sup>2</sup> ]
6	5	5
6	5	3
4	4	1
3	3	0
1	2	0
0	1	0
0	0	1
0	1	5
0	2	6
1	4	6
2	5	7
3	6	7
4	6	8

En la figura 3.18 se puede observar la cadencia calculada del individuo #3, tras haber realizado 7 zancadas en el recorrido de 10 metros.



**Fig. 3.18** Cadencia obtenida del individuo #3.

#### ***Prueba individuo #4***

##### *Posición*

En la tabla 3.10 se muestran los datos obtenidos de posición angular en la prueba de marcha del individuo.

**Tabla 3.10** Datos de posición angular de las tres articulaciones

<b>Cadera[°]</b>	<b>Rodilla[°]</b>	<b>Tobillo[°]</b>
<b>20</b>	<b>1</b>	<b>-3</b>
<b>17</b>	<b>6</b>	<b>-7</b>
<b>12</b>	<b>8</b>	<b>-1</b>
<b>5</b>	<b>7</b>	<b>4</b>
<b>-1</b>	<b>5</b>	<b>13</b>
<b>-5</b>	<b>4</b>	<b>20</b>
<b>-7</b>	<b>5</b>	<b>19</b>
<b>-6</b>	<b>12</b>	<b>13</b>
<b>-3</b>	<b>19</b>	<b>3</b>
<b>-2</b>	<b>24</b>	<b>-8</b>
<b>-1</b>	<b>31</b>	<b>-16</b>
<b>2</b>	<b>38</b>	<b>-21</b>
<b>7</b>	<b>35</b>	<b>-18</b>
<b>14</b>	<b>27</b>	<b>4</b>

##### *Velocidad*

En la tabla 3.11 se presentan los datos desglosados de la velocidad angular, generados por el SMM.

**Tabla 3.11** Datos de velocidad angular de las tres articulaciones

<b>Cadera[°/s]</b>	<b>Rodilla[°/s]</b>	<b>Tobillo[°/s]</b>
<b>-25</b>	<b>65</b>	<b>102</b>
<b>-44</b>	<b>-6</b>	<b>6</b>
<b>-55</b>	<b>-55</b>	<b>-56</b>
<b>-63</b>	<b>-76</b>	<b>-71</b>
<b>-59</b>	<b>-69</b>	<b>-54</b>
<b>-45</b>	<b>-66</b>	<b>-52</b>
<b>-14</b>	<b>-70</b>	<b>-78</b>
<b>29</b>	<b>-66</b>	<b>-101</b>
<b>70</b>	<b>-38</b>	<b>-77</b>
<b>91</b>	<b>21</b>	<b>6</b>
<b>85</b>	<b>93</b>	<b>110</b>
<b>57</b>	<b>137</b>	<b>179</b>
<b>24</b>	<b>124</b>	<b>173</b>

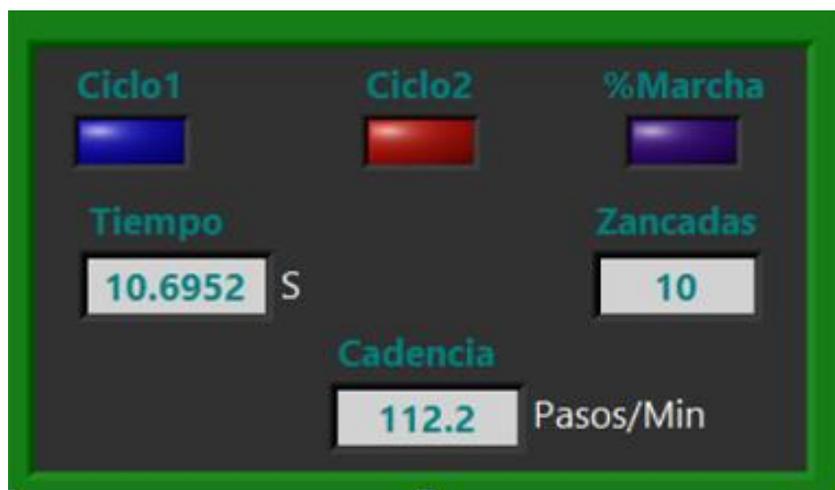
### Aceleración

En la tabla 3.12 se muestran los datos desglosados de la aceleración lineal de una zancada del individuo #4.

**Tabla 3.12** Datos de aceleración de las tres articulaciones

Cadera[m/s <sup>2</sup> ]	Rodilla[m/s <sup>2</sup> ]	Tobillo[m/s <sup>2</sup> ]
5	5	5
4	4	3
3	3	1
1	2	0
-1	1	0
-1	1	1
-1	3	1
-1	4	2
0	4	3
1	6	5
2	7	6
3	6	8
5	5	7

Tras haber cumplido el recorrido de 10 m, el individuo #4 presento una cadencia de 112 pasos/min, siendo esta la más alta hasta el momento. (Ver Figura 3.19)



**Fig. 3.19** Cadencia obtenida del individuo #4.

## ***Prueba individuo #5***

### **Posición**

En la tabla 3.13 se muestran los datos obtenidos de posición angular en la prueba de marcha del individuo.

**Tabla 3.13** Datos de posición angular de las tres articulaciones

<b>Cadera[°]</b>	<b>Rodilla[°]</b>	<b>Tobillo[°]</b>
<b>15</b>	<b>3</b>	<b>-3</b>
<b>13</b>	<b>5</b>	<b>-6</b>
<b>8</b>	<b>5</b>	<b>-4</b>
<b>3</b>	<b>4</b>	<b>0</b>
<b>-2</b>	<b>5</b>	<b>9</b>
<b>-6</b>	<b>7</b>	<b>13</b>
<b>-8</b>	<b>10</b>	<b>18</b>
<b>-8</b>	<b>17</b>	<b>16</b>
<b>-6</b>	<b>24</b>	<b>5</b>
<b>-3</b>	<b>30</b>	<b>-3</b>
<b>0</b>	<b>35</b>	<b>-10</b>
<b>1</b>	<b>36</b>	<b>-17</b>
<b>5</b>	<b>28</b>	<b>-11</b>
<b>9</b>	<b>16</b>	<b>-1</b>

### **Velocidad**

En la tabla 3.14 se encuentran los datos desglosados de la velocidad angular, generados por el SMM.

**Tabla 3.14** Datos de velocidad angular de las tres articulaciones

<b>Cadera[°/s]</b>	<b>Rodilla[°/s]</b>	<b>Tobillo[°/s]</b>
<b>-22</b>	<b>62</b>	<b>63</b>
<b>-41</b>	<b>5</b>	<b>2</b>
<b>-53</b>	<b>-33</b>	<b>-34</b>
<b>-57</b>	<b>-50</b>	<b>-44</b>
<b>-52</b>	<b>-54</b>	<b>-38</b>
<b>-39</b>	<b>-55</b>	<b>-34</b>
<b>-17</b>	<b>-61</b>	<b>-51</b>
<b>18</b>	<b>-67</b>	<b>-82</b>
<b>54</b>	<b>-52</b>	<b>-87</b>
<b>74</b>	<b>-3</b>	<b>-33</b>
<b>67</b>	<b>67</b>	<b>55</b>
<b>41</b>	<b>114</b>	<b>118</b>
<b>9</b>	<b>110</b>	<b>119</b>

### Aceleración

En la tabla 3.15 se muestran los datos desglosados de la aceleración lineal de una zancada del individuo #5.

**Tabla 3.15** Datos de aceleración de las tres articulaciones

Cadera[m/s <sup>2</sup> ]	Rodilla[m/s <sup>2</sup> ]	Tobillo[m/s <sup>2</sup> ]
5	5	6
5	4	5
4	3	0
3	2	-2
2	1	-1
1	0	0
0	1	0
0	2	2
0	4	1
0	6	2
2	7	4
4	6	5
4	4	7

Finalmente, el individuo #5 presento una cadencia de 78 pasos/min tras haber concluido la distancia especificada. (Ver Figura 3.20)



**Fig. 3.20** Cadencia obtenida del individuo #5.

## CAPÍTULO 4 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Una vez que se realizaron las pruebas de marcha en los cinco individuos, se realizó un manejo estadístico para conocer el comportamiento del SMM.

### Posición

A partir de 14 mediciones obtenidas de los cinco individuos a lo largo del ciclo de marcha, se obtuvo el promedio y la desviación estándar de cada una de estas. Posteriormente, los promedios obtenidos fueron graficados para ser comparados con los gráficos de la literatura, calculando el error en dos puntos donde los valores teóricos son máximos o mínimos.

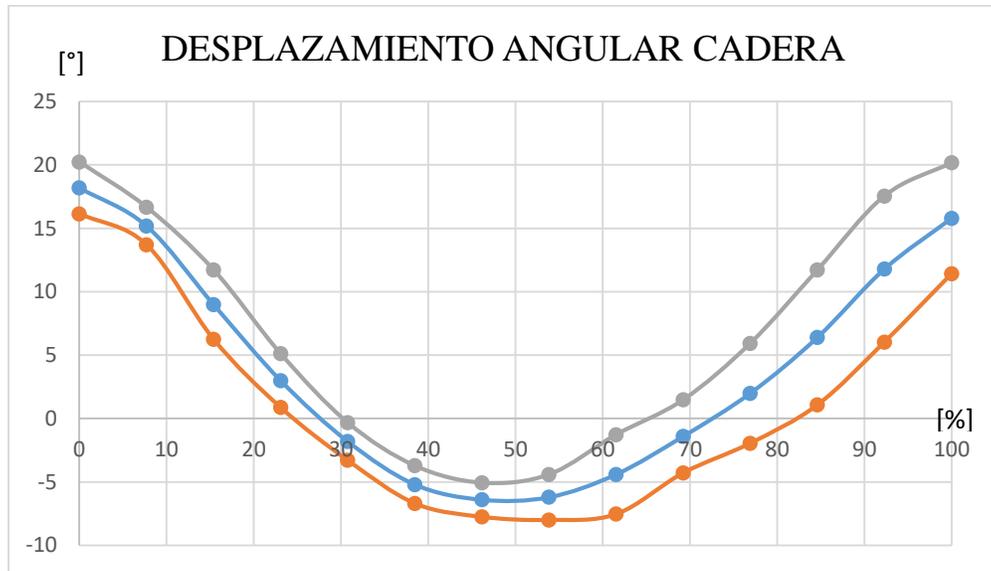
### Cadera

A continuación, la tabla 4.1 muestra los ángulos de la cadera, contra el porcentaje de marcha, la desviación estándar y el error porcentual en dos puntos.

**Tabla 4.1** Datos promediados de cadera con su desviación estándar.

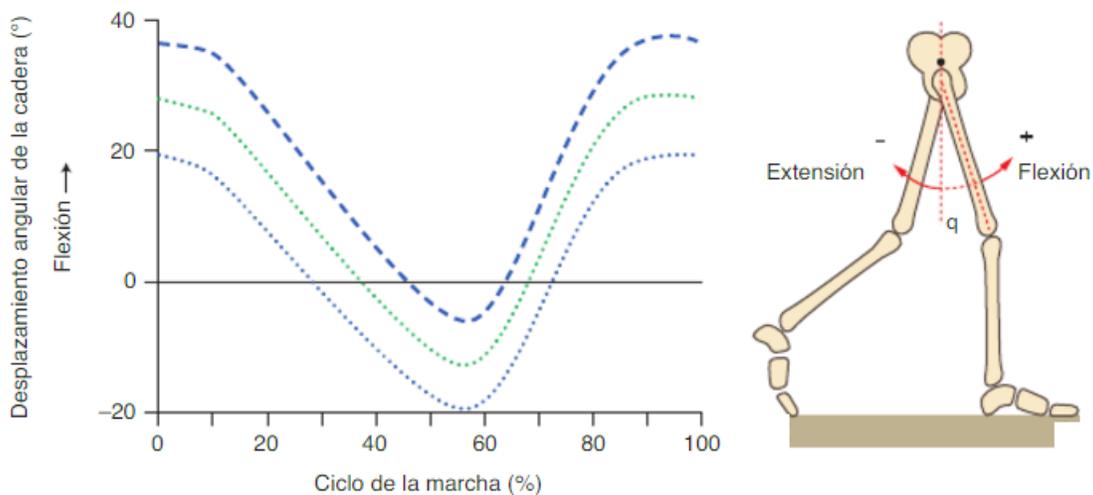
Porcentaje[%]	Angulo[°]	Desviación estándar	Error [%]
0	18	2.05	
8	15	1.48	
15	9	2.74	
23	3	2.12	
31	-2	1.48	
38	-5	1.48	
46	-6	1.34	
54	-6	1.79	40
62	-4	3.13	
69	-1	2.88	
77	2	3.94	
85	6	5.32	
92	12	5.76	
100	16	4.38	43

En la figura 4.1 se muestra el gráfico en color azul la posición de la cadera, de color gris el límite superior de la desviación estándar y en color anaranjado el límite inferior de la desviación estándar, del desplazamiento de la cadera en el plano sagital, durante un ciclo de marcha.



**Fig. 4.1** Gráfico de cadera obtenido del promedio de las pruebas realizadas.

La figura 4.2 muestra el gráfico de los ángulos de cadera en el plano sagital, adquirida de la literatura, comparando este con el gráfico obtenido de las pruebas, se puede apreciar que el comportamiento que siguen es el mismo, sin embargo, los valores difieren por algunos grados, tanto en flexión como en extensión, donde el valor teórico es de aproximadamente  $30^\circ$  y  $-17^\circ$  respectivamente, mientras que el SMM entrega un promedio de  $18^\circ$  en flexión y  $-6^\circ$  en extensión. El error calculado en el punto máximo y el punto mínimo no sobrepasa el 50%, porque, aunque en ambos puntos no se alcanzan los valores de la literatura, la diferencia no es grande siendo el máximo error porcentual de 43%.



**Fig 4.2** Movimientos de flexión-extensión de la cadera en el plano sagital durante un ciclo de marcha. [27]

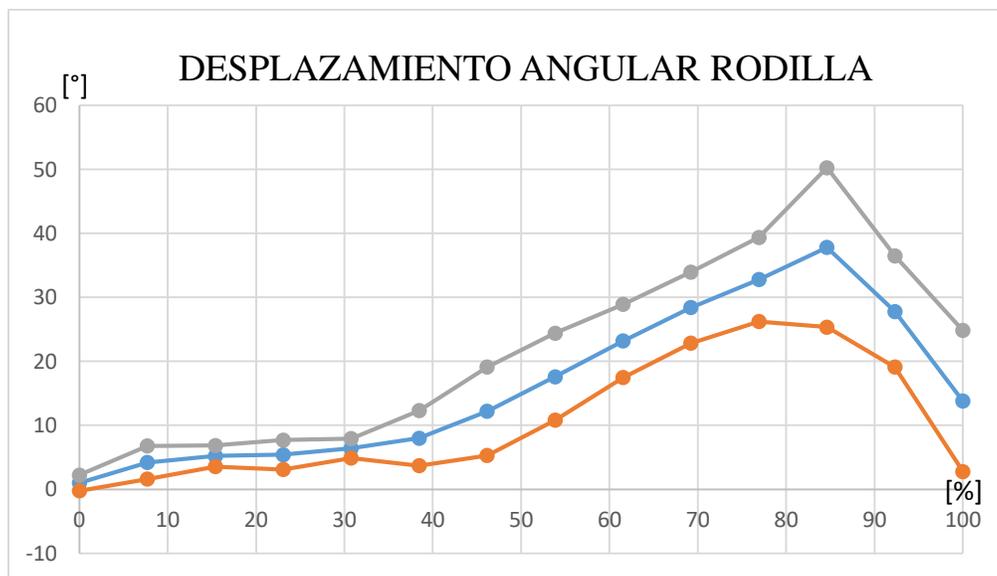
## Rodilla

En la tabla 4.2 se despliegan los angulos promedio de rodilla, el porcentaje de marcha, asi como la desviacion estandar y el error porcentual en dos puntos.

**Tabla 4.2** Datos promediados de rodilla con su desviación estándar.

Porcentaje[%]	Angulo[°]	Desviación estándar	Error [%]
0	1	1.22	
8	4	2.59	
15	5	1.64	58
23	5	2.30	
31	6	1.52	
38	8	4.30	
46	12	6.91	
54	18	6.80	
62	23	5.72	
69	28	5.55	
77	33	6.57	
85	38	12.46	33
92	28	8.70	
100	14	11.03	

El figura 4.3 se muestran los valores promediados de posicion angular graficados en color azul, en color gris se puede observar el límite superior de la desviación estándar, mientras que en anaranjado se muestra el límite inferior de la desviación estándar.



**Fig. 4.3** Gráfico de rodilla obtenido del promedio de las pruebas realizadas.

Comparando los resultados obtenidos con la información de la literatura, podemos observar que al momento del apoyo medio que se lleva a cabo entre el 12% y 31% del ciclo de marcha, el gráfico del SMM (Ver Figura 4.3), presenta un comportamiento casi constante, ya que los ángulos se mantienen entre 5° y 6°, mientras que el gráfico de la literatura (Ver Figura 4.4), muestra un decremento en el ángulo, por otra parte, existe una variación en los ángulos que no es la esperada según la literatura. El error se calculó aproximadamente al inicio y al final del ciclo de marcha obteniendo un error mas elevado al inicio (55%), debido al comportamiento que se mencionó anteriormente, mientras que al final el error disminuyó hasta un 33%. (Ver Tabla 4.2)

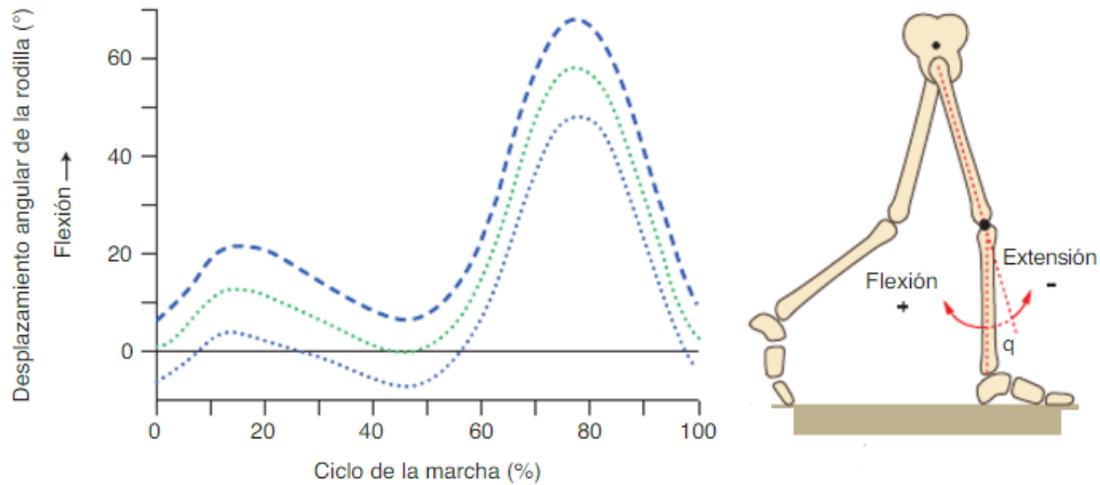


Fig 4.4 Movimientos de flexión-extensión de la rodilla en el plano sagital durante un ciclo de marcha. [27]

### Tobillo

A continuación, la tabla 4.3 muestra los ángulos promedio del tobillo, el porcentaje de marcha, la desviación estándar y el error porcentual en dos puntos.

Tabla 4.3 Datos promediados de tobillo con su desviación estándar.

Porcentaje[%]	Angulo[°]	Desviación estándar	Error [%]
0	1	5.36	
8	0	9.30	
15	0	3.36	
23	1	2.07	
31	4	6.54	
38	10	6.65	
46	13	5.89	
54	13	6.83	8
62	7	8.38	
69	-4	9.58	69
77	-11	4.98	
85	-15	3.65	
92	-11	4.39	
100	-1	3.56	

En la figura 4.5 se muestra el gráfico en color azul de los ángulos promedio del tobillo, de color gris el límite superior de la desviación estándar y en color anaranjado el límite inferior de la desviación estándar, durante un ciclo de marcha.

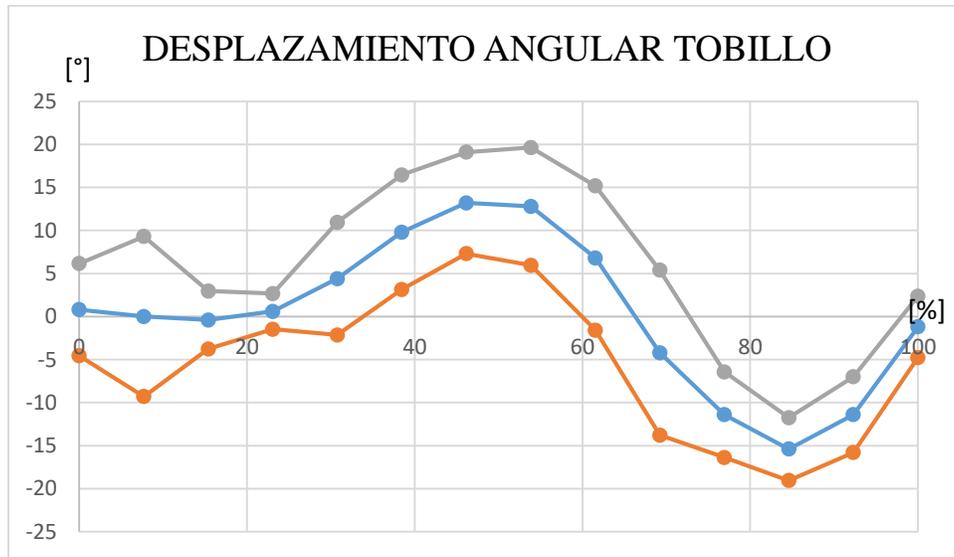


Fig. 4.5 Gráfico de tobillo obtenido del promedio de las pruebas realizadas.

De manera similar a la rodilla, el gráfico del tobillo del SMM (ver figura 4.5) en la fase de respuesta a la carga que se encuentra entre el 2% y 12% del ciclo de marcha, no presenta la disminución del ángulo que se puede apreciar en la figura 4.6. No obstante los ángulos de ambos gráficos, se asemejan demasiado. El error calculado al 23% del ciclo de marcha es grande, debido a que los datos obtenidos al inicio de la marcha difieren en mayor grado a los datos de la literatura. Al 54% del ciclo de marcha donde los gráficos se asemejan más, el error reduce significativamente hasta un 8%. (Ver Tabla 4.3)

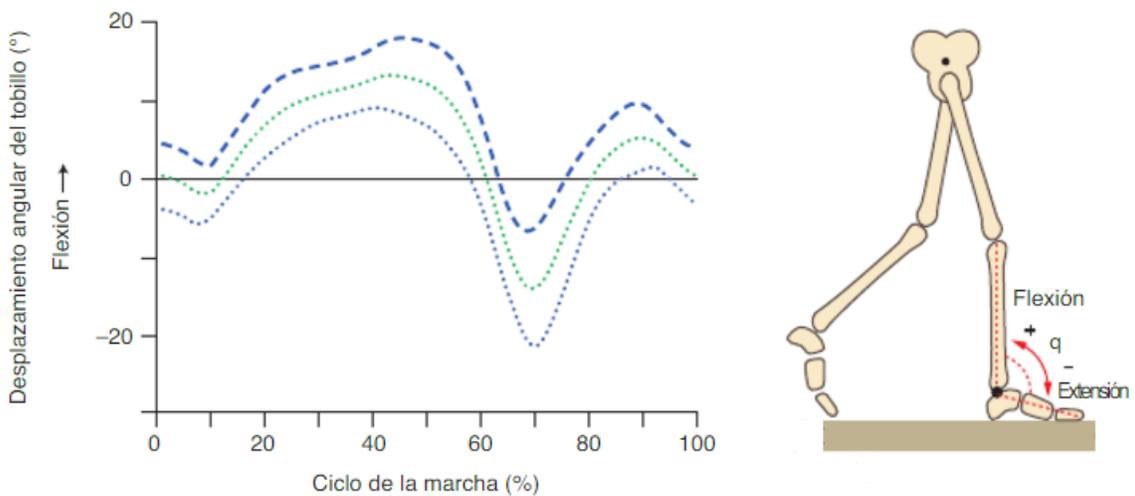


Fig 4.6 Movimientos de flexión-extensión del tobillo en el plano sagital durante un ciclo de marcha. [27]

## Velocidad

Con la información obtenida de velocidad angular de los cinco individuos, se realizó un manejo estadístico para conocer el comportamiento de la velocidad angular del SMM. Dado que no se encontró en la literatura información que describiera el ciclo de marcha a partir de la velocidad angular, no fue posible hacer una comparación de los gráficos obtenidos.

## Cadera

En la tabla 4.2 se despliegan las velocidades angulares promedio de cadera, el porcentaje de marcha y la desviación estándar en cada punto.

**Tabla 4.4** Datos promediados de cadera con su desviación estándar.

Porcentaje[%]	Velocidad angular[°/s]	Desviación estándar
0	-31	15.5
8	-42.2	15.3
17	-52.4	8.0
25	-55.4	6.7
33	-51.2	4.8
42	-35.6	9.5
50	-9.2	14.7
58	34.4	13.5
67	68.4	10.0
75	84.6	6.7
83	76.4	10.1
92	48.6	12.1
100	14	12.2

En la figura 4.7 se muestra el límite superior de la desviación estándar en el gráfico de color rojo, en color verde el límite inferior de la desviación estándar, mientras que en color amarillo se muestra la media. Como se puede observar, el rango promedio es más amplio durante el primer 10% del ciclo de marcha, esto puede deberse a que en el apoyo inicial se presentó una mayor variación en los datos de velocidad angular.

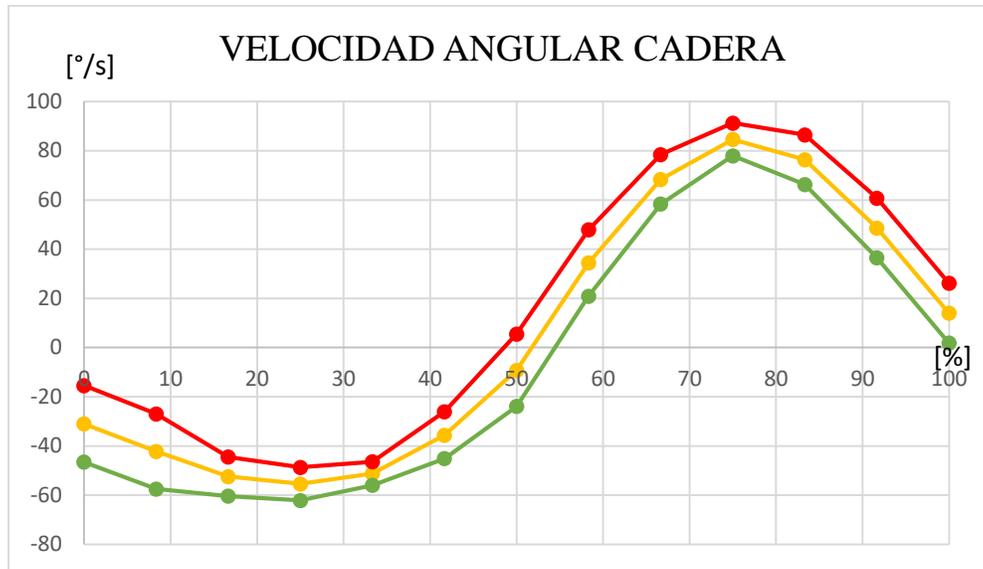


Fig. 4.7 Gráfico de cadera obtenido del promedio de las pruebas realizadas.

### Rodilla

A continuación, la tabla 4.5 muestra las velocidades angulares promedio de la rodilla, el porcentaje de marcha y la desviación estándar.

Tabla 4.5 Datos promediados de rodilla con su desviación estándar.

Porcentaje[%]	Velocidad angular[°/s]	Desviación estándar
0	88.4	54.1
8	-2.6	61.0
17	-52.8	17.0
25	-66.2	9.8
33	-58.8	7.5
42	-58.6	8.5
50	-64.6	5.9
58	-58.4	9.8
67	-25.6	26.0
75	32.6	34.7
83	96.6	26.4
92	133	10.9
100	121.8	21.9

En la figura 4.8 se muestra el límite superior de la desviación estándar en el gráfico de color rojo, en color verde el límite inferior de la desviación estándar, mientras que en color amarillo se muestra la media de los datos de rodilla. De la misma forma que el gráfico de cadera, el gráfico de rodilla presenta un mayor rango en las primeras fases del ciclo de marcha.

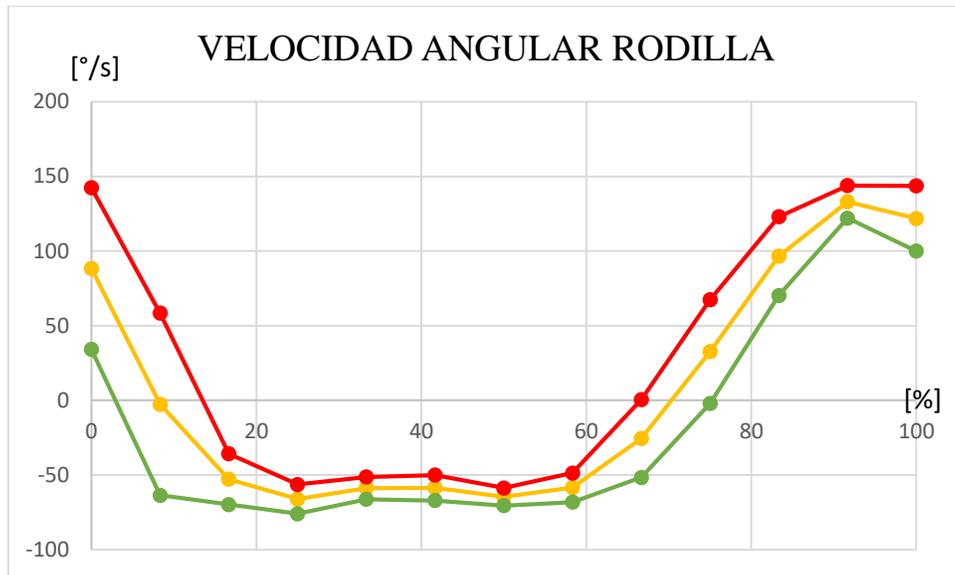


Fig. 4.8 Gráfico de rodilla obtenido del promedio de las pruebas realizadas.

### Tobillo

A continuación, la tabla 4.6 muestra las velocidades angulares promedio del tobillo, el porcentaje de marcha y la desviación estándar.

Tabla 4.6 Datos promediados de tobillo con su desviación estándar.

Porcentaje[%]	Velocidad angular[°/s]	Desviación estándar
0	103.2	68.6
8	17	76.8
17	-63.4	25.0
25	-66.2	13.8
33	-44.4	10.7
42	-46.8	20.0
50	-75.8	26.6
58	-97.2	9.5
67	-62.4	25.7
75	19.2	44.1
83	109.2	39.2
92	159.6	25.3
100	144.4	40.9

En la figura 4.9 se muestra el límite superior de la desviación estándar en el gráfico de color rojo, en color verde el límite inferior de la desviación estándar y en color amarillo se muestra la media. Finalmente, el gráfico de tobillo presenta el mismo comportamiento que las dos articulaciones anteriores, donde antes del 20% del ciclo de marcha, el rango promedio de velocidades angulares es más amplio.

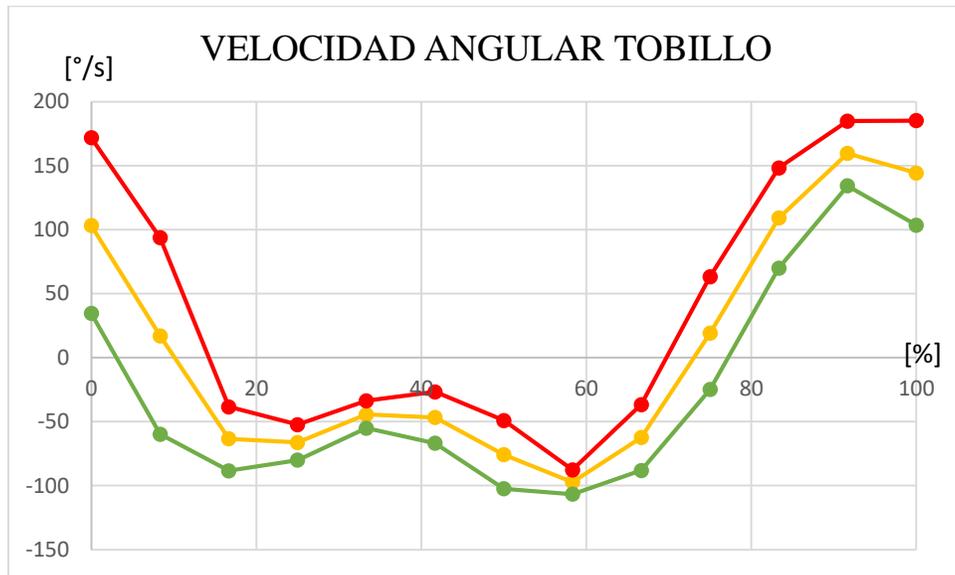


Fig. 4.9 Gráfico de tobillo obtenido del promedio de las pruebas realizadas.

### Aceleración

A partir de la información obtenida de aceleración lineal de los cinco individuos, se realizó un manejo estadístico para conocer el comportamiento la velocidad del SMM. De la misma manera que la velocidad angular, no se encontró en la literatura, información que describiera el ciclo de marcha a partir de la aceleración lineal.

### Cadera

En la tabla 4.7 se muestran las aceleraciones promedio de la cadera, el porcentaje de marcha, así como la desviación estándar en cada punto.

Tabla 4.7 Datos promediados de cadera con su desviación estándar.

Porcentaje[%]	Aceleración lineal [m/s <sup>2</sup> ]	Desviación estándar
0	5.4	0.5
8	4.8	0.8
17	3.6	0.5
25	2.2	0.8
33	1	1.2
42	0.4	1.1
50	0.2	1.1
58	0	1.2
67	0.2	1.1
75	1	1.9
83	2	2.1
92	3.2	2.2
100	4.4	1.1

Como se puede observar en la figura 4.10, la máxima aceleración entregada por el módulo de sensado para la articulación cadera, varía entre 4 y 6 [m/s<sup>2</sup>] y presenta un rango promedio más amplio entre el 70% y 90% del ciclo de marcha, delimitado por la desviación estándar superior en color morado e inferior en color azul.

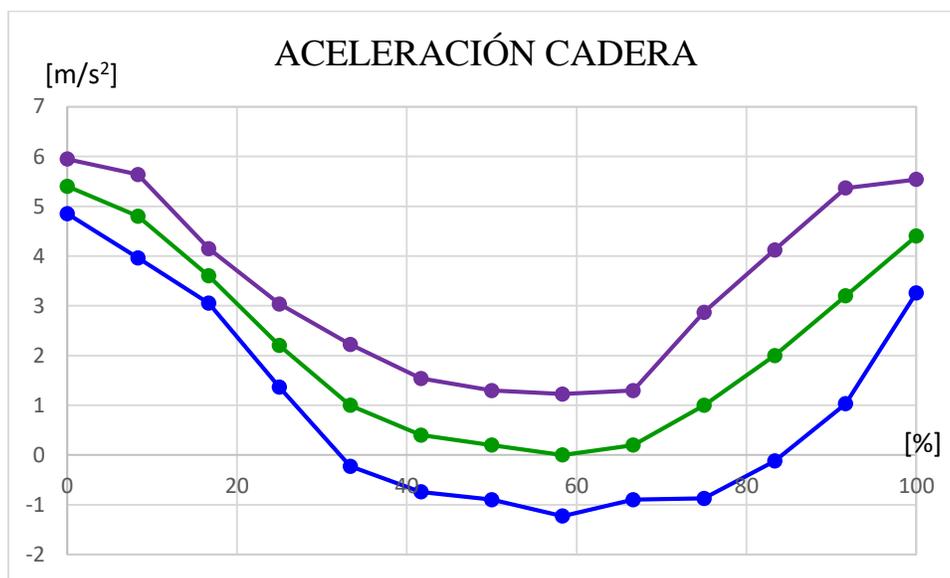


Fig. 4.10 Gráfico de cadera obtenido del promedio de las pruebas realizadas.

### Rodilla

A continuación, la tabla 4.8 muestra las aceleraciones lineales promedio de la rodilla, el porcentaje de marcha y la desviación estándar.

Tabla 4.8 Datos promediados de rodilla con su desviación estándar.

Porcentaje[%]	Aceleración lineal [m/s <sup>2</sup> ]	Desviación estándar
0	4.8	0.4
8	3.8	0.8
17	2.6	1.1
25	1.6	1.1
33	1	0.7
42	0.8	0.4
50	1.8	1.3
58	3	1.4
67	4.2	1.5
75	5.8	1.1
83	6.4	0.9
92	5.8	0.4
100	4.8	0.8

Como se puede apreciar en la figura 4.11, la rodilla presenta un incremento en la aceleración a comparación de la cadera, con un valor de 6.4 [m/s<sup>2</sup>] y con una desviación estándar baja en todo el ciclo de marcha.

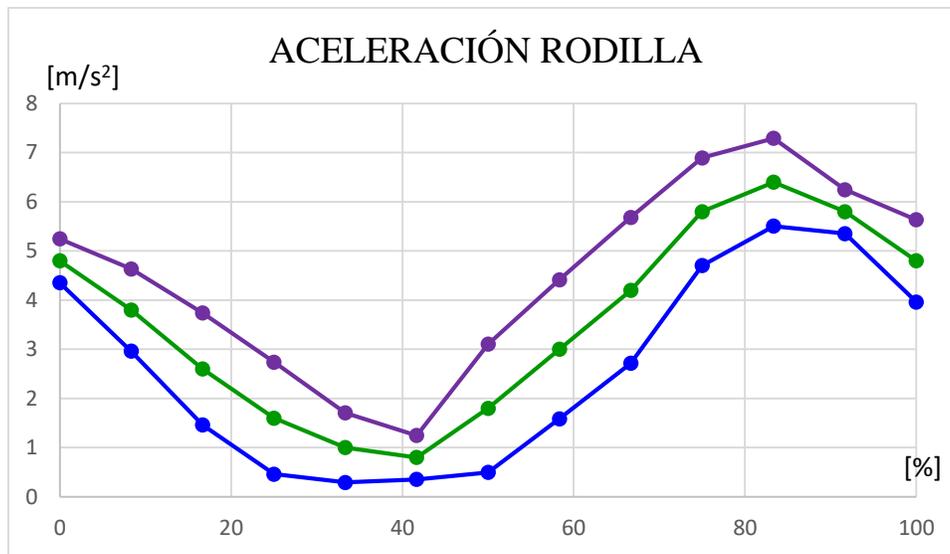


Fig. 4.11 Gráfico de rodilla obtenido del promedio de las pruebas realizadas.

### Tobillo

En la tabla 4.9 se despliegan las aceleraciones del tobillo, el porcentaje de marcha, así como la desviación estándar en cada punto.

Tabla 4.9 Datos promediados de tobillo con su desviación estándar.

Porcentaje[%]	Aceleración lineal [m/s <sup>2</sup> ]	Desviación estándar
0	5.2	2.2
8	3.6	1.9
17	1	1.2
25	0.6	0.9
33	0.2	0.4
42	0.6	0.5
50	0.8	0.4
58	2.6	1.3
67	3.2	1.8
75	4.4	1.8
83	5.8	1.8
92	6.6	2.1
100	7	1.2

El tobillo presenta una aceleración más elevada que la cadera e igual a la rodilla, presentando ésta una variación entre 5 y 7 [m/s<sup>2</sup>]. El gráfico de color morado (desviación estándar superior) y el gráfico de color azul (desviación estándar inferior) de la figura 4.12, delimitan el rango promedio de la aceleración y como se puede observar, en la fase de apoyo (entre el 15% y el 50%) el rango es menor que en el resto del ciclo de marcha.

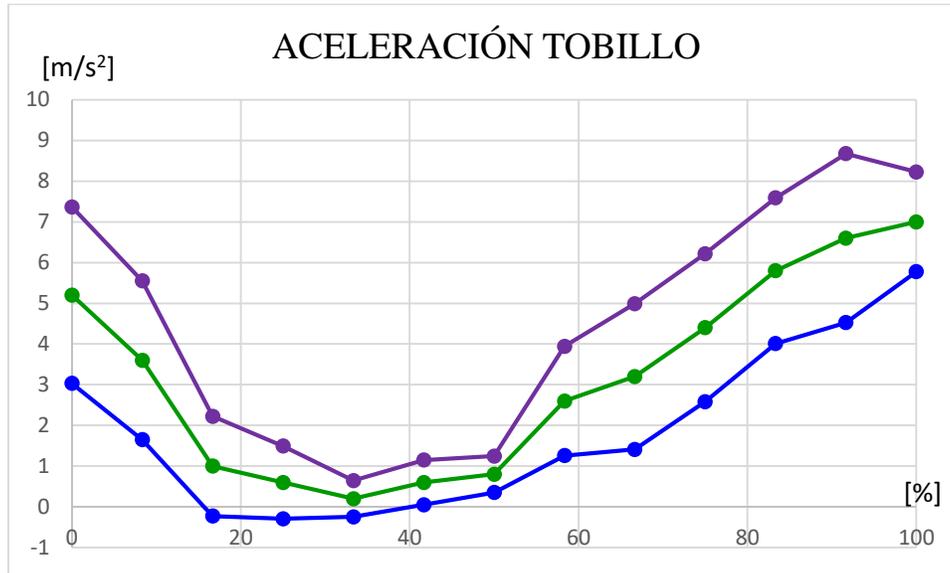


Fig. 4.12 Gráfico de tobillo obtenido del promedio de las pruebas realizadas.

Finalmente, para poder observar si la cadencia depende de alguna característica física o sigue algún patrón, se realizó el gráfico de la figura 4.13 donde se muestra la cadencia contra la estatura de cada uno de los individuos. Como se puede apreciar en el gráfico, la estatura no es algo que influya mucho en la cadencia, ya que individuos con la misma estatura presentan una cadencia diferente, de la misma forma, se podría pensar que una persona con mayor estatura presentaría una cadencia menor sin embargo no siempre resulta de esa forma.

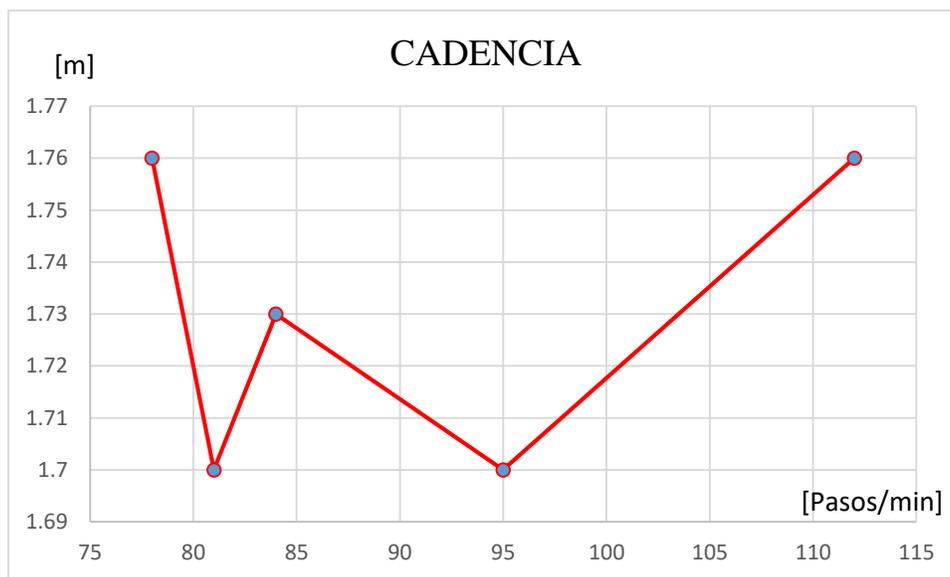


Fig. 4.13 Gráfico de la cadencia de los cinco individuos.

## CONCLUSIONES

Se desarrolló un sistema de monitoreo de marcha para miembro inferior, enfocado a adultos mayores. Cuenta con tres módulos de sensado, con capacidad de hasta 7, los cuales adquieren los valores característicos de cada articulación, al módulo receptor y este a su vez a una interfaz en una computadora donde el usuario puede interactuar mediante controles, gráficos e indicadores numéricos. También se realizó un protocolo con el que se hicieron pruebas en adultos jóvenes, obteniendo un gráfico característico de cada articulación, cumpliendo así con el objetivo principal y los objetivos específicos planteados al inicio de este trabajo de tesis.

Al comparar los gráficos adquiridos con los de la literatura, la mayor parte de los errores porcentuales calculados fueron mayores al 30%, siendo el menor 8% y el mayor 89%. Esto puede deberse a dos variantes, la primera de ellas es que las pruebas se realizaron con zapatos, mientras que los datos del otro gráfico pertenecen a una marcha sin zapatos. La segunda es que las pruebas se hicieron en personas latinoamericanas que presentan características físicas diferentes a la población europea de donde provienen los gráficos con los que se está comparando.

Al desarrollar el sistema se presentaron algunas complicaciones; debido a la longitud de los cables, se presentaron interferencias electromagnéticas lo que impedía la transmisión de los datos, el trenzado de los cables fue la solución para eliminar el ruido presente. El modelo de transmisión maestro-esclavo no fue posible de aplicar dado que no se podía diferenciar de un sensor a otro, ya que el identificador era el mismo, la solución fue, que cada sensor tuviera su propio bus de transmisión. El contacto que había entre el pie y el suelo hacía que los gráficos presentaran una señal con ruido, el cual fue eliminado con un filtro digital.

El sistema, como los resultados obtenidos, fueron presentados en el Segundo Congreso Internacional Interdisciplinario sobre Vejez y Envejecimiento (2-CIIVE), donde tuvo gran aceptación por los presentes.

Lo que me dejó como persona este trabajo de tesis, fueron nuevos conocimientos acerca de la marcha humana, comunicación inalámbrica, sensores y de lo que conlleva todo un proceso de diseño, y aunarlos a los conocimientos adquiridos durante la licenciatura para aplicarlos en el área de biomecánica. Cabe mencionar que este trabajo de tesis no hubiera sido posible sin el conocimiento que me aportó la facultad de ingeniería y las habilidades que desarrollé durante toda la licenciatura.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Germán Corona Ramírez, L., Abarca Jiménez, G. and Mares Carreño, J. (2014). *Sensores y actuadores*. Distrito Federal: Larousse - Grupo Editorial Patria.
- [2] Daniel Sánchez Morillo, (2008). *Procesado y transmisión de señales biomédicas para el diagnóstico de trastornos y enfermedades del sueño*. Tesis doctoral, Universidad de Cádiz.
- [3] Universidad de Sevilla. *Sensor medidor de Aceleración. ACELERÓMETRO*. <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/11638/fichero/Capitulo+4.pdf>. Consultada 14 Mar. 2016.
- [4] Domínguez Esteban José, Ferrer Julián, (2012). *Sistemas de seguridad en los frenos (Sistemas de transmisión y frenado)*. Grupo Editorial Editex.
- [5] Victor Rossano, (2009). *Electrónica y microcontroladores PIC*. Lomas de Zamora: Gradi, – USERS
- [6] Valdés Pérez, F. and Pallás Areny, R. (2007). *Microcontroladores: fundamentos y aplicaciones con PIC*. Barcelona: Alfaomega Marcombo.
- [7] Martínez Solís, F. (2013). *Diseño de Prótesis Transfemoral Activa*. Maestro en Ciencias de la Electrónica por la BUAP. Centro Nacional de Investigación Y Desarrollo Tecnológico Departamento de Ingeniería Electrónica.
- [8] Collado Vázquez, S., Pascual Gómez, F., Álvarez Vadillo, A. and Rodríguez Rodríguez, L. (2003). *Análisis de la marcha. Factores moduladores*. *BIOCIENCIAS*, Vol. 1(Primera edición), pp.5-18.
- [9] Agudelo Mendoza, A., Briñez Santamaria, T., Guarín Urrego, V., Ruiz Restrepo, J. and Zapata García, M. (2013). *Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura*. *CES Movimiento y Salud*, Vol. 1(Primera edición), pp.30-38.
- [10] Lorena Cerda, A. (2014). Manejo del trastorno de marcha del adulto mayor. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(2), pp.265-275.
- [11] Nordin, M. and Frankel, V. (2004). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. Madrid (España): McGraw-Hill.
- [12] Daza Lesmes, J. (2007). *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*. Bogotá (Colombia): Editorial Médica Panamericana.
- [13] Collado Vázquez Susana. (2002). *Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga*. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Medicina Departamento de Medicina Física y de Rehabilitación. Hidrología Médica.
- [14] Saucedo Romero, Miguel A. (2009). *Valoración de la Marcha Humana*. Tesis de licenciatura. Universidad Nacional Autónoma de México. Facultad de Ingeniería.
- [15] Marco Sanz, C. (n.d.). *Marcha Humana*. [online] Disponible en: <http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha%20humana.pdf> [Revisado 6 Feb. 2016].
- [16] Viladot Voegeli, A. (2001). *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Barcelona: Springer.

- [17] Taboadela, Claudio H. (2007). *Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*. 1a ed. Buenos Aires: Asociart ART.
- [18] Cun.es. (n.d.). *¿Qué es cinerradiografía?* [online] Disponible en: <http://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/cinerradiografia> [Revisado 10 Agosto. 2016].
- [19] Garra, L. (2011). *Goniómetros y electrogoniómetros. Dolor de espalda*. [online] Aparatosbiofeedback.blogspot.mx. Disponible en: <http://aparatosbiofeedback.blogspot.mx/2011/10/goniometros-yelectrogoniometros-dolor.html> [Revisado 15 Jul. 2016].
- [20] Miralles Marrero, R. and Millares Rull, I. (2007). *Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor*. Barcelona (España): Masson.
- [21] Izquierdo, M. (2008). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- [22] Méndez, J. (2013). *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011 May 16-21, 2011, Habana, Cuba*. Berlin: Springer.
- [23] Jáuregui, J. (2013). *Modelos Segmentarios para el Pie y Tobillo*. [online] G-se.com. Disponible en: <https://g-se.com/es/org/ii-sb/blog/modelos-segmentarios-para-el-pie-y-tobillo> [Revisado 18 Ago. 2016].
- [24] Basarte Luis, Goicoechea Javier. (2014). *Diseño y fabricación de una tarjeta PCB ("Shield") para el control de un robot autobalanceado basado en Arduino*. Tesis de licenciatura. E.T.S. de Ingeniería Industrial, Informática y de Telecomunicación. Pamplona.
- [25] Matehuala, D. (2016). Modelo Industrial de estuche para resguardar circuito. MX/F/2016/004102.
- [26] Matehuala, D. y Ayala Ruiz, A. (2017). Modelo industrial de estuche para resguardar circuito. En trámite
- [27] Conapo.gob.mx. (2017). *Consultas Interactivas | Consejo Nacional de Población CONAPO*. [online] Disponible en: [http://www.conapo.gob.mx/es/CONAPO/Consultas\\_Interactivas](http://www.conapo.gob.mx/es/CONAPO/Consultas_Interactivas) [Revisado 7 Diciembre. 2016].
- [28] Ayala Ruiz, Á., Vázquez Orduña, E. y Romero Amézquita, G. (2017). Sistema para monitorear la cinemática de la marcha del adulto mayor. En: Segundo Congreso Internacional Interdisciplinario sobre Vejez y Envejecimiento (2-CIIVE). Ciudad de México.
- [29] Ocampo Piña, Eric D. (2017). *Diseño de dispositivo para prevención de caídas en el adulto mayor*. Tesis de licenciatura. Universidad Nacional Autónoma de México. Facultad de Ingeniería.



## Información del individuo #2

**Hoja de registro**

Registro # 2

**Información del Individuo**

Nombre del Individuo (Apellido paterno, materno y nombre):  
Pino Susana Caro D. te

Dirección D. t. H. la Código Postal 520 Ciudad ---

No. de Teléfono 52446289 No. de Celular 5628610266

Fecha de Nacimiento 21 - 03 - 1991

Estado Civil: Soltero/a  Casado/a

Sexo: Masculino  Femenino

Peso 72kg Altura 170cm IMC 24.96  $\frac{\text{kg}}{\text{cm}^2}$

Observaciones:

-Operaciones	<input type="checkbox"/>	-Ingiere bebidas alcohólicas	<input type="checkbox"/>
-Plantillas	<input type="checkbox"/>	-Realiza ejercicio habitualmente	<input checked="" type="checkbox"/>
-Pie plano	<input type="checkbox"/>	-Fumador	<input type="checkbox"/>

### Información del individuo #3

**Hoja de registro**

Registro # 3

**Información del Individuo**

Nombre del Individuo (Apellido paterno, materno y nombre):  
Vázquez Adriana Emanuel

Dirección Av. Bolívar # 97 Código Postal 11137 Ciudad MED

No. de Teléfono 55 13 37 37 No. de Celular 55 81 11 51 79

Fecha de Nacimiento 04 - 02 - 1992

Estado Civil: Soltero/a  Casado/a

Sexo: Masculino  Femenino

Peso 78 Kg Altura 1.73 cm IMC 26.06  $\left[ \frac{\text{cm}}{\text{Kg}} \right]$

Observaciones:

-Operaciones	<input type="checkbox"/>	-Ingiere bebidas alcohólicas	<input type="checkbox"/>
-Plantillas	<input type="checkbox"/>	-Realiza ejercicio habitualmente	<input checked="" type="checkbox"/>
-Pie plano	<input type="checkbox"/>	-Fumador	<input type="checkbox"/>

## Información del individuo #4

**Hoja de registro**

Registro # 4

**Información del Individuo**

Nombre del Individuo (Apellido paterno, materno y nombre):  
[Redacted]

Dirección [Redacted] Código Postal [Redacted] Ciudad [Redacted]

No. de Teléfono [Redacted] No. de Celular [Redacted]

Fecha de Nacimiento 02 - 05 - 1991

Estado Civil: Soltero/a  Casado/a

Sexo: Masculino  Femenino

Peso 73 kg. Altura 1.76 cm IMC 23.57 kg/cm<sup>2</sup>

Observaciones:

-Operaciones	<input checked="" type="checkbox"/>	-Ingiere bebidas alcohólicas	<input type="checkbox"/>
-Plantillas	<input checked="" type="checkbox"/>	-Realiza ejercicio habitualmente	<input checked="" type="checkbox"/>
-Pie plano	<input type="checkbox"/>	-Fumador	<input type="checkbox"/>

**Información del individuo #5**

**Hoja de registro**

Registro # 5

**Información del Individuo**

Nombre del Individuo (Apellido paterno, materno y nombre):  
~~Martinez Hernandez Eduardo~~

Dirección ~~(Calle 10213 116)~~ Código Postal ~~50221~~ Ciudad ~~Estado de México~~

No. de Teléfono ~~551313032~~ No. de Celular ~~551313032~~

Fecha de Nacimiento 12 - 05 - 1992

Estado Civil: Soltero/a  Casado/a

Sexo: Masculino  Femenino

Peso 77.8 Altura 176 IMC 25.12  $\frac{\text{cm}}{\text{kg}}$

Observaciones:

-Operaciones <input checked="" type="checkbox"/>	-Ingiere bebidas alcohólicas <input checked="" type="checkbox"/>
-Plantillas <input type="checkbox"/>	-Realiza ejercicio habitualmente <input checked="" type="checkbox"/>
-Pie plano <input type="checkbox"/>	-Fumador <input type="checkbox"/>