



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO DE DISPOSITIVO PARA
PREVENCIÓN DE CAÍDAS EN EL
ADULTO MAYOR**

TESIS

Que para obtener el título de

INGENIERO MECATRONICO

P R E S E N T A

Eric Dante Piña Ocampo

DIRECTOR DE TESIS

DR. Álvaro Ayala Ruiz



Ciudad Universitaria, Cd. Mx. 2017

Dedicatorias

Este trabajo está dedicado a mi mamá Rebeca Ocampo Bastida y a mi papá Eric Dante Piña Fuentes por su paciencia, amor, valores, apoyo y cariño durante toda mi vida.

A mis compañeros y amigos: Gerardo Iván Romero Amezquita, Emmanuel Vázquez Orduña. Gracias por acompañarme y pasar agradables momentos durante la realización de esta tesis.

AGRADECIMIENTOS

A mi asesor el Dr. Álvaro Ayala Ruiz por la paciencia y el apoyo constante durante la elaboración de este trabajo.

A los sinodales: Dr. Adrián Espinoza Bautista, M.I. Antonio Zepeda Sánchez M.I. Billy Arturo Flores Madero Navarro, M.A. Luis Yair Bautista Blanco por el tiempo dedicado para la revisión de este trabajo.

“Investigación realizada gracias al Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e innovación Tecnológica (PAPIIT) de la UNAM IT102714 DISEÑO DE EQUIPO INNOVADOR PARA REHABILITACION FISICA. Agradezco a la DGAPA UNAM la beca recibida”.

Índice

1	CAPÍTULO 1 Antecedentes	5
1.1	Microcontrolador PIC	5
1.2	Bluetooth.....	6
1.3	Acelerómetro	6
1.4	Giroscopios.....	8
1.5	Posición anatómica del cuerpo humano.....	9
1.6	Datos de segmentos corporales.....	10
1.7	Longitud de paso largo o zancada	11
1.8	La marcha humana	13
1.9	Planteamiento del problema	20
1.9.1	Problema	20
1.9.2	Necesidad.....	20
1.9.3	Solución	20
1.9.4	Objetivo.....	21
2	CAPÍTULO 2 Desarrollo.....	21
2.1	Introducción	21
2.2	Diagrama de flujo de procesos.....	21
2.3	Problema	22
2.4	Requerimientos.....	22
2.5	Especificaciones	22
2.6	Propuestas de conceptos	22
2.6.1	Descomposición funcional	22
2.7	Diseño conceptual.....	26
2.7.1	Adquisición	26
2.7.2	Procesamiento	27
2.7.3	Comunicación.....	28
2.7.4	Interfaz	29
2.8	Prueba de conceptos.....	29
2.8.1	Adquisición	29
2.8.2	Procesamiento	31
2.8.3	Comunicación.....	33
2.8.4	Interfaz	34

2.9	Fabricación de prototipos	35
2.9.1	Primer prototipo	36
2.9.2	Segundo prototipo	39
2.10	Fabricación de prototipo final	41
3	CAPÍTULO 3 Validación del dispositivo.....	53
3.1	Protocolo	53
3.2	Datos generales de cada individuo para la realización de la marcha.	54
3.3	Pruebas de la marcha	57
3.3.1	Pruebas individuo # 1	57
3.3.2	Pruebas individuo # 2	65
3.3.3	Pruebas individuo # 3	70
3.3.4	Pruebas individuo # 4	74
3.3.5	Pruebas individuo # 5	78
3.4	Resultados	83
4	Conclusiones.....	88
5	Bibliografía	90



1 CAPÍTULO 1 Antecedentes

1.1 Microcontrolador PIC

Los microcontroladores son de gran utilidad en dispositivos electrónicos desde hace ya varios años, ya que permiten reducir en gran tamaño los equipos fabricados, así como su precio. Su utilización va desde los teléfonos móviles, la televisión digital, cámaras de video, hornos de microondas, hasta complejos sistemas digitales. Los microcontroladores PIC son fabricados por Microchip Technology Inc., esta empresa ofrece documentación y proporciona el software necesario de forma gratuita en su página Web.

Un microcontrolador es un circuito integrado reprogramable que contiene todos los componentes necesarios para controlar el funcionamiento de una tarea determinada, como el control de una lavadora, un teclado, un ordenador, una impresora, un sistema de alarma, etc. (Municio, 2009). Un microcontrolador PIC (Peripheral Interface Controller) consta de una alimentación de 5 voltios, contiene puertos de entrada/salida constituido por líneas digitales que se pueden configurar como entradas para poder recibir datos o como salidas para poder controlar dispositivos externos. Consta de un oscilador el cual sirve para indicar la velocidad de trabajo, generando una señal de onda cuadrada de alta frecuencia para utilizar como una señal para poder sincronizar todas las operaciones del sistema. Contiene un sistema de reset provocando la reinicialización de su funcionamiento para comenzar a funcionar desde cero, el pin de reset se denomina como MCLR (Master Clear) produciendo un reset cuando se le aplica un nivel lógico bajo. Consta de memoria ROM (Read - Only Memory), memoria de datos RAM (Random - Access Memory), EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), ALU (Arithmetic Logic Unit), contiene la CPU (Central Processing Unit) encargada de controlar todo el sistema, consta de un procesador segmentado o Pipeline sirve para realizar simultáneamente la ejecución de una instrucción y la búsqueda de código, ejecutando una instrucción por ciclo.

Los microcontroladores PIC utilizan arquitectura Harvard donde disponen de memorias independientes conectadas mediante dos grupos de buses por separados (memoria de datos y memoria de programa), estas memorias independientes permiten que la CPU pueda acceder de forma independiente además de simultánea a la memoria de instrucciones y a la de datos gracias a esto se consigue que se ejecuten en menos ciclos de reloj.



1.2 Bluetooth

Es una tecnología de comunicaciones inalámbricas pero de corto alcance por medio de señales de radiofrecuencia permitiendo la transmisión de datos y voz. Se desarrolló en los laboratorios de Ericsson Mobile Communications en 1994 con el propósito de conseguir una comunicación mediante una interfaz radio, de consumo, coste y de tamaño reducido para los teléfonos móviles.

Entre las especificaciones se define un enlace radio permitiendo establecer enlaces de corto alcance de hasta unos 10 metros o hasta unos centenares de metros.

El bluetooth se diseñó para la sustitución de cables de interconexión entre dispositivos. La potencia de transmisión está dada por tres tipos de clases de dispositivos: 1 mW para alcances menores a 5 metros, 2.5 mW para alcances de hasta 30 metros, 100 mW para alcances de hasta 300 metros.

La topología de las redes Bluetooth puede ser punto a punto o punto a multipunto, con todos los dispositivos iguales (Roig, González, & Comes, 2003). El control de enlace lo toma la unidad que ha iniciado la conexión por el protocolo maestro-esclavo, también se pueden intercambiar la conexión pasando el dispositivo que actuaba como maestro a esclavo, como esclavo maestro.

1.3 Acelerómetro

En aplicaciones estáticas se utilizan para determinar la inclinación y vibración de un objeto, en aplicaciones dinámicas se usan para determinar aceleración traslacional en un sistema de ingeniería.

Es un dispositivo que mide la aceleración, los acelerómetros trabajan de manera indirecta. Transportan una cantidad de masa conocida, llamada masa sísmica y dicha masa se asocia a un objeto. Por consecuencia cualquier cambio en la aceleración que sufra el cuerpo, la masa sísmica experimentará la misma aceleración. Conociendo la aceleración y masa del cuerpo es posible determinar la fuerza que se ejerce sobre la masa sísmica, la magnitud de la fuerza medida se relaciona con el valor de la aceleración mediante la segunda ley de Newton:

$$a = \frac{F}{m_s}$$

donde: F es medida por un transductor de fuerza y ms es una cantidad conocida de masa

El transductor de fuerza puede estar calibrado para leer unidades de aceleración (Maloney, 2006). En la actualidad se han desarrollado dispositivos de estado sólido que convierten la fuerza en una variable eléctrica, como son el piezorresistor y el piezotransistor los cuales son materiales



conductores y semiconductores cambiando su resistencia eléctrica cuando se les somete a esfuerzo o estrés mecánico.

Los acelerómetros capacitivos están fabricados con tecnología MEMS, tienen una masa móvil conocida como electrodo móvil y forma parte de un capacitor, el electrodo se mantiene fijo en el momento en que el electrodo es excitado al detectar una aceleración externa, la masa móvil se acerca o se aleja, el cambio de capacitancia será la correlación entre la aceleración y el cambio de alguna variable eléctrica en el circuito de lectura (Ramírez, Jiménez, & Carreño, 2014)

En aplicaciones estáticas se utilizan para determinar la inclinación y vibración de un objeto, en aplicaciones dinámicas son usados para determinar aceleración traslacional. Están basados en el principio de transducción, piezorresistivo, piezoeléctrico y capacitivo.

Contiene una masa móvil, la cual al momento de detectar una aceleración externa genera un desplazamiento proporcional al cociente entre la fuerza aplicada y su rigidez asociada (Ramírez et al., 2014).

Hay dos tipos de aceleradores capacitivos, los analógicos y los digitales. Los sensores analógicos tienen una salida de voltaje la cual corresponde a un valor G. por cada G aplicada el sensor incrementara X volts a la salida, y los digitales tienen un aumento o reducción en el valor digital entregado por el sensor la magnitud entrega directamente la aceleración G.

Medición de aceleración dinámica para acelerómetros digitales

El resultado entregado por el sensor será la aceleración de la gravedad multiplicado por el valor actual del sensor dividido por el valor que entrega el sensor en la posición G.

$$a = \frac{9.81(X_{\text{actual}})}{X_G}$$

donde: Xactual es el valor actual del sensor, dado en volts o en digital y XG es el valor que entrega el valor en la posición G.

El termino MEMS es una abreviación de sistema microelectromecánico. Un MEMS contiene componentes de tamaños que van desde un micrómetro a un milímetro. Un MEMS está construido para lograr una cierta función de ingeniería o funciones por medios electromecánicos o electroquímicos (Hsu, 2008).

El elemento central en un MEMS generalmente consta de dos componentes principales: un sensor AND / OR como elemento de accionamiento y una unidad de transducción de señales.

1.4 Giroskopios

Son un tipo de sensor inercial que permite relacionar la rotación relativa con un voltaje (Ramírez et al., 2014). Este tipo de giroskopios aprovechan los efectos de las fuerzas de Coriolis que se encuentran presentes en un movimiento rotacional.

Estos giroskopios miden velocidad angular (Fig. 1.1).

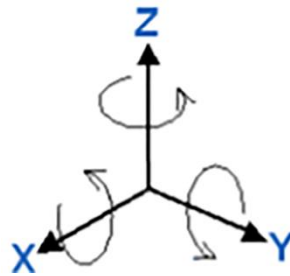


Figura 1.1. Representación de ejes de velocidad (Querero Reboul, 2015).

Un giroscopio de estado sólido se encuentra formado por un cuerpo que presenta simetría en su rotación, por lo tanto se considera un bloque de masa (m), se mueve dentro del chip a una velocidad \vec{V} , en el instante que se le aplica al chip un momento angular, este girará a una velocidad angular $\vec{\Omega}$. La combinación de movimientos rotacional y lineal llamada fuerza de Coriolis de valor $F_c = -2m \cdot \Omega_z \cdot v$, la cual es perpendicular al eje de movimiento lineal inicial (Fig. 1.2).

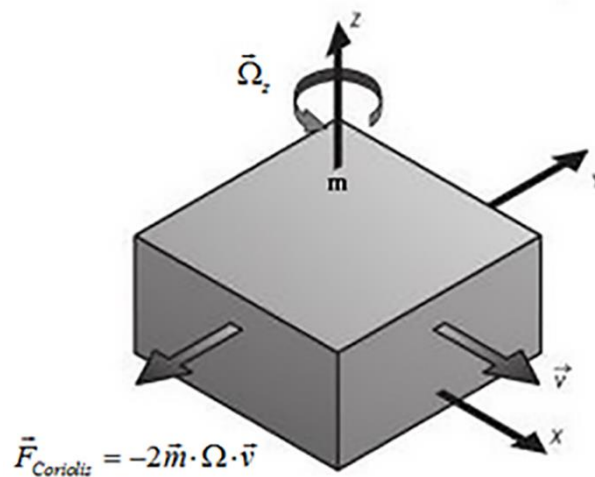


Figura 1.2. Representación de la fuerza de Coriolis (Ramírez et al., 2014).



Los giroscopios en estado sólido por lo general utilizan el desplazamiento en la masa ocasionado por el efecto de la fuerza de Coriolis, y se convierte en una variación de capacitancia.

Fuerza de Coriolis

El efecto Coriolis, por el francés Gaspard - Gustave Coriolis en 1835, es la fuerza física que actúa sobre un cuerpo que es sometido a aceleración dentro de un sistema de rotación, la fuerza de Coriolis causa una desviación de masas en movimiento dentro de un sistema en rotación. Esta aceleración siempre es perpendicular al eje de rotación del sistema y a la velocidad del cuerpo. El efecto Coriolis hace que un objeto que se mueve sobre el radio de un disco en rotación tienda a acelerarse con respecto a ese disco según si el movimiento es hacia el eje de giro o alejándose de este. Esto es debido a que dicho objeto sufre una aceleración desde el punto de vista del observador en rotación (Querero Reboul, 2015).

La fuerza de Coriolis no es una fuerza real debido a que no hay nada que lo produzca, es una fuerza inercial que aparece cuando un cuerpo está en movimiento con respecto a un sistema de rotación.

La fuerza de Coriolis tiene dos componentes:

Componente tangencial por la componente radial del movimiento del cuerpo, y una componente radial generada por la componente tangencial del movimiento del cuerpo (Querero Reboul, 2015).

La fuerza de Coriolis F_c es:

$$F_c = -2m \cdot w \cdot v$$

donde: m , es la masa del cuerpo, v , es la velocidad del cuerpo en el sistema en rotación, w , es la velocidad angular del sistema en rotación vista desde un sistema inercial.

1.5 Posición anatómica del cuerpo humano

Términos usados que describen las posiciones anatómicas, anterior. Hacia el frente o por delante, posterior. Hacia atrás o por detrás, superior. Encima o por encima, inferior. Debajo o por debajo, lateral. Lejos del plano medio o de la línea media, distal. Lejos del tronco o la raíz de la extremidad, proximal cercano al tronco o raíz de la extremidad, superficial. Cercano a la superficie del cuerpo o la piel.

Se han creado planos imaginarios de referencia (Fig. 1.3) el cuerpo de forma que unos son perpendiculares a otros. Plano sagital (mediano) atraviesa el cuerpo de delante hacia atrás y lo divide en dos mitades, una derecha y otra izquierda, que son simétricas (Gutiérrez, 1989).

Plano coronal (frontal) atraviesa el cuerpo de arriba abajo formando ángulos rectos con el plano sagital. Este divide el cuerpo en partes anteriores y posteriores (Gutiérrez, 1989).

Plano transversal (horizontal) atraviesa el cuerpo en ángulos rectos que lo dividen en partes superiores e inferiores (Gutiérrez, 1989).

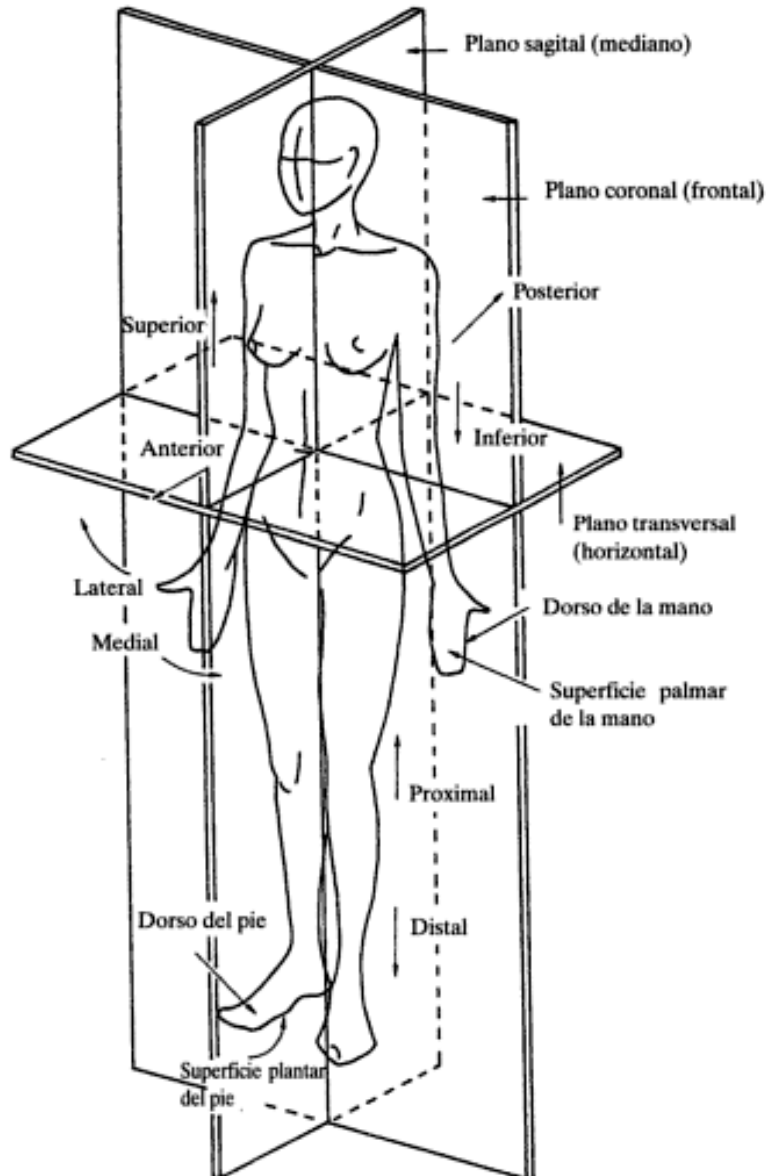


Figura 1.3. Posición anatómica, planos cardinales y terminología direccional (Gutiérrez, 1989).

1.6 Datos de segmentos corporales

En la siguiente tabla, se muestran el peso y el porcentaje total de los segmentos corporales por cada una de las extremidades del cuerpo, estas características fueron tomadas del estudio que se llevó a cabo a través de la disección de tres cadáveres.

En mi presente trabajo es necesario conocer la masa de cada una de las extremidades (Tabla. 1), para que con ello se pueda calcular la fuerza con la que se desplazan los miembros inferiores utilizando la segunda ley de Newton.



Tabla 1. Datos de segmentos corporales (Gowitzke & Milner, 1999).

Características medias de segmentos de tres cadáveres diseccionados por Braune y Fischer (1889)		
Parte	Peso (kg)	Porcentaje del peso corporal total
Parte superior del brazo (cada uno)	2.127	3.3
Antebrazo (cada uno)	1.333	2.1
Antebrazo y mano	1.872	2.9
Mano (cada una)	0.533	0.85
Muslo (Cada uno)	6.793	10.75
Pantorrilla (cada una)	3.025	4.8
Pie (cada uno)	1.067	1.7
Pantorrilla y pie	4.127	6.5
Cabeza, cuello y tronco sin las extremidades	33.990	53
Cabeza	4.440	6.95
Torso	29.550	46.3
Características medias de segmentos de tres cadáveres diseccionados por Braune y Fischer (1892)		
Todo el cuerpo	63.85	100
Parte superior del brazo	1.51	2.92
Antebrazo y mano	1.30	2.54
Mulso	5.78	11.23
Pantorrilla	2.32	4.53
Pie	0.95	1.88
Pantorrilla y pie	3.28	6.42
Cabeza y tronco	26.12	51.31
Todo el cuerpo	51.28	100

1.7 Longitud de paso largo o zancada

Es la distancia lineal entre dos eventos iguales y sucesivos de la misma extremidad (Lesmes, 2007). Se mide con el contacto inicial de una extremidad hasta el próximo contacto inicial de la misma extremidad. Incluye un paso corto izquierdo y derecho, lo que quiere decir dos pasos cortos. A consecuencia de esto un paso corto es la mitad de un paso largo.

Paso corto: se refiere a la distancia lineal está dada en metros y es el contacto inicial de una extremidad hasta el mismo evento de la extremidad opuesta (Fig. 1.4).

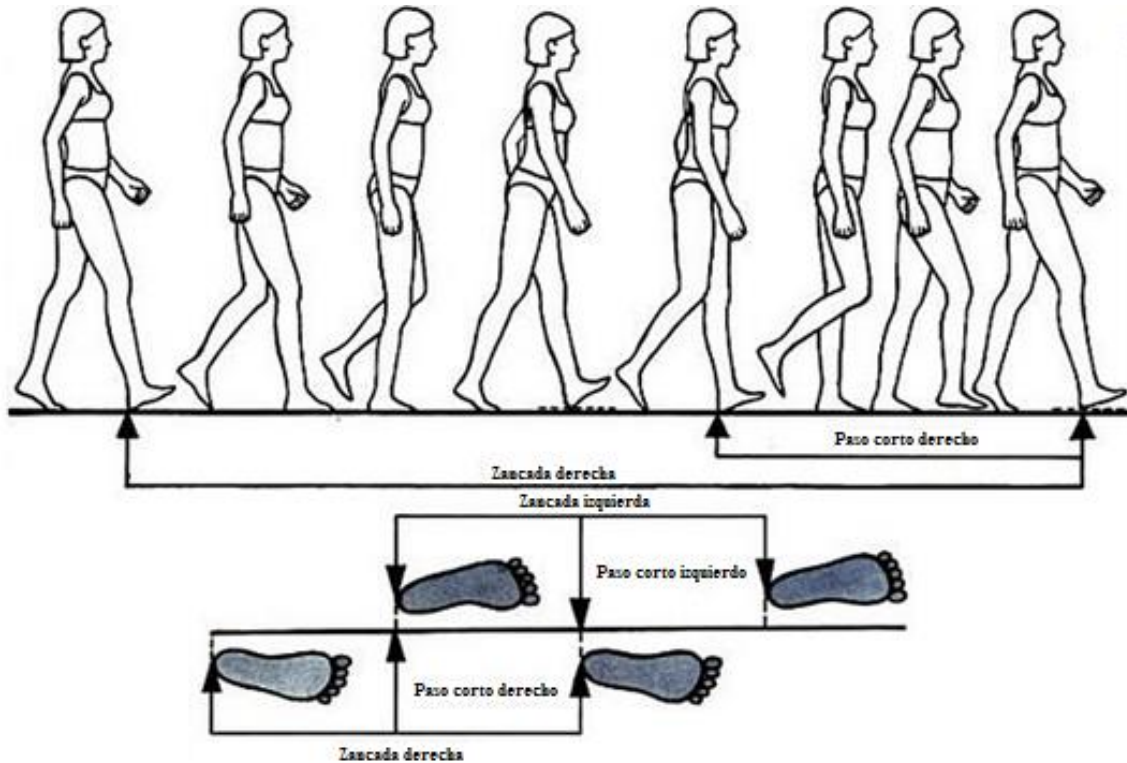


Figura 1.4. Longitudes de paso largo o zancada (Lesmes, 2007).

Ancho de paso: es la distancia lineal medida en centímetros entre dos puntos iguales de los pies, se relaciona con la estabilidad y el equilibrio lo que significa que con un ancho amplio de paso la persona incrementa su estabilidad y equilibrio (Lesmes, 2007). (Fig. 1.5).

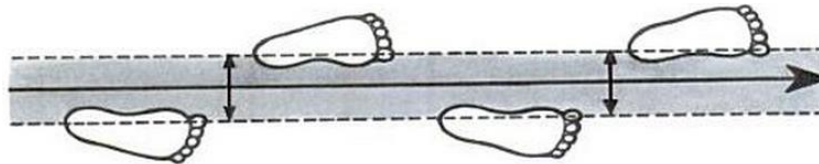


Figura 1.5. Ancho de paso (Lesmes, 2007).

Ángulo de paso: es la orientación del pie durante el apoyo se encuentra entre los 5° y 8° del eje longitudinal (Fig. 1.6).

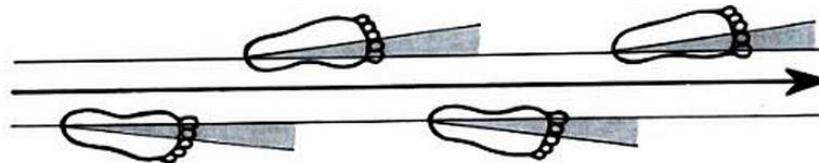


Figura 1.6. Ángulo de paso (Lesmes, 2007).

1.8 La marcha humana

La marcha es una forma de traslado de un lugar a otro en donde el hombre se soporta de manera alternada por sus extremidades inferiores. En el estudio de la marcha se encuentran diferentes técnicas mostradas a continuación.

Métodos cinemáticos

La cinemática estudia el movimiento sin tomar en cuenta las fuerzas que lo originan. Se utilizan métodos como la inspección y fotografía, consisten en la observación por medio de imágenes, conjuntos de imágenes vistas en segundos o también exposición prolongada para recorrer una imagen en varias fases del movimiento. Además, se encuentran los métodos como la cinematografía y video (Fig. 1.7.a) que se utilizan para filmar a la persona mientras camina observando sus características de movimiento variando las velocidades en cuestión de segundos. A diferencia de la Cinerradiología, donde se obtienen películas de radiología para determinar articulaciones mientras están en movimiento.



Fig. 1. 7.a. Análisis de la marcha a través de imágenes y videos (Optogait.com, 2017).

También se encuentran los métodos por medio de acelerómetros, con ellos se mide la aceleración de varias partes del cuerpo, analizando la dinámica del centro de gravedad del organismo o un segmento determinado. Otro método son los goniométricos “1” y electrogoniométricos “2” (Fig. 1.7.b), colocados sobre la extremidad para medir la movilidad angular de alguna articulación durante la marcha. A si como los captorees plantares, se colocan en diversos puntos de la planta del pie para captar los momentos en que contacta la parte de la planta con el suelo y así como su secuencia.

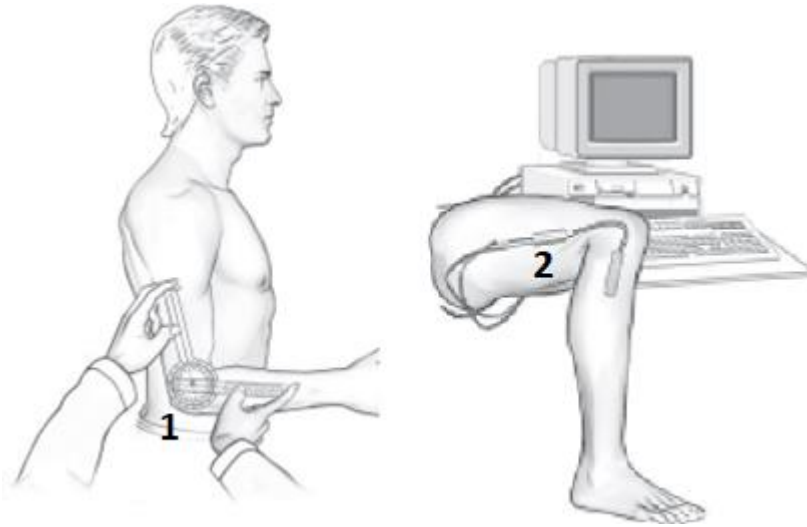


Fig. 1. 7.b. Análisis de la marcha para la obtención de ángulos (Taboadela, 2007).

Métodos cinéticos

Se estudian las fuerzas que se producen durante la marcha como lo son los métodos de plataforma de fuerzas, captorees fijos en el pie y baropodómetros. Estos métodos registran fuerzas laterales, verticales y de torsión las cuales se ejercen sobre el suelo durante la marcha, miden el tiempo de contacto, la intensidad de la presión que soportan, además de utilizarse para medir las presiones ejercidas en la planta del pie, por medio de una plataforma dinamométricas. Están perfeccionados a los que se emplean en cinemática.

La marcha normal es realizada en 4 tiempos (Fig. 1.7).

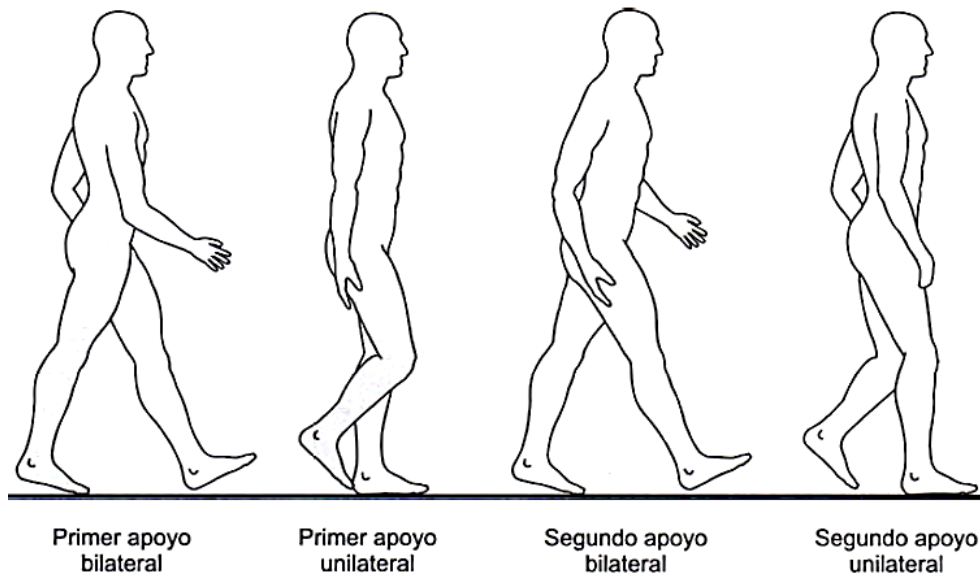


Figura 1.7. Tiempos de la marcha (Voegeli, 2001).

Tiempos de la marcha

- 1.- Primer doble apoyo. Los dos pies tocan el suelo, donde uno inicia el contacto con el talón y el otro está cercano a la fase de despegue.
- 2.- Primer apoyo unilateral. El pie en el tiempo anterior sólo estaba apoyado del dedo gordo se despegaba del suelo para iniciar el periodo de oscilación, en esta parte el peso del cuerpo recae en una sola extremidad.
- 3.- Segundo doble apoyo. Simétrico al primer doble apoyo, pero el pie que antes despegaba, ahora es el que hace contacto con el talón para finalizar su periodo de oscilación. Donde el otro pie se localiza apoyado por el dedo gordo preparados para despegar.
- 4.- Segundo apoyo unilateral. Es simétrico al segundo tiempo, pero en este tiempo los pies se encuentran cambiados, el que se encontraba en periodo de oscilación ahora permanece en periodo de apoyo y viceversa.

En los periodos de doble apoyo la transmisión del peso se realiza de una pierna a otra

A medida que se incrementa la velocidad de marcha, se disminuye el tiempo de doble apoyo, donde prácticamente desaparece en la carrera, ya que los dos pies nunca tendrán contacto simultáneo con el suelo.

Desplazamiento vertical del centro de gravedad

Durante la marcha el cuerpo genera un desplazamiento constante hacia arriba y abajo, en las fases de doble apoyo, las piernas se encuentran separadas en contacto con el suelo, aquí el centro de gravedad permanece en su punto más bajo, en las fases de apoyo unilateral donde el cuerpo es impulsado por encima de la pierna extendida el centro de gravedad permanece en su punto más alto (Fig. 1.8).

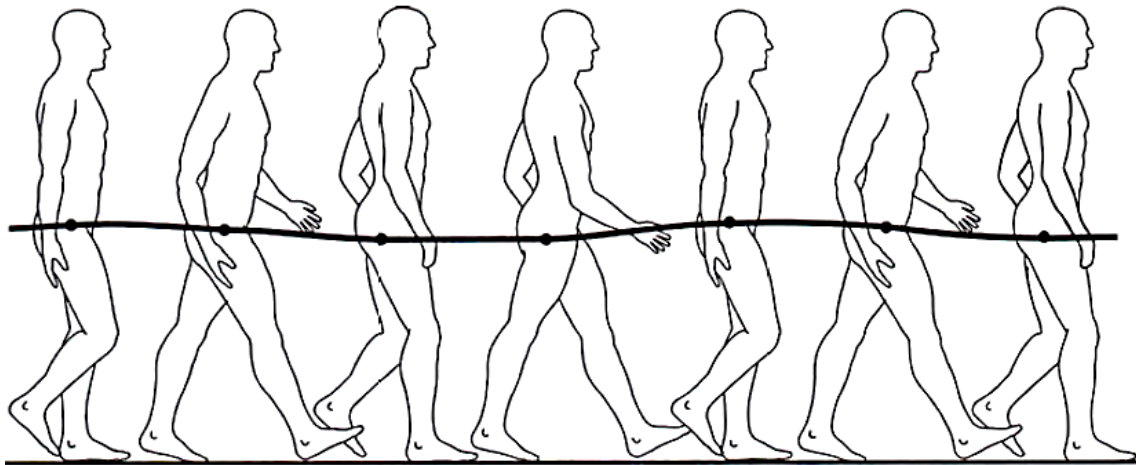


Figura 1.8. Desplazamiento vertical del centro de gravedad (Voegeli, 2001).

El centro de gravedad al desplazarse describe una curva sinusoidal y se obtiene por una serie de movimientos coordinados por medio de la pelvis, la cadera y la rodilla para reducir la amplitud de la curva. La rodilla, el tobillo y el pie se encargan de suavizar los cambios de sentido de la curva.

Movimiento de la pelvis

La pelvis ayuda al movimiento suave del centro de gravedad y consta de tres movimientos. El primero, en el plano horizontal realiza un movimiento de rotación, semejante al desplazamiento de un compás debido a que se puede desplazar sin cambiar la altura de la cruz (Voegeli, 2001). En el instante de separar el pie del suelo la pelvis comienza a rotar hacia adentro, continuando con el movimiento hasta que el talón vuelve a tocar el suelo. Es una rotación simétrica para cada extremidad, donde este movimiento es de alrededor de 10° de rotación interna y externa (Fig. 1.9).

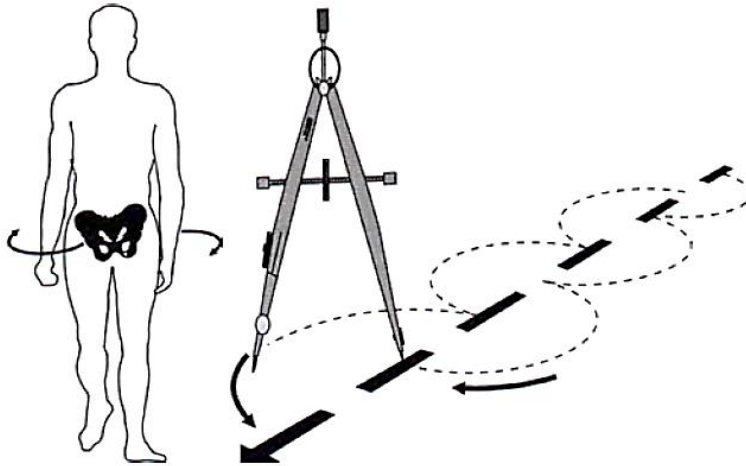


Figura 1.9. Rotación pélvica del plano horizontal (Voegeli, 2001).

El segundo movimiento de la pelvis sucede en el plano frontal y se realiza en la inclinación de la pelvis hacia el lado de la pierna oscilante, contribuyendo a minimizar el desplazamiento vertical del centro de gravedad, su amplitud aproximada es de 5° hacia arriba y hacia abajo (Fig. 1.10).

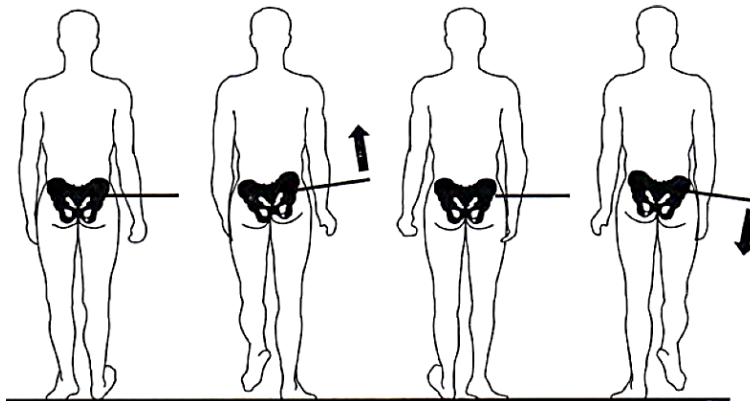


Figura 1.10. Movimiento de la pelvis en el plano frontal (Voegeli, 2001).

El tercer movimiento de la pelvis “es un movimiento de báscula hacia adelante en el plano sagital. Puede conocerse calculando el ángulo formado con la horizontal por una línea recta que une la sínfisis púbica con la primera vertebra sacra” (Voegeli, 2001). Mientras la marcha oscila entre los 18° y 25° en función de la velocidad (Fig. 1.11).

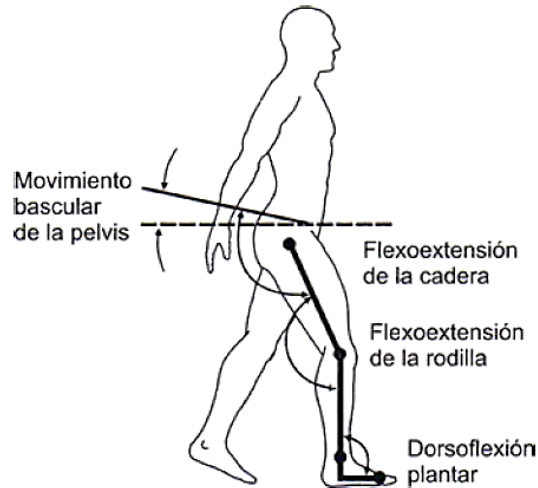


Figura 1.11. Movimiento de la pelvis y la extremidad inferior en el plano sagital (Voegeli, 2001).

Movimiento de la cadera

Durante la marcha el movimiento principal de la cadera es el de flexoextensión que se realiza en el plano sagital (Voegeli, 2001). Cuando se inicia el ciclo, la cadera está a 45° de flexión. De ahí hasta el 50% del ciclo la cadera se va extendiendo y coincide con el soporte de la extremidad que recae todo el peso del cuerpo y se balancea por encima de su progresión hacia adelante, en la mitad del ciclo la cadera alcanza su máxima extensión y se encuentra cerca de 0° coincidiendo con el contacto de la pierna contraria que finaliza su fase de oscilación.

Cuando la pierna contraria empieza a compartir el peso la cadera inicia su flexión y cuando la pierna se despega del suelo en el 62% del ciclo, la cadera está a 10% de flexión continuando hasta 90% del ciclo, alcanzando de nuevo su máxima flexión de 45%, y se vuelve a iniciar el ciclo (Fig. 1.12).

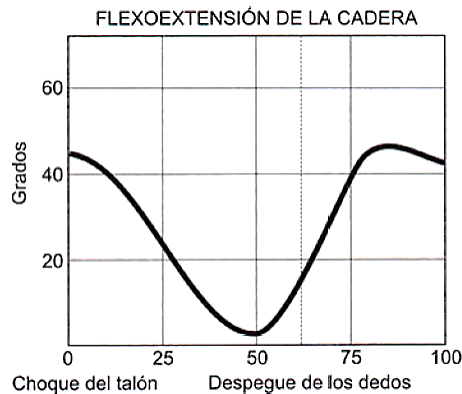


Figura 1.12. Flexoextensión de la cadera (Voegeli, 2001).

Movimientos de la rodilla

La rodilla presenta dos movimientos: de rotación y de flexoextensión al momento de tocar la extremidad el suelo, la rodilla se encuentra a 7° de flexión, después de este contacto la rodilla se flexiona mientras el pie es apoyado por completo al suelo siendo aproximadamente de 10°.

En el momento que el pie contrario se ha despegado del suelo, la rodilla en el 12% del ciclo se vuelve a extender llegando a 5° de flexión en el 40% del ciclo lo que quiere decir que la rodilla alcanza su máximo grado de extensión.

Del 40% al 70% se presenta la última fase del periodo de apoyo y dar inicio al periodo de oscilación, en este momento la rodilla inicia su segundo periodo de flexión hasta los 65°. En el 75% del ciclo la rodilla inicia de nuevo su extensión para sí poder tocar el suelo e iniciar de nuevo el ciclo (Fig. 1.13).

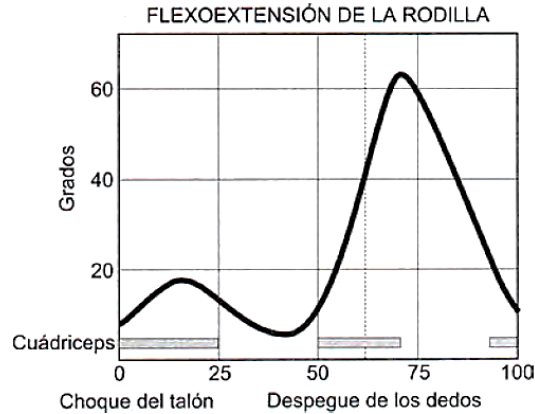


Figura 1.13. Flexoextensión de la rodilla (Voegeli, 2001).

Movimientos del tobillo.

El tobillo únicamente realiza movimientos de flexoextensión. Al inicio del ciclo el pie se encuentra en una flexión plantar de 5°, el pie toca el suelo sufriendo una flexión plantar rápida llegando hasta los 11° en el 7% del ciclo en el que el pie se apoya al plano. Este ciclo es una rápida flexión plantar y posteriormente inicia la flexión dorsal del pie permaneciendo apoyado al suelo en el 35% del ciclo alcanzando un valor máximo de 4° de flexión dorsal. Del 35% al 62% del ciclo el pie despega del suelo sufriendo una flexión plantar de 13° (Fig. 1.14).

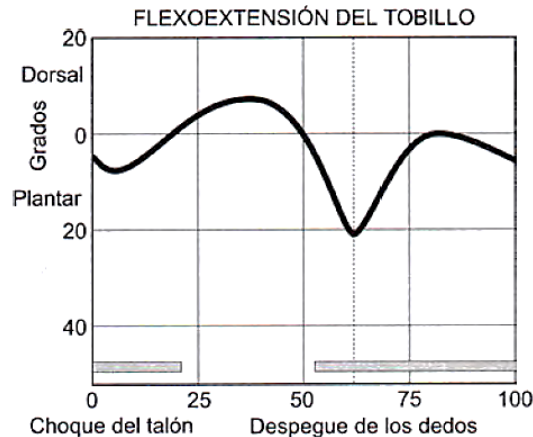


Figura 1.14. Flexoextensión del tobillo (Voegeli, 2001).

A continuación, se muestra tabla 1.2 para los ángulos que se generan durante la marcha para los movimientos de la cadera, la rodilla y tobillo en la zancada derecha.



Tabla 1.2. Sobre los ángulos máximos durante la marcha normal (Voegeli, 2001).

Movimiento de la cadera	
Inicio del ciclo	45° de flexión
De inicio al 50% del ciclo	La cadera se va extendiendo
A 50% del ciclo	Máxima extensión y se encuentra aproximadamente a 0°
A 0°	La pierna contraria inicia su flexión
A 62% del ciclo	La cadera se encuentra a 10° de flexión
Del 62% a 90% del ciclo	Continua Flexionándose
A 90% del ciclo	Máxima flexión de 45° e inicia el ciclo de nuevo
Movimientos del rodilla	
Inicio del ciclo extremidad contacta el suelo	7° de flexión
El pie apoya el suelo	10° de flexión
El pie de lado contrario se despega del suelo a 12% del ciclo	se extiende a 5° de flexión en el 40% del ciclo
Del 40% al 70% del ciclo última fase de apoyo e inicio periodo de oscilación	Inicia su 2do periodo de flexión hasta 65°
A 75% del ciclo	Inicia su extensión para contactar el suelo e iniciar el sig. ciclo
Movimientos del tobillo	
Inicio del ciclo	El pie se encuentra a una flexión plantar de 5°
Contacta con el suelo teniendo una flexión plantar hasta el 7% del ciclo	Llegando hasta los 11° del ciclo donde el pie se apoya al plano
En el 35% del ciclo empieza la flexión dorsal del pie	Alcanzando su máximo valor en 4° su flexión dorsal
Del 35% al 62% del ciclo en que el pie despega del suelo	El pie sufre una flexión plantar que llega hasta 13°

Desplazamiento lateral del centro de gravedad

Una persona no camina siempre en un plano de línea de progresión debido a que el cuerpo oscila de un lado a otro, y este desplazamiento lateral es aproximadamente de 5 cm siendo el máximo a la mitad del periodo de apoyo unilateral en la extremidad (Fig. 1.15).

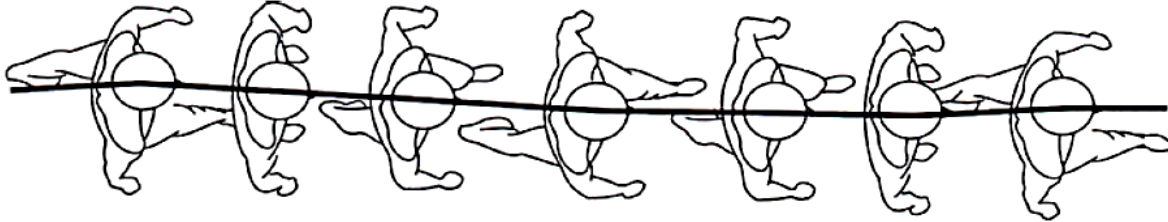


Figura 1.15. Desplazamiento lateral del centro de gravedad (Voegeli, 2001).

1.9 Planteamiento del problema

1.9.1 Problema

Los Adultos Mayores son más propensos a sufrir caídas si tienen 60 años o más, siendo las causas más comunes la debilidad muscular, alteraciones en la marcha y falta de equilibrio. A través de investigaciones hechas por el Instituto Nacional de Geriátría (gob.mx, 2017), se conoce que los trastornos de la marcha son un problema frecuente en las personas mayores pues provoca limitación de sus actividades al perder la independencia para caminar, da paso al sedentarismo, y es un factor que contribuye a la mortalidad, por ello la preservación de la marcha es uno de los requisitos más importantes para longevidad.

Los cambios del equilibrio y de la marcha pueden variar dependiendo de cada individuo debido a la edad o condición física. El equilibrio es resultado de realimentación sensitiva motora generada principalmente en la planta de los pies y de los sensores que conectan a los tendones, ligamentos y grupos musculares teniendo el cerebro información suficiente para generar posiciones y desplazamientos segmentarios corporales, en adultos mayores esta falta de equilibrio se describe, cuando hay dificultad para mantener una posición adecuada estando sentados, acostados o de pie, en el caso de marcha se dice que los individuos claudican y son propensos a sufrir caídas.

Existen, como se mencionó en la sección 1.8, diversas tecnologías para la evaluación de la marcha, sin embargo, estos tienen un alto costo y requieren de un tiempo mínimo de 30 minutos para iniciar una sesión de evaluación.

1.9.2 Necesidad

Es por ello que surge la necesidad de desarrollar un dispositivo que permita evaluar y diagnosticar la probabilidad de que ocurra una caída y que pueda ser prevenida en el adulto mayor, de bajo costo y en el menor tiempo posible.

1.9.3 Solución

La presente investigación pretende desarrollar un dispositivo de asistencia y diagnóstico para miembros inferiores basado en el estudio de la biomecánica de la marcha y acelerómetros, lo cual en conjunto, permitirá medir las fuerzas de aceleración y movimiento con el fin de predecir posibles caídas, este sistema ofrece una opción económica y de accesible adquisición, su programación



basada en microcontroladores es relativamente compleja, lo que brinda un análisis de la marcha de calidad que ayude a detectar posición, velocidad, ángulo, y fuerza.

1.9.4 Objetivo

Por lo tanto, el objetivo del presente trabajo será: desarrollar un dispositivo ambulatorio de bajo costo y mantenimiento, dirigido a los adultos mayores, cuya función sea la de asistir al adulto mayor y apoyar al médico para realizar el diagnóstico en la prevención de caídas.

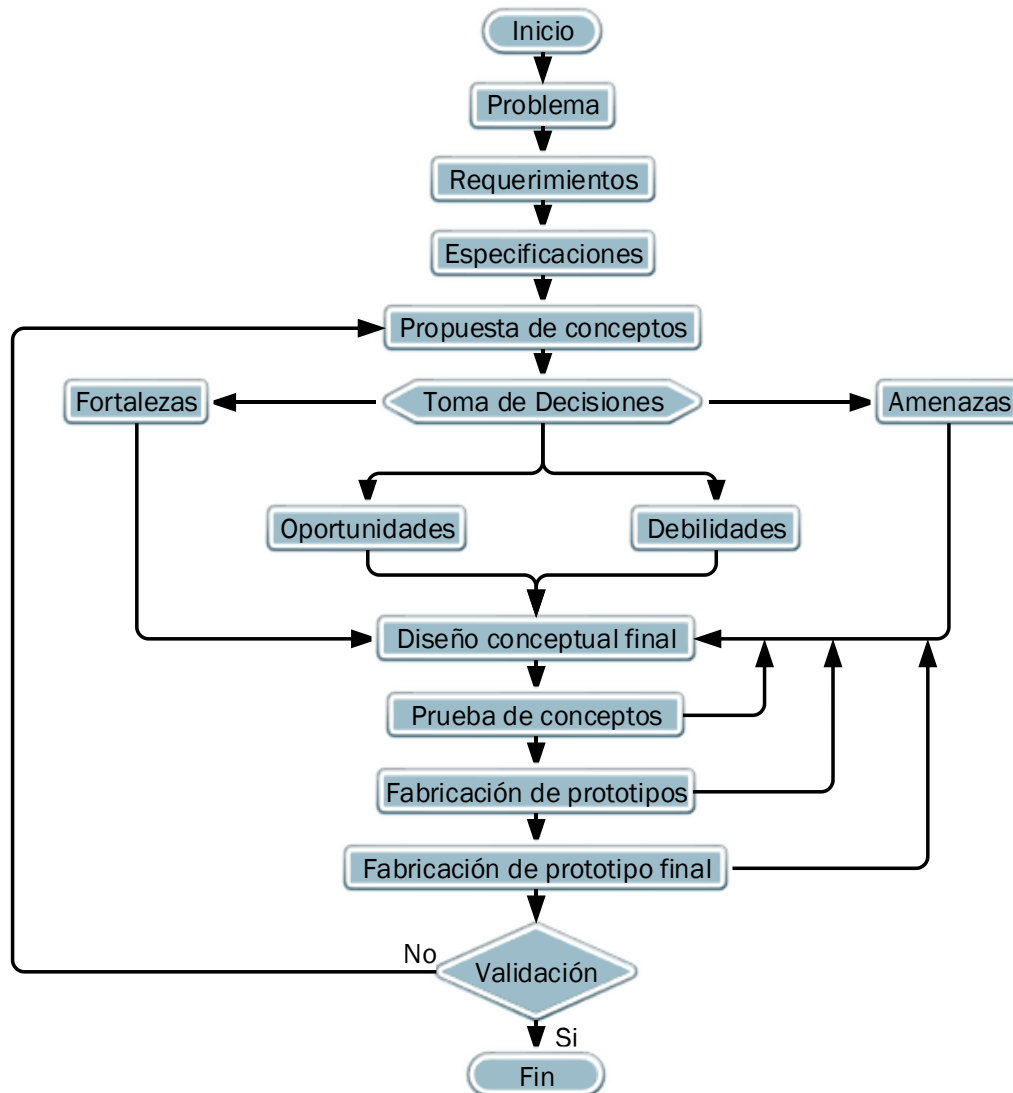
2 CAPÍTULO 2 Desarrollo

2.1 Introducción

En este capítulo se propone un diagrama de flujo, el cual permitirá lograr la obtención de un prototipo funcional para el pronóstico de caídas durante la marcha para adultos mayores.

2.2 Diagrama de flujo de procesos

El diagrama de flujo propone las actividades a realizar para lograr el objetivo deseado.





2.3 Problema

Las caídas en los adultos mayores son un problema de salud, y no se presta la suficiente atención tanto de los adultos mayores, así como de los familiares, todos corremos el riesgo de caída (Calleja Olvera et al., 2010), sin embargo, las caídas en el adulto mayor provocan lesiones e incluso la muerte, algunos factores que se pueden presentar en los adultos mayores es a la inestabilidad y deficiencia que se produce al andar, alteraciones en reflejos, desgaste de sus articulaciones, alteraciones auditivas y visuales entre otras.

Ante este riesgo surge la necesidad de diseñar un dispositivo que permita medir la posibilidad de caídas en adultos mayores, por lo que se propone que el objetivo del presente trabajo sea; diseñar y fabricar un prototipo funcional inalámbrico basado en acelerómetros y giroscopios, que mida y emita avisos ante el riesgo de caídas.

2.4 Requerimientos

Se proponen que los requerimientos sean:

- ✓ Ligero. El dispositivo deberá ser lo más pequeño posible ya que estará colocado en el adulto mayor y no afecte en su desempeño al caminar, o le estorbe.
- ✓ Portátil. Uso en ambulatorios, no requiera de un laboratorio especializado para su funcionamiento.
- ✓ Duración de la batería. El dispositivo se pueda utilizar por el mayor tiempo posible antes de ser descargado.
- ✓ Fácil manejo. Debe de funcionar con el menor número de instrucciones.

2.5 Especificaciones

- ✓ No debe sobrepasar de 200g.
- ✓ Deberá tener un volumen máximo de 23 m³.
- ✓ Deberá tener un tiempo mínimo 15 min la batería.
- ✓ Deberá realizar 7 instrucciones para obtener los resultados.

2.6 Propuestas de conceptos

En el capítulo 1 sección 1.8 se estudiaron las diferentes técnicas para el estudio de la marcha lo anterior permitirá conocer las condiciones para prevenir caídas en los adultos mayores por medio del método cinemático, y dinámico.

Se realizará una evaluación con base en necesidades físicas requeridas a realizar durante la marcha.

2.6.1 Descomposición funcional

Con base en el estudio de las diferentes técnicas para el estudio de la marcha, y para enteren de una mejor manera el problema, se propone dividir el problema global en 5 funciones principales asociadas a las necesidades del cliente y estas son:

Adquisición de la Aceleración, medir la velocidad, medición de los ángulos, medir la fuerza que se ejerce, así como la distancia al caminar durante la marcha (Fig. 2.4).

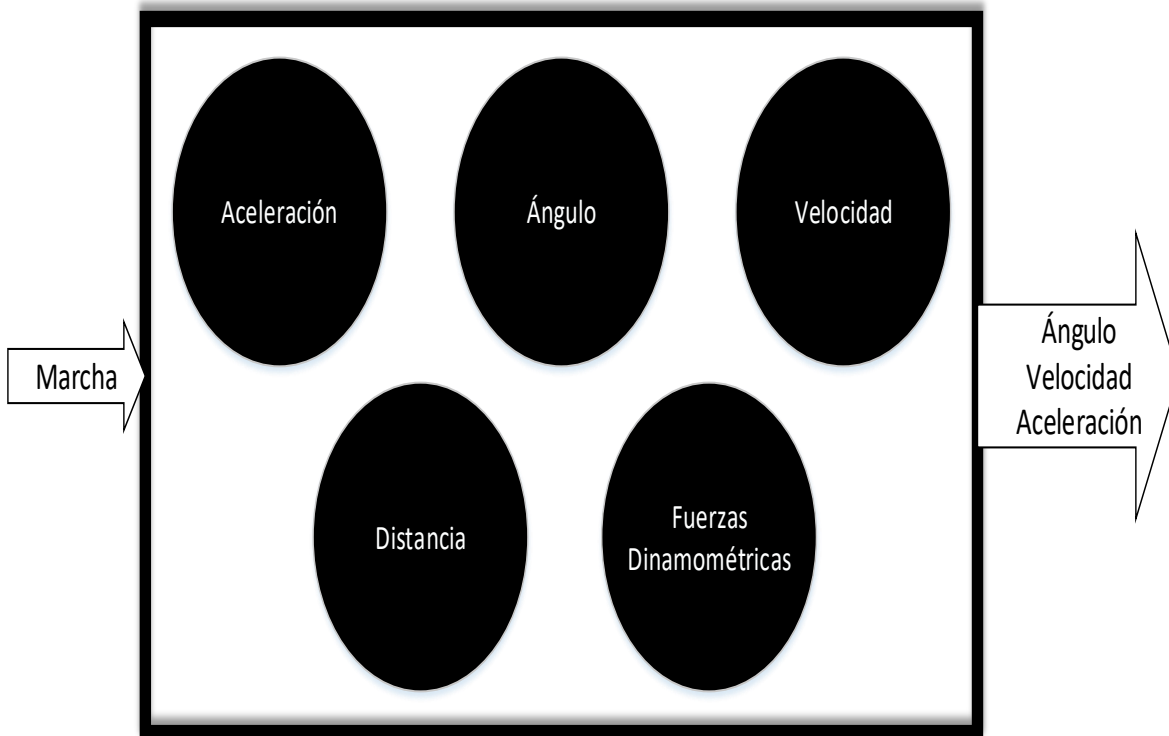


Figura 2.4. Caja negra de funciones.

A continuación, en la figura 2.5.a.b.c, se presenta el árbol de clasificación de conceptos, con la idea de identificar los diferentes principios que se emplean para el análisis de la marcha humana.

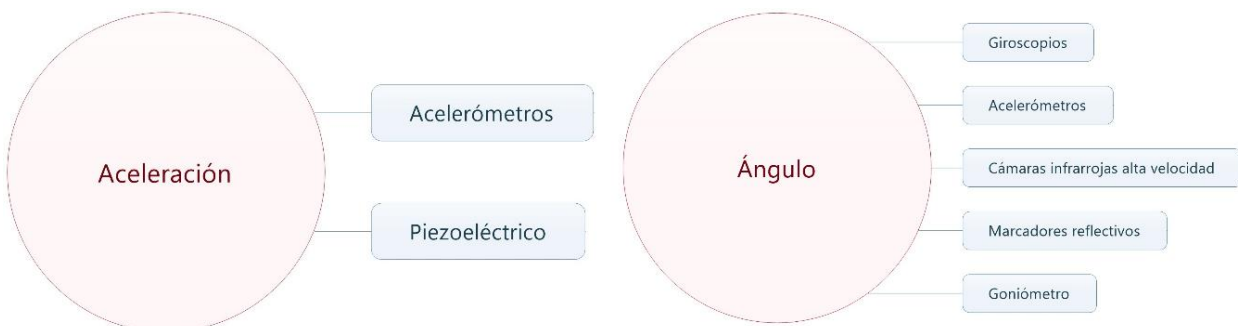


Figura 2. 5.a. Árbol de clasificación de conceptos.

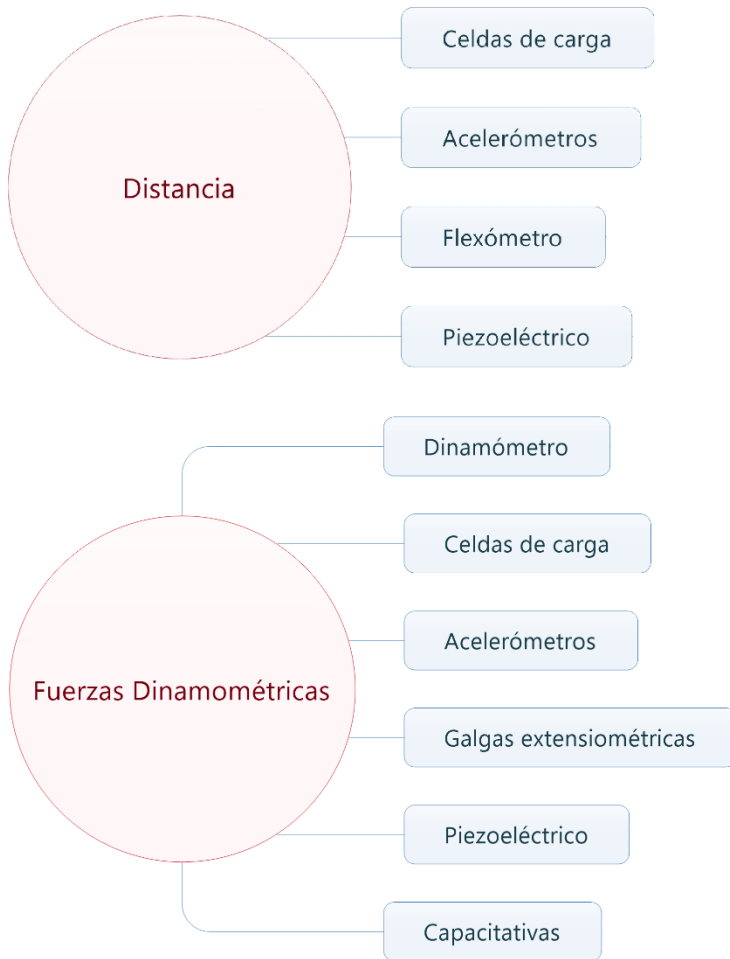


Figura 2. 5.b. Árbol de clasificación de conceptos

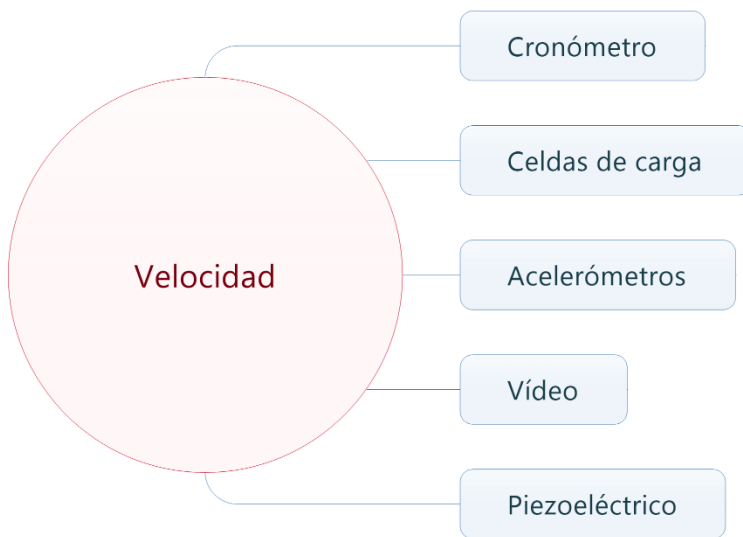


Figura 2. 5.c. Árbol de clasificación de conceptos



Para determinar cuál de los principios cubren los requerimientos planteados para el proyecto, se realizó una evaluación de estos, como se muestra en la Tabla 2, en donde 3 será el de mayor relevancia y 1 el de menor relevancia.

Tabla 2. Principios propuestos.

Atributo	Ligero	Práctico	Costo	Portabilidad	Precisión	Repetitividad	Total
Acelerómetro	3	3	3	3	3	3	18
Cámaras infrarrojas alta velocidad	1	1	3	2	3	3	13
Celdas de carga	1	1	3	1	3	3	12
Cronómetro	2	2	1	1	1	1	8
Dinamómetro	2	2	2	2	2	2	12
Flexómetro	1	2	2	2	1	1	9
Galga extensiométrica	1	1	1	1	3	3	10
Giroscopio	3	3	3	3	3	3	18
Goniómetro	2	2	1	2	3	3	13
Marcadores reflectivos	2	1	1	2	3	3	12
Piezoeléctrico	2	2	1	2	3	3	13
Video	1	2	1	1	1	1	7

En la tabla 2 se puede observar, que los acelerómetros y giroscopios son los instrumentos de medición más viables para el análisis de la marcha. Dado lo anterior se propone que los acelerómetros y giroscopios podrán cumplir con los requerimientos para este trabajo de tesis, en comparación con las plataformas de fuerzas o electrogoniómetros, pues son más eficientes en lo que se refiere a la velocidad de respuesta, son portables, ligeros, además se pueden medir datos específicos como la velocidad, ángulos y aceleración.

Por otro lado, las cámaras infrarrojas de alta velocidad son instrumentos que se utilizan para analizar la marcha, este análisis es preciso, confiable y es una de las mejores formas de poder medir la velocidad y la aceleración, son colocadas en laboratorios especializados para realizar todas las pruebas y obtener un análisis correcto, con ayuda de marcadores colocados en diferentes partes del cuerpo, el paciente requiere ser monitoreado por computadora, sin embargo, tienen un costo elevado, no son portables y la calibración de requiere mayor tiempo en comparación con los acelerómetros y giroscopios.

Se puede realizar un análisis temporal por medio de cronómetros, los cuales son económicos y portables, no son precisos, es difícil tomar medida de periodos cortos de tiempo, depende de la respuesta del operador, a diferencia de los acelerómetros, que tienen una mejor precisión.

Las plataformas dinamométricas también conocidas como plataformas de fuerzas son un instrumento preciso y de un alto costo, permiten medir las fuerzas que se ejercen sobre el pie durante la marcha, en comparación de los acelerómetros pueden obtener fuerzas de manera



indirecta, las plataformas de fuerzas no permiten obtener ángulos del individuo durante la marcha. Se requiere de un laboratorio con características específicas.

Se realizó un análisis FODA como se muestra en la Tabla 2.1 para apreciar la situación actual de los acelerómetros y giroscopios y diagnosticar la viabilidad de la tecnología seleccionada.

Tabla 2. Matriz de decisiones FODA.

Internas	Externas
Fortalezas <ul style="list-style-type: none"> • Bajo costo • Eficiente • Portabilidad • No requiere conectarse a tomas de corriente 	Oportunidades <ul style="list-style-type: none"> • No se encuentra dispositivo para detectar las posibles caídas • Aparatos solamente para indicar que la persona se cayó e informar a emergencias • Desarrollo de tecnología
Debilidades <ul style="list-style-type: none"> • Presupuesto • Materiales • Manufactura 	Amenazas <ul style="list-style-type: none"> • Nuevos competidores • Presentación en el diseño • Manufactura • Materiales • Tecnología

2.7 Diseño conceptual

Posteriormente se realizó la descomposición funcional, se muestra un diagrama de funciones de las actividades principales a enfatizar (figura 2.6) y así poder dar una solución que determine el diseño conceptual final, permitiendo la obtención de un prototipo funcional para el pronóstico de caídas durante la marcha en adultos mayores.

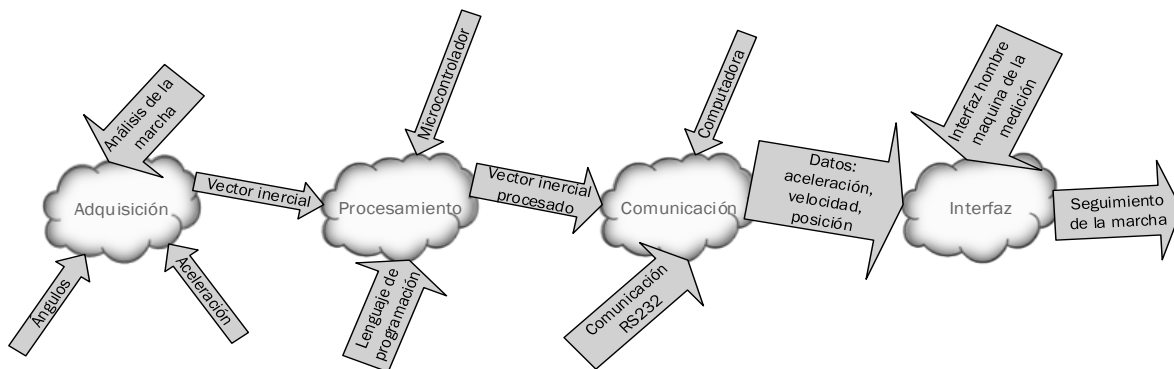


Figura 2.6. Adquisición de señal.

2.7.1 Adquisición

En el presente trabajo se propone realizar la adquisición con los siguientes pasos Figura 2.6.

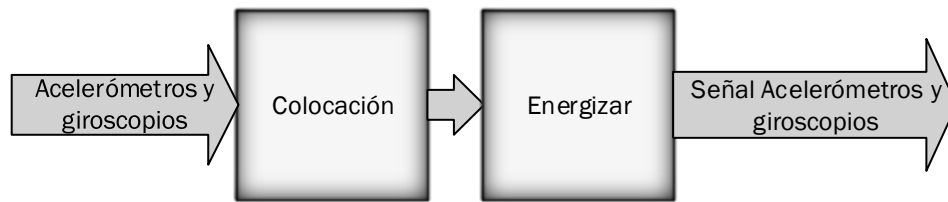


Figura 2.6. Adquisición de señal

Colocación

La colocación permitirá ubicar los acelerómetros y giroscopios en partes específicas del cuerpo como son rodilla y empeine del cuerpo humano, por medio de velcro para su sujeción y se puedan poner ya sea cocidas a una playera ajustada con mangas para prevenir movimientos no deseados y que pudieran ocasionar lecturas erróneas.

Energizar

Posteriormente después de realizar la colocación de los acelerómetros y giroscopios se energizarán con un valor de voltaje que oscile entre los 2.7 a 3.6 volts, con ayuda de un regulador de voltaje para mantener el valor del voltaje requerido con el cual trabajan estos dispositivos, y no dañar los circuitos integrados.

2.7.2 Procesamiento

Se podrá realizar el procesamiento de los acelerómetros y giroscopios por medio de un microcontrolador a través de la programación en C++. Una vez obtenidos los datos recabados por los acelerómetros y giroscopios se deberán obtener información de interés para el proyecto y crear una interfaz en LabView donde se deberá contener aceleración, velocidad, posición para su posterior uso. Finalmente guardar los datos obtenidos, por medio de gráficas para apreciar los resultados.

El procesamiento de los acelerómetros y giroscopios con un microcontrolador, se puede realizar por medio del protocolo de comunicación I²C, se basa en la comunicación a través de 2 hilos, donde cada dispositivo conectado tiene una dirección, se puede configurar como comunicación de un maestro y varios esclavos, el dispositivo maestro es el que tiene la iniciativa en la transferencia, y decide con quien la realiza (García Breijo, 2009), posteriormente el procesamiento entre acelerómetros y giroscopios al microcontrolador, así como su comunicación RS232 para la comunicación hacia la computadora.

Comunicación acelerómetro y giroscopio con el microcontrolador.

- Se comunican por medio del protocolo de comunicación I²C.
- Se inicia la transmisión.
- Se envía una dirección de 7 a 10 bits con el que se desea establecer la comunicación.
- Identificación de los bits de comunicación.
- Recibe la información el microcontrolador.
- Verifica la consistencia de los datos.
- Se finaliza la transmisión.



Posteriormente se realiza el procesamiento de los datos previamente transmitidos con el microcontrolador.

- Se leen los valores que entrega el acelerómetro y giroscopio.
- Se transforman los valores obtenidos en G's.
- Se normalizan los valores obtenidos.
- Se Leen los valores de los giroscopios.
- Se obtiene el valor del giroscopio con las unidades LSB/(°/s).
- Por lo que se tiene que realizar una conversión a grados/segundo.
- Se obtiene la posición estimada por medio de la última posición y los valores del giroscopio.
- Se unifican las dos posiciones previamente estimadas de los acelerómetros y giroscopios para obtener la definitiva.
- Se normalizan los valores.
- Y finalmente, se obtienen los ángulos.

Comunicación RS232

La forma de comunicar una computadora es a través de un puerto serie, compatible con la comunicación RS232, este tipo de comunicación permite la transmisión y recepción de datos adecuada para el proyecto, se componen de una velocidad de transmisión expresada en baudios representando el número de bits de información enviados por segundo [Bits/s].

Para realizar esta comunicación se utilizará un módulo bluetooth, debido a que su configuración y comunicación es por RS232 para poder transferir los datos hacia la computadora.

En la comunicación RS232 se configuran los parámetros para transferir velocidad de transmisión, seguido de los bits de comunicación de los puertos del microcontrolador hacia la computadora, esta comunicación es adecuada para la realización del proyecto debido a que es estable y la velocidad que se requiere al transmitir los datos es la necesaria, ya que el estudio es enfocado hacia los adultos mayores.

2.7.3 Comunicación

La comunicación de los datos se puede realizar por medio de dos alternativas:

- ❖ Cables para la transferencia de los datos desde los acelerómetros y giroscopios hacia la tarjeta donde iría colocado el microcontrolador.
- ❖ También se podría comunicar por medio de un módulo bluetooth para poder transmitir los datos de forma inalámbrica, colocado en la tarjeta donde estaría el microcontrolador.

Para efectuar la comunicación se podrá realizar por comunicaciones seriales, por el protocolo RS232, esta comunicación puede ser por medio de cable o de forma inalámbrica utilizando un Bluetooth, existen ventajas y desventajas ya sea de forma alámbrica o inalámbrica. De forma inalámbrica la velocidad de transmisión varía desde los 9600 a los 115200 baud rate, esta se refiere al número de bits por segundos que se transfieren, se miden en baudios.

Este tipo de comunicación inalámbrica no es tan rápida a diferencia de la comunicación por medio de cable, pero tiene la ventaja de la portabilidad, el no utilizar cables no afecta la marcha, es pequeño, además de ser ligero y se puede conectar a cualquier dispositivo ya sea una computadora,



celular o una tableta. La distancia de transmisión de forma inalámbrica permite una distancia menor a 15 metros permitiendo realizar las pruebas necesarias para lo que requiere el proyecto ya sea en un consultorio, área ambulatoria o en cualquier parte que se requiera de un análisis de la marcha.

La comunicación por medio de cable es más estable a diferencia de la comunicación de forma inalámbrica, también su velocidad de transmisión es mayor, pero su desventaja sigue siendo la portabilidad debido que se requieren cables para su análisis.

2.7.4 Interfaz

Para realizar la interfaz se utilizará LabView, es un lenguaje de programación de alto nivel, además es una herramienta de programación gráfica desarrollado por la empresa National Instrument, utilizado para utilizar cualquier algoritmo para la construcción de sistemas de adquisición de datos, instrumentación y control. Tiene la capacidad de crear una interfaz de usuario de manera eficaz proporcionando interactividad con el sistema.

LabView utiliza el principio de programación gráfica, conocida como código G, utiliza símbolos gráficos en lugar de lenguaje textual para su programación. Tiene una gran compatibilidad con funciones y algoritmos para un gran número de aplicaciones, además de paquetes que permiten integrarlo en casi cualquier hardware. Utiliza las mismas declaraciones de control como cualquier otro lenguaje de programación como los ciclos de decisión IF-ELSE, decisión múltiple SWITCH, para repetir sentencias FOR, WHILE / DO-WHILE, entre muchas otras que permiten controlar el proceso de ejecución del programa.

Debido a que es un lenguaje de programación gráfico es adecuado para poder realizar una interfaz gráfica para el usuario final (hombre- máquina).

2.8 Prueba de conceptos

Con base en el diseño conceptual final en el capítulo 2, se realizaron las pruebas necesarias para verificar que los conceptos propuestos cumplan con lo deseado.

2.8.1 Adquisición

Para lograr la adquisición se realizó la primera etapa, que es la colocación de los acelerómetros y giroscopios en la rodilla y empeine, la sujeción se realizó con velcro donde los acelerómetros y giroscopios se mantienen fijos al cuerpo, esto es indispensable para no minimizar las lecturas erróneas al realizar un análisis de las caídas.

Como se puede apreciar en la Figura 2.7 es factible la colocación con velcro “1”, debido a que no se mueven de lugar al caminar los acelerómetros y giroscopios “2”.



Figura 2.7. Colocación de los acelerómetros y giroscopios al cuerpo.

Para la segunda etapa que es energizar el circuito, se utilizó una protoboard para colocar el microcontrolador y posteriormente se colocó el regulador de voltaje que permitiría mantener un voltaje de 3.3 volts para la protección de los acelerómetros y giroscopios y no dañar los circuitos integrados.

En la figura 2.8 se puede observar la configuración en la protoboard del microcontrolador y el regulador de voltaje energizando el circuito con 5 volts con un cargador para celular, se puede corroborar ese voltaje con ayuda de un multímetro en la escala de corriente directa.

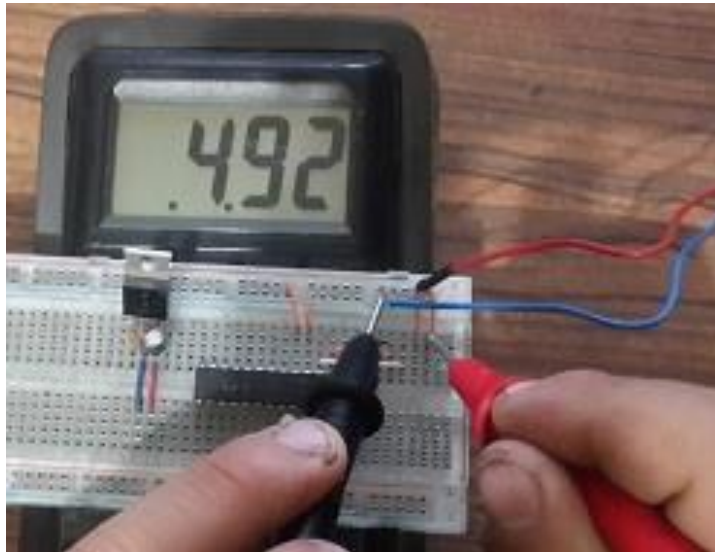


Figura 2.8. Circuito Energizado con un voltaje de 5 volts.

En la salida del regulador de voltaje, se puede verificar el voltaje requerido para los acelerómetros y giroscopios, el cual se encuentra en el rango requerido para su funcionamiento que oscila entre los 2.0 V a 3.6 V, y el voltaje nominal es 3.3 V, debido a esto es necesario utilizar un regulador para cumplir con esta característica de mantener constante el voltaje en 3.3v, en la Figura 2.9 se comprobó de manera exitosa la salida de voltaje requerida para no dañar los circuitos integrados de los acelerómetros y giroscopios.

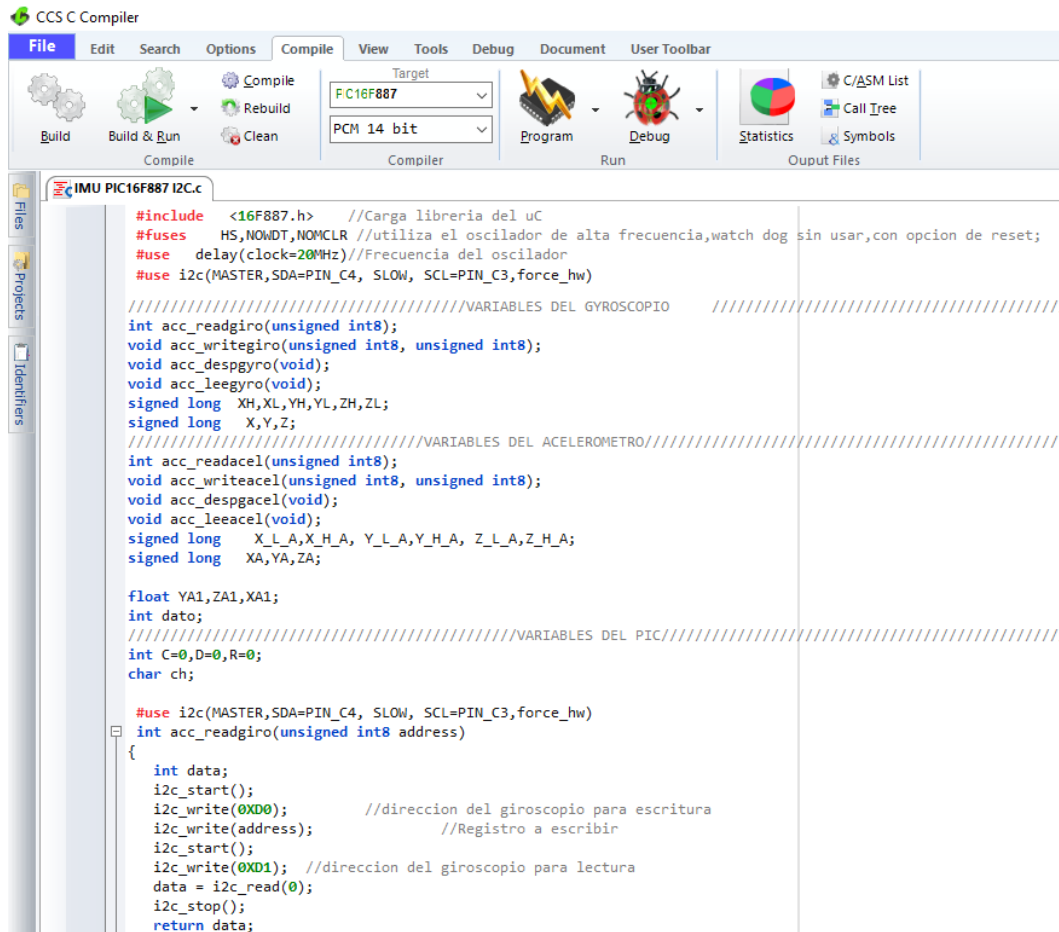


Figura 2.9 Voltaje entregado a la salida del regulador de voltaje.

2.8.2 Procesamiento

Para realizar la etapa de procesamiento se realizó la programación necesaria para recibir y transferir los datos enviados por los acelerómetros y giroscopios hacia el microcontrolador por I²C en el software PIC C Compiler, el cual utiliza el lenguaje de programación en código C Figura 2.10. Así

como la configuración de la programación para la transmisión de datos para la comunicación hacia la computadora por medio del protocolo RS232 Figura 2.11.



```
#include <16F887.h> //Carga libreria del uC
#fuses HS,NOWDT,NOMCLR //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)

//////////////////////////////////VARIABLES DEL GYROSCOPIO //////////////////////////////////////
int acc_readgiro(unsigned int8);
void acc_writegiro(unsigned int8, unsigned int8);
void acc_despygiro(void);
void acc_leegyro(void);
signed long XH,XL,YH,YL,ZH,ZL;
signed long X,Y,Z;

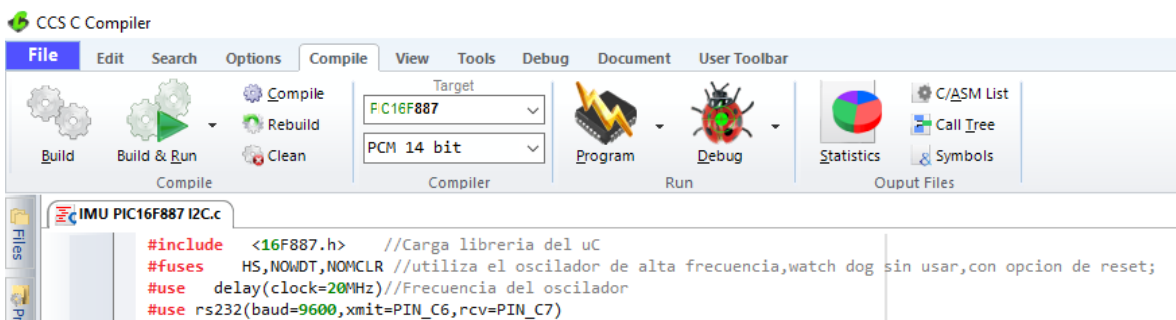
//////////////////////////////////VARIABLES DEL ACELEROMETRO////////////////////////////////////
int acc_readacel(unsigned int8);
void acc_writeacel(unsigned int8, unsigned int8);
void acc_despacel(void);
void acc_leeacel(void);
signed long X_L_A,X_H_A, Y_L_A,Y_H_A, Z_L_A,Z_H_A;
signed long XA,YA,ZA;

float YA1,ZA1,XA1;
int dato;

//////////////////////////////////VARIABLES DEL PIC////////////////////////////////////
int C=0,D=0,R=0;
char ch;

#use i2c(MASTER,SDA=PIN_C4, SLOW, SCL=PIN_C3,force_hw)
int acc_readgiro(unsigned int8 address)
{
    int data;
    i2c_start();
    i2c_write(0x00); //direccion del giroscopio para escritura
    i2c_write(address); //Registro a escribir
    i2c_start();
    i2c_write(0x01); //direccion del giroscopio para lectura
    data = i2c_read(0);
    i2c_stop();
    return data;
}
```

Figura 2.10 Fragmento de la programación I²C para el procesamiento al microcontrolador.



```
#include <16F887.h> //Carga libreria del uC
#fuses HS,NOWDT,NOMCLR //utiliza el oscilador de alta frecuencia,watch dog sin usar,con opcion de reset;
#use delay(clock=20MHz)//Frecuencia del oscilador
#use rs232(baud=9600,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7)
```

Figura 2.11 Programación para establecer la comunicación bluetooth a computadora

Dado que el programa de comunicación fue exitoso se logró establecer la comunicación entre los acelerómetros y giroscopios hacia el microcontrolador; y entre el microcontrolador y la computadora.

2.8.3 Comunicación

Para realizar la etapa de la comunicación es necesario utilizar un módulo bluetooth conectado al microcontrolador, para que se puedan transmitir los datos hacia la computadora. Se puede apreciar dicha configuración en la Figura 2.12 donde se encuentra conectado el microcontrolador, y el módulo bluetooth HC-05 en la protoboard.

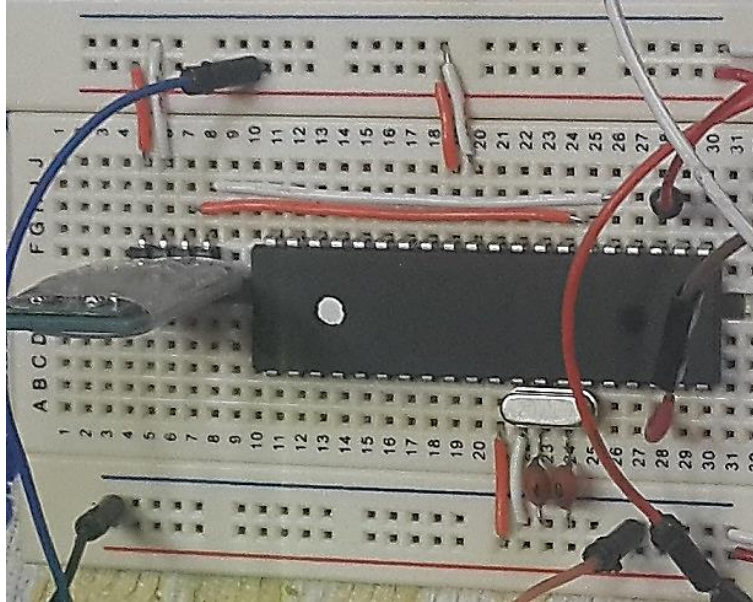


Figura 2.12 Configuración en la protoboard.

Una vez realizada la configuración en la protoboard de los dispositivos utilizados, se realiza la transmisión por medio de un gestor de arranque llamado Tiny PIC Bootloader, el cual recibe el programa del microcontrolador desde la computadora.

Como se puede apreciar en la Figura 2.13 la comunicación de los datos es exitosa, debido a que se muestra el flujo de información en la pantalla de los acelerómetros y giroscopios, como es la aceleración y la velocidad angular, de esta manera se pudo comprobar la comunicación de los acelerómetros y giroscopios para el proyecto.

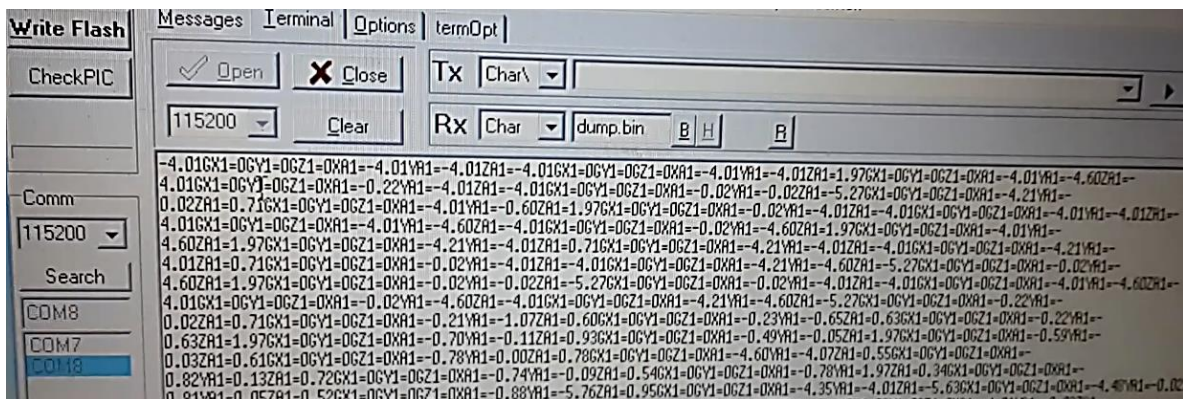


Figura 2.13 Comunicación a través de la computadora del acelerómetro y giroscopio.



2.8.4 Interfaz

Al poder realizarle de manera exitosa la comunicación se procedió a realizar la última etapa llamada interfaz, esta etapa es indispensable ya que en la comunicación el flujo de información mostrado en la pantalla con ayuda del Tiny PIC Bootloader se muestran los datos de manera secuencial, donde no se puede apreciar los datos de manera ordenada, tanto para el programador, como para el usuario final.

Debido a esto es necesario realizar una interfaz en un software de programación gráfica llamado LabView para poder ordenar y analizar los datos entregados por los acelerómetros y giroscopios “1”, así como una interfaz para generar un gráfico “2” de una manera rápida y eficaz Figura 2.14. Dado que es exitosa la realización de la interfaz en LabView se comprueba que es fiable para el proyecto.

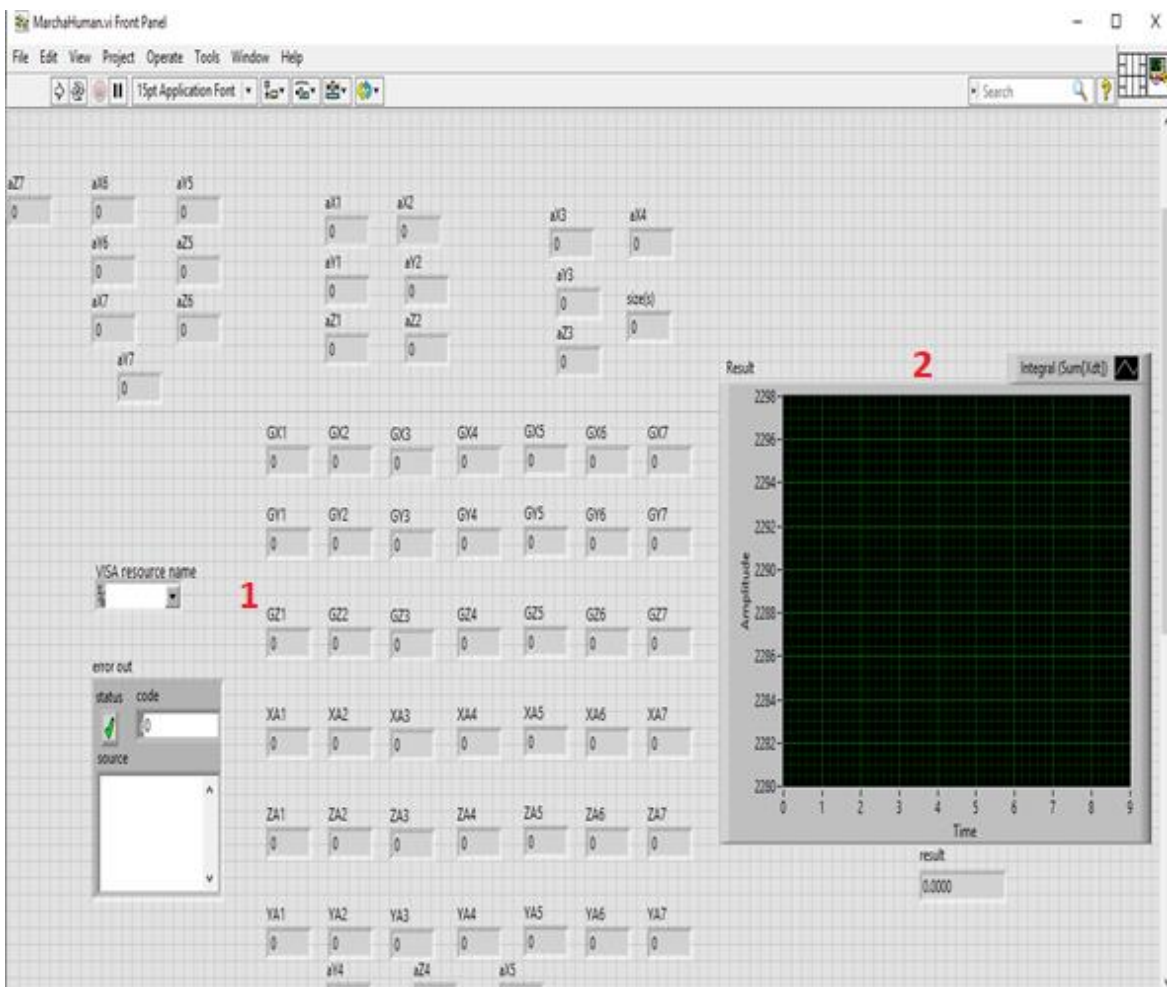


Figura 2.14 Interfaz en LabView.

A continuación, se muestra una interfaz en LabView en donde se puede apreciar el movimiento del tobillo, mostrando un gráfico con los ángulos generados al caminar desde el punto de inicio de una zancada "1" al final de la misma "2" Figura 2.15.



Figura 2.15. Gráfico de funcionamiento.

2.9 Fabricación de prototipos

Dado que las pruebas de concepto fueron exitosas se decidió realizar un prototipo funcional que permita identificar la probabilidad de caídas.

Se consideró realizar la unión de un acelerómetro y un giroscopio creando una tarjeta PCB y así reducir costos, pero debido a que los circuitos integrados son muy pequeños no tenemos la posibilidad de soldarlos manualmente, es decir, no se tiene la tecnología necesaria para realizarlo. Al intentar soldar los circuitos integrados se unían las pistas o se calentaba demasiado los circuitos integrados provocando que se quemaran.

Debido a lo anterior, se llegó a la conclusión de que por el momento no era la manera más factible de realizar el proyecto, por lo tanto, se optó por utilizar una tarjeta IMU (Unidad de Medición Inercial), es un dispositivo que mide aceleración, fuerzas gravitacionales, ángulos, posición velocidad, donde se realiza la unificación del acelerómetro y el giroscopio en una misma tarjeta.

Se realizaron tres prototipos funcionales, siendo el tercero el prototipo final, en esta sección se hablará acerca del primer prototipo y del segundo prototipo, para realizarlos se utilizaron microcontroladores de la familia microchip.

Para realizar estos dispositivos se utilizaron conceptos para transmisión de señales por medio de la comunicación RS232 y comunicación I²C. La comunicación I²C se utilizará para transferir las señales de todas las IMUs al microcontrolador como aceleración, velocidad angular y posición, siendo las IMUs configuradas en modo esclavo. El microcontrolador se configurará en modo maestro para recibir todas las señales de las IMUs.



Para poder realizar la comunicación a la computadora se utilizó un dispositivo bluetooth por medio de la comunicación RS232, a continuación, se muestra la Figura 2.16 en donde se aprecia la configuración explicada.

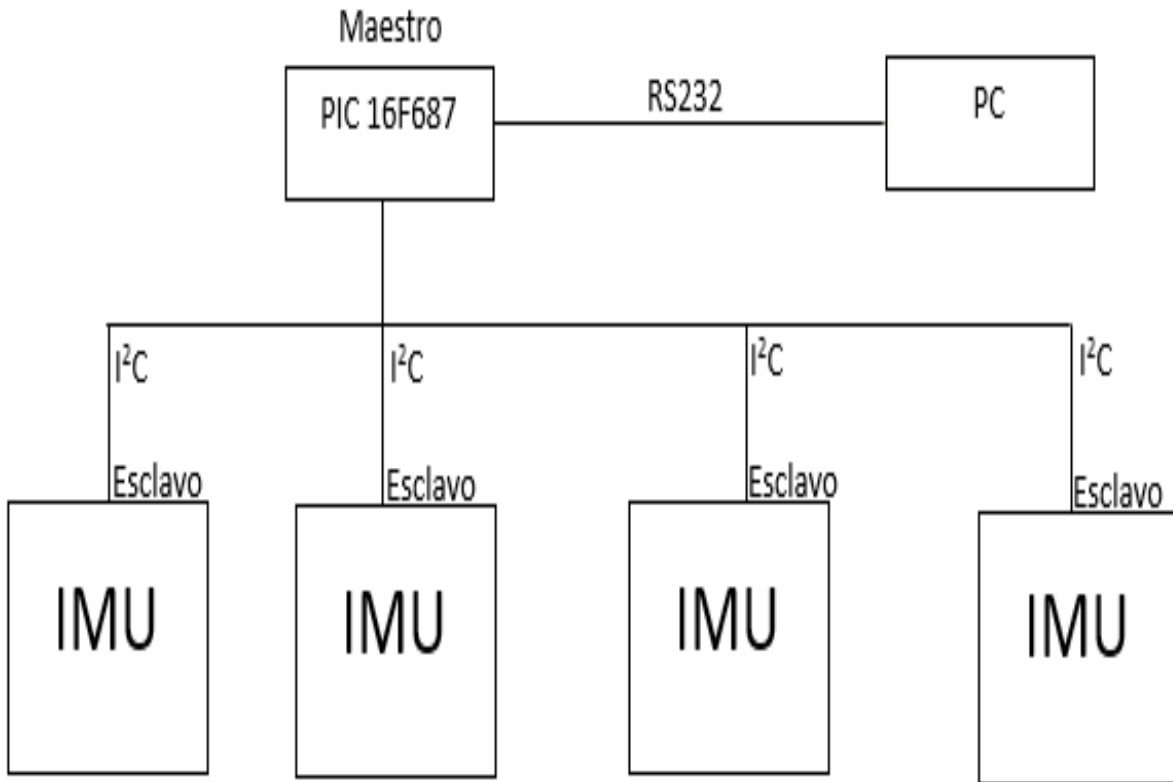


Figura 2.16. Diagrama de comunicación maestro esclavo por I²C y RS232.

2.9.1 Primer prototipo

El primer prototipo se realizó en una tarjeta fenólica para reducir el tamaño del circuito y de esta manera hacer más portable el dispositivo, la tarjeta PCB se realizó por el método de planchado.

El prototipo se diseñó utilizando un microcontrolador de gama media serie 16 de la familia microchip su modelo es el PIC16F887, este microcontrolador no funcionó de la manera esperada, debido a que su memoria ROM no era la suficientemente amplia para realizar la programación requerida.

La memoria ROM se utiliza para guardar el código del programa, este microcontrolador cuenta con 8Kb de memoria ROM, esto representó un problema, porque si se utilizarán más de 5 IMUs para realizar el análisis completo de marcha en el adulto mayor no contaría con la memoria suficiente para realizar toda la programación, este prototipo se utilizó para realizar pruebas con una IMU, para observar su comportamiento y verificar las mediciones entregadas por la misma se muestra una imagen en el software Proteus del diseño del diagrama eléctrico del circuito Figura 2.16, así como el PCB, Figura 2.17.

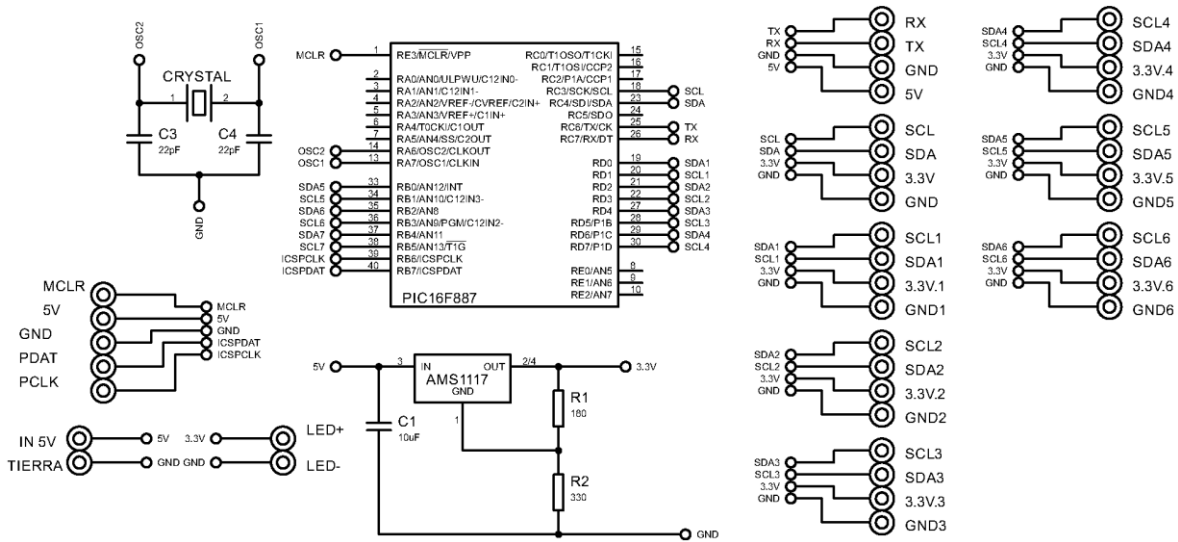


Figura 2.16 Diagrama eléctrico del primer prototipo.

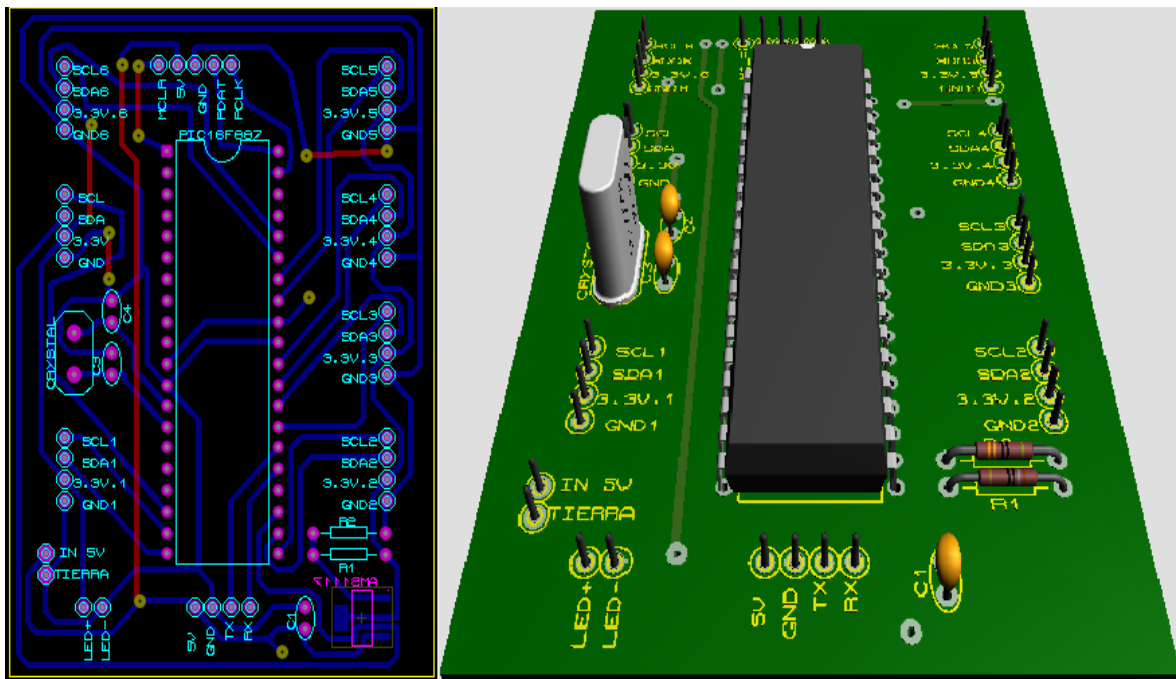


Figura 2.17. Diseño de PCB en ARES.

El diseño consta de un regulador de voltaje a 3.3 volts para protección de las IMUs debido a que el circuito del microcontrolador es alimentado con 5 volts y así se protegen los circuitos integrados de las IMUs, tiene pins para poder realizar la reprogramación del microcontrolador cada que se requiera, así como la entrada de conexión para el módulo bluetooth para transferir los datos hacia la computadora Figura 2.18.

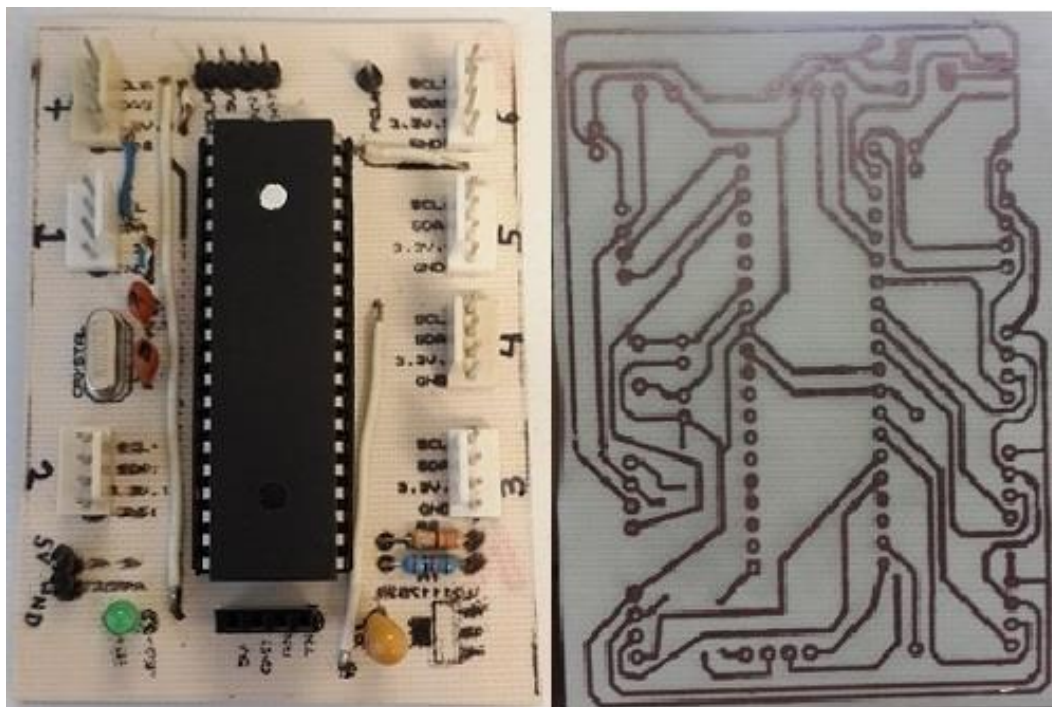


Figura 2.18. PCB físico del primer prototipo.

A continuación, se muestra la prueba de funcionamiento en la computadora con el software Tiny PIC Bootloader para transmitir los datos del acelerómetro y giroscopio ya procesados previamente por el microcontrolador, se muestran los datos de aceleración y velocidad angular Figura 2.19.

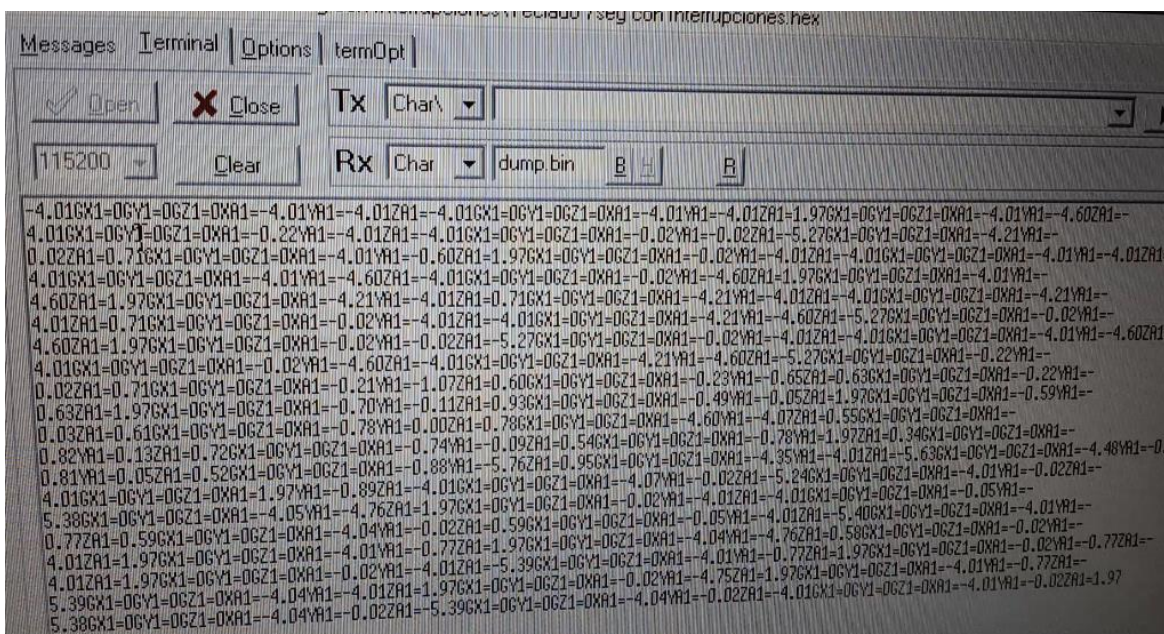


Figura 2.19. Interfaz en la computadora de aceleración y velocidad angular.

2.9.2 Segundo prototipo

Con la realización del primer prototipo se pudo observar que funcionó de una manera correcta, sin embargo, la memoria del procesador a utilizar era limitada, también se encontraron otros problemas con el regulador utilizado, al conectar un eliminador de 5 volts, el regulador entregaba la corriente necesaria para poder activar las IMU's sin embargo, al intentar utilizar una batería de litio con salida de voltaje de 3.7 volts no era lo suficiente para que el regulador pudiera funcionar.

Ya que se realizaba la transferencia de los datos del microcontrolador a la computadora, pero los valores adquiridos eran 0g, esto se explica por la baja corriente que entrega la batería de litio, Figura 2.20.

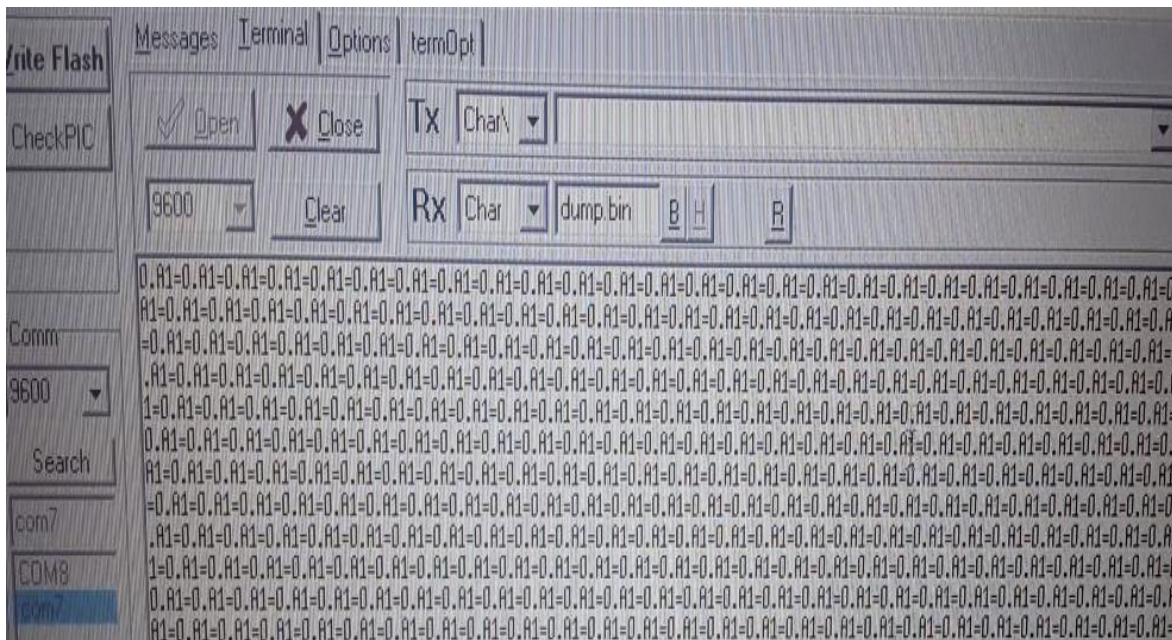


Figura 2.20 Transferencia de datos erróneos.

Debido a lo anterior se propuso realizar un segundo prototipo.

Como se requería de mayor capacidad en la memoria ROM del microcontrolador se procedió a buscar un microcontrolador con mayor capacidad para la programación para realizar el proyecto, y de esta manera realizar la programación de las IMU's sin saturar al microcontrolador y pudiera funcionar en sus condiciones óptimas.

El microcontrolador utilizado es un PIC de gama alta de la serie 18 modelo PIC18F2550 con una memoria ROM de 32 Kb, esta capacidad es la necesaria para la realización de la programación de las IMUs, y la programación de las operaciones necesarias para poder obtener aceleración, velocidad angular y la posición en cada una de ellas.

Se realizó el diagrama eléctrico en Proteus se puede observar el microcontrolador PIC18F2550, junto con todas las conexiones necesarias para su funcionamiento, así como la colocación de otro regulador de voltaje que pudiera entregar el voltaje necesario a las IMUs con la batería para realizar el segundo prototipo de manera inalámbrica Figura 2.21.

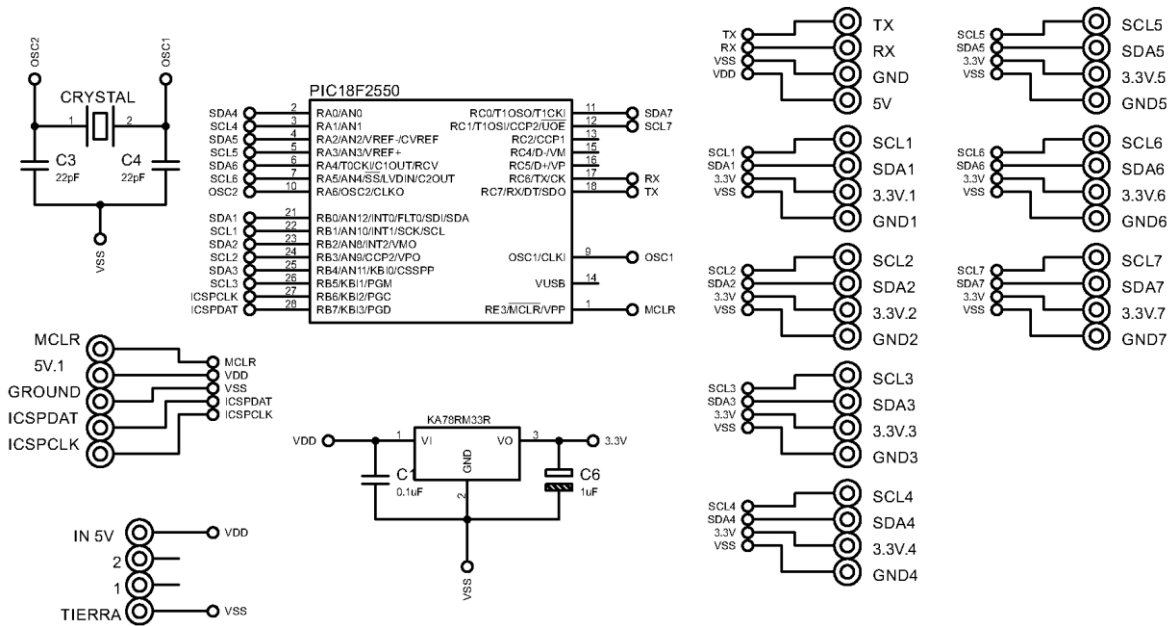


Figura 2.21. Diagrama eléctrico segundo prototipo.

A continuación, se muestra el diseño realizado en el software ARES para la PCB Figura 2.22.

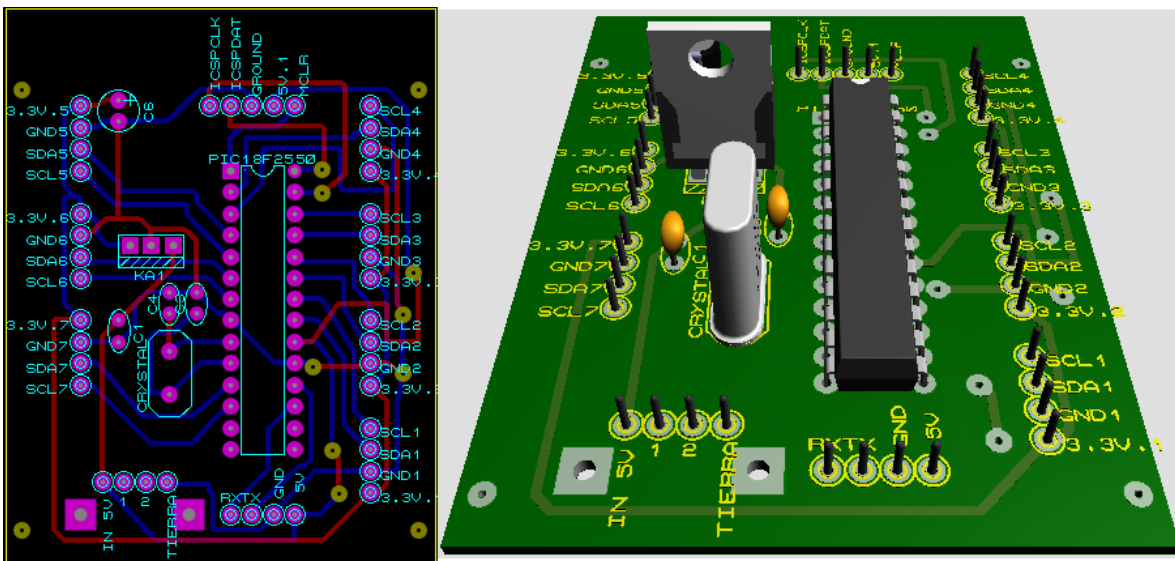


Figura 2.22. Diseño de PCB en ARES.

Posteriormente se procedió a realizar el diseño de la PCB de forma física, para el segundo prototipo, se le implemento la conexión USB para poder energizar el dispositivo por medio de USB teniendo la ventaja de poder utilizar un cargador de celulares, una laptop o cualquier dispositivo que utilice entradas USB ver (figura 2.23).

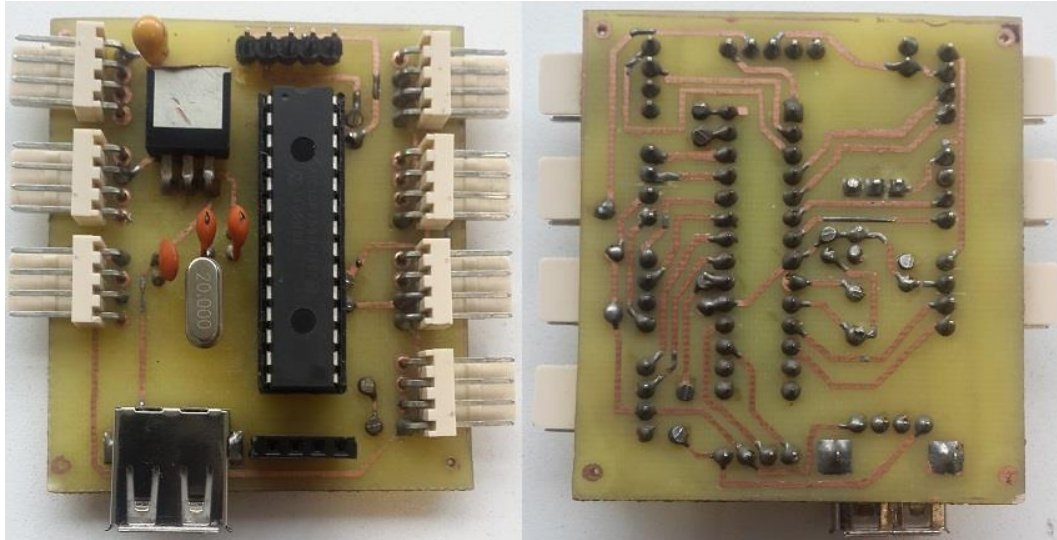


Figura 2.23. Diseño físico del segundo prototipo.

2.10 Fabricación de prototipo final

Una vez que se detectaron las fallas y se resolvieron los problemas en los prototipos anteriores, tales como el problema de la memoria ROM, así como el voltaje de alimentación para las IMUS, se optó por realizar un diseño final utilizando las cualidades de los prototipos anteriores.

El prototipo final está compuesto por varios componentes:

- Tarjeta PCB
- Contenedores para la tarjeta PCB y las IMUS
- Interfaz de comunicación prototipo final a computadora

A continuación, se explican cada uno de ellos.

Tarjeta PCB

Se diseñó un circuito para recargar la batería a utilizar y así no retirar la batería del circuito cada vez que se requiera cargarla. El dispositivo propuesto contiene 2 LED's que permitirán conocer el estado de la carga de la batería, en caso de que la batería esté completamente cargada o requiera carga.

Para verificar el funcionamiento del circuito, se realizó la configuración en una protoboard, en la figura 2.24 se muestra el estado de la batería indicando que la batería no está completamente cargada con el LED "1" prendido, y el LED "2" apagado.

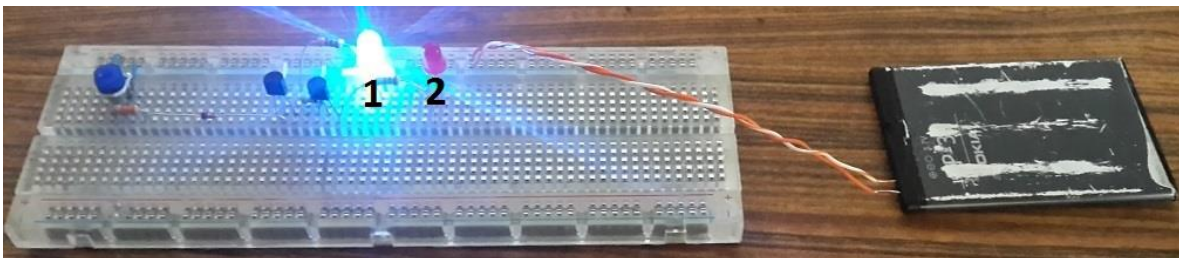


Figura 2.24. Estado de la batería requiere carga.

En la figura 2.25 se puede observar la batería completamente cargada, el LED “2” indica que no requiere más carga.



Figura 2.25. Estado de la batería completamente cargada.

A continuación, en la Figura 2.26 se muestra el diagrama eléctrico diseñado en Proteus de la carga para la batería.

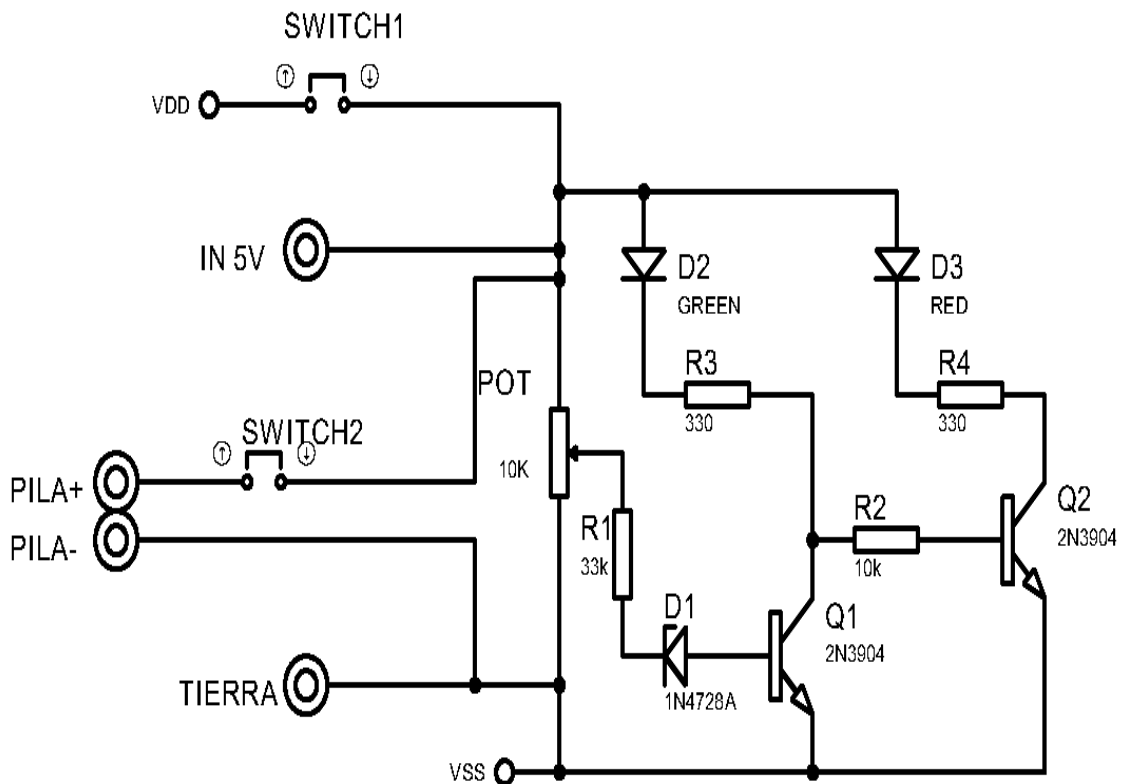


Figura 2.26. Diagrama eléctrico estado de la batería.

En la figura 2.27 se puede observar el diagrama eléctrico del dispositivo final, se puede apreciar la unión del diagrama eléctrico del indicador de la carga de la batería, así como su configuración del microcontrolador, y las entradas para poder conectar las IMU's.

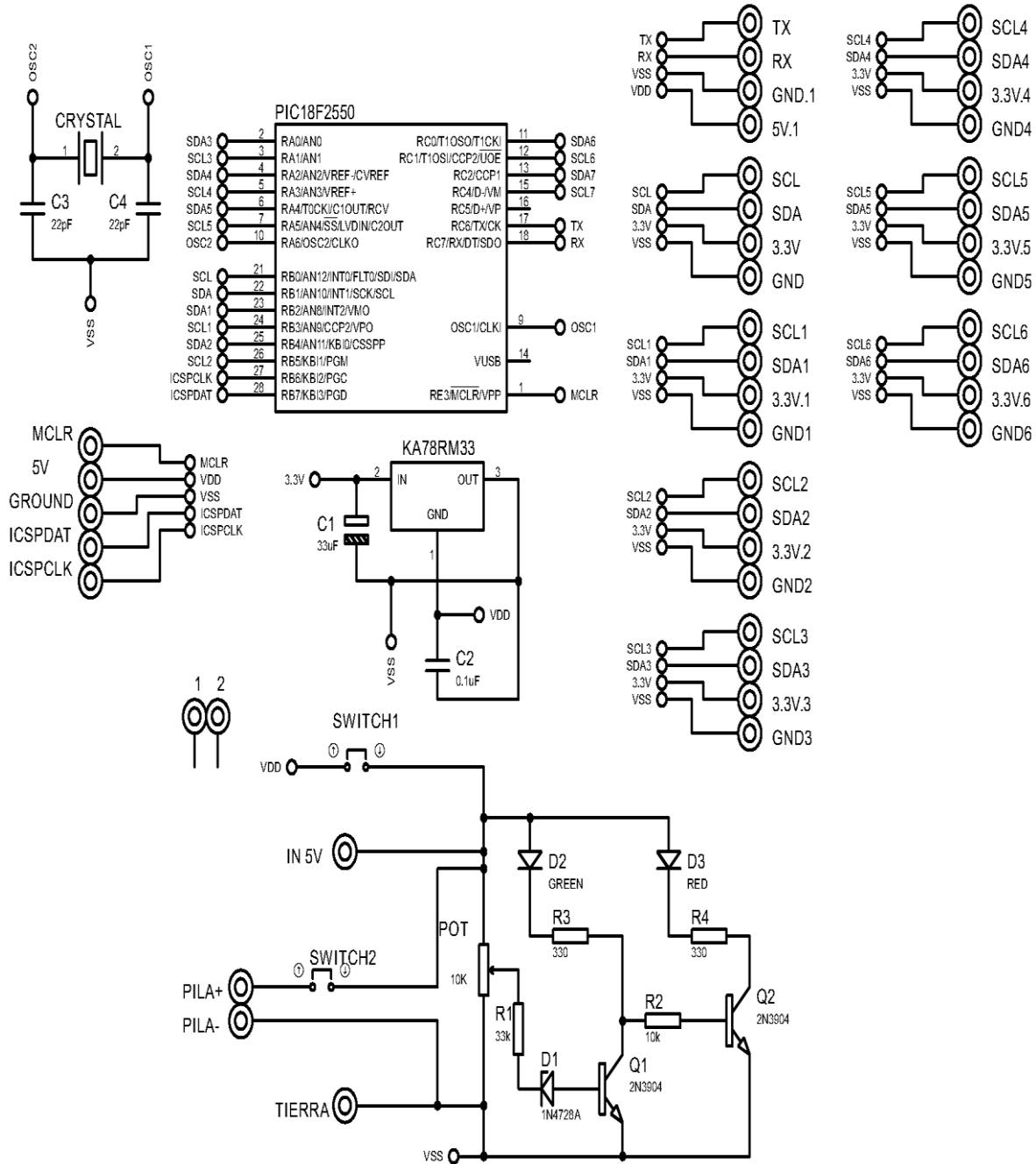
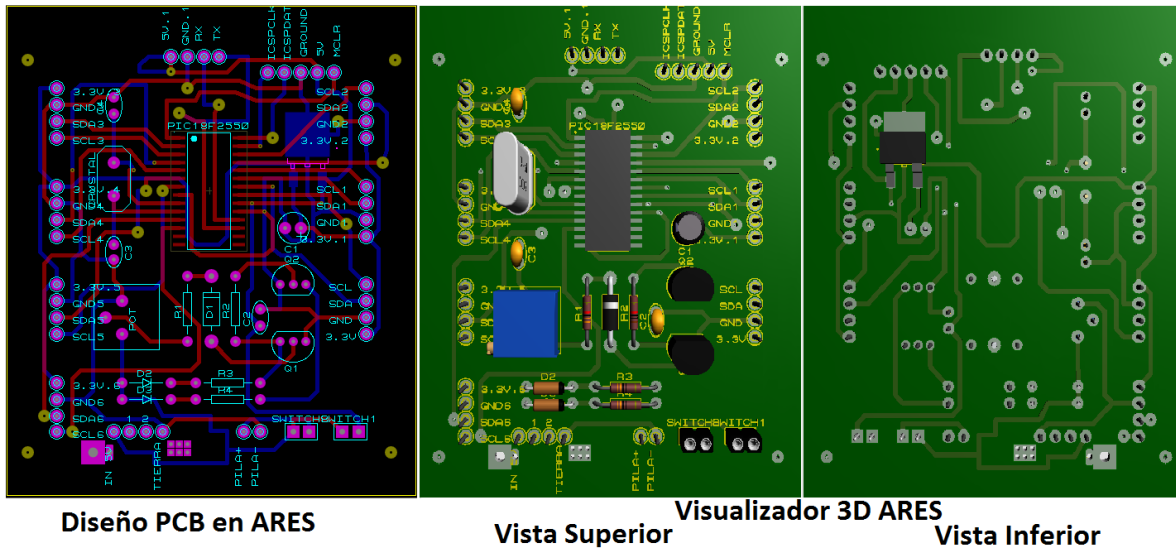


Figura 2.27. Diagrama eléctrico Prototipo final.

Se decidió utilizar tanto el microcontralor como el regulador de montaje superficial, además de realizar el diseño en doble capa, con el objetivo de realizar una tarjeta PCB con un espacio reducido para utilizar el prototipo de una manera práctica.

A continuación, se muestra el diseño realizado en el software ARES para la realización de la PCB (figura 2.28).



Diseño PCB en ARES

Vista Superior

Visualizador 3D ARES

Vista Inferior

Figura 2.28. Diseño en PCB en ARES.

En la figura 2.29 se observa el diseño del circuito eléctrico en una tarjeta fenólica, el cual consta de 7 entradas para conectar las IMU's, un puerto USB para poder cargar la batería, resistencias, transistores, pins de configuración para colocar un módulo bluetooth, pins para realizar programación del microcontrolador para su funcionamiento.

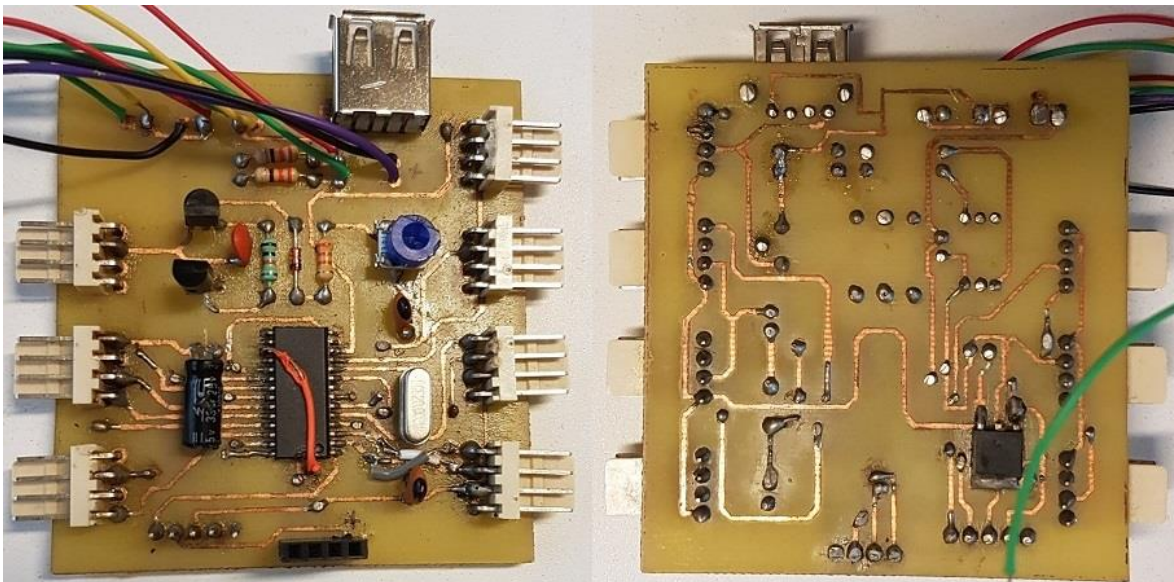


Figura 2.29. Fabricación de prototipo final en PCB.

En la Figura 2.30 se puede apreciar el circuito PCB, se le añadió un zumbador "1", el cual produce un sonido continuo de un mismo tono, el cual servirá como alarmar durante la marcha si el dispositivo capta alteraciones y falta de equilibrio, también se colocó un led de color rojo "2" el cual se activará en el mismo momento que el zumbador se active y servirá para alertar a los cuidadores principales del adulto mayor y prevenir la caída.

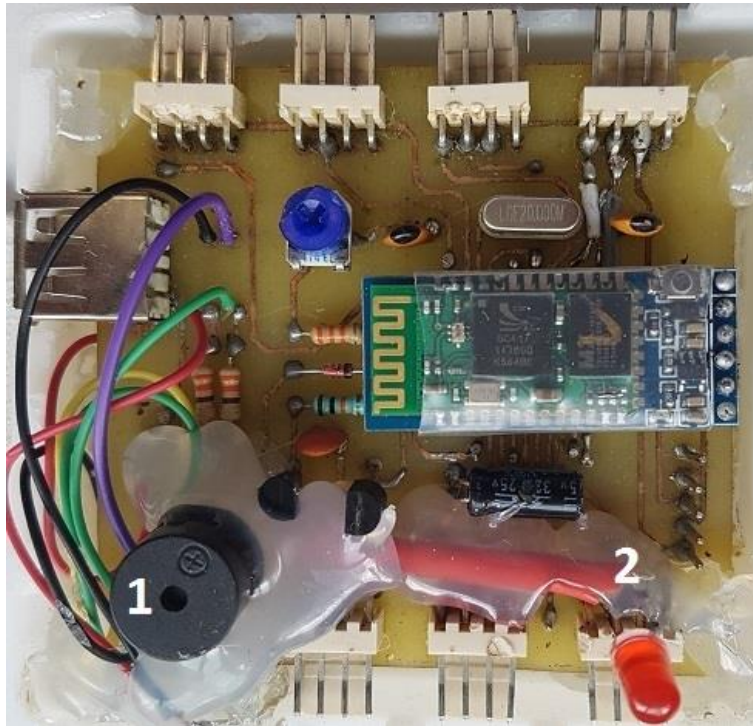


Figura 2.30. Prototipo final integrando el zumbador y el led de alarma.

Contenedores para la tarjeta PCB y las IMUS

Se realizó el diseño de un modelo sólido con ayuda del software Siemens NX 10 con el propósito de obtener las dimensiones Figura 2.31.a, para la realización de un contenedor y contar con una presentación estética del prototipo.

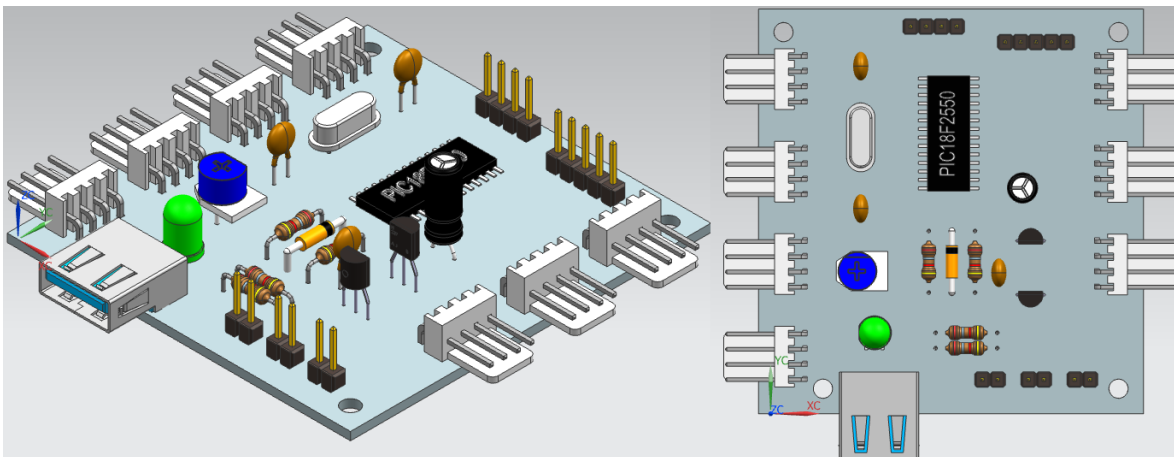


Figura 2.31.a Modelo sólido del prototipo final de la PCB parte superior.

En la Figura 2.31.b se aprecia la colocación del regulador de voltaje superficial en el diseño del modelo sólido de la parte inferior.

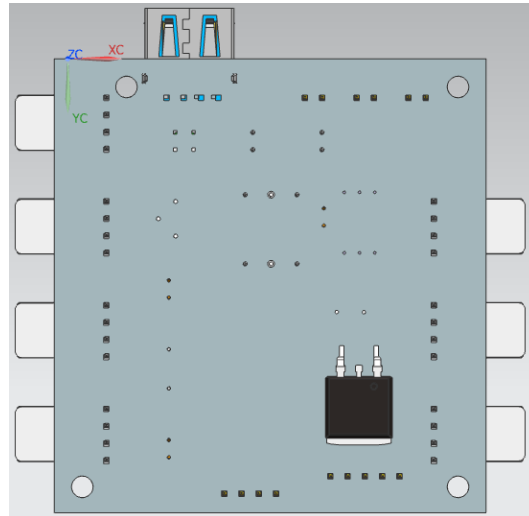


Figura 2.31.b Modelo sólido del prototipo final parte inferior.

A continuación, se muestra la Figura 2.32.a donde se pueden apreciar las dimensiones de la tarjeta y los componentes utilizados para el prototipo final en un diagrama creado en NX. En la Figura 2.32.b se puede apreciar la vista isométrica del diseño de la tarjeta.

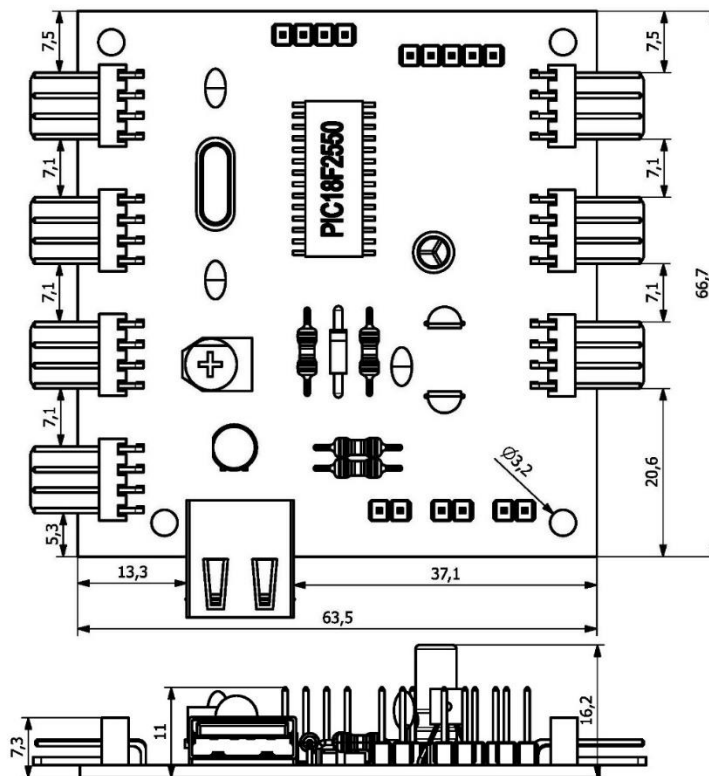


Figura 2.32.a Diagrama del prototipo final acotaciones en mm.

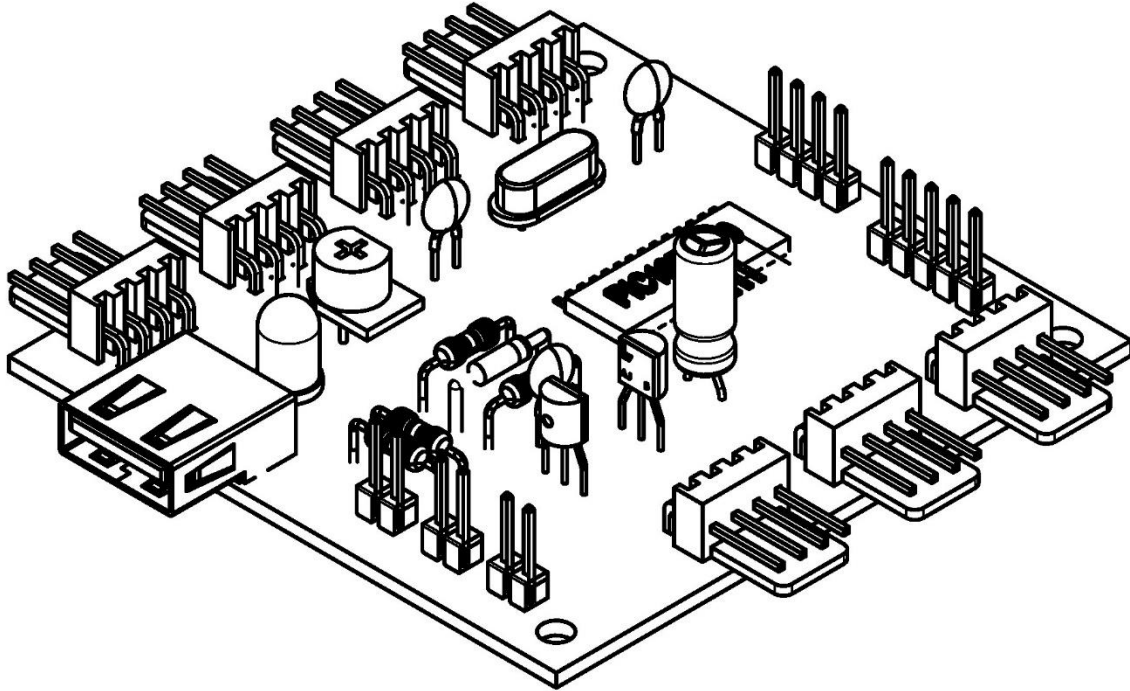


Figura 2.32.b Vista Isométrica del prototipo final.

El contenedor se fabricó por medio del proceso de manufactura aditiva en ABS (Matehuala, 2016), donde el material se añade por capas, y así obtener una carcasa para contener la tarjeta PCB ver (Figura 2.33.a)

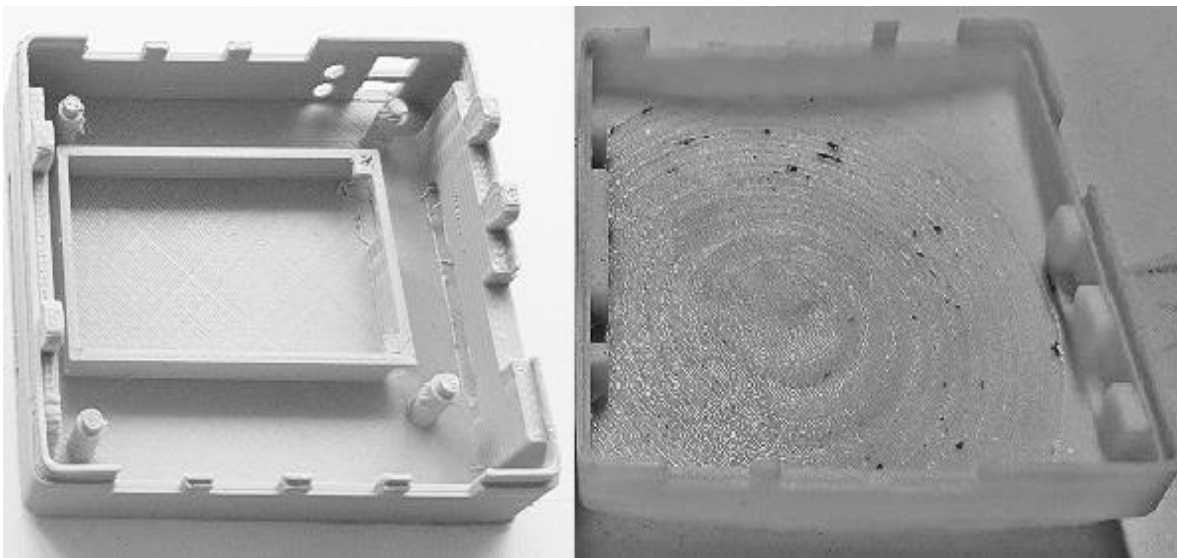


Figura 2.33.a Carcasa para diseño de tarjeta PCB.

La Figura 3.33.b muestra el ensamble del contenedor alojando a la tarjeta PCB del prototipo.



Figura 2.33. Circuito PCB en el contenedor.

Para la colocación de las IMU's se utilizó otro contenedor (Matehuala y Ayala, 2017), el cual contendrá la tarjeta IMU, y para posicionarlo en la parte inferior se añadió velcro Figura 2.34.



Figura 2.34. Contenedor para las IMU's.

En la Figura 2.35.a se muestra la tarjeta IMU dentro del contenedor, en la Figura 2.35.b se aprecia el *monitor de marcha* con la carcasa, la IMU, y el cable con aislante thermofit para dar una mejor presentación del prototipo final.

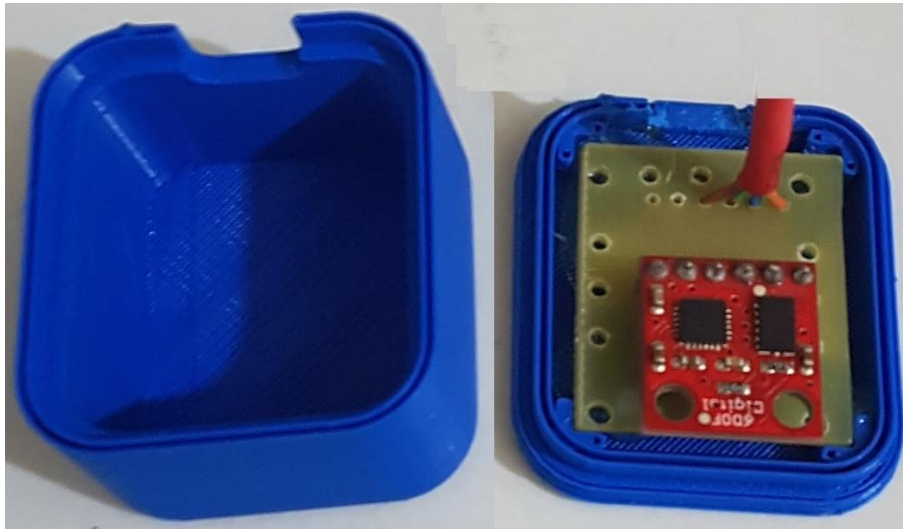


Figura 2.35.a Carcaza para la IMU.



Figura 2.35.b *Monitor de marcha* para miembro inferior.

Interfaz de comunicación dispositivo a computadora

A continuación, se muestra la interfaz de comunicación (Figura 2.36) la cual se diseñó para poder mostrar los datos durante la marcha por medio de un gráfico, rodilla, y empeine. La interfaz consta de 3 botones, botón “Calibrar” el cual tiene la función de reiniciar el ángulo tanto del empeine como el de la rodilla en 0°.

El botón “Graficar”, genera el grafico de la marcha al caminar.

El botón “Apagar alarma” deshabilita la alarma del zumbador, así como la luz emitida por el LED.

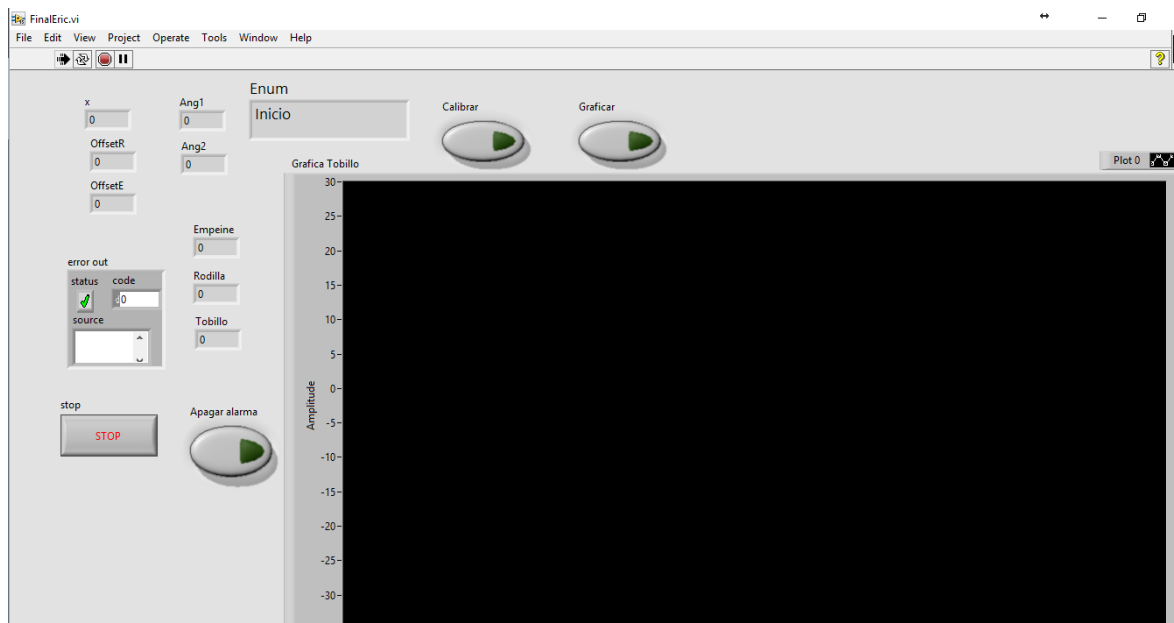


Figura 2.36. Interfaz para la visualización de la marcha.

A continuación, se muestra la figura 2.37 donde se puede apreciar parte de la programación del botón Calibrar para reiniciar el ángulo a cero grados, así como la condición para activar el zumbador y el LED.

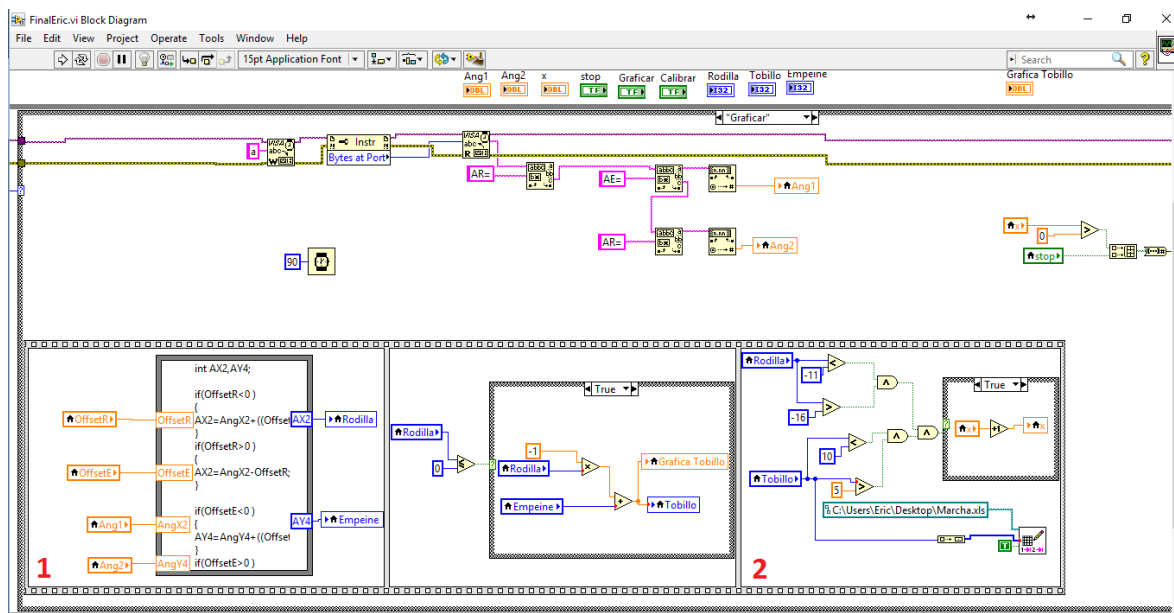


Figura 2.37. Diagrama de bloques en LabView

En la Figura 2.38 se puede apreciar la sujeción de las IMU's a la rodilla y empeine durante la realización de la marcha, figura 2.39.



Figura 2.38. Sujeción de las IMU's durante la marcha.

En la figura 2.39. se muestra el comportamiento de los *monitores de marcha* en el miembro inferior durante la marcha, se puede observar que se ha iniciado la marcha cuando el talón está en contacto inicial con el suelo y el tobillo genera una dorsiflexión con un ángulo cercano a 0 grados.

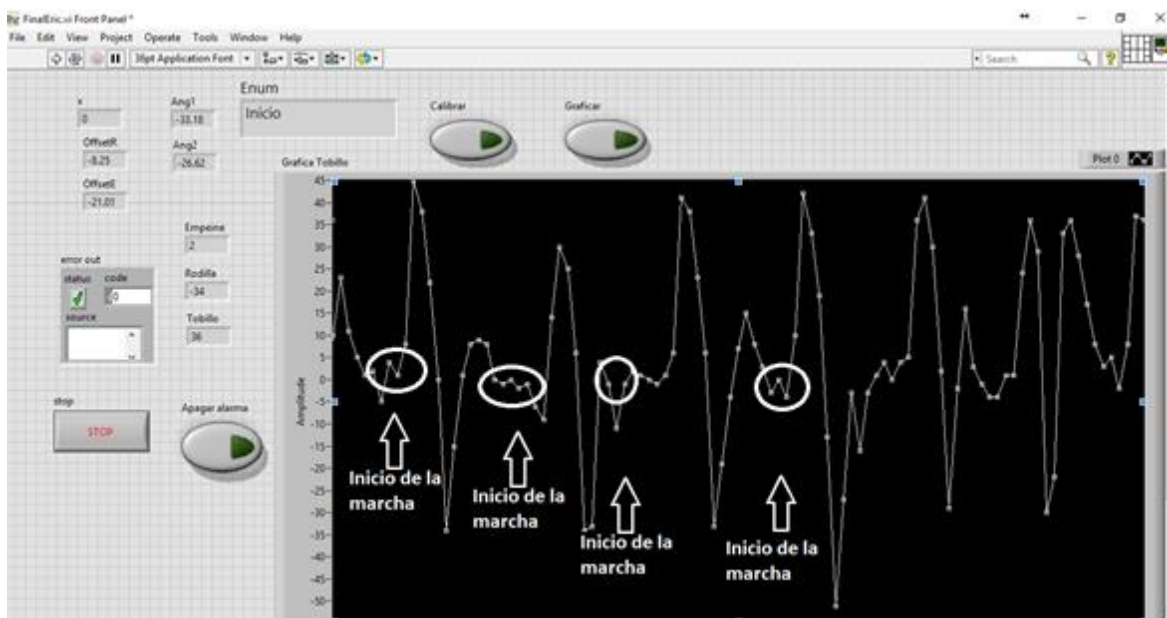
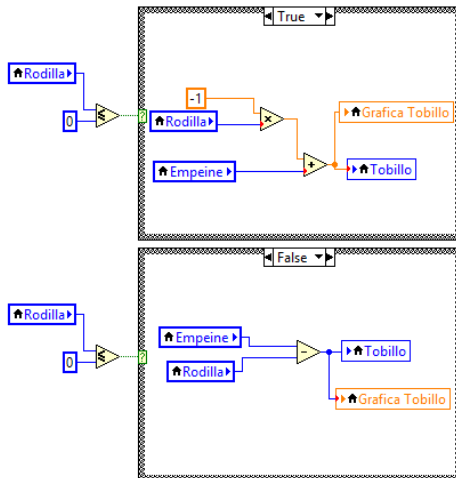


Figura 2.39. Gráficas durante la marcha.

En la Figura 2.40 se muestra la relación necesaria para conocer el valor de la posición del tobillo, lo cual no se obtiene de manera directa, así obtener la gráfica del tobillo es necesario colocar los *monitores de marcha* en la rodilla y el empeine Figura 2.40



```
if (AngRodilla ≤ 0){  
    AngTobillo = AngRodilla(-1) + AngEmpeine  
    Printf(AngTobillo)  
}  
else{  
    AngTobillo = AngEmpeine - AngRodilla  
    Printf(AngTobillo)  
}
```

Figura 2.40. Ecuación para la obtención del ángulo del tobillo.

Dado que el funcionamiento de cada uno de los elementos del dispositivo final fue correcto, debido a que se realizó de manera exitosa la adquisición, procesamiento, comunicación, se ha decidido realizar la validación de dicho prototipo.



3 CAPÍTULO 3 Validación del dispositivo

En este capítulo se evaluó el dispositivo durante la marcha en adultos jóvenes aparentemente sanos, con el objetivo de conocer el funcionamiento durante su marcha.

3.1 Protocolo

Se realizó un protocolo con la idea de establecer un proceso sistematizado y repetible para validar el diseño del dispositivo final.

Causas de detención o suspensión de la prueba

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

Área de pruebas, equipo y preparación del individuo

Área de pruebas.

- Superficie recta, uniforme y estable.
- La longitud mínima de desplazamiento debe ser de un mínimo de 4 metros, hasta un máximo de 4 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.

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.

Instrucciones para la realización de la prueba:

La prueba permite la caracterización de la marcha humana mediante el monitoreo de la aceleración, velocidad y posición angular de dos puntos ubicados en el miembro inferior del cuerpo humano (rodilla y tobillo), cuya finalidad reside en detectar el riesgo de caídas.

Se deberán llevar a cabo dos evaluaciones por cada individuo, la primera evaluación se analizará al individuo con una marcha normal, la segunda evaluación se realizará modificando la marcha de cada individuo, de tal manera que simule el riesgo de una caída.



Indicaciones generales para la primera evaluación:

- ✓ Realizar el registro correspondiente de la información del individuo.
- ✓ El individuo deberá permanecer en reposo absoluto 2 minutos previos a la prueba.
- ✓ 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 individuo.
- ✓ Montar el dispositivo de medición en el individuo.
- ✓ Dirigir al individuo al punto de partida.
- ✓ Iniciar la marcha del individuo junto con el dispositivo.
- ✓ Finalizar la marcha y el dispositivo cuando se haya cumplido la distancia especificada.

Indicaciones generales para la segunda evaluación:

- ✓ El individuo deberá permanecer en reposo absoluto 2 minutos previos a la prueba.
- ✓ 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 individuo.
- ✓ Montar el dispositivo de medición en el individuo.
- ✓ Dirigir al individuo al punto de partida.
- ✓ Indicar al individuo que modifique su marcha .
- ✓ Finalizar la marcha y el dispositivo cuando se haya cumplido la distancia especificada.

3.2 Datos generales de cada individuo para la realización de la marcha.

La prueba se realizó con individuos aparentemente sanos, donde se tomaron datos de su composición corporal como son peso, altura y edad, en la figura 3.1 se muestra la obtención de la masa con una báscula digital.



Figura 3.1 Obtención de la masa del individuo #1

A continuación, se muestra la Tabla 3.1. con los datos generales de cada individuo.

Tabla 3.1 Composición corporal de los 5 individuos.

Individuo #	Edad	Peso (kg)	Altura (cm)
1	24	78	173
2	25	71.6	169
3	24	70.5	170
4	25	80	179
5	26	90	177

Los materiales requeridos para las pruebas son:

1. Tarjeta PCB colocada en la carcasa llamado *módulo receptor*.
2. 2 velcros con su respectivo resorte para la sujeción de cada IMU
3. 2 *Monitores de marcha para miembro inferior* que se unirán a la tarjeta PCB.
4. Por último, una computadora para poder realizar la comunicación de manera inalámbrica utilizando el módulo bluetooth Figura 3.2.

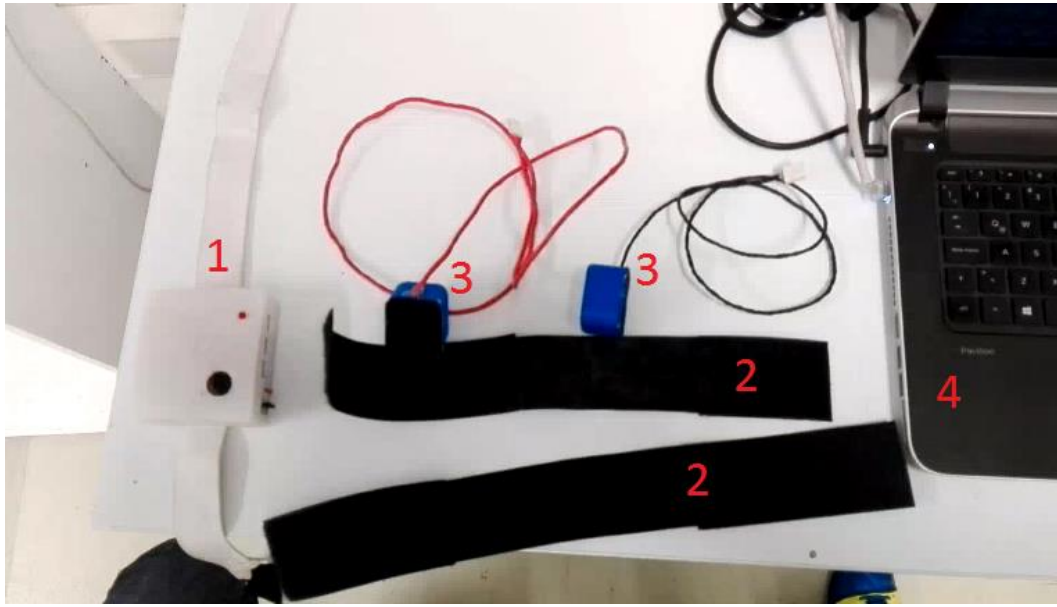


Figura 3.2 Materiales para las pruebas.

A continuación, se procede a la colocación del material, se posicionó velcro con el resorte y los dos monitores de marcha en el empeine y la rodilla (“1” y “2”), y la tarjeta PCB se colocó en la cintura “2” donde se conectaron los cables, que van de los monitores de marcha a la tarjeta Figura 3.3.



Figura 3.3 Colocación del dispositivo.



Una vez obtenidos los datos necesarios de la composición corporal de cada individuo, así como la colocación del dispositivo, se procede a realizar la prueba de la marcha, para cada individuo.

3.3 Pruebas de la marcha

Consisten en realizar dos pruebas por cada individuo, la primera prueba se realizó efectuando una marcha normal sin presentar problemas al caminar, la segunda consistió en modificar la marcha.

3.3.1 Pruebas individuo # 1

3.3.1.1 Primera evaluación

El área de pruebas cuenta con señalamientos de punto de partida "1", de final "2", así como señalamientos de longitud de cada metro "3", además la superficie se encuentra libre de obstáculos, para no afectar el funcionamiento del equipo ni la marcha del individuo en estudio. Figura 3.4

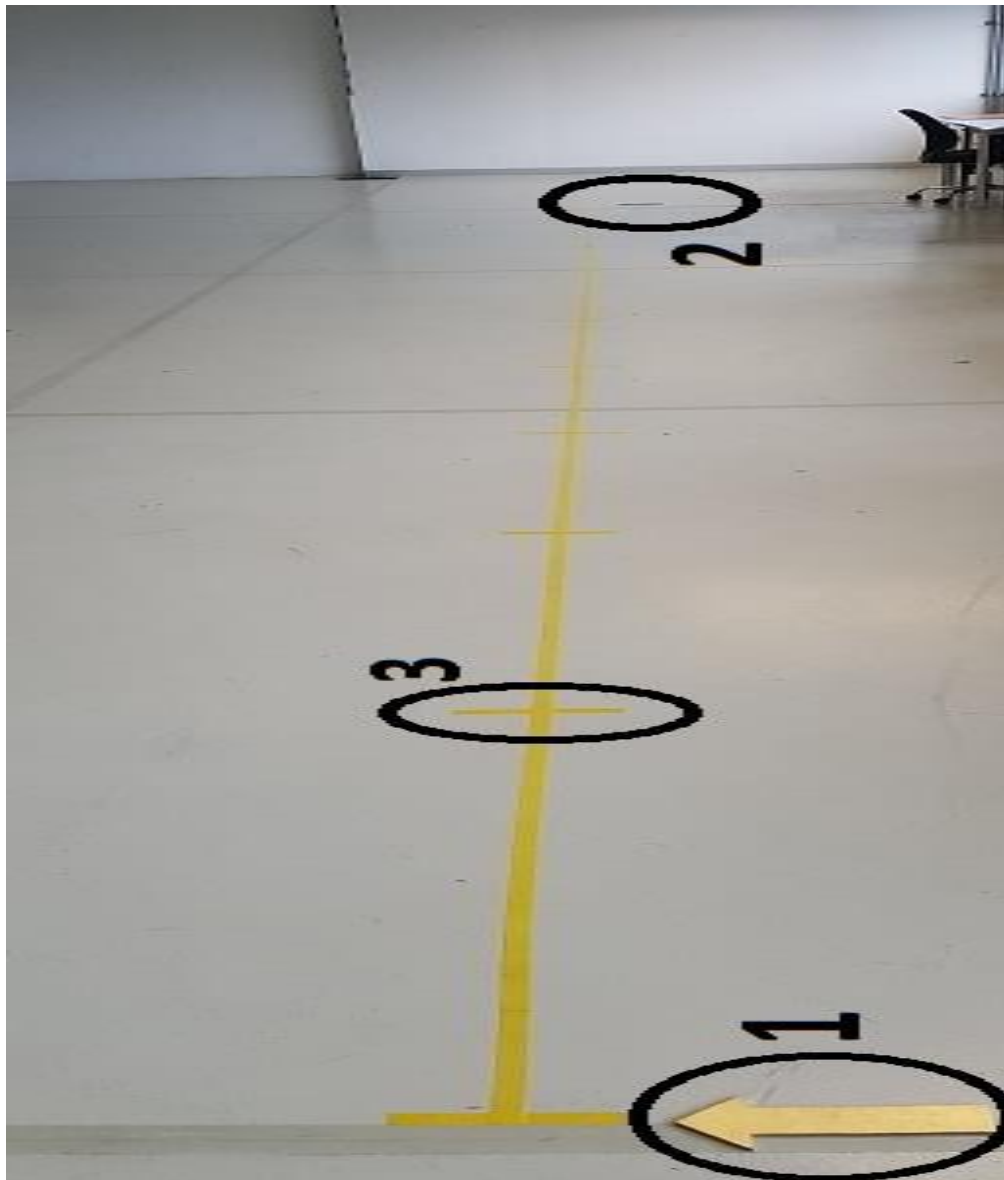


Figura 3.4 Área de pruebas.



Se le brindo al individuo #1 una hoja de registro correspondiente. Figura 3.5



Figura 3.5 Registro Individuo #1.

Antes de la prueba el individuo #1 permaneció 2 minutos en reposo, para un estado de relajación mental y física y la prueba tuviera mayor probabilidad de éxito. Figura 3.6



Figura 3.6 Individuo #1 estado de reposo.

Se ubicaron los componentes necesarios para la marcha como son las cintas de velcro con su respectivo resorte para la sujeción los dos *monitores de marcha* en el empeine y la rodilla figura 3.7.a y el *módulo receptor* en la cintura Figura 3.7.b



Figura 3.7.a Colocación del *módulo receptor* en el individuo #1.



Figura 3.7.b Colocación de la carcasa en el individuo #1.

Posteriormente se le brindaron las instrucciones necesarias al individuo #1 para la realización de la marcha, colocándolo en el punto de partida para el inicio de la marcha. Figura 3.8



Figura 3.8 Registro Individuo #1.

A continuación, se realizó la prueba de la marcha donde se inicia la caminata, con el dispositivo para la adquisición de los datos para posteriormente sean transmitidos a la computadora para su análisis. Figura 3.9



Figura 3.9 Inicio de la marcha Individuo #1.



En la Figura 3.10 se puede observar la interfaz en LabVIEW de la marcha del individuo #1 donde se muestra la gráfica del ángulo del tobillo, el cual se forma con los ángulos medidos de la rodilla y empeine, como se mencionó en el capítulo 2, sección 2.10.

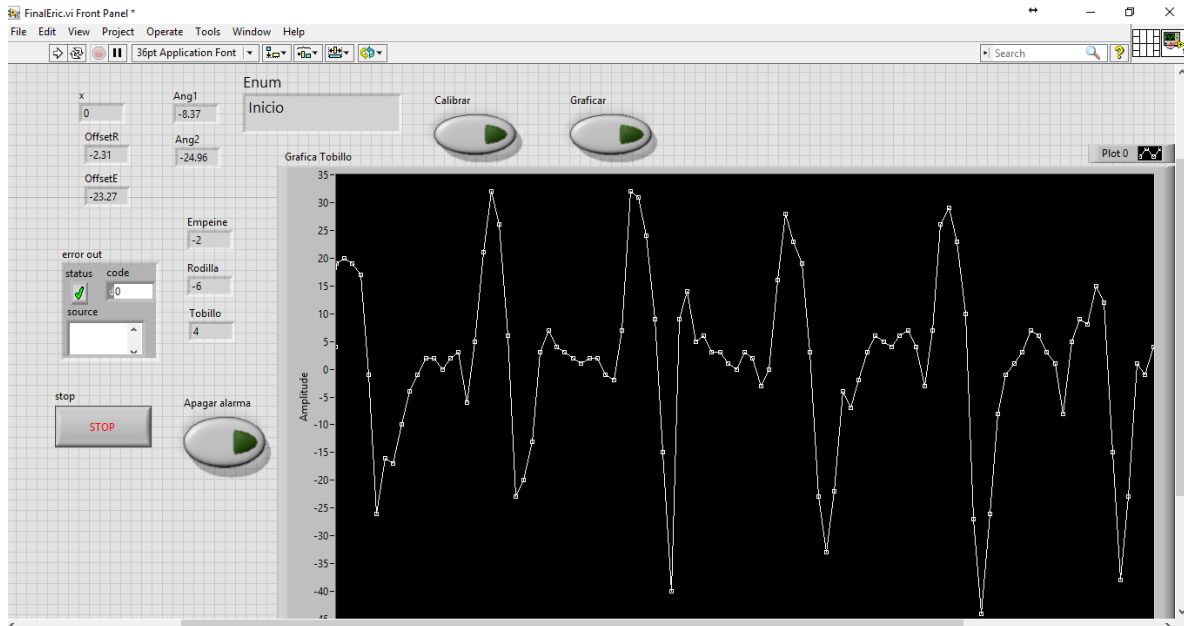


Figura 3.10. Interfaz en LabVIEW.

Una vez realizada la prueba de la marcha, se muestran los datos entregados por los acelerómetros y giroscopios de la posición del ángulo del tobillo en una zancada. Tabla 3.2.

Tabla 3.2 Resultados de la marcha Individuo #1

Resultados	
Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)
0	-8
9	-3
18	18
27	22
36	22
45	17
55	-12
64	-41
73	-38
82	-19
91	-6
100	1

A continuación, se muestra el gráfico del ángulo del tobillo durante una zancada.

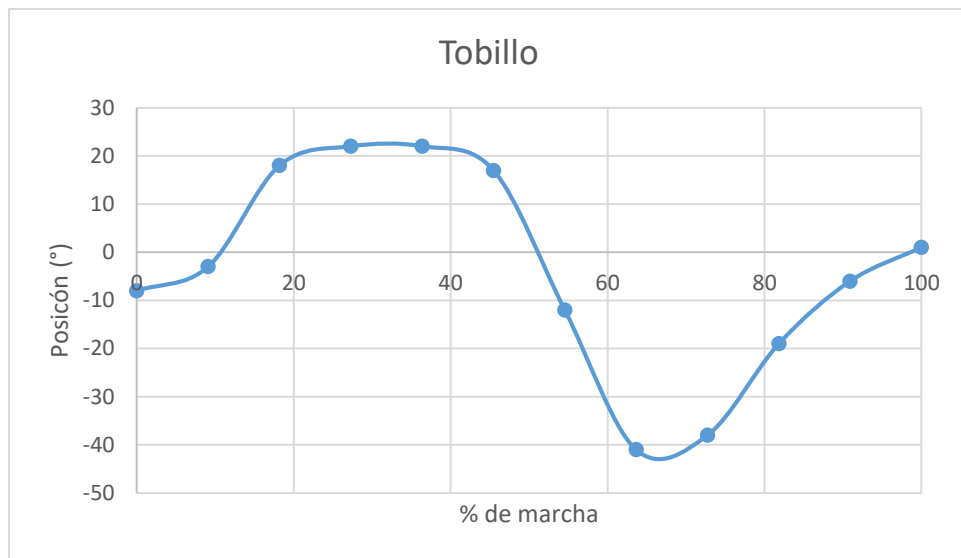


Figura 3.11. Individuo #1 gráfico de la marcha del ángulo en el tobillo.

3.3.1.2 Segunda evaluación

Para realizar la segunda parte de la prueba, se le indicó al individuo modificar su marcha normal simulando que hay una posible caída, para verificar el dispositivo.

Como se observa en la Figura 3.12 se emite una alarma visual a través del led "1" que se encuentra localizado en el *módulo receptor*, y a su vez se emitió una alarma sonora indicando el riesgo de sufrir una caída ya que los ángulos al caminar que se presentan no son normales.

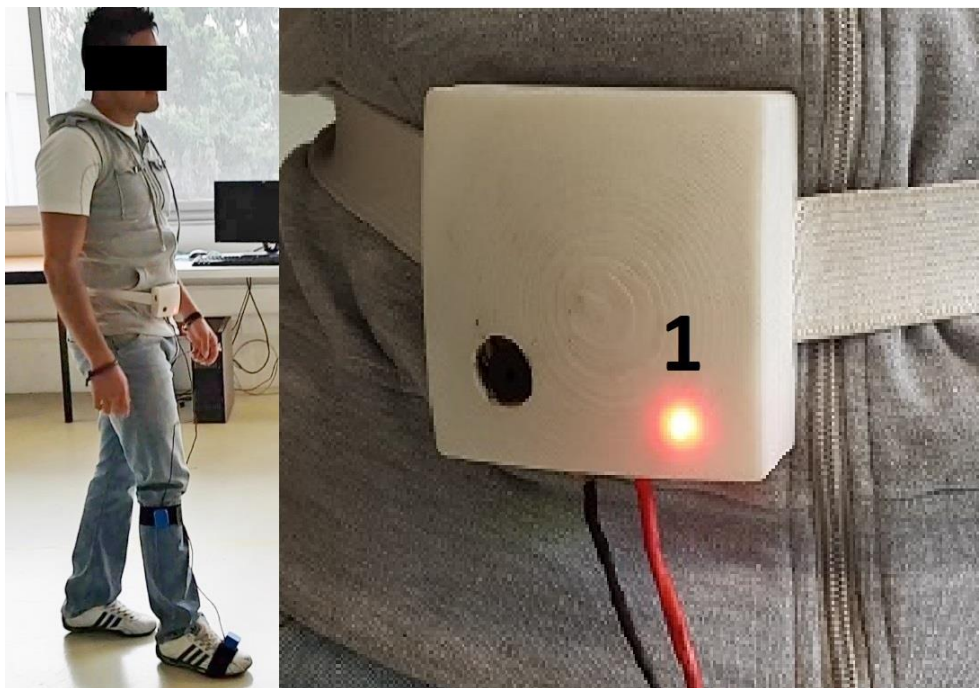


Figura 3.12. Individuo #1 marcha modificada.

En la Figura 3.13 se puede observar una comparación de los datos entregados por los *monitores de marcha* para miembro inferior durante la marcha normal y la marcha modifica, en donde se aprecian variaciones en el ángulo del tobillo.

En el inicio de la marcha normal el pie se encuentra en contacto con el suelo, se genera flexión plantar con un ángulo alrededor de -8 grados.

Pero al modificar la marcha no llega a ese ángulo el cual se encuentra entre -2 grados a 5 grados, por este motivo se activó la alarma sonora y el led indicador.

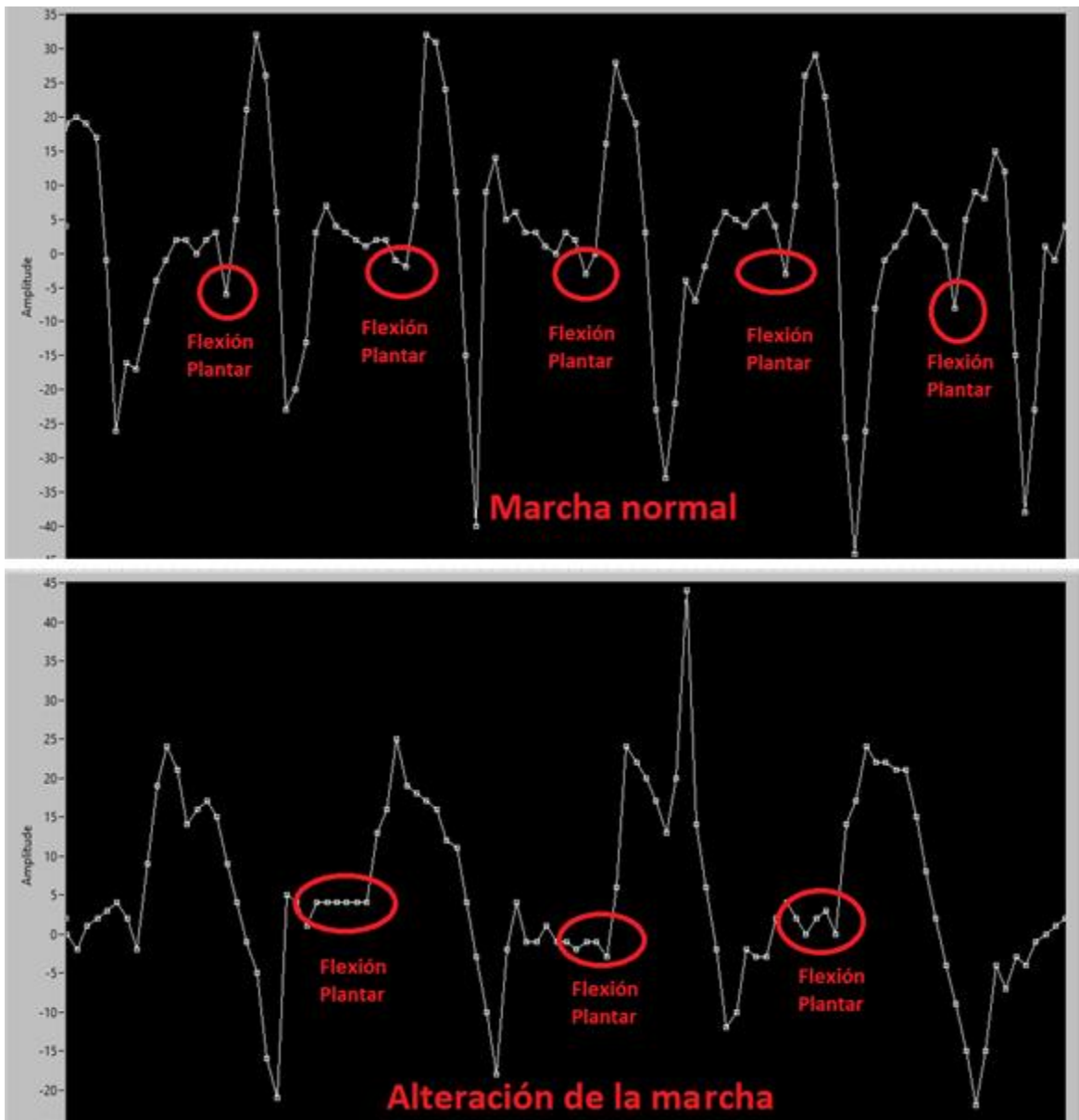


Figura 3.13. Individuo #1 comparación de la marcha.

En la Tabla 3.3. se observa la comparación de los datos adquiridos durante la marcha normal y la alteración de la marcha de una zancada.



Tabla 3.3 Resultados de la marcha Individuo #1.

Marcha normal		Alteración de la marcha	
Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)	Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)
0	-8	0	4
9	-3	7	13
18	18	13	16
27	22	20	25
36	22	27	19
45	17	33	18
55	-12	40	17
64	-41	47	16
73	-38	53	12
82	-19	60	11
91	-6	67	4
100	1	73	-3
		80	-10
		87	-18
		93	-2
		100	4

A continuación, se muestra el gráfico de una zancada durante la alteración de la marcha para el ángulo del tobillo Figura 3.14.

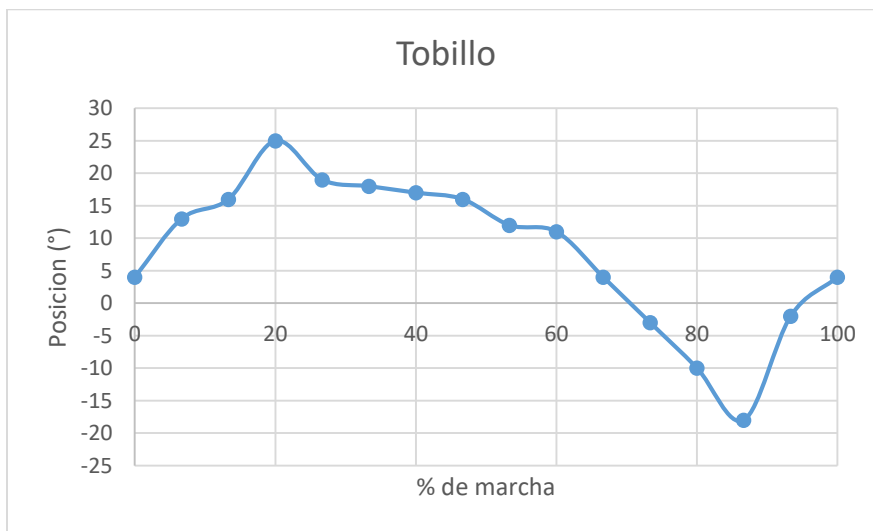


Figura 3.14 Gráfico con alteración en la marcha.

3.3.2 Pruebas individuo # 2

3.3.2.1 Primera evaluación

En la Figura 3.15 se muestra el inicio de la marcha normal del individuo #2.



Figura 3.15. Individuo #2 al inicio de la marcha.

La siguiente Figura 3.16 se muestra la continuación de la marcha de manera normal donde el dispositivo no emite la alarma funcionando de manera correcta, ya que el led "1" no se activa.



Figura 3.16. Correcto funcionamiento del dispositivo en el individuo #2.



En la Figura 3.17 se muestra la interfaz en LabVIEW de la marcha del individuo #2 del ángulo del tobillo.

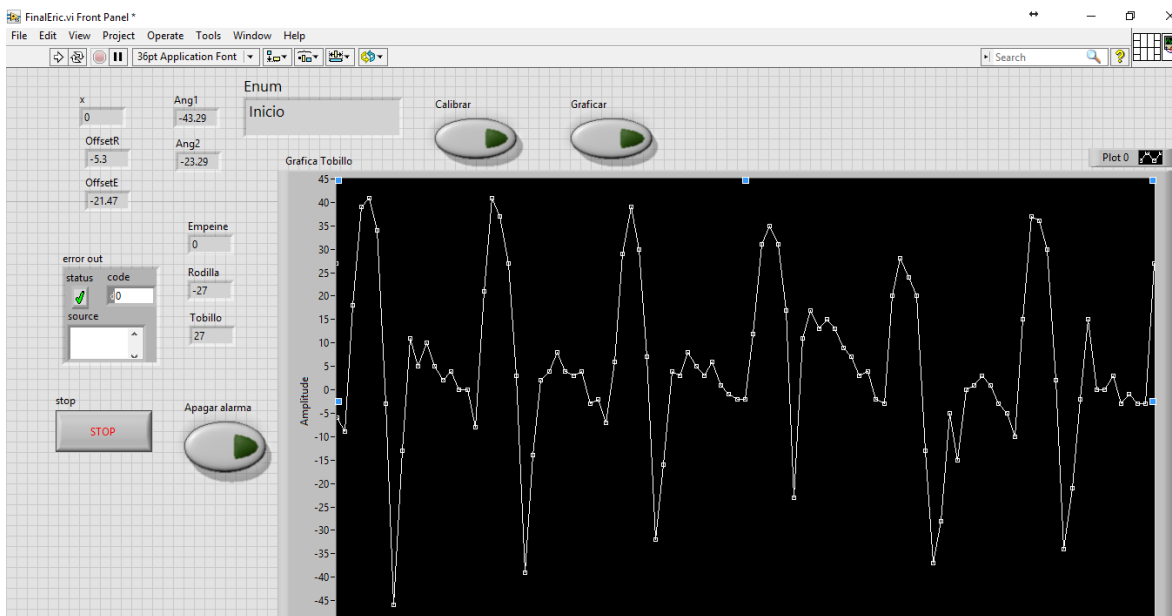


Figura 3.17. Interfaz en LabVIEW.

Se muestra en la Tabla 3.4 los datos entregados por los acelerómetros y giroscopios de la posición del ángulo del tobillo durante una zancada.

Tabla 3.4 Resultados de la marcha Individuo #2

Resultados	
Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)
0	-3
9	-5
18	-10
27	15
36	37
45	36
55	30
64	2
73	-34
82	-21
91	-2
100	-3

A continuación, se muestra el gráfico de una zancada durante la marcha para el ángulo del tobillo Figura 3.18.

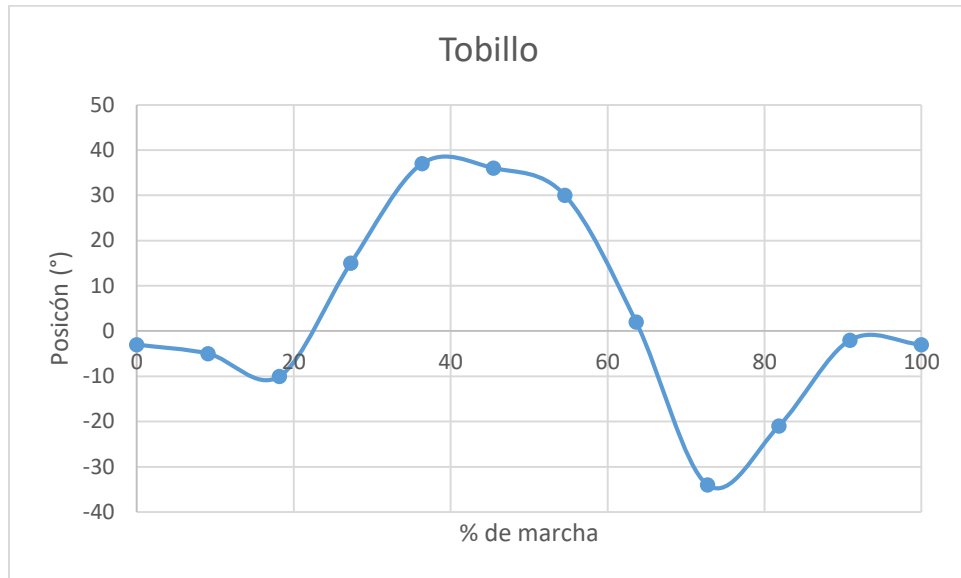


Figura 3.18. Individuo #2 gráfico de la marcha del ángulo del tobillo.

3.3.2.2 Segunda evaluación

Como se observa en la Figura 3.19 se emitió una alarma visual través del led "1", así como una alarma sonora, debido a la alteración de la caminata, para indicar el riesgo de sufrir una caída ya que los ángulos al caminar que se presentan no son normales.

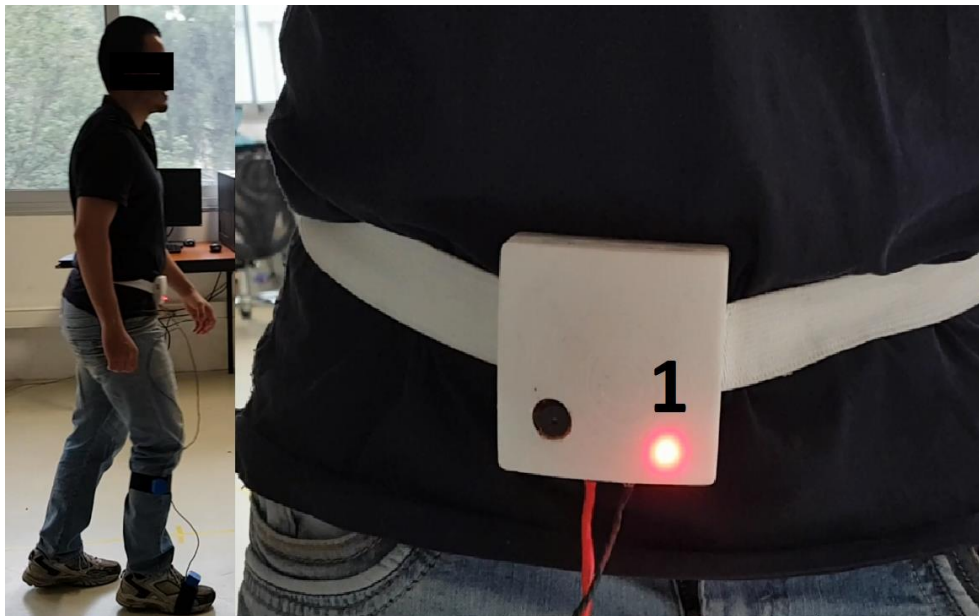


Figura 3.19. Individuo #2 marcha modificada.

En la siguiente Figura 3.20 se muestra la comparación entre la marcha normal y la modificada, de esta manera se observa la gráfica con ligeras variaciones en el ángulo. Durante el periodo inicial de marcha se inicia una flexión plantar con un ángulo en el tobillo alrededor de -8° a -5° , pero al alterar la marcha al caminar, aumenta el ángulo entre los 0 grados a 5 grados, por este motivo se activó la alarma sonora y el led indicador.

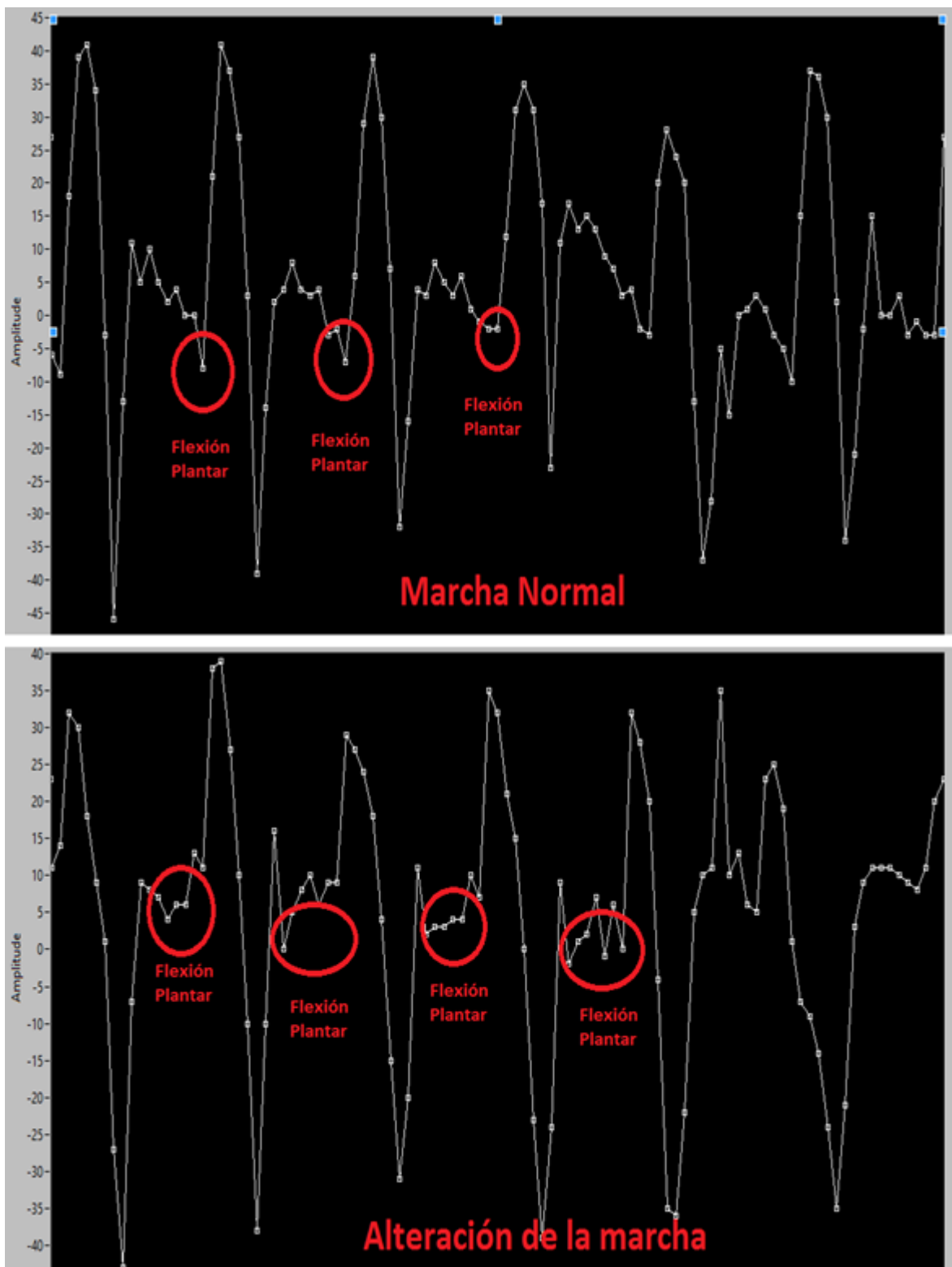


Figura 3.20. Individuo #2 comparación de la marcha.

En la Tabla 3.5. se observa la comparación de los datos adquiridos durante la marcha normal y la alteración de la marcha de una zancada.



Tabla 3.5 Resultados de la marcha Individuo #2

Marcha normal		Alteración de la marcha	
Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)	Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)
0	1	0	0
9	-3	9	24
18	-5	18	30
27	-10	27	24
36	15	36	19
45	37	45	12
55	36	55	8
64	30	64	-20
73	2	73	-32
82	-34	82	-16
91	-21	91	-5
100	-2	100	2

A continuación, se muestra el gráfico de una zancada durante la alteración de la marcha para el ángulo del tobillo Figura 3.21.

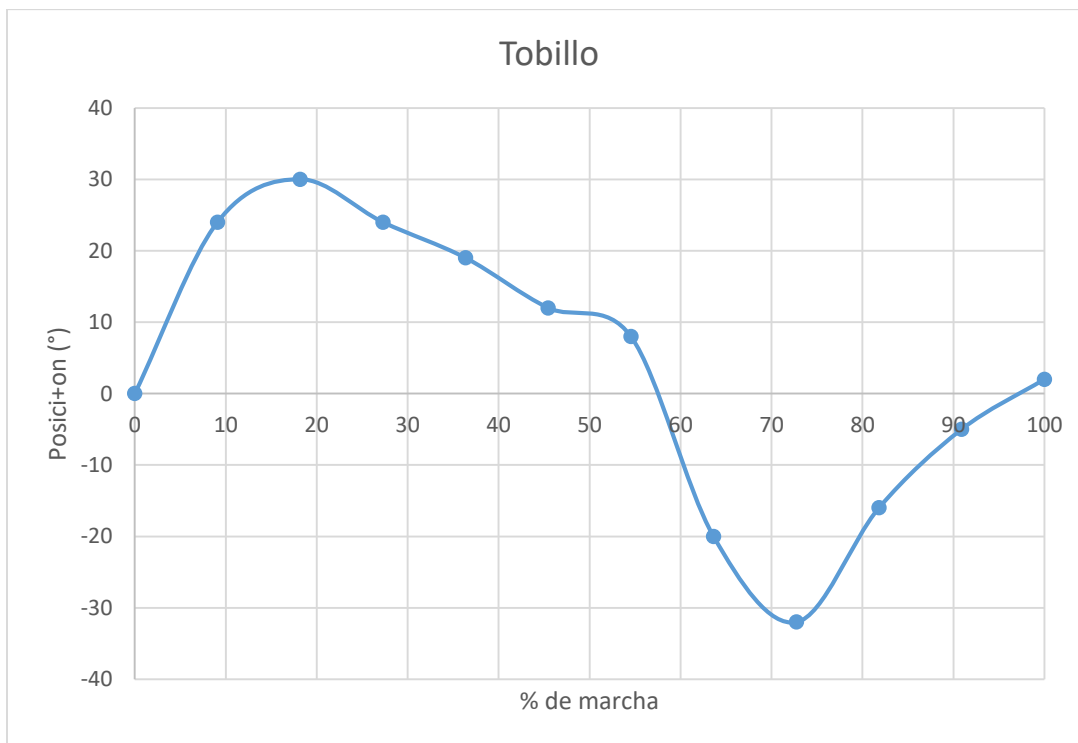


Figura 3.21. Gráfico con alteración en la marcha.

3.3.3 Pruebas individuo # 3

3.3.3.1 Primera evaluación

Se inició la marcha normal para el individuo #3. Figura 3.22.a

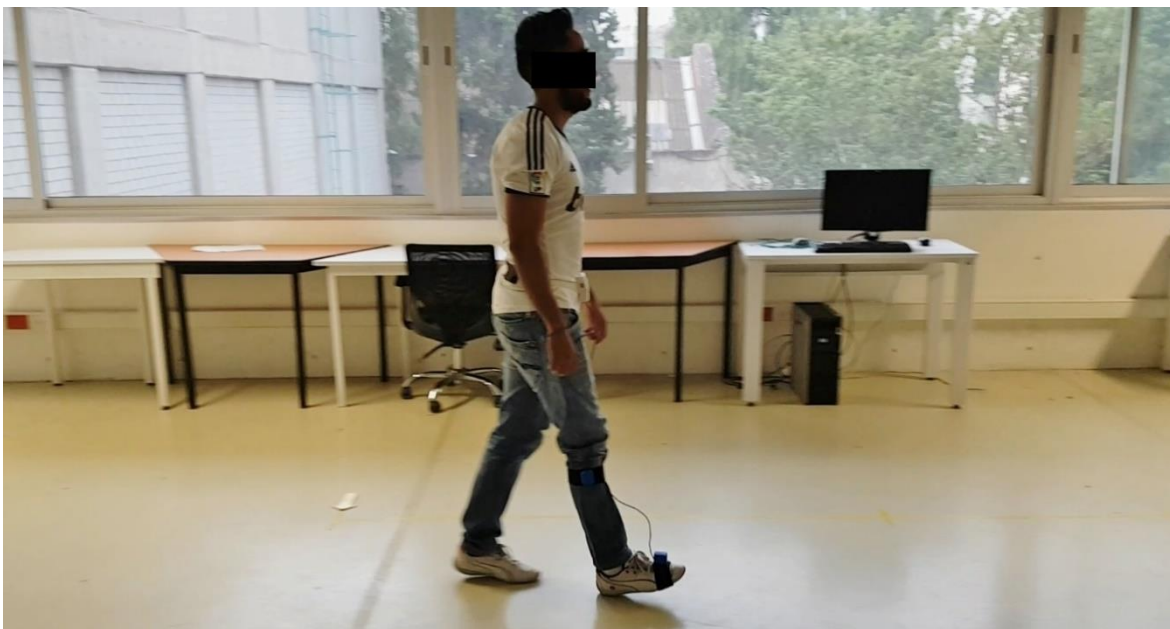


Figura 3.22.a Individuo #3 inicio de la marcha.

A continuación, se muestra el final de la marcha donde se encuentra el marcador final "1" para el individuo #3. Figura 3.22.b.



Figura 3.22.b Individuo #3 fin de la marcha.



Se muestra en la Tabla 3.6 los datos entregados por los acelerómetros y giroscopios de la posición del ángulo del tobillo durante una zancada.

Tabla 3.6 Resultados de la marcha Individuo #3

Resultados	
Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)
0	-8
9	-15
18	11
27	21
36	18
45	9
55	-22
64	-34
73	-13
82	-8
91	2
100	-3

A continuación, se muestra el gráfico de una zancada durante la marcha para el ángulo del tobillo Figura 3.23.

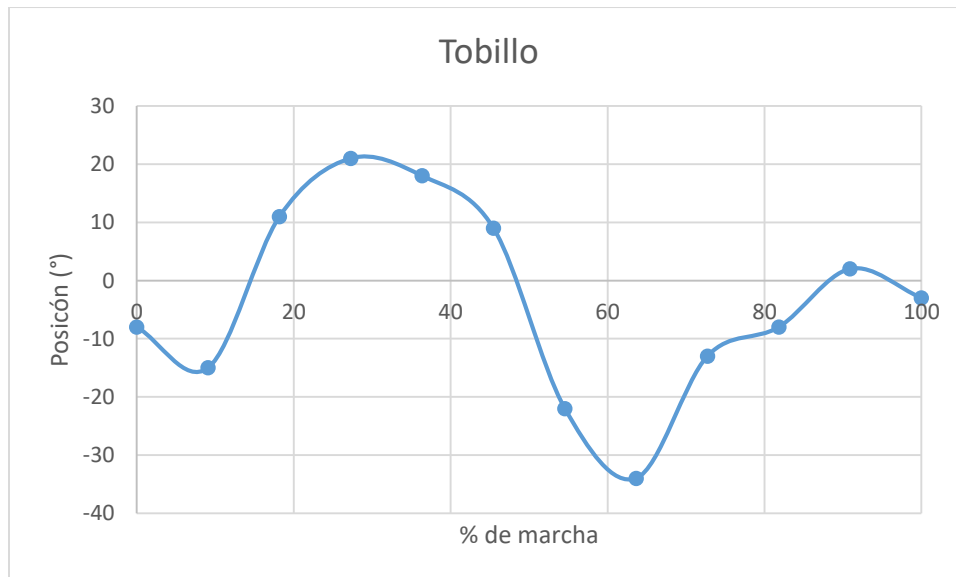


Figura 3.23. Individuo #1 gráfico de la marcha del ángulo de tobillo.

3.3.3.2 Segunda evaluación

En la figura 3.24 se observa la activación de una alarma visual través del led "1", así como una alarma sonora, ya que se presenta una alteración de la caminata, para prevenir una posible caída.



Figura 3.24. Individuo #2 marcha modificada.

En la siguiente Figura 3.25 muestra la comparación entre la marcha normal y la modificada, se presentan variaciones en el ángulo del tobillo en el periodo inicial de la marcha, se inicia una flexión plantar con un ángulo de alrededor de -10° a -8° , al modificar la marcha no llega a ese ángulo, aumenta el ángulo entre los 0 grados a 5 grados, por este motivo se activó la alarma sonora y el led indicador.

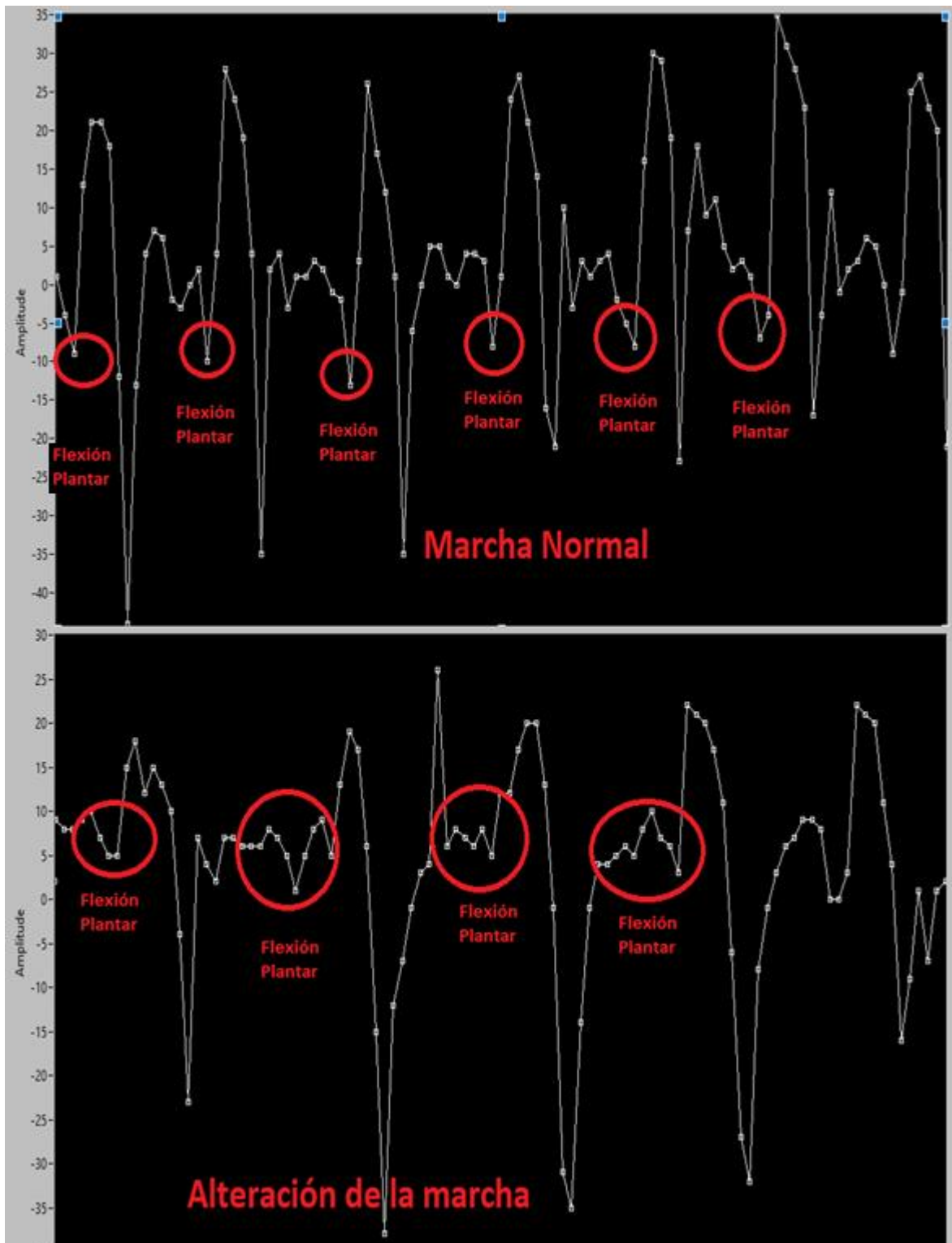


Figura 3.25. Individuo #1 marcha modificada.

En la Tabla 3.7. se observa la comparación de los datos adquiridos durante la marcha normal y la alteración de la marcha de una zancada.



Tabla 3.7 Resultados de la marcha Individuo #3

Marcha normal		Alteración de la marcha	
Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)	Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)
0	-1	0	3
9	-8	9	22
18	-15	18	21
27	11	27	20
36	21	36	17
45	18	45	11
55	9	55	-6
64	-22	64	-27
73	-34	73	-32
82	-13	82	-8
91	-8	91	-1
100	2	100	3

A continuación, se muestra el gráfico de una zancada durante la alteración de la marcha para el ángulo del tobillo Figura 3.25.

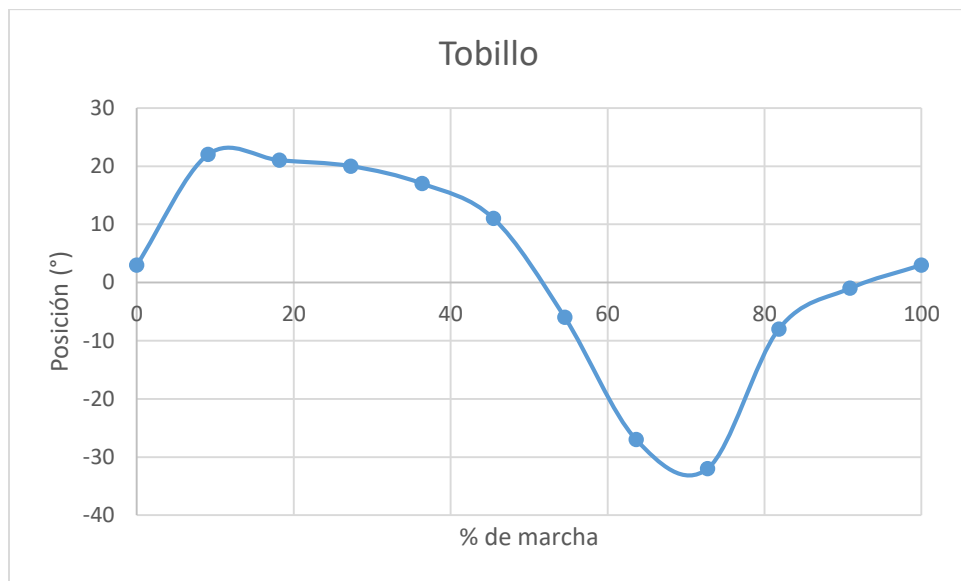


Figura 3.25 gráfico con alteración en la marcha.

3.3.4 Pruebas individuo # 4

3.3.4.1 Primera evaluación

En la Figura 3.26 se muestra el inicio de la marcha del individuo #4.



Figura 3.26. Individuo #4 al inicio de la marcha.

A continuación, se muestra en la Tabla 3.8 los datos entregados por los acelerómetros y giroscopios de la posición del ángulo del tobillo durante una zancada.

Tabla 3.8 Resultados de la marcha Individuo #4

Resultados	
Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)
0	-8
9	-15
18	11
27	21
36	18
45	9
55	-22
64	-34
73	-13
82	-8
91	2
100	-3

A continuación, se muestra el gráfico de una zancada durante la marcha para el ángulo del tobillo
Figura 3.27.

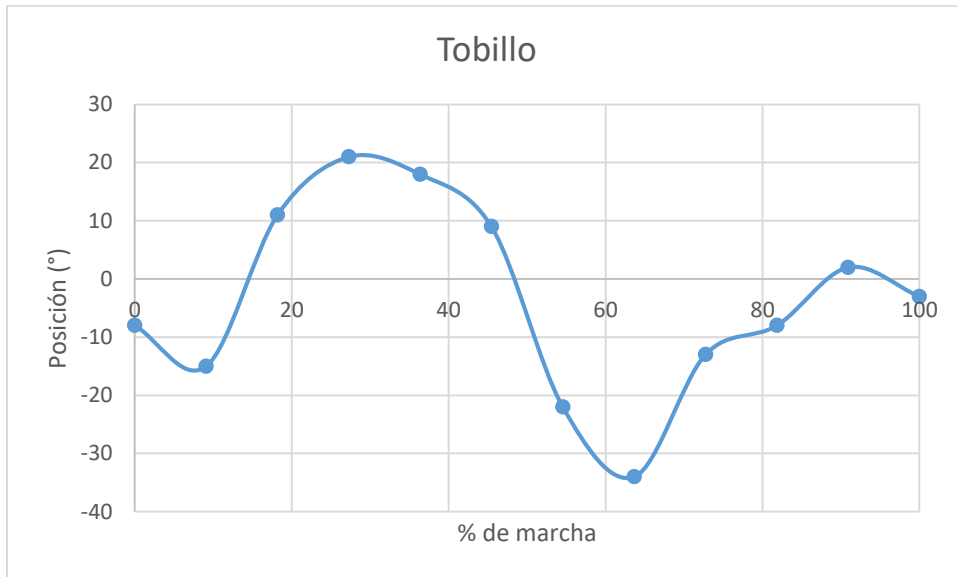


Figura 3.27. Individuo #4 gráfico de la marcha del ángulo del tobillo.

3.3.4.2 Segunda evaluación

Como se observa en la Figura 3.28 al realizar la segunda prueba se emite una alarma visual a través del led indicador “1”, así como de la alarma sonora y prevenir una caída.

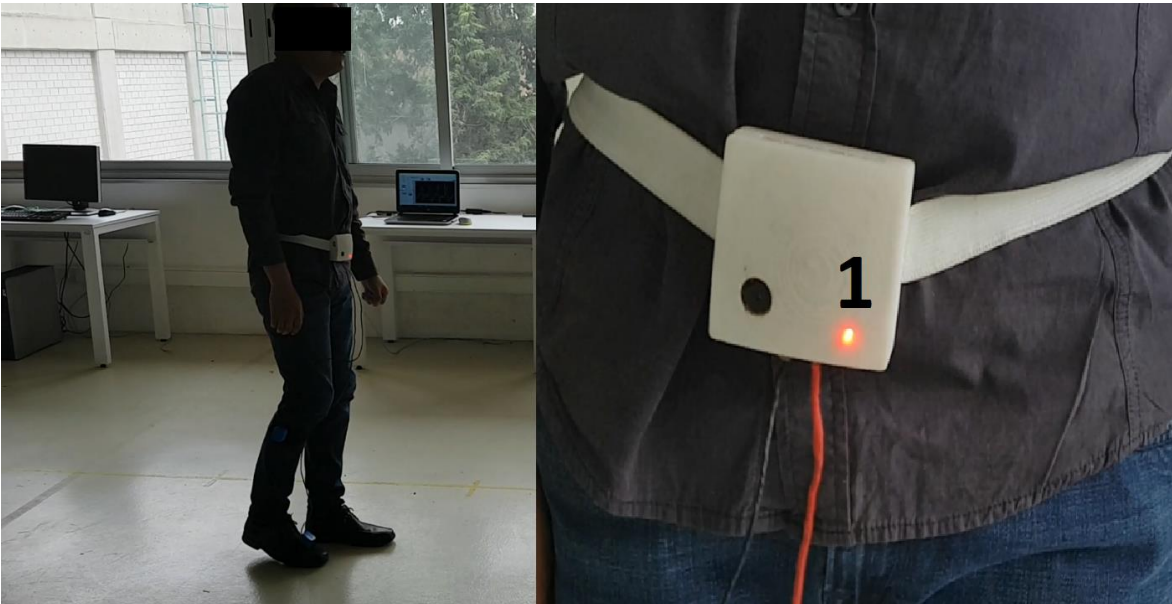


Figura 3.28. Individuo #2 marcha modificada.

En la siguiente Figura 3.29 de la misma manera que en el individuo 1 al individuo 3 muestra la comparación entre la marcha normal y la modificada, se observa el gráfico con variaciones en el ángulo del tobillo. Durante el periodo inicial de marcha se inicia una flexión plantar con un ángulo

de alrededor de -8° a -5° , al modificar la marcha no llega a ese ángulo aumenta entre los 0 grados a 5 grados, por este motivo se activó la alarma sonora y el led indicador.

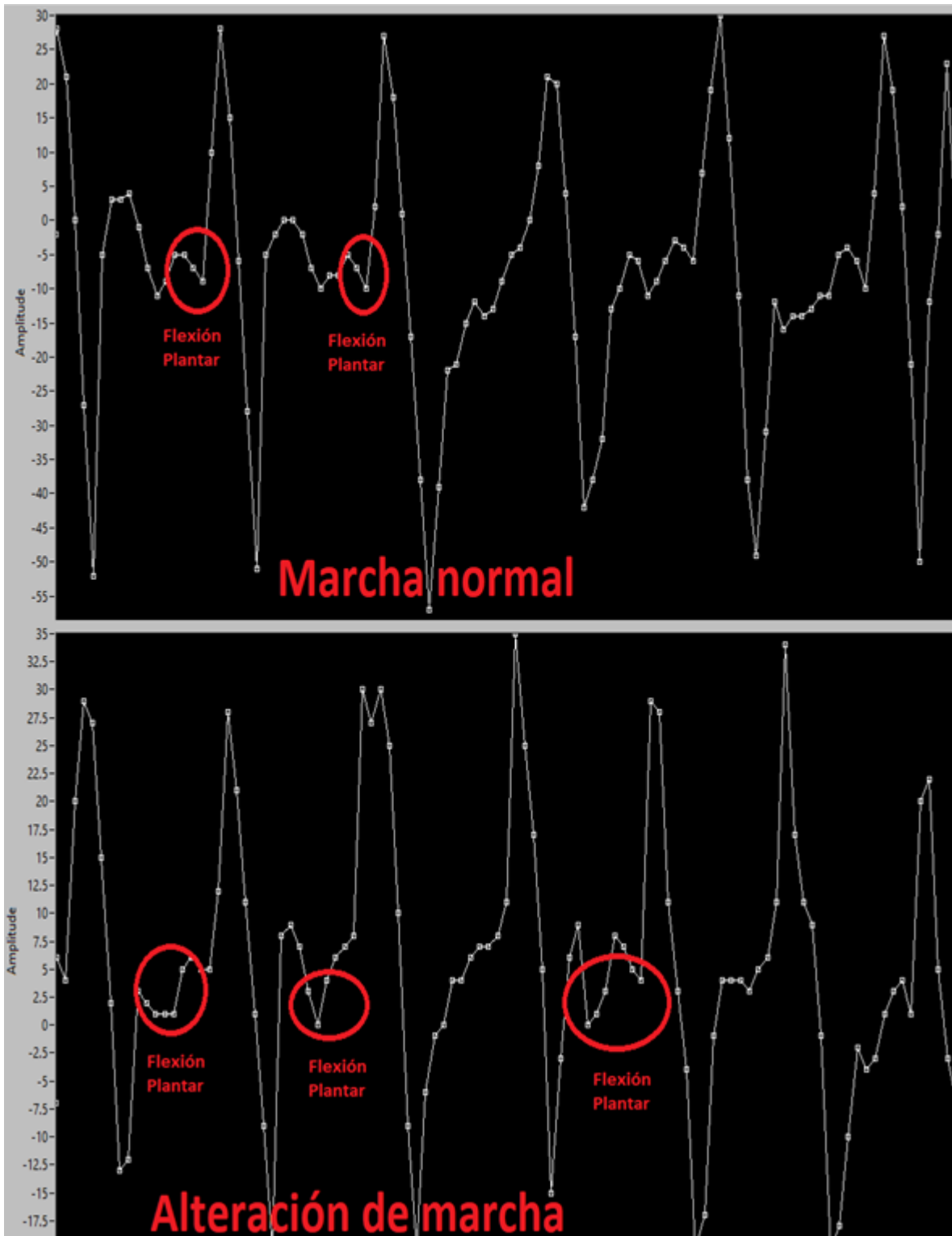


Figura 3.29. Individuo #4 marcha modificada.



En la Tabla 3.9. se observa la comparación de los datos adquiridos durante la marcha normal y la alteración de la marcha de una zancada.

Tabla 3.9 Resultados de la marcha Individuo #4

Marcha normal		Alteración de la marcha	
Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)	Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)
0	-5	0	0
9	-7	9	24
18	-9	18	30
27	10	27	24
36	28	36	19
45	15	45	12
55	-6	55	8
64	-28	64	-20
73	-51	73	-32
82	-5	82	-16
91	-2	91	-5
100	0	100	2

A continuación, se muestra el gráfico de una zancada durante la alteración de la marcha para el ángulo del tobillo Figura 3.30.

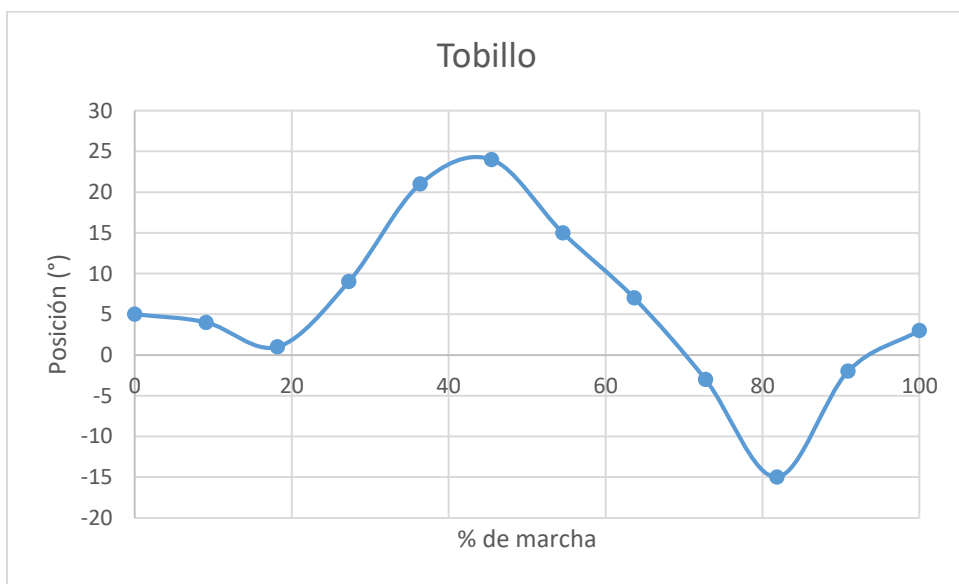


Figura 3.21 gráfico con alteración en la marcha.

3.3.5 Pruebas individuo # 5

3.3.5.1 Primera evaluación

En la Figura 3.31 se muestra el inicio de la marcha normal del individuo #5.



Figura 3.31. Individuo #5 al inicio de la marcha.

Se muestra en la Tabla 3.10 los datos entregados por los acelerómetros y giroscopios de la posición del ángulo del tobillo de una zancada.

Tabla 3.10 Resultados de la marcha Individuo #1

Resultados	
Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)
0	-5
9	-4
18	-14
27	2
36	29
45	33
55	27
64	-17
73	-39
82	-33
91	-1
100	-3

A continuación, se muestra el gráfico de una zancada durante la marcha para el ángulo del tobillo figura 3.32.

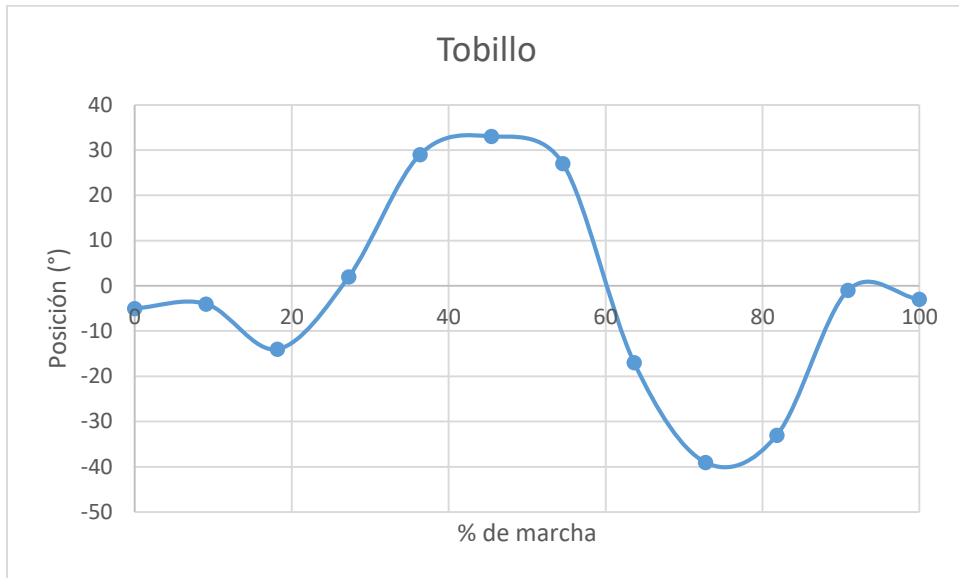


Figura 3.32. Individuo #5 gráfico de la marcha del ángulo del tobillo.

3.3.5.2 Segunda evaluación

Como se observa en la Figura 3.36 se realiza la prueba modificando la marcha, se activa una alarma visual a través del led "1" así como la alarma sonora.

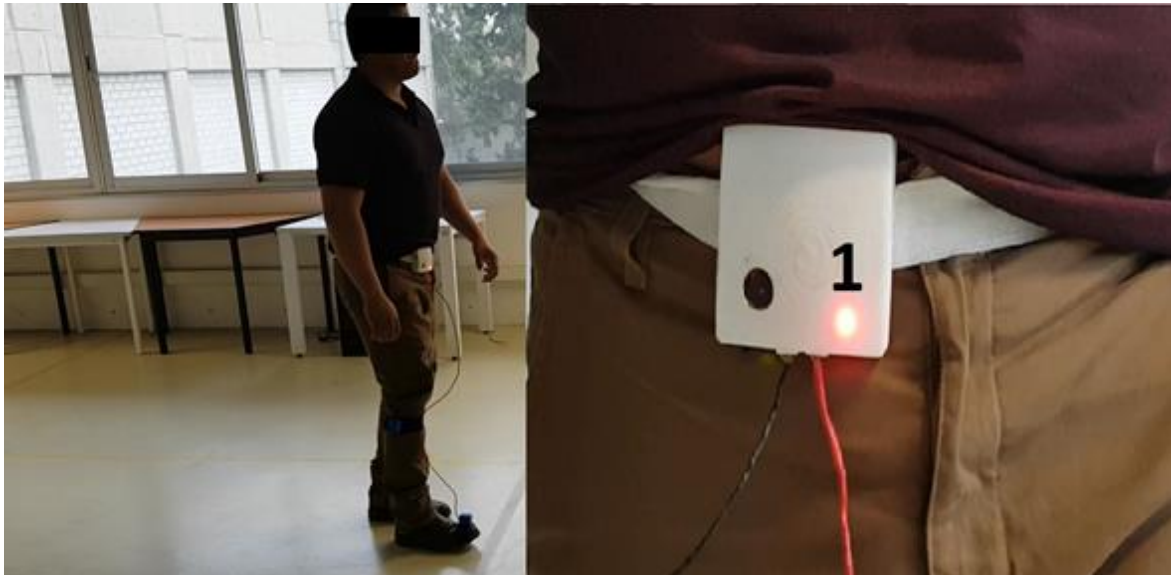


Figura 3.36. Individuo #5 marcha modificada.

En la siguiente Figura 3.37 se muestra la comparación entre la marcha normal y la modificada donde se presentan ligeras variaciones en el ángulo del tobillo. Durante el periodo inicial de marcha se inicia una flexión plantar con un ángulo de alrededor de -2° a -8° , a diferencia de los individuos del 1 al 4, al modificar la marcha no llega a ese ángulo, aumenta entre los 3 grados a 8 grados.

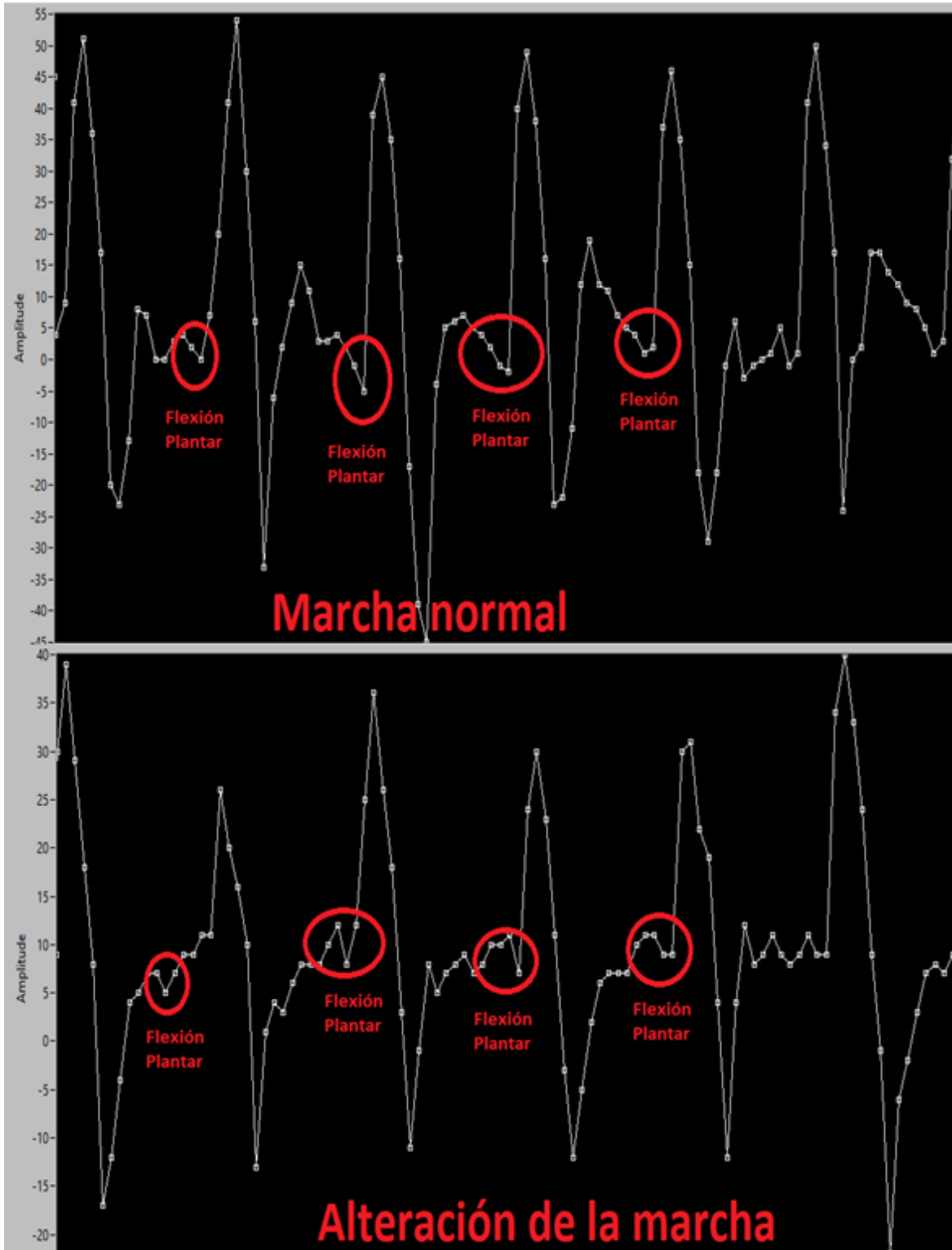


Figura 3.20. Individuo #5 marcha modificada.

En la Tabla 3.11. se observa la comparación de los datos adquiridos durante la marcha normal y la alteración de la marcha de una zancada.



Tabla 3.11 Resultados de la marcha Individuo #5

Marcha normal		Alteración de la marcha	
Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)	Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)
0	2	0	7
9	-1	9	5
18	-5	18	7
27	39	27	9
36	45	36	11
45	35	45	11
55	16	55	26
64	-17	64	20
73	-39	73	16
82	-45	82	10
91	-4	91	-13
100	5	100	1

A continuación, se muestra el gráfico de una zancada durante la alteración de la marcha para el ángulo del tobillo Figura 3.21.



Figura 3.21 gráfico con alteración en la marcha.



3.4 Resultados

A continuación, se muestran las tablas de resultados de evaluación de la marcha normal. (Ayala Ruiz, Vázquez Orduña y Romero Amézquita, 2017) (Tablas 3.12.)

Tablas 3.12. Angulo del tobillo de los cinco individuos durante la marcha.

Individuo # 1		
Porcentaje de marcha	de	Posición en grados (°)
0		-8
9		-3
18		18
27		22
36		22
45		17
55		-12
64		-41
73		-38
82		-19
91		-6
100		1

Individuo # 3		
Porcentaje de marcha	de	Posición en grados (°)
0		-8
9		-15
18		11
27		21
36		18
45		9
55		-22
64		-34
73		-13
82		-8
91		2
100		-3

Individuo # 2		
Porcentaje de marcha	de	Posición en grados (°)
0		-3
9		-5
18		-10
27		15
36		37
45		36
55		30
64		2
73		-34
82		-21
91		-2
100		-3

Individuo # 4		
Porcentaje de marcha	de	Posición en grados (°)
0		-8
9		-15
18		11
27		21
36		18
45		9
55		-22
64		-34
73		-13
82		-8
91		2
100		-3



Tablas 3.12. Angulo del tobillo de los cinco individuos durante la marcha (continuación).

Individuo # 5	
Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)
0	-5
9	-4
18	-14
27	2
36	29
45	33
55	27
64	-17
73	-39
82	-33
91	-1
100	-3

En la tabla 3.13 se muestra la media aritmética de los ángulos durante marcha normal.

Tabla 3.13. Promedio de la marcha normal.

Promedio	
Porcentaje de marcha	Posición en grados (°)
0	-6.4
9	-8.4
18	3.2
27	16.2
36	24.8
45	20.8
55	0.2
64	-24.8
73	-27.4
82	-17.8
91	-1
100	-2.2

Se graficó el ángulo de tobillo experimental contra porcentaje de marcha lo cual se muestra en la figura 3.22.

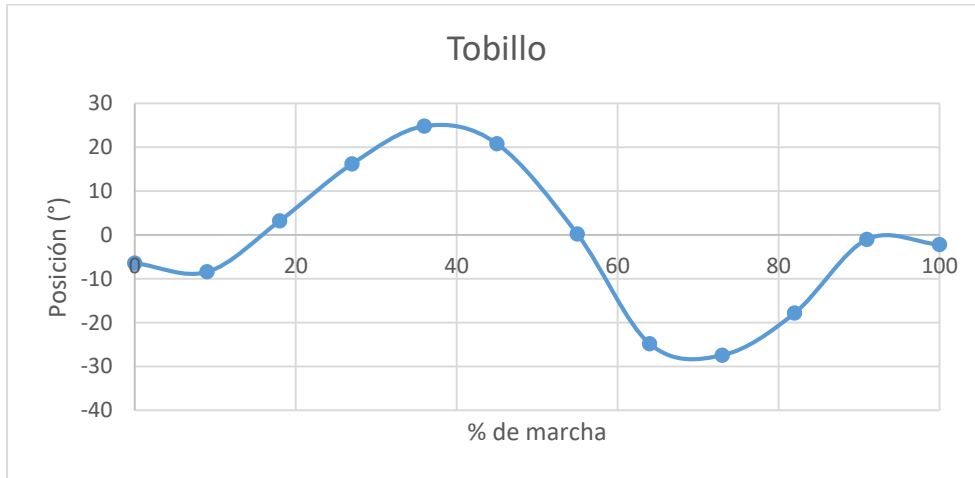


Figura 3.22 Gráfico promedio durante la marcha.

Como se puede observar del gráfico de la figura 3.22, en el momento de inicio del ciclo de la marcha, el pie genera una flexión plantar de -6.4° , a diferencia del gráfico obtenido de la literatura (figura 3.23), el cual muestra un ángulo de -5° en el mismo punto de inicio. Una vez que el pie contacta con el suelo, se genera una flexión plantar rápida llegando a -8.4° en el 7% del ciclo, para el gráfico experimental, mientras que en el gráfico de la literatura se muestra un ángulo de -5° .

Comparando las figuras 3.22 y 3.23, se observa que existe una similitud en el comportamiento de los ángulos del tobillo durante la marcha.

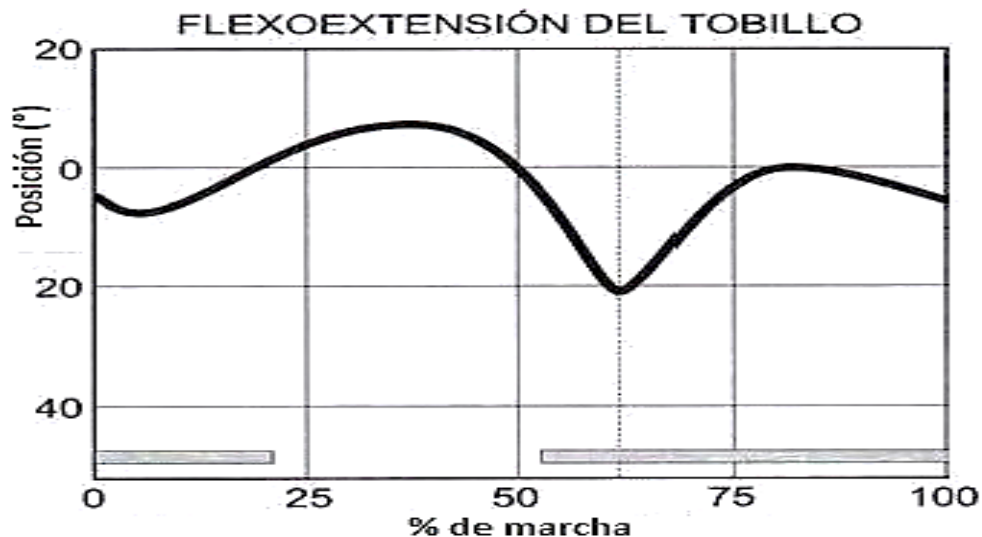


Figura 3.23. Gráfico de una zancada para el ángulo del tobillo (Voegeli, 2001).



Las alteraciones durante la marcha son un problema frecuente en los adultos mayores, el equilibrio es uno de ellos, las alteraciones se presentan debido a que la marcha se vuelve más lenta, inestable, o ineficaz para que la persona pueda desplazarse con normalidad.

El balanceo anteroposterior del tronco se encuentra aumentado en los ancianos, especialmente en aquellos que han sufrido caídas, varios autores han encontrado correlación entre el balanceo postural y el riesgo de caerse. (Uninet.edu, 2017). Es decir, cuando el balanceo del tronco coincide con la fase de oscilación se incrementa la inestabilidad ya que en esta fase la marcha es monopodal. La fase de oscilación se encuentra entre el 0 y el 25% del ciclo de marcha.

En la Tabla 3.14 se hace una comparación de los datos experimentales para el ángulo del tobillo y los de la literatura en la fase de mayor riesgo de caídas.

Tabla 3.14. Comparación de valores de la fase de oscilación.

% de marcha	Marcha Experimental	Marcha literatura	Obtención de errores	
	Angulo (°)	Angulo (°)	Error absoluto	Error Relativo (%)
0	-6.4	-5	1.4	28
25	12	4	8	200

Como se puede observar la obtención de los errores relativos tiene una variación considerable, estos valores se deben principalmente a una estadística con una muestra muy baja ya que solo se realizó a cinco individuos la prueba. Para mejorar este error, se necesita mayor cantidad de datos y así acercarse a un error relativo bajo o cercano a cero.

En la figura 3.24 se muestra el grafico del ángulo del tobillo promedio contra porcentaje de marcha, en donde se señala con un circulo el 9% del ciclo de la marcha, se realizó la estadística descriptiva de los individuos estudiados Tabla 3.15. Se eligió esta fase de la marcha ya que en este periodo se modifica la caminata, de tal manera que se active la alarma sonora y la alarma visual a través del led, para prevenir o dar aviso de que puede haber riesgo de sufrir una caída.

En este periodo de la caminata

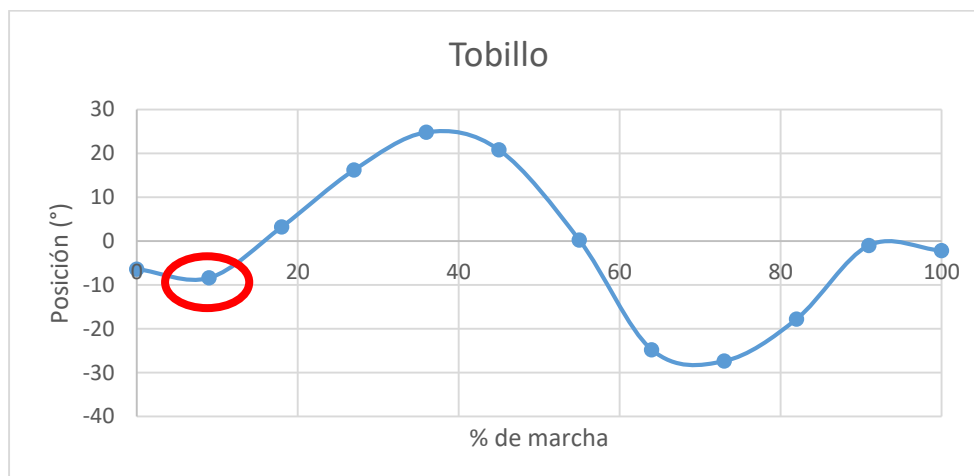




Figura 3.24. Gráfico de la marcha promedio.

Tabla 3.15. Estadística descriptiva a un 9% del ciclo de marcha

% de marcha 9	
Media	-8.4
Error típico	2.712932
Mediana	-5
Moda	-15
Desviación estándar	6.0663004
Varianza de la muestra	36.8

Como se puede observar en los datos obtenidos de la estadística descriptiva se tiene una desviación estándar de 6.07, la cual indica lo alejados que están los puntos de la marcha experimentales sobre la media.

La varianza de la muestra tiene un valor de 36.8, la cual indica que el conjunto de datos está lejos de su media; este valor de varianza se debe principalmente a que existen una propagación entre los números en el 9 % de la marcha. Para mejorar dicha varianza, se necesita mayor cantidad de datos y así acercarse al valor de la media.



Conclusiones

Se cumplió con el objetivo principal al desarrollar un *módulo receptor* para analizar la marcha de bajo costo y bajo mantenimiento dirigido a los adultos mayores, el cual ayuda a la prevención de caídas, dando aviso tanto al adulto mayor como al médico por medio de una alarma sonora y visual en un 100 %, de esta manera indicar que se detenga el individuo en análisis, o indicando que debe corregir su caminata.

Se creó una interfaz en LabVIEW para tener una interacción con el dispositivo desde la computadora, de esta manera analizar y visualizar la gráfica del ángulo del tobillo, para asistir al médico realizando el diagnóstico en la prevención de caídas, con un error relativo mínimo de 28% y un error relativo máximo en un 200% comparando la gráfica de la literatura.

Cuando se suministró energía a los *Monitores de marcha para miembro inferior* no transmitían se generó un problema principalmente para el giroscopio el cual necesitaba un bajo consumo de corriente de 6,5 mA, a diferencia del acelerómetro, el cual podía funcionar con una corriente más baja de 40 μ A en modo de medición, esto se debió principalmente a los cables conductores, ya que ofrecen resistencia al paso de la corriente eléctrica, debido a que las IMUS iban colocadas en el empeine y la rodilla, se necesitaron cables largos para permitir la comunicación, cuanto más largo es el cable, más resistencia ofrece.

Esto se solucionó cambiando los cables comunes para circuitos eléctricos, por cable de par trenzado, el cual tiene la propiedad de al estar entrelazado en forma helicoidal eliminan la diafonía de otros cables y así la interferencia producida por los mismos es reducida y permite una mejor transmisión de datos, así las señales enviadas por la tarjeta principal a las IMUS se envían de una manera más limpia y con una corriente constante.

Lo que me aportó como persona el trabajo de tesis fue el expandir mi conocimiento en cuanto a acelerómetros y giroscopios, conocimiento acerca de protocolos de comunicaciones I2C, RS232 y procesamiento de datos por medio de un lenguaje de programación (LabVIEW), trabajando en conjunto para una aplicación ingenieril y colaborar con la sociedad, previniendo caídas en los adultos mayores e incluso la muerte de los mismos.

Además, logré identificar las necesidades que hay en la sociedad, tanto en jóvenes como en adultos mayores, y así brindar una solución a los problemas cotidianos con los que nos encontramos día a día.

La facultad me aportó los conocimientos necesarios para realizar el trabajo de tesis, como lo son los problemas lógico matemáticos, la resolución de problemas ingenieriles, el desarrollar habilidades como trabajo en equipo, liderazgo, análisis, iniciativa, creatividad, honestidad, organización, innovación y alto sentido de responsabilidad.

Trabajos futuros

Mejorar la señal recibida de las IMUS, dado que presenta ruido, que no permiten una apreciación adecuada de los datos para solucionar esto se puede implementar un filtro pasa bajas para eliminar las frecuencias no deseadas, y de esta manera generar un gráfico más limpio sin mediciones erróneas.



Se podría de igual manera utilizar las IMUS de manera inalámbrica sin la necesidad de usar cables, ya sea por radiofrecuencia o utilizando otro tipo de IMUS que cuenten con comunicación I2C y también con una comunicación inalámbrica.

Disminuir las dimensiones del dispositivo para que intervenga de manera más favorable con el proceso de la marcha y así el adulto mayor que lo porte presente una mayor comodidad al caminar.



Bibliografía

- Gowitzke, B. A., & Milner, M. (1999). EL CUERPO Y SUS MOVIMIENTOS. BASES CIENTÍFICAS: Paidotribo.
- Gutiérrez, L. S. (1989). Síntesis de anatomía humana: Ediciones Universidad de Salamanca.
- Hsu, T. R. (2008). MEMS and Microsystems: Design, Manufacture, and Nanoscale Engineering: Wiley.
- Lesmes, J. D. (2007). Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano: Editorial Médica Panamericana.
- Maloney, T. J. (2006). Electrónica industrial moderna: Pearson Educación.
- Municio, E. P. (2009). Microcontrolador PIC16F84. Desarrollo de proyectos. 3a edición: RA-MA S.A. Editorial y Publicaciones.
- Ramírez, L. G. C., Jiménez, G. S. A., & Carreño, J. M. (2014). Sensores y Actuadores.
- Roig, O. S., González, J. L. V., & Comes, R. A. (2003). Principios de comunicaciones móviles: Edicions de la UPC, S.L.
- Optogait.com. (2017). Microgate OptoGait - Vídeo análisis de la marcha. [online] Available at: <http://www.optogait.com/Video-analisis-de-la-marcha> [Accessed 26 Jun. 2017].
- Voegeli, A. V. (2001). Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor: Springer.
- Taboadela, C. H. (2007). GONIOMETRÍA UNA HERRAMIENTA PARA LA EVALUACIÓN DE LAS INCAPACIDADES LABORALES. Av. Leandro N. Alem 621, (C1001AAB), Ciudad Autónoma de Buenos Aires: ASOCIART SA ART. ©.
- gob.mx. (2017). Prevención de caídas en el adulto mayor en el INGer. [online] Available at: <http://www.gob.mx/insalud/articulos/prevencion-de-caidas-en-el-adulto-mayor> [Accessed 21 Jun. 2017].
- Hurtado Padilla, A. (2006). Uso de la baropodometría (2nd ed., p. 256). Retrieved from <http://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2006/ot064d.pdf>
- Restrepo, A. (2015). Plataformas para análisis de marcha. Arec.com.co. Retrieved 21 November 2015, from <http://www.arec.com.co/edocman-dashboard/plataformas-para-analisis-de-marcha>
- Peritajemedicoforense.com,. (2015). Aplicación del sistema electrónico. Retrieved 21 November 2015, from <http://www.peritajemedicoforense.com/PGARCIA1.htm>
- Calleja Olvera, D., Lozano Dávila, D., Muñoz Estrada, D., Olivares Luna, D., & Osio Figueroa, D. (2010). Prevención y Atención de las Caídas en la Persona Adulta Mayor (1st ed.). Del: Miguel Hidalgo. México D.F. 11800: Elideth Mariana Morales Ortega y Fabiola López Domínguez.
- García Breijo, E. (2009). Compilador C CCS y simulador Proteus para microcontroladores PIC. Barcelona: Marcombo.



Cartuchos, T. (2012). Como Funciona un Cartucho de Toner. AsTinta. Retrieved 11 August 2016, from <http://www.astinta.es/blog/como-funciona-un-cartucho-de-toner/>

Matehuala, D. (2016). Modelo industrial de estuche para resguardar circuito. MX/f/2016/004102.

Matehuala, D. y Ayala Ruiz, Á. (2017). Modelo industrial de estuche para resguardar circuito. En trámite.

Ayala Ruiz, Á., Vázquez Orduña, E. and Romero Amézquita, G. (2017). Sistema para monitorear la cinemática de la marcha del adulto mayor. 2° Congreso Internacional Interdisciplinario sobre Vejez y Envejecimiento.

Uninet.edu. (2017). TRASTORNOS DE LA MARCHA EN EL ANCIANO. [online] Available at: <http://www.uninet.edu/neurocon/congreso-1/conferencias/t-movimiento-8.html> [Accessed 2 Jun. 2017].