



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ÁREA ELECTROMECAÁNICA**



Sensor inteligente inalámbrico
para la medición de la actividad física
en personas a través de WalkApp

Opción de titulación
Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el Título de
Ingeniero Electromecánico
con
Línea Terminal en Mecatrónica

Presenta:
David Jaramillo Arteaga

Dirigido por:
Dr. Luis Alberto Morales Hernández

San Juan del Río, Querétaro
Mayo 2019



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO
 FACULTAD DE INGENIERÍA
 CAMPUS SAN JUAN DEL RÍO



**SENSOR INTELIGENTE INALÁMBRICO PARA LA MEDICIÓN DE LA
 ACTIVIDAD FÍSICA EN PERSONAS A TRAVÉS DE WALKAPP**

TESIS

Como parte de los requisitos para obtener el título de

INGENIERO ELECTROMECAÁNICO

Línea Terminal

MECATRÓNICA

Presenta

DAVID JARAMILLO ARTEAGA

Dirigido por:

DR. LUIS ALBERTO MORALES HERNÁNDEZ

SINODALES:

DR. LUIS ALBERTO MORALES HERNÁNDEZ (6284)
 Presidente

DR. MIGUEL TREJO HERNÁNDEZ (6443)
 Secretario

DR. IRVING ARMANDO CRUZ ALBARRÁN (15483)
 Vocal

DR. JUAN JOSÉ SAUCEDO DORANTES (15647)
 Suplente

San Juan del Río, Qro., Mayo 2019.

RESUMEN

La inactividad física ha demostrado tener un impacto adverso sobre la salud tanto a escala individual como poblacional en problemáticas actuales como la obesidad, el estrés, la depresión y la diabetes, solo por mencionar algunas. Por este motivo es necesario conocer el nivel de actividad física y emprender acciones en pro de mejorar la salud pública, que requieren de la investigación utilizando dispositivos que cuantifiquen el nivel de actividad física realizado por un individuo a través del monitoreo y con ello identificar en qué etapa de la vida de dicho individuo surgen las problemáticas antes mencionadas. En este contexto, en el presente proyecto se desarrolla un sensor inteligente inalámbrico con capacidad de procesamiento, comunicación y carga de batería para la medición de la actividad física que es colocado en el pie del usuario y donde la información generada por este es mostrada de manera gráfica en una aplicación móvil desarrollada para el mismo fin llamada WalkApp. Se muestra el proceso detallado de creación del sistema añadiendo aspectos innovadores. Debido a que el sistema se desarrolla por medio de tarjetas de uso libre, el sistema actual se deja para una gran cantidad de aplicaciones que requieran cuantificar la actividad física de personas e incluso el estudio de movimiento de distintos seres vivos.

(Palabras clave: sensor inteligente, actividad física, aplicación, acelerómetro, Bluetooth).

DEDICATORIA

Para mis padres y hermanos

**Quienes me apoyado a lo largo de mi vida y han confiado en mí en todo
momento para lograr una meta más.**

AGRADECIMIENTOS

A mi familia por estar conmigo durante todo este tiempo impulsándome a seguir adelante depositando toda su confianza en cada reto que se me presenta.

Al Dr. Luis Alberto Morales Hernández por confiar en mí y su gran apoyo incondicional para la realización de este trabajo.

A los Doctores, Dr. Miguel Trejo Hernández, Dr. Irving A. Cruz Albarrán y Dr. Juan José Saucedo Dorantes por sus valiosos consejos para el desarrollo de este trabajo.

Agradezco el financiamiento de este trabajo a Cultura Emprendedora Fi-UAQ por los diversos materiales y apoyos para el futuro desarrollo del proyecto.

A todos los que me ayudaron a desarrollar este trabajo como para la revisión y corrección del documento final.

A la Universidad Autónoma de Querétaro por haberme brindado las herramientas para mi desarrollo personal y profesional.

ÍNDICE

RESUMEN.....	III
DEDICATORIA.....	IV
AGRADECIMIENTOS.....	V
ÍNDICE DE TABLAS.....	VIII
ÍNDICE DE FIGURAS	IX

TABLA DE CONTENIDOS

CAPÍTULO 1	1
1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 ANTECEDENTES.....	3
1.2 OBJETIVOS.....	6
1.2.1 General.....	6
1.2.2 Particulares.....	6
1.3 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA	7
1.4 JUSTIFICACIÓN.....	8
1.5 PLANTEAMIENTO GENERAL	9
CAPÍTULO 2	10
2. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA	10
2.1 Actividad física.....	10
2.2 Acelerometría	14
2.3 Acelerómetro	15
2.4 Giroscopio.....	17
2.5 Módulo MPU6050	19
2.6. App Inventor	22
2.7 Definiciones	23
2.8 Bluetooth	26
2.9 I2C.....	28
2.10 Arduino Pro Mini	29
2.11 Módulo recargable TP4056.....	30
2.12 Importancia de conocer la actividad física en la sociedad.....	32

2.13 Problemáticas relacionadas con la inactividad física en México.....	33
2.14 Problemas con los sistemas actuales	34
CAPÍTULO 3	35
3 METODOLOGÍA	35
3.1 Descripción del dispositivo portátil.....	35
3.2 Metodología propuesta para la creación del sensor inteligente y WalkApp.....	36
3.3 Circuito implementado para el sensor inteligente.....	37
3.4 Identificación de variables para contabilizar pasos	42
3.5 Lecturas de señales del MPU6050	43
3.6 Proceso de calibración.....	45
3.7 Obtención de la aceleración.....	48
3.8 Obtención del ángulo	49
3.9 Implementación de método para contabilizar pasos.....	51
3.10 Implementación de método para contabilizar gasto energético.....	52
3.11 Creación de WalkApp usando App Inventor	55
3.12 Envío y recepción de datos.....	57
3.13 Periodos de muestreo del sensor inteligente y la aplicación WalkApp.....	59
3.14 Carcasa del sensor inteligente	60
CAPÍTULO 4	61
4 RESULTADOS.....	61
4.1 Integración de componentes.....	61
4.2 Señales de aceleración y ángulo calibradas	62
4.3 Caja del sistema.....	63
4.4 Métodos aplicados.....	64
4.4 Prueba de funcionamiento del sistema en general	68
4. 5 Emprendedores.....	69
4.6 Conclusiones	70
4.7 Prospectivas	70
CONSIDERACIONES ÉTICAS.....	71
REFERENCIAS.....	72
ANEXO A. MANUAL DE USUARIO	76

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Comparación entre los métodos para la medición de AF (Echavarría y Botero, 2015).	13
Tabla 2.2 Especificaciones técnicas del módulo 6050 (MPU-6000/MPU-6050 Product Specification).....	20
Tabla 2.3 Descripción de los pines para transmisión datos desde el Módulo MPU6050 (InvenSense, 2013).....	21
Tabla 2.4 Ventajas y desventajas de usar App Inventor (Ramírez, 2015).....	23
Tabla 2.5 Ventajas y desventajas de Bluetooth (Garin y Hazard, 2013)	26
Tabla 3.1 Valores deseados de las variables de aceleración y velocidad angular.	46
Tabla 4.1 Pruebas del método de conteo de pasos aplicado	65
Tabla 4.2 Comparación entre WalkApp y sistemas comerciales.....	66
Tabla 4.3 Comparación de resultados de diferentes pruebas	67

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Planteamiento general del problema.....	9
Figura 2.1 Métodos utilizados para la medición de AF (Echavarría y Botero, 2015).	11
Figura 2.2 Precisión vs practicidad de diferentes instrumentos para medir la AF (Rowland,1996).	13
Figura 2.3 Principio para medir aceleración (Universidad de Sevilla).	16
Figura 2.4 Estructura de un acelerómetro capacitivo de 1 eje (Llamas, 2016).....	17
Figura 2.5 Giroscopio MEMS (5Hertz, 2018).....	17
Figura 2.6 Medición de la velocidad angular (Sánchez y Flores, 2015).	18
Figura 2.7 Módulo MPU6050 y sus ejes de medición (Serrano, 2017).	19
Figura 2.8 Pines del módulo MPU6050 (5Hertz, 2018).	20
Figura 2.9 Diagrama básico de creación de una App en App Inventor.	22
Figura 2.10 Dispositivos portables (Jiang et al, 2017).....	25
Figura 2.11 Topología Bluetooth (Falconi y Del Villar, 2015).	27
Figura 2.12 Módulo HC06 (Garin y Hazard, 2013).	28
Figura 2.13 Arduino Pro Mini (Jiang et al, 2017).	30
Figura 2.14 Módulo cargador TP4056 y sus principales partes.....	31
Figura 2.15 Comportamiento de la corriente y voltaje en función del tiempo.	31
Figura 3.1 Esquema general para la elaboración del proyecto.	35
Figura 3.2 Diagrama a bloques para la realización del trabajo.....	37
Figura 3.3 Conexión MPU6050-Arduino Pro Mini.....	38
Figura 3.4 Conexión HC06-Arduino Pro Mini.	39
Figura 3.5 Conexión BAT-T085-TP4056-Arduino Pro Mini.	40
Figura 3.6 Circuito del sensor inteligente.	40
Figura 3.7 Punto de medición de la aceleración y ángulo.	43

Figura 3.8 Señal original de la aceleración en x.....	44
Figura 3.9 Señal original de la velocidad angular en x.....	45
Figura 3.10 Rangos en los cuales se considera calibrado el sensor.....	48
Figura 3.11 conteo de pasos.	51
Figura 3.12 Diagrama del conteo del gasto energético.	53
Figura 3.13 Creación de WalkApp.....	56
Figura 3.14 Programación en App Inventor.....	57
Figura 3.15 Envío y recepción de datos usando el protocolo Bluetooth.....	58
Figura 3.16 Muestreo del sensor inteligente.....	59
Figura 3.17 Diseño de carcasa del sensor inteligente en SolidWorks.....	60
Figura 4.1 Componentes elegidos para el sensor inteligente.....	61
Figura 4.2 Sensor inteligente.....	62
Figura 4.3 Calibración de la señal de Aceleración en x.....	62
Figura 4.4 Calibración de la señal de velocidad angular en x.	63
Figura 4.5 Caja del sensor inteligente.	63
Figura 4.6 Ejemplo de colocación.	64
Figura 4.7 conteo de pasos bajo señales de aceleración y ángulo.	65
Figura 4.8 Verificación y comparación de resultados del gasto energético.....	67
Figura 4.9 Aplicación WalkApp.....	69

1 Introducción

La actividad física (AF) representa un aspecto vital para el desarrollo pleno y saludable de las personas, ya que muestran evidentemente los beneficios en cuanto a procesos de socialización, procesos mentales, rendimiento escolar y mejoramiento de la calidad de vida de personas que lo realizan (Ramírez et al, 2004). Hoy en día, uno de los mayores problemas relacionados con la falta de AF es la obesidad y los problemas que esta trae consigo como la diabetes, hipertensión arterial, enfermedades cardiovasculares, trastornos mentales, estrés, depresión, entre otros, y peor aún la muerte, esto según la Organización Mundial de la Salud (OMS).

Por otra parte, los beneficios que se obtienen al realizar alguna AF son reconocidos ampliamente como la pérdida de peso, aumento del metabolismo, se utilizan las calorías eficientemente para energía, se libera del estrés, disminuye el riesgo de enfermedades cardiovasculares, aumenta el bienestar emocional y psicológico, entre otras (Garber et al, 2011). Pero, ¿cómo se comprueba que se está realizando la adecuada AF para el cuerpo humano?

Para evaluar la AF existen numerosos instrumentos en la práctica empírica, como cuestionarios y diarios de anotaciones que ofrecen una estimación subjetiva de la cantidad que practica una persona en periodos de tiempo concretos. Sin embargo, la cuestión se hace más compleja cuando se trata de medirla a diario, durante un tiempo prolongado y en un ambiente de vida cotidiana. Para ello existen los métodos que cuantifican la AF y que ofrecen más confiabilidad que los métodos subjetivos. En este contexto, la acelerometría se muestra como una de las técnicas más fiables en el registro y almacenamiento de la cantidad y el nivel de AF realizada por cada persona y en un periodo de tiempo determinado (Aguilar et al, 2014) haciendo uso de un acelerómetro.

En la actualidad, la mayoría de los dispositivos móviles y portables usados para medir la AF presentan diversos problemas, ya que estos se colocan en partes del cuerpo que generan ciertos errores en la medición.

Dadas las condiciones anteriores, en el proyecto se realiza el desarrollo e implementación de un sensor inteligente inalámbrico (SII) como un dispositivo portátil localizado en el pie del usuario para la medición de la AF de manera cuantitativa, en donde los resultados son observados a través de un dispositivo móvil con capacidad de conexión Bluetooth mediante una aplicación desarrollada para el mismo fin, llamada WalkApp. El SII será compacto, ligero, de uso fácil y será de bajo costo respecto a los sistemas comerciales existentes, tales como pulseras.

1.1 Antecedentes

A finales del siglo pasado, la tecnología móvil y portable para el uso personal a pequeña escala no se imaginaba ni se pensaba a como el día de hoy se conoce, pues el uso de dispositivos eran grandes, lentos, costosos, contados y el estudio de variables físicas en las personas a través del uso de estos era limitado. En los últimos años el avance de la tecnología ha permitido a la sociedad dotarse de aplicaciones inteligentes a través de dispositivos móviles y portables, que usando algoritmos de medición más preparados y dispositivos más pequeños con un poder de procesamiento de datos enorme (Troiano et al, 2008 y Friday et al, 2018), recaban información de diferentes tipos para arrojar diversos resultados en donde se monitorean los comportamientos del ser humano ya sea individual o grupalmente, para diferentes fines sociales, médicos, evolutivos, entre otros. Estos factores han incrementado la atención hacia el uso de acelerómetros y dispositivos similares para medir la AF en diferentes poblaciones y estudiarlas a partir de los resultados obtenidos.

Fisher et al (2011) desarrollaron una investigación con 280 niños entre 8 y 10 años en el que establecieron que la AF moderada/vigorosa, obtenida a través de acelerómetros, es un predictor fiable del aumento o de la reducción de peso durante un año en esta población. Ceroni et al (2011) establecieron que los acelerómetros son un instrumento útil para medir la reducción de la AF en los adolescentes con fracturas de extremidades inferiores durante el período de inmovilización con yeso, en comparación con adolescentes sanos. Phillips y Holland (2011) midieron el nivel de AF a través de acelerometría, de 152 discapacitados intelectuales (con y sin síndrome de Down) de 12 a 70 años. Los resultados dieron a conocer que estos sujetos están en riesgo de adquirir enfermedades en relación a la falta de AF. Las personas con capacidades diferentes con síndrome de Down tienen niveles especialmente bajos y disminuyen con la edad. Hart et al (2011) examinaron el número de días necesarios para predecir la AF habitual y el sedentarismo a través de

acelerómetros en personas mayores. En esta población se necesitan 7 días para predecir el sedentarismo y el nivel de AF. Boyd et al (2011) evaluaron la fiabilidad de los acelerómetros triaxiales como una medida de la AF en deportes de equipo, y concluyeron que pueden ser con seguridad utilizados como una herramienta fiable para medir la AF en deportes de equipo. Hilland et al (2011) realizaron un estudio donde asociaron los niveles de AF con características demográficas, composición corporal, desarrollo escolar y educación física en el Reino Unido obtenido mediante acelerometría, teniendo como resultado que los varones realizan más AF que las mujeres y con ello se aplicaron posteriores medidas centrándose como grupo principal las mujeres.

En cuanto a los datos que otorga un acelerómetro con respecto a los que se realizan en la práctica empírica, Ottevaere et al (2011), realizaron un estudio donde el objetivo fue comparar los datos obtenidos a partir de un cuestionario auto administrado de AF con los datos de los acelerómetros, obteniendo que el tiempo dedicado a la AF moderada fue mayor en el cuestionario que en los acelerómetros, concluyendo que estas actividades son difíciles de evaluar a través de diarios y cuestionarios de forma fiable.

Hablando específicamente de implementaciones realizadas, existen diversos proyectos que hablan de sensores para medir la AF y movimientos, de los cuales no se encontró alguno que estuviese colocado el pie, la mayoría de estos se encuentran en el brazo, muñeca y cintura e incluso añaden más sensores al sistema. Köping et al (2017) realizaron una estructura basada en sensores establecidos en diferentes partes del cuerpo, que en conjunto, reconocen hasta 11 posiciones del cuerpo humano, tales como el parado, sentado, caminado, recostado, entre otros. Los sensores fueron colocados en unas gafas, un reloj de mano y un celular inteligente para posteriormente enviarse a una unidad central que procesa los datos y que no se encuentra con el usuario en todo momento, en donde concluyeron que una actividad no puede ser censada si el sensor no es colocado donde el movimiento toma lugar.

El monitoreo de las variables del cuerpo humano ha sido tema de investigación al tratar de desarrollar dispositivos que entreguen datos al usuario para verificar patrones o estados de salud mediante dispositivos inalámbricos, Becerra et al (2012) realizaron un monitor de señales de electrocardiografía y frecuencia cardíaca, en donde los resultados se podían verificar a través de un dispositivo móvil.

Diferentes trabajos han sido llevados a cabo haciendo uso de la acelerometría que cuantifica de manera objetiva los datos utilizando acelerómetros, de los cuales pocos de estos han sido desarrollados en México, teniendo una mayor presencia en Norteamérica y Europa, por ello la importancia de desarrollar tecnología propia que pueda modificarse en cualquier momento y para cualquier fin, ya que la tecnología comercial existente limita a los usuarios al uso de funciones que estos productos ofrecen.

Comercialmente existen diferentes empresas que ofrecen diversos productos y aplicaciones tales que entregan resultados como medición de la AF, temperatura, horas sueño, localización, entre otros. Ejemplo de estas marcas son ActiGraph, Nike, Adidas, Polar y otras más, donde cabe mencionar que sus productos son de tecnología cerrada, costosos y muchas veces no están al alcance de la población (Ugarriza et al, 2015).

Por otra parte, existen plataformas de código abierto que permiten desarrollar e implementar sistemas para generar dispositivos de una manera económica y accesible al público, tal es el caso de Arduino y sus diferentes elementos de integración (Ramírez, 2016) como el Bluetooth y su procesador, que durante el desarrollo de este proyecto serán utilizados.

1.2 Objetivos

1.2.1 General

Desarrollar e implementar un sensor inteligente inalámbrico para monitorear, almacenar, registrar y analizar la actividad física de una persona, usando un dispositivo portátil en donde se diseñará una aplicación móvil.

1.2.2 Particulares

- Implementar los elementos necesarios para desarrollar el sensor inteligente a realizar como un procesador, una batería recargable, una etapa de comunicación Bluetooth y un acelerómetro.
- Acondicionar la señal proveniente del acelerómetro en el procesador a través de la programación desarrollada, para la aplicación de un método que permita cuantificar la actividad física y el gasto energético.
- Desarrollar una aplicación, llamada WalkApp, para que el usuario pueda visualizar datos importantes y metas sobre la actividad física de manera gráfica.
- Generar una estructura robusta en cuanto a software para diferentes usuarios mediante la conexión inalámbrica del Bluetooth, el envío y recepción de datos del sensor inteligente con WalkApp.

1.3 Descripción del problema

La AF tiene una fuerte influencia en factores que no se habían considerado anteriormente, en estados emocionales como ansiedad y depresión, disminución del estrés y mejoras de las capacidades intelectuales y cognitivas (Ramírez et al, 2004). Por otro lado, la falta de AF trae consigo enfermedades como diabetes, obesidad, hipertensión arterial y diversos problemas más (Garber et al, 2011), que según la OMS, pueden causar daños graves si no se toma en cuenta una medida establecida que dependa del individuo y el fin que realice. Muchas veces esta medida es tomada en base a patrones o aspectos empíricos, que pueden repercutir en el individuo, ya sea directamente o no, en ámbitos sociales, educativos, profesionales, laborales, de salud física y mental. Relacionado a ello, la AF insuficiente es el 4º factor de riesgo para mortalidad a nivel mundial; además, se calcula que las personas con AF insuficiente tienen un riesgo de muerte por cualquier causa que varía entre el 20% y el 30%, al compararlos con las personas que realizan al menos 30 minutos de AF moderada casi todos los días de la semana (OMS, 2013). Específicamente, México está dentro de los veinte primeros lugares a nivel mundial en enfermedades tales como obesidad, estrés laboral, diabetes y depresión, problemas que se relacionan con la inactividad física.

Existen diferentes herramientas para medir la AF de un usuario como son las Apps y los dispositivos portables. Los primeros generan errores en la medición ya que los dispositivos móviles no son elaborados para tal fin, debido a que la ubicación de estos no siempre es en el bolsillo de un pantalón como se requiere, mientras que los segundos son tecnología cerrada, costosa e inaccesible para la población mexicana. Ambos, en su mayoría, solo monitorean pero no aportan mayor información y son desarrollados por empresas extranjeras, esto conlleva a que en México el estudio y la investigación de la AF en las personas para diferentes fines relacionado con dicha AF esté muy retrasado respecto a países como Estados Unidos y España, aspecto del cual se quiere independizar para realizar futuros avances y estudios de investigación, fin que persigue el presente

proyecto a largo plazo mediante el desarrollo e implementación de un SII que anule las desventajas de los sistemas actuales, se inicie a generar tecnología propia y a investigar diversos problemas actuales. Por ello se desarrollará un sistema de monitoreo, registro y análisis de movimiento propio, que pueda medir de manera efectiva el movimiento de las extremidades inferiores de una persona.

1.4 Justificación

Los sistemas comerciales disponibles son estructuras cerradas que no permiten que sus algoritmos de tratamiento de variables, señales y código sean modificados y adaptados para su uso en otras aplicaciones o fines en distintas áreas, por ejemplo, hacia la investigación. El SII a desarrollar es de arquitectura abierta donde se evade las desventajas de tener un sistema cerrado y por tanto se elimina la dependencia tecnológica y comercial que a su vez disminuye costos y se puede modificar por cualquiera que así lo desee en trabajos futuros. Este sensor será de fácil uso, ligero, económico, portable, adaptable, fiable y principalmente cuantificará la AF de la persona de manera objetiva. Se trata de diseñar tecnología mexicana que se adapte a las necesidades de la población.

Se pretende llegar al estudio de diferentes poblaciones que resuelvan problemas actuales como las enfermedades físicas y mentales debido a la inactividad física y estudios diversos como los realizados en otros países, seguimiento de patrones para mejorar actividades físicas, identificación del desarrollo de enfermedades en etapas concretas de poblaciones, entre otras.

Específicamente, lo que se desarrolla en este proyecto se dedicará para contribuir en el proceso de creación de un dispositivo que analice efectivamente el movimiento en donde el objetivo va más allá de conocer cuantitativamente valores, que es lo que los sistemas actuales hacen, sino que también, en futuras investigaciones se desea inferir y diagnosticar sucesos.

1.5 Planteamiento general

En el presente proyecto se pretende medir la aceleración y ángulo para calcular el gasto energético de una persona, por lo tanto, para realizarlo se plantean los pasos mostrados en la figura 1.1, donde lo primero es implementar los componentes necesarios para crear el SII que serán el procesador, el acelerómetro, un módulo de comunicación y una batería recargable, los cuales se eligen en su menor tamaño posible sin limitar su poder de procesamiento. Posteriormente se acondicionarán las señales obtenidas de aceleración y ángulo para que puedan ser leídas por el procesador, y esta a su vez sea tratada mediante un método a desarrollar en el mismo procesador para arrojar datos, que serán enviados por medio del protocolo Bluetooth a una App diseñada para el mismo fin, en donde serán mostrados y se agregarán funcionalidades tales como el gasto energético de la persona y los pasos dados. En cada etapa se harán pruebas de funcionamiento y se validará con los trabajos existentes en el área.

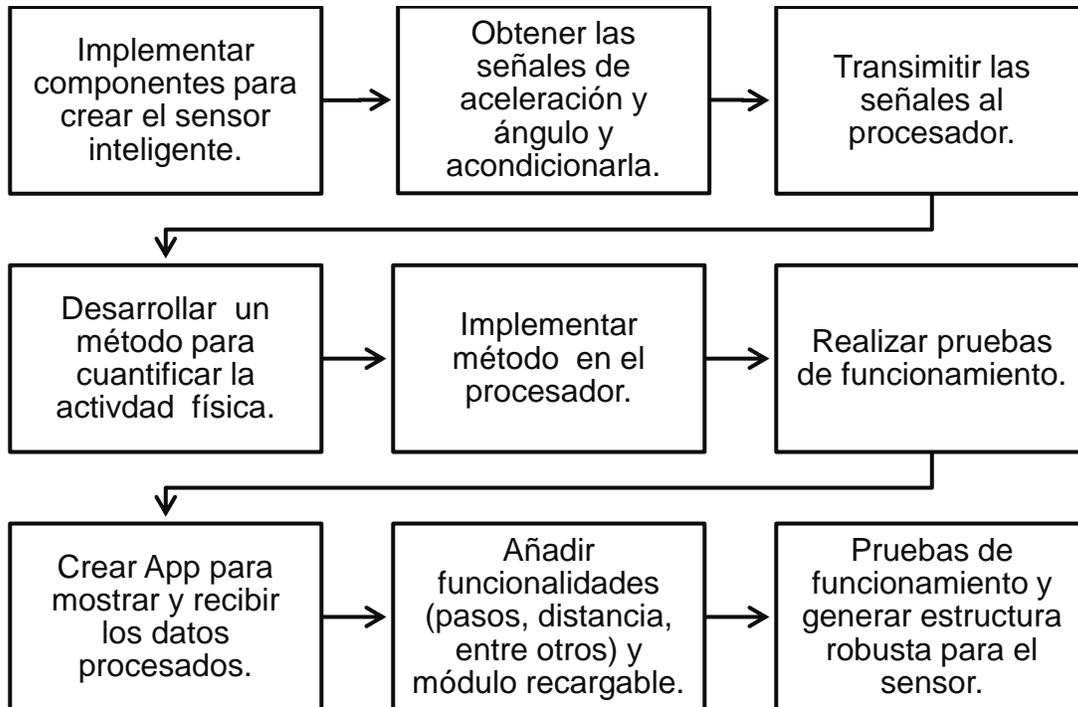


Figura 1.1 Planteamiento general del problema

2 Fundamentación teórica

2.1 Actividad física

La AF es definida como cualquier movimiento corporal producido por el sistema musculo esquelético que resulta en un gasto de energía; tal gasto puede ser medido en kilojoules o kilocalorías, siendo este último parámetro el que se utiliza con más frecuencia (Echavarría y Botero, 2015). La cantidad total de kilocalorías gastadas la determina la cantidad de movimientos producidos por la masa muscular, su intensidad, duración y frecuencia en las contracciones (Caspersen et al, 1985). Existen diferentes tipos de AF como caminar, realizar algún deporte, hacer yoga, bailar, entre otros.

La AF es un comportamiento complejo, y seleccionar la herramienta adecuada para medirla es un reto sobre todo en una población en situación libre, ya que esta cambia día a día, semana a semana, año tras año y según la estación de año (Ugarriza et al, 2015).

2.1.1 Caminar como actividad física

De acuerdo al diccionario de la lengua española, caminar se define como el andar de un lugar a otro, mientras que correr es desplazarse más rápidamente. La diferencia que existe entre caminar y correr es que la primera se realiza con menor velocidad respecto a la segunda.

Según la *American Diabetes Association*, caminar es una de las actividades físicas más completas y fáciles de realizar que trae consigo muchas ventajas y que puede ser realizado por personas de todas las edades e incluso por personas enfermas.

En este contexto, diferentes estudios han mostrado que una de las actividades físicas más comunes seleccionada por personas es caminar. Wikert (2011) realizó un estudio en Estados Unidos en el que concluyó que caminar fue identificado como un tipo frecuente de AF con cerca del 80% de la muestra. En

Australia, la AF más popular es caminar, de acuerdo con *Better Health Channel* (<https://www.betterhealth.vic.gov.au/health/healthyliving/sports-and-physical-activity>). En México, aunque la AF más común no sea caminar, esta es desarrollada indirectamente mediante la práctica del fútbol, el cual es el deporte más común dentro del país, así lo refiere el canal de televisión ESPN (http://www.espn.com.mx/otros-deportes/nota/_/id/3424474/los-deportes-mas-populares-en-mexico%C2%A0son).

2.1.2 Mediciones de Actividad física

La medición de la AF está dada por el gasto de calorías que la persona genera al realizar una AF; este gasto energético puede ser medido utilizando tres diferentes herramientas: métodos criterios, objetivos y subjetivos, en donde cada uno de ellos tiene ventajas y desventajas que se deben detectar para el fin que se requiera. La figura 2.1 muestra un resumen general de las tres formas existentes para medir la AF (Echavarría y Botero, 2015).

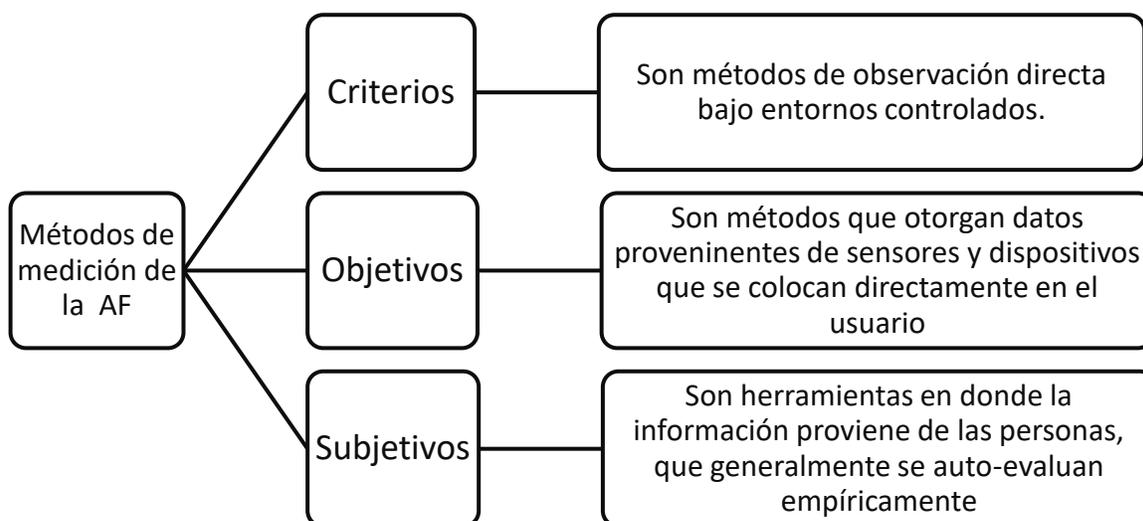


Figura 2.1 Métodos utilizados para la medición de AF (Echavarría y Botero, 2015).

2.1.3 Descripción de los métodos de medición de Actividad Física

De acuerdo con la figura 2.1, los métodos criterio tienen calidad y acceso fiable a la información, pues obtienen diferentes parámetros como la entrada y salida de oxígeno, humedad relativa, ingestión de alimentos, orina, calor derivado del cuerpo, entre otros, que en conjunto establecen un resultado bastante acertado. Poseen varias dificultades ya que se requiere de un observador entrenado que pueda analizar y categorizar la información, lo que a su vez la convierte en una tarea tediosa que consume mucho tiempo, sin olvidar que las personas pueden cambiar su comportamiento natural al sentirse observadas y son muy costosos (Arvidsson et al, 2009 y Sallis, 2010).

Los métodos subjetivos se caracterizan por determinar el gasto energético proveniente de la información suministrada por la persona evaluada; son muy utilizados por su practicidad, tanto para el evaluador como para quien se evalúa, lo que facilita su uso en estudios poblacionales. El gasto energético en algunas ocasiones se da producto de multiplicar el tiempo dedicado a una actividad por una tasa estimada del gasto energético para dicha actividad. Muchos de ellos difieren en la forma de administración y en el tiempo de referencia evaluado (Angarita, 2010). Su principal desventaja es el error que generan y que su información no es confiable, es decir, su validez es puesta en duda (Arvidsson et al, 2009).

Los métodos objetivos son herramientas reconocidas por su calidad y gran precisión al momento de recolectar datos correspondientes a la realización de AF en estudios epidemiológicos. Esto se realiza a través de la cuantificación de algunos componentes de la AF: intensidad, frecuencia y duración mediante el uso de sensores colocados en el cuerpo humano directamente, es por ello que su confiabilidad es buena aplicándose un correcto algoritmo (Arvidsson et al, 2009).

Dentro de este tipo de métodos, una de las ramas que ha tomado mucha popularidad en los últimos años es la acelerometría, la cual cuantifica el

movimiento humano (Kavanagh y Menz, 2007) a través de acelerómetros y de lo cual se basa parte de este proyecto.

La tabla 2.1 compara cada uno de los métodos mencionados anteriormente y en referencia a ello, en el presente proyecto se elige un método cuantitativo que es la acelerometría y el uso de sensores debido a sus características de confiabilidad, costo, uso y practicidad.

Tabla 2.1 Comparación entre los métodos para la medición de AF (Echavarría y Botero, 2015).

Herramienta	Costo	Práctico	Validez/ Confiabilidad	Impacto/ uso	Usos
Métodos criterios	XXX	X	XXX	X	Investigación
Métodos objetivos	XX	XX	XX	XX	Investigación Cotidianidad
Métodos subjetivos	X	XXX	X	XXX	Investigación Cotidianidad

Otra comparación sobre los métodos mencionados en cuanto a practicidad contra precisión se observa en la figura 2.2.



Figura 2.2 Precisión vs practicidad de diferentes instrumentos para medir la AF (Rowland,1996).

Los métodos objetivos son la opción más equilibrada entre cada uno de los casos anteriores mostrados y por ello se elige un método objetivo que tiene que ver con un sensor.

2.2 Acelerometría

La acelerometría es una técnica para cuantificar la AF a través del uso acelerómetros (Aguilar et al, 2014) para diferentes fines prácticos como detectar patrones durante el caminado de las personas, cuantificar la cantidad de pasos y la posición del individuo, entre otras (Kavanagh y Menz, 2007).

La aceleración por su parte, es la tasa de cambio de la velocidad de un objeto. En la acelerometría, la aceleración es proporcional a la fuerza externa y, por lo tanto, puede reflejar la intensidad y la frecuencia del movimiento humano (Yang y Hsu, 2010). La intensidad refleja la velocidad a la que se realiza la actividad o la magnitud del esfuerzo requerido para realizar un ejercicio o actividad, mientras que la frecuencia se define como el número de sesiones o días por semana o mes, que una actividad se realiza, es decir, que tan frecuentemente (Ugarriza et al, 2015), con lo cual se puede determinar el gasto energético. En otras palabras, cada que se da un paso, se da una aceleración que requiere un esfuerzo, y ese esfuerzo implica un gasto energético.

La acelerometría presenta ventajas sobre los métodos subjetivos y criterios, ya que se pueden utilizar en el monitoreo ambulatorio para medir continuamente las actividades y largo plazo de los sujetos en un ambiente de vida libre (Chang y Liang, 2010), el bajo costo, las pruebas no están restringidas a un ambiente de laboratorio, los acelerómetros son pequeños y por lo tanto caminar es relativamente sin restricciones, la medición directa de las aceleraciones otorga datos confiables bajo un procesamiento adecuado y el fácil uso de estos para los diferentes usuarios y grupos de investigación, por ello es que en los últimos años ha sido una técnica implementada por diversos dispositivos portables y móviles, para medir la AF de las personas (Kavanagh y Menz, 2007).

Los acelerómetros recogen información de la frecuencia, duración y la intensidad de la AF, pero no sobre el tipo de AF. Además, no recogen información de la movilidad de la parte superior del cuerpo, pero da la ventaja de que se pueden contar los pasos y este recuento es una manera simple de cuantificar la cantidad de AF en las personas (Ugarriza et al, 2015); dado este recuento de pasos puede calcularse el gasto energético.

Otro aspecto importante a mencionar es que para tener una idea más acertada del nivel de AF en el cuerpo humano deben utilizarse al menos dos sensores en las extremidades.

2.3 Acelerómetro

Un acelerómetro es un dispositivo electromecánico que sirve para medir las fuerzas de aceleración en m/s^2 , ya sea estática que incluyen la gravedad o dinámica que pueden ser vibraciones y movimiento. Son útiles para detectar las vibraciones y el movimiento en los sistemas a los cuales estén adheridos (5Hertz, 2018).

Existen diferentes tipos de acelerómetros comerciales tales como fluidos, magnéticos, reluctivos y servos (Meyden, 1997). Sin embargo, los tipos más comunes para la investigación del movimiento humano son los acelerómetros de galgas extensométricas, piezoeléctricos, piezoresistivos, capacitivos y mecánicos (Kavanagh y Menz, 2007).

El mecanismo básico que se encuentra detrás de la medición de la aceleración a menudo se describe en términos de un sistema de masa-resorte como el mostrado en la figura 2.3, que opera bajo los principios de la ley de Hooke ($F = kx$) y la segunda ley de movimiento de Newton ($F = ma$). Cuando un sistema de masa-resorte se somete a una fuerza de compresión o estiramiento debido al movimiento, el resorte generará una fuerza de recuperación proporcional a la cantidad de compresión o estiramiento. Dado que la masa y la rigidez del resorte se pueden controlar, la aceleración resultante del elemento de masa se puede determinar a partir de las características de su desplazamiento (Kavanagh y Menz,

2007) dada por la ecuación (1) y así obtener dicha aceleración como se muestra en la ecuación (2), donde F es la fuerza total del resorte en N , m es la masa en kg , a es la aceleración dada en m/s^2 , k es la constante de Hooke y x es el desplazamiento del resorte dado en m , variables que pueden observarse en la figura 2.3.

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

$$a = \frac{kx}{m} \quad (2)$$

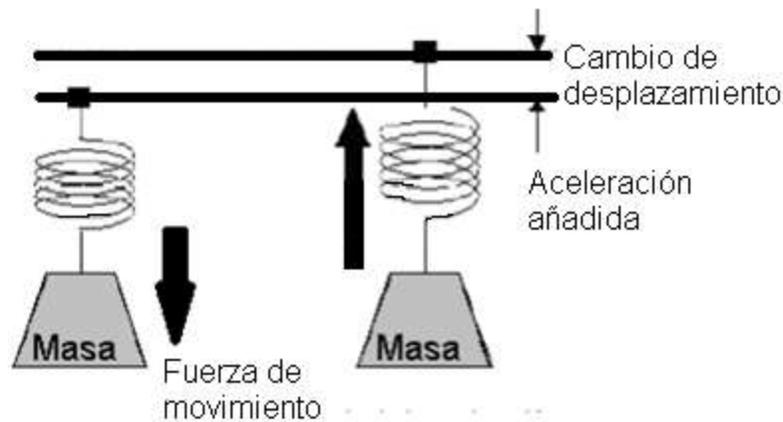


Figura 2.3 Principio para medir aceleración (Universidad de Sevilla).

En la práctica, la aceleración es cuantificada usando diferentes técnicas que dependen de la clase del acelerómetro (Kavanagh y Menz, 2007). Para el presente proyecto se usará un acelerómetro capacitivo del cual se habla a continuación.

2.3.1 Acelerómetro capacitivo

Los acelerómetros capacitivos son muy populares en la actualidad (Kavanagh y Menz, 2007); la figura 2.4 muestra la estructura básica de uno de ellos, donde su principio fundamental de funcionamiento se debe a un elemento de masa de silicio que está rodeado por una matriz de condensadores que se encuentran en el en los extremos del acelerómetro. A medida que el elemento de

masa reacciona ante el movimiento (movimiento que es proporcional a la reacción), se crea un desequilibrio entre los condensadores opuestos que producen un cambio en la capacitancia y por tanto una señal de salida eléctrica que es proporcional a la magnitud de la aceleración aplicada y que de acuerdo a la distancia entre la parte móvil de silicio y las partes fijas se detecta ello. (Kavanagh y Menz, 2007).

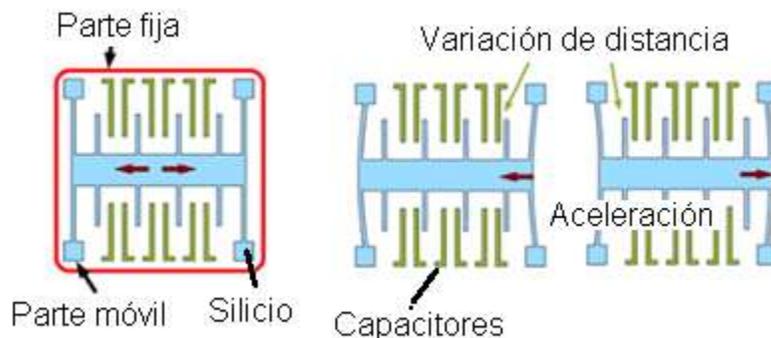


Figura 2.4 Estructura de un acelerómetro capacitivo de 1 eje (Llamas, 2016).

2.4 Giroscopio

Un giroscopio es un dispositivo que mide la velocidad angular en grados/s o revoluciones por segundo. Estos dispositivos, que han llegado a tal punto de ser pequeños sensores de bajo costo llamados MEMS (*Sistemas micro-electromecánicos*), transforman la velocidad angular en una señal eléctrica que se procesa de manera instantánea (5Hertz, 2018).

Sirven para determinar la orientación, rotación y posición (5Herzt, 2018) de diferentes sistemas, tales como robots, barcos y aviones. La figura 2.5 muestra un giroscopio comercial MEMS.



Figura 2.5 Giroscopio MEMS (5Hertz, 2018).

Su funcionamiento es tal que, cuando se hace rotar el giroscopio, una pequeña masa de resonancia conectada a unos resortes, como la que se observa en la figura 2.6, se desplaza lateral y verticalmente de acuerdo al sentido y magnitud de velocidad angular generado por un cuerpo debido al efecto de Coriolis. Para obtener la dirección de la velocidad angular, el marco interior que contiene a la masa tenderá a moverse horizontalmente, al sentido opuesto a la dirección de giro, mediante unos resortes que están conectados a dicho marco, el cuál a través del contacto con algunos capacitores generará una señal eléctrica a la salida que indicará el sentido gracias a los cambios de capacitancia. Para obtener la magnitud de la velocidad angular, la masa tenderá a moverse verticalmente generando, al igual que en el caso anterior, cambios de capacitancia a través del uso de resortes conectados a esta masa de resonancia. Mientras más grande sea la magnitud de la velocidad angular, los resortes estarán más comprimidos en cierta dirección debido al empuje que se genera cuando se gira un cuerpo (efecto Coriolis) y se verá reflejado en el valor de la capacitancia. Estas descripciones se muestran gráficamente en la figura 2.6. De esta manera y mediante el uso de una masa se puede conocer eléctricamente la velocidad angular en magnitud y dirección (Sánchez y Flores, 2015).

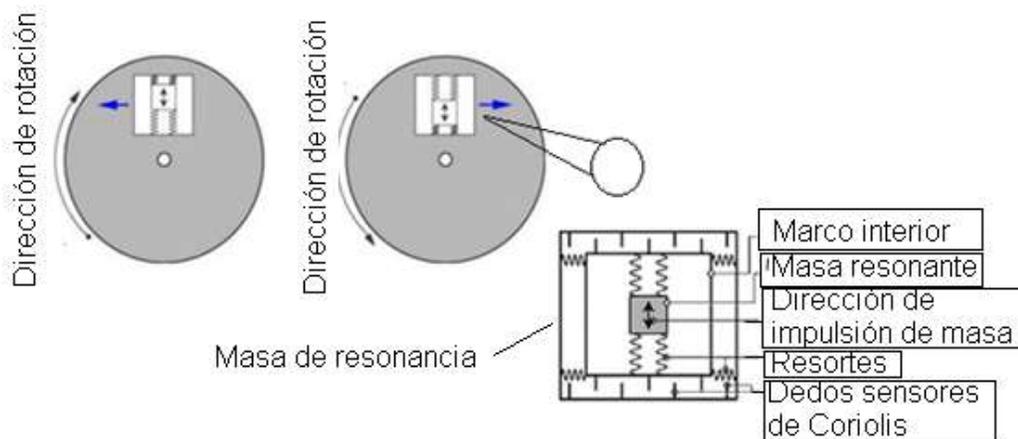


Figura 2.6 Medición de la velocidad angular (Sánchez y Flores, 2015).

El módulo anterior es clasificado como un giroscopio de vibración de Coriolis, ya que las ecuaciones que describen la velocidad angular en este tipo de dispositivos está dada por las ecuaciones del efecto Coriolis y la masa dentro del giroscopio se encuentra vibrando (Falconi y Del Villar, 2015).

2.5 Módulo MPU6050

Es un módulo MEMS basado en el chip MPU-6050 que combina en un único encapsulado un giroscopio y un acelerómetro de tres ejes cada uno (InvenSense, 2013), ambos de denominación capacitiva.

La figura 2.7 muestra el módulo MPU6050 que aloja al acelerómetro y al giroscopio con su respectiva orientación de los ejes x , y y z para medir la aceleración y también se observan los ejes de medición para la de velocidad angular denominados *pitch*, *yaw* y *roll*.

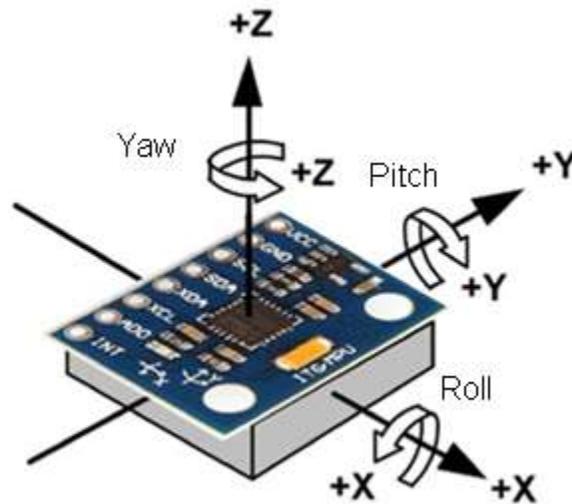


Figura 2.7 Módulo MPU6050 y sus ejes de medición (Serrano, 2017).

La tabla 2.2 muestra las especificaciones técnicas más importantes del módulo mostrado en la figura 8 basado en el chip MPU6050.

Tabla 2.2 Especificaciones técnicas del módulo 6050 (MPU-6000/MPU-6050 Product Specification).

MPU6050			
Voltaje de funcionamiento	3~5V	Tamaño	20.8mm x 15.7mm x 3.4mm
Giroscopio	3 GDL	Corriente de consumo máxima	3.9mA
Acelerómetro	3 GDL	Plataformas soportadas	Arduino Raspberry
Interfaz de comunicación	I2C	Chip	MPU6050
Rango del acelerómetro	±2g, ±4g, ±8g y ±16g	Rango del giroscopio	250, 500, 1000 y 2000 grados/segundo
Sensibilidad del giroscopio	131 LSBs/dps	Convertidor A/D	16 bits (cada canal)

El módulo MPU6050 (ver figura 2.8) cuenta con 8 pines de entrada y salida que se encuentran descritos en la tabla 2.3, de los cuales, solo 4 son los usados para transmitir los datos generados por el acelerómetro y el giroscopio a un procesador.



Figura 2.8 Pines del módulo MPU6050 (5Hertz, 2018).

Tabla 2.3 Descripción de los pines para transmisión datos desde el Módulo MPU6050 (InvenSense, 2013).

Pin	Función	
VCC	Voltaje de alimentación (3.3~5V)	
GND	Voltaje de referencia (0V)	
SCL	Reloj (Serial Clock)	Líneas necesarias para el bus I2C que permite la comunicación entre circuitos integrados
SDA	Datos (Serial Data)	
XDA	Datos auxiliares	Se utilizan para conectar hasta dos dispositivos I2C al Gy-52, funcionando éste como un procesador
XCL	Reloj auxiliar	
AD0	Pin de direccionamiento de datos	Puerto para direccionar los datos de los sensores que envían información al MPU6050
INT	Pin de interrupción	Puede interrumpir los datos de salida y/o entrada.

Los pines *XDA*, *XCL*, *AD0* e *INT* se utilizan para conectar hasta dos dispositivos I2C al MPU6050, por ejemplo, un sensor magnético; sus valores pueden ser accesibles a través de los registros del MPU6050 por algún procesador como arduino. Para el desarrollo del presente proyecto no serán utilizados.

2.6. App Inventor

App Inventor es un entorno de desarrollo de software creado por Google Labs para la elaboración de aplicaciones destinadas al sistema operativo Android. El usuario puede, de forma visual y a partir de un conjunto de herramientas básicas, ir enlazando una serie de bloques para crear la aplicación sin escribir código, solo de manera visual e intuitiva, aunque para realizar un sistema complejo dentro del alcance de App Inventor, eventualmente se requerirá de conocimientos de programación. El sistema es gratuito y se puede descargar fácilmente de la web. Las aplicaciones creadas con App Inventor están limitadas por su simplicidad, aunque permiten cubrir un gran número de necesidades básicas en un dispositivo móvil (De La Torre, 2017).

App Inventor es un entorno de diseño que se encuentra en la nube en <http://ai2.appinventor.mit.edu/>, en donde se realizan los proyectos a través del editor de bloques. El producto final es un archivo *apk* que puede descargarse e instalarse en el dispositivo móvil (Ramírez, 2015). El diagrama básico de creación de una App en App Inventor se muestra en la figura 2.9.



Figura 2.9 Diagrama básico de creación de una App en App Inventor.

Como toda aplicación de desarrollo, App Inventor cuenta con ventajas y desventajas, las cuales se mencionan en la tabla 2.4.

Tabla 2.4 Ventajas y desventajas de usar App Inventor (Ramírez, 2015).

App Inventor	
Ventajas	Desventajas
No es necesario instalar un IDE (Integrated Development Environment), es decir, una aplicación.	No se pueden subir al Android Market, si a Play Store.
Puede conectarse con diferentes dispositivos, por ejemplo, Arduino.	Requiere conexión a internet para el desarrollo de Apps.
Desarrollo rápido de aplicaciones.	Tamaño elevado de APK.
Almacenamiento en la nube.	No permite aplicaciones complejas, aunque si completas.
El entorno de desarrollo es compatible con la mayoría de los sistemas operativos.	No tiene las suficientes herramientas para generar aplicaciones más avanzadas.

Debido a las ventajas que ofrece dada la aplicación a crear, se decide utilizar este desarrollador web en el presente trabajo de tesis.

2.7 Definiciones

2.7.1 App

App es un programa que puede ser instalado en dispositivos móviles y computadoras para que el usuario realice distintos tipos de tareas, como por ejemplo jugar, recibir noticias actualizadas y descargar archivos multimedia; sin embargo, las apps suelen ocupar poco espacio en la memoria, se instalan en poco tiempo y se caracterizan por su dinamismo (Instituto Internacional Español de Marketing Digital, 2015).

2.7.2 Sensor inteligente

Un sensor inteligente es aquel que combina la función de detección y algunas de las funciones de procesamiento de la señal y comunicación. Dado que estas funciones adicionales suelen realizarlas por un microprocesador, cualquier combinación de sensor y microprocesador se denomina a veces sensor inteligente. El nivel de complejidad de un sensor inteligente puede ser muy variado. Además de la detección o transducción puede incluir: acondicionamiento de la señal, correcciones de cero, ganancia y linealidad, conversión de unidades, comunicación, autodiagnóstico, decisión e incluso activación o acción sobre el sistema donde se conecta. Así pues, los sensores inteligente incluyen, además del sensor primario, cuando menos algún algoritmo de control, memoria y capacidad de comunicación digital (Pallás, 2003).

Los sensores inteligentes detectan magnitudes que percibimos con nuestros sentidos, y por otra parte, realizan tareas que anteriormente realizaba exclusivamente un operador humano, se les ha añadido el calificativo de inteligente, pues ahora estos son los que realizan la tarea. Más aun, los sistemas de medida que combinan varios sensores para realizar funciones complejas como el reconocimiento de patrones y la extracción de características, que tradicionalmente han sido realizadas por seres humanos, se denominan sistemas inteligentes (Pallás, 2003).

2.7.3 Dispositivo portable

Un dispositivo portable o portátil es una computadora que se incluye en el espacio personal de un usuario, controlada por el usuario, y tiene constancia operacional e interactiva, es decir, siempre está encendida y siempre accesible. Los dispositivos portátiles tienen las mismas capacidades informáticas que los teléfonos móviles y las tabletas (Jiang et al, 2017).

Un dispositivo portátil es más conveniente para los usuarios usar y llevar debido a su miniaturización, peso ligero y de vestidor. Sus funciones, formas y

usos son diferentes de las tabletas y teléfonos móviles. Las características principales de estos dispositivos se enlistan a continuación (Jiang et al, 2017).

1. Se puede usar mientras el usuario está en movimiento.
2. Se puede usar cuando una o ambas manos están libres u ocupadas con tareas.
3. Existe dentro de la envoltura corporal del usuario, es decir, no debe estar simplemente adherida al cuerpo sino que se convierte en una parte integral de la ropa de la persona.
4. Debe permitir al usuario mantener el control.
5. Debe exhibir constancia, en el sentido de que debe estar constantemente disponible (no debe olvidarse con facilidad, prenda constante).

La figura 2.10 muestra ejemplos de dispositivos portables o portátiles comunes que se pueden encontrar en el mercado (Jiang et al, 2017).



Figura 2.10 Dispositivos portables (Jiang et al, 2017).

2.7.4 Dispositivo móvil

Los dispositivos móviles son aparatos con algunas capacidades de procesamiento de tamaño pequeño que cuentan con características tales como las que se muestran a continuación (Guevara, 2015).

1. Capacidades especiales de procesamiento

2. Conexión permanente o intermitente a una red
3. Memoria limitada
4. Diseños específicos para una función principal y versatilidad para el desarrollo de otras funciones
5. Tanto su posesión como su operación se asocia al uso individual de una persona, la cual puede configurarlos a su gusto.

Dos características importantes de los dispositivos móviles son el concepto de movilidad y de conexión inalámbrica.

2.8 Bluetooth

Bluetooth es una interfaz universal que permite la conexión de forma inalámbrica de corto alcance para transmitir datos que requieran poco ancho de banda (Garin y Hazard, 2013). Bluetooth es la norma que define un estándar global de comunicación inalámbrica, que posibilita la transmisión entre diferentes equipos mediante un enlace por radiofrecuencia. Los principales objetivos que esta norma pretende son (Sánchez, 2015):

1. Facilitar las comunicaciones entre equipos móviles y fijos.
2. Eliminar cables y conectores entre éstos.
3. Ofrecer la posibilidad de crear pequeñas redes inalámbricas.
4. Obtener una tecnología de bajo costo y potencia que posibiliten dispositivos baratos.

La tabla 2.5 muestra las ventajas y desventajas más usuales del uso de Bluetooth.

Tabla 2.5 Ventajas y desventajas de Bluetooth (Garin y Hazard, 2013)

Ventajas	Desventajas
Consumo bajo de energía	Límite de equipos a sincronizar
Bajo costo de producción e implementación	Límite de distancia
Corto tiempo de conexión (configuración)	No disponible para todos
Baja complejidad de uso	

En la actualidad, la tecnología Bluetooth es muy popular y extendida entre los dispositivos de nueva generación, debido a características mostradas en la tabla V que engloba su robustez de conexión entre sistemas con Bluetooth (Falconi y Del Villar, 2015).

La topología de las redes Bluetooth puede ser punto a punto o multipunto. Ésta se basa en el modo de operación maestro/esclavo, un dispositivo maestro se puede conectar simultáneamente con hasta 7 dispositivos esclavos activos con un alcance radial de hasta 10 m o incluso más, si se utilizan los amplificadores adecuados. A la red que forma un dispositivo y los dispositivos que se encuentran dentro de su rango, se le denomina *piconet*. Además, se puede extender la red mediante la formación de *scatternets*. Una *scatternet* es la red producida cuando dos dispositivos pertenecientes a dos *piconets* diferentes, se conectan. Pueden coexistir hasta un máximo de 10 *piconets* dentro de una sola área de cobertura como lo muestra la figura 2.11 (Falconi y Del Villar, 2015).

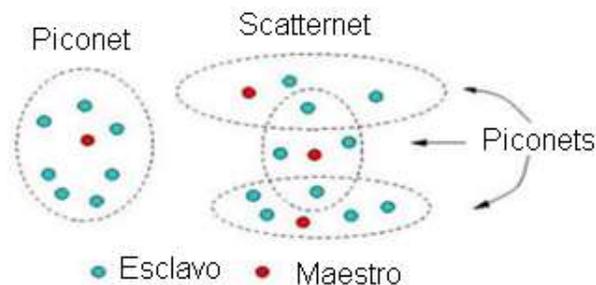


Figura 2.11 Topología Bluetooth (Falconi y Del Villar, 2015).

2.8.1 Bluetooth HC06

Es un módulo que permite la comunicación entre dos dispositivos por medio del protocolo Bluetooth y que de manera sencilla envía y recibe datos para aplicaciones diversas que solo puede funcionar como esclavo, es decir, es cualquier otro dispositivo el que se conecta al módulo HC06. El módulo cuenta con 4 pines de conexión, como se muestra en la figura 2.12.

1. VCC. Voltaje positivo de alimentación en el rango de 3.3V a 6V.

2. *TX*. Pin de Transmisión de datos.
3. *RX*. Pin de Recepción de datos en el módulo HC06.
4. *GND*. Voltaje de referencia 0V.



Figura 2.12 Módulo HC06 (Garin y Hazard, 2013).

Las características que más destacan de este tipo de módulos se mencionan enseguida:

- | | |
|---|---|
| <ol style="list-style-type: none"> 1. Modo esclavo (Solo puede operar en este modo). 2. Frecuencia: 2.4 GHz. 3. Potencia de emisión: ≤ 6 dBm, Clase 2. 4. Alcance 5 m a 10 m. 5. Seguridad: Autenticación y encriptación (Password por defecto: 1234). | <ol style="list-style-type: none"> 6. Perfiles: Puerto serial Bluetooth. 7. Consumo de corriente: 30 mA a 40 mA. 8. Voltaje de operación: 3.6 V a 6 V. 9. Dimensiones totales: 1.7 cm x 4 cm aprox. 10. Temperatura de operación: -25 °C a +75 |
|---|---|

2.9 I2C

Es un bus cuyo ámbito de aplicación es la comunicación entre circuitos integrados (*Inter Integrated Circuit*) que para funcionar, básicamente requiere de dos líneas, una para el envío de datos y la otra para un reloj. A continuación se muestran las características principales de este bus (Fernández, 2004).

1. Es un bus serie síncrono. El término síncrono deberá entenderse como que existirá, además de la línea de datos, una señal de sincronía explícita para validar los datos en el canal serie, y no en el sentido de que en la línea de datos siempre deberá existir un flujo de datos, bien propiamente como tales o bien como medio para mantener la sincronía.
2. El sentido del enlace será semi-bidireccional, es decir, existirá una única línea de datos que podrá utilizarse para el flujo en ambos sentidos, pero no simultáneamente.
3. Un mismo dispositivo podrá actuar o como emisor o como receptor, en distintos momentos.

El bus I2C sólo define dos señales (Fernández, 2004), que se mencionaron superficialmente en la tabla III de esta sección, y las cuales se presenta una descripción más a fondo en este apartado:

1. **SDA.** Es la línea de datos serie (Serial Data, en inglés), semibidireccional. Eléctricamente se trata de una señal a colector o drenador abierto. Es gobernada por el emisor, sea éste un maestro o un esclavo.
2. **SCL.** Es la señal de sincronía (reloj serie, o Serial Clock en inglés). Eléctricamente se trata de una señal a colector o drenador abierto. En un esclavo se trata de una entrada, mientras que en un maestro es una salida. Un maestro, además de generar la señal de sincronía suele tener la capacidad de evaluar su estado.

Este bus permitirá la conexión entre el acelerómetro a utilizar y el procesador de arduino.

2.10 Arduino Pro Mini

Arduino Pro Mini es una placa de microcontrolador basada en ATmega328 de la compañía Arduino. Es un procesador que tiene 14 pines digitales de entrada / salida (de los cuales 6 se pueden usar como salidas PWM), 6 como entradas analógicas, un resonador integrado, un botón de reinicio y orificios para el montaje

de los pines. La figura 2.13 muestra el nombre y ubicación de cada uno de los pines que conforman el Arduino Pro-Mini.

Hay dos versiones del Pro Mini. Uno funciona a 3.3V a 8MHz y el otro a 5V y 16MHz, ambos fabricados por SparkFun Electronics.

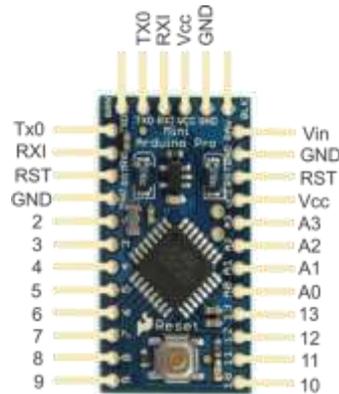


Figura 2.13 Arduino Pro Mini (Jiang et al, 2017).

Sus principales características se muestran a continuación:

- | | |
|---|--|
| 1. ATmega328 a 16MHz con resonador externo (0.5% de tolerancia) | 7. Protección contra corrientes excedentes |
| 2. PCB fino de 0.8 mm | 8. Pesa menos de 2 gramos |
| 3. Conexión USB fuera de la tarjeta | 9. Entrada DC 5V hasta 12V |
| 4. Permite reset automático | 10. LEDs de encendido y de estado integrados |
| 5. Regulador de 5V | 11. Puertos analógicos: 8 |
| 6. Salida máxima de 150 mA | 12. Puertos digitales I/O: 14 |
| | 13. 0.7x1.3 "(18x33mm) |

2.11 Módulo recargable TP4056

El TP4056 es un cargador lineal completo de corriente constante para una sola celda de baterías de iones de litio. Es ideal para aplicaciones portátiles y de uso cotidiano. Además, el TP4056 puede funcionar con USB y adaptador de pared. La figura 2.14 muestra el módulo y sus partes principales.



Figura 2.14 Módulo cargador TP4056 y sus principales partes.

El TP4056 termina automáticamente el ciclo de carga cuando la corriente de carga cae a 1000mA después de que se alcanza el voltaje de flotación final, que está alrededor de 4.2V, como se observa en la figura 2.15.

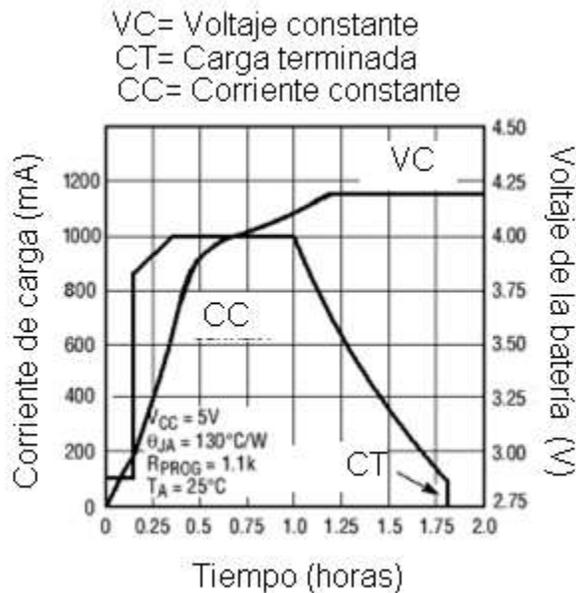


Figura 2.15 Comportamiento de la corriente y voltaje en función del tiempo.

Presenta diferentes características que se enuncian a continuación.

- | | |
|-------------------------------------|------------------------------|
| 1. Voltaje de entrada: 4.5V ~ 5.5V. | 4. Voltaje completo: 4.2V. |
| 2. Entrada: Puerto Micro USB. | 5. Potencia: 4.2 w. |
| 3. Método de carga: carga lineal | 6. Exactitud de carga: 1.5%. |

7. Temperatura de operación: -10 to +85°C.
8. Led indicador del estado de carga

2.12 Importancia de conocer la actividad física en la sociedad

Investigadores y responsables políticos identificaron la necesidad de saber el número de sujetos que eran activos o no, con el fin de profundizar en los aspectos científicos y poner en marcha políticas de salud pública. El interés en la AF ha crecido también entre los expertos en nutrición, lo cual ha llevado a un avance en la investigación y desarrollo de los dispositivos destinados a la cuantificación de AF objetivamente contra los instrumentos auto-administrados de AF (Ugarriza et al, 2015).

La finalidad de medir la AF en estudios epidemiológicos se ha centrado principalmente en: (i) determinar la asociación entre AF y el desarrollo de una enfermedad concreta, (ii) como parte de una estrategia de intervención para eliminar o mejorar la incidencia de una enfermedad o, factores de riesgo de la misma, a nivel individual y a nivel poblacional en cierta etapa y (iii) como una estrategia de salud pública para controlar la evolución de este comportamiento, es decir de la práctica de AF. Para todas estas finalidades, es muy importante que la medición de la AF se centre en la dimensión o dimensiones de la AF adecuadas, y se conozca un valor aproximado (Ugarriza et al, 2015).

La evidencia científica de las últimas décadas ha demostrado los beneficios de la AF para la salud y la prevención de las enfermedades relacionadas. La AF reduce ambas, la mortalidad total y la morbilidad y además, minimiza los efectos fisiológicos de un estilo de vida sedentario aumentando la esperanza de vida activa, contrarrestando problemas muy desarrollados en la actualidad, tales como obesidad, estrés, depresión, enfermedades cardiovasculares y otras. Por ello, es esencial proporcionar métodos válidos y fiables para medir la AF en estudios poblacionales y en el entorno clínico (Ugarriza et al, 2015).

2.13 Problemáticas relacionadas con la inactividad física en México

Un problema no puede resolverse si no se comienza a estudiar. Es importante mencionar que México se encuentra posicionado en los primeros lugares de aspectos relacionados con la falta de AF:

Segundo lugar mundial en obesidad con un total de 32,4% de la población mayor de 15 años, solo detrás de Estados Unidos con un 38.2% de acuerdo con la OCDE (Organización para la cooperación y el Desarrollo Económicos, en 2015, solo participaron países de esta organización). La OMS y el Imperial College de Londres realizaron un estudio sobre la obesidad integrando 200 países y los resultados mencionan a México en el lugar 40 de la lista con personas más obesas.

La revista Forbes publicó en el 2017, que en base a cifras otorgadas por la OMS, México es el primer lugar en estrés laboral, con el 75% que padece síndrome de burnout o fatiga por estrés laboral. Se encuentra encima de países como China (73%) y Estados Unidos (59%).

Statista, el portal de estadísticas y estudios, ha realizado diferentes estudios en base al porcentaje y número personas con diabetes en el año 2017, donde México se encuentra en el lugar número cinco con aproximadamente 12.5 millones de personas que padecen esta enfermedad, solo por debajo de China, India, Estados Unidos y Brasil.

De acuerdo con la OMS, México ocupa el 16vo lugar en el ranking de depresión.

Cada uno de los estudios mencionados anteriormente se ejecutó del 2015 a la fecha, por lo tanto son problemas actuales y que seguirán creciendo día a día si no se llevan a cabo las medidas necesarias para resolver tales problemáticas.

2.14 Problemas con los sistemas actuales

Como ya se ha venido mencionando, en el mercado existen diversos y diferentes dispositivos que cuantifican el gasto energético a través de la AF realizada por el usuario: bandas, dispositivos portables, teléfonos celulares y softwares, en donde cada uno de estos continúan mejorando la precisión en los resultados en cuanto a la cuantificación de la AF se refiere, ya que muchos de estos dispositivos cuentan “pasos falsos” cuando el usuario se sube a un automóvil, se agacha a amarrarse sus agujetas, saca el celular para llamar, entre otros. Según Köping et al (2017) las actividades solo pueden ser detectadas si un sensor es puesto a la parte del cuerpo donde el movimiento toma lugar, aspecto que algunos dispositivos no toman en cuenta, como los métodos basados en los teléfonos inteligentes, los cuales tienen una precisión limitada, especialmente cuando el teléfono inteligente se lleva a cabo de manera no restringida, es decir, que la colocación del teléfono inteligente no solo es arbitraria sino que también se puede modificar. Por lo tanto, identificar con precisión el movimiento de caminar y contar los pasos resultantes sigue siendo un desafío (Brajdic y Harle, 2013).

3 Metodología

3.1 Descripción del dispositivo portátil

Se propone SII estará sujeto al zapato del portador (no estará en contacto directo con alguna extremidad) en donde se pretende ser más exacto en cuanto a la cuantificación de AF con respecto a los sistemas comerciales como pulseras, bandas (para manos y cabeza) y dispositivos portátiles colocados en la cintura.

Los módulos para realizar el SII fueron descritos en el Capítulo 2. El SII estará compuesto por cinco módulos importantes como se observa en la figura 3.1: un sensor primario que será el encargado de censar el movimiento externo desde el pie del usuario conformado por un acelerómetro y un giroscopio, una batería comisionada para alimentar el sistema con un módulo cargador de la misma batería, un procesador encargado de recibir, manipular, realizar operaciones matemáticas, generar datos y por último una etapa de comunicación responsable de enviar la información desde el SII a la aplicación móvil y viceversa a través del protocolo Bluetooth para ser mostrada en WalkApp de manera gráfica.

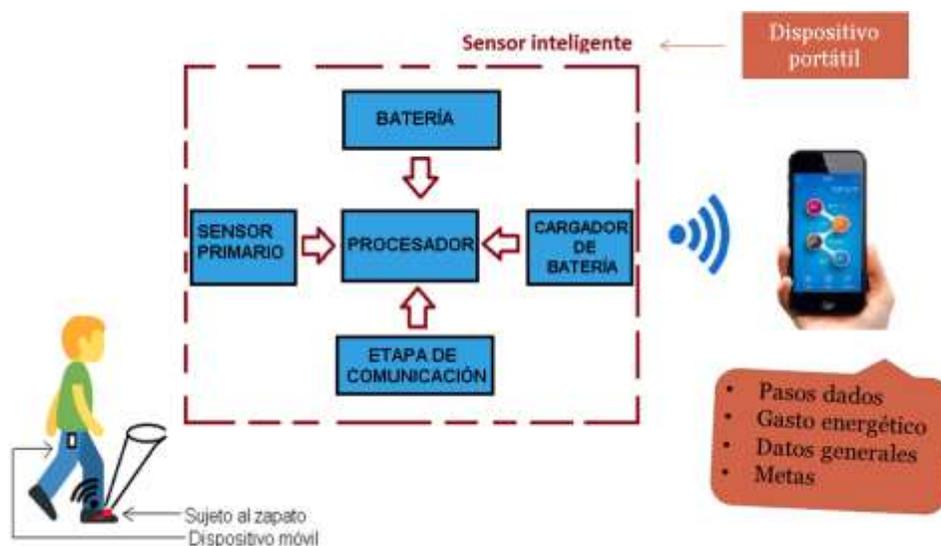


Figura 3.1 Esquema general para la elaboración del proyecto.

Por lo tanto, WalkApp será un medio gráfico que muestre resultados y notifique de avisos importantes al usuario. El conjunto de los módulos mostrados en la figura 3.1 se les denomina sensor inteligente (sus características se describieron en el Capítulo 2).

3.2 Metodología propuesta para la creación del sensor inteligente y WalkApp

La figura 3.2 muestra un diagrama a bloques que se pretende llevar a cabo para realizar el presente trabajo, en donde se muestran enumeradas cada una de las etapas que a continuación se describen. En la etapa 1 se desarrolla el circuito a implementar para crear el SII con sus diversas funcionalidades teniendo en cuenta las diferentes funciones de cada módulo que se agrega a dicho SII. La etapa 2 se basa en la interacción del módulo MPU6050 y el procesador Arduino, en donde se obtienen como resultado las señales de aceleración y ángulo con el menor nivel de ruido posible gracias a la aplicación de diversos filtros y las cuales están listas para ser utilizadas. En la etapa 3 se implementan dos métodos para cuantificar la AF y el gasto energético, respectivamente; particularmente, el primero de ellos contará los pasos dados por un usuario y el segundo contabilizará las calorías quemadas mediante una ecuación obtenida de la literatura. La etapa 4 trata acerca de la elaboración de la aplicación para el teléfono móvil, llamada WalkApp, en donde los resultados son mostrados de manera gráfica mediante el envío y recepción de datos entre dicha aplicación y el SII a través del uso del protocolo Bluetooth.

Para finalizar, se realizarán pruebas de funcionamiento y se verifica que el sistema funcione adecuadamente mediante las funciones realizadas. La metodología anterior se realizará en condiciones controladas en laboratorio, emulando el movimiento de un pie, por lo cual no será necesario la intervención de un ser humano, con las pruebas se podrá validar el sistema en cada una de sus etapas.

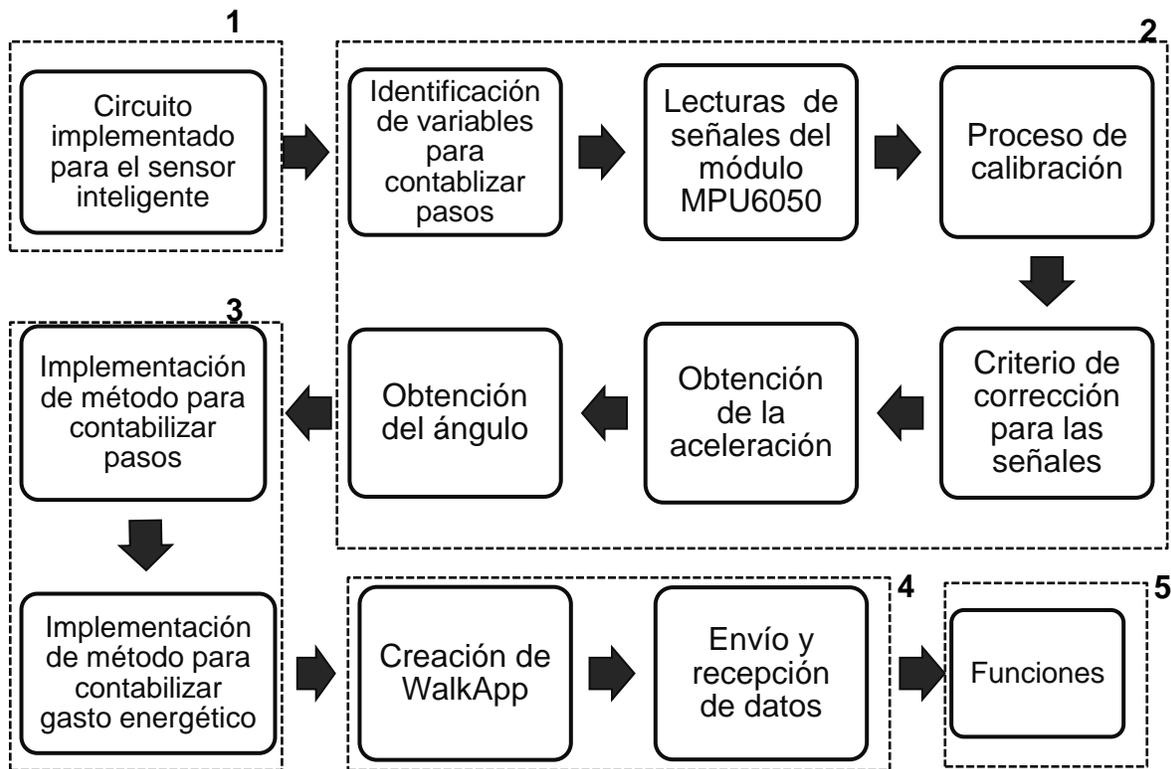


Figura 3.2 Diagrama a bloques para la realización del trabajo.

El sistema será implementado, probado y validado en cada etapa, usando un emulador de movimiento de movimiento, específicamente se simulará la caminata de una persona, con lo cual se evita cualquier riesgo en la integridad de alguna persona y también se podrá medir de manera efectiva la confiabilidad del sistema.

3.3 Circuito implementado para el sensor inteligente

En esta sección se describen, paralelamente, el tipo de módulos elegidos para cada etapa mostrada en la figura 3.1 y las conexiones que se realizarán para obtener el circuito final del SII, considerando su tamaño, peso y funcionalidad de cada uno.

3.3.1 Módulo MPU6050 y Arduino Pro Mini

La figura 3.3 muestra la conexión correspondiente entre el módulo MPU6050 y el Arduino Pro Mini de acuerdo con la información de la figura 2.8 y la tabla 2.3 del módulo MPU6050 y la figura 2.13 del Arduino Pro Mini mostrada en la sección anterior. El MPU6050 tiene internamente un regulador de tensión a 3.3V, por lo tanto, este se alimentará al voltaje de referencia dado por el procesador Arduino que puede estar entre 0 a 5V, además, para intercambiar datos ambas tarjetas hacen uso del protocolo I2C, por ello es que se usa el pin SDA y SCL para ambos casos. Esta parte será la encargada de generar las señales de aceleración y ángulo.

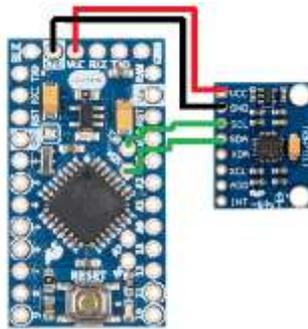


Figura 3.3 Conexión MPU6050-Arduino Pro Mini.

3.3.2 Módulo Bluetooth HC06 y Arduino Pro Mini

La sección 2.8.1 del presente trabajo nos da información acerca de los pines del módulo bluetooth HC06, por lo que la conexión correspondiente con la tarjeta Arduino Pro Mini se realizará como se muestra en la figura 3.4. Se utiliza la alimentación de referencia del arduino, y el pin *RX* del HC06 se conecta al *TX* del Arduino, mientras que el *TX* del primero se puentea al *RX* del segundo.

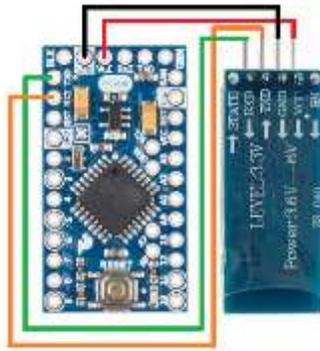


Figura 3.4 Conexión HC06-Arduino Pro Mini.

Esta etapa será la encargada de enviar y recibir datos entre el SII y WalkApp.

3.3.3 Batería recargable, módulo TP4056 y Arduino Pro Mini.

Un aspecto importante durante el desarrollo del presente proyecto es la batería. Esta debe contener características especiales que se enlistan enseguida:

1. Tamaño. Debe ser lo más pequeña posible para hacer el sistema portable.
2. Duración. Esta característica es determinada por la los mili-Amperes-Hora (mAh) de la batería y la cantidad de corriente que se esté extrayendo de esta por hora. De manera general, entre mas mAh, será mejor, pues su duración será mayor pero su tamaño aumentará.
3. Recargable. Debido a que el sistema será recargable, es necesario que la batería lo sea.

Dadas las características anteriores, se usará la batería recargable de Steren modelo *BAT-T085*, con 1000mAh, 3.8V y dimensiones de 3.6 x 3.8 x 1.8 cm.

Por lo tanto, el diagrama entre el módulo TP4056, la batería recargable BAT-T085 y el Arduino Pro Mini se muestra en la figura 3.5.

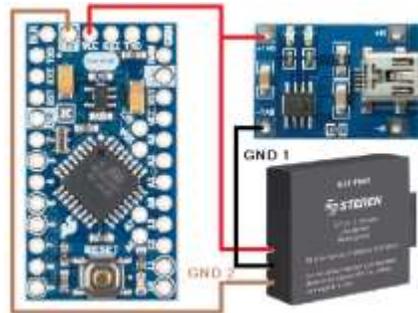


Figura 3.5 Conexión BAT-T085-TP4056-Arduino Pro Mini.

3.3.4 Sensor inteligente

La unión de cada una de las partes anteriores dará como resultado el circuito de la figura 3.6, que expresado en otras palabras, es el SII.

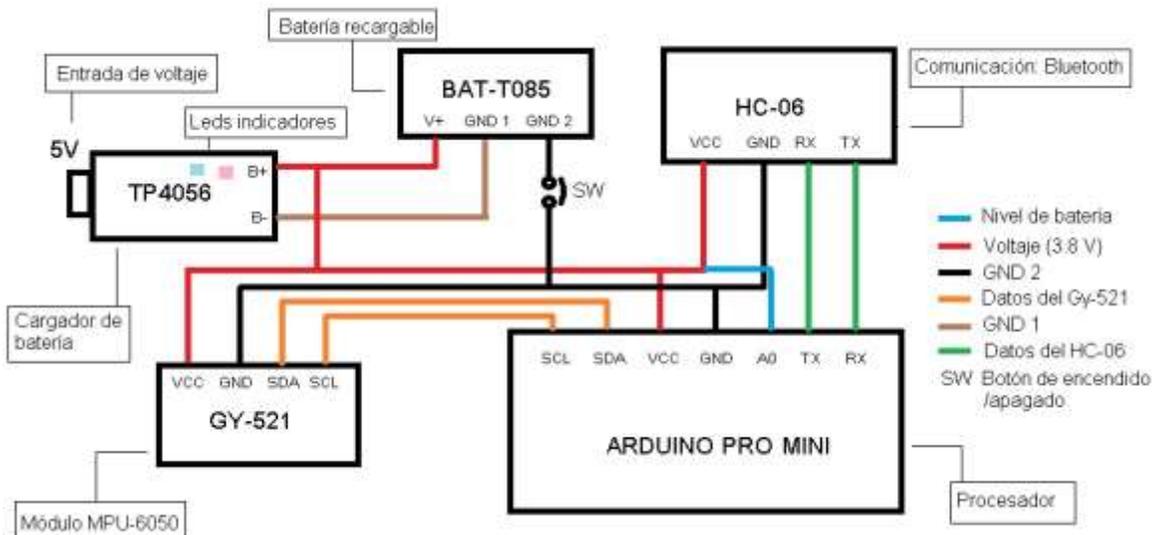


Figura 3.6 Circuito del sensor inteligente.

De manera general, el funcionamiento del SII se basa en que el acelerómetro generará los datos de acuerdo a la situación en la que se encuentra para enviarlos al procesador Arduino y este, mediante un procesamiento de las señales y métodos aplicados sobre las mismas generará nuevos datos para que a

través del módulo HC-06 sean enviados a WalkApp. Además, el SII podrá ser recargado en cualquier instante sin ser afectado gracias a la separación de tierras que tiene la batería. Por su parte, el nivel de batería puede ser conocido leyendo el valor analógico del voltaje en el arduino, aspecto que se realiza y se explica en secciones posteriores.

Para obtener los datos del módulo MPU6050 en el procesador Arduino se hace uso de las librerías desarrolladas por Jeff Rowberg localizadas en el sitio web <https://github.com/jrowberg/i2cdevlib/tree/master/Arduino/MPU6050> además de las librerías para la comunicación I2C.

3.3.5 Batería del sensor inteligente

Un aspecto importante dentro del SII es la duración y lectura de la batería durante el tiempo de trabajo.

La duración máxima ideal de una batería considera la capacidad de la misma en ***mAh*** sobre la sumatoria de la máxima corriente que consumen cada uno de los componentes conectados a esta como lo describe la ecuación (3).

$$\mathbf{Duración} = \frac{\mathbf{mAh\ de\ la\ batería}}{\Sigma I_{componentes}} \quad \mathbf{(3)}$$

Para el SII se considera lo mencionado anteriormente y tomando en cuenta que la *BAT-T085* es de **1000 mAh** se tiene, a partir de la ecuación (3), lo siguiente:

$$Duración = \frac{1000\ mAh}{I_{ARDUINO} + I_{TP4056} + I_{HC-06} + I_{GY-521}}$$

$$Duración = \frac{1000\ mAh}{80mA + 0 + 8mA * +4mA} = \frac{1000\ mAh}{92mA} = 10.87\ horas$$

El SII duraría 10.87 horas con carga antes de que se apague.

Para conocer el nivel de la batería en cualquier instante utilizando el procesador Arduino se utilizará una entrada analógica de este mismo y un divisor de tensión, donde la tensión de salida (del divisor de tensión) equivale a la tensión de entrada (del divisor de tensión) debido al arreglo de resistencias a establecer ($R_1=330\Omega$ y $R_2=330k\Omega$). La entrada analógica del Arduino será la salida del divisor de tensión. Se leerá el valor del voltaje de la entrada analógica para posteriormente, dependiendo del valor del ADC de la tarjeta, se aplique la ecuación (4), en donde el factor de 3.8 corresponde al nivel máximo de voltaje en la batería y n representa el número de bits del convertidor.

$$\textit{Nivel de batería} = \frac{\textit{Lectura del ADC} * 3.8}{2^{n-1}} \quad (4)$$

El convertidor del Arduino Pro Mini, que es el que se utiliza en este proyecto, tiene un convertidor de 10 bits, por lo tanto, se obtiene la ecuación (5), que será la que se utilizará en el procesamiento.

$$\textit{Nivel de batería} = \frac{\textit{Lectura del ADC} * 3.8}{1023} \quad (5)$$

3.4 Identificación de variables para contabilizar pasos

Para implementar un método en tiempo real que otorgue resultados confiables se requiere utilizar el mayor número de variables a las que se tenga acceso sin afectar el tiempo de procesamiento. Como ya se ha mostrado en secciones anteriores, del módulo MPU6050 se puede obtener la aceleración y la velocidad angular en los tres ejes, y de cada una de estas variables se puede obtener el ángulo, por lo que para contabilizar los pasos en este proyecto se hace uso de ambas variables: aceleración y ángulo (obtenido a partir de la aceleración y la velocidad angular). La figura 3.7 muestra el punto y la dirección donde se miden las variables mencionadas anteriormente.

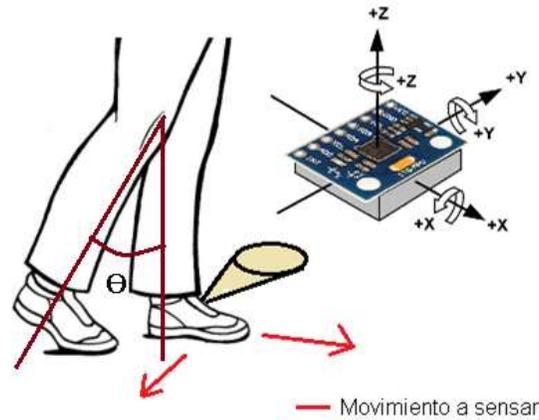


Figura 3.7 Punto de medición de la aceleración y ángulo.

Particularmente, se requiere conocer la aceleración en los ejes x , y y z , además del ángulo de giro en x e y , para posteriormente aplicar un método de conteo de pasos. Respecto a la obtención de las variables, se requiere de un proceso de tratamiento de señales que se muestra en este capítulo.

3.5 Lecturas de señales del MPU6050

Cómo se mostró en la tabla 2.2 del capítulo 2, el acelerómetro puede trabajar en diferentes rangos de aceleración: $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ y $\pm 16g$. Entre menor sea el rango se tiene mayor sensibilidad, y por el contrario, a mayor rango, menor sensibilidad, pero se pueden censar aceleraciones mayores. Para el presente proyecto el rango se establecerá a $\pm 2g$, pues se debe detectar cada que se da un paso y este puede ser lo suficientemente suave para no notarlo, por ello se elegirá este rango. En el caso del giroscopio, el rango establecido se encuentra comprendido de $-250^\circ/s$ a $+250^\circ/s$. En este contexto y considerando que la resolución de las lecturas del MPU6050 es de 16 bits, las mediciones del acelerómetro y giroscopio estarán comprendidas en el rango de -32768 a 32767 bits, teniendo el 0 como punto medio y de referencia.

Como se mencionó anteriormente, para leer las señales en el procesador de Arduino se instalarán librerías de acceso libre que facilitan las lecturas del MPU6050 e interconectan al Arduino Pro Mini y el MPU6050.

Las lecturas de manera directa de la aceleración y la velocidad angular en cualquiera de los ejes x , y y z tienen dos problemas:

1. Están desfasadas respecto al valor que deberían tener, es decir, tienen un *offset*.
2. Contienen ruido, son susceptibles a cambios muy ligeros y tienen frecuencias no deseadas

Las figuras 3.8 y 3.9 muestran los problemas mencionados anteriormente en los puntos 1 y 2 para la señal de aceleración en el eje x y la señal de velocidad angular en el eje x , respectivamente. Para las señales de aceleración y velocidad angular en los ejes y y z ocurre una situación similar.

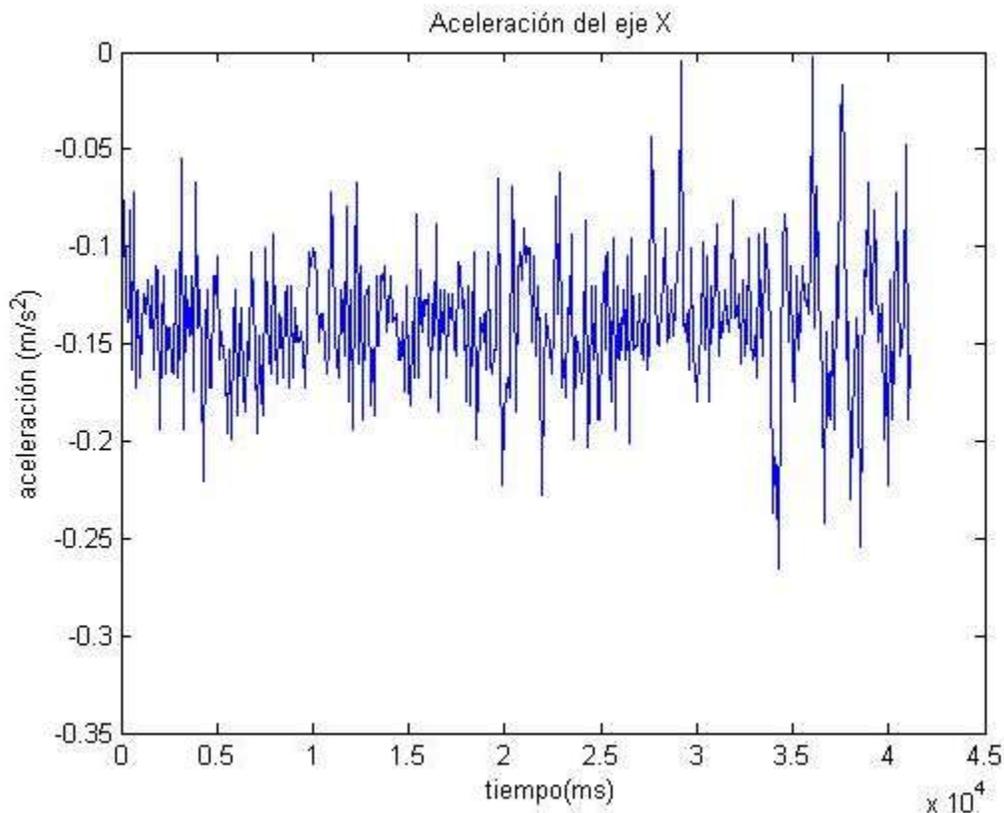


Figura 3.8 Señal original de la aceleración en x .

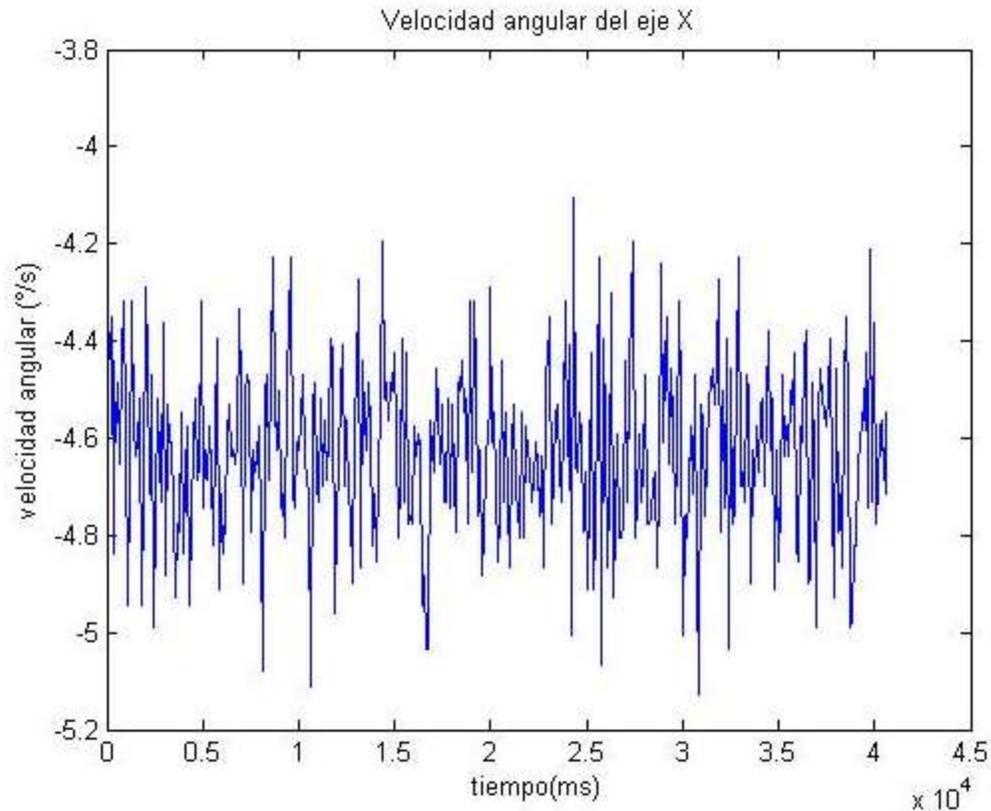


Figura 3.9 Señal original de la velocidad angular en x.

Estos problemas impiden comenzar con un método de detección de pasos, por lo que lo primero que se hace es acondicionar la señal para futuros procedimientos que se requieran mediante un proceso de calibración.

3.6 Proceso de calibración

El proceso de calibración está dirigido a corregir el offset que las señales de aceleración y velocidad angular presentan cuando el sensor se inicia, puesto que para un buen funcionamiento, el SII deberá tener los valores iniciales configurados a un punto de referencia.

Los problemas de offset de las señales son generados por las siguientes situaciones:

1. Cuando el MPU6050 es fabricado y soldado obtiene desnivelaciones agregando un error en cada componente.
2. Cada usuario se colocará el sensor con una orientación diferente respecto a la horizontal, agregando así un offset, por lo que el nivel cero de este mismo debe ser ajustado cada vez se inicie el sensor.

La ecuación (6) representa el offset que debe eliminarse S_{offset} o dicho de otra forma, que se tiene que compensar para referir al sistema a un punto de partida y referencia, en donde O_f es el offset que se refiere al punto 1 y O_c el del punto 2, ambos mostrados anteriormente.

$$S_{offset} = O_f + O_c \quad (6)$$

Una vez colocado el SII en el usuario en la posición en la cual va permanecer, se obtiene S_{offset} , ya que esta variable será el error a compensar en donde los valores ideales a obtener se muestran en la tabla 3.1.

Tabla 3.1 Valores deseados de las variables de aceleración y velocidad angular.

Variable	Valor (bits)
Aceleración en x	0
Aceleración en y	0
Aceleración en z	16 384
Velocidad angular en x	0
Velocidad angular en y	0

Referente a la tabla 3.1, todos los valores, una vez finalizado el proceso de calibración, deberán estar en 0 bits que es el punto de referencia a excepción de la aceleración en z, que tiene un valor de *16 384 bits* que corresponde a *1g* o en otras palabras, es la aceleración de la gravedad equivalente a *9.81 m/s²*.

3.6.1 Aplicación de filtro pasa-bajas para corrección de offset

Primero que nada se tiene que conocer el valor de offset que se restará en la señal y esto se logra haciendo uso de las direcciones de memoria que el módulo MPU6050 ofrece a través de las librerías que se mencionan en la sección 3.3.4. Una vez encontrado el valor del offset mencionado en cada uno de los ejes a corregir x y y z tanto de aceleración como de velocidad angular y teniendo en cuenta la información de la tabla 3.1 que es a donde se quiere llegar, se procede a corregir las señales mediante la aplicación de un filtro pasa-bajas que su función principal es evitar las altas frecuencias y los picos en las señales obtenidas, es decir, se estabilizarán las lecturas.

La ecuación (7) representa el filtro pasa-bajas que se aplicará a las señales de aceleración y velocidad angular, donde S es la señal resultante una vez aplicado el filtro, n es el número de datos a filtrar, S_i y S_{i-1} representan el valor actual y anterior de las señales correspondientes, respectivamente. De manera general, el filtro pasa-bajas es un promedio de las lecturas anteriores y actuales para las señales de aceleración y velocidad angular. Para la aceleración $n = 2^5$ y para la velocidad angular es de $n = 2^3$, debido a que la señal de aceleración es mucho más susceptible a ruidos externos que la de velocidad angular. La división de estos valores puede variar dependiendo de la suavidad con que se quieran las señales, pero se sacrificará tiempo de procesamiento.

$$S = \frac{S_{i-1} - \frac{S_{i-1} + S_i}{n}}{n} \quad (7)$$

Cada 100 lecturas de las señales se verificará si los valores obtenidos del filtro pasa-bajas son cercanos a los valores deseados, mostrados en la tabla 3.1, y dependiendo de eso, se aumentará o disminuirá el valor actual de la señal.

3.6.2 Criterio de corrección para las señales

Este criterio establecerá cuando se produce la orden de finalizado del proceso de calibración mostrado anteriormente. En cada iteración de corrección

de la señal de velocidad angular y aceleración en los tres ejes se comparará con un error mínimo que las señales deberían tener, valores que se muestran en la figura 3.10, donde se observan las equivalencias entre el error absoluto E_{abs} , número de bits n , valor de aceleración a y velocidad angular v .

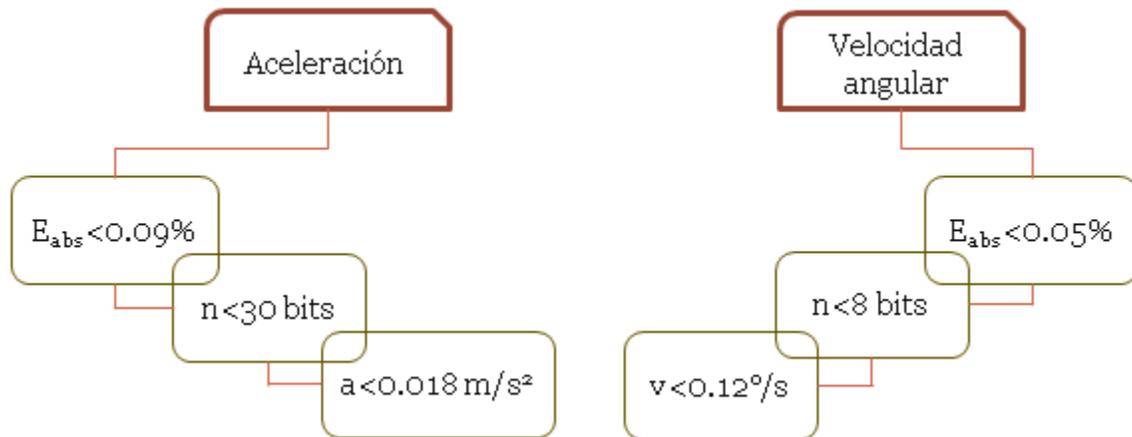


Figura 3.10 Rangos en los cuales se considera calibrado el sensor.

3.7 Obtención de la aceleración

Una vez que se tienen valores de aceleración calibrados se procederá a tomar lecturas de aceleraciones en las tres direcciones: x , y y z . Posteriormente se aplicará nuevamente un filtro pasa-bajas haciendo uso de la ecuación (7) con el fin de suavizar las lecturas, eliminar el ruido y quitar frecuencias no deseadas, pero ahora el número de datos cambia a $n = 10$ con el fin de agilizar el procesamiento de los datos, pues se requerirá mayor velocidad en este aspecto; posteriormente se aplicará la ecuación (8) que es la resultante de aceleraciones en los ejes x (A_x), y (A_y) y z (A_z), con el fin de que cualquier movimiento en cualquiera de los ejes se vea reflejado en la resultante A ,

$$A = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2} \quad (8)$$

3.7.1 Escalado de lecturas de aceleración

Los valores que hasta ahora se han obtenido se encuentran en bits y es necesario convertirlos a valores de aceleración, para tal fin se hará uso de la ecuación (9), donde A_{ha} y A_{hb} representan la aceleración en m/s^2 y en bits del eje correspondiente, respectivamente, además, el valor constante de **9.81** corresponde a la aceleración generada por la gravedad mientras que el valor de **16 384** se refiere a $1g$ que respecta al rango de medición del módulo MPU6050 en bits.

$$A_{ha} = A_{hb} * \frac{9.81}{16\ 384} \quad (9)$$

3.8 Obtención del ángulo

Para obtener el ángulo se hace uso de un filtro complementario que considera:

1. El ángulo obtenido por medio de la aceleración (acelerómetro).
2. El ángulo obtenido por medio de la velocidad angular (giroscopio).

La necesidad de combinar ambas lecturas es que si solo se trabaja con el acelerómetro, este es susceptible a las aceleraciones producto del movimiento del MPU6050 o a fuerzas externas, pero en tiempos largos el ángulo no acumula errores, a diferencia que si se trabaja solo con el giroscopio, aunque si bien este no es susceptible a fuerzas externas, con el tiempo el *drift* (error) es muy grande y por lo tanto solo sirve para mediciones de tiempos cortos.

La ecuación (10) muestra el cálculo del ángulo haciendo uso del filtro complementario, donde **angulo** es el ángulo resultante obtenido, **angulo_{giro}** es el ángulo generado por el giroscopio, ω_{giro} representa la velocidad angular obtenida a partir del giroscopio, **angulo_{acel}** es el ángulo generado por el acelerómetro y Δt es la diferencial de tiempo.

$$angulo = 0.98(angulo_{giro} + \omega_{giro}\Delta t) + 0.02(angulo_{acel}) \quad (10)$$

3.8.1 Ángulo del acelerómetro

Los ángulos obtenidos a partir de la aceleración en z en los ejes x e y se definen por las fórmulas (11) y (12) y las cuales son aplicadas directamente a las aceleraciones, en donde θ_x y θ_y son los ángulos en los ejes x e y, respectivamente, y a_x , a_y y a_z son las aceleraciones en los ejes x, y y z.

$$\theta_x = \tan^{-1} \left(\frac{a_x}{\sqrt{a_y^2 + a_z^2}} \right) \quad (11)$$

$$\theta_y = \tan^{-1} \left(\frac{a_y}{\sqrt{a_x^2 + a_z^2}} \right) \quad (12)$$

El valor obtenido se encuentra en radianes y por tanto se requerirá convertirlo a grados.

3.8.2 Ángulo del giroscopio

Como ya se mencionó en secciones anteriores, el giroscopio entregará una señal de velocidad angular y por lo tanto, para obtener el ángulo será necesario integrar dicha señal. La ecuación (13) se obtiene como resultado de aplicar la integral a la velocidad angular para obtener el ángulo haciendo uso del giroscopio y en la cual θ_e es el ángulo obtenido del giroscopio, ω_e y $\omega_{e(i-1)}$ representan la velocidad angular actual y anterior, respectivamente, y $(t_2 - t_1)$ expresan el diferencial de tiempo.

$$\theta_e = [\omega_e(t_2 - t_1)] + \omega_{e(i-1)} \quad (13)$$

El resultado de la ecuación (13) deberá ser escalado ya que los resultados se encuentran en bits. Para esto, se aplicará la ecuación (14), en donde θ_{gg} es el ángulo del giroscopio en grados, θ_{gb} expresa el ángulo del giroscopio en bits, 250 corresponde a la velocidad angular máxima que puede ser alcanzada por el

giroscopio, mientras que el valor de **32 768** son los bits utilizados para representar dicho valor máximo de velocidad angular usando el módulo MPU6050

$$\theta_{gg} = \theta_{gb} * \frac{250}{32\,768} \tag{14}$$

3.9 Implementación de método para contabilizar pasos

Una vez que se tiene la señal de aceleración A_{ha} de la ecuación (9), y las señales de los ángulos en x e y obtenidas a partir de la ecuación (10) del filtro complementario, se procede a implementar el método de conteo de pasos haciendo uso de las señales mencionadas anteriormente.

Respecto a la figura 3.11, lo que se hará es verificar los picos en la señal de aceleración, que indican el cambio de dirección en el pie del usuario, es decir, nos darán información cuando el pie se encuentre dando un paso. Cada que sucede esta acción se incrementará un contador indicando que un nuevo paso se dio y no se volverá a contar un nuevo paso si y solo si la señal del ángulo, ya sea en x o y, hace un cruce por cero dos veces, que indica que el pie ha estado en posición adelantada y luego atrasada, como ocurre con un paso; en otras palabras, el pie se asemeja a un movimiento sinusoidal que tendrá un máximo, un mínimo y un cruce por cero cada que se dé un paso, aspecto del cual se toma ventaja para el conteo de pasos.

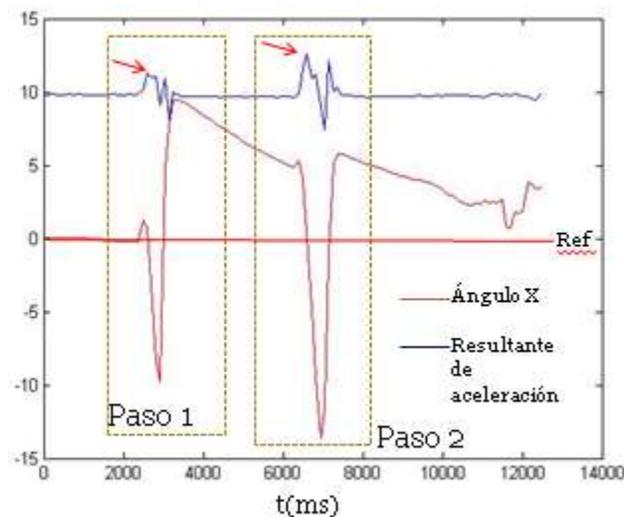


Figura 3.11 Conteo de pasos.

La figura 3.11 muestra la gráfica de dos pasos que un usuario ha dado, la señal azul representa la aceleración resultante en m/s^2 y la señal roja representa el ángulo resultante en grados. Cuando el pico de aceleración se da, el ángulo x en este caso cruza dos veces por cero, y por lo tanto se considera un paso. Lo mismo sucede cuando se da el paso 2, se detecta un pico de aceleración, se incrementa el contador de pasos y no se cuenta un nuevo paso hasta que la señal del ángulo, obtenida a partir del filtro complementario, cruza dos veces por cero, la cual primero pasa de ser una señal positiva a negativa y luego de negativa a positiva, tal y como se muestra en la figura 3.11.

Para evitar los pasos falsos, se establecerá un umbral de aceleración el cual debe superarse para ser considerado un nuevo paso. Si el ángulo pasa dos veces por cero pero el umbral de aceleración no es superado, no se cuenta un nuevo paso. Por otra parte, si se diera un pico de aceleración pero la señal del ángulo no cruza por cero dos veces tampoco se cuenta un paso puesto que el usuario puede estar sentado, conduciendo, entre otras actividades que no se considerarán como AF, especialmente caminar (error cometido en los sistemas comerciales).

3.10 Implementación de método para contabilizar gasto energético

Para la implementación del método de conteo del gasto calórico en el usuario se hará uso de la ecuación (15) en donde Cal es el gasto calórico total del usuario en calorías, kph representa la velocidad del usuario en kilómetros por hora, W_{kg} expresa el peso del usuario en kilogramos, T simboliza el tiempo de actividad física del usuario en horas y K_a es la constante de inclinación de superficie, que para este proyecto es establecida a cero.

$$Cal = (0.0215kph^3 - 0.1765kph^2 + 0.8710kph + 1.4577)(W_{kg}T + K_a) \quad (15)$$

La ecuación fue obtenida a partir de datos experimentales recopilados por *The American College of Sports Medicine* en el 2007 apoyándose de los trabajos desarrollados por Margaria et al en 1963, en donde se midió la quema de calorías

de sujetos que caminaban a distintas velocidades, se generó una tabla de datos y a partir de estos datos se obtuvo la ecuación (15) de grado tres que pasa por los puntos de dicha tabla, ya que no es una relación lineal.

Para implementar la ecuación (15) en el SII, será necesario conocer la velocidad en los periodos en los que el usuario se encuentre activo y cada que esto suceda se aplicará la sumatoria de los valores resultantes de la ecuación (15). Por su parte, el peso del usuario será un valor conocido antes de iniciar la ecuación, pues será introducido por el usuario a través de WalkApp.

La figura 3.12 muestra el diagrama que muestra el conteo del gasto energético a través del tiempo y el cual se dará una vez que se conocen los pasos que el usuario realiza, conocidos a través del método aplicado en la sección anterior.

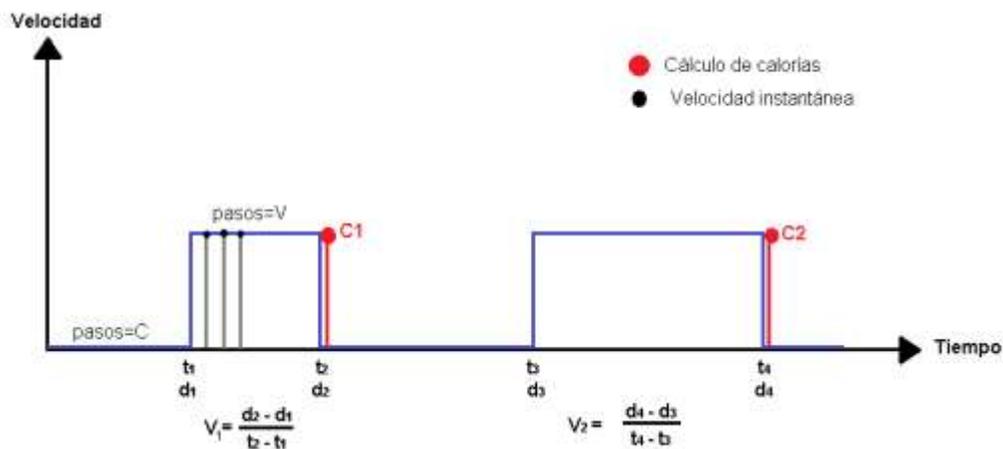


Figura 3.12 Diagrama del conteo del gasto energético.

Cuando el número de pasos es constante indica que el usuario está estático, pero cuando el número de pasos empieza a variar, justo en ese momento se inician banderas de distancia y tiempo indicadas en la figura 3.12 como t_1 y d_1 , que contabilizan el tiempo y la distancia, respectivamente. Cuando el número de pasos vuelve a ser constante se consigue nuevamente el tiempo y la distancia indicados como t_2 y d_2 en esta misma figura. Este periodo muestra que el usuario estuvo activo durante cierto tiempo y en el cual recorrió cierta distancia, por lo

tanto se genera un valor de velocidad indicado como v_1 y el cual es calculado como lo muestra la ecuación (16) para ser introducido a la ecuación (15) que es aplicada justo cuando se finaliza dicha AF, que en la figura 3.12 se muestra como **C1**. El tiempo transcurrido en este periodo también es introducido en la ecuación (15) como T . Si en otro periodo de tiempo el usuario vuelve a realizar una AF, ocurrirá el mismo procedimiento y la ecuación (15) será una sumatoria de los valores obtenidos en la misma.

La ecuación (16) muestra la velocidad promedio del usuario durante un periodo de tiempo activo v , para una distancia inicial d_1 y final d_2 que corresponden a un tiempo inicial t_1 y final t_2 , en donde el tiempo se calcula haciendo uso de las librerías que la plataforma de Arduino ofrece, mientras que la distancia y aceleración de los trayectos realizados se muestra en el siguiente apartado.

$$v = \frac{d_2 - d_1}{t_2 - t_1} \quad (16)$$

3.10.1 Cálculo de distancia y aceleración

La distancia recorrida por el usuario depende de los pasos que este dé durante el tiempo de uso del SII y la cual dependerá de dos factores, el sexo y altura del individuo. Las ecuaciones (17) y (18) que se muestran a continuación representan la longitud del paso para mujeres L_M y hombres L_H en metros, respectivamente, h es la altura del individuo en m y los factores **0.413** y **0.415** representan el promedio tomado de diferentes pruebas de acuerdo con González de la Rubia en su trabajo *La zancada paso a paso* en el 2013.

$$L_M = h * 0.413 \quad (17)$$

$$L_H = h * 0.415 \quad (18)$$

De forma general, las ecuaciones (17) y (18) entregarán la distancia recorrida por el individuo según sea a través del conteo de pasos realizado por el SII y este a su vez calcula el gasto energético derivado de la velocidad de caminata del usuario.

Para obtener la aceleración se derivará la velocidad obtenida en el apartado anterior bajo los periodos de tiempo que el portador se encuentra activo, tal como lo muestra la ecuación (19).

$$a = \frac{dV}{dT} = \frac{\Delta V}{\Delta t} \quad (19)$$

3.11 Creación de WalkApp usando App Inventor

En el capítulo 2 de este trabajo se mencionaron aspectos generales del entorno App Inventor para desarrollar aplicaciones móviles en Android, en donde una de sus principales ventajas es la facilidad con que se realizan estas aplicaciones, ya que el diseño y la programación se realiza a través de objetos los cuales ya se encuentran predefinidos y lo único que se realiza es arrastrarlos al espacio de trabajo.

3.11.1 Diseño gráfico de la aplicación

Para crear una aplicación, el primer paso es desarrollar un entorno gráfico con elementos que tengan nombre propio, para que posteriormente en la parte de programación sean llamados por su nombre y se puedan realizar operaciones con estos mismos.

La figura 3.13 muestra el entorno de creación de App Inventor donde se pueden elegir y modificar aspectos de diseño como colores, tamaño y forma, además se puede hacer uso de botones, menús, seleccionadores, sonidos y videos o utilizar herramientas de los teléfonos Android, tales como el Bluetooth, GPS, entre otros.

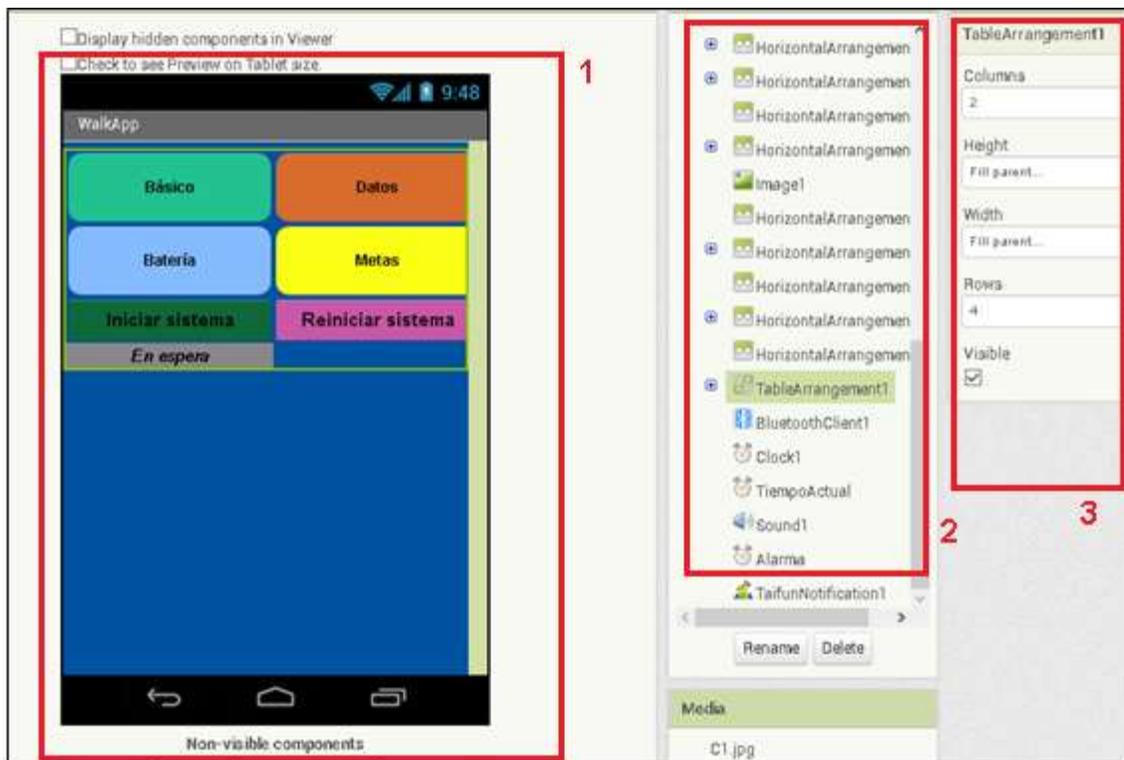


Figura 3.13 Creación de WalkApp.

El entorno de diseño muestra la pantalla de un teléfono móvil (recuadro 1 de la figura 3.13) en donde a partir de los objetos existentes en las barras de herramientas se va creando la pantalla a mostrarse durante la ejecución de la aplicación, asignándosele un nombre a cada uno de estos objetos (recuadro 2 de la figura 3.13) y del cual pueden configurarse sus propiedades (recuadro 3 de la figura 3.13).

Para realizar WalkApp se hará uso de una serie de botones y listas despegables que permiten en conjunto realizar operaciones para configurar y mostrar los datos necesarios para observar el gasto energético y los diferentes datos que se mostrarán. De manera general, esta parte del proyecto es puramente diseño.

3.11.2 Programación de la aplicación

La segunda parte de la creación de una aplicación en App Inventor, como se dijo anteriormente, es crear la programación que hace uso del nombre de los objetos creados en la parte de diseño; la figura 3.14 muestra un ejemplo de esta situación: cuando un botón (de nombre *Button5*) es presionado, una serie de instrucciones es realizada. Diferentes elementos como imágenes y tablas dejan de ser visibles y otras lo pasan a ser y el fondo de la aplicación cambia a otro color que es almacenado en una imagen.

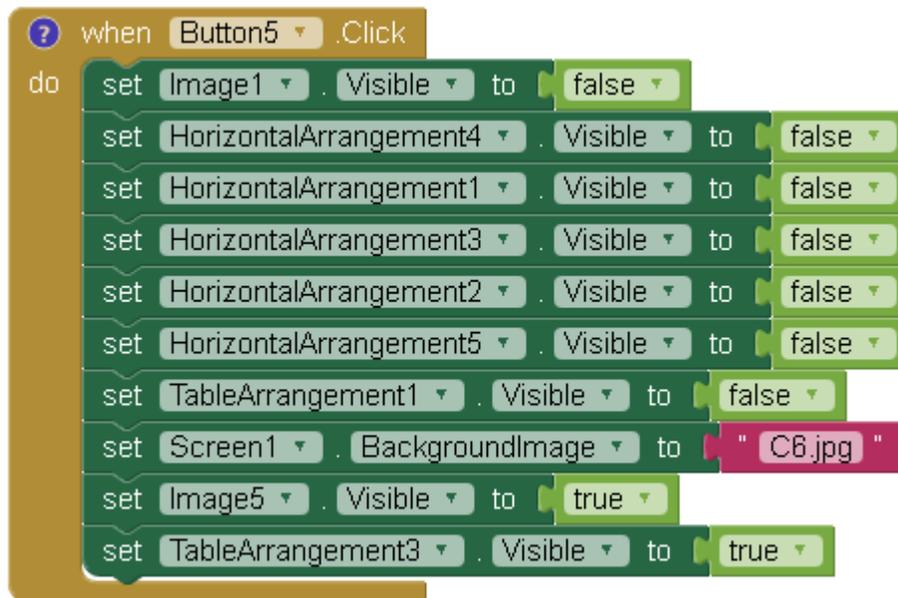


Figura 3.14 Programación en App Inventor.

Para cada uno de los elementos que se realizan en la aplicación de manera gráfica se realizará un bloque programable similar al de la figura 3.14 que tendrá la función de mostrar y esconder objetos de manera que el usuario tenga la sensación de que existen diferentes pantallas.

3.12 Envío y recepción de datos

Para enviar y recibir datos desde el SII y desde la aplicación de WalkApp se seguirá el procedimiento que se muestra en la figura 3.15. Aunque los entornos de programación para cada una de estas plataformas cambia, el

procedimiento a seguir es el mismo, pues la recepción y transmisión de datos se realiza a través de un mismo protocolo de comunicación, como lo es el Bluetooth.

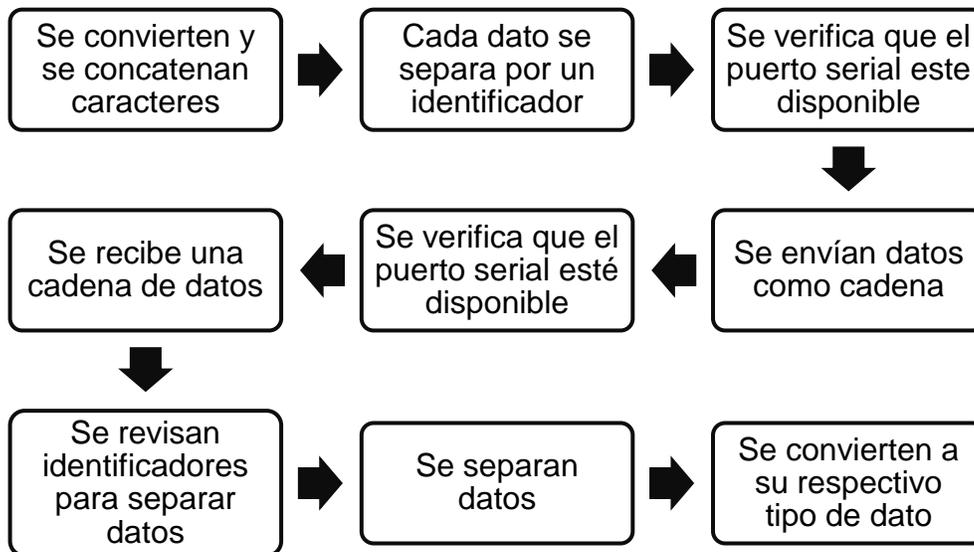


Figura 3.15 Envío y recepción de datos usando el protocolo Bluetooth.

Respecto a la figura 3.15, lo primero que se hará para enviar una serie de datos es convertir todos los tipos de datos, ya sean enteros, flotantes, entre otros, a una cadena de texto que es concatenada en una misma línea; cada dato dentro de la cadena de texto se separará por un identificador con el fin de saber el inicio y fin de dicho dato. Hecho esto, se verificará que el puerto serial esté disponible, si lo es así, los datos serán enviados para ser recibidos en la plataforma receptora (ya sea el SII o WalkApp), en donde una vez que se encuentran en la terminal se recibirán como cadena de datos que es guardada y que enseguida se revisará para extraer la información. Se leerá la cadena de texto y cada que se encuentra un identificador se creará un nuevo dato, proceso conocido como separación de datos. Debido a que los datos guardados se encuentran almacenados como cadena, es necesario convertir aquellos que se requieran a enteros, flotantes, entre otros, puesto que es requerido para realizar operaciones matemáticas dentro del código.

Con este proceso se logrará el envío y recepción de datos, aspecto vital para la comunicación entre ambos dispositivos, el SII y el teléfono móvil que contiene la aplicación de WalkApp.

3.13 Periodos de muestreo del sensor inteligente y la aplicación WalkApp

Cuando el SII inicia la contabilización de pasos, a las señales de aceleración y velocidad angular se les aplicará un filtro promedio de diez lecturas como se mencionó en secciones anteriores, en donde cada una de estas se muestreará a 2 milisegundos. Enseguida se realizarán los cálculos correspondientes de pasos, distancia, gasto energético, entre otros, estas operaciones generarán un retardo de aproximadamente 2 milisegundos dependiendo de factores como la distancia recorrida o si el individuo está en movimiento o estático. Cada que se cumple medio segundo, se realizará el envío de los datos correspondientes a la aplicación de WalkApp. Este procedimiento se muestra en la figura 3.16.

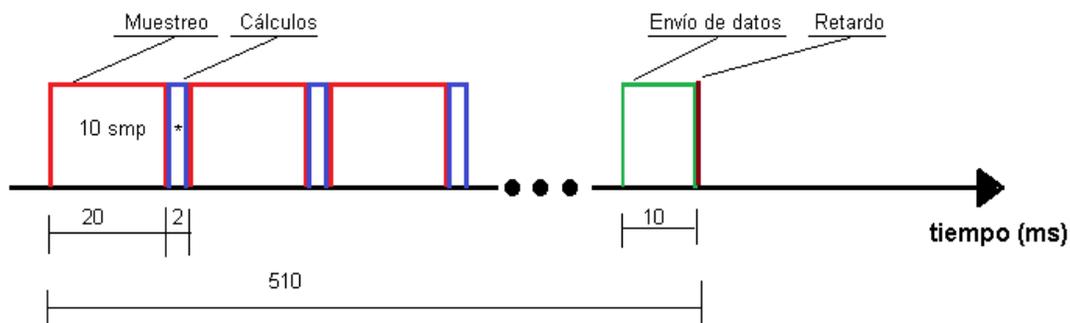


Figura 3.16 Muestreo del sensor inteligente.

El periodo de muestreo de la aplicación WalkApp se encuentra a la mitad de lo que lo está el sensor inteligente, es decir, 255 milisegundos.

Es importante mencionar que las lecturas del filtro promediador podrán ser reducidas y con esto disminuir el tiempo de procesamiento, más sin embargo los resultados obtenidos en la contabilización de pasos sufrirán de un error

considerable, puesto que la señal no es tan suave como se desearía y el método que se aplica es en línea, es decir, se dan resultados relativamente enseguida.

De acuerdo con Henriksen et al (2004), la frecuencia de marcha típica de humanos oscila entre 0,6 Hz y 2 Hz; en otras palabras, la duración de cada paso oscila aproximadamente entre 0.5 y 1.6 segundos. Por lo tanto, bajo la configuración mostrada en la figura 3.16, la ventana de tiempo será alcanzada sin ningún problema. Idealmente, la frecuencia más alta detectable por el SII es de 500 Hz o 2 milisegundos, sin tomar en cuenta el cálculo y envío de datos.

Si la velocidad del individuo aumenta, algunos pasos pueden ser perdidos debido a la velocidad de muestreo, el tiempo que se agrega al hacer los cálculos y el envío de datos, más sin embargo, se pueden obtener aceleraciones y velocidades angulares a una velocidad más alta excluyendo todos los filtros y cálculos que se realizan para posteriormente analizarlos fuera de línea con métodos más avanzados.

3.14 Carcasa del sensor inteligente

El armazón que protegerá al SII fue diseñado en SolidWorks una vez que se realizaron las medidas correspondientes, considerando el puerto de carga y leds indicativos de los módulos que se agregan. La figura 3.17 muestra el diseño en SolidWorks.

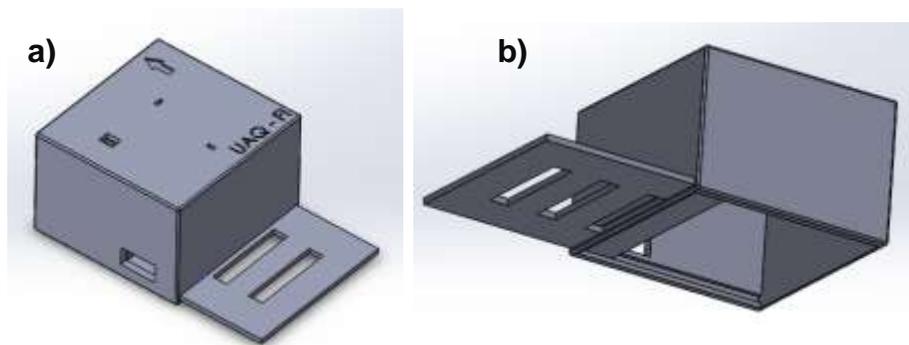


Figura 3.17 Diseño de carcasa del sensor inteligente en SolidWorks.

En a) Vista superior y b) Vista inferior.

4 Resultados

Un SII no invasivo adaptable a poder monitorear, registrar y analizar el movimiento de las extremidades inferiores de un usuario que cuantifica la AF relacionada con la caminata que realiza el mismo para un ambiente de vida cotidiana, en donde la información generada por dicho SII es observada en una aplicación que fue creada para tal fin, llamada WalkApp, en donde además del gasto energético del usuario se pueden verificar diferentes variables como la distancia recorrida, velocidad y la aceleración del mismo. También se pueden crear metas personales, almacenar datos para ser analizados posteriormente y revisar la batería del sistema en todo momento.

4.1 Integración de componentes

La unión de cada uno de los componentes mencionados a través del proyecto y en referencia a la figura 3.1 del capítulo 3, se generó el SII de la figura 4.1, que como componentes principales se tiene un Arduino Pro Mini (procesador), un módulo Bluetooth HC06 (etapa de comunicación), una batería recargable, el módulo TP4056 (cargador de batería) y el módulo MPU6050 (sensor primario) que contiene el giroscopio y acelerómetro en donde cada uno de los componentes se ha descrito en secciones anteriores.

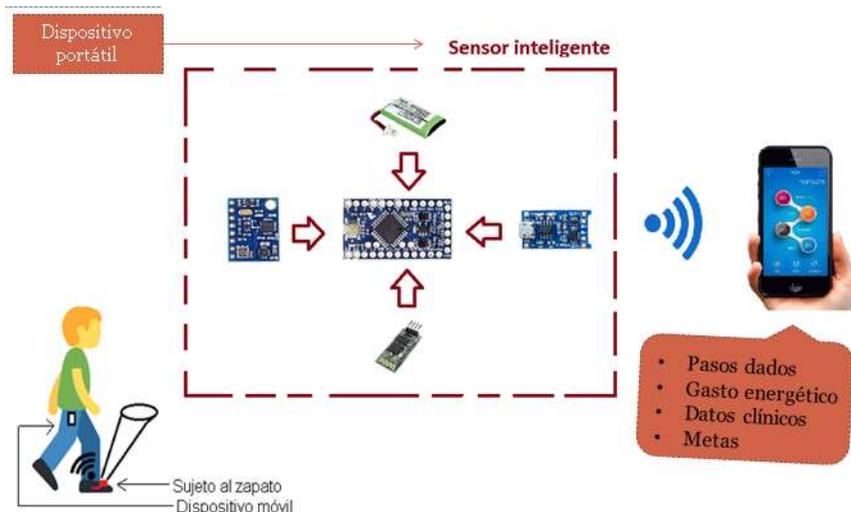


Figura 4.1 Componentes elegidos para el sensor inteligente.

El SII se observa de manera física en la figura 4.2a, en donde el circuito mostrado en la figura 3.6 ha sido implementado y se observa en la figura 4.2b.

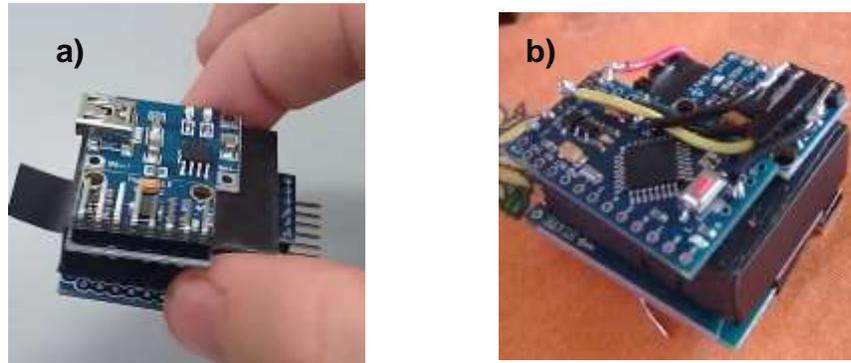


Figura 4.2 Sensor inteligente.

En a) ensamble de componentes y b) circuito implementado.

4.2 Señales de aceleración y ángulo calibradas

El proceso de calibración descrito en el capítulo anterior de las señales de aceleración y ángulo se muestra en las figuras 4.3 y 4.4, que representa la calibración de la aceleración en el eje x y la calibración de la velocidad angular en el eje x, respectivamente. Para las señales restantes ocurre algo similar.

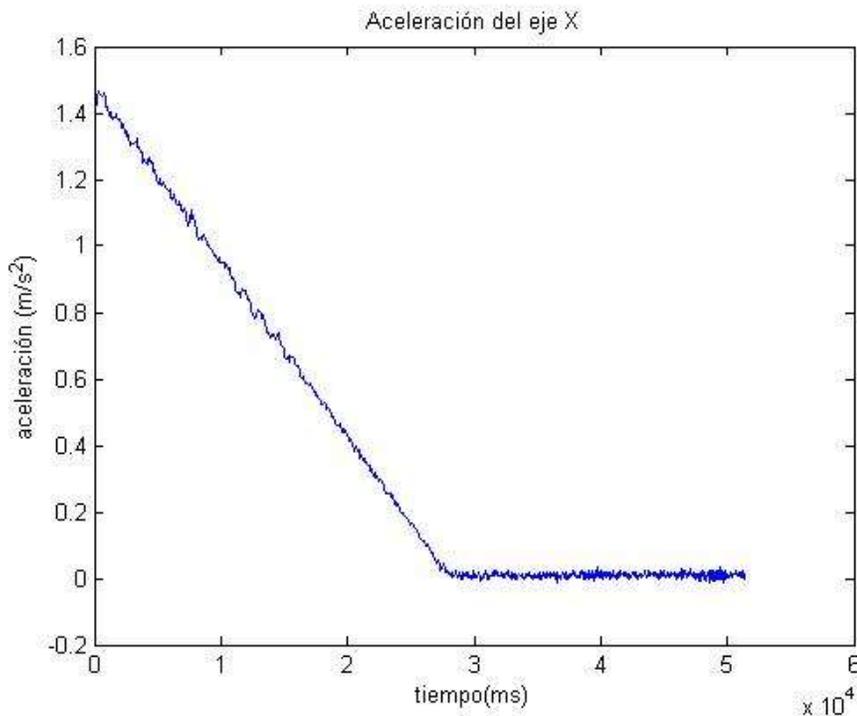


Figura 4.3 Calibración de la señal de Aceleración en x.

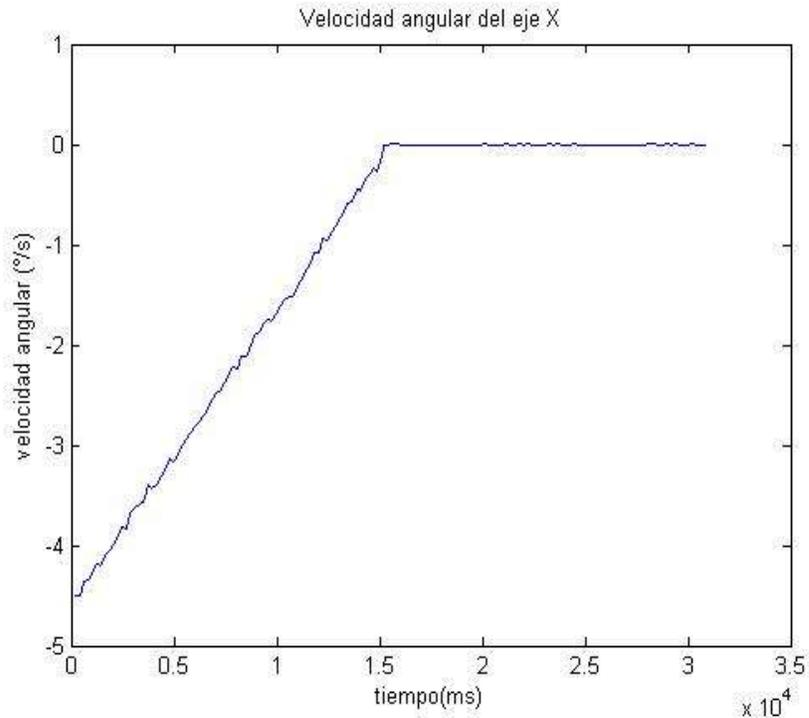


Figura 4.4 Calibración de la señal de velocidad angular en x.

Es importante notar que las señales mostradas en las figuras 4.3 y 4.4 aparecen filtradas y el ruido que se observa en ellas es despreciable. Además, se aprecia que con el paso del tiempo, estas señales buscan establecerse en la referencia, ya sea hacia arriba o hacia abajo, que en otras palabras, es el proceso de calibración.

4.3 Caja del sistema

La caja diseñada para el SII se imprimió usando PLA y se observa en la figura 4.5, en donde el SII se encuentra dentro de esta.

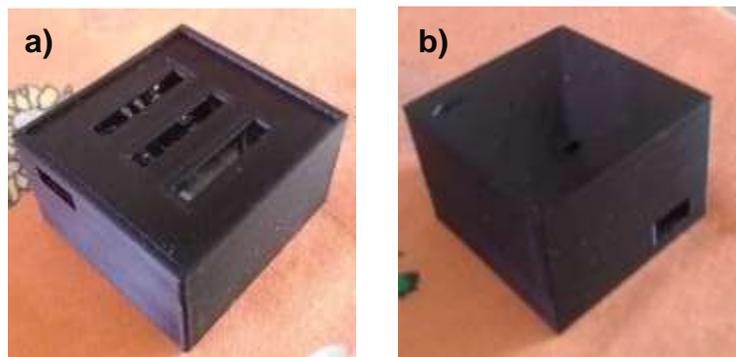


Figura 4.5 Caja del sensor inteligente. En a) Vista superior y b) Vista inferior.

La caja del SII mostrada en la figura 4.5a contiene tres rendijas que su función es la de sujeción al pie o zapato del portador, ya sea mediante una banda ajustable o a través de las agujetas del zapato del usuario si es el caso. Además, contiene diferentes orificios que permiten observar el estado del SII a través de leds y un puerto de carga como se observa en 4.5b. Véase el anexo A Manual de Usuario para más información acerca del SII, su correcto uso y funcionamiento.

La figura 4.6 muestra un ejemplo de colocación del SII en el pie de un usuario, el cual ha sido atado mediante las agujetas del mismo zapato.



Figura 4.6 Ejemplo de colocación.

Las pruebas de funcionamiento, que se describen en la siguiente sección, se realizaron colocando el SII tal y como lo muestra la figura 4.6.

4.4 Métodos aplicados

Los métodos que se aplicaron en cuanto al conteo de pasos y calorías fueron probados y a continuación se muestran los resultados obtenidos.

4.4.1 Conteo de pasos

La figura 4.7 muestra las señales de la resultante de las aceleraciones y la de ángulo. Cada que surge la condición explicada en la sección 3.9 se incrementan los pasos, señal que de igual manera se encuentra representada en la figura antes mencionada.

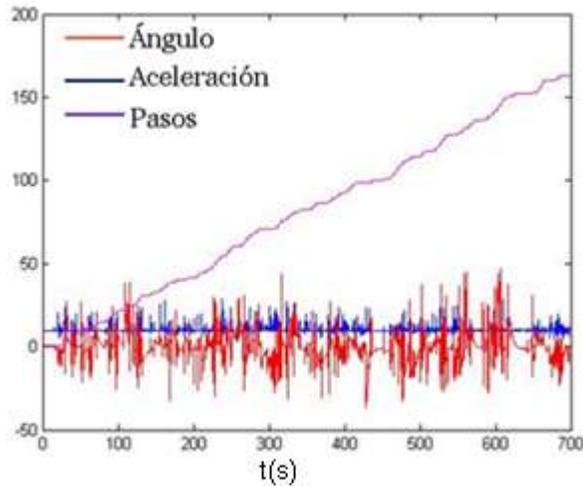


Figura 4.7 Conteo de pasos bajo señales de aceleración y ángulo.

La efectividad del método puesto en marcha, a partir de diversas pruebas realizadas se muestran en la tabla 4.1.

Tabla 4.1 Pruebas del método de conteo de pasos aplicado

No. De Prueba	Pasos dados	Pasos detectados por el SI	Efectividad (%)
1	10	10	100
2	20	21	95
3	50	48	96
4	100	105	95
5	200	196	98

Las pruebas descritas en la tabla 4.2 involucraron situaciones en las que el usuario se encontraba sentado, en un auto en movimiento y parado realizando pequeños movimientos que no se consideran pasos. En comparación con los sistemas comerciales, el SII mostró buenos resultados al no contabilizar pasos en las actividades antes descritas.

El trabajo desarrollado en este proyecto fue comparado utilizando dos sistemas distintos dedicados al conteo de pasos, el primero fue un reloj *SmartWatch Q18* de Apple y el segundo una aplicación móvil llamada *Pedometer*

and Fitness Pal. Se realizaron 20, 50 y 100 pasos portando los tres sistemas al mismo tiempo, en donde al final de cada prueba se tomó registro de los pasos registrados por cada uno de los sistemas mencionados anteriormente. La tabla 3.2 muestra los resultados obtenidos, donde se puede apreciar que el sensor inteligente del presente trabajo fue más exacto que los dos sistemas comerciales descritos

Tabla 4.2 Comparación entre WalkApp y sistemas comerciales

Sistema Pasos	WalkApp y sensor inteligente	SmartWatch Q18	Pedometer and Fitness Pal
20	18	35	13
50	47	80	38
100	104	140	80

4.4.2 Conteo de calorías

Para el método implementado del gasto energético se hizo uso del software en línea *shapesense*, con el fin de comparar resultados debido a que este utiliza la misma ecuación (ecuación (15)) que ha sido utilizada en este proyecto, con la única diferencia de que en *shapesense*, la constante de inclinación de superficie es calculada a 1%, y para este proyecto ha sido establecida a 0%. La prueba consistió en introducir los mismos datos a ambos desarrollos: para un peso de 55 kilogramos y una distancia recorrida de 100 metros en 53.93 segundos, se tiene en *shapesense* un gasto energético de 5 calorías, mientras que para el método implementado en este proyecto se obtuvieron 4.95 calorías quemadas, situación que es mostrada en la figura 4.8, a) Software *shapesense* y b) Desarrollo de este proyecto. Las variables mostradas en 4.8b hacen referencia a las de la ecuación (15).

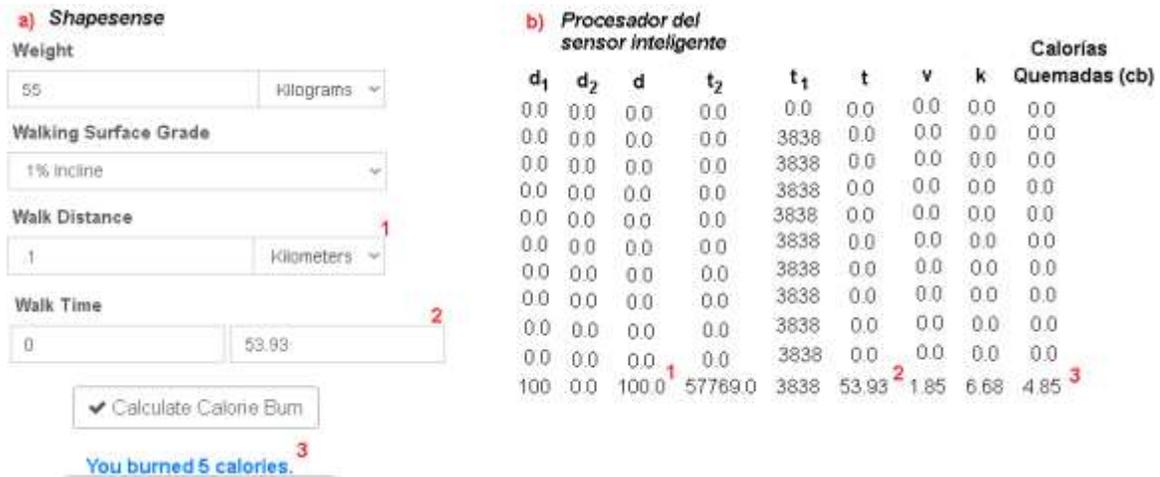


Figura 4.8 Verificación y comparación de resultados del gasto energético.

Al observar los números 1, 2 y 3 mostrados en la figura 4.8 se puede comparar los resultados obtenidos entre el software en línea y el procesador del sensor inteligente.

Al igual que la prueba anterior, se realizaron otras más en donde los datos y resultados obtenidos se muestran en la tabla 4.3.

Tabla 4.3 Comparación de resultados de diferentes pruebas

No. Prueba	Datos			Resultados	
	Peso (kg)	Distancia recorrida (m)	Tiempo (s)	Gasto energético (cal)	
				Shapesense	Sensor inteligente
1	55	156	115	8	7.93
2	75	1 200	630	86	85.88
3	90	700	510	55	54.90

Los resultados varían de forma mínima y esta variación puede deberse al grado de inclinación tomado en cuenta para cada uno de los cálculos.

4.4 Prueba de funcionamiento del sistema en general

A través de esta prueba de funcionamiento se verificó la correcta interacción del SII y la aplicación WalkApp.

La figura 4.9 muestra las pantallas generadas de la aplicación WalkApp. Respecto a esta figura, en a) se observa la pantalla inicial, en donde una vez que se ha conectado WalkApp con el SII mediante Bluetooth (véase Anexo A Manual de Usuario) se prosigue a introducir los datos personales, aspecto que se muestra en 4.9b y a establecer una meta (si es el caso) a una fecha configurable por el usuario como se observa en 4.9c.

Cuando la aplicación se encuentra en funcionamiento, pueden verificarse diferentes variables tales como los pasos dados, el gasto energético, la actividad (estático o en movimiento), la distancia recorrida, la aceleración y la velocidad, todos ellos generados por el usuario, y además se podrá verificar la batería del sistema, tal como la muestra 4.9d, 4.9e y 4.9f, respectivamente. Cada uno de los datos mostrados son almacenados en un documento de texto.

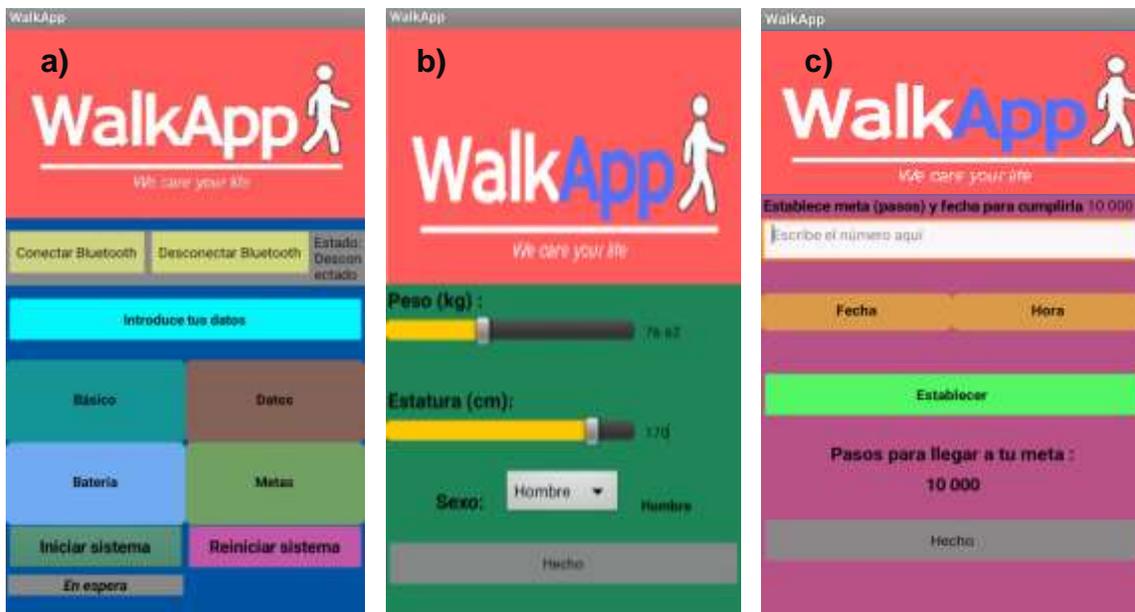




Figura 4.9 Aplicación WalkApp.

En a) Pantalla inicial, b) Introducir datos, c) Metas, d) Básico, e) Datos y f) Batería.

La aplicación permite interactuar con el usuario de manera fácil y los datos que en esta se muestran pueden ser verificados en cualquier momento debido a que como se dijo anteriormente, son almacenados en un archivo de texto.

4. 5 Emprendedores

El presente proyecto fue aceptado en el programa “*Emprendedores*” de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma de Querétaro y en el cual se busca incentivar el emprendedurismo en jóvenes estudiantes dentro de la misma Facultad para generar tecnología propia en México. De esta manera, este proyecto fue presentado en el congreso de ingeniería CONIN llevado a cabo el 16 de Mayo de 2019.

4.6 Conclusiones

Con base a los resultados obtenidos se puede concluir que:

- Se realizó un sensor con todas las características para ser inteligente. que exitosamente procesa, envía, recibe y guarda datos desde una aplicación creada para el mismo fin y en la cual se pueden visualizar los dichos datos.
- Se implementaron métodos a través de la programación desarrollada que cuantifican la actividad física realizada por un individuo y los cuales fueron validados.
- La estructura desarrollada para el SII permite ser utilizado por cualquier usuario debido a los métodos implementados, es decir, es una estructura robusta de fácil alcance.
- Es fácil y sencillo de utilizar, además de que la colocación de dicho sensor es novedosa.
- Es de arquitectura abierta y por lo tanto, puede ser modificado por cualquier desarrollador para mejoras, nuevas aplicaciones o incluso modificaciones.

4.7 Prospectivas

Para el sistema desarrollado en este trabajo de tesis se planean realizar diferentes proyectos:

1. Se pretende realizar la creación de un entrenador digital que permita conocer al usuario si está dando el máximo esfuerzo y que le enseñará de alguna manera a hacer la AF de una mejor forma, principalmente en actividades que tengan que ver con el uso de los pies para desplazarse, mediante el seguimiento de patrones de señales de aceleración y velocidad.
2. Un dispositivo que enseñe al usuario en taekwondo a perfeccionar la técnica de golpeo a través de variables como velocidad y aceleración.

3. Estudiar diversos factores de riesgo en la sociedad Mexicana relacionados al ámbito de la salud.
4. Este proyecto está dirigido para que en estudios posteriores, estos datos sean analizados en conjunto con la oxigenación sanguínea y el ritmo cardiaco (aspectos ya desarrollados por esta unidad académica), con el fin de generar algoritmos que conozcan, detecten y diagnostiquen los problemas que trae consigo la falta de AF mencionado en este proyecto

Consideraciones éticas

El SII se diseñará e implementará haciendo uso de un emulador del pie en donde se realizarán las pruebas necesarias para su correcto funcionamiento y una vez hecho esto, se realizará una prueba de funcionamiento real para observar, verificar y comparar los resultados, en donde el participante será el autor del presente proyecto de tesis.

Es importante mencionar que no se tomará información del humano puesto que será generada por el dispositivo, no se realizarán cuestionarios a los usuarios y el sensor no estará colocado directamente sobre el portador, sino sobre el zapato de este. Además, el dispositivo será probado al menos cinco veces en cuanto a carga y descarga de la batería se refiere.

Queda fuera del alcance de este trabajo las pruebas que involucren humanos.

Referencias

1. 5hertz, (2018). *ABC del acelerómetro*. Recuperado de: https://www.5hertz.com/index.php?route=tutoriales/tutorial&tutorial_id=2
2. 5hertz, (2018). *Introducción al giroscopio* https://www.5hertz.com/index.php?route=tutoriales/tutorial&tutorial_id=13
3. Aguilar, J., Sánchez, M., Guisado, R., Rodríguez, R., Noack, J. y Pozo, D., (2014). Descripción del acelerómetro como método para valorar la AF en los diferentes periodos de la vida; revisión sistemática.
4. American College of Sports Medicine: ACSM's Metabolic Calculations Handbook, (2007). Baltimore, MD.
5. App Inventor, plataforma para desarrollar aplicaciones móviles. Sitio Web: <http://ai2.appinventor.mit.edu/>
6. Arvidsson, D., Fitch, M., Hudes, L., Tudor-Locke, C. y Fleming, E., (2009) Accelerometer response to physical activity intensity in normal weight versus overweight African American children.
7. Becerra, B., Dávila, R., Salgado, P., Martínez, R. e Infante O., (2012). Monitor de señales de electrocardiografía y frecuencia cardiaca mediante un teléfono móvil con el protocolo de comunicación Bluetooth.
8. Boyd, L.J., Ball, K. y Aughey R.J., (2011). The reliability of MinimaxX accelerometers for measuring physical activity in Australian football.
9. Brajdic, A. y Harle, R., (2013). Walk detection and step counting on unconstrained smartphones. In Proceedings of the ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing.
10. Caspersen, C., Poweill, K. y Christenson, G., (1985). Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research.
11. Ceroni, D., Martin, X., Delhumeau, C. y Farpour-Lambert N., (2011). Decrease of physical activity level in adolescents with limb fractures: an accelerometry-based activity monitor study.
12. Chang, C. y Liang, Y., (2010). A review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring.

13. De La Torre, A., (2017). *Introducción a App Inventor 2*. Recuperado de: http://www.adelat.org/media/docum/App00_Contenidos/
14. Echavarría, A. y Botero, S., (2015). Métodos de evaluación del Nivel de AF: Revisión de literatura.
15. Falconi Loja, V. y Del Villar Fernández, I., (2015). Diseño e implementación en PCB de un robot auto-balanceado mediante Arduino con módulo inalámbrico.
16. Fernández-Caparrós, A., (2004). Córdoba, España. *El bus I2C*. Recuperado de: <http://www.uco.es/~el1mofer/Docs/IntPerif/Bus%20I2C.pdf>
17. Fisher, A., Hill, C., Webber, L., Purslow, L. y Wardle, J., (2011). MVPA is associated with lower weight gain in 8-10 year old children: a prospective study with 1 year follow-up.
18. Forbes, (2017). *Mexicanos, los más estresados por su trabajo*. Recuperado de : <https://www.forbes.com.mx/mexicanos-los-mas-estresados-del-mundo-por-su-trabajo/>
19. Garber, CE., Blissmer, B., Deschenes, MR., Franklin BA, Lamonte, MJ., Lee, IM., Nieman, DC. y Swain, DP., (2011). Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise.
20. Garin, D. y Hazard, M., (2013). Bluetooth. Pag. 1-6.
21. González de la Rubia, A., (2013). La zancada paso a paso.
22. Guevara Soriano, A., (2015). *Dispositivos móviles*. Recuperado de: <https://revista.seguridad.unam.mx/printpdf/2237>
23. Hart, L., Swartz, M., Cashin, E. y Strath, J., (2011). How many days of monitoring predict physical activity and sedentary behaviour in older adults?.
24. Henriksen, M., Lund, H., Moe-Nilssen, R., Bliddal, H. y Danneskiold-Samsøe, B. (2004). Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis.
25. Hilland, TA., Ridgers, ND., Stratton, G. y Fairclough, SJ., (2011). Associations between selected demographic, biological, school

environmental and physical education based correlates, and adolescent physical activity.

26. Instituto Internacional Español de Marketing Digital, (2015). *¿Qué son Apps?: Definición*. Recuperado de: <https://iiemd.com>
27. InvenSense, (2013). *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4*. Recuperado de: <https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>
28. Jiang, H., Chen, X., Zhang, S., Zhang, X., Kong W., y Zhan T., (2017). Software for wearable devices: Challenges and Opportunities, *Rev 1-6*.
29. Kavanagh, J. y Menz, H., (2007). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking.
30. Köping, L., Shirahama, K. y Grzegorzec, M., (2017). A general framework for sensor-based human activity recognition.
31. Llamas, L., (2016). *Como usar un acelerómetro en nuestros proyectos de arduino*. Recuperado de: <https://www.luisllamas.es/como-usar-un-acelerometro-arduino/>
32. Margaria, R., Cerretelli, P., Aghemo, P. y Sassi, G., (1963). Energy cost of running.
33. Meyden T., (1997). Recent trends in linear and angular accelerometers.
34. NanJing Top Power ASIC Corp, (2018). *Datasheet TP4056*. Recuperado de: <https://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Prototyping/TP4056.pdf>
35. Organización Mundial de la Salud, (2018). Sitio Web: <http://www.who.int/es>
36. Ottevaere, C., Huybrechts, I., De Bourdeaudhuij, I., Sjöström, M., Ruiz, JR., Ortega, FB., Hagströmer, M., Widhalm, K., Molnár, D., Moreno, LA., Beghin, L., Kafatos, A., Polito, A., Martínez-Gómez, D. y De Henauw, S., (2011). Comparison of the IPAQ-A and actigraph in relation to VO₂max among European adolescents: the HELENA study.
37. Pallás Areny, R., (2003). *Sensores y acondicionadores de señal*. Barcelona, España. Editorial Marcombo

38. Phillips, AC. y Holland, AJ., (2011). Assessment of Objectively Measured Physical Activity Levels in Individuals with Intellectual Disabilities with and without Down's Syndrome.
39. Ramírez Benavides, K. D., (2015). *App Inventor*. Recuperado de : <http://www.kramirez.net/Robotica/Material/Presentaciones/AppInventor.pdf>
40. Ramírez, I., (2016). Desarrollo de un Sistema de adquisición de señales provenientes de sensores para confort y calidad energética en CATAS.
41. Ramírez, W., Vinaccia, S. y Ramón, G., (2004). El impacto de la AF y el deporte sobre la salud, la cognición, la socialización y el rendimiento académico: una revisión teórica.
42. Rowland, TW., (1996). *Developmental Exercise Physiology*. Champaign: IL, Human Kinetics.
43. Sallis, JF., (2010). Measuring physical activity: practical approaches for program evaluation in Native American communities.
44. Sánchez, L. y Flores, R., (2015). Diseño de un sistema para la obtención de parámetros de un giroscopio micro-electromecánico.
45. Sánchez, V., (2015). *Comunicaciones Bluetooth*. Recuperado de: http://www.caroligualada.es/Documentos/OMRON/GR_Bluetooth.pdf
46. Simulador de movimientos lineales basado en un robot con 6 grados de libertad, Tecnológico Nacional de México en Celaya, pag, 615.
47. Software para calcular el gasto energético en línea *Shapesense*. Recuperado de: <http://www.shapesense.com/fitness-exercise/calculators/walking-calorie-burn-calculator.shtml>
48. STATISA, (2018). Portal de estadísticas. Sitio Web: <https://es.statista.com>
49. Troiano, R., Berrigan, D., Dodd, K., Mâsse, L., Tilert, T. y Mcdowell, M., (2008). Physical Activity in the United States Measured by Accelerometer.
50. Ugarriza, R., Aznar, S., Mielgo Ayuso, J., Benito, P., Pedrero Chamizo, R., Ara, I., González Gross, M., (2015). Estimación de la AF en población general: métodos instrumentales y nuevas tecnologías.
51. Yang, CC. y Hsu, YL., (2010). A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring.

ANEXO A. Manual de usuario

Los pasos siguientes muestran el procedimiento para el correcto funcionamiento del SII y WalkApp.

I. Instalación de la aplicación.

Una vez almacenada la aplicación con extensión *.apk* en el teléfono móvil, se da clic en *instalar* y posteriormente se aceptan los términos y condiciones, además de los términos de seguridad que se requieren, puesto que la aplicación no está disponible aún en plataformas digitales. El tiempo de instalación promedio es de 30 segundos. Este procedimiento se realiza solo una vez si la aplicación no está instalada.

Cuando la aplicación es instalada, esta permanecerá en el teléfono hasta que el usuario lo decida, puede borrarse el archivo de extensión *.apk* para ahorrar espacio de almacenamiento.

II. Configuración del Módulo Bluetooth HC06

Debido a que se va conectar con un módulo con Bluetooth nuevo por primera vez, se requiere de un procedimiento especial, el cual una vez realizado no es necesario volverlo a ejecutar.

1. Encender el módulo Bluetooth HCO6 (Encender el SII provocará que se encienda el módulo Bluetooth HCO6).
2. Encender el Bluetooth del dispositivo móvil y buscar *Configuración de Bluetooth*, luego presionar el botón de *Buscar dispositivos*, con el fin de detectar dispositivos Bluetooth cercanos a este y encontrar el módulo Bluetooth HCO6 que aparece como *HCO6*.
3. Una vez encontrado, se da clic sobre el nombre y enseguida aparecerá una ventana donde se requiere introducir una contraseña para acceder a los permisos de comunicación; la contraseña es

“1111”. Hecho esto, se da clic en aceptar y en instantes el módulo Bluetooth se conectará exitosamente con el teléfono móvil.

III. Configuración del sensor inteligente

El SII es práctico y no requiere de mucho conocimiento para ser usado. Los siguientes pasos muestran su configuración:

1. Encender el SII a través del switch portable, mostrado en el recuadro 1 de la figura A.1.
2. Colocar en cualquiera de los dos pies al nivel del empeine, de tal manera que la flecha que se encuentra en la carcasa apunte hacia adelante. Sujetarlo de manera correcta para evitar caídas, ya sea mediante un resorte atado al pie o si el zapato en donde se colocará el SII posee agujetas, amarrarlo a las rendijas que este posee. La figura A.1 muestra un ejemplo de esta situación, ya sea usando las agujetas o una banda ajustable (diferente presentación del SII).



Figura A.1 Colocación sugerida

3. Verificar el encendido a través del led indicador mostrado en el recuadro 2 de la figura A.1, el cual es rojo y se observa de manera

sencilla sin destapar el dispositivo, si no enciende, recargar el dispositivo.

IV. Configuración de WalkApp

La configuración de WalkApp va encaminada a conocer los datos del usuario y las metas que este se propone en un determinado tiempo para ser cumplidas. Esto depende de cada usuario, puesto que la quema de calorías, distancia, velocidad y aceleración dependen de parámetros como el peso, la estatura y el sexo.

- a) Encender el Bluetooth del dispositivo y posteriormente abrir la aplicación de WalkApp en el teléfono móvil.
- b) Presionar el botón de *Conectar Bluetooth* mostrado en el recuadro 1 de la figura A.2. Enseguida se desplegará una lista de los dispositivos disponibles, seleccionar el de nombre *HC06*.
- c) Esperar unos segundos y verificar que la leyenda del recuadro 2 en la figura A.2 muestre *Estado: Conectado*.
- d) Para desconectar el Bluetooth únicamente se presiona el botón de *Desconectar Bluetooth*, mostrado en el recuadro 3 de la figura A.2.

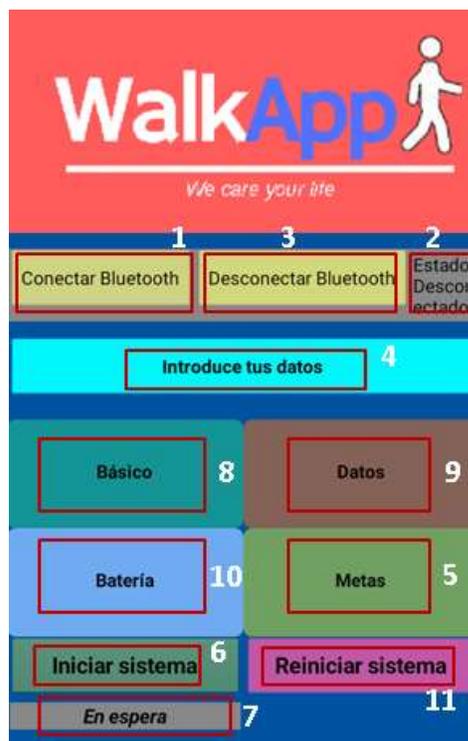


Figura A.2 Aplicación WalkApp

- e) El siguiente paso consiste en introducir los datos del usuario presionando el botón *Introduce tus datos* del recuadro 4 en la figura A.2. Se pedirá introducir el peso (kilogramos), la estatura (en centímetros) y el sexo mediante menús interactivos. Realizadas estas operaciones se presiona el botón *Hecho* que regresará a la pantalla inicial, mostrada en la figura A.2.
- f) Posteriormente se presiona el botón *Metas* mostrado en el recuadro 5 de la figura A.2, en donde el usuario definirá una meta por cumplir en un cierto periodo de tiempo, por lo que en este apartado podrá introducir su meta (en pasos) y establecer la fecha para cumplirla. En cualquier instante de tiempo, el usuario podrá verificar el avance debido a que la aplicación muestra cuantos pasos le faltan para cumplir su meta. Es importante mencionar que si el usuario no desea establecer una meta, la aplicación no tomará en cuenta este aspecto.
- g) Configurados los parámetros anteriores, se presiona el botón de *Iniciar sistema* mostrado en el recuadro 6 de la figura A.2, e inmediatamente, la leyenda del recuadro 7 de la misma figura, cambiará a *Calibrando*, que indica que el sistema está calibrando su inclinación y es de suma importancia que mientras esta etiqueta se muestre, el sensor no debe moverse, es decir, debe permanecer lo más estático posible en la posición que se encuentra, pues de la calibración depende el buen funcionamiento. Este procedimiento tarda alrededor de 50 segundos, y es finalizado cuando en la misma etiqueta mencionada anteriormente se muestra la leyenda de *¡GO!*.

V. Observar resultados en WalkApp

A través de los recuadros 5, 8, 9 y 10 de la figura A.2, se podrán observar diferentes resultados, tales como el avance de la meta, los pasos dados, el gasto

energético, la actividad que se está realizando (estático o en movimiento), distancia recorrida, velocidad, aceleración y la batería del SII, datos que en cualquier instante de tiempo podrán verificarse.

VI. Recargar sensor inteligente

El SII tiene un puerto de carga mini USB en uno de sus extremos, como lo muestra la figura A.3 y para cargarlo se realiza como sigue:

1. Conectar en el puerto mini USB un adaptador, tal como los que se usan para cargar un teléfono-celular y alimentarlo a 5V.
2. Cuando el SII esté en modo carga y la batería aún no se encuentre completa, se encenderá un led rojo que será visible en la parte inferior del SII, en donde se encuentran las rendijas.
3. Una vez el SII ha completado su nivel de carga, el led rojo se apagará e inmediatamente se encenderá un led azul en la misma posición.

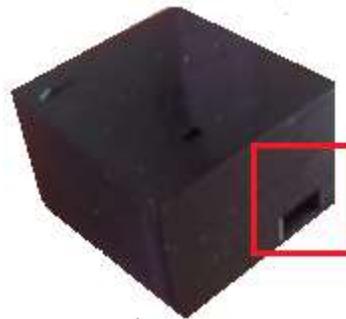


Figura A.3 Terminal de recarga del Sensor Inteligente