

PROPUESTA DE SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA ESTIMACIÓN DEL GASTO  
ENERGÉTICO EN ACTIVIDAD FÍSICA



CORPORACION UNIVERSITARIA  
**AUTONOMA**  
DEL CAUCA

JUAN MANUEL PEREZ ACEVEDO.

JOSE ALEJANDRO VALENCIA VARONA.

CORPORACIÓN UNIVERSITARIA AUTONOMA DEL CAUCA

FACULTAD DE INGENIERÍA

POPAYÁN 2017

PROPUESTA DE SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA ESTIMACIÓN DEL GASTO  
ENERGÉTICO EN ACTIVIDAD FÍSICA



CORPORACION UNIVERSITARIA  
**AUTONOMA**  
DEL CAUCA

JUAN MANUEL PEREZ ACEVEDO.

JOSE ALEJANDRO VALENCIA VARONA.

Monografía para optar para el título de ingeniero en electrónica

Director:

M.Sc.(c) DIEGO ENRIQUE GUZMAN.

Codirector:

Mat. JULIAN EDUARDO HOYOS OROZCO.

CORPORACIÓN UNIVERSITARIA AUTONOMA DEL CAUCA

FACULTAD DE INGENIERÍA

POPAYÁN 2017

# Agradecimientos

Le damos las gracias primeramente Dios por guiar nuestro camino y carrera hasta este instante, a nuestros padres Clara Nelly Acevedo Ararata, Gladys Varona Astaiza, Jorge Hernesto Perez Hernandez y Jose Tomas Valencia Valencia, quienes se llevan casi todo el crédito por su apoyo incondicional, valores inculcados, y su ejemplo a seguir, a nuestros hermanos Juan Fernando Perez Gomez, Daniel Felipe Torrez Acevedo, Leidy Adrada Varona, Lorena Adrada Varona, Joe Adrada Varona, por su compañía y afecto en todo momento, familiares como Victor Gerardo Torres y Claudia Fernanda Gomez con quienes se encontró un buen consejo y apoyo moral, a esos amigos por su incansable entusiasmo. A nuestro director Diego Guzman Villamarin por depositar su confianza y acompañamiento durante ese proceso formativo, a la profesora Luz Marina Chalapud por su tiempo y conocimiento agradecemos a la Corporación Universitaria Autónoma del Cauca por financiar el proyecto.

# Índice general

Índice de figuras	V
Índice de cuadros	X
Lista de acrónimos	XI
<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>3</b>
<b>JUSTIFICACIÓN</b>	<b>4</b>
<b>OBJETIVOS</b>	<b>5</b>
Objetivo General . . . . .	5
Objetivos Específicos . . . . .	5
<b>1. GENERALIDADES</b>	<b>6</b>
1.1. Gasto energético . . . . .	6
1.1.1. Métodos para la medición de la AF . . . . .	7
1.1.2. Protocolos para evaluar la capacidad aeróbica : . . . . .	9
1.2. Tratamiento de las señales . . . . .	9
1.2.1. Señales analógicas: . . . . .	10
1.2.2. Señales digitales: . . . . .	10

1.2.3.	Filtro digital . . . . .	11
1.2.4.	Diseño de filtros . . . . .	11
1.2.5.	Tipos de filtros . . . . .	12
1.2.6.	Coefficiente de variación . . . . .	13
1.3.	Trabajos relacionados . . . . .	13
<b>2.</b>	<b>DESARROLLO HARDWARE</b>	<b>15</b>
2.1.	Acelerómetro . . . . .	15
2.2.	Monitor de ritmo cardiaco . . . . .	16
2.2.1.	Electrodos y su respectiva localización . . . . .	17
2.3.	Tarjeta Raspberry pi 2 . . . . .	18
2.4.	Tarjeta Arduino Pro Mini 328 . . . . .	19
2.5.	Power Bank . . . . .	20
2.6.	Implementación . . . . .	20
2.6.1.	Diseño y construcción de la placa . . . . .	22
<b>3.</b>	<b>DESARROLLO SOFTWARE</b>	<b>26</b>
3.1.	Adquisición y almacenamiento . . . . .	26
3.2.	Tratamiento de las señales . . . . .	29
3.2.1.	Calculo de estimación de gasto energético . . . . .	29
3.2.2.	Gasto Energético total . . . . .	45
3.3.	Aplicativo software . . . . .	46
3.3.1.	Diseño en la construcción . . . . .	47
3.3.2.	Diseño en la evaluación . . . . .	50
3.3.3.	Resultado de la interfaz gráfica de usuario (GUI) . . . . .	50

<b>4. RESULTADOS</b>	<b>56</b>
4.1. Protocolo de la prueba . . . . .	56
4.2. Ubicación de los dispositivos . . . . .	58
4.2.1. Dispositivo Polar m400 . . . . .	58
4.2.2. Prototipo nivel 1 . . . . .	60
4.3. Prueba de campo . . . . .	62
4.4. Resultados de la prueba . . . . .	63
4.4.1. Comparación entre test de Rockport y polar M400: . . . . .	63
4.4.2. Comparación en la estimación de gasto energético en aceleración . . . . .	64
4.4.3. Resultado de gasto energético con frecuencia cardiaca: . . . . .	73
4.5. Comparación entre los métodos . . . . .	74
<b>5. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS</b>	<b>75</b>
5.1. Trabajos futuros . . . . .	76
<b>Referencias</b>	<b>77</b>
<b>A. Configuración del sistema operativo Raspberry</b>	<b>82</b>
<b>B. Funcionamiento del script de inicio de Raspberry Pi 2</b>	<b>85</b>
<b>C. configuración de arduino</b>	<b>87</b>
<b>D. Recomendaciones para el sensor AD8232</b>	<b>88</b>
<b>E. Guía para la utilización del prototipo nivel 1</b>	<b>91</b>
<b>F. Manual de usuario para aplicativo software</b>	<b>93</b>

# Índice de figuras

1.1. Conversión análoga digital(A/D)	10
1.2. Señal Digital	10
1.3. Respuesta ideal de los diferentes tipos de filtros	12
2.1. MPU6050	15
2.2. Sensor ECG AD8232	16
2.3. Cable Jack de audio para la conexión a AD8232 y electrodos tipo broche ECG AD8232	17
2.4. Ubicación de los electrodos de dependiendo de su color	18
2.5. Raspberry pi 2	18
2.6. Tarjeta arduino Pro Mini 328	19
2.7. Powe bank	20
2.8. Diagrama de arquitectura del sistema de medición de GE	21
2.9. Diagrama de conexiones	22
2.10. Diseño esquemático	23
2.11. fig-Diseño PCB	24
2.12. Circuito impreso	24
2.13. Dispositivo de medición A.	25

3.1. caso de uso adquisición de datos . . . . .	27
3.2. Diagrama de Secuencia: adquisición de datos . . . . .	28
3.3. Visión general de la adquisición de datos . . . . .	28
3.4. Visión general de la adquisición de datos . . . . .	29
3.5. Señal muestreada a 10Hz. Fuente propia . . . . .	31
3.6. Sumatoria de la epoca en un segundo. Fuente propia . . . . .	31
3.7. Sumatoria de epocas cada segundo. Fuente propia . . . . .	32
3.8. Integral en epocas cada 2 segundos. Fuente propia . . . . .	32
3.9. Integración en epocas para toda la señal. Fuente propia . . . . .	32
3.10. Secuencia para el tratamiento de la señal. Método 1 Fuente propia . . . . .	33
3.11. Respuesta en frecuencia del filtro. Fuente propia . . . . .	34
3.12. Señal de Aceleración en bruto. Fuente propia . . . . .	34
3.13. Señal de Aceleración filtrada. Fuente propia . . . . .	35
3.14. Secuencia para el tratamiento de la señal. Método 2 Fuente propia . . . . .	37
3.15. Respuesta en frecuencia del filtro. Fuente propia . . . . .	37
3.16. Señal de Aceleración en bruto. Fuente propia . . . . .	38
3.17. Señal de Aceleración filtrada. Fuente propia . . . . .	39
3.18. Secuencia para el tratamiento de la señal. Método 3. Fuente propia . . . . .	40
3.19. Respuesta en frecuencia del filtro propuesto. Fuente propia . . . . .	41
3.20. Señal de Aceleración en bruto. Fuente propia . . . . .	41
3.21. Señal de Aceleración filtrada. Fuente propia . . . . .	42
3.22. Señal ECG con sus componentes PQRSTU . . . . .	44
3.23. Señal ECG: Detección de la onda R. Fuente propia . . . . .	45

3.24. Caso de uso interacción con el usuario GUI . . . . .	47
3.25. Diagrama de despliegue del sistema . . . . .	48
3.26. Diagrama de Secuencia: adquisición de datos . . . . .	49
3.27. GUI: Pantalla de inicio . . . . .	50
3.28. GUI:Pantalla de datos físicos ventana de advertencia . . . . .	51
3.29. GUI: Pantalla datos físicos . . . . .	51
3.30. GUI: Pantalla datos físicos ventana de error . . . . .	52
3.31. GUI: Pantalla datos físicos ventana de espera . . . . .	52
3.32. GUI: Pantalla datos físicos verificación de datos . . . . .	53
3.33. GUI: Pantalla de visualización de datos . . . . .	53
3.34. GUI: Pantalla selección de gráficos . . . . .	54
3.35. GUI: Pantalla gráficos: pestaña de selección de gráfico . . . . .	54
3.36. GUI: Pantalla gráfica de GE en aceleración y frecuencia cardiaca . . . . .	55
4.1. Pista de atletismo CDU . . . . .	57
4.2. Verificación de carga del reloj. . . . .	58
4.3. Verificación de carga del sensor. . . . .	58
4.4. Ingreso de características físicas. . . . .	59
4.5. Banda polar humectada. . . . .	59
4.6. Banda polar puesta en el torso. . . . .	59
4.7. fit-test polar. . . . .	60
4.8. Batería Cargada . . . . .	60
4.9. Batería cargada . . . . .	61
4.10. Ubicación de los electrodos en el paciente . . . . .	61

4.11. Ubicación del dispositivo . . . . .	61
4.12. Inicio del dispositivo y el reloj polar para la prueba de campo . . . . .	62
4.13. Gráfico de caja y bigotes del test de Rockport en comparación al polar M400 . . . . .	63
4.14. Diagrama de flujo método 1 . . . . .	64
4.15. Análisis de GE entre los límites del método1 y la medición de GE para cada sujeto . . . . .	65
4.16. Gráfico caja y bigotes método 1 y polar M400 . . . . .	66
4.17. Comparación de estimación de GE entre el método 1 y polar M400 . . . . .	66
4.18. Diagrama de flujo método 2 . . . . .	67
4.19. Análisis de GE entre los límites del método2 y la medición de GE para cada sujeto . . . . .	67
4.20. Análisis de GE entre los límites del método1 y la medición de GE para cada sujeto . . . . .	68
4.21. Análisis de GE entre los límites del método1 y la medición de GE para cada sujeto . . . . .	68
4.22. Gráfico de caja y bigotes de el método 2 mejoramiento 2 en comparación al polar M400 . . . . .	69
4.23. Comparación entre el método 2 y polar M400 . . . . .	70
4.24. Diagrama de flujo método 3 . . . . .	70
4.25. Límites de GEAF para el modelo lineal . . . . .	71
4.26. Límites de GEAF para el modelo no lineal . . . . .	71
4.27. Comparación entre el método 3 y polar M400 . . . . .	72
4.28. Comparación entre el método 3 y polar M400 . . . . .	73
4.29. Gráfico de caja y bigotes de estimación por frecuencia cardiaca en comparación al polar M400 . . . . .	74
4.30. Gráfico de caja y bigotes de los datos sobresalientes en los métodos de acelerometría, frecuencia cardiaca y test de rockport en comparación al polar M400 . . . . .	74
A.1. Ruta donde se ha montado la USB o HDD . . . . .	84

A.2. UUID de la unidad (USB o HDD) . . . . .	84
D.1. Electrodo . . . . .	88
D.2. Señal en reposo y señal en movimiento . . . . .	89
D.3. Señal en reposo y señal en movimiento . . . . .	89
D.4. Puntos de colocación proporcionados por el vendedor . . . . .	90
D.5. Puntos de colocación propuestos . . . . .	90

# Índice de cuadros

1.1. Métodos de medición de AF . . . . .	8
2.1. Especificaciones MPU 6050 . . . . .	16
2.2. Especificaciones ECG. . . . .	17
2.3. Especificaciones Raspberrypi2. . . . .	19
2.4. Características de la placa arduino . . . . .	20
3.1. Diagrama casos de uso: Actividad Física . . . . .	27
3.2. Diagrama de casos de uso interacción con el usuario GUI . . . . .	48
4.1. tabla de características físicas de pacientes . . . . .	57
4.2. Comparación en la estimación de gasto energético entre test de Rockport y polar M400 . . . . .	63
4.3. Resultado de estimación de gasto energético con acelerometría método 1 y reloj polar M400 . . . . .	65
4.4. Resultado de estimación de gasto energético con acelerometría método 2 mejoramiento 2 y reloj polar M400 . . . . .	69
4.5. Resultado de gasto energético con acelerometría método 3 y polar M400 . . . . .	72
4.6. Resultado gasto energético frecuencia cardiaca y polar M400 . . . . .	73

# Lista de acrónimos

AF: Actividad Física

ATP: Adenosín Trifosfato.

CO<sub>2</sub>: Dioxido de Carbono.

CV: Coeficiente de Variación.

DAQ: Adquisición de Datos.

ECG: Electrocardiografía.

ECNT: Enfermedades Crónicas No Transmisibles.

FC: Frecuencia Cardiaca.

GE: Gasto Energético.

GEAF: Gasto Energético en la Actividad Física.

GEB: Gasto Energético Basal.

GUI: Interfaz Gráfica de Usuario.

Kcal: Kilocaloría.

MET: Equivalente Metabólico.

O<sub>2</sub>: Oxígeno.

OMS: Organización Mundial de la Salud.

RUP: Rational Unified Process.

TMB: Tasa Metabólica Basal.

---

TE: Termogénesis Endógena.

VO<sub>2</sub>max: Consumo de Oxígeno máximo.

# Abstract

In this research project, an electronic system for the estimate of energetic expenditure (EE) in physical activity is proposed. In addition, this prototype was compared with a commercial device (Polar M400) through the protocol and characteristics of the rockport test, in order to determine the differences between these devices in relation to the estimate of energetic expenditure. For the development of this project it was necessary to use the software and hardware development so that it was possible to obtain and monitor the data at the end of the test, furthermore the employed methods for the estimate of energetic expenditure (EE) were accelerometry and cardiac frequency. It is important to underline that in the accelerometry, different methods from different authors were applied, due to the vast spectrum of methods that this technique possess to conduct the estimate. These methods designed from a large number of variables such as, size, weight, gender, climate, physical condition, among others. Regarding the cardiac frequency, a unique method was employed and subsequently compared to the data obtained through the accelerometry methods, the commercial device (Polar M400) and the rockport test, to determine its differences

# Resumen

En este proyecto se propone un sistema electrónico para la estimación de gasto energético en actividad física, adicionalmente este prototipo fue comparado con un dispositivo comercial (Polar M400) a través del protocolo y características de el test de Rockport, para determinar las diferencias entre los mismos en relación a la estimación de gasto energético.

Para la realización de este proyecto fue necesario implementar el hardware y software de manera que se pudieran tomar y monitorear los datos mientras el usuario realizara la Actividad física (AF). Los métodos utilizados para la estimación del Gasto energético (GE) en la AF para este proyecto son la frecuencia cardiaca en la cual se utilizó un único método y la acelerometría, esta técnica posee gran variedad de formas en las cuales se puede usar, esto producto de la diversidad de variables que pueden ser usadas como lo son, la talla, el peso, el género, el clima, la condición física, entre otros, por esta razón se utilizaron métodos de diferentes autores para observar el que más se ajustara al sistema y la actividad física realizada.

# INTRODUCCIÓN

En vista de que la inactividad física es una de las principales causas del sedentarismo, gran variedad de estudios se han generado con el propósito de determinar el nivel de AF que tiene la población en general, para así poder generar planes estratégicos que promuevan la AF, estos estudios se realizan con base en métodos para la medición de la AF, esta medición está sujeta a una gran variación porque depende de factores como la condición y características físicas, psicológicas del sujeto, la frecuencia, intensidad y tiempo de la AF, además de condiciones externas como el clima y el lugar donde se desarrolla la prueba [1]. Existen muchas formas de medir la AF que van desde sofisticadas pruebas de laboratorio o “estándares de oro” hasta cuestionarios poblacionales (pruebas subjetivas) y pruebas objetivas [1].

Evaluar el Gasto energético en la actividad física (GEAF) de las personas, permite tener un mayor entendimiento entre la relación de la AF y la salud, entendiendo el GE como la energía que consume el organismo; esta energía esta compuesta por la suma de la Tasa metabólica basal (TMB) o Gasto energético basal (GEB), la Termogénesis endógena (TE) y el GEAF [2]; por lo que es un reto importante para los epidemiólogos, científicos, médicos y especialistas en el ejercicio proponer dispositivos para la medición de la AF y por ende de GE [3].

La presente monografía se compone de 6 capítulos: en el capítulo 1 se exponen las generalidades, conceptos y estado actual de la estimación del GE, el capítulo 2 presenta las características de cada componente a utilizar y el desarrollo hardware para la implementación del sistema de medición, en el capítulo 3 describe de desarrollo software el cual consta del tratamiento de las señales obtenidas y la Interfaz Gráfica de Usuario Interfaz Gráfica de Usuario (GUI) haciendo uso de la herramienta **MATLAB®**, el capítulo 4 expone el procesado digital de señal para la estimación de Gasto Energético en la AF, el capítulo 5 sustenta los resultados y para culminar el capítulo 6 planteara las conclusiones y trabajos futuros.

# JUSTIFICACIÓN

El incremento del sedentarismo en las personas ha ocasionado una problemática de salud que afecta a todos los grupos de edad, ya que el 60% de la población mundial no realiza AF, incluso provoca 3.2 millones de muertes al año, siendo el cuarto factor de riesgo de mortalidad más importante, según la Organización Mundial de la Salud (OMS) [4]; aunque se realizan campañas para promover la actividad física como estrategia para reducir esta problemática, este índice sigue aumentando [1,4]. Por esta razón, actualmente existen en el mercado gran variedad de dispositivos electrónicos que son utilizados para la investigación científica con el propósito de entender la relación entre la AF y la salud [3].

Por esta razón han surgido gran variedad de investigaciones científicas con el propósito de entender la relación entre la AF y la salud. Estas investigaciones en su mayoría hacen uso de dispositivos electrónicos para realizar la estimación del GE y la AF como se evidencia en [5–7], estos dispositivos electrónicos al ser desarrollados por empresas no permiten tener acceso a su documentación y desarrollo, por esta razón, este proyecto busca comparar los resultados en la estimación del GE entre un dispositivo comercial y un prototipo nivel 1 en la marcha.

Para darle alcance a este estudio se realiza el desarrollo hardware dentro del cual se lleva a cabo toda la parte de medición y adquisición de las señales; y software donde ocurre el procesamiento de los datos adquiridos mediante una aplicación, para presentar finalmente la estimación del GEAF y así comparar los datos con el dispositivo comercial. Cabe aclarar que se utilizaron métodos objetivos para la estimación del GEAF, los cuales fueron la acelerometría y la frecuencia cardiaca siendo esta última la misma que utiliza el dispositivo comercial.

Este proyecto se desarrolló con el fin de esclarecer las formas en las cuales se puede realizar la estimación del GE y las diferencias que pueden surgir entre los métodos que se encuentran en la literatura y el método que utiliza el dispositivo comercial, el cual no permite tener acceso a la forma en la que se realiza el procesamiento de los datos.

# OBJETIVOS

## Objetivo General

Determinar las diferencias en la estimación del gasto energético entre el prototipo experimental y el dispositivo comercial en la marcha.

## Objetivos Específicos

1. Implementar un sistema hardware basado en sensores electrónicos para la estimación del gasto energético.
2. Desarrollar una aplicación software para el monitoreo de los datos del gasto energético.
3. Comparar el prototipo experimental frente a un dispositivo comercial.

# Capítulo 1

## GENERALIDADES

### 1.1. Gasto energético

Se considera como un proceso biológico de producción de energía, cuyo origen es la transformación de la energía química obtenida por los alimentos consumidos a través de la combustión de sustratos como hidratos de carbono, lípidos y proteínas. En este proceso se consume Oxígeno ( $O_2$ ) y se produce Dióxido de Carbono ( $CO_2$ ), parte de la energía producida se pierde en forma de calor y orina [8], el restante es almacenado en moléculas llamadas adenosín trifosfato Adenosín Trifosfato (ATP). Este consumo de energía se puede expresar de la siguiente forma:

- Consumo de Oxígeno máximo ( $VO_{2max}$ ) : El nivel de consumo de oxígeno, está directamente relacionado con la intensidad de actividad realizada, por lo tanto el  $VO_{2max}$  indica la capacidad máxima que tiene la persona a la hora de realizar una actividad aeróbica [9].
- Equivalente Metabólico (MET) : Es la cantidad de energía que necesita el cuerpo cuando está en reposo, por ejemplo, viendo TV. Cuanto más trabaja el cuerpo durante una AF, más elevado es el nivel MET al que se está trabajando, es decir que una actividad con un nivel de 3 MET requerirá tres veces el gasto en estado de reposo [10].
- Kilocaloría (Kcal) : Esta energía química es transformada en energía mecánica, para poder realizar las actividades cotidianas, “siendo 1 Kcal la cantidad de calor necesaria para elevar la temperatura de un litro de agua de  $14,5^{\circ}C$  a  $15,5^{\circ}C$ ” [9].

El GE se considera como la energía que consume el organismo, esta energía se compone por la suma de tres componentes importantes que son:

- la TMB o GEB se define como la cantidad de energía mínima requerida para tener los procesos corporales vitales y dependen de la talla, el peso, y el sexo, además este componente representa entre 60 o 70 % del GE [11, 12].
- La TE hace referencia a la energía necesaria para digerir, absorber, metabolizar, transportar, y almacenar los macronutrientes que contiene el alimento digerido, además de eliminar los subproductos resultantes y residuos, este componente representa un 10 % del GE [2, 13].
- La AF que está relacionada al movimiento anatómico realizado por los músculos esqueléticos, teniendo como resultado un gasto energético adicional a la que necesita el organismo para realizar la digestión, circulación de la sangre, respiración, absorción de nutrientes, este componente varía entre los individuos, por ejemplo “en las personas sedentarias, cerca de dos terceras partes del GE se usan para el metabolismo basal, mientras que solo una tercera parte se gasta en AF” y representa el 25 o 75 % del GE [14, 15].

Los niveles de AF se pueden clasificar dependiendo del instrumento con el cual se va realizar la evaluación, estos niveles se dividen en:

- Dicotómicas: físicamente activo, inactivo o sedentario.
- Ordinales: físicamente inactivo o sedentario/moderadamente, activo / físicamente activo.
- Continuas: kilocalorías, MET'S(consumo mínimo de oxígeno que el organismo necesita para mantener sus constantes vitales).

Finalmente La ecuación 1.1 de GE se expresa de la siguiente manera:

$$GE = TMB + TE + AF \quad (1.1)$$

### 1.1.1. Métodos para la medición de la AF

La medición de la actividad física varía dependiendo de los componentes que posee como los componentes que integran la condición física de un individuo y el ejercicio que se plantea a realizar con sus respectivos módulos [1]. Por ende existen muchas formas de medir la actividad física que van desde sofisticadas pruebas de laboratorio o “estándares de oro” hasta cuestionarios poblacionales y pruebas objetivas [1]

<i>Estándar de oro</i>	
Método	Descripción
<b>Agua doblemente marcada</b>	<p>Consiste en ingerir una cantidad de isotopos estables como agua doblemente marcada, estos isotopos se distribuyen de manera equilibrada con el agua corporal, la diferencia de isotopos al ser eliminados proporciona la cantidad de CO<sub>2</sub> producido por el cuerpo y así el gasto energético [16].</p> <p>Este método se ha convertido en referencia para determinar el GE en individuos sanos y enfermos, convirtiéndose en una herramienta esencial para estudiar la etiología de la obesidad además de validar los métodos de estimación de la ingesta dietética. [2].</p>
<b>Calorimetría indirecta</b>	<p>Es un método no invasivo que mide el O<sub>2</sub> consumido y el CO<sub>2</sub> exhalado, en un sistema cerrado o semi-abierto.</p> <p>El principio de analizar la respiración está en que los alimentos son metabolizados utilizando O<sub>2</sub> con el fin de producir energía en forma de calor y energía libre para la contracción muscular, así al medir el consumo de O<sub>2</sub> se puede hacer una estimación del GE [16].</p>
<i>Técnicas objetivas</i>	
<b>Podometría</b>	<p>Es una técnica que realiza la medición mediante la presión aplicada por la planta del pie, estimando la distancia recorrida o la cadencia durante un período de tiempo. Esta técnica de cuantificación de gasto energético, solo puede registrar actividades en las que la persona camine o corra. Debido a que únicamente mide en un solo eje, las investigaciones realizadas con estos sensores determinaron que no es recomendable para medir el gasto energético, debido a que tienden a subestimar los niveles de AF y tienen un bajo nivel de exactitud en el registro de bajas o altas velocidades en los pasos [5,17].</p>
<b>Acelerometría</b>	<p>Se centra en la medición del movimiento. La estimación de la actividad física al detectar el movimiento producido por las aceleraciones, estas aceleraciones son medidas por sensores electrónicos llamados acelerómetros que permiten proporcionar información sobre la frecuencia, intensidad y duración del movimiento y a su vez traducir las aceleraciones a señales digitales cuantificables llamadas counts. Para el cálculo del GE, a través de los acelerómetros, existen tres ecuaciones descritas por "Trost y cols, (AC-Freedson) y Ekelund y cols [13].</p>
<b>Frecuencia cardíaca</b>	<p>Tiene como objetivo registrar la intensidad de la demanda cardiorrespiratoria, durante el movimiento, puesto que existe una relación lineal entre la frecuencia cardíaca y el consumo de oxígeno en la actividad física [10].</p>
<i>Técnicas subjetivas</i>	
<b>IPAQ(International Physical Activity Questionnaire)</b>	<p>Es un cuestionario diseñado por la OMS que entrega reportes de la actividad física realizada por una persona durante 24 horas [17].</p>
<b>GPAQ(Global Physical Activity Questionnaire)</b>	<p>Es un cuestionario diseñado por la OMS que estima el volumen total de actividad física de moderada a vigorosa [17].</p>

Cuadro 1.1: Métodos de medición de AF

### 1.1.2. Protocolos para evaluar la capacidad aeróbica :

Antes de mencionar los protocolos, es necesario definir la capacidad aeróbica como la medida fisiológica en el ser humano, con el propósito de predecir o estimar el rendimiento físico evaluado en actividades físicas de larga duración [18]. Existen métodos que permiten evaluar la capacidad aeróbica de las personas, estos se pueden ejecutar de diversas formas, una de ellas puede ser, realizar la actividad sobre una banda sin fin, o realizar un test de campo. A continuación se describen algunos métodos que hacen uso de la banda sin fin:

- Protocolo de Bruce.
- Protocolo de Bruce modificado.
- Protocolo de Balke.

Estos métodos consisten en la evaluación de la capacidad aeróbica del individuo y su  $VO_{2max}$  a partir del ejercicio realizado, la cual varía la velocidad y la inclinación dependiendo del protocolo, cabe resaltar que estos pueden estar acompañados de ergoespirometría, además pueden ser monitoreados por Electrocardiografía (ECG). Para los test de campo se tienen algunos de fácil aplicación, mencionados a continuación:

- Test de Cooper, caminata de 4,8 km.
- Test de Cooper, caminata de 3 km.
- Test de Cooper, carrera de 2.400 m.
- Test de Rockport, caminata rápida 1609 m.

Estos test permiten evaluar de forma indirecta el  $VO_{2max}$ , y algunos otros parámetros en cuanto a la capacidad de fuerza y flexibilidad por grupos de edades y sexo, adicionalmente para cada población hay un test especializado.

## 1.2. Tratamiento de las señales

Para desarrollar de forma adecuada el tratamiento de las señales, es necesario tener en cuenta conceptos tales como: señales discretas, señales analógicas, señales digitales y filtros.

### 1.2.1. Señales analógicas:

En el campo práctico las señales bien sea biomédicas, audio, ultrasonido, campo magnético o electromagnético, temperatura, flujo, radiación, láser, entre otras son analógicas; así pues para poder realizar el procesamiento de respectiva señal es esencial transformarlas a una configuración digital, es decir, una serie de números de precisión finita; por ende se realiza un proceso de conversión analógico-digital(A/D) [19].

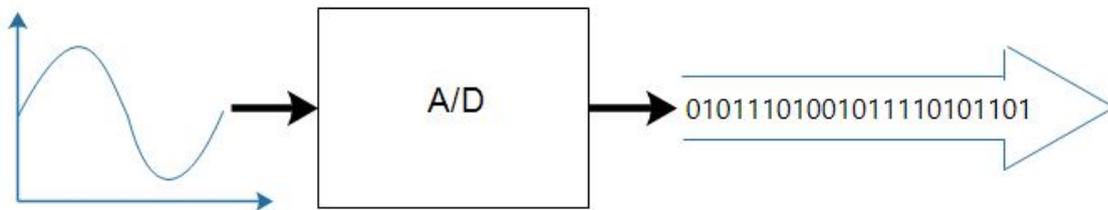


Figura 1.1: Conversión analógica digital(A/D)

El dispositivo de FC AD8232 utilizado para este proyecto es analógico, el cual no es compatible con la tarjeta Raspberry a causa de que sus entradas son digitales, en atención a lo cual se hace necesario tener un convertidor digital y para ello se usa un arduino miniPro como **A/D**.

### 1.2.2. Señales digitales:

Estas señales a diferencia de las anteriores no necesitan un (A/D) ya que transmiten información dependiendo de cada nivel eléctrico interpretado en dos símbolos(1 o 0), V o F, entre otras; estos niveles dependen de cada dispositivo usado, es decir, niveles de 0v y 5v, pero cualquier valor por superior al umbral establecido por el fabricante es traducido como un 1 y en caso contrario sería traducido en un 0. La combinación de estos estados (1 o 0) se designa como código y se usa con el propósito de declarar números e información en general, esta información binaria que utilizan estos sistemas digitales se representa en secuencias de bits [19, 20]. En este caso la tarjeta MPU6050 es digital, de modo que no presenta inconvenientes a la hora de transmitir los datos a la Raspberry.



Figura 1.2: Señal Digital

En síntesis estos sensores transmiten bits de información, los cuales representan las variables medidas en intervalos de tiempo determinados transformándose en una señal discreta digitalizada. El envío de la medición se ejecuta a través del protocolo I2C, permitiendo utilizar la Raspberry como maestro y cada sensor como esclavo(AD8232,MPU6050), con el propósito de pedir la información cada vez que lo requiera el maestro además de minorizar el diagrama de conexiones para el hardware.

### 1.2.3. Filtro digital

Un filtro digital es la modificación algorítmica o computacional de una señal digital de entrada, modificando las propiedades para producir otra señal de salida atenuando y resaltando las características deseadas, con el objetivo de eliminar ruido que pueda contener, o atenuar un rango determinado de frecuencias. A través del procedimiento de conversión de una señal se debe considerar el periodo de muestreo a elegir, de tal forma que el numero de muestras de la señal sea la adecuada para no perder información a la hora de recuperar de forma precisa la señal (fenómeno de aliasing), por lo tanto es necesario utilizar el teorema de muestreo de (Nyquist-Shannon), donde la frecuencia de muestreo debe ser dos veces superior a la frecuencia máxima de la señal a procesar [21, 22].

### 1.2.4. Diseño de filtros

Se llaman filtros ideales a los filtros que en su respuesta espectral teórica, mantiene las componentes armónicas de una zona del espectro mientras atenúa el resto, sin transición entre esas zonas. Los filtros ideales se clasifican dependiendo de sus características, de la respuesta espectral, el tipo de banda pasante determina la forma del módulo y la linealidad del retardo detiene la fase. Para el diseño de estos filtros se busca aproximar la respuesta a uno ideal [21, 22], para esto se ajustan apropiadamente los parámetros presentados en la figura 1.3 tomada de [23].

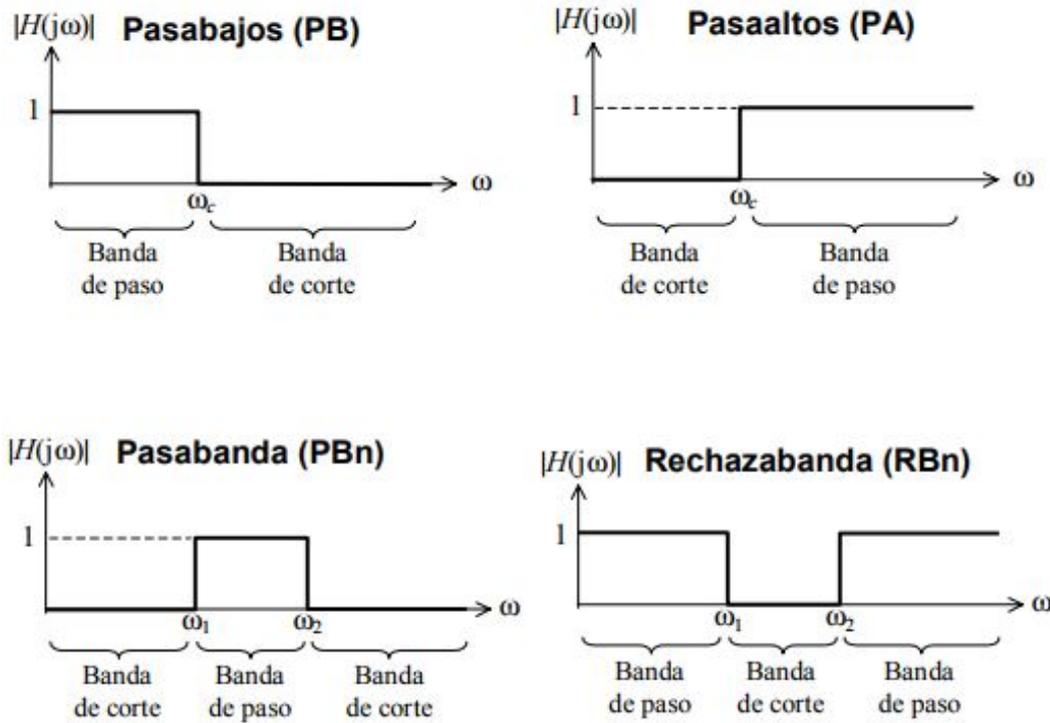


Figura 1.3: Respuesta ideal de los diferentes tipos de filtros

Dado que los filtros no entregan una respuesta ideal se requiere que en su diseño la caracterización del mismo se aproxime en su respuesta a un filtro ideal, para esto se necesitan conocer todos los parámetros de un filtro, cabe la aclaración de que los filtros pueden ser diseñados en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia [22]. Para este proyecto en específico se requieren filtros diseñados en el dominio de la frecuencia, por esta razón se hace énfasis en la caracterización, mediante dos funciones, que son su respuesta en amplitud y frecuencia.

- Frecuencia de corte: Es la atenuación de -3dB en relación al máximo de la banda de paso.
- Banda de paso: Frecuencias que van desde los 0 Hz hasta la frecuencia de corte. En los filtros paso-banda se define como el margen de frecuencias que permite pasar, comprendidas entre las dos frecuencias de corte.
- Banda de atenuación: Es la banda que contienen las frecuencias que se desean atenuar.

### 1.2.5. Tipos de filtros

Hay dos tipos de filtros que existen considerando la respuesta al impulso:

- FIR (Respuesta finita al impulso): También conocidos como filtros no recursivos, se caracterizan por responder al impulso con una cantidad finita de puntos no nulos. Los valores de salida se obtienen por entradas actuales o anteriores y viene expresado por:

$$y_n = \sum_{k=0}^{N-1} b_k [n - k] \quad (1.2)$$

El orden del filtro viene dado por N es decir por el numero de coeficientes o número de operaciones, por esta razón, a mayor numero mayor precisión tendrá el filtro a una respuesta ideal [22].

- IRR (Respuesta infinita al impulso): También llamados filtros recursivos, poseen una cantidad ilimitada de términos no nulos, es decir que para tener la salida utilizan una realimentación en la entrada, estos valores de salida anteriores son almacenados en memoria para luego ser realimentados, haciéndolos ideales para aplicaciones en tiempo real [22].

### 1.2.6. Coeficiente de variación

Este Coeficiente de Variación (CV) es una medida estadística descriptiva la cual indica que tan grande es la desviación estándar en relación a la media y se representa en porcentaje.

$$CV = \left( \frac{\text{Desviación estándar}}{\text{Media}} * 100 \right) \% \quad (1.3)$$

## 1.3. Trabajos relacionados

Se han dirigido gran variedad de investigaciones en relación a la estimación del GE a través de diferentes técnicas como por ejemplo, la acelerometría que corresponde a una de las técnicas más utilizadas actualmente, la cual se centra en la medición del movimiento. Las personas al realizar movimientos generan aceleraciones como resultado de la fuerza muscular, que a su vez produce un GE [24], es decir que la estimación de la actividad física al detectar el movimiento producido por las aceleraciones son traducidas en señales digitales cuantificables llamadas counts [3].

además esta técnica posee en el mercado una gran variedad de productos para la estimación de gasto energético o cuantificación de la AF como por ejemplo:

- ActiGraph GT3X: Utilizado para medir el nivel de actividad física en una población de alumnos de educación infantil, para luego realizar el procesamiento y análisis de datos con el Software Actilife [25], también se ha usado este acelerómetro junto con el cuestionario IPAQ para el análisis de sedentarismo en personas con hipertensión primaria, sobrepeso u obesidad con el fin de afianzar la relación que existe entre estas enfermedades y sedentarismo [26], este mismo acelerómetro fue utilizado para observar la contribución de la

educación física a las recomendaciones diarias de actividad física en adolescentes según el género con el fin de comprobar la contribución de las clases de educación física a los niveles de actividad física recomendables [27]

- Triaxial RT3: Usado en investigaciones como el diagnóstico de sedentarismo en personas mayores de 50 años, cuantificando la actividad física y evaluando los datos obtenidos en el software diseñado por la empresa Satyhealthy [28].
- ActiGraph: Se ha realizado un registro de datos relacionados con la AF en alumnos de primaria, los cuales llevan puesto el dispositivo todo el día durante una semana, esto con el propósito de evidenciar si los resultados obtenidos de AF son los recomendados para la población infantil [29].
- SenseWear-PRO2: Se ha realizado estudios en relación a AF, uno de ellos es la medición de los niveles de AF en personas con discapacidad física mediante acelerometría y cuestionario, donde los pacientes llevan puesto el dispositivo en el tríceps del brazo dominante, con el objetivo de resaltar la relación que existe entre las medidas del sensor y el cuestionario [30].

En los últimos años se ha incrementado la aplicación de estos sensores como dispositivos capaces de medir la intensidad, la frecuencia y la duración de la AF realizada por el usuario [5, 29, 31–33], las ventajas de los acelerómetros para medir los niveles de actividad física y estimar el GE no son suficientes debido a que aún presentan limitaciones para medir el consumo de energía en determinados eventos tales como, caminar o correr en pendiente, o llevar un peso adicional. Sin embargo son varios los laboratorios de investigación que han ejecutado diversas estrategias, como ubicar los acelerómetros en diferentes partes del cuerpo (tobillos, cintura, muñecas, cadera, muslos, etc), o combinarlos con otro sensor fisiológico (frecuencia cardíaca, temperatura, pulsímetro, etc) para conformarlos como un solo sistema y así obtener mejoras en la precisión en la estimación del GE [24, 31, 34].

# Capítulo 2

## DESARROLLO HARDWARE

Este capítulo describe las características de los componentes electrónicos utilizados y la metodología propuesta para la ejecución del proyecto. En vista de lo anterior se procede a exponer cada uno de los elementos utilizados, resaltando algunas de sus características más importantes.

### 2.1. Acelerómetro

Este sensor MPU 6050 de 6 grados de libertad (medición en los ejes X, Y, Z) dispone de un acelerómetro y un giroscopio MEMS en un solo chip, con una resolución análogo/digital de 16 bits y posee un protocolo de comunicación I2C. En la figura 2.1 se presenta el sensor y en la tabla 2.1 se ve sus características de cada pin tomadas de [35].

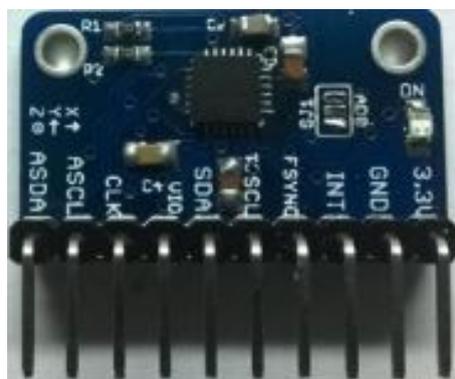


Figura 2.1: MPU6050

La siguiente tabla presenta las especificaciones del sensor:

PIN	DETALLES
1	3.3 VOLTIOS
2	TIERRA
3	INTERRUPCIÓN DIGITAL
4	CONECTADO A TIERRA POR DEFECTO
5	COMUNICACIÓN I2C
6	COMUNICACIÓN I2C
7	3.3 VOLTIOS
8	CONECTADO A TIERRA POR DEFECTO

Cuadro 2.1: Especificaciones MPU 6050

## 2.2. Monitor de ritmo cardiaco

El monitor de ritmo cardiaco AD8232 esta diseñado para realizar la captura de datos ECG, es decir permite medir la actividad eléctrica del corazón. Adicionalmente el AD8232 es un integrado que esta diseñado para acondicionar, extraer, amplificar y filtrar las señales de biopotenciales pequeñas en la presencia de condiciones de ruido, como los creados por el movimiento muscular, ruido de la red eléctrica, colocación de los electrodos a distancia y la piel [36, 37].

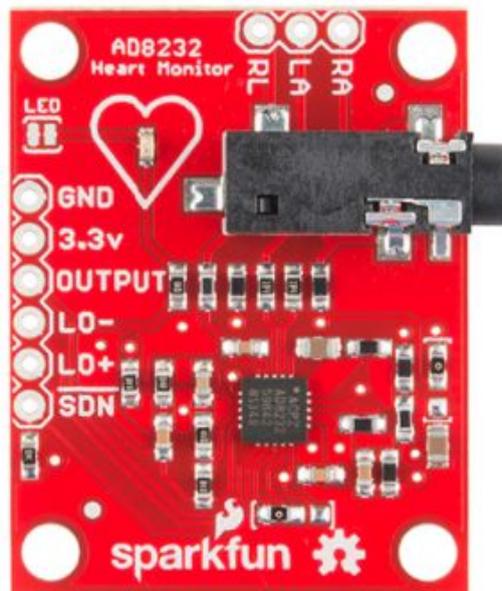


Figura 2.2: Sensor ECG AD8232

Especificaciones del sensor:

PIN	FUNCIÓN DEL PIN
1	TIERRA
2	FUENTE DE ALIMENTACIÓN 3.3V
3	SEÑAL DE SALIDA ANALÓGICA
4 LO-	SEÑAL DE SALIDA DIGITAL
5 LO+	SEÑAL DE SALIDA DIGITAL
6 SDN	APAGAR

Cuadro 2.2: Especificaciones ECG.

### 2.2.1. Electrodo y su respectiva localización

Son elementos que permiten detectar la actividad eléctrica del corazón para poder realizar el análisis ECG, en este caso se utilizan 3 electrodos, por esta razón se consideran como electrodos periféricos, la ubicación de cada uno de ellos depende del color como se observa en las figuras 2.3 y 2.4. [38, 39].

- F(Foot): Parte inferior izquierda, en la zona de los serratos.
- R(Right): Parte superior derecha, zona entre el pecho y la clavícula.
- L(Left): Parte superior izquierda, zona entre el pecho y la clavícula.



Figura 2.3: Cable Jack de audio para la conexión a AD8232 y electrodos tipo broche ECG AD8232



Figura 2.4: Ubicación de los electrodos de pendiendo de su color

### 2.3. Tarjeta Raspberry pi 2

La Raspberry pi 2 posee características que la hacen un computador reducido y de un costo bajo ideal para este tipo de proyectos, esta tarjeta contiene 4 puertos USB, conexión HDMI, salida de audio, su entrada para micro SD, conector para display DSI, conector para cámara CSI, conector para ETHERNET y sus 40 pines GPIO [40]. Adicionalmente se ha seleccionado este elemento debido a que reúne las características necesarias para funcionar como una tarjeta de Adquisición de Datos (DAQ), para la implementación de este proyecto.

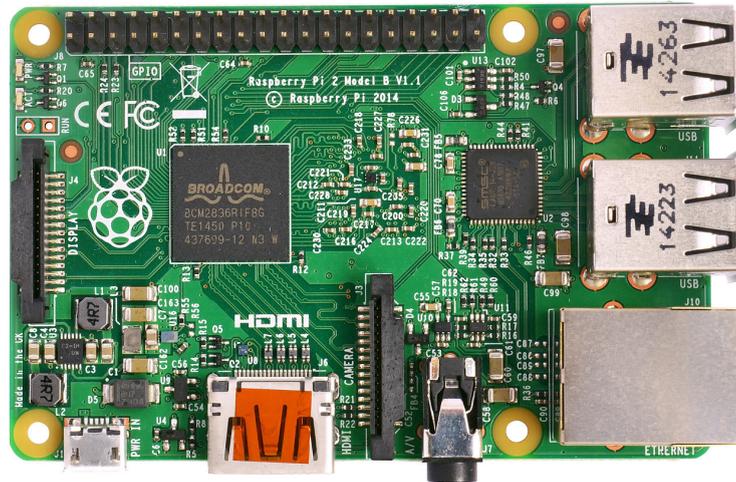


Figura 2.5: Raspberry pi 2

<b>CARACTERÍSTICAS</b>
1. A 900MHz 4 nucleos ARM Cortex-A7 CPU
2. 1GB RAM
3. 4 puertos USB
4. 40 pines GPIO (I2C, UART, SPI, salidas de poder)
5. Puerto Full HDMI
6. Puerto Ethernet
7. Audio combinado 3.5mm jack y vídeo compuesto
8. Interfaz de Cámara (CSI)
9. Interfaz de pantalla (DSI)
10. Ranura para tarjeta Micro SD
11. Núcleo de vídeo IV 3D núcleo gráfico

Cuadro 2.3: Especificaciones Raspberrypi2.

## 2.4. Tarjeta Arduino Pro Mini 328

Debido a que la tarjeta de adquisición de datos no tiene entradas analógicas, es necesario usar un convertidor análogo digital para el sensor AD8232, razón por la cual se usa este dispositivo para realizar dicho proceso. “Arduino Pro Mini es una placa microcontroladora basada en el ATmega328. Cuenta con 14 pines digitales (entrada / salida) de los cuales 6 se pueden utilizar como salidas PWM, 6 entradas analógicas, un resonador integrado, un botón de reinicio y agujeros para montar los cabezales de los pines. Se puede conectar una cabecera de seis pines a un cable FTDI o a una tarjeta de desmontaje Sparkfun para proporcionar alimentación USB y comunicación a la placa” [41].



Figura 2.6: Tarjeta arduino Pro Mini 328

Microcontrolador	ATmega328
Alimentación de la tarjeta	5V
Tensión de funcionamiento del circuito	5V
Digital I / O Pins	14
PWM Botones	6
UART	1
SPI	1
I2C	1
Analog Input Pins	6
Interrupciones externas	2
Corriente CC por pin de E / S	40 mA
Memoria flash	32 KB de los cuales 2 KB utilizados por bootloader *
SRAM	2 KB *
EEPROM	1 KB *
Velocidad de reloj	8 MHz (versiones de 3,3 V) o 16 MHz (versiones de 5V)

Cuadro 2.4: Características de la placa arduino

## 2.5. Power Bank

Este cargador externo cuenta con 3 puertos USB, un puerto micro USB para cargar la power bank. Por otra parte, este cargador proporciona la energía necesaria para la alimentación de los dispositivos expuestos anteriormente [42].



Figura 2.7: Powe bank

## 2.6. Implementación

Para medir el GE es necesario captar las variables físicas de acelerometría y fisiológicas de ritmo cardiaco, para ello se debe conformar un sistema capaz de almacenar la información. En este apartado se realizan las conexiones de la tarjeta de adquisición de datos con cada uno de los sensores. A continuación se presenta la figura 2.8 con la finalidad de brindar una perspectiva

global del sistema de medición, en esta se observan las 3 etapas propuestas para el desarrollo, las cuales son:

- **Medición:** En esta etapa es la encargada de tomar los datos, en ella se encuentran los sensores tanto de acelerometría(MPU6050) como de Frecuencia Cardiaca (FC) (AD8232), dado que raspberry pi no posee entradas analógicas fue necesario utilizar un conversor análogo/digital, puesto que la salida de la señal del AD8232 es análoga, en este caso se utilizo un arduino Pro mini, encargado de realizar la conversión y transmisión de los datos, para la comunicación entre los sensores y la raspberry pi se utilizo el protocolo I2C.
- **Adquisición:** Esta etapa utiliza una la raspberry pi que es la encargada de recibir y guardar los datos en una memoria usb.
- **Gestión:** esta etapa es la encargada de realizar la visualización, monitoreo y correcto uso de los datos a través de un aplicativo software, para esto se requiere de la implementación de un PC y la memoria usb que contiene los datos de la prueba.

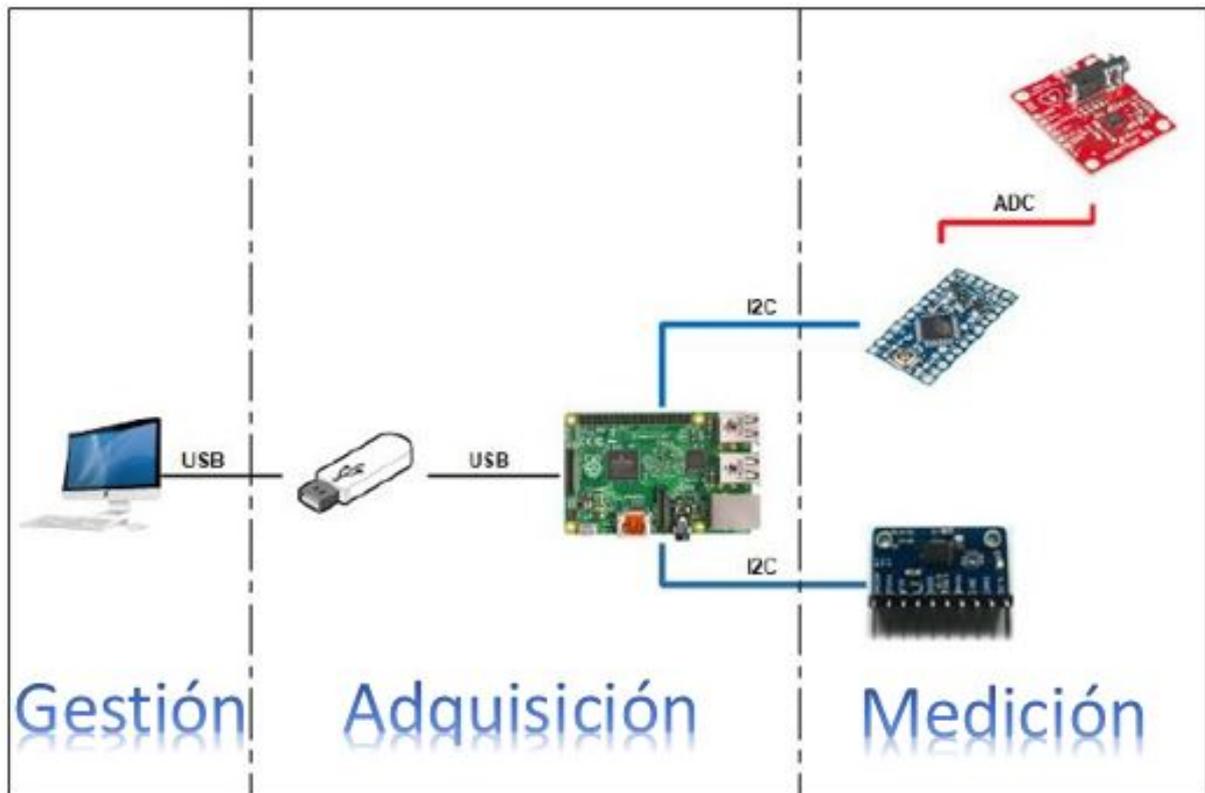


Figura 2.8: Diagrama de arquitectura del sistema de medición de GE

Para utilizar eficazmente el tiempo y los recursos en la realización de esta etapa del proyecto, se utiliza una herramienta CAD (*Computer Aided Desing*), la cual hace uso de técnicas gráficas

para el proceso de diseño [43], el software CAD utilizado es *Fritzing* de tipo (*Freeware/gratuita*) siendo una ventaja referente a la licencia del mismo [44].

*Fritzing* es un programa eficaz para llevar a cabo esquemas electrónicos 2D en proyectos como *Raspberry* o arduino, este programa contiene bibliotecas con la mayor parte de componentes tales como arduinos, placas de conexiones, led, motores, displays, entre otras. también permite realizar esquemas eléctricos, listado de componentes utilizados, diagrama para lograr diseñar el impreso PCB(*Printed Circuit Board*), siendo una herramienta además de gratuita útil [45].

### 2.6.1. Diseño y construcción de la placa

En el software *fritzing* se realizan las conexiones de los sensores a la *Raspberry*, La transmisión de datos entre estos dos elementos se realiza a través del protocolo I2C usando la tarjeta *Raspberry* como maestro y los sensores como esclavos. Cabe resaltar que en la conexión del sensor de ritmo cardiaco a la tarjeta se utiliza un convertidor análogo digital pues la *Raspberry* no posee entradas análogas, y la conexión del convertidor a la tarjeta se hace de igual forma con el protocolo I2C. una desventaja que posee este software es la simulación de los componentes utilizados, pero para verificar la funcionalidad de los mismo se utiliza una placa de pruebas. a continuación en la figura 2.9 se presenta el diagrama de conexiones de cada uno de los componentes del prototipo hecho en el software, adicionalmente se le agrega al prototipo un botón de inicio o parada para el programa, y un led piloto que indicara el inicio y/o fin de la prueba.

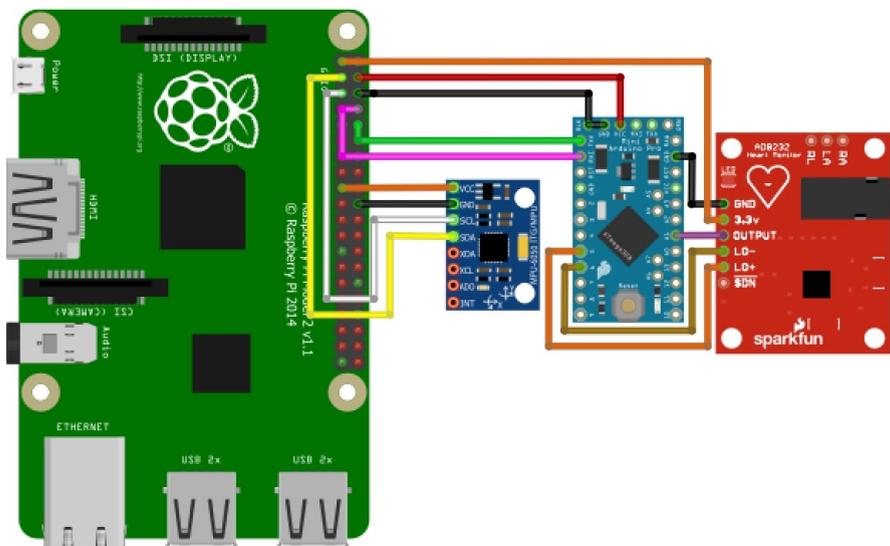


Figura 2.9: Diagrama de conexiones

Tras validar el diseño global, se ha iniciado la fase de diseño en detalle. Ya que existen dos tipos de ficheros que especifican el diseño para el proyecto serán presentados a continuación:





Figura 2.11: fig-Diseño PCB

Una vez hecho el diseño del impreso se le da inicio a implementar el diseño del circuito impreso a la placa de cobre(PCB) presentado a continuación.

### Circuito Impreso PCB:

En esta sección se utiliza la técnica de planchado que es una transferencias del arte a la placa de cobre y para culminar el uso del ácido para la eliminación del cobre, una vez hecho lo anterior se ensamblan los componentes, la placa terminada se presenta en la figura 2.13.

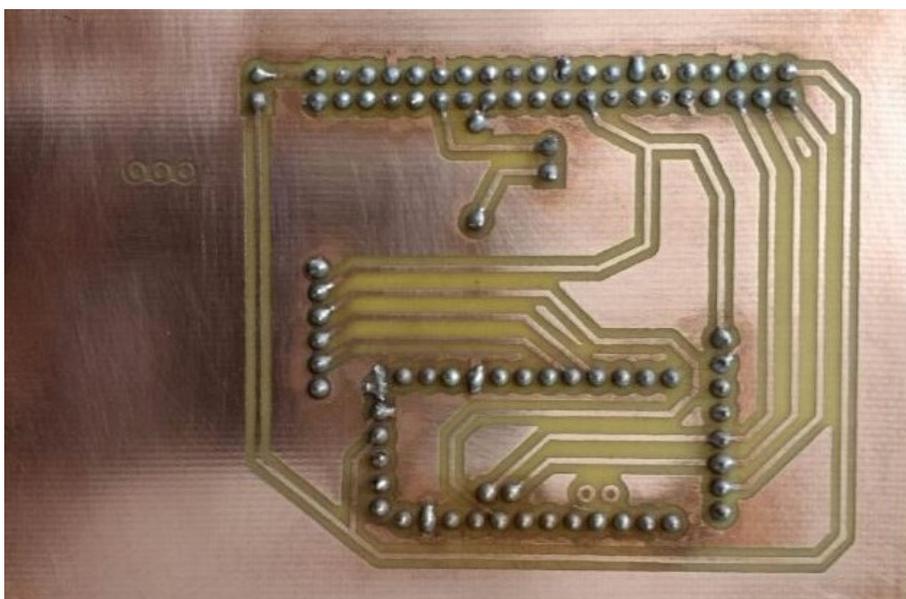


Figura 2.12: Circuito impreso

### Verificación Unitaria

En esta fase se ha verificado independientemente cada módulo del sistema, comprobando su correcta implementación, coherencia y cumplimiento de las especificaciones respectivas. Se han realizado revisiones del PCB y pruebas de funcionalidad. Como resultado final las figuras representan la parte física del dispositivo. Cabe resaltar que este sistema almacena en una *USB* los datos de :aceleración en los tres ejes, FC y tiempo, en un archivo de texto plano en formato txt.



Figura 2.13: Dispositivo de medición A.

# Capítulo 3

## DESARROLLO SOFTWARE

Como se ha expuesto, la AF está relacionada al movimiento anatómico realizado por los músculos esqueléticos, teniendo como resultado un GE, debido a esto, en la actualidad se ha hecho uso de la tecnología para medir, capturar y procesar adecuadamente los datos obtenidos de cada persona, siendo el tratamiento de datos un punto fundamental para la interpretación de las señales. Por lo anterior el desarrollo del aplicativo software esta dividido en 3 secciones:

- En primera instancia se realiza la adquisición y almacenamiento de los datos obtenidos por el sistema de medición en la prueba realizada.
- En segunda instancia se realiza el tratamiento de las señales.
- En tercera instancia se desarrolla el aplicativo software que involucra las secciones anteriores más el entorno gráfico que permite visualizar los resultados de los datos obtenidos en la prueba y la manipulación de los mismos manualmente en caso de que lo requiera el especialista, con relación a lo anterior, para el desarrollo de las secciones se hace uso de la herramienta software **MATLAB®**.

### 3.1. Adquisición y almacenamiento

Para la adquisición y almacenamiento de los datos en esta sección se plantean los siguientes items:

1. Se presentan los diagramas caso de uso y secuencia, los cuales permiten tener desde diferentes puntos de vista, la interacción del sistema de medición con su entorno, a continuación se describe cada uno de estos diagramas:
  - El diagrama de caso de uso (Figura 3.1) con su respectiva tabla (3.1), describe el proceso, los pasos y las actividades que se deben ejecutar para llevar a cabo la adquisición y

### 3.1. ADQUISICIÓN Y ALMACENAMIENTO CAPÍTULO 3. DESARROLLO SOFTWARE

almacenamiento de los datos a través del sistema de medición, además los sujetos que participaran en dicho proceso [46].

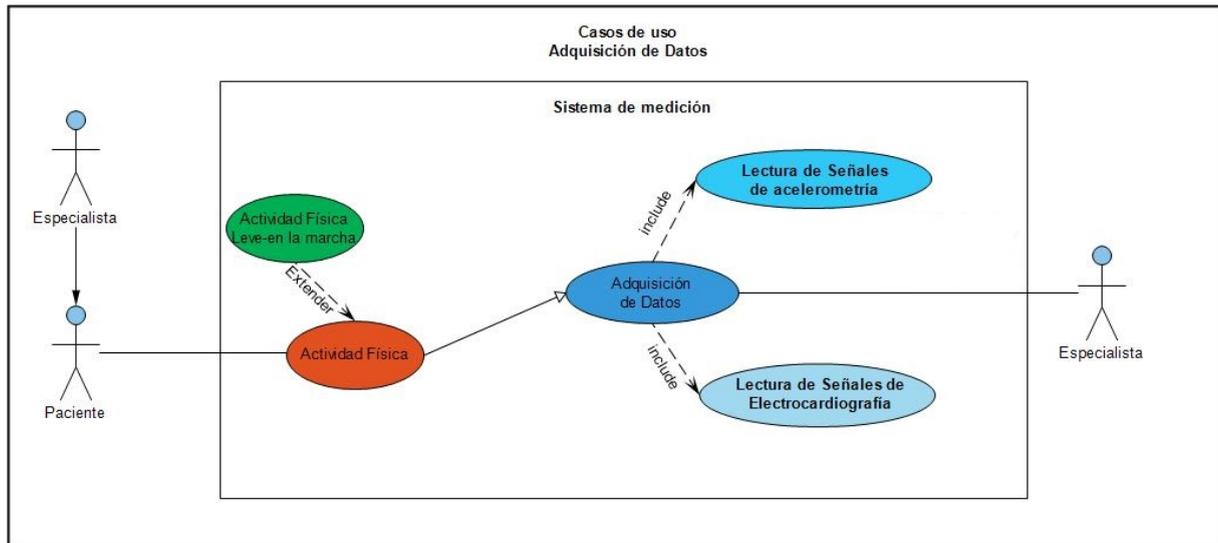


Figura 3.1: caso de uso adquisición de datos

Indicador	Prioridad	Descripción
Fisioterapeuta / especialista	Alta	Plantea el protocolo de actividad física a realizar, adicionalmente es el que ubica, sitúa y da inicio al dispositivo de medición en el paciente, para poder almacenar y registrar la actividad física recopilada en una USB
Paciente	Alta	Quien ejecuta la prueba establecida por el especialista. La actividad física que se realiza es interpretada en señales de acelerometría y frecuencia cardíaca por parte del dispositivo.

Cuadro 3.1: Diagrama casos de uso: Actividad Física

–En el diagrama de secuencia, se describe la forma en la que se comunican los objetos entre sí, es decir, como se comporta nuestro sistema de medición con su entorno al transcurrir el tiempo [47], este diagrama se presenta en la figura 3.2.

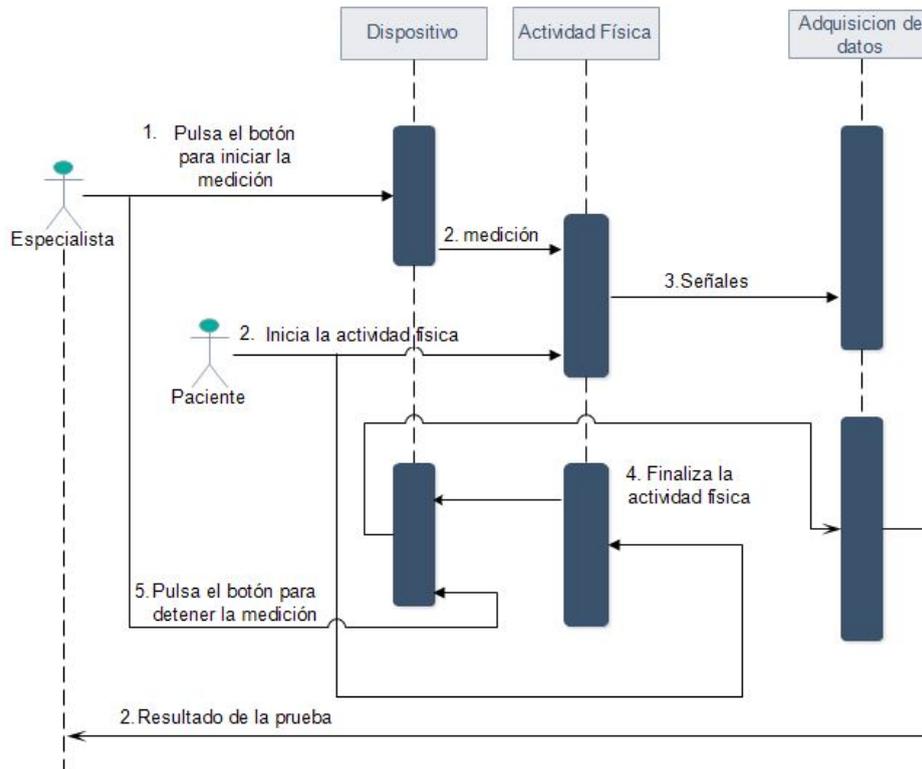


Figura 3.2: Diagrama de Secuencia: adquisición de datos

2. Proceso para la adquisición y almacenamiento de las señales en la RaspberryPi.

Según los diagramas anteriores el dispositivo debe adquirir señales de aceleración, frecuencia cardiaca y tiempo, para esto se almacenan los datos en un archivo de texto (.txt), estas señales fueron divididas en vectores de "x", "y", "z" para las aceleraciones, un vector "ecg" para los datos de frecuencia cardiaca y un vector "tiempo" para los datos del tiempo de cada muestra tal como se presenta en la figura 3.4.

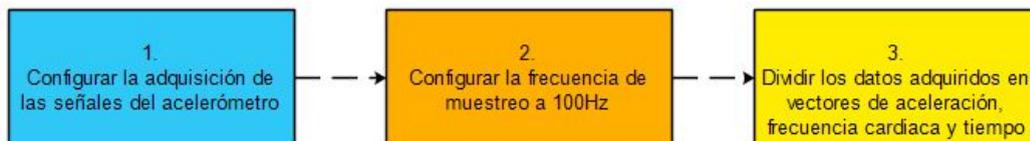


Figura 3.3: Visión general de la adquisición de datos

Otro aspecto importante en la adquisición y almacenamiento de las señales, es la frecuencia de muestreo la cual debe ser a 100Hz, debido a que es la frecuencia de muestreo mas alta requerida por uno de los autores [48], además es necesario colocar un botón de inicio y final de la prueba, esto se puede observar de manera mas detallada en los apéndices "A", y "B".

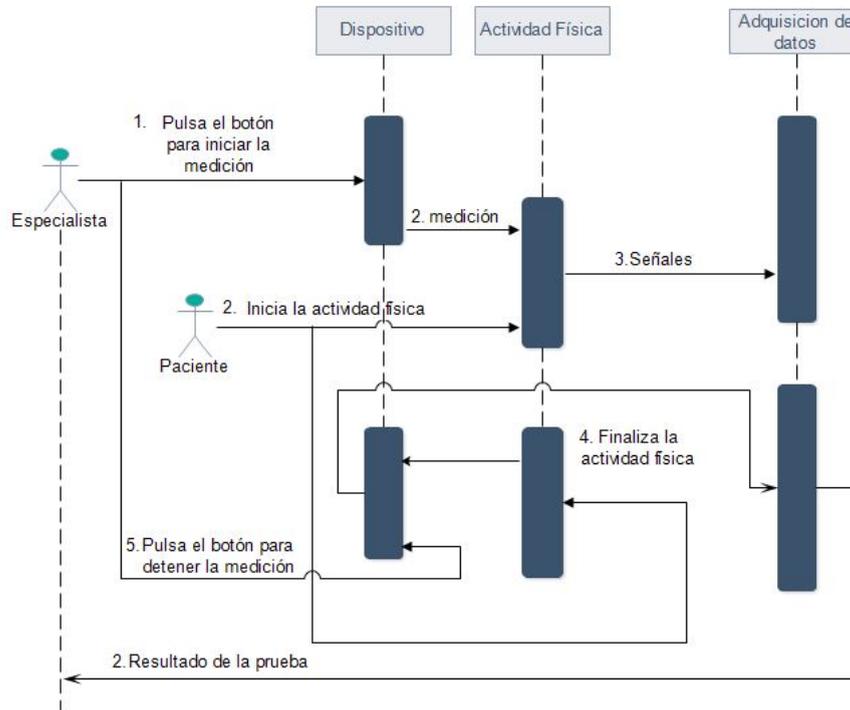


Figura 3.4: Visión general de la adquisición de datos

## 3.2. Tratamiento de las señales

### 3.2.1. Cálculo de estimación de gasto energético

Se conoce como estimación indirecta aquellas técnicas que se valen de factores fisiológicos (movimiento, frecuencia cardiaca, pasos, etc.), es decir, no miden directamente el consumo de oxígeno para estimar el GE.

#### Estimación por acelerometría

Aunque existen múltiples formas de estimar el GE, para esta técnica, los autores [48–50] coinciden en que se debe tener en cuenta ciertas pautas las cuales se describen a continuación:

##### 1. Definir una frecuencia de muestreo:

Debido a que no hay una frecuencia de muestreo definida para realizar la estimación del GE, fue necesario probar distintas opciones, para esto se escogieron las frecuencias de muestreo entre 10Hz y 100Hz propuestas por [48–50].

## 2. Realizar un filtrado de la señal:

En esta etapa, para el diseño del filtro digital se hace uso de la herramienta **FDAtool** (**The Filter Design and Analysis Tool**), esto para el procesado de la señal, la cual dispone **MATLAB®**, esta herramienta es una interfaz que permite el diseño y análisis de filtros, por lo cual se logró implementar los diferentes filtros que proponen los autores [48–50].

Dado que los datos que arroja un acelerómetro al medir las aceleraciones del cuerpo humano pueden provenir de diferentes fuentes, es necesario discriminar la señal de manera eficiente para obtener los datos requeridos, estas fuentes son específicamente cuatro [51]:

- a) Aceleraciones durante el movimiento del cuerpo.
- b) Aceleración gravitacional.
- c) Vibraciones externas no producidas por el cuerpo.
- d) Aceleraciones producidas por un mal ajuste del acelerómetro al cuerpo.

De las fuentes mencionadas anteriormente, solo las dos primeras (a, b) están relacionadas con el movimiento intencional del cuerpo, según el autor [49] estas se encuentran entre las frecuencias de 0,25Hz a 2,5Hz para una frecuencia de muestreo de 10Hz, además estos valores pueden cambiar según el autor y por ende el diseño del filtro, por lo tanto, en esta sección se utilizan tres autores los cuales proponen frecuencias diferentes, cabe resaltar que los autores [48, 49] coinciden en que el tipo de filtro es de tipo **IIR**. Antes de presentar cada uno de los métodos se debe tener en cuenta lo siguiente:

### Épocas

Las épocas están definidas como intervalos de tiempo determinados, estas pueden usarse de diferentes formas según el autor [48–50]. Algunos las usan para realizar la suma de los datos en periodos definidos antes de hallar los counts de aceleración, otros utilizan las épocas para promediar los counts de aceleración y el tiempo de estas puede catalogarse entre cortos y largos:

- Épocas cortas (10 seg-30 seg) se dispone de mayor resolución, siendo importante si la AF se acumula en instantes cortos, pero en relación al GE tiene poco valor fisiológico.
- Época larga (30 seg-60 seg) se tiende a atenuar la señal. El problema surge cuando dos actividades de corta duración se ejecutan dentro de una época, al momento de promediar estos datos esto puede llevar a una clasificación errónea de la actividad física.

Es por eso que hay un equilibrio entre la elección de épocas cortas y largas [48, 49, 52].

### Counts

Para poder hallar los counts de aceleración existen diversos métodos, algunos son mencionados a continuación:

1. Implementar un umbral o ventana en un algoritmo que permite identificar los valores de importancia o que se clasifique como movimiento, por lo general este umbral es el cero, siendo este método conocido comúnmente como el método de cruce por cero.
2. Realizar un algoritmo que permita identificar el valor máximo de la señal en un tiempo o época determinado, este será el valor representativo de la señal en ese intervalo de tiempo.
3. Hallar el área bajo la curva o integral de la señal a través de un algoritmo. Para realizar este método es necesario utilizar un rectificador de onda completa como procedimiento previo a la integración, de tal manera que las integrales no se resten entre si y de esta forma obtener el cálculo adecuado de los counts.

De los métodos expuestos anteriormente, se utiliza en este proyecto el tercer método porque es el mas utilizado según [49], para esto fue necesario tener en cuenta las especificaciones de los autores y así determinar el calculo de los counts. Algunos indican que las integrales se aplican a la suma de las épocas en la señal [49], mientras otros indican que la señal debe ser integrada y promediada en épocas para obtenerlos [52]. Cabe aclarar que el tipo de integración utilizada para el resultado de counts es numérica, debido a la señal discreta (serie de puntos) que se obtiene del sensor. Para entender de manera mas clara y concisa los conceptos (epocas y counts) se presenta el siguiente ejemplo:

–El la figura(3.5) se presenta 10s de una señal con una frecuencia de muestreo a 10Hz es decir diez muestras por segundo, teniendo en cuenta que las epocas como se han definido anteriormente son operaciones realizadas a paquetes de datos en intervalos de tiempo definidos, por lo que en este caso se usan las epocas primeramente para realizar una sumatoria (figura 3.6) en intervalos de tiempo cada segundo, es decir estos diez datos que se tiene por segundo se van a sumar para obtener un solo dato, este procedimiento se aplica para el resto de la señal por lo tanto se tendrán 10 epocas para dicha señal (figura 3.5).

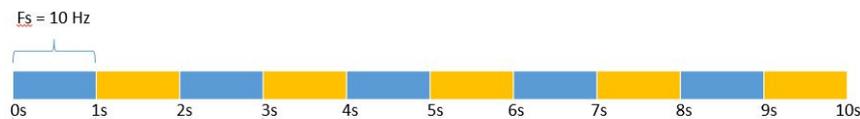


Figura 3.5: Señal muestreada a 10Hz. Fuente propia



Figura 3.6: Sumatoria de la época en un segundo. Fuente propia

El procedimiento anterior se aplica para el resto de la señal por lo tanto se tendrán 10 epocas para dicha señal (figura 3.7).

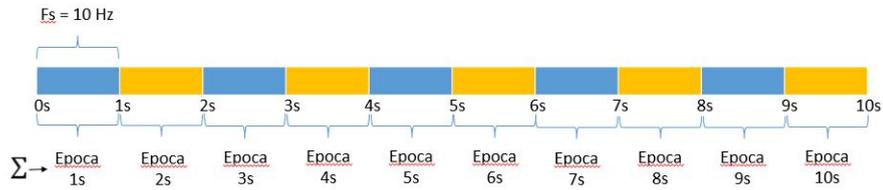


Figura 3.7: Sumatoria de épocas cada segundo. Fuente propia

Para poder obtener lo que son counts de AF tal como se mencionó anteriormente se realiza el proceso de rectificación de la señal para luego poder integrarla, en este caso estas señales ya están rectificadas por lo que se le aplica la integral a los nuevos paquetes de datos en épocas de 2s segundos (figura 3.8) por lo que se van a obtener 5 integrales (figura 3.9).

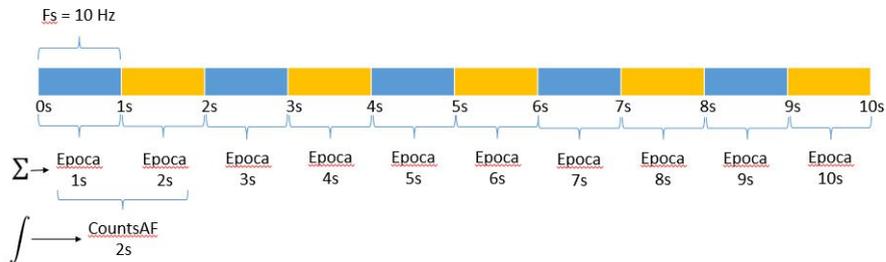


Figura 3.8: Integral en épocas cada 2 segundos. Fuente propia

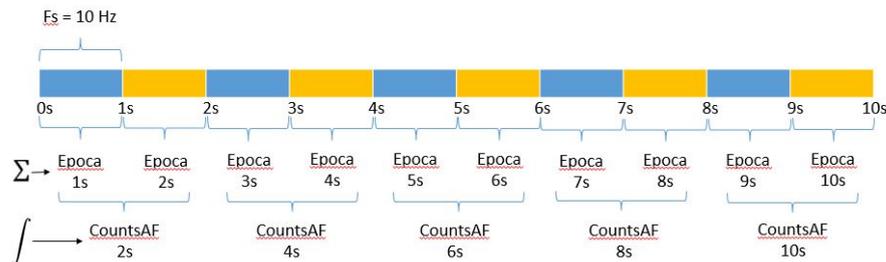


Figura 3.9: Integración en épocas para toda la señal. Fuente propia

Como se observa en las figuras anteriores se pueden observar los counts en RAW al inicio de la señal y los counts de AF luego de realizar el procesamiento requerido. A continuación se describe el tratamiento de las señales según los 3 métodos:

- *Método 1:*

Para realizar este método propuesto por [49] se debe seguir una serie de pasos, a continuación en la figura 3.10 se presentan estos de manera global:

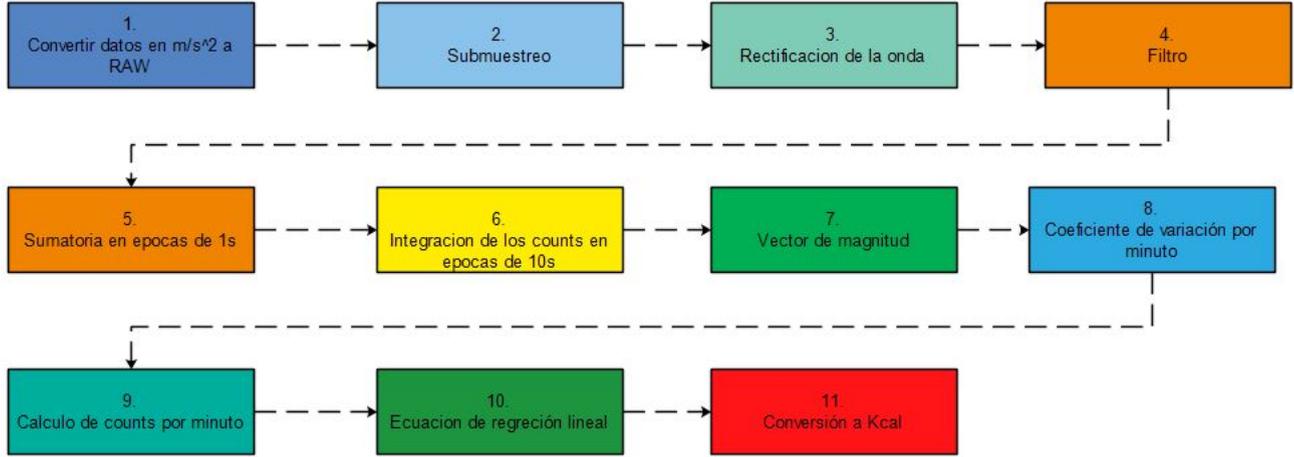


Figura 3.10: Secuencia para el tratamiento de la señal. Método 1 Fuente propia

A continuación se explica de manera detallada el procedimiento de cada uno de los pasos que se presentan en la figura anterior:

1. Realizar conversión de  $m/s^2$  a datos raw, para esto se debe realizar la ecuación 3.1:

$$DATO(RAW) = \left( \frac{DATO(m/s^2)}{9,80665} \right) * 2048 \quad (3.1)$$

2. Realizar submuestreo, esto logro a través de una función en Matlab llamada *downsample*, la cual permite reducir la frecuencia de muestreo a la deseada, en este caso 10hz [53].
3. Rectificación de la señal al plano positivo, esto se realiza a través del aplicativo software, el cual se encarga de sacar el valor absoluto de todos los datos de la señal y así ubicarlos en el plano positivo.
4. Filtrado de la señal, Para una frecuencia de muestreo de 10Hz en [49], el autor propone un filtro pasa-banda con frecuencias de corte entre 0,25 a 2,5Hz, con aceleraciones en RAW (bruto), dado que el sensor ya entrega los datos RAW no es necesario realizar modificaciones en este aspecto, sin embargo, el autor no especifica el tipo de filtro utilizado, razón por la cual, fue necesario proponer uno. A continuación se presenta en la ecuación 3.2 la función de transferencia del filtro propuesto, en la figura 3.11 su respuesta en frecuencia. Además se muestra la señal de aceleración original en la figura 3.12 y la señal con el filtro propuesto en la figura 3.13.

$$F(z) = \frac{0,0002417z^4 - 0,0003358z^3 + 0,0001966z^2 - 0,0003358z + 0,0002417}{z^4 - 3,387z^3 + 4,834z^2 - 3,33z + 0,9664} \quad (3.2)$$

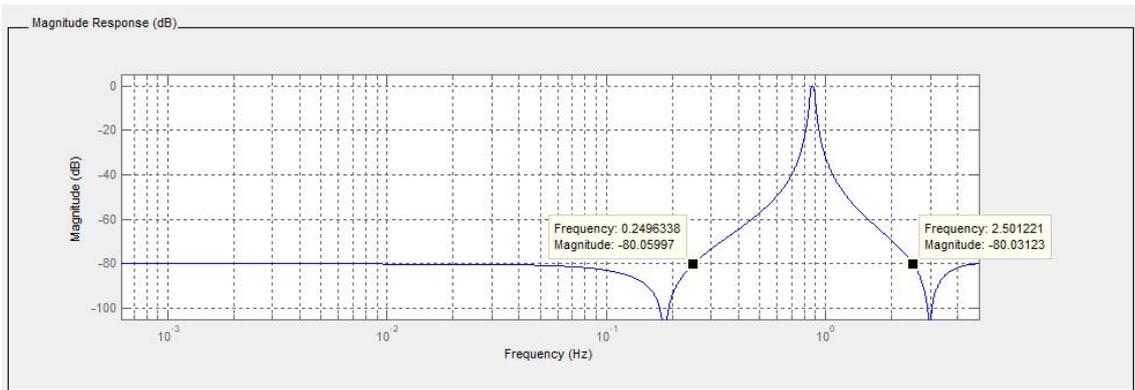


Figura 3.11: Respuesta en frecuencia del filtro. Fuente propia

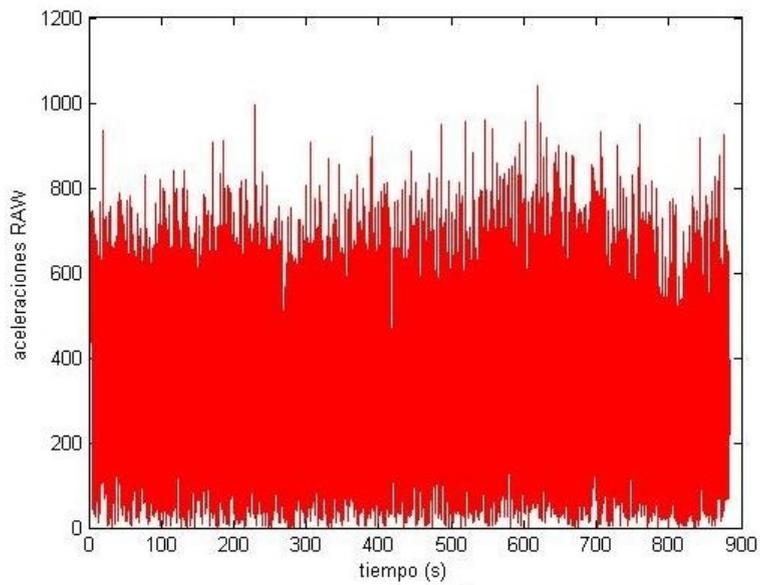


Figura 3.12: Señal de Aceleración en bruto. Fuente propia

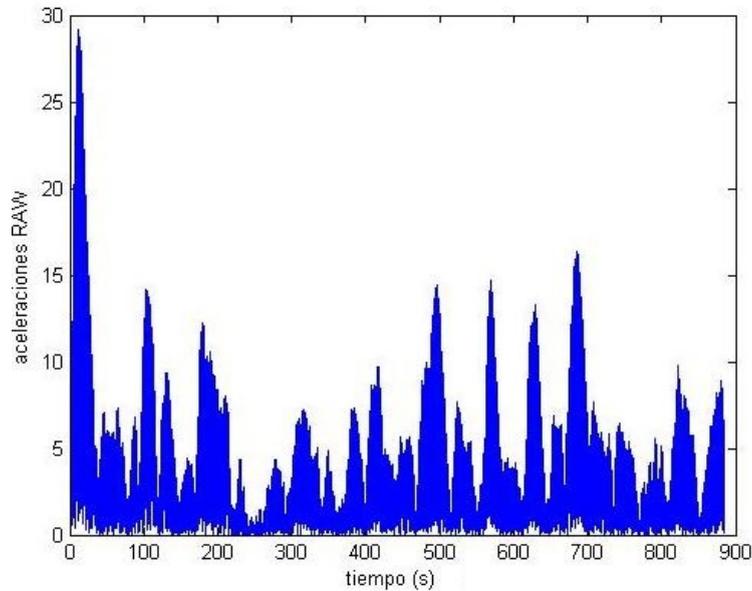


Figura 3.13: Señal de Aceleración filtrada. Fuente propia

5. Realizar la sumatoria en épocas de 1s, el autor de este método indica que la señal debe ser dividida en paquetes de 1s para posteriormente realizar la suma de todos los datos en cada paquete de 1s, con esto se obtiene 1 dato (resultado de la sumatoria) por cada segundo.
6. Integración de los counts en épocas de 10s, a partir de este punto es necesario hablar de counts de aceleración, estos se obtienen tras realizar la integral de la señal tratada con los pasos anteriores. Para realizar la integral de estos datos fue necesario definir los límites de la integral en paquetes de datos cada 30s que es lo que propone el autor de este método. En este proyecto se utilizó la función “trapz” de Matlab, la cual permite realizar integrales por el método trapezoidal, además esta función está diseñada específicamente para integrar datos en tiempo discreto que es nuestro caso [54].
7. Realizar el vector de magnitud, este vector se utiliza para unir las señales de los 3 vectores y así poder ingresarlos a una ecuación de regresión lineal, este vector de magnitud se halla al calcular la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los counts de las señales de los ejes “x”, “y”, “z”, como se observa en la ecuación 3.3.

$$\sqrt{x(k)^2 + y(k)^2 + z(k)^2} \tag{3.3}$$

8. Calcular el CV, es necesario calcular el CV del vector de magnitud cada minuto, es decir como la integral se realizó cada 10s, se obtendrá un dato cada 10s, así el CV se calcula cada 6 datos para completar el minuto, la forma de realizar este cálculo se explica en el capítulo 1.
9. Cálculo de counts en un minuto, es necesario realizar el cálculo de los counts en un minuto, para esto se calcula la media cada 6 datos de los counts.

10. Implementar la ecuación de regresión lineal propuesta por el autor de este método, para esto es necesario tener los counts por minuto y su coeficiente de variación, para poder utilizar las formulas presentadas en [49] presentadas a continuación:

si los counts/min son  $\leq 50$  entonces:

$$EE = 1,0MET \quad (3.4)$$

si los counts/min son  $> 50$  (2) y el CV de los counts por minuto son  $\leq 10$  , entonces:

$$GE(METs) = 2,379833 * exp(0,00013529 * counts/min) \quad (3.5)$$

$(R^2) = 0,701; SEE = 0,275.$

o si el CV de los counts por minuto es 0 o  $> 10$ , entonces:

$$EE(METs) = 2,330519 + (0,001646 * counts/min) - [(1,2017 * (10^{-7})) * (counts/min)^2] + [(3,3779 * (10^{-12})) * (counts/min)^3] \quad (3.6)$$

$(R^2 = 0,854; SEE = 0,940)$

11. Conversión de las unidades de la ecuación en Kcal, esto es necesario puesto que las ecuaciones entregan el gasto energético en METs, y según las especificaciones del especialista deben estar en Kcal, para esto se realiza una conversión de unidades expresada en la ecuación 3.7.

$$Ge \left( \frac{kcal}{min} \right) = Ge \left( \frac{METs}{min} \right) * 0,0175 \left( \frac{kcal}{METs * kg} \right) * PESO(kg) \quad (3.7)$$

donde 0.0175 es el factor de conversión de  $METs/min$  a  $kcal/(kg * min)$ .

seguido de esto se suman los datos de la prueba par obtener el gasto energético utilizado en la misma.

■ *Método 2:*

Para este método propuesto por [48] se desarrollan ciertos pasos, pero antes de describirlos se presenta la figura 3.14, la cual presenta de manera global estos pasos:

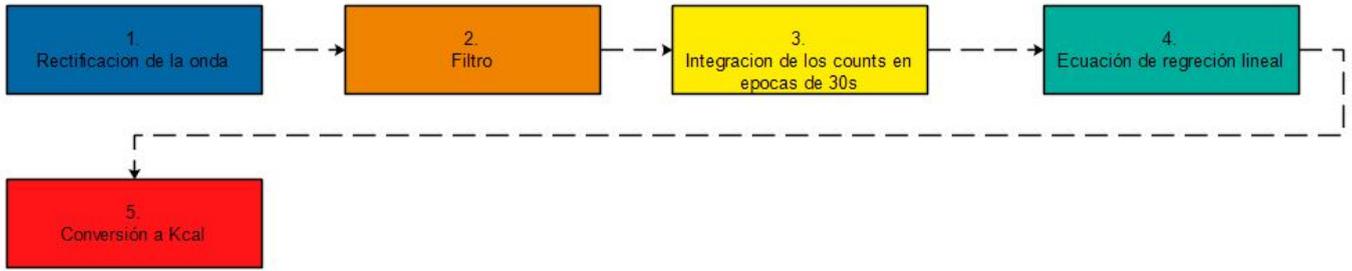


Figura 3.14: Secuencia para el tratamiento de la señal. Método 2 Fuente propia

Como los datos están siendo muestreados a una frecuencia de 100Hz y están en  $m/s^2$  tal como los utiliza el autor, no es necesario realizar ningún cambio en estos aspectos. A continuación se describen estos pasos presentados en la figura anterior:

1. Rectificación de la señal al plano positivo, esto se realiza a través del aplicativo software, el cual se encarga de sacar el valor absoluto de todos los datos de la señal y así ubicarlos en el plano positivo.
2. Para una frecuencia de muestreo de 100Hz el autor en [48], propone un filtro but-terworth, de orden 4, pasa-bajos con una frecuencia de corte a 20Hz, cuya función de transferencia se presenta en la ecuación 3.8 y su respuesta en frecuencia se puede observar en la figura 3.15. También se presenta la figura3.16 con la señal original y en la figura3.17 la señal filtrada.

$$F(z) = \frac{0,04658z^4 + 0,1863z^3 + 0,2795z^2 + 0,1863z + 0,04658}{z^4 - 0,7821z^3 + 0,68z^2 - 0,1827z + 0,03012} \quad (3.8)$$

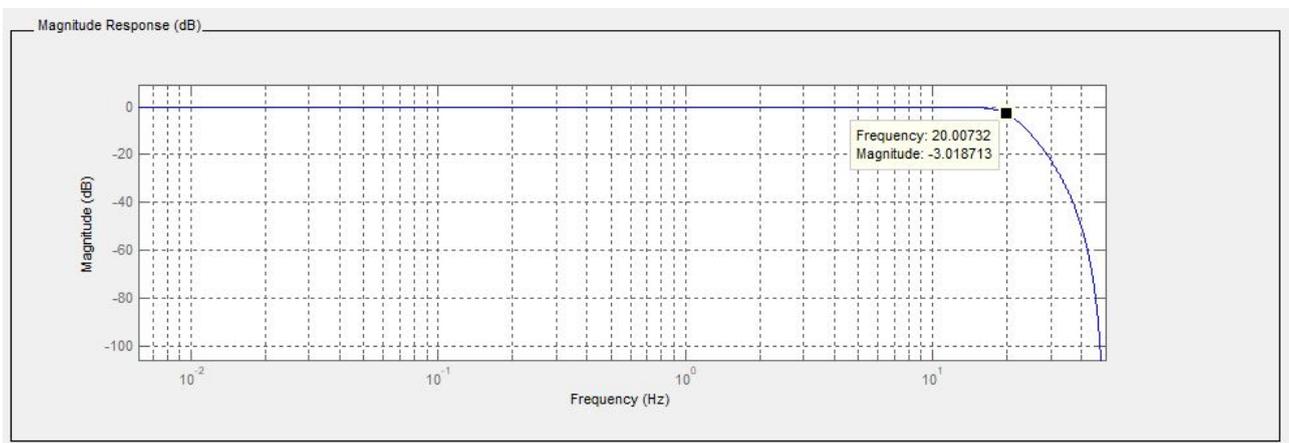


Figura 3.15: Respuesta en frecuencia del filtro. Fuente propia

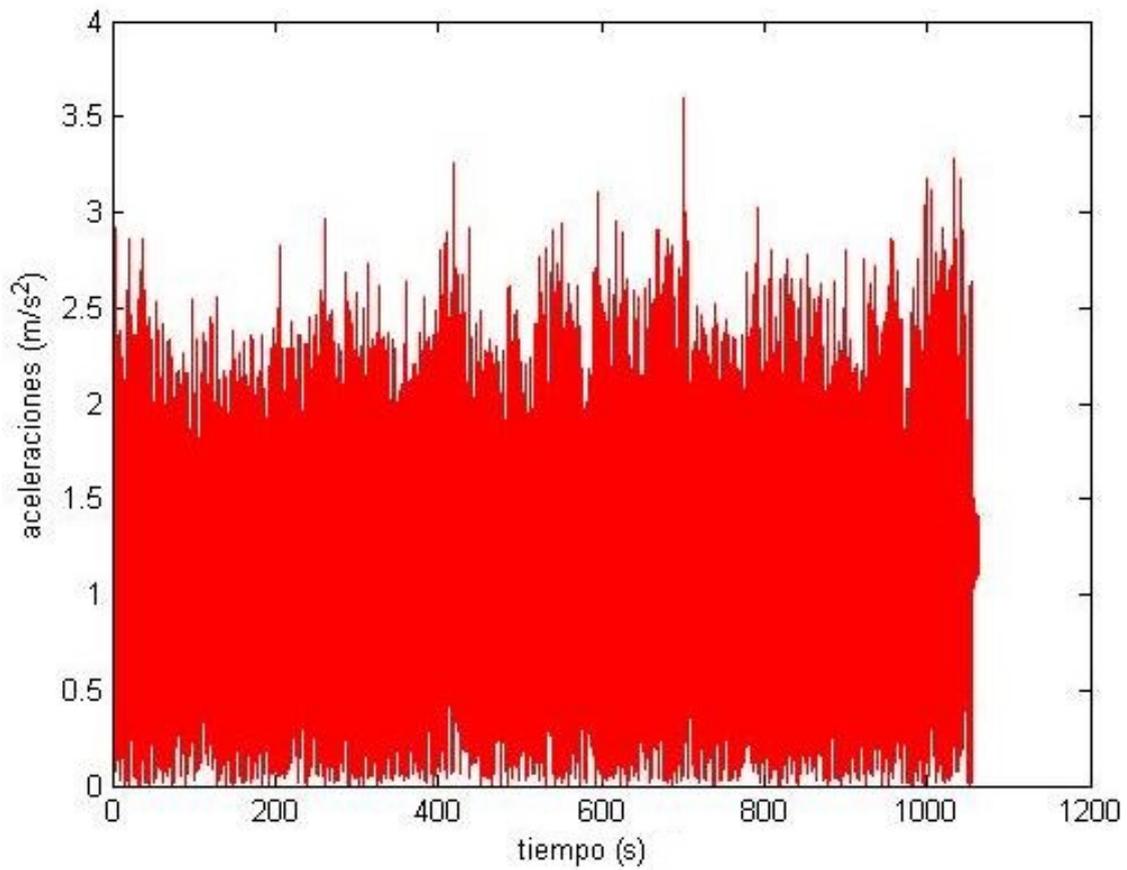


Figura 3.16: Señal de Aceleración en bruto. Fuente propia

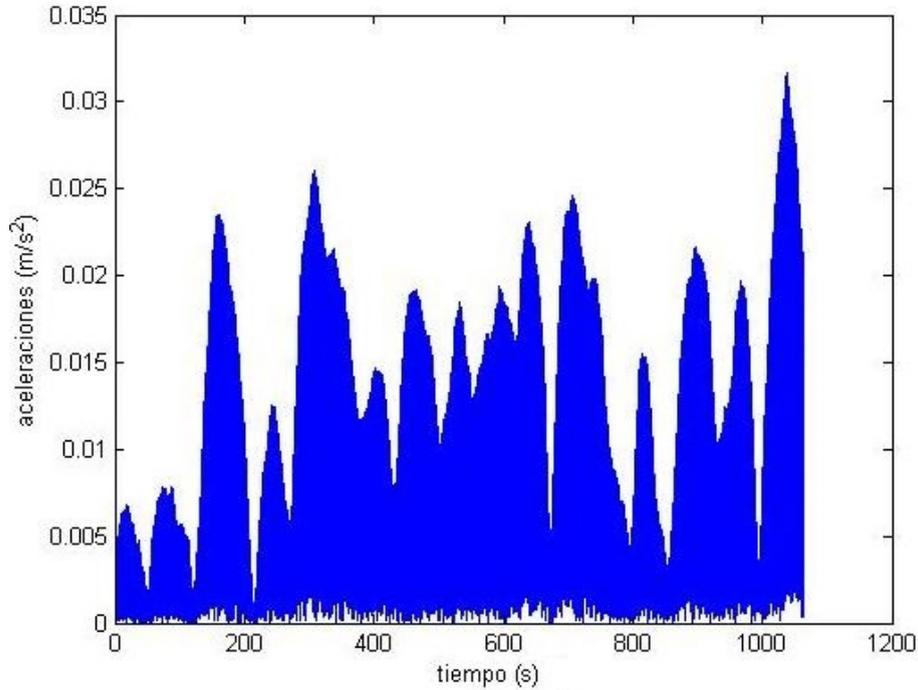


Figura 3.17: Señal de Aceleración filtrada. Fuente propia

3. Al igual que en el método 1, para realizar la integral de estos datos fue necesario definir los límites de la integral en paquetes de datos cada 30s que es lo que propone el autor en este método, y utilizar la función “trapz” de Matlab, la cual permite realizar integrales por el método trapezoidal para señales discretas [54].
4. Para este método el autor especifica que se puede escoger entre el eje de mayor relevancia para el estudio el cual es el eje “x” (ecuación 3.9), ó el resultado de la suma de los counts en cada eje (“x”, “y”, “z”) (ecuación 3.10).  
donde  $IAAx$  son los counts de aceleración en el eje x.

$$IAAx(k) = x(k) \tag{3.9}$$

ó donde  $IAAtot$  es el resultante de la suma de los counts en el eje “x”, “y”, “z”.

$$IAAtot(k) = x(k) + y(k) + z(k) \tag{3.10}$$

Un vez se obtienen los counts de toda la prueba, se procede a utilizar la ecuación de regresión lineal (3.11 ó 3.12).

donde  $IAAx$  son los counts de aceleración en el eje x.

$$EE(W/Kg) = -0,176 + 0,0851 * IAAx \tag{3.11}$$

ó donde  $IAAtot$  es el resultante de la suma de los counts en el eje “x”, “y”, “z”.

$$EE(W/Kg) = 0,104 + 0,023 * IAAtot \tag{3.12}$$

5. Dado que los datos se encuentran en  $W/kg$  fue necesario realizar la conversión de unidades, en la cual era necesario multiplicar el gasto energético por el peso de cada participante y el factor de conversión de  $w$  a  $kcal/30s$ , para esto se implemento la siguiente formula

$$GE(kcal/30s) = Ge \left( \frac{w}{kg} \right) * PESO(kg) * 0,0072 \left( \frac{kcal}{w * 30s} \right) \quad (3.13)$$

donde 0.0072 es el factor de conversión de  $w$  a  $kcal/30s$ .

seguido se suma el gasto energético de los datos de la prueba para obtener el total.

■ *Método 3:*

Para este método propuesto por el autor [50] se plantea el siguiente procedimiento presentado de formal global en la figura 3.18:

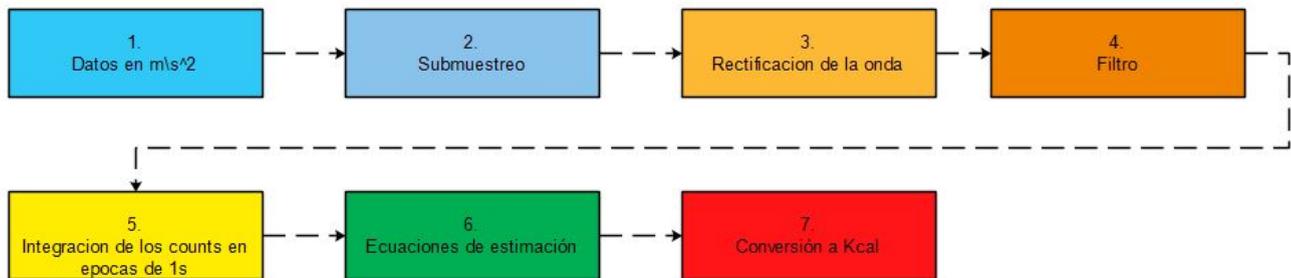


Figura 3.18: Secuencia para el tratamiento de la señal. Método 3. Fuente propia

A continuación se describe el procedimiento realizado para este método:

1. Teniendo en cuenta que los datos para este método deben estar en  $m/s^2$ , no es necesario realizar ningún cambio a la señal puesto que el dispositivo lo entrega en esta medida.
2. Realizar submuestreo, al igual que en el método 1, esto logro a través de una función en Matlab llamada *downsample*, la cual permite reducir la frecuencia de muestreo a la deseada, en este caso 10hz [53]
3. La rectificación de la señal se realiza a través de Matlab, el cual se encarga de sacar el valor absoluto de todos los datos de la señal y así ubicarlos en el plano positivo.
4. filtro de la señal, dado que el autor no especifica el tipo de filtro, a través del método heurístico se implemento un chebyshev tipo 2, pasa-banda, de orden 4 con frecuencias de corte entre 0.25Hz y 2.5Hz, ya que permitía tener los datos aproximados a los resultados del autor. Su función de transferencia se puede observar en la ecuación 3.14 y su respuesta en frecuencia en la figura 3.19, la respuesta de la señal a este filtro se puede observar en la figura 3.21.

$$F(z) = \frac{2,446e^{-05}z^4 - 3,398e^{-05}z^3 + 1,989e^{-05}z^2 - 3,398e^{-05}z + 2,446e^{-05}}{z^4 - 3,407z^3 + 4,891z^2 - 3,389z + 0,9893} \quad (3.14)$$

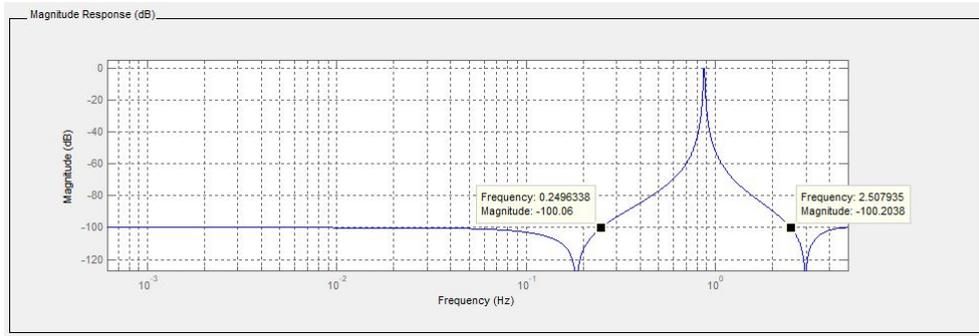


Figura 3.19: Respuesta en frecuencia del filtro propuesto. Fuente propia

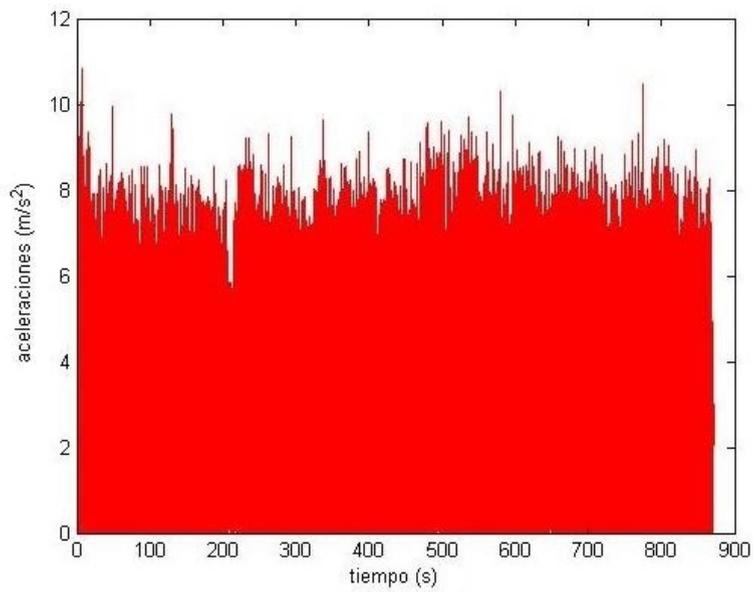


Figura 3.20: Señal de Aceleración en bruto. Fuente propia

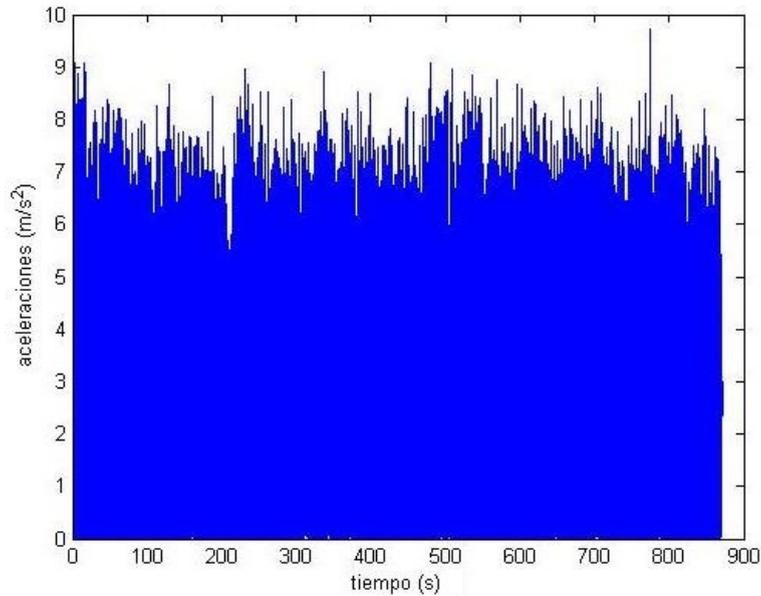


Figura 3.21: Señal de Aceleración filtrada. Fuente propia

5. integración de los counts en épocas de 1s, Al igual que en los métodos anteriores, para realizar la integral de estos datos fue necesario definir los límites de la integral en paquetes de datos cada 1s que es lo que propone el autor en este método, y utilizar la función “trapez” de Matlab, la cual permite realizar integrales por el método trapezoidal para señales discretas [54]. Cabe aclarar que hay que sacar el promedio de los counts por minuto para poder ingresarlos en las formulas, para esto se toman paquetes de 60 datos de la señal, puesto que los counts en este caso están por 1s.
6. ecuación de estimación : En este método el autor [50] presenta dos ecuaciones una de regresión lineal y no lineal.
  - Ecuación de regresión lineal

$$GEact(k) = aL * H(k) + bL * V(k) \quad (3.15)$$

donde  $GEact$  hace referencia a GEAF.

La componente  $H$  se define como la raíz cuadrada de la suma de las señales cuadradas de los ejes “x”, “y”.

$$H(k) = \sqrt{(x^2 + y^2)}$$

La componente  $V$

$$V(k) = z$$

La componente  $aL$  se define como

$$aL = \frac{5,78 * peso(kg) + 11,95 * estatura(cm) + 6,89 * edad(años) - 2,001}{1,000}$$

La componente  $bL$  se define como

$$bL = \frac{5,96 * masa(kg) + 349,5}{1000}$$

- Ecuación de regresión no lineal

Las señales  $V$  y  $H$  fueron aplicadas por dos parámetros de potencia ( $p1$  y  $p2$ ) para el modelado de la relación no lineal entre GEAF y aceleración corporal. La ecuación 3.16 presenta:

$$GEact(k) = aN * H(k)^{p1} + bN * V(k)^{p2} \quad (3.16)$$

Donde  $aN$  y  $bN$  representan los parámetros de regresión en la ecuación no lineal.

$$aN = \frac{12,81 * masa(kg) + 843,22}{1000}$$

$$bN = \frac{38,90 * masa(kg) - 682,44 * genero + 692,50}{1000}$$

Donde  $p1$  y  $p2$  se utilizan como factor de optimización.

$$p1 = \frac{2,66 * masa(kg) + 146,72}{1,000}$$

$$p2 = \frac{23,85 * masa(kg) + 968,28}{1,000}$$

7. conversión de los datos a kcal, puesto que los datos se encuentran en unidades de  $kJ/min$ , es necesario realizar la convección de estos datos.

$$Ge \left( \frac{kcal}{min} \right) = Ge \left( \frac{kJ}{min} \right) * 0,239006 \left( \frac{kcal}{kJ} \right) \quad (3.17)$$

donde 0.239006 es el factor de convección de  $kJ/min$  a  $kcal/min$  seguido de esto se suma el gasto energético de los datos de la prueba para obtener el total de la prueba.

### Estimación por frecuencia cardiaca

Para calcular el GE en esta sección, es necesario identificar los pulsos en la señal ECG. Un período de señal ECG originado por una persona sana, consiste en una onda P, el complejo QRS, la onda T y la onda U, tal como se muestra en la figura 3.22.

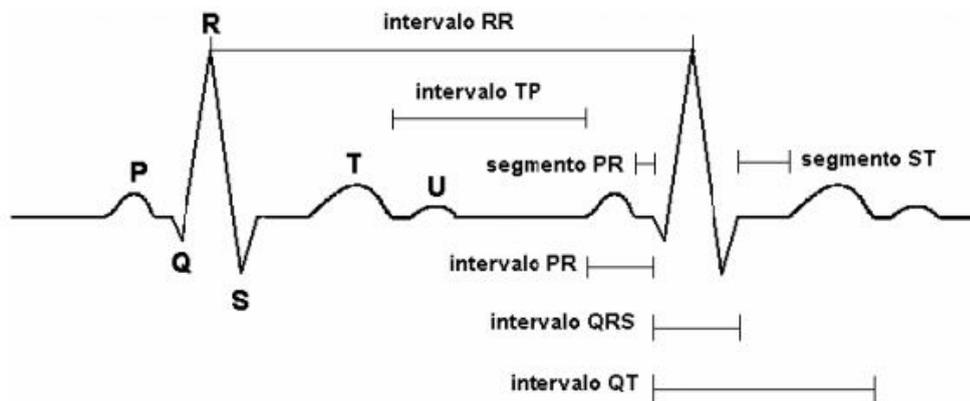


Figura 3.22: Señal ECG con sus componentes PQRSTU

Los componentes PQRSTU de la señal ECG son descritos a continuación:

- Onda P: Primer onda de un ciclo cardiaco, la cual representa la señal de activación de las aurículas que impulsan la sangre hacia los ventrículos [55].
- Complejo QRS: Es la característica mas relevante de la señal ECG, ya que representa la activación de ambos ventrículos, y está formado por las ondas Q, R y S [55].
- Onda T: “Hace referencia a la señal de repolarización de los ventrículos” [55].
- Onda U: “Tiene un origen fisiológico poco claro, se piensa que esta onda se produce por la recuperación del sistema de conducción intraventricular” [55].
- Intervalo PR: Hace referencial al tiempo de activación auriculoventricular y el tiempo necesario para la despolarización auricular [55].
- Intervalo ST: Representa el tiempo entre el final de la activación ventricular y el inicio de la recuperación ventricular [55].
- Intervalo RR: “Corresponde al intervalo de tiempo entre la onda R de un complejo QRS y la onda R del siguiente complejo QRS, representando la frecuencia cardiaca por minuto con un ritmo ventricular regular” [55].

En este orden de ideas y en dirección al GEAF, para este estudio el componente de interés de la señal ECG es la onda R, dado que el intervalo RR representa las pulsaciones por minuto [55]. A

continuación la figura 3.23 representa la respuesta del algoritmo implementado para la detección de esta onda de interés.

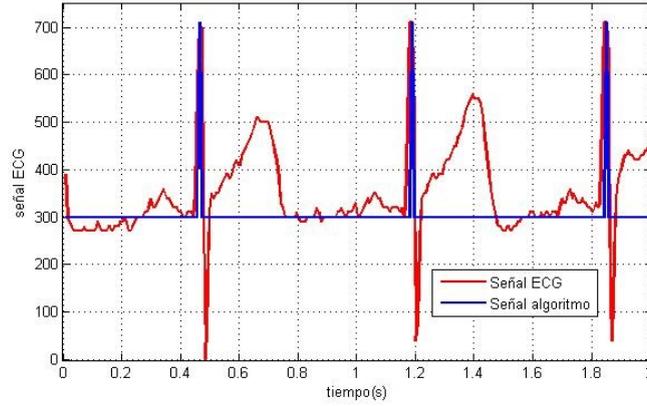


Figura 3.23: Señal ECG: Detección de la onda R. Fuente propia

Teniendo como punto de partida la detección de la onda R el paso a seguir es el cálculo del GE para ello, según [56] y [57] proponen un modelo de ecuación de predicción donde no tiene en cuenta el estado físico de la persona (VO2max). Esta ecuación para el GE usa las características físicas del paciente como la edad, sexo (1 para hombres 0 para mujeres), peso y la FC media.

**Ecuación 3.18 para hombres:**

$$GE(Kcal) = \frac{-55,0969 + (0,6309 * FC) + (0,1988 * peso(kg)) + (0,2017 * edad)}{4,184 * tiempo(min)} \quad (3.18)$$

**Ecuación 3.19 para mujeres:**

$$GE(Kcal) = \frac{-20,4022 + (0,4472 * FC) - (0,1263 * peso(kg)) + (0,074 * edad)}{4,184 * tiempo(min)} \quad (3.19)$$

### 3.2.2. Gasto Energético total

Para la estimación del GE total, como se ha expuesto anteriormente en el capítulo 1 la ecuación a usar es 1.1.

$$GE = TMB + TE + AF \quad (3.20)$$

Donde la TMB se calcula por medio de la ecuación predictiva 3.21 y 3.22 de Harris y Benedict la cual se sustenta a continuación [2]:

Ecuación 3.21 para hombres

$$TMB = (10 * peso(kg) + (6,25 * altura(cm)) - (5 * edad) + 5) \quad (3.21)$$

Ecuación 3.22 para mujeres

$$TMB = (10 * peso(kg) + (6,25 * altura(cm)) - (5 * edad) - 161) \quad (3.22)$$

Como se ha expuesto la TE corresponde a la energía necesaria para la digestión, transporte, metabolismo y almacenamiento de los macronutrientes, para el consumo de una dieta mixta produce un incremento en el GE equivalente al 10 % de la energía contenida en los alimentos [2]. A continuación se define la ecuación 3.23 para el calculo de la TE.

$$TE = TMB * 10\% \quad (3.23)$$

Por ultimo para calcular la AF se utiliza el método 1 (aceleración) o método 2 (Frecuencia Cardiaca) dependiendo del resultado que se obtenga al realizar la comparación de estos métodos con el dispositivo comercial el cual se presenta en el capitulo 6.

### 3.3. Aplicativo software

Para realizar el desarrollo del aplicativo software se tuvieron en cuenta las indicaciones de un especialista en el área del deporte, para esto se llevaron a cabo varias reuniones con el fin de establecer los requerimientos del mismo, las cuales fueron:

- Mostrar las pulsaciones por minuto.
- Mostrar el tiempo de duración de la prueba.
- Mostrar el GE.
- Mostrar el GEAF.
- Colocar una zona en el aplicativo, que permita ingresar los datos físicos del sujeto.
- Colocar un botón en el aplicativo que permita realizar el análisis de la prueba.
- Colocar un botón en el aplicativo que permita visualizar los datos del análisis de la prueba.

3.3.1. Diseño en la construcción

El diseño de la construcción del aplicativo se origina después tener una idea clara de los requerimientos presentado anteriormente. En esta fase prima la interacción entre el usuario y la interfaz gráfica con el propósito de hacer comprensible el esquema lógico de la aplicación, dado que el desarrollo de la GUI debe basarse en la semiótica de la población, procurando que el usuario mantenga su orientación en el transcurso de uso de la interfaz, por este motivo herramientas como el punto, la linea, color, fondo, tamaño, forma, alineación, elementos gráficos, etc, se incorporan para lograr dicho objetivo.

Con base en lo anterior, se presenta el diagrama de caso de uso de interacción del usuario 3.24 con su respectiva tabla 3.2 y el diagrama de secuencia del aplicativo 3.26 los cuales permiten mostrar la interacción que tiene el usuario con el aplicativo software las pantallas y la información a las cuales tiene acceso, además se presenta el diagrama de despliegue describe el vinculo que tiene la información producida por el programa software en los componentes hardware, este diagrama se presenta en la figura 3.25.

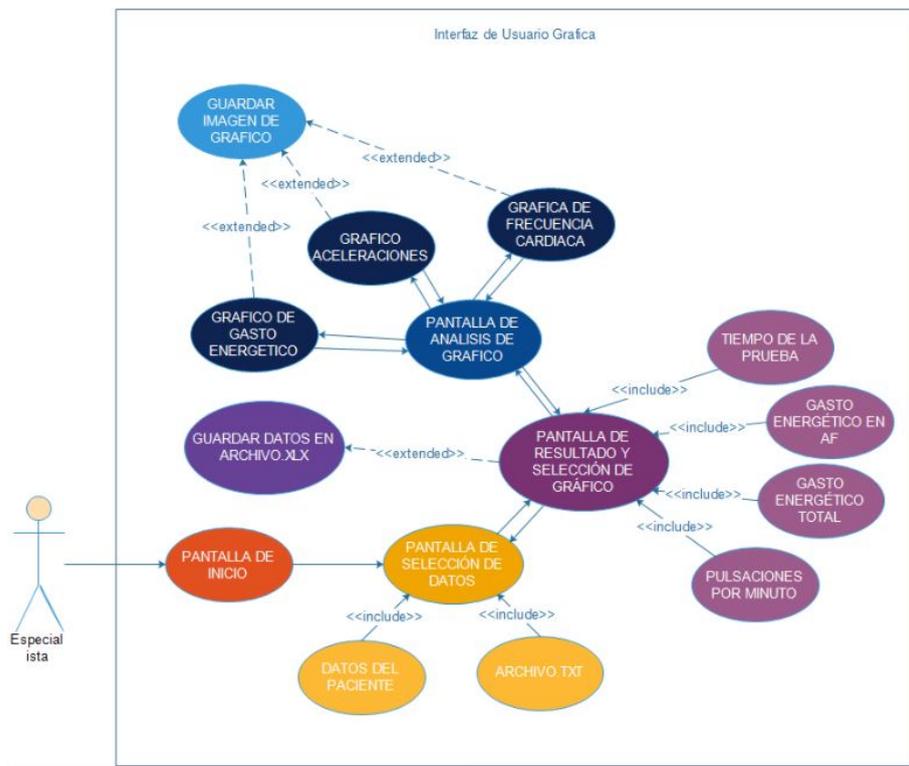


Figura 3.24: Caso de uso interacción con el usuario GUI

Indicador	Prioridad	Descripción
Especialista	Alta	Ejecuta el aplicativo software, ingresa y analiza los datos del paciente
Pantalla de inicio	Alta	Permite el acceso a la GUI
Pantalla de selección de datos	Alta	Permite: -Ingreso de los datos del paciente -Selección de datos de la actividad física del paciente -Análisis de los datos del paciente
Pantalla de resultado y selección de gráfico	Alta	Permite: -Visualizar los datos del paciente -Pasar a la pantalla de análisis de gráficas
Guardar datos en archivo.xlsx	Baja	Guarda los datos de la actividad física en un archivo.xlsx
Pantalla de análisis de gráfico	Media	Permite seleccionar la gráfica que se desea visualizar
Gráfico de aceleraciones	Media	Genera gráfico de aceleraciones
Gráfico de gasto energético	Media	Genera gráfico de gasto energético
Gráfico de frecuencia cardíaca	Media	Genera gráfico de frecuencia cardíaca
Guardar imagen de gráfico	Baja	Guarda la imagen del gráfico seleccionado

Cuadro 3.2: Diagrama de casos de uso interacción con el usuario GUI

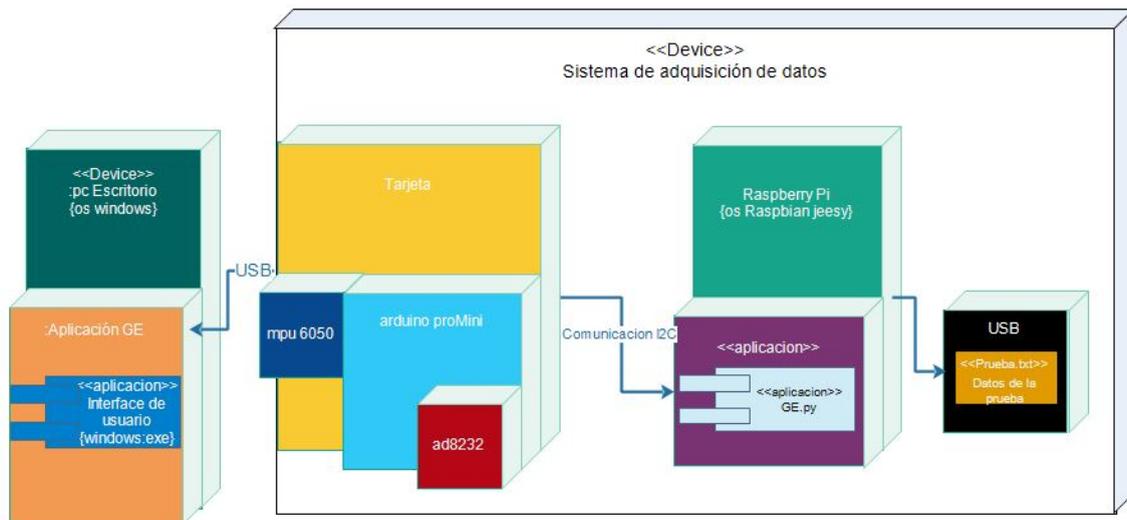


Figura 3.25: Diagrama de despliegue del sistema

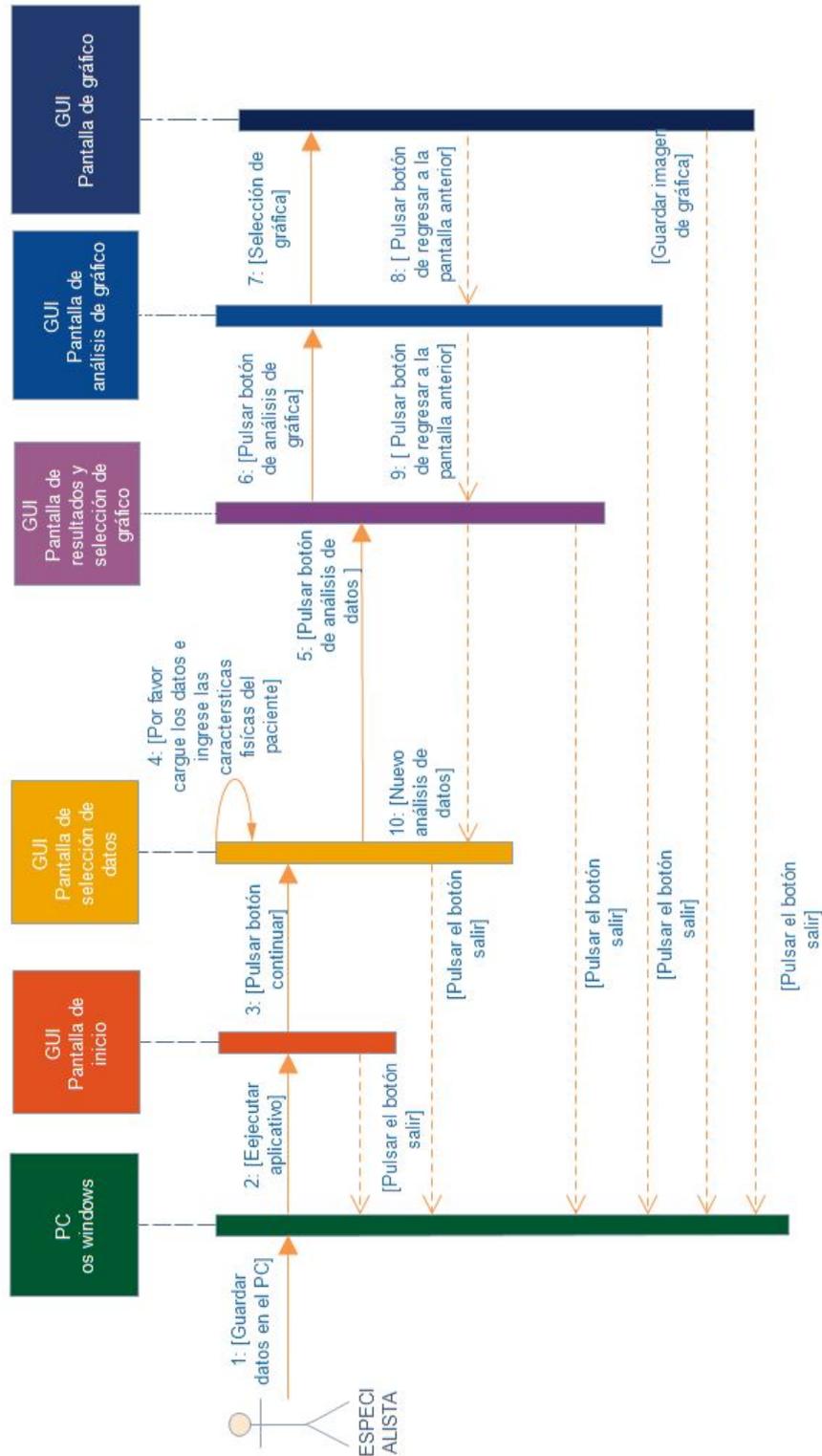


Figura 3.26: Diagrama de Secuencia: adquisición de datos

### 3.3.2. Diseño en la evaluación

Esta fase es la encargada de la depuración del producto, puesto que pretende encontrar los fallos, inconsistencias o cualquier tipo falla que pueda tener la GUI, para esto se emplean 2 actividades específicas, la verificación y la validación con el fin de garantizar la calidad del producto. A continuación se describen estas actividades:

- **Verificación:** Es la actividad encargada de garantizar las especificaciones y requerimientos técnicos del producto, para ello emplea el reconocimiento y registro de los problemas que posea la GUI a través de diferentes tipos de inspecciones como las formales, de usabilidad, consistencia y evaluaciones como la heurística o check list.
- **Validación:** Esta actividad se encarga de demostrar que el producto cumple su función en condiciones de uso real de manera óptima.

### 3.3.3. Resultado de la interfaz gráfica de usuario (GUI)

Con base a los conceptos anteriores se desarrollo un aplicativo con el nombre de “EE approacher 1.0”, como aplicativo software basado en el entorno gráfico GUI de Matlab, pensado para especialistas o personas relacionadas en el área del deporte y la salud. El objetivo principal de la GUI es proporcionar la información de GE y demás datos de relevancia como las pulsaciones por minuto, tiempo y GEAF al finalizar la prueba. EE approacher 1.0 es un ejecutable el cual tras iniciarse presenta una pantalla de inicio con el logo de la Corporación Universitaria Autónoma del Cauca y dos botones uno para continuar y otro para salir del programa (ver figura 3.27).



Figura 3.27: GUI: Pantalla de inicio

Al presionar el botón continuar se da acceso a la pantalla en la cual se ingresan los datos físicos

del paciente, esa pantalla inicialmente desplegara una ventana de advertencia, indicando que se requiere la carga de los datos de la prueba (ver figura3.28).



Figura 3.28: GUI:Pantalla de datos físicos ventana de advertencia

La pantalla de datos físicos posee 2 elementos fundamentales (ver figura3.29): 1. Recuadros de información en los que se ingresan los datos del paciente, 2. Botones, estos botones permiten cargar/analizar datos y salir del programa.



Figura 3.29: GUI: Pantalla datos físicos

En caso de que no se ingresen los datos físicos del paciente surge una ventana que indicara error (ver figura3.30).



Figura 3.30: GUI: Pantalla datos físicos ventana de error

Al momento de cargar correctamente los datos, surge un cuadro de dialogo indicando que los datos ingresados son correctos (figura3.31).



Figura 3.31: GUI: Pantalla datos físicos ventana de espera

Inmediatamente una ventana indicará que el programa se encuentra en ejecución y pide al usuario espera mientras se acaba el análisis de los datos como se muestra en la figura 3.32.



Figura 3.32: GUI: Pantalla datos físicos verificación de datos

Terminado el procesamiento de los datos cambiara la pantalla a visualización de los datos, esta pantalla posee un recuadro donde se muestran los resultados de la prueba y 3 botones, los cuales permiten volver a la pantalla anterior para realizar un nuevo análisis de datos, un botón para salir del aplicativo y un botón para visualizar las gráficas de interés.

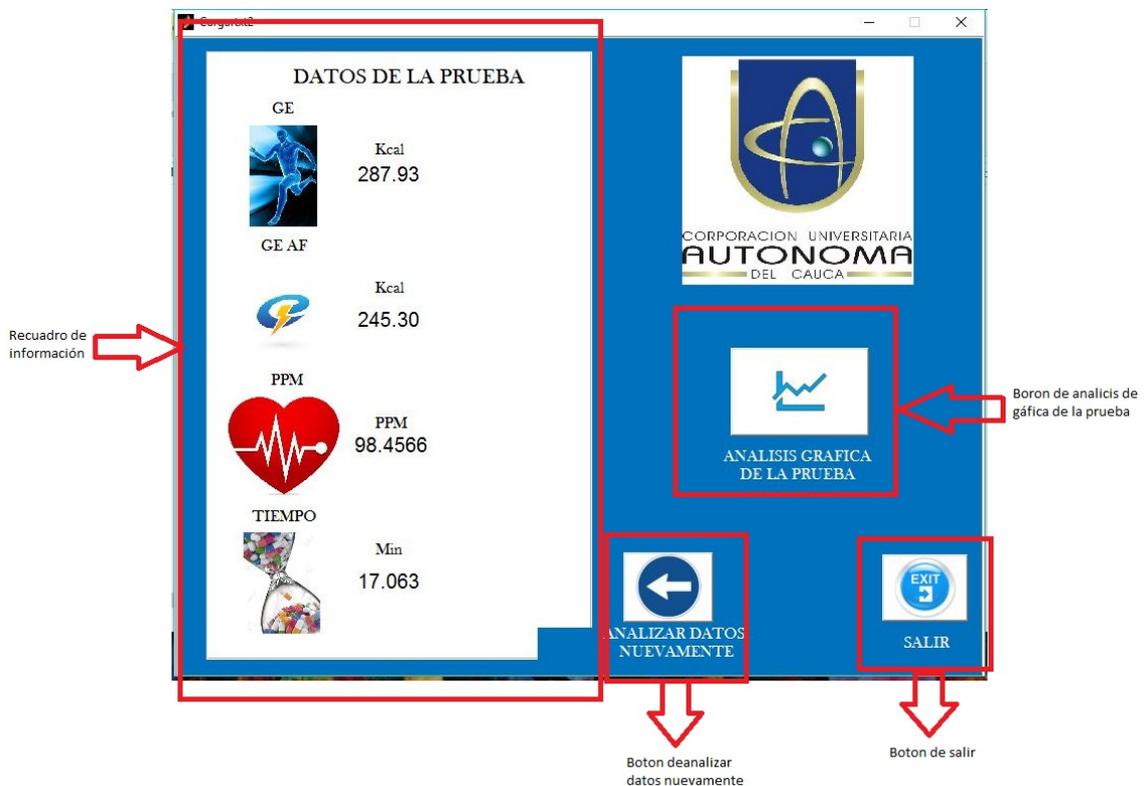


Figura 3.33: GUI: Pantalla de visualización de datos

Cuando se realiza el análisis de las gráficas, se despliega una pantalla con una pestaña de selección de gráfico y dos botones, un botón para regresar a la pantalla de visualización de datos y un botón de salida de programa, la pestaña de selección de gráfico presenta la opción de mostrar tres tipos de gráficas las cuales son: análisis de GE en aceleración y FC, análisis gráfico de pulsaciones por minuto y análisis gráfico de GE. Ver figura 3.34 y 3.35.



Figura 3.34: GUI: Pantalla selección de gráficos



Figura 3.35: GUI: Pantalla gráficos: pestaña de selección de gráfico

Cuando se selecciona un gráfico se muestra una pantalla con la selección realizada y dos botones, los cuales permiten regresar a la pantalla de selección de gráfico y salir del programa. Ver figura 3.36.

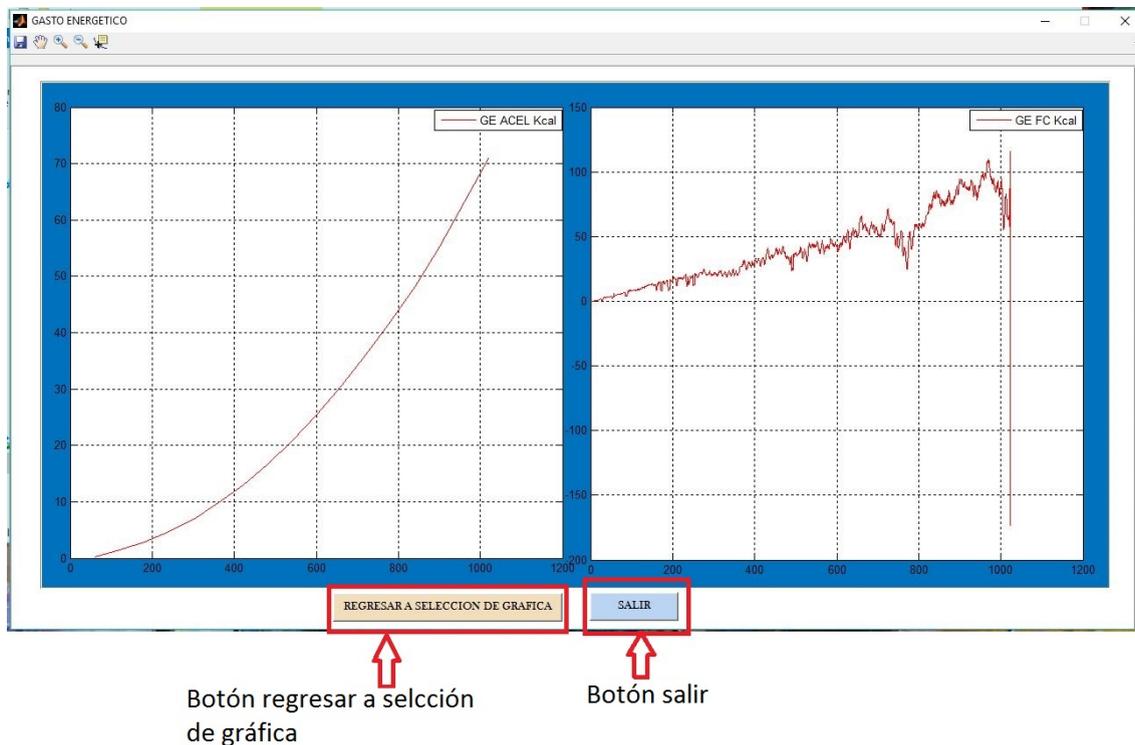


Figura 3.36: GUI: Pantalla gráfica de GE en aceleración y frecuencia cardiaca

# Capítulo 4

## RESULTADOS

En este capítulo se presenta el protocolo de la prueba, las características de los sujetos que realizaron la prueba, la descripción y correcta utilización tanto del dispositivo comercial como del prototipo nivel 1. Finalmente se presentan los resultados obtenidos.

### 4.1. Protocolo de la prueba

La comparación del prototipo nivel 1 frente al dispositivo comercial se realiza mediante el test de Rockport, este requiere que la persona camine una milla (1609m) lo mas rápido que pueda sobre terreno plano, además es necesario tomar el tiempo y la frecuencia cardiaca del paciente inmediatamente después de haber terminado la prueba física; esto con el objetivo de evaluar el VO<sub>2</sub>max del sujeto a través de la ecuación 4.1, para luego buscar en las tablas nivel de condición física que posee el sujeto, según el resultado de VO<sub>2</sub>max [58].

$$VO_{2max}((mL*kg)^{-1} * min^{-1}) = 132,85 - (0,0769 * MC) - (0,3877 * Edad) + (6,315 * G) - (3,2649 * T) - (0,1565 * FC)(4.1)$$

Donde:

- G = Género o Sexo (0 = mujeres; 1= varones)
- M = Masa o peso corporal (lb)
- T = Tiempo transcurrido durante la prueba (minutos)
- FC = Frecuencia cardiaca o pulso palpado extrapolado a un minuto(latidos/minuto)

El espacio utilizado para desarrollar la prueba se presenta en la figura 4.1, si se realiza una vuelta por la parte interna de la pista, se tendrá un recorrido equivalente a 400m, por lo tanto para completar la milla el sujeto de prueba debe realizar 4 vueltas y 9m.



Figura 4.1: Pista de atletismo CDU

Adicionalmente para este test se escogió una población de 8 personas, hombres sanos, entre los 20 y 30 años de edad como se muestra en la tabla 4.1.

DATOS DE SUJETOS				
SUJETO	PESO(Kg)	TALLA(cm)	EDAD(años)	SEXO(M/F)
1	70	171	23	M
2	68	175	22	M
3	58	170	24	M
4	60	170	24	M
5	78	170	27	M
6	80	182	22	M
7	62	172	24	M
8	64	175	22	M

Cuadro 4.1: tabla de características físicas de pacientes

## 4.2. Ubicación de los dispositivos

Para obtener valores de GE considerables en la prueba, el especialista debe seguir algunos parámetros específicos al momento de ubicar el dispositivo comercial (Polar) y el prototipo nivel 1, para ello es necesario exponer la colocación adecuada para cada uno de ellos:

### 4.2.1. Dispositivo Polar m400

Es un reloj para realizar running, resistente al agua y posee GPS. Permite realizar el seguimiento diario de la condición física y realizar planes de entrenamiento a través de funciones como la guía de actividad física, prueba de estado físico, estado de recuperación, entre otras. Este dispositivo incluye el sensor de frecuencia cardiaca Polar H7 Bluetooth, así puede obtener mediciones precisas [59]. Para realizar la correcta colocación del dispositivo polar es necesario tener en cuenta los siguientes pasos [60]:

1. Verificar que tanto el reloj como la banda polar se encuentren cargados como se observa en las figuras 4.2 y 4.3 respectivamente tomadas de [60].



Figura 4.2: Verificación de carga del reloj.



Figura 4.3: Verificación de carga del sensor.

- Ingresar los datos del paciente en el reloj polar ingresando en la opción “Settings”, como se observa en la figura 4.4 tomada de [60].

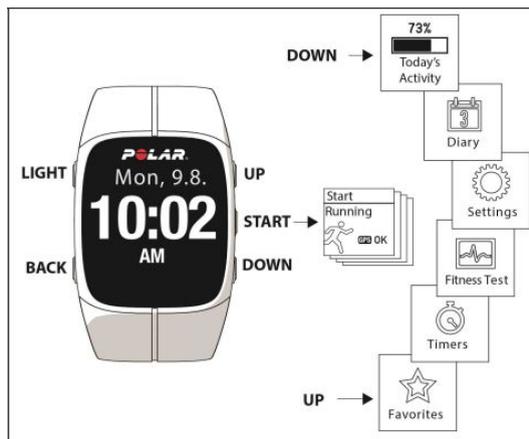


Figura 4.4: Ingreso de características físicas.

- Humecta la banda del polar con agua para obtener una mejor medición como se muestra en la figura 4.5 tomada de [60].

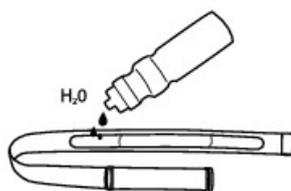


Figura 4.5: Banda polar humectada.

- Sujetar la banda del polar al torso del paciente como se observa en la figura 4.6 tomada de [60].

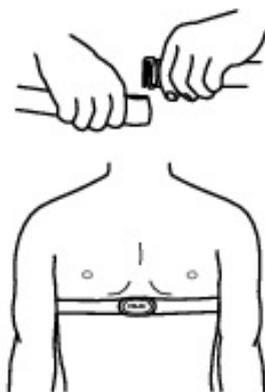


Figura 4.6: Banda polar puesta en el torso.

5. Ejecutar la opción de “fit-test”, como se observa en la figura 4.7 tomada de [60].

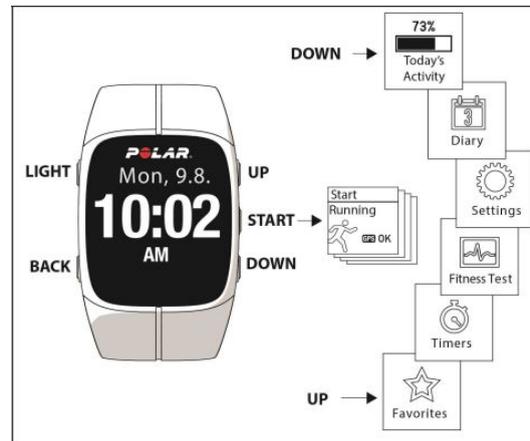


Figura 4.7: fit-test polar.

#### 4.2.2. Prototipo nivel 1

Este prototipo cuenta con un sensor MPU6050 encargado de medir las aceleraciones, y un AD8232 encargado de medir la FC, para utilizarlo de forma correcta se debe realizar lo siguiente:

1. Verificar que el dispositivo se encuentre cargado.

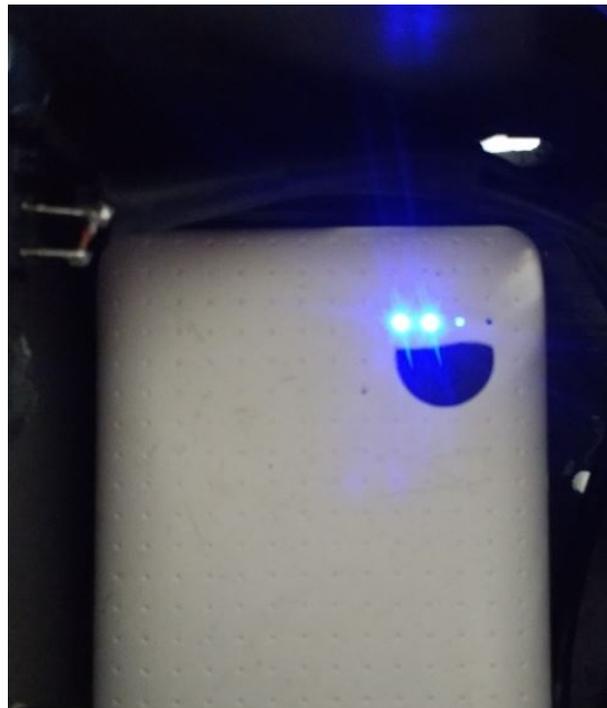


Figura 4.8: Batería Cargada

2. Verificar que la memoria se encuentre conectada a la Raspberry.



Figura 4.9: Batería cargada

3. Colocar los electrodos en las zonas especificadas.

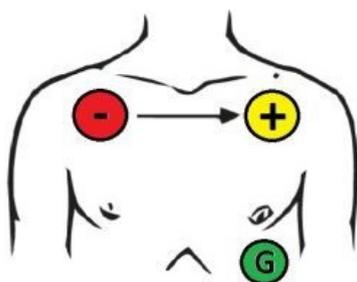


Figura 4.10: Ubicación de los electrodos en el paciente

4. Sujetar firme mente el dispositivo a la cintura del paciente, esto se hace puesto que el centro de gravedad de una persona esta situada en el nivel de la tercera vértebra lumbar (L3) precisamente para que la estructura pueda moverse con facilidad si es utilizada de forma dinámica [61], en la figura 4.11 sección “A”, se muestra la estructura osea de la columna vertebral para tener claro el punto donde se debe situar el dispositivo tal como se presenta en la sección “B”, de la misma figura

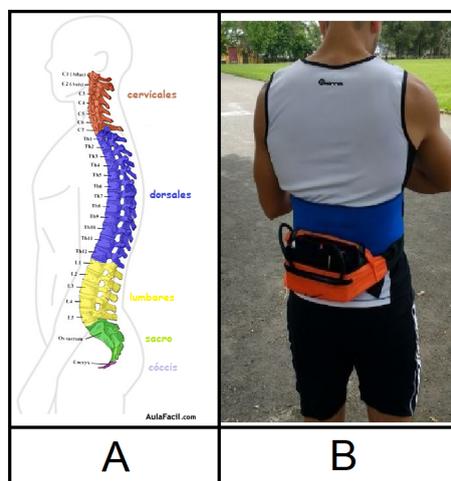


Figura 4.11: Ubicación del dispositivo

### 4.3. Prueba de campo

Para la realización de la prueba de campo se deben tener en cuenta los siguientes pasos:

- Colocar el dispositivo comercial de forma correcta.
- Colocado el prototipo nivel 1 de forma correcta.
- Explicarle al paciente en que consiste la prueba (test de Rockport).
- Explicarle al paciente el funcionamiento del dispositivo comercial.
- Explicarle al paciente el funcionamiento del prototipo nivel 1.
- Posicionar al paciente en el punto de inicio de la prueba.
- Inicializar la captura de datos por parte del dispositivo comercial y el prototipo nivel 1.
- Indicarle al paciente que debe iniciar la prueba.
- una vez finalice la prueba se detiene la toma de datos.
- Se toma la FC del paciente.



Figura 4.12: Inicio del dispositivo y el reloj polar para la prueba de campo

## 4.4. Resultados de la prueba

De acuerdo al protocolo implementado (Rockport), se presenta la comparación entre los métodos de acelerometría y FC. Los datos de GE proporcionados por los sensores se muestran en las tablas (4.3, 4.4, 4.5) referente a los valores de aceleración, y (4.6) correspondiente al valor de FC.

### 4.4.1. Comparación entre test de Rockport y polar M400:

En este apartado se presentan los datos de estimación de GEAF obtenidos a través del test de Rockport y el dispositivo Polar M400, presentados en la tabla 4.2 , y en la figura 4.13.

SUJETO	POLAR M400 (Kcal)	ROCKPORT (Kcal)
1	86	366,3975461
2	86	347,5796152
3	81	303,1848677
4	76	317,9418505
5	153	368,0629791
6	97	408,3540827
7	78	329,9184002
8	92	322,9330227

Cuadro 4.2: Comparación en la estimación de gasto energético entre test de Rockport y polar M400

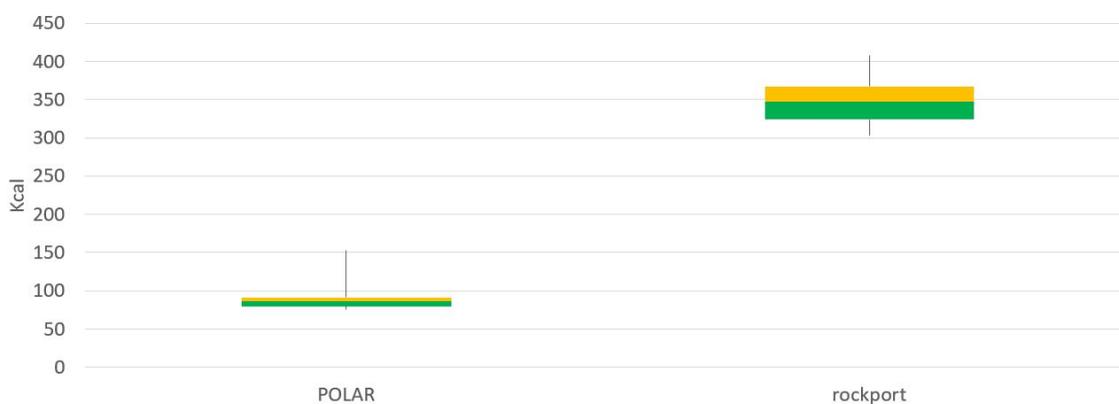


Figura 4.13: Gráfico de caja y bigotes del test de Rockport en comparación al polar M400

Como se observa en la tabla y figura anterior, se hace evidente que el test de Rockport no toma la FC de manera periódica a diferencia del dispositivo comercial, por lo tanto, la estimación en

este test presenta datos muy alejados en comparación a los datos que presenta el polar M400, ya que este test está diseñado para medir el nivel de acondicionamiento físico que posee el sujeto, por esta razón, el resultado del test en Kcal es diferente al dispositivo comercial.

#### 4.4.2. Comparación en la estimación de gasto energético en aceleración

##### Comparación entre método 1 y polar M400:

Este método propone usar los datos en RAW, tomados a una frecuencia de muestreo de 10Hz con un filtro pasa-banda y puntos de corte entre 0.25 y 2.5Hz; en vista de que el autor no especifica el orden ni el tipo de filtro a utilizar, se optó por implementar un filtro tipo IIR, chebyshev tipo 2 de orden 10, puesto que la señal original presentó buena respuesta al filtro, luego de esto se promedian los datos en periodos de 1s (epocas), seguido de esto se integra en periodos de 10s para obtener counts por 10s y así poder utilizarlos en las formulas 3.4,3.5, 3.6 propuestas por [49]. El procedimiento para este método se presenta en la figura 4.14.

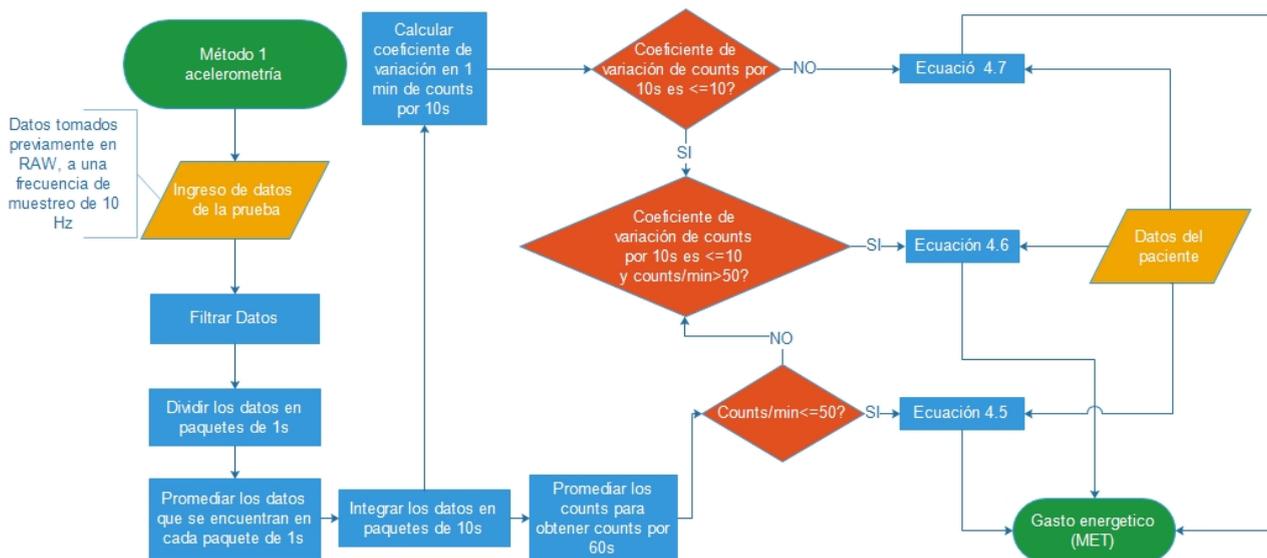


Figura 4.14: Diagrama de flujo método 1

Posteriormente se le realiza un análisis a las mediciones obtenidas de cada sujeto, con el fin de verificar si están dentro de los límites propuestos por el autor (4.41 METs para caminata rápida y 8.96 METs para carrera lenta) [49], estos límites fueron llevados a Kcal por lo cual debía hacerse la conversión para cada participante, puesto que cada participante tiene características fisiológicas distintas, lo anterior se presenta en la figura 4.15, donde la línea amarilla representa el gasto energético para carrera lenta, la línea azul el gasto energético para caminata rápida y los puntos verdes los datos obtenidos.

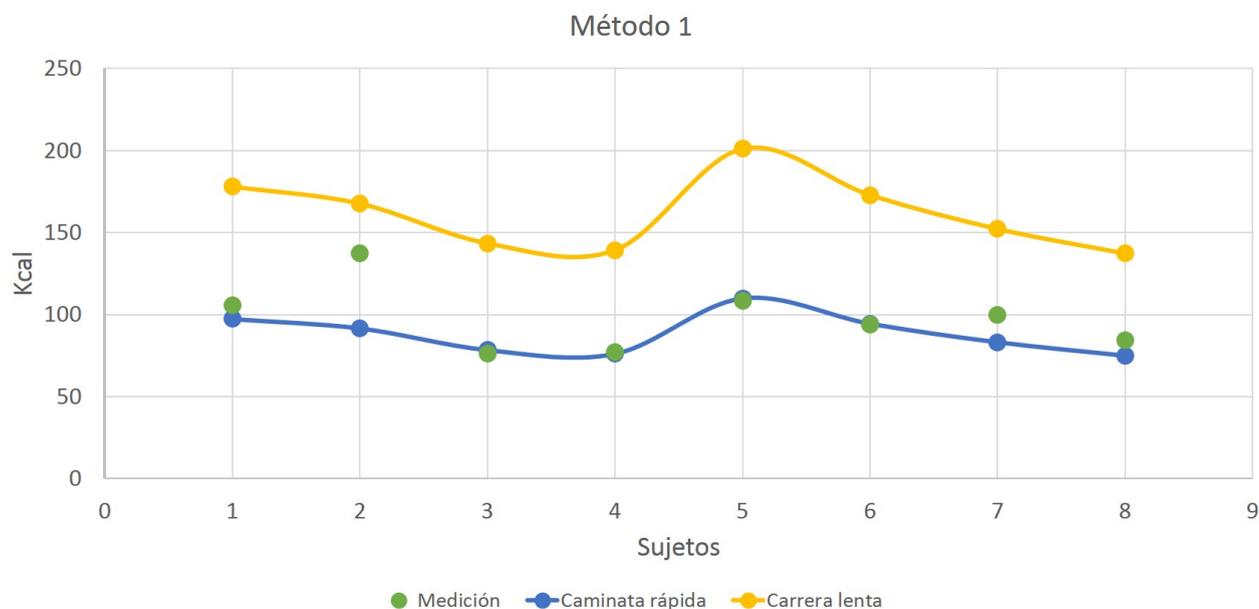


Figura 4.15: Análisis de GE entre los límites del método1 y la medición de GE para cada sujeto

En la tabla 4.3, se presenta la comparación entre los datos obtenidos por este método y el dispositivo comercial Polar M400. Por otro lado en la figura 4.16, se observa como los datos obtenidos por este método no sobrepasan el rango máximo del dispositivo comercial, además el grueso de los datos en este método son mayores a los del dispositivo comercial, esta variación se puede interpretar con mayor claridad en la figura 4.17, donde los datos del polar se encuentran representados por puntos azules y los puntos naranjas representan este método. Por lo que a nuestro juicio, estos datos pueden diferir el uno del otro debido a que estiman el GEAF con métodos objetivos diferentes (FC - acelerometría).

SUJETOS	DATOS POLAR M400 (Kcal)	DATOS PROTOTIPO-ACELERACIÓN (Kcal)
1	86	105,7567
2	86	137,3917
3	81	76,0632
4	76	77,251
5	153	108,2729
6	97	93,9246
7	78	99,6765
8	92	84,4963

Cuadro 4.3: Resultado de estimación de gasto energético con acelerometría método 1 y reloj polar M400

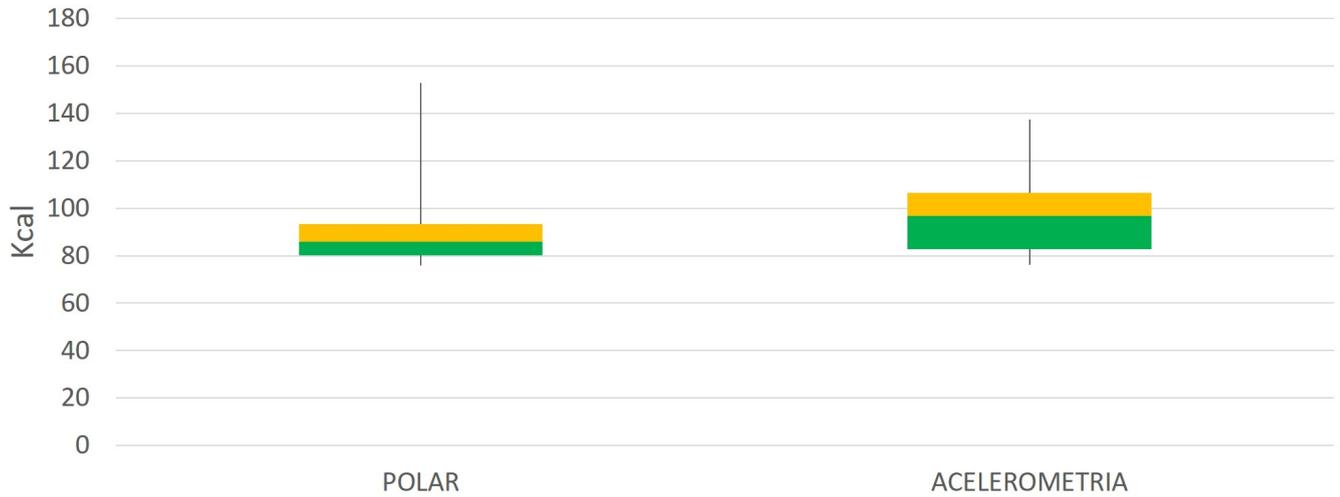


Figura 4.16: Gráfico caja y bigotes método 1 y polar M400

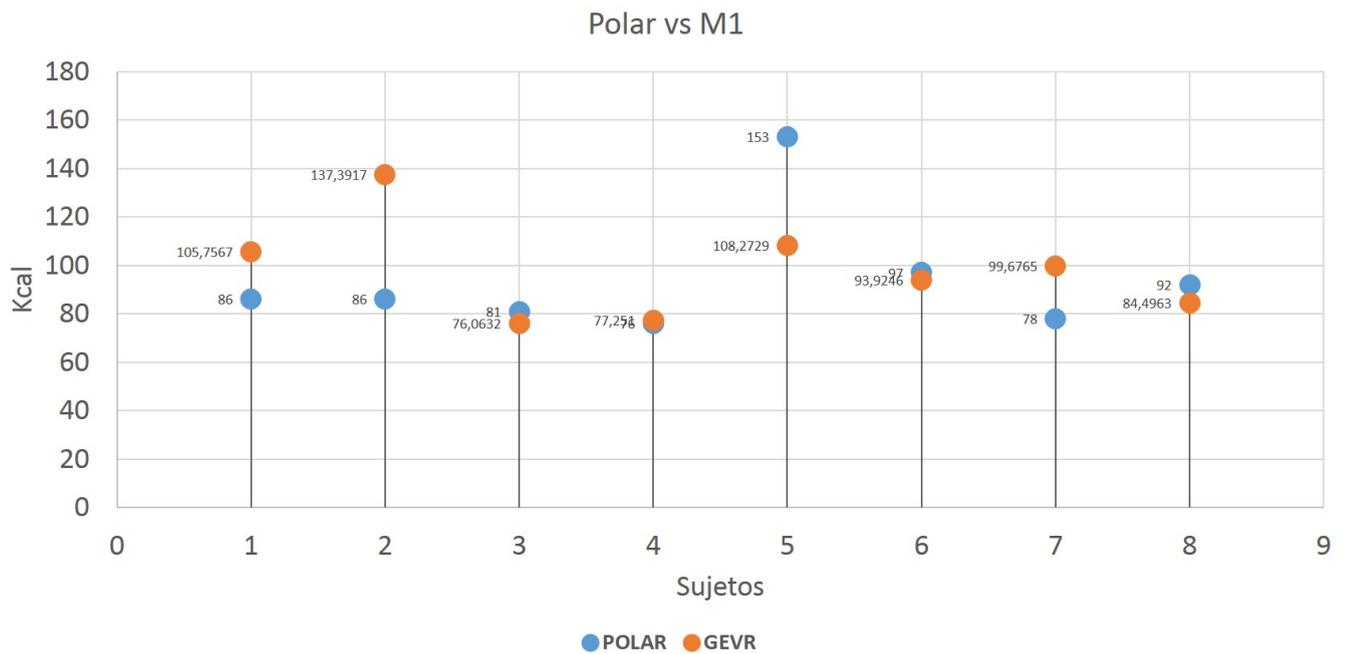


Figura 4.17: Comparación de estimación de GE entre el método 1 y polar M400

**Comparación entre método 2 y Polar M400:**

Inicialmente para este método propuesto por [50], se deben tener los valores de aceleración en ( $m/s^2$ ), a una frecuencia de muestreo de 100Hz, y un filtro pasa bajos de tipo IIR butterworth de orden 4 con una frecuencia de corte a 20Hz, adicionalmente, se requiere integrar la señal en periodos de 30s para obtener counts por 30s, seguido de esto, se estima el GEAF con las formulas 3.11, 3.12, 3.6, este proceso se puede observar con mayor claridad en la figura 4.18.

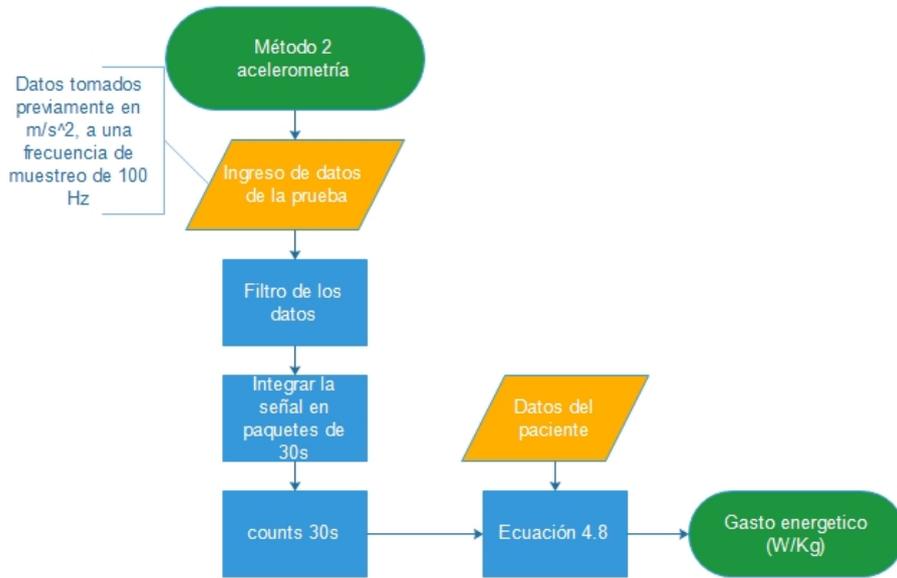


Figura 4.18: Diagrama de flujo método 2

Para este método el autor [50], indica los límites en la estimación de GEAF de  $2.09 \text{ w/kg}$  para una caminata lenta a  $3\text{km/h}$  y  $7.02 \text{ w/kg}$  para una caminata a  $7\text{km/h}$  ( $4.41 \text{ METs}$  para caminata rápida y  $8.96 \text{ METs}$  para carrera lenta) [49], estos límites fueron llevados a Kcal por lo cual debía hacerse la conversión para cada participante, puesto que cada participante tiene características fisiológicas distintas, en la figura 4.19 se presentan los límites para la caminata a una velocidad de  $7\text{km/h}$  (velocidad máxima que presenta el autor), donde el límite máximo está representado por la línea azul, el mínimo en línea naranja y los datos de cada sujeto con puntos verdes.

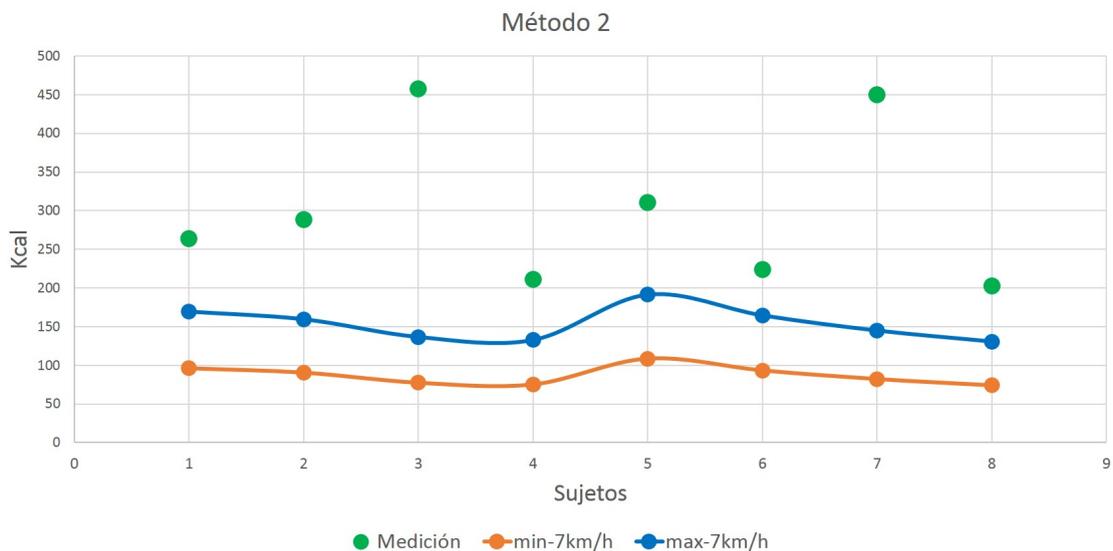


Figura 4.19: Análisis de GE entre los límites del método2 y la medición de GE para cada sujeto

En vista de que los resultados en este método no son congruentes con lo esperado, se propuso una disminución en la frecuencia de muestreo por una de 10Hz como se propone en [49], y un filtro pasa-bajo de tipo IIR butterworth de orden 4, con una frecuencia de corte de 2 Hz para lograr un mejoramiento de la señal, como se observa en la figura 4.20.

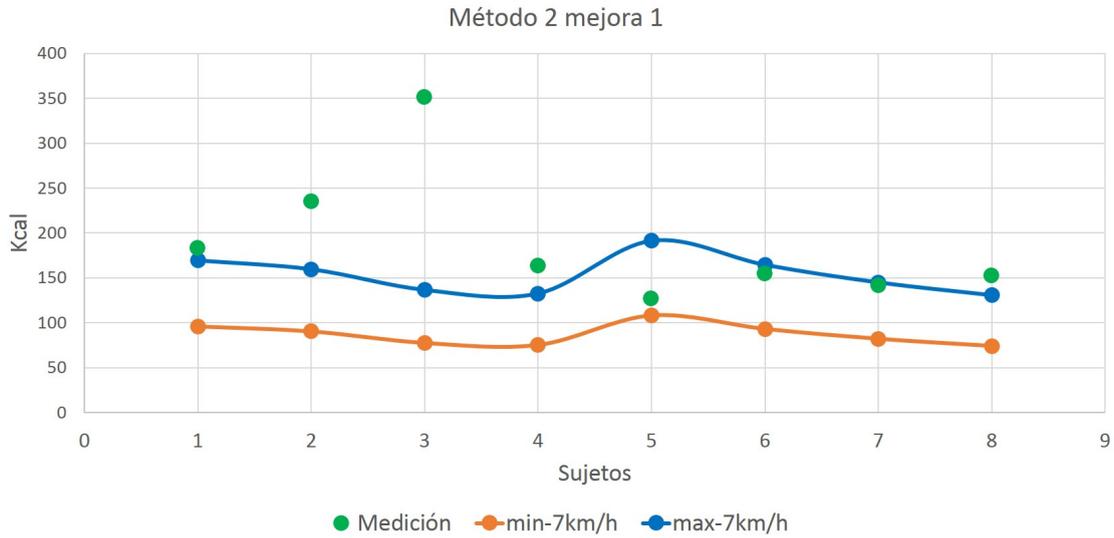


Figura 4.20: Análisis de GE entre los limites del método1 y la medición de GE para cada sujeto

Los resultados obtenidos anteriormente siguen siendo incongruentes, por lo que a través del método heurístico se propuso realizar un filtro pasa-bajo de tipo IIR chebychevII de orden 4 con un frecuencia de corte de 2Hz, aplicando las formulas de este método, esta mejora se puede observar en la figura 4.21.

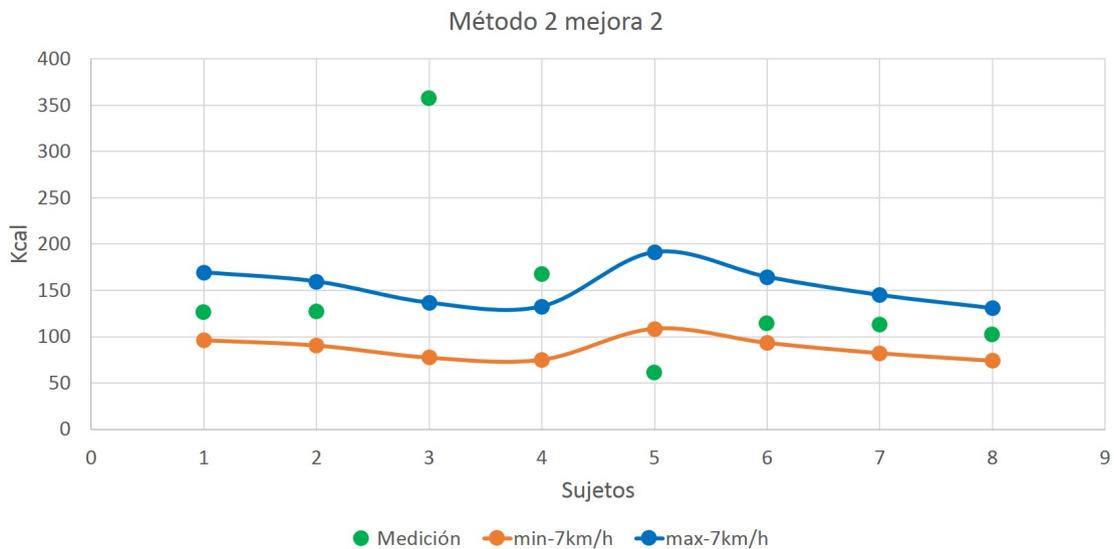


Figura 4.21: Análisis de GE entre los limites del método1 y la medición de GE para cada sujeto

En la tabla 4.4, se presenta la comparación de los datos obtenidos en este método frente a los del dispositivo comercial, aunque se realizaron mejoras y algunos datos estaban dentro del rango establecido (figura 4.21), en la comparación, los datos difieren uno de otro (figura 4.23), así mismo el grueso de los datos es mucho mayor para este método (figura 4.22). A nuestro juicio, se debe a que las ecuaciones de este método fueron diseñadas para un tipo de estudio y protocolo distinto.

SUJETOS	DATOS POLAR M400 (Kcal)	DATOS PROTOTIPO-ACELERACIÓN (Kcal)
1	86	126,574
2	86	126,8272
3	81	357,5435
4	76	167,476
5	153	61,1433
6	97	113,8469
7	78	112,8032
8	92	102,2158

Cuadro 4.4: Resultado de estimación de gasto energético con acelerometría método 2 mejoramiento 2 y reloj polar M400

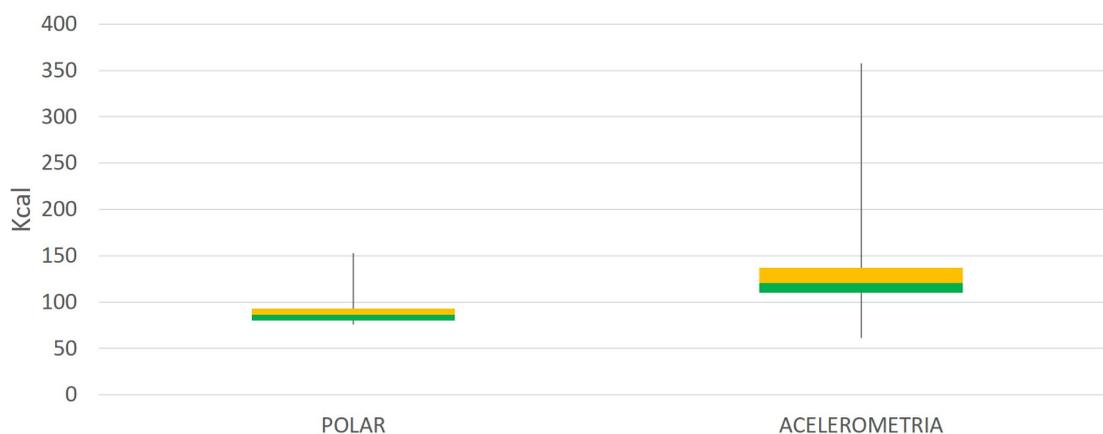


Figura 4.22: Gráfico de caja y bigotes de el método 2 mejoramiento 2 en comparación al polar M400

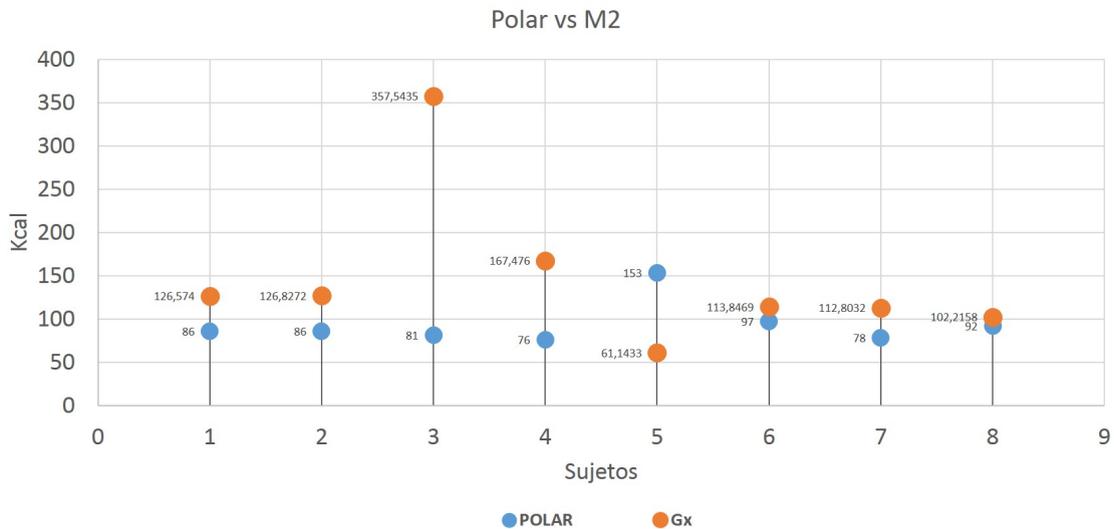


Figura 4.23: Comparación entre el método 2 y polar M400

**Comparación entre método 3 y Polar M400:**

El tercer método propuesto por [48], indica que la frecuencia de muestreo de la señal debe ser a 10Hz y los datos deben estar en  $(m/s^2)$ , además se implemento un filtro como el propuesto en el método 1 de orden 4, posterior a esto se realizo la integral de las señales en periodos de tiempo de 1s, seguido de esto se promedian los counts por 1s para aplicarlos en los modelos (lineal y no lineal), este procedimiento puede verse de manera mas clara en la figura 4.24

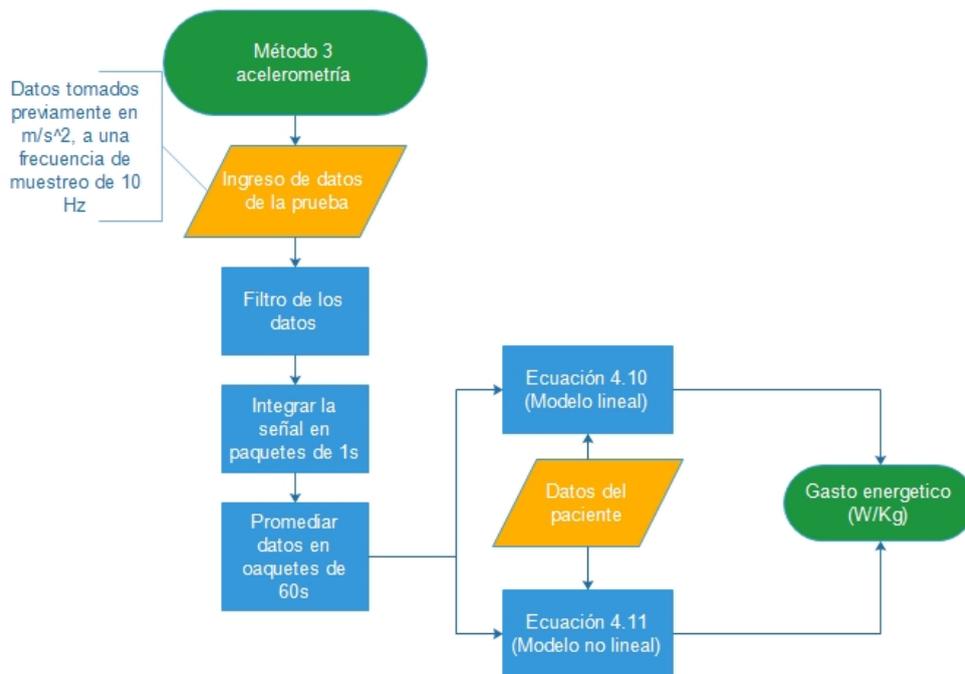


Figura 4.24: Diagrama de flujo método 3

Para este método el autor [48], indica que los límites de estimación de GEAF para el modelo lineal son de  $6.7MJ/24h$  y  $17,26MJ/24h$ , también indica los límites para el modelo no lineal son  $7,19MJ/24h$  y  $20,64MJ/24h$ . Estos límites fueron llevados a Kcal por lo cual debía hacerse la conversión para cada participante, puesto que cada uno tiene tiempos de ejecución de la prueba diferentes, a continuación se presentan las figuras 4.25 y 4.26 donde se observan los datos adquiridos con cada modelo y sus respectivos límites.

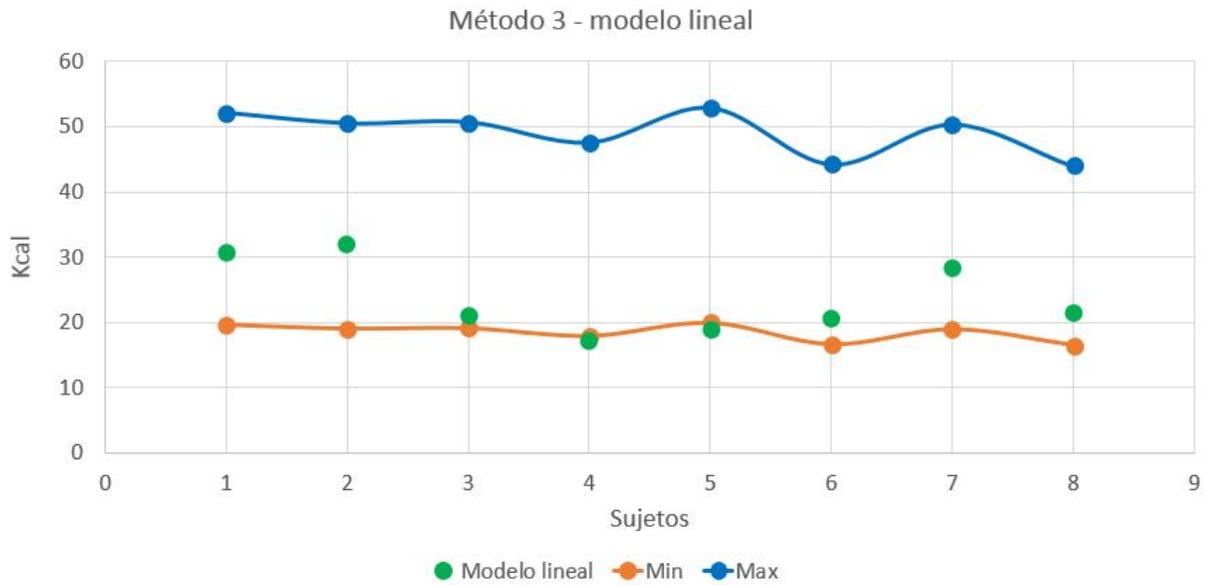


Figura 4.25: Límites de GEAF para el modelo lineal

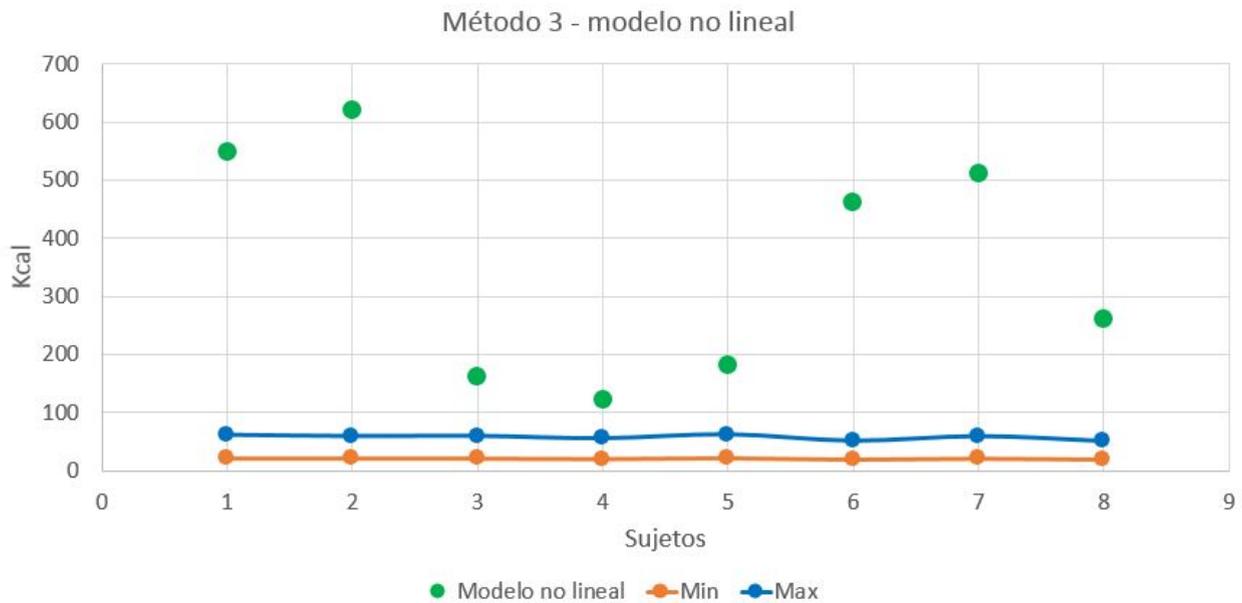


Figura 4.26: Límites de GEAF para el modelo no lineal

Los resultados obtenidos en este método son comparados en la tabla 4.5. Tanto el modelo lineal (figura 4.27) como el modelo no lineal (figura 4.28) presenta grandes diferencias en comparación a los datos del dispositivo comercial, en cuanto al modelo lineal presenta subestimación y el modelo no lineal presenta sobreestimación del GEAF. La diferencia de estos datos en nuestra opinión, radica en que este método fue diseñado para estudios de largas duraciones (24 o más horas), por esta razón los datos difieren tanto entre si.

SUJETOS	DATOS POLAR M400	DISPOSITIVO-DATOS ACELERACIÓN	
		GE ecuación lineal	GE ecuación no lineal
1	86 (Kcal)	30,6192	548,4544
2	86	31,9383	619,66
3	81	21,1017	162,4317
4	76	17,0974	122,0907
5	153	18,8446	180,5365
6	97	20,6945	462,4068
7	78	28,4881	511,8397
8	92	21,451	260,6213

Cuadro 4.5: Resultado de gasto energético con acelerometría método 3 y polar M400

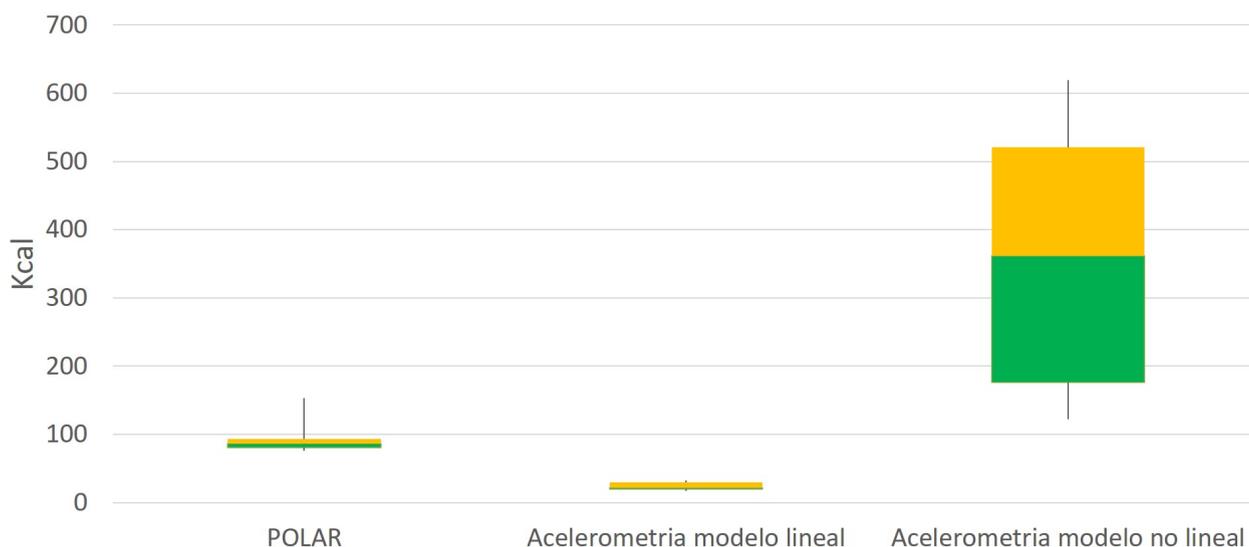


Figura 4.27: Comparación entre el método 3 y polar M400

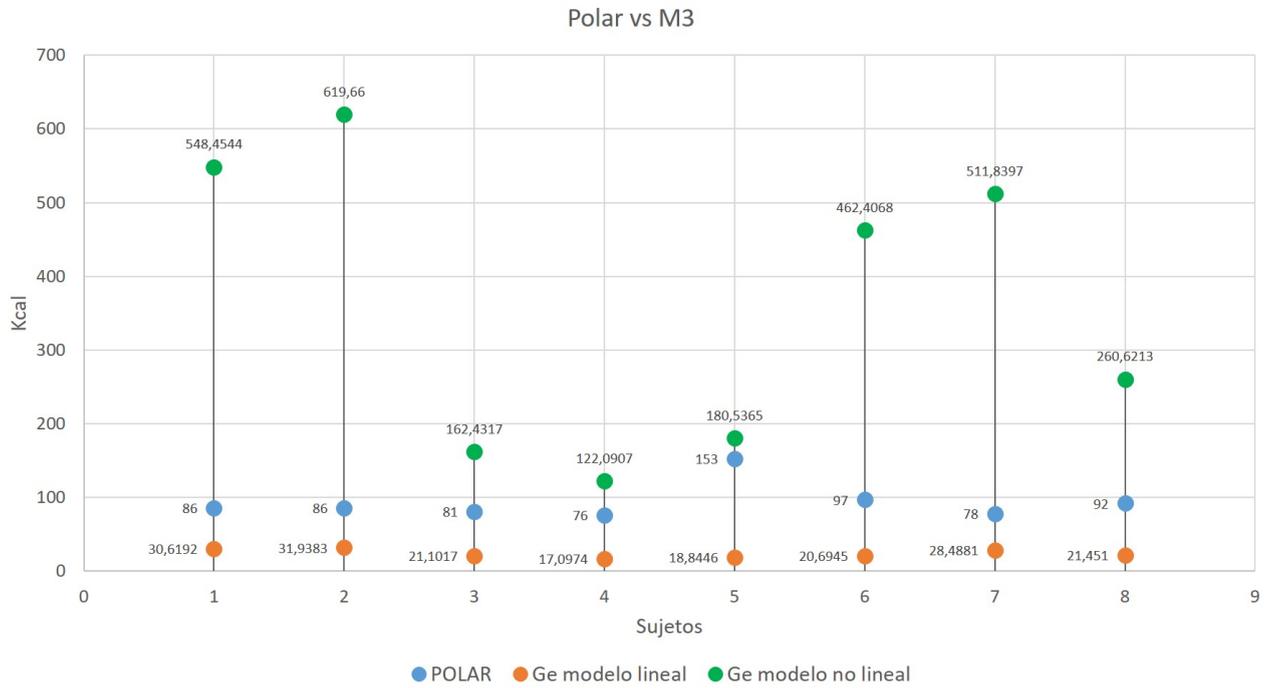


Figura 4.28: Comparación entre el método 3 y polar M400

#### 4.4.3. Resultado de gasto energético con frecuencia cardiaca:

Para la estimación del gasto energético con frecuencia cardiaca fue necesario extraer los puntos de la onda R en la señal ECG para obtener las pulsaciones por minuto, ya que así lo requiere el método propuesto en [57], dando como resultado los datos en la tabla 4.6,y en la figura 4.29.

SUJETOS	DATOS POLAR M400 (Kcal)	DATOS PROTOTIPO-ECG (Kcal)
1	86	99,6467
2	86	100,71263
3	81	92,3994
4	76	76,8617
5	153	146,9229
6	97	85,9491
7	78	82,0782
8	92	89,4865

Cuadro 4.6: Resultado gasto energético frecuencia cardiaca y polar M400

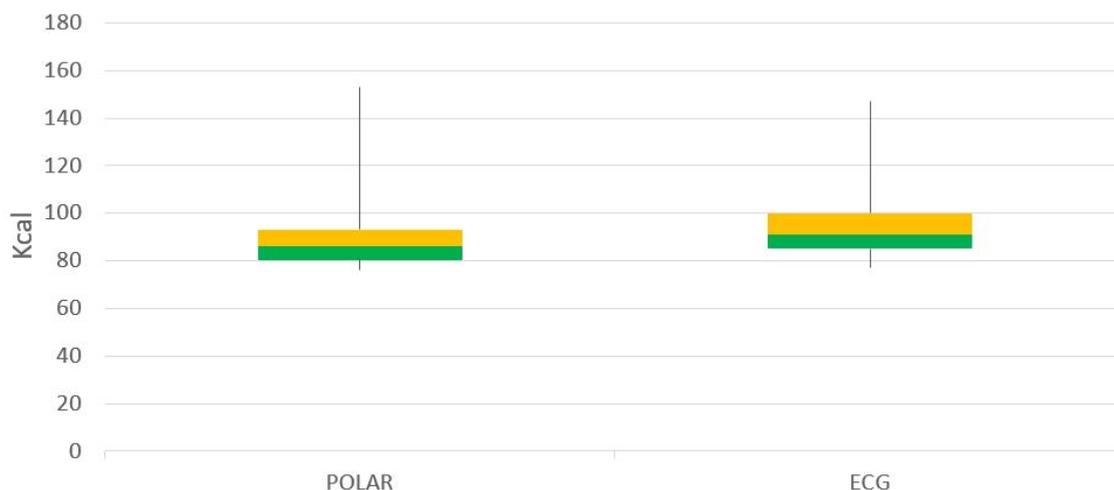


Figura 4.29: Gráfico de caja y bigotes de estimación por frecuencia cardiaca en comparación al polar M400

## 4.5. Comparación entre los métodos

Con la finalidad de obtener un mejor panorama de comparación de los datos obtenidos en los métodos de acelerometría, FC, test de rockport y polar M400, se realizó la figura 4.30, donde se puede observar la diferencia o semejanza en los resultados, cabe aclarar que en cuanto a la acelerometría solo se le introdujeron los datos de mayor relevancia propuestos por los autores [48–50], es decir en el caso del método 1 los datos obtenidos a través del vector de magnitud (GEVR), en el método 2 los datos obtenidos tras la segunda mejora del filtro en el eje x (GEx) y en el caso del método 3 se tomaron en cuenta tanto el modelo lineal como el no lineal.

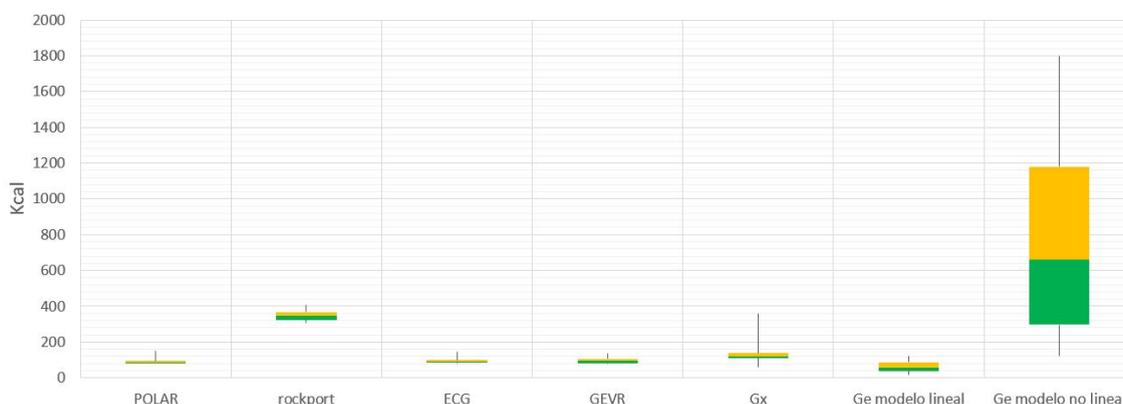


Figura 4.30: Gráfico de caja y bigotes de los datos sobresalientes en los métodos de acelerometría, frecuencia cardiaca y test de rockport en comparación al polar M400

## Capítulo 5

# CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

A continuación se presentan una serie de conclusiones concretas a partir de los resultados de este estudio, que se presentan a continuación:

1. Este estudio ha demostrado que al comparar el prototipo nivel 1 frente a un dispositivo comercial en la estimación del GE es posible llegar a obtener mediciones similares, considerando la variabilidad de posibles resultados, al existir tantas variables en los seres humanos como la edad, el peso, la condición física, fatiga, posición corporal, los estados de ánimo, el clima, hidratación, entre otras.
2. En cuanto a los resultados obtenidos por la prueba es de resaltar las diferencias que existen, para empezar en la acelerometría en donde evidentemente los métodos existentes son útiles en casos específicos, como consecuencia de las características de los sensores utilizados, los cuales afectan directamente el sistema y por ende el modelado de las ecuaciones de regresión.
3. Es razonable concluir que implementar el método de acelerometría y frecuencia cardiaca en un test de campo sería confiable debido a que resultados obtenidos reflejan una diferencia de medidas aceptables respecto a los valores obtenidos por el Test de Rockport los cuales distan en demasía frente al dispositivo comercial polar M400. Considerando que estos métodos estiman el GE de forma indirecta.
4. La estimación de GE por el método de acelerometría con el método 1 arrojó los resultados más aproximados al dispositivo comercial polar M400, pero en el caso de la comparación frente a los datos arrojados por el test de Rockport se nota una clara sobreestimación del GE, porque el test de Rockport indica únicamente el nivel de actividad física que tiene el sujeto.
5. La estimación de GE a través de la frecuencia cardiaca fue la más aproximada entre los dos métodos utilizados, comparados con el dispositivo comercial polar M400, esto se debe

## 5.1. TRABAJOS FUTUROS CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

- a dos situaciones, la primera, porque utilizan el mismo método y la segunda, a pesar de ser sensores diferentes (pulsometro, ecg) el sensor ecg cumple la misma función del pulsometro en este estudio ya que se debe encontrar la onda R la cual tiene la información del pulso.
6. Las ecuaciones para estimar el GE deben ser escogidas dependiendo del tipo de estudio que se vaya a realizar, esto se puede evidenciar en este estudio con en el método 3 ya que el tipo de estudio que realizó el autor era de días por lo que para una prueba tan corta como la del test de Rockport presentó una subestimación y sobrestimación.
  7. Para el método de acelerometría, es de gran relevancia la elección de la frecuencia de muestreo, puesto que, esta va a influir directamente en la estimación del GE.

### **5.1. Trabajos futuros**

Se necesita más investigación para incrementar el conocimiento sobre el GE, los factores podrían ser:

1. Realizar el análisis de GE para las diversas actividades físicas y así tener un abanico de estudio mas amplio.
2. Adicionar al dispositivo un aplicativo móvil para el monitoreo de los datos.
3. Utilizar un proceso de entrenamiento neuro difuso.
4. Implementar un pantalla al dispositivo, que permita visualizar el correcto funcionamiento del dispositivo entre otras funciones.
5. Realizar el estudio con diferentes tipos de poblaciones tales como, deportistas de alto rendimiento ó personas en estado de discapacidad.
6. Diseñar un prototipo para usarlo en las diferentes partes del cuerpo, esto con el objetivo de tener un análisis biomecánico y así tener un laboratorio para realizar muchos mas estudios.

## Referencias

- [1] D. Mendoza Romero, “Inactividad física en el tiempo libre y auto percepción del estado de salud de colombianos entre los 18 y 64 años.” Ph.D. dissertation, UNIVERSIDAD CES Medellin, 2015.
- [2] V. Z. Melier, L. P. Lilia, and M. D. P. Barrera, “Gasto energético en reposo y composición corporal en adultos,” *Revista de la Facultad de Medicina*, vol. 59, no. 1, p. 43, 2011.
- [3] I. González Carbonell, “Medición del gasto energético en una muestra de escolares adolescentes valencianos mediante acelerometría,” Master’s thesis, Univercidad de valencia, 2011.
- [4] O. M. de la Salud. (2016, aug) Actividad física. OMS. [Online]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs385/es/>
- [5] J. Quiceno Henao, L. A. Quintero Palma *et al.*, “Análisis de gasto energético con base en el uso de sensores shimmer durante la actividad física en estudiantes de básica secundaria en un colegio de la ciudad de cali,” Universidad Autonoma de occidente, Tech. Rep., 2015.
- [6] A. Otero Bilbao, V. Ruiz Álvarez, and M. Hernández Triana, “Actividad física de preescolares de la habana,” *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, vol. 33, no. 2, pp. 186–203, 2014.
- [7] F. J. Rodríguez Rodríguez, M. Fuentes Bravo, and C. Cristi-Montero, “Actividad física laboral y composición corporal en mujeres adultas,” in *10mo Congreso Argentino de Educación Física y Ciencias 9 al 13 de septiembre de 2013 La Plata*. Universidad Nacional de La Plata. Facultad de Humanidades y Ciencias de la Educación. Departamento de Educación Física, 2013.
- [8] G. Quiroz Olguín, “Fundamentos del gasto energético,” *IV simposio de nutrición clínica*, 2015.
- [9] J. garavito, “Gastoasto energetico protocolo,” Escuela Colombiana de Ingenieria, Tech. Rep., 2008.
- [10] S. Aznar Laín and T. Webster, *Actividad física y salud en la infancia y la adolescencia. Guía para todas las personas que participan en su educación*. Ministerio de Educación, 2006.

- [11] P. Serón, S. Muñoz, and F. Lanás, “Nivel de actividad física medida a través del cuestionario internacional de actividad física en población chilena,” *Revista médica de Chile*, vol. 138, no. 10, pp. 1232–1239, 2010.
- [12] V. Z. Melier, L. P. Lilia, and M. D. P. Barrera, “Gasto energético en reposo y composición corporal en adultos,” *Revista de la Facultad de Medicina*, vol. 59, no. 1, p. 43, 2011.
- [13] I. González Carbonell, “Medición del gasto energético en una muestra de escolares adolescentes valencianos mediante acelerometría,” Master’s thesis, Universidad de Valencia, 2011.
- [14] J. J. V. Cenarruzabeitia, J. A. M. Hernández, and M. Á. Martínez-González, “Beneficios de la actividad física y riesgos del sedentarismo,” *Medicina clínica*, vol. 121, no. 17, pp. 665–672, 2003.
- [15] RealFitnes.es. (2016, sep) ñolAprende a utilizar las tablas met para calcular las calorías que quemas. [Online]. Available: <http://www.realfitness.es/calculadoras/aprende-utilizar-tablas-met-calcular-calorias-quemadas/>
- [16] L. Vanhees, J. Lefevre, R. Philippaerts, M. Martens, W. Huygens, T. Troosters, and G. Beunen, “How to assess physical activity? how to assess physical fitness?” *European Journal of Cardiovascular Prevention & Rehabilitation*, vol. 12, no. 2, pp. 102–114, 2005.
- [17] R. Estupiñán and D. Janett, “Estimación del gasto energético y los niveles de actividad física a través de acelerometría, en poblaciones residentes en las regiones costa y sierra ecuatoriana, durante septiembre del 2014 a marzo del 2015,” B.S. thesis, Quito: USFQ, 2016, 2016.
- [18] E. Martínez, “La capacidad aeróbica,” *Educación Física y Deporte*, vol. 7, no. 1-2, pp. 71–77, 2010.
- [19] F. Miyara, “Conversores d/aya/d,” 2004.
- [20] U. de Valladolid-Escuela Universitaria de Informática. (2017, Jul.) ñolIntroducción a la electrónica digital. [Online]. Available: [https://www.infor.uva.es/~jjalvarez/assignaturas/fundamentos/lecturas/digital/Tema1\\_introduccion.pdf](https://www.infor.uva.es/~jjalvarez/assignaturas/fundamentos/lecturas/digital/Tema1_introduccion.pdf)
- [21] E. G. Gutiérrez, “Introducción al filtrado digital,” *Síntesi i Processament del So I*, 2009.
- [22] P. M. Cuevas, “Técnicas de procesamiento digital de la señal aplicadas a acelerómetros,” *E.U.I.T. TELECOMUNICACIÓN*, 2012.
- [23] F. Miyara, “Filtros activos,” *Cátedra de Electrónica III FCEIA-UNR. Rosario*, 2004.
- [24] G. Torres-Luque, I. L. Fernandez, A. Santos-Lozano, N. Garatachea, E. Á. Carnero *et al.*, “Actividad física y acelerometría; orientaciones metodológicas, recomendaciones y patrones,” *Nutrición Hospitalaria*, vol. 31, no. n01, pp. 115–128, 2014.

- [25] G. Torre-Luque, J. Beltrán, F. Calahorro, I. López-Fernández, and P. Nikolaidis, “Análisis de la distribución de la práctica de actividad física en alumnos de educación infantil,” *Cuadernos de Psicología del Deporte*, vol. 16, no. 1, pp. 261–268, 2016.
- [26] A. Martínez de Aguirre Betolaza, “Análisis del nivel de sedentarismo mediante acelerometría y cuestionario ipaq en personas con hipertensión primaria y sobrepeso u obesidad,” Master’s thesis, Universidad del País Vasco, 2015.
- [27] J. Viciano Ramírez, A. Martínez-Baena, and D. Mayorga-Vega, “Contribución de la educación física a las recomendaciones diarias de actividad física en adolescentes según el género; un estudio con acelerometría,” *Nutricion Hospitalaria*, 2015.
- [28] S. J. A. Guirao-Goris, E. F. Ferrándiz, and R. M. Lozoya, “Validez de criterio y de constructo del diagnóstico de enfermería “estilo de vida sedentario” en personas mayores de 50 años,” *Rev Esp Salud Pública*, vol. 90, no. 18, 2016.
- [29] J. M. Martínez, O. R. C. Jordán, Á. L. Navarro, and S. A. Laín, “Niveles de actividad física medido con acelerómetro en alumnos de 3º ciclo de educación primaria: actividad física diaria y sesiones de educación física,” *Revista de Psicología del Deporte*, vol. 21, no. 1, pp. 117–123, 2012.
- [30] J. Pérez Tejero, J. J. García Hernández, F. J. Coteron Lopez, P. J. Benito Peinado, and J. Sampedro Molinuevo, “Medición de los niveles de actividad física en personas con discapacidad física mediante acelerometría y cuestionario,” *Archivos de Medicina del Deporte*, vol. 25, no. 147, pp. 517–526, 2012.
- [31] A. Santos-Lozano and N. Garatachea, “Tendencias actuales de la acelerometría para la cuantificación de la actividad física,” *revista iberoamericana de educacion de ciencias de la actividad fisica y el deporte*, 2012.
- [32] E. Ballester Asensio, “Medición objetiva y percepción subjetiva de los niveles de actividad física en una muestra de niños escolares,” Master’s thesis, Universidad de valencia, 2015.
- [33] J. D. Zamora and A. Laclé, “Evaluación del gasto energético y actividad física en escolares eutróficos, con sobrepeso u obesidad,” *Revista chilena de pediatría*, vol. 83, no. 2, pp. 134–145, 2012.
- [34] C. Á. Bogantes, “Recomendaciones para la evaluación de la actividad física en población infantil,” *MHSALUD: Revista en Ciencias del Movimiento Humano y Salud*, vol. 1, no. 1, 2004.
- [35] sigmaelectronica. (2017, Mar.) ñolTarjeta mpu6050. [Online]. Available: <http://www.sigmaelectronica.net/manuals/Manual.pdf>
- [36] sparkfun. (2017, Mar.) Darasheet ad8232. [Online]. Available: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/AD8232.pdf>
- [37] Sparkfun. (2017, Mar.) Tutorial sensor ecg ad8232. [Online]. Available: [https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide?\\_ga=1.140160560.2085115779.1424785993#understanding-the-ecg](https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide?_ga=1.140160560.2085115779.1424785993#understanding-the-ecg)

- [38] C. B. Dorta, “Realización del electrocardiograma,” *Serv Canar Salud [Internet]*, 2005.
- [39] J. D. Gualteros Forero, “Prototipo ecg con transmisión de información a dispositivos android,” *Universidad Distrital Fracisco José de Caldas*, 2016.
- [40] xatakahome.com. (2017, Mar.) ñolRaspberry pi 2. [Online]. Available: <https://cdn-shop.adafruit.com/pdfs/raspberrypi2modelb.pdf>
- [41] Arduino. (2017, 7) Arduino pro mini. [Online]. Available: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Dev/Arduino/Boards/ProMini16MHzv1.pdf>
- [42] snapdeal. (2017, Feb.) ñolPower bank. [Online]. Available: <https://www.snapdeal.com/product/ambrane-p1122-10000mah-power-bank/676322063052>
- [43] J. Chaur Bernal, *Diseño conceptual de productos asistido por ordenador: Un estudio analítico sobre aplicaciones y definición de la estructura básica de un nuevo programa*. Universitat Politècnica de Catalunya, 2005, no. 07Jcb07de16, pgn 73 - 83. [Online]. Available: <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/94147/07Jcb07de16.pdf?sequence=7&isAllowed=y>
- [44] R. J. Schweers, “Descripción en vhdl de arquitecturas para implementar el algoritmo cordic,” Ph.D. dissertation, Facultad de Informática, 2002.
- [45] Fritzing. (2017, Mar.) Fritzing. [Online]. Available: <http://fritzing.org/home/>
- [46] S. Ceria, “Casos de uso un método practico para explorar requerimientos,” *Universidad de Buenos Aires*, 1998.
- [47] C. M. Zapata and G. L. Garcés, “Generación del diagrama de secuencias de uml 2.1. 1 desde esquemas preconceptuales,” *Revista EIA*, no. 10, pp. 89–103, 2008.
- [48] C. Bouten, K. Westerterp, M. Verduin, and J. Janssen, “Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer,” *Medicine and science in sports and exercise*, vol. 23, no. 1, pp. 21–27, 1994.
- [49] S. E. Crouter, K. G. Clowers, and D. R. Bassett, “A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure,” *Journal of applied physiology*, vol. 100, no. 4, pp. 1324–1331, 2006.
- [50] K. Y. Chen and M. Sun, “Improving energy expenditure estimation by using a triaxial accelerometer,” *Journal of applied Physiology*, vol. 83, no. 6, pp. 2112–2122, 1997.
- [51] C. V. Bouten, K. T. Koekkoek, M. Verduin, R. Kodde, and J. D. Janssen, “A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 3, pp. 136–147, 1997.
- [52] K. Y. Chen and J. DAVID R BASSETT, “The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future,” *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 37, no. 11, pp. S490–S500, 2005.

- 
- [53] L. Milic, *Multirate Filtering for Digital Signal Processing: MATLAB Applications: MATLAB Applications*. IGI Global, 2009.
- [54] A. Gilat, *Matlab: Una introducción con ejemplos prácticos*. Reverté, 2006.
- [55] L. L. Alvarez Escobar *et al.*, “análisis de esquemas de filtrado para señales electrocardiográfica (ecg),” B.S. thesis, Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira, 2007.
- [56] L. Keytel, J. Goedecke, T. Noakes, H. Hiiloskorpi, R. Laukkanen, L. van der Merwe, and E. Lambert, “Prediction of energy expenditure from heart rate monitoring during submaximal exercise,” *Journal of sports sciences*, vol. 23, no. 3, pp. 289–297, 2005.
- [57] S. C. L. S. B. S. Swain DP, Abernathy KS, “Target heart rates for the development of cardiorespiratory fitness,” *Med Sci Sports Exerc*, vol. 26, pp. 112–116, January 1994.
- [58] F. Experimento de Laboratorio, “Prueba aeróbica de caminar de una milla (rockport),” *saludmend*, 2012.
- [59] POLAR. [Online]. Available: <https://www.polar.com/co-es/productos/sport/M400>
- [60] M. de usuario POLAR M400. (2017, May) Manual de usuario polar m400. [Online]. Available: [https://support.polar.com/e\\_manuals/M400/Polar\\_M400\\_user\\_manual\\_Espanol/manual.pdf](https://support.polar.com/e_manuals/M400/Polar_M400_user_manual_Espanol/manual.pdf)
- [61] A. L. Lázaro, “El equilibrio humano: un fenómeno complejo,” *Das menschliche gleichgewicht: ein komplexes phänomen. motorik*, vol. 2, pp. 80–86, 2000.

# Apéndice A

## Configuración del sistema operativo Raspberry

Para poder utilizar Raspberry es necesario seguir algunos pasos con el fin de poder configurarla de forma adecuada, esta configuración es variada puesto que posee algunas alternativas dependiendo de los requerimientos, por esta razón se optó por instalar el sistema operativo Raspbian en la versión del 31 de enero del 2015, para esto se realizaron los siguientes pasos:

1. Descargar y descomprimir la imagen del sistema operativo en el pc.
2. Instalar en el pc dos programas, el SDFormater y el Win32DiskImager.
3. Conectar una memoria micro sd al pc y por medio del programa SDFormater formatear la memoria.
4. Montar la imagen del sistema operativo en la memoria micro sd a través del programa win32DiskImager.
5. Introducir la memoria micro sd en la raspberry.

Una vez realizado los pasos anteriores se puede conectar la Raspberry a un monitor y adicionar periféricos como un mouse y un teclado. Para un correcto funcionamiento es necesario garantizar una entrada de 3.3V a mínimo 2A, una vez energizada y conectada Raspberry muestra unas opciones de configuración inicial en la que se realiza lo siguiente:

1. Expandir la capacidad de archivos del sistema.
2. Configurar las opciones internacionales.
  - a) Configurar el lenguaje.
  - b) Configurar la zona horaria.

- c) Configurar el teclado.
3. Configurar las opciones avanzadas.
  - a) Habilitar por defecto la comunicación SSH.
  - b) Habilitar por defecto la comunicación I2C.
4. Finalizar la configuración inicial.

Después de haber realizado las configuraciones iniciales se hace necesario realizar la descarga y configuración de otros paquetes para la realización del proyecto, para esto se debe conectar la Raspberry a internet a través de su puerto “Lan”, los pasos a realizar una vez conectada la Raspberry a internet y haber ingresado al terminal son los siguientes:

1. Descargar la librería para utilizar los puertos de GPIO.
  - a) Ejecutar el comando `“sudo apt-get update”`.
  - b) Ejecutar el programa sudo `“apt-get install rpi.gpio”`.
2. Configurar la comunicación I2C.
  - a) Ejecutar el comando `“sudo apt-get install -y python-smbus”`.
  - b) Ejecutar el comando `“sudo apt-get install -y i2c-tools”`.
  - c) Reiniciar la Raspberri.
  - d) Ejecutar el comando `“sudo nano /etc/modules”`, una vez en el editor al final del archivo incluimos las líneas `“i2c-bcm2708”` y `“i2c-dev”` respectivamente.
  - e) Ejecutar el comando `“sudo nano /boot/config.txt”`, una vez en el editor verificamos que esten las líneas `“dtparam=i2c1=on”` y `“dtparam=i2c_arm=on”` en ese orden al final del archivo en caso contrario agregarlas.
  - f) Reiniciar la Raspberry.
  - g) Ejecutar el comando `“sudo i2cdetect -y 1”` para verificar los dispositivos conectados a través de i2c a la Raspberry.
3. Auto loguearse como usuario pi al iniciar la Raspberry. Ejecutar el comando `“sudo nano /etc/inittab”`, una vez en el archivo se busca la línea `“1:2345:respawn:/sbin/getty 115200 tty1”`, y se comenta agregándole el símbolo de numeral al comienzo, y bajo esta línea se agrega la siguiente `“1 : 2345 : respawn : /bin/login - fpitty1 < /dev/tty1 > /dev/tty12 > &1”`.
4. Ejecutar un programa automáticamente al iniciar Raspberry. Se ejecuta el comando sudo `“nano /etc/profile”`, y al final del archivo se agrega la dirección donde se encuentra el programa a ejecutar al loguearse el usuario pi que en este caso es `“sudo python /home/pi/p1.py”`.

5. Configuración para montar USB o discos duro(HDD) al iniciar el programa. Para que la Raspberry pueda montar una USB o un HDD de forma automática, el procedimiento consiste en:

- Instalar el paquete “NTFS” tecleando `“sudo apt-get install ntfs-3g”`, esto por si la USB o HDD están en este formato.
- Descargar el paquete llamado “usbmount” desde los repositorios oficiales. Para realizar esto, una vez se ha iniciado la Raspberry por consola se teclea el comando `“sudo apt-get install usbmount”`, una vez instalado este paquete a nivel interno, cada vez que se conecte una memoria USB o un HDD al dispositivo de esta se montará en `“/mnt/usbx”`, donde “x” varía según el número de dispositivos entre 0 y 9.
- Se verifica con el comando `df -h` que la unidad USB o HDD se haya montado correctamente tal como se presenta en la figura A.1.

```
pi@raspberrypi ~ $ df -h
Filesystem      Size  Used Avail Use% Mounted on
rootfs          7.2G  2.4G  4.5G  35% /
/dev/root       7.2G  2.4G  4.5G  35% /
devtmpfs        214M   0    214M   0% /dev
tmpfs           44M   228K   44M   1% /run
tmpfs           5.0M   0    5.0M   0% /run/lock
/dev/sda1       7.2G  6.6G  614M  92% /media/usb0
tmpfs           88M   0     88M   0% /run/shm
/dev/mmcblk0p1  56M   15M   42M  26% /boot
pi@raspberrypi ~ $
```

Figura A.1: Ruta donde se ha montado la USB o HDD

- Se averigua y se copia el “UUID” de nuestra unidad, para eso tecleamos `“sudo blkid”` y se debe crear una ubicación física en el sistema, por lo que se debe elegir donde quiere que se monte, por ejemplo, poner la unidad en `“/media/usb1”`, pero se puede poner donde desee. Para crear esta ubicación se utiliza el siguiente comando `“sudo mkdir /media/usb1”`.
- Para montar el disco duro cada vez que se inicie, se debe editar el fstab tecleando `“sudo nano /etc/fstab”`, y se añade una línea como lo presenta la figura A.2, donde `“UUID=ef”`, es la unidad asignada, `“/media/usb1”`, es la carpeta que se ha creado, y `“vfat”`, es el formato de la unidad.

```
pi@raspberrypi ~ $ nano /etc/fstab
GNU nano 2.2.6 File: /etc/fstab
proc /proc proc defaults 0 0
/dev/mmcblk0p1 /boot vfat defaults 0 2
/dev/mmcblk0p2 / ext4 defaults,noatime 0 1
UUID=efff634e-600d-d001-e0f6-634e600dd001 /media/hdd ext4 defaults 0 0
```

Figura A.2: UUID de la unidad (USB o HDD)

# Apéndice B

## Funcionamiento del script de inicio de Raspberry Pi 2

A continuación se explica el funcionamiento del script que utiliza la Raspberry, para realizar la adquisición de los datos:

1. a continuación se presentan las librerías necesarias:

- Para poder realizar la adquisición de los datos fue necesario primeramente la librería “*RPi.GPIO*”, esta librería permite manipular los pines de GPIO con los cuales podremos hacer las configuraciones para la utilización del led indicador y el botón de adquisición de datos, parada de adquisición de datos y apagado de la Raspberry.
- Para poder llevar el tiempo de ejecución de la prueba se utilizó la librería “*time*” la cual permite a través de el comando “*time.time()*” obtener el tiempo de ejecución del programa, con esta función se realizó la toma del tiempo de la prueba y se garantizó el muestreo de la señal a 100Hz.
- Para realizar la comunicación I2C de los sensores fue necesario utilizar la librería “*smbus*”.

2. configuración de la frecuencia de muestreo a 100Hz:

Como se mencionó anteriormente la librería “*time*”, permite utilizar la función “*time.time()*”, con la cual se obtendrá el tiempo de ejecución del script, esta función se utilizó para saber el tiempo de la prueba el cual fue guardado en una variable “*i*”, además para garantizar que la frecuencia de muestreo fuera a 100Hz, puesto que al colocar un condicional los datos fueron muestreados a 100Hz.

3. configuración del acelerómetro y sensor ECG:

- configuración del MPU6050(accelerómetro):  
Dado que la lectura del sensor se realizó a través de I2C, primeramente se debe tener en consideración la dirección con la cual se va a identificar, en este caso el sensor

trae una dirección por defecto “0x68”, con la cual se identificara, además este sensor permite tomar varios tipos de mediciones como lo son las rotaciones y aceleraciones de los ejes “x”, “y”, y “z”, en este caso como los datos de interés eran las aceleraciones se realizaron las siguientes configuraciones:

- Configurar la escala de las aceleraciones en  $16G = 2048$ .
- La dirección de el rango de medición en 16G que es “0x18”, a través del comando “*self.bus.write\_byte\_data(self.address, self.ACCEL\_CONFIG, 0x18)*”.
- Las direcciones de los datos de los ejes “x”, “y”, y “z” las cuales son “0x3b”, “0x3d” y “0x3f” respectivamente.

Seguido de esto se toman los datos a través del comando “*raw\_data = self.bus.read\_byte\_data(self.address, self.ACCEL\_CONFIG)*”, luego se separan los datos a través de los comandos “*x = self.read\_i2c\_word(self.ACCEL\_XOUT0)*”, “*y = self.read\_i2c\_word(self.ACCEL\_YOUT0)*”, y “*z = self.read\_i2c\_word(self.ACCEL\_ZOUT0)*”. Finalmente se escaliza los datos en “ $m/s^2$ ” dividiéndolos por 2148, ya que la escala de los datos es de 16G.

- Configuración del AD8232 (sensor ECG):

Para la toma de los datos del sensor AD8232, se tomó en cuenta la dirección asignada en este caso “0x04”, esta dirección pertenece al arduino miniPro, el cual estaba haciendo el envío de los datos del sensor a la Raspberry pi. Estos datos fueron adquiridos a través del comando “*number = self.bus.read\_byte(0x04)*”.

#### 4. Guardar los datos en “*txt*”

Puesto que las variables de aceleración, frecuencia cardiaca y tiempo están guardadas en las variables “x”, “y”, “z”, “ecg”, y “i”, estas fueron guardadas en este orden a través del comando “*archivo = open("/media/usb1/prueba1.txt", "a")*” con el cual se creaba y se genera un archivo “*prueba1.txt*”, en la memoria insertada, Seguido de esto se escriben y se separaban los datos con los comandos:

- *archivo.write(str((accel\_data['ecg'])))*.
- *archivo.write(',')*
- *archivo.write(str((accel\_data['x'])))*
- *archivo.write(',')*
- *archivo.write(str((accel\_data['y'])))*
- *archivo.write(',')*
- *archivo.write(str((accel\_data['z'])))*
- *archivo.write(',')*
- *archivo.write(str((i)))*

Finalmente se realiza un salto de línea y el cerrado del archivo para que los datos se sigan escribiendo de manera ordenada con los comandos “*archivo.write('\n')*” y “*archivo.close()*” respectivamente.

# Apéndice C

## configuración de arduino

Para realizar la configuración del arduino miniPro, fue necesario cargarle un script que lo configurara como esclavo, para esto se necesito realizar lo siguiente:

1. Incluir la librería *Wire.h*, con la cual podremos hacer todas las configuraciones de la comunicación I2C.
2. Definir el arduino como esclavo con la dirección `0x04` a través del comando “`#define SLAVE_ADDRESS 0x04`”.
3. Definir los pines que realizaran la lectura del sensor, en este caso se tomo como entrada análoga el pin 3, pines de LoMas y LoMenos como el 5 y 6 respectivamente, además de el pin 0 como state.
4. En el void setup fue necesario implementar los comandos “`Wire.begin(SLAVE_ADDRESS)`” y “`Wire.onRequest(sendData)`” de la librería “*Wire.h*” para definir los callbacks de la comunicación I2C.
5. A través de la función “`sendData()`” se utilizo el comando “`Wire.write(datoADC)`”, el cual es el encargado de enviar los datos del sensor.

# Apéndice D

## Recomendaciones para el sensor AD8232

En esta sección se exponen ciertas recomendaciones necesarias para a la hora de utilizar este sensor, dichas recomendaciones se listan y se describen a continuación:

1. Esta recomendación surge, ya que el problema al que hubo que enfrentarse fue la lectura de las señales con este tipo de cable (figura D.1), debido a que la lectura de las señales que se generan con este elemento al estar en reposo son adecuadas para una buena interpretación de la señal (figura D.2 A), pero al momento de caminar o de realizar algún movimiento que genere que estos cables se muevan, van a producir una señal muy ruidosa la cual es muy difícil de interpretar (figura D.2 B).



Figura D.1: Electrodo

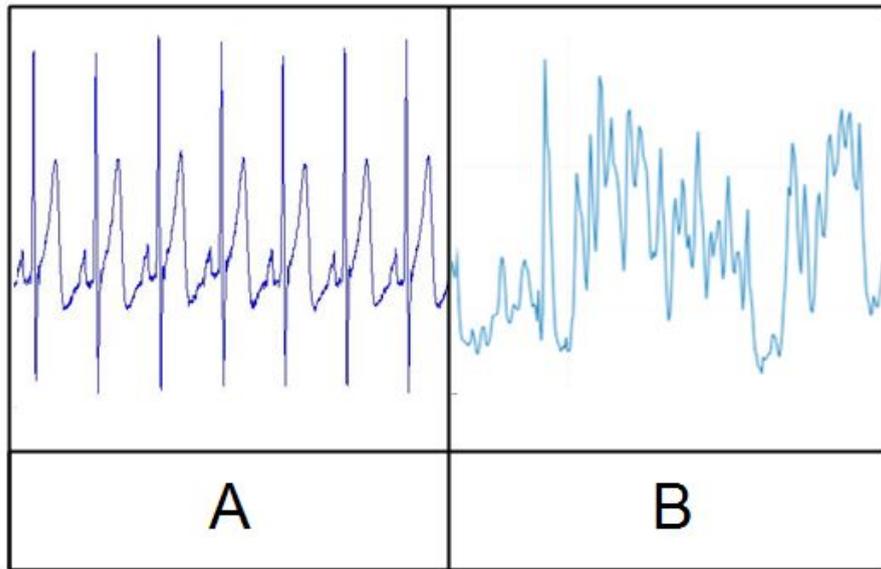


Figura D.2: Señal en reposo y señal en movimiento

Por lo anterior, la solución clave es: 1ro. Cambiar de electrodos ya que estos no poseen un buen recubrimiento y esa es la causa principal del ruido que se genera, por lo que sería recomendable utilizar este tipo de electrodos (figura D.3). 2do. Realizar un recubrimiento pero no de forma individual sino grupal hasta cierto limite en el que se puedan poner los electrodos en los puntos de colocación, además este recubrimiento se puede hacer ya bien sea con un termoencogible u otro tipo de blindaje que permita unir los tres cables.



Figura D.3: Señal en reposo y señal en movimiento

2. Esta recomendación se origina a causa de que existen varios puntos de colocación, por ejemplo en la figura (D.4) el vendedor de *sparkfun* propone estos puntos de lectura (A, B) [37], pero al colocar los electrodos en estos puntos no se obtuvieron una buena señal a la hora de caminar, por lo que se realizaron numerosas pruebas para encontrar los mejores puntos de colocación que proporcionaron una buena señal, por lo cual se llegó a la conclusión de estos puntos que mejor respuesta proporcionaron al realizar una caminata (figura D.5).

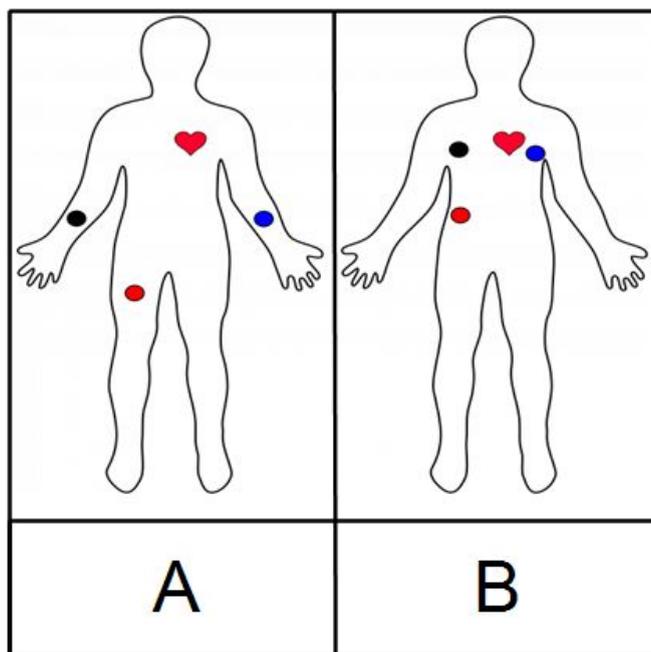


Figura D.4: Puntos de colocación proporcionados por el vendedor

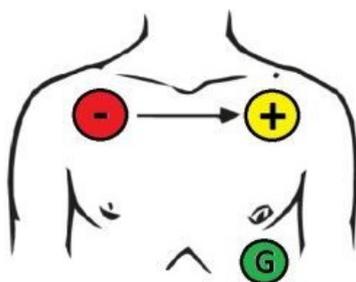


Figura D.5: Puntos de colocación propuestos

# Apéndice E

## Guía para la utilización del prototipo nivel 1

Para realizar la utilización del prototipo nivel 1 se debe tener 3 electrodos(por paciente), cabe aclarar que en caso de que el especialista requiera de realizar mas de una prueba debe repetir exactamente los mismos pasos que se presentan a continuación para cada paciente:

1. El especialista debe cerciorarse que el dispositivo se encuentre cargado y la memoria usb se encuentre conectada al mismo, en caso tal que el dispositivo se encienda y la memoria no se encuentre conectada se deben seguir los pasos para apagarlo de manera correcta.
2. El especialista debe ponerle el dispositivo al paciente de la siguiente manera:
  - a) Ubicar las áreas donde debe ponerle los electrodos al paciente
  - b) Colocar los cables respectivos al paciente
  - c) Sujetar el dispositivo al paciente de manera cuidadosa para evitar dañar el cable ECG, y cerciorarse de que quede ajustado en el área lumbar evitando que haya movimientos de rebote al caminar para evitar lecturas erróneas del acelerómetro, además debe asegurarse de que el paciente pueda caminar de manera cómoda con el dispositivo.
3. Para dar inicio a la prueba se deben seguir los pasos presentados a continuación:
  - a) El especialista encenderá el dispositivo con el botón de poder, echo esto el dispositivo encenderá el led de manera tenue esto significa que esta energizado y se esperara por un tiempo a que se apague el led, una ves suceda esto significara que el dispositivo esta listo para iniciar la prueba.
  - b) El especialista procederá a iniciar la prueba al presionar el botón del dispositivo, el cual indicara que esta funcionando correctamente al encender por completo el led, echo esto el especialista indicara al paciente que debe iniciar la prueba.

## *APÉNDICE E. GUÍA PARA LA UTILIZACIÓN DEL PROTOTIPO NIVEL 1*

---

- c) Terminada la prueba del paciente, el especialista debe inmediatamente pulsar el botón del dispositivo para parar la adquisición de los datos, el dispositivo indicara que se detuvo al apagar el led.
  - d) luego de esto se debe retirar cuidadosamente el dispositivo del paciente para evitar dañar el cable ecg.
  - e) Una vez retirado el dispositivo, el paciente puede retirarse los electrodos.
4. para apagar el dispositivo se deben seguir los pasos presentados a continuación:
- a) Se debe pulsar el botón durante 20s,
  - b) pulsar el botón de poder y dejarlo en modo apagado,
5. el guardado de los datos del paciente se realiza de la siguiente manera:
- a) Retirar la memoria usb del dispositivo la cual contiene un archivo llamado prueba1.txt con los datos de la prueba del paciente.
  - b) Retirada la memoria el especialista debe abrirla en un pc, ubicar el archivo prueba1.txt y cambiarle el nombre al del paciente al cual le realizo la prueba y colocarle la fecha de realización.
  - c) Por ultimo se debe volver a colocar la memoria en el dispositivo.

# Apéndice F

## Manual de usuario para aplicativo software

En las siguientes secciones se explicaran todos los pasos necesarios para obtener los resultados de la prueba realizada, además de familiarizar al usuario con el entorno que presenta esta GUI. Enseguida se presentan los pasos:

1. Instalación del aplicativo software
2. pantalla de inicio
3. Cargar datos e ingresar datos físicos
4. Visualización y análisis de los datos
5. Análisis de los gráficos

### 1.Instalación del aplicativo software

Insertar el CD EE aproacher 1.0, seguido de esto se busca la carpeta llamada “Instalador“, y se busca un archivo con el nombre de “EEaproachermcr“ lo ejecutamos e inmediatamente aparecerá una ventana de instalación, en ella pulsamos “Next“,seguido de esto seleccionamos la casilla para que nos quede el acceso directo en el escritorio, pulsamos “Next“ cuantas veces aparezca hasta que se presente una barra de instalación, se espera mientras se instala, una vez instalado el programa pulsamos “Finish“ y verificamos que en el escritorio este el acceso directo de EE aproacher 1.0.

## 2. Pantalla de inicio

En este punto se presenta el logo de la Corporación universitaria Autónoma del Cauca y los autores que desarrollaron este aplicativo, adicionalmente cuenta con dos botones uno para salir del programa y el restante para continuar con el análisis de los datos.

## 3. Cargar e ingresar datos físicos

En este apartado emerge una ventana de notificación la cual indica “por favor cargue el archivo .txt” el archivo que pide es generado por el prototipo de medición, seguido de esto se dirige a Archivo cargar .txt directorio donde se encuentra el archivo .txt se selecciona el archivo ok, esto nos regresara a la ventana del programa y se digitan los datos físicos del paciente para luego pulsar el botón “ANALIZAR DATOS”, seguido de esto emerge una ventana con un mensaje de “Datos físicos correctos” e inmediatamente una ventana indicara “Este proceso puede tardar algunos segundos” pulsamos ok y esperamos.

## 4. Pantalla de resultado de la prueba

Terminado el proceso anterior se cambiara de pantalla donde se presentan los resultados de la prueba estos son: GE total, GE en la AF, pulsaciones por minuto(ppm) y el tiempo de la prueba, además de la información que presenta se puede realizar un breve análisis de la prueba. Si se desea analizar la prueba de forma gráfica se pulsa el botón “ANALISIS GRÁFICO DE LA PRUEBA” al hacer eso se genera otra pantalla que se explicara en la siguiente sección

## 5. Análisis grafico de GE

El análisis gráfico presenta un ventana, la cual permite seleccionar el tipo de datos que se desea analizar, en ella aparecen las siguientes opciones:

1. Análisis gráfico de GE aceleración y frecuencia cardiaca
2. Análisis gráfico de pulsaciones por min:
3. Análisis gráfico de GE:

Al seleccionar una de estas opciones, emerge una pantalla mostrando la gráfica de opción seleccionad, además de esto se puede manipular la gráfica con algunas opciones que se presentan en la parte superior de la gráfica tal cual como se muestra en MATLAB.