



FACULTAD DE INGENIERÍA Y CIENCIAS AGROPECUARIAS

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE DISPOSITIVO ELECTRÓNICO  
CONTROLADO POR APLICACIÓN MÓVIL BASADA EN SISTEMA  
OPERATIVO ANDROID PARA ALERTAS DE POSIBLES ATAQUES  
EPILEPTICOS CONVULSIVOS.

Trabajo de Titulación presentado en conformidad con los requisitos  
establecidos para optar por el título de Ingeniero en Electrónica y Redes de la  
Información

Profesor Guía

M.Sc. Luis Alberto Morales Escobar.

Autor

Fredd Gerardo Saltos Parra

Año

2016

### **DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA**

“Declaro haber dirigido este trabajo a través de reuniones periódicas con el estudiantes, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dado cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regula los Trabajos de Titulación”

---

Luis Alberto Morales Escobar  
M.Sc. Automática y Robótica  
CI: 1715146542

### **DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE**

“Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se ha citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes”

---

Fredd Gerardo Saltos Parra

CI: 1716683717

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco a Dios sobre todo por permitirme vivir en un hogar privilegiado donde mi padre y madre han forjado mi vida y me han apoyado incondicionalmente en mis estudios para alcanzar mis metas. A mis hermanas, amigos y compañeros por brindarme ánimos en los momentos precisos,

Agradezco al M.Sc. Luis Morales por guiarme en todo el proceso de este proyecto de titulación.

## **DEDICATORIA**

Las extensas jornadas de trabajo e investigación las dedico a Dios por ser mi guía.

A mi madre Nancy y mi padre Fredd por enseñarme a vivir y disfrutar de los planes que Dios pone en nuestras vidas.

## RESUMEN

El proyecto consiste en implementar un prototipo electrónico capaz de alertar posibles ataques convulsivos epilépticos mediante componentes de hardware y software que funcionan en conjunto con una aplicación móvil basada en sistema operativo Android.

Se ha desarrollado el prototipo con la finalidad de mejorar la calidad de vida de los pacientes que sufren trastornos convulsivos a través de la medición de datos recibidos por el dispositivo. El dispositivo es capaz de determinar si el paciente sufre un posible ataque epiléptico convulsivo mediante los datos recolectados por un acelerómetro, los cuales son calculados y procesados en un microcontrolador para su posterior transmisión de alerta al teléfono celular de forma inalámbrica utilizando tecnología Bluetooth.

## **ABSTRACT**

The project consists of implementing an electronic prototype capable of alerting potential convulsive epileptic seizures through hardware and software components that work together with a mobile application based on the Android operating system.

The prototype was developed with the goal of improving the quality of life of the patients that suffer from seizure disorders through the measuring of data received by the device. The device is able to determine if the patient suffers a possible seizure attack through the data collected by an accelerometer, which are then calculated and processed in a micro-controller that will transmit an alert to the cellphone wirelessly using Bluetooth technology.

# ÍNDICE

|  |           |
|--|-----------|
| Introducción .....   | 1         |
| <b>1. Capítulo 1: Marco Teórico .....</b>                                    | <b>2</b>  |
| 1.1. Epilepsia.....  | 2         |
| 1.2. Frecuencia de la enfermedad.....  | 2         |
| 1.3. Síndromes epilépticos y clasificación de las crisis .....               | 3         |
| 1.3.1. Síndrome electroclínicos (según la edad de comienzo) .....            | 4         |
| 1.3.2. Otros síndromes electroclínicos .....                                 | 4         |
| 1.3.3. Clasificación de las crisis .....                                     | 5         |
| 1.4. Dispositivos electrónicos .....   | 6         |
| 1.4.1. Acelerómetro .....  | 6         |
| 1.4.2. Tipos de Acelerómetro.....  | 7         |
| 1.5. Arduino Nano V3.....  | 10        |
| 1.6. Tecnología inalámbrica de transmisión Bluetooth.....                    | 12        |
| 1.6.1. Generalidades .....   | 12        |
| 1.6.2. Topología Bluetooth .....   | 13        |
| 1.6.3. Tipos de Enlaces Bluetooth .....                                      | 14        |
| 1.7. Teléfono móviles inteligentes.....                                      | 14        |
| 1.7.1. Sistema Operativo Android.....  | 15        |
| <b>2. Capítulo II. Desarrollo del Hardware .....</b>                         | <b>17</b> |
| 2.1. Diseño Electrónico .....  | 17        |
| 2.1.1. Fuente de poder .....   | 17        |
| 2.1.2. Arduino Nano V3 .....   | 18        |
| 2.1.3. Módulo Bluetooth HC – 06.....   | 22        |
| 2.1.4. Módulo Inercial InvenSense Motion Processing<br>Units™ MPU-6050 ..... | 23        |
| 2.1.5. Diseño de prototipo.....  | 25        |
| <b>3. Capítulo 3: Desarrollo del Software .....</b>                          | <b>28</b> |

|   |    |
|---|----|
| 3.1. Procesamiento de la Señal. ....                | 28 |
| 3.1.1. Pre procesamiento de datos.....              | 29 |
| 3.1.2. Caracterización de la señal. ....            | 31 |
| 3.2. Programación del Arduino Nano V3 .....         | 32 |
| 3.3. Arquitectura de la aplicación móvil.....       | 35 |
| 3.3.1. Requerimientos del sistema .....             | 36 |
| 3.3.2. Herramientas y recursos del sistema.....     | 37 |
| 3.4. Desarrollo de aplicación móvil .....           | 39 |
| 3.4.1. Ingreso e inicio de aplicación.....          | 40 |
| 3.4.2. Detección de crisis convulsiva.....          | 40 |
| 3.4.3. Almacenamiento de datos .....                | 41 |
| 3.4.4. Interfaz de usuario de la aplicación .....   | 42 |
| 4. Capítulo 4: Pruebas y resultados.....            | 44 |
| 4.1. Prototipo implementado.....                    | 44 |
| 4.2. Configuración de la aplicación móvil .....     | 44 |
| 4.3. Pruebas del prototipo .....                    | 47 |
| 4.4. Pruebas del prototipo en paciente. ....        | 51 |
| 4.5. Costo del prototipo.....                       | 53 |
| 5. Capítulo V. Conclusiones y Recomendaciones ..... | 54 |
| 5.1. Conclusiones.....                              | 54 |
| 5.2. Recomendaciones .....                          | 55 |
| REFERENCIAS .....                                   | 56 |
| ANEXOS .....  | 58 |

## INTRODUCCIÓN

Actualmente la medicina y la tecnológica referente a la salud han estrechado lazos para el beneficio del ser humano mediante el desarrollo de dispositivos móviles que permiten registrar cuantas calorías ha quemado el cuerpo humano, o que distancia se ha caminado, entre otras funciones. Con la ayuda de la tecnología móvil como son los teléfonos móviles inteligentes se puede calcular, controlar y prevenir problemas de salud que aportan una gran ayuda en el área de la medicina. Dichos dispositivos se han convertido en una herramienta esencial y fundamental para el registro de actividades que realiza una persona en particular, ya que este tipo de dispositivos pueden facilitar la obtención de datos e información con respecto a la salud y particularmente con personas que sufren enfermedades que no pueden controlar.

Lamentablemente no existen herramientas que permiten registrar constantemente ataques de convulsión epilépticos por lo que dificulta el estudio y análisis para los especialistas médicos que tiene pacientes con dicha enfermedad.

Este proyecto de titulación, plantea el diseño e implementación de un dispositivo electrónico que enviará información a un teléfono móvil que dispone de una aplicación inteligente capaz de realizar el registro y alerta de posibles episodios de convulsión epilépticos que será útil para las personas que sufren esta afectación.

El dispositivo y la aplicación están dirigidas particularmente a personas que sufren constantemente ataques de convulsión epilépticos o familiares de las personas que padecen dicha enfermedad, para mejorar la calidad de vida de los usuarios.

La falta de registro de datos referentes a episodios convulsivos epilépticos no ha permitido realizar un estudio más profundo sobre el desarrollo y evolución de

dicha enfermedad. Si bien la epilepsia es una enfermedad con varias particularidades de las cuales se puede tener ataques convulsivos o no, el registro de dichos episodios permitirá obtener una visión más amplia sobre la enfermedad y su control para una posterior observación proveniente de un especialista médico que puede hacer uso de esta información para el bienestar del usuario.

## **1. Capítulo I. Marco Teórico**

### **1.1. Epilepsia**

La epilepsia se define como “una afectación crónica dentro del sistema nervioso motor produciendo movimientos involuntarios no provocados” (Real academia Española. 2001).

La causa de esta enfermedad reside en la actividad electrónica anormal del cerebro. Esta afección crónica de origen diverso, se caracteriza por crisis eléctricas recurrentes, debidas a una descarga excesiva de las neuronas que eventualmente pueden estar asociadas con varias manifestaciones clínicas y paraclínicas causando movimientos musculares involuntarios.

La epilepsia como enfermedad presenta diferentes trastornos definidos que se manifiestan en: alteraciones de la apreciación de los sentidos, pérdida instantánea del conocimiento, movimientos convulsivos (impulso intenso de contracciones musculares involuntarias) o alguna combinación de estas anomalías.

Una principal característica es la persistencia de convulsiones. “Una sola convulsión no significa epilepsia (hasta un 10% de la población mundial sufre una convulsión a lo largo de su vida). La epilepsia se define por dos o más convulsiones no provocadas.” (Organización mundial de la Salud. 2012).

### **1.2. Frecuencia de la enfermedad**

Según la Organización mundial de la Salud en el mundo existen aproximadamente 50 millones de pacientes con epilepsia, se estima que la población general con epilepsia activa, es decir, ataques continuos o necesidad de tratamiento oscila entre 4 y 100 por 1000.

En la Tabla 1, se presentan datos de personas con esta enfermedad en países en vías de desarrollo y países desarrollados.

Tabla 1. Tasa de frecuencia de la epilepsia

| Categoría                    | Tasa de frecuencia  |
|------------------------------|---------------------|
| Países en vías de desarrollo | 6 – 10 por 1000     |
| Países desarrollados         | 40 – 70 por 100 000 |

Adaptado de: Organización mundial de la Salud. 2012)

Conociendo el reporte de Epilepsia en Latinoamérica y el Caribe (2013) de la Organización “Liga Internacional contra la Epilepsia” (ILAE) la tasa de mortalidad como promedio anual se produce, en la Región de las Américas, 7.547 defunciones por epilepsia (causa primaria); de estas 1.676 en Norteamérica. En el análisis según el sexo el promedio de la mortalidad es más elevado en los hombres (62,1% del total de fallecidos por epilepsia como causa primaria).

### 1.3. Síndromes epilépticos y clasificación de las crisis

La epilepsia se manifiesta en diferentes categorías según la Comisión de clasificación y terminología de la “Liga Internacional contra la Epilepsia” publicada en el año 2010 (ILAE, 2010), de las cuales son:

- Epilepsias genéticas: Defecto genético donde las crisis constituyen el síntoma fundamental de la enfermedad.
- Epilepsias de causa estructural/metabólica: deformaciones en el cerebro o lesiones cerebrales.
- Epilepsias de causa desconocida: aquellas que se ignora su sustrato etiológico.

En base al origen de los diferentes tipos de epilepsias, se encuentran acompañadas por síntomas conocidos como “Síndromes electroclínicos”. La comisión discurre estos síntomas como “un complejo de características, signos y síntomas que en conjunto definirían un síndrome distintivo”.

### **1.3.1. Síndrome electroclínicos (según la edad de comienzo)**

- Periodo neonatal (p.ej., epilepsia neonatal familiar benigna)
- Lactancia (p.ej., síndrome de West, síndrome de Dravet)
- Infancia (p.ej., crisis febriles plus, síndrome de Panayiotopoulos, epilepsia benigna con puntas centrotemporales, epilepsia frontal nocturna autosómica dominante, síndrome de Lennox-Gastaut, epilepsia con ausencia infantil)
- Adolescente/adulto (p. ej., epilepsia con ausencia juvenil, epilepsia mioclónica juvenil, epilepsia mioclónicas progresivas)
- Con relación menos específica con la edad (p.ej., ictus, malformaciones de desarrollo cortical, síndromes neurocutáneos)

### **1.3.2. Otros síndromes electroclínicos**

- Constelaciones distintivas (p.ej., epilepsia temporal medial con esclerosis del hipocampo, síndrome de Rasmussen, crisis gelásticas con hamartoma hipotalámico)
- Epilepsia atribuida a causas estructurales-metabólicas (p.ej., ictus, malformaciones del desarrollo cortical, síndromes neurocutáneos)
- Epilepsia de causa desconocida (p.ej., epilepsia rolándica benigna, síndrome de Panayiotopoulos)
- Entidades con crisis epilépticas no diagnosticadas como epilepsia (p.ej., crisis febriles)

a.

### 1.3.3. Clasificación de las crisis

La mayoría de estos síndromes muestran características cruciales el momento de presentar una crisis epiléptica, estas a su vez, se clasifican en crisis focales y crisis generalizadas.

#### **Crisis Focales:**

Este tipo de crisis empiezan en una parte de un hemisferio del cerebro, de allí su nombre focales.

#### **Crisis Generalizadas:**

Las crisis generalizadas vienen definidas por los fenómenos motores y el patrón de electroencefalográfico:

- **Crisis generalizada tónico-clónica (CGTC)**

En ella se pueden diferenciar varias fases:

- **Fase petrónica-clónica:** Ocurre la desviación oculocefálica, es decir, existe una pérdida momentánea de la vista.
- **Fase tónico-clónica:** Comienza con un espasmo donde se tiene lugar al cierre brusco de la boca, espiración forzada conocida como grito epiléptico, asfixia acompañada de signos autonómicos. Después se observa una fase vibratoria o de transición a la clónica donde finalmente se dan las contracciones clónicas flexoras, simétricas y sincronas, masivas y repetidas, movimientos involuntarios con disminución progresiva de la fuerza.
- **Fase postictal:** Periodo de recuperación gradual de la normalidad, puede durar entre 10 a 20 minutos
- **Crisis tónica:** Se caracteriza por la contracción muscular por algunos segundos (2-10 segundos)
- **Crisis de ausencia:** Pérdida de la conciencia puede durar segundos donde la recuperación es inmediata.

**Crisis mioclónicas:** Movimiento involuntario de los brazos y hombros sin afectación del nivel de conciencia y habitualmente sucede al despertar, también durante el sueño o con la relajación al final del día. Produce contracciones involuntarias breves con una duración de menos de 100 milisegundos.

## 1.4. Dispositivos electrónicos

### 1.4.1. Acelerómetro

El acelerómetro es un dispositivo que permite identificar ciertos patrones de movimiento, en este caso, humano. Actualmente lo podemos encontrar en dispositivos Weareble, llamados así por su característica ergonómica para ser utilizados en el cuerpo humano como relojes inteligentes, bandas electrónicas deportivas, zapatos inteligentes, entre otros.

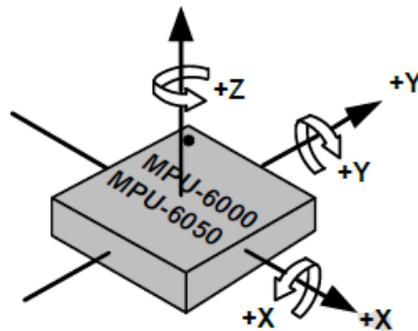
Se conoce al acelerómetro como un dispositivo inercial que pertenece a la categoría de MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems), el cual registra reacciones de fuerza gravitacionales.

El sistema constituido por el acelerómetro se basa simulando una masa con un resorte, donde se aplica dos leyes principales, la primera ley es de la fuerza, de Isaac Newton, entendiendo que una masa ( $m$ ) que es mueve por una aceleración ( $a$ ) está sujeta a una fuerza  $F = ma$ , y la segunda ley de Hooke, donde la fuerza ( $F$ ) es directamente proporcional al alargamiento ( $x$ ) por lo que  $F = kx$  donde ( $k$ ) es la constante del resorte. Por lo tanto  $F = ma = kx$  y conociendo los valores de  $m, k, x$  se puede calcular la aceleración externa  $a = kx / m$ .

Las unidades de medida que expresa el acelerómetro se basa en la gravedad, es decir,  $g = 9,80665 \text{ m/s}^2$ , si un cuerpo alcanza una aceleración, el dispositivo lo detectará como movimiento, de esta manera el acelerómetro puede medir la aceleración en una, dos o tres dimensiones.

Existen diversos rangos de medición que van desde 1 g hasta 1000 g's. Con respecto a la frecuencia parten de 0 Hz, para medidas de bajas frecuencias, hasta miles de Hz para altas frecuencias de vibración.

En la actualidad la mayoría de acelerómetros tienen en su interior estructuras microscópicas similares a las manecillas, que detectan el movimiento y pueden enviar datos comprimidos de cada ciclo en los tres ejes x, y, z, mediante conexiones seriales SCL y SDA permitiendo una comunicación sincrónica, de esta manera los datos son tomados en tiempo real.



*Figura 1. Coordenadas del acelerómetro*

Tomado de: Especificaciones MPU 6050, 2013, p.21.

- a. Eje x: Movimiento horizontal.
- b. Eje y: Movimiento vertical.
- c. Eje z: Es la normal saliente en la parte superior del acelerómetro.

## 1.4.2. Tipos de Acelerómetro

### 1.4.2.1. Acelerómetro Piezoresistivos.

Este tipo de acelerómetro fue uno de los primeros en ser desarrollados y están diseñados para medir vibraciones y golpes en entornos de temperatura alta,

utilizados principalmente en el sector industrial para la medición de vibraciones de una máquina.

El circuito electrónico detecta cuando existe una deformación en el sustrato causado por el movimiento generado en la masa inercial, logrando cambiar la resistencia eléctrica, de esta manera detecta la aceleración. Este tipo de acelerómetro trabaja en frecuencias bajas, con mediciones de aceleración que parten desde 2g y que pueden llegar hasta 6000 g con un rango de frecuencia de 0 a 10000 Hz

En la Figura 2 se muestra los componentes antes mencionados.

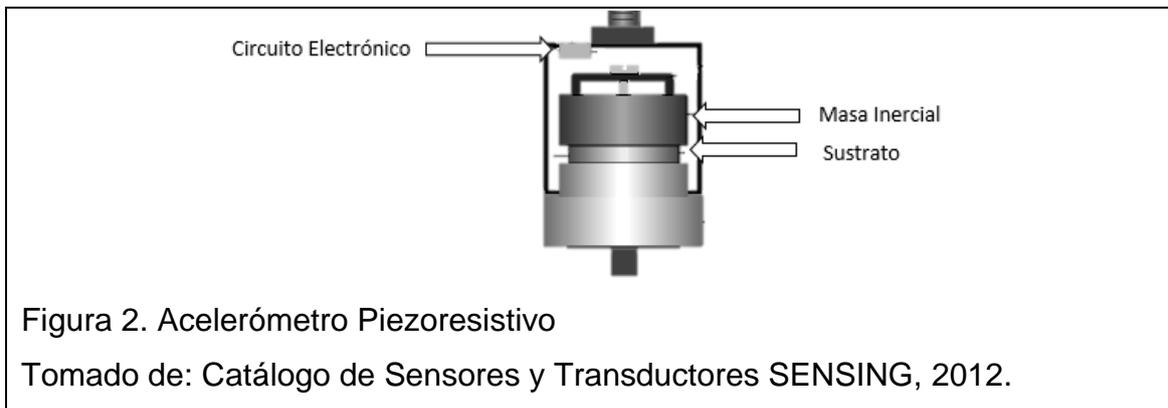


Figura 2. Acelerómetro Piezoresistivo

Tomado de: Catálogo de Sensores y Transductores SENSING, 2012.

#### 1.4.2.2. Acelerómetro Piezoeléctrico

Conocido por su nombre comercial ICP, este acelerómetro se caracteriza por sus componentes físicos, conformados por materiales piezoeléctricos que al ser operado mecánicamente, la estructura cristalina en su interior cambia las características eléctricas, de esta manera, provee una tensión pequeña, proporcional al movimiento que se aplica al dispositivo. Trabajan en altas frecuencias de 10 Hz hasta 20000 Hz y puede alcanzar una medición de hasta 2000 g.

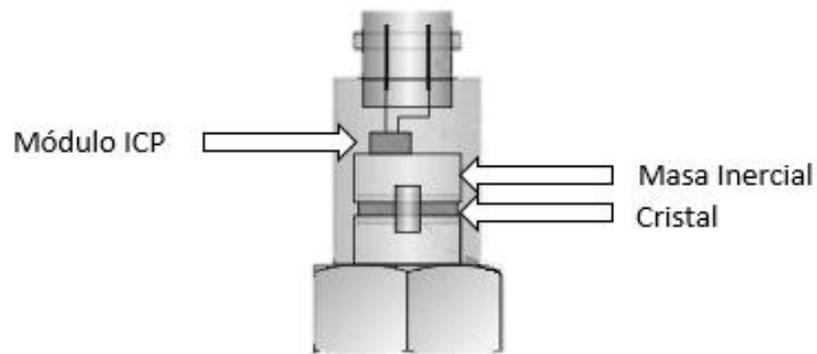


Figura 3. Acelerómetro Piezoeléctrico

Tomado de: Catálogo de Sensores y Transductores SENSING, 2012

#### 1.4.2.3. Acelerómetro Capacitivo

Este tipo de acelerómetros, en su interior se encuentra una masa inercial la cual, al encontrarse en movimiento se altera la distancia entre dos placas de metal, de esta forma el cambio de la capacidad del condensador mide la fuerza que está actuando. Usualmente trabaja en frecuencias de 0 a 2000 Hz y puede llegar a medir hasta 1000 g de aceleración.

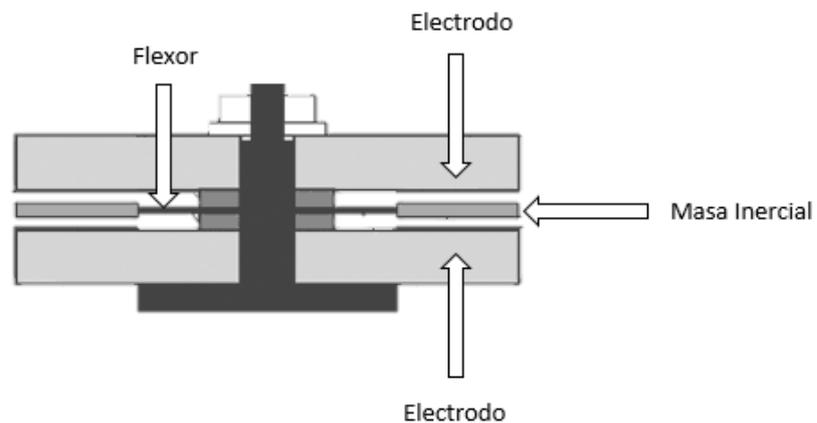


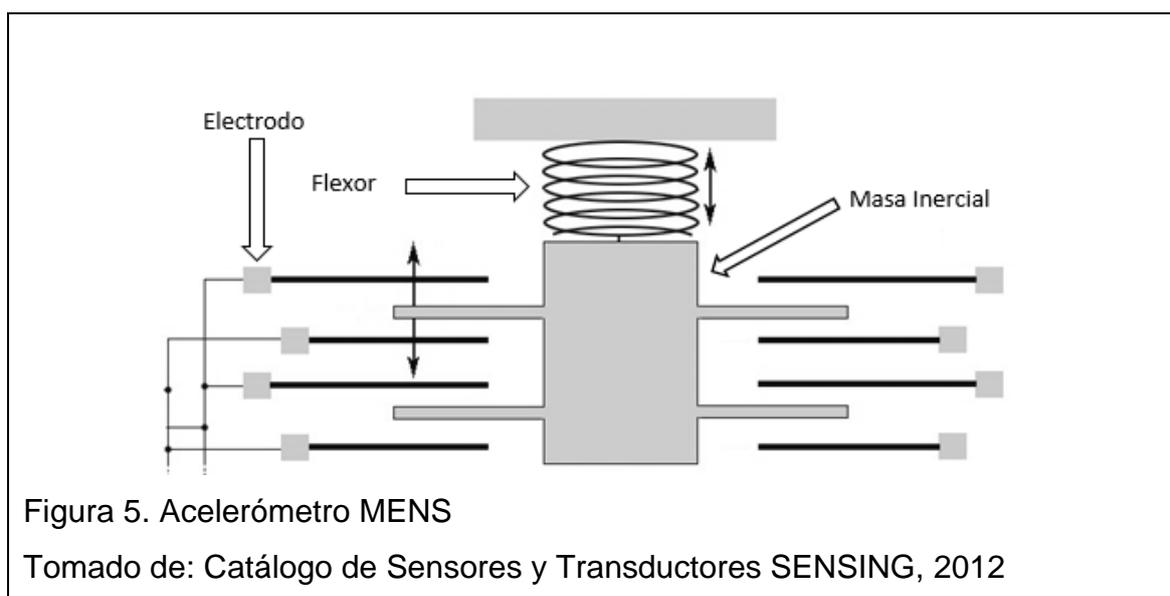
Figura 4. Acelerómetro Capacitivo

Tomado de: Catálogo de Sensores y Transductores SENSING, 2012

#### 1.4.2.4. Acelerómetro MEMS

Este tipo de acelerómetros Microelectromecánicos son utilizados para medir el movimiento de las vibraciones e inclinación y son utilizados en el sector industrial y aéreo espacial, pero principalmente en dispositivos pequeños por las características de su tamaño reducido. La masa inercial se encuentra constituida por silicón, parecida a un peine que se mueve adelante y atrás, y tres cerdas que forman un capacitor diferencial. Cuando la sección central se mueve, existirá un flujo de corriente, la cual se relaciona con la aceleración. Su margen de medición de la aceleración es de 1,5 a 250g, y con una frecuencia de 0,1 a 1500 Hz.

En la Figura 5 se muestra el funcionamiento del acelerómetro MEMS.



#### 1.5. Arduino Nano V3

Arduino Nano V3 es un dispositivo de hardware libre diseñado y producido por Gravitech constituido por un microcontrolador Atmega cuya memoria flash es de 16KB para almacenar códigos de programación, y una placa que contiene entradas y salidas analógicas, que permite el control de funciones adicionales para interactuar con sensores y otros complementos. Además, dispone de

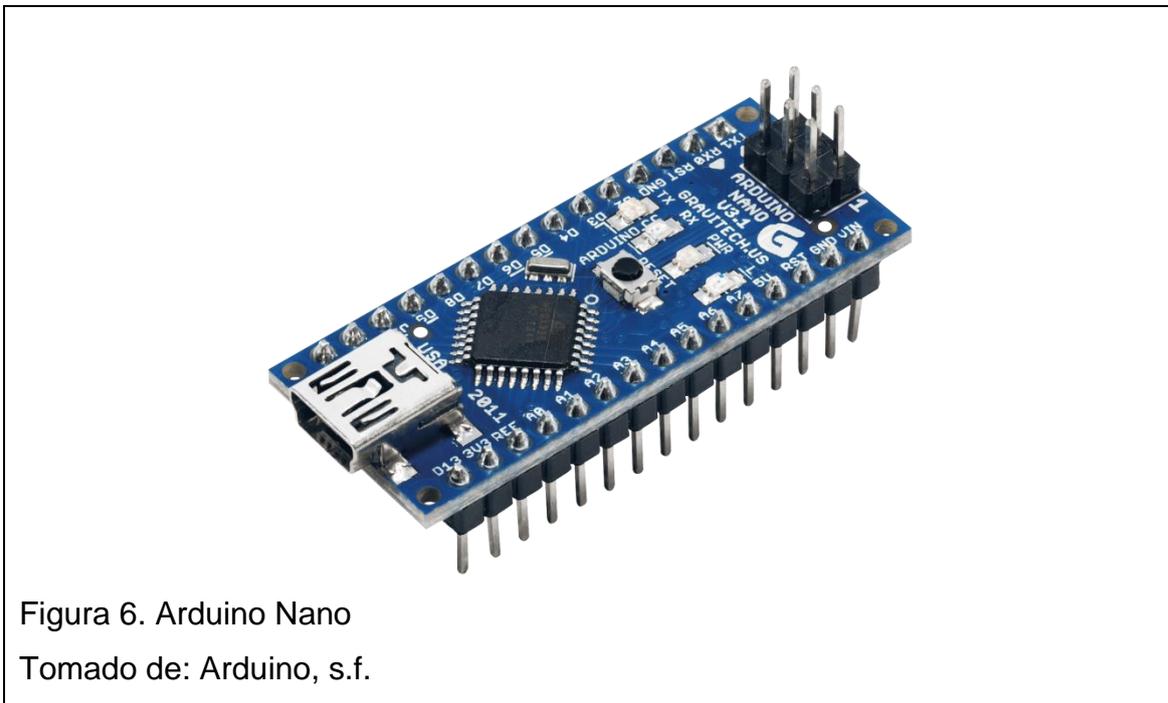
una plataforma basada principalmente en lenguaje de programación C/C++ para desarrollar software con la posibilidad de instalarlo en el microcontrolador, permitiendo que procesos del dispositivo sean autónomos sin la interacción o control de un computador.

La comunicación del microcontrolador se efectúa por serie UART TTL (5V) para otros controladores, y también mediante FT232RL FTDI para una comunicación serie a través de USB y controladores FTDI. Los drivers se encuentran embebidos en el software de Arduino el cual proporciona un puerto COM virtual para el software del ordenador. Asimismo, el software de Arduino contiene un monitor serie que permite representar los datos de texto que se envían hacia el Arduino y viceversa. En el presente proyecto se implementará la comunicación en serie I2C que se caracteriza por usar tres líneas para transmitir la información; la primera línea para los datos, la segunda línea para la señal de reloj y la tercera línea de referencia. El software de Arduino incluye la librería Wire para facilitar el uso de bus I2C.

Siendo un recurso de hardware y software libre, sus diseños, librerías y documentación se encuentran disponibles en Internet, logrando una gran variedad de posibilidades para el desarrollo y construcción del presente proyecto.

El ingreso de energía para el funcionamiento de Arduino Nano V3 se puede realizar por medio de una conexión USB-mini (Tipo B) o por una alimentación externa no regulada de 6 voltios a 20 voltios en el pin número 23. El Arduino tiene la facultad de seleccionar automáticamente el voltaje más alto para la fuente de alimentación.

En la Figura 6 se describe los diferentes PIN y su intervención en el dispositivo.



## 1.6. Tecnología inalámbrica de transmisión Bluetooth

Los dispositivos Bluetooth se encuentran en la mayoría de dispositivos inalámbricos en la actualidad, permitiendo un envío de información a través de una interfaz de radiofrecuencia, pero con limitantes en la distancia, al ser una tecnología inalámbrica de corto alcance.

### 1.6.1. Generalidades

Los dispositivos Bluetooth originalmente diseñado por el fabricante Ericsson Mobile Communications, se encuentran en la mayoría de dispositivos inalámbricos en la actualidad, permitiendo un envío de información a través de una interfaz de radiofrecuencia, pero con limitantes en la distancia, al ser una tecnología inalámbrica de corto alcance y se encuentra basado en tecnología conocida como espectro ensanchado o cocida en inglés por spread spectrum. La organización IEEE ha desarrollado un estándar WPAN basado en

descripciones existentes de Bluetooth. En junio de 2002 se publicó el estándar IEEE 802.15.1 y la revisión se realizó en mayo de 2005.

Principalmente se encuentra transmitiendo datos en una frecuencia de radio de 2.4 a 2.48 Ghz en banda ISM (Industrial Scientific and Medical) utilizando una modulación por desplazamiento de frecuencia con filtros gaussianos (GFSK, Gaussian Frequency Shift Keying).

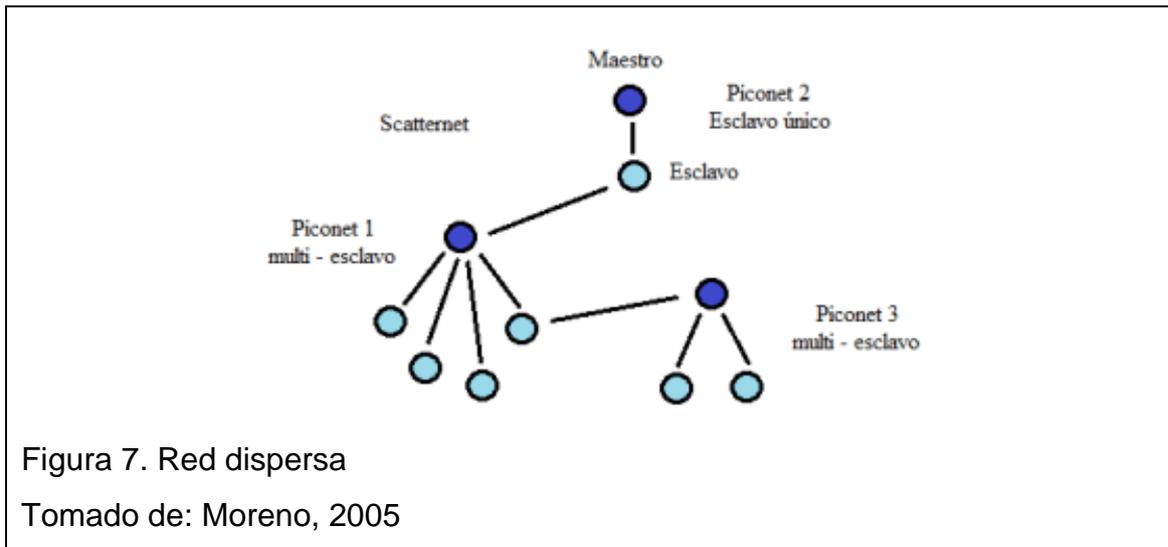
Existen diferentes clasificaciones conforme a su potencia de transmisión;  
Clase 1; Con una potencia máxima permitida de 100mW o 120dBm, potencia mínima de 1mW o 0dBm. Teniendo un alcance de 100 metros.

Clase 2; Potencia máxima permitida de 2,5mW o 4 dBm, potencia mínima de 0.25 mW o -6dBm con alcance de 10 metros.

Clase 3: Potencia máxima permitida de 1mW o 0 dBm, sin potencia mínima por la baja tasa de transmisión, provee un alcance de 1 metro.

### **1.6.2. Topología Bluetooth**

Los dispositivos con tecnología Bluetooth pueden establecer enlaces entre ellos, dentro del radio de cobertura, formando una comunicación entre ellos. Esta comunicación de 8 dispositivos se la denomina Piconets, y la unión de varios Piconets se la conoce como Red Dispersa (Scatternet).



En una comunicación Piconet existe la posibilidad de que un dispositivo sea maestro y otros sean esclavo. Esta propiedad inicia en la conexión y cualquier dispositivo puede cumplir las funciones de maestro y esclavo. El dispositivo maestro se caracteriza por su reloj y patrón de saltos los cuales utiliza para sincronizar a los demás dispositivos en modo esclavos.

### 1.6.3. Tipos de Enlaces Bluetooth

Se puede realizar enlaces de tipo: asíncrono sin conexión (ACL) para transmisión de datos y síncrono orientado a conexión (SCO) para el tráfico de audio + datos.

En el presente proyecto se integra un módulo Bluetooth con conexión de tipo síncrono, este tipo de enlace es de punto a punto entre un maestro y un esclavo. El maestro en este caso es el teléfono inteligente que recibirá las señales de alerta del dispositivo electrónico.

### 1.7. Teléfono móviles inteligentes

En contraste con los teléfonos móviles convencionales, un teléfono móvil inteligente se diferencia por las cualidades que ofrece al usuario, tales como; conexión inalámbrica mediante WIFI, sensores inerciales, cámaras de alta

fidelidad entre otros aspectos de hardware y software integrando un sistema operativo que permitiente realizar tareas al mismo tiempo aumentando la productividad de los usuarios.

Además de la utilización en la productividad, los teléfonos inteligentes están dominando el área de la salud. Existen diversas aplicaciones que utilizan componentes internos para mejorar la salud de los usuarios, contar los pasos recorridos, diferenciar las distancias y velocidad recorridas, etc.

Los teléfonos móviles inteligentes son parte de la vida cotidiana de un usuario saludable. Según Journal of Medical Internet Research, se realizó una encuesta donde los pacientes y médicos utilizan sus teléfonos móviles inteligentes para promover mejoras en la comunicación y eficacia clínica, donde se concluyó que: el 94% de los pacientes (90/96) están de acuerdo en el uso del teléfono móvil para que el trabajo clínico se vuelva más eficiente, y el 86% (82/95) de acuerdo en que su teléfono personal les permita ofrecer una mejor atención como paciente.

### **1.7.1. Sistema Operativo Android**

Con la llegada de los teléfonos inteligentes, y el incremento de las capacidades de hardware, se generó software que enriquezca todo el potencial que ofrecen los dispositivos inteligentes como televisores, portátiles e incluso ropa y relojes inteligentes.

Uno de los principales sistemas operativos predominantes en el mundo es Android el cual se basa en Linux, otro sistema operativo, con la ideología de ser software libre y gratuito. Siendo un sistema fiable, compatible con numerosos dispositivos, cómodo de utilizar y totalmente personalizable.

El sistema operativo Android fue adquirido por Google en el año 2005, después de dos años, fue presentado en la sociedad Alianza de Dispositivos Abiertos, conformada por multinacionales como LG, Intel, Sony, Samsung y Google. Los

teléfonos inteligentes comenzaron a adoptar este sistema operativo, siendo en el 2008 el lanzamiento de varios teléfonos con Android incorporado.

Según Gartner, empresa consultora y de investigación de las tecnologías de información, Android sigue siendo el sistema operativo de más uso en los dispositivos móviles, como se observa en la tabla 2, se estima que Android llegará a 1,2 mil millones de usuarios en 2014.

Tabla 2. Sistemas Operativos en dispositivos móviles. (Miles de Unidades)

| <b>Sistema Operativo</b> | <b>2012</b>      | <b>2013</b>      | <b>2014</b>      | <b>2015</b>      |
|--------------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| <b>Android</b>           | 503,690          | 877,885          | 1,102,578        | 1,254,367        |
| <b>Windows</b>           | 346,272          | 327,956          | 359,855          | 422,726          |
| <b>iOS/Mac OS</b>        | 213,690          | 266,769          | 344,206          | 397,234          |
| <b>RIM</b>               | 34,581           | 24,019           | 15,416           | 10,597           |
| <b>Chrome</b>            | 185              | 1,841            | 4,793            | 8,000            |
| <b>Otros</b>             | 1,117,905        | 801,932          | 647,572          | 528,755          |
| <b>Total</b>             | <b>2,216,322</b> | <b>2,300,402</b> | <b>2,474,414</b> | <b>2,621,678</b> |

Adaptado de: Gartner, 2013

Una de las principales causas del incremento del uso de este sistema operativo es la compra de dispositivos con menor costo en comparación con dispositivos con otros sistemas operativos.

La mayoría de dispositivos en el mercado se encuentran con Sistema Operativo Android.

## **2. Capítulo II. Desarrollo del Hardware**

Para la realización del presente proyecto, se consideraron varios componentes que permiten recibir, monitorizar y transmitir datos para ser utilizados posteriormente. Es necesario analizar los datos que se recibe desde el dispositivo inercial mediante un microcontrolador y utilizando tecnología inalámbrica para enviar la señal de alerta al teléfono móvil.

El dispositivo tiene su funcionalidad autónoma con una batería de teléfono móvil la cual provee 5 [V], la cual se ha utilizado para alimentar el microcontrolador Arduino Nano y suministrando energía a los demás dispositivos y circuitos.

A continuación se describe los principales componentes de hardware que se utilizaron para el desarrollo del prototipo.

### **2.1. Diseño Electrónico**

#### **2.1.1. Fuente de poder**

Para la fuente de poder se ha utilizado una batería integrada "Power Case" se utiliza comúnmente para el teléfono móvil Samsung Galaxy SII mini, el cual tiene un circuito integrado que protege de la sobre carga o cualquier eventualidad con la mala operación. De esta manera protegeremos a su vez el prototipo de cualquier corto circuito o sobre carga de energía.

Hacer análisis de la energía (voltaje y corriente) necesarios en la fuente para explicar por qué se escogió esa batería

Tabla 3. Especificaciones de batería "Power Case"

|                           |                       |
|---------------------------|-----------------------|
| <b>Dimensiones</b>        | 65.3 X 17.8 X 132 mm  |
| <b>Voltaje de Entrada</b> | DC 5 V – 500 mA       |
| <b>Voltaje de Salida</b>  | DC 5 V – 500 mA       |
| <b>Peso</b>               | 62.9 g                |
| <b>Tiempo de Carga</b>    | 3 horas               |
| <b>Tipo de celdas</b>     | Baterías de Polímetro |

Adaptado de: User Manual, s.f.

### 2.1.2. Arduino Nano V3

Constituido principalmente por un microcontrolador Atmaga328, el cual es capaz de procesar los datos recibidos por el dispositivo inercial. Sus dimensiones favorecen en el diseño del prototipo y las características del componente permiten optimizar los datos y transmitirlos mediante el modulo Bluetooth compatible a la tarjeta Arduino.

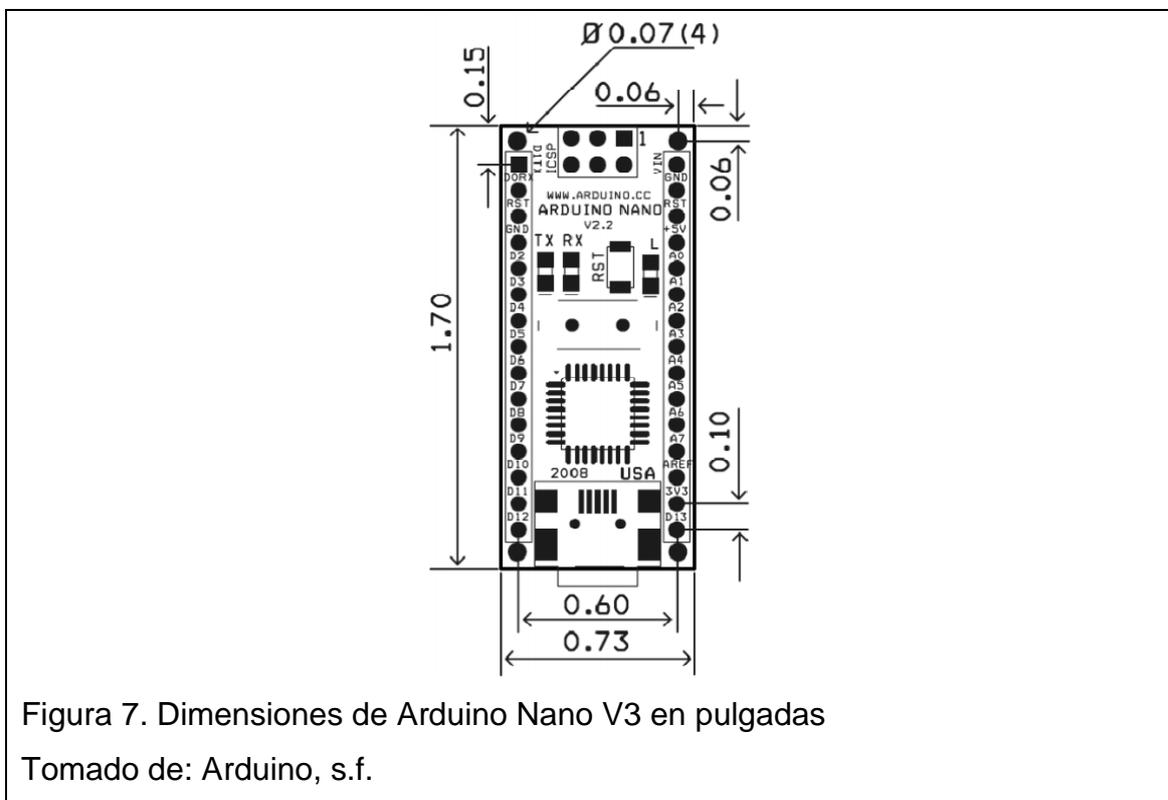


Figura 7. Dimensiones de Arduino Nano V3 en pulgadas

Tomado de: Arduino, s.f.

### 2.1.2.1. Especificaciones

En la siguiente tabla se muestra las especificaciones básicas de Arduino Nano V3.

Tabla 4 Especificaciones básicas de Arduino Nano V3

|   |   |
|---|---|
| <b>Microcontrolador</b>                       | Atmega328                               |
| <b>Voltaje de Operación</b>                   | 5 V                                     |
| <b>Voltaje de entrada (Recomendado)</b>       | 7-12 V                                  |
| <b>Voltaje de entrada (limites)</b>           | 6-20 V                                  |
| <b>Pins Entrada/Salida Digital</b>            | 14                                      |
| <b>Pins Entrada Analógica</b>                 | 8                                       |
| <b>Corriente DC por Pin de entrada/salida</b> | 40Ma                                    |
| <b>Memoria Flash</b>                          | 32 KB ( 2KB para el uso del bootloader) |
| <b>SRAM</b>                                   | 1 KB                                    |
| <b>EEPROM</b>                                 | 1 KB                                    |
| <b>Velocidad de Reloj</b>                     | 16 MHz                                  |
| <b>Dimensiones</b>                            | 1,77 cm x 4,32 cm                       |

Tomado de: Arduino, s.f.

### 2.1.2.2. Alimentación de Arduino Nano V3

El dispositivo Arduino Nano selecciona automáticamente el voltaje más alto de la fuente y puede ser por medio de; una fuente de alimentación externa no regulada de 6 a 20 V (se encuentra en el pin 30), una fuente de alimentación externa regulada de 5 V (se encuentra en el pin 27), ó por conexión USB tipo mini clase B.

### 2.1.2.3. Memoria

El microcontrolador Atmega328 tiene una memoria flash de 32 KB para almacenar el código de programación. 1KB se utiliza para el SRAM, que es el sistema de arranque y 1KB de memoria EEPROM.

### 2.1.2.4. Puertos de Entra y Salida Arduino Nano V3

En el siguiente gráfico se muestra los puertos que compone Arduino Nano V3

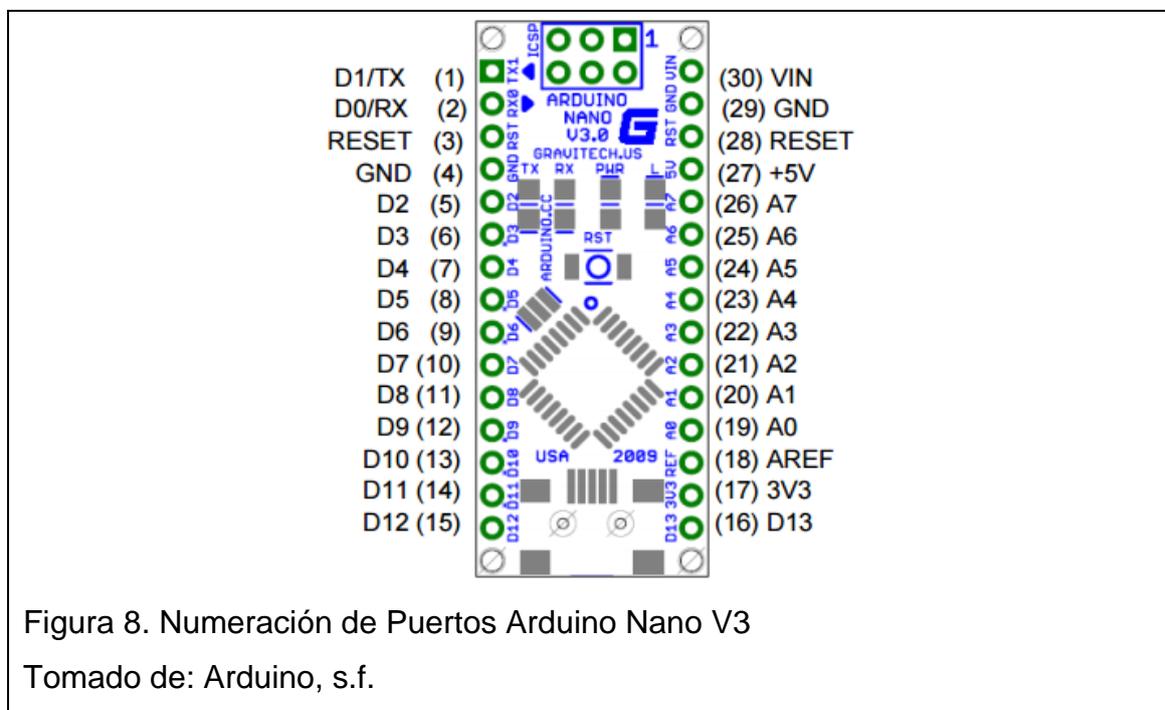


Tabla 5. Descripción PIN Arduino Nano

| Pin No.      | Nombre | Tipo             | Descripción  |
|--------------|--------|------------------|--|
| 1-2 , 5 – 16 | D0-D13 | I/O              | entrada / salida Digital, desde el puerto 0 al 13                                |
| 3, 28        | RESET  | Entrada          | Reseteo del sistema  |
| 4, 29        | GND    | PWR              | Conexión a Tierra  |
| 17           | 3V3    | Salida           | Salida de +3.3V  |
| 18           | AREF   | Entrada          | Referencia ADC   |
| 19 – 26      | A0-A7  | Entrada          | Entrada Analógica canal 0 al 7   |
| 27           | +5V    | Entrada o Salida | +5V Salida ( regulador integrado) o +5V entrada (fuente de alimentación interna) |
| 30           | VIN    | PWR              | Suplemento de Voltaje  |

Adaptado de: Arduino, s.f.

Los 14 pines digitales del dispositivo Arduino Nano V3 pueden ser utilizados tanto para entrada o salida, mediante la utilización de código `pinMode()`, `digitalWriter()`, y `digitalRead()`. Para el funcionamiento de los pines se necesita 5 voltios de alimentación. Cada pin puede recibir o proporcionar corriente hasta 40 mA y tiene una resistencia pull-up interna de 20 a 50 k  $\Omega$ .

Dentro del ensamblaje del prototipo se consideraron los siguientes puertos:

- I) Serie: 0 (RX) y 1 (TX). Se utiliza para recibir (RX) y transmitir (TX) datos serie TTL. El módulo de Bluetooth se encuentra conectado a estos pines para enviar las señales de alerta al teléfono móvil.
- II) LED: Pin digital 13. Cuando el pin esta en 1, el LED está encendido, cuando el pin está en 0, se apaga el LED. Este pin nos permitirá identificar si está corriendo el programa por lo que se prenderá cuando este funcional y listo para funcionar.

Las 8 entradas analógicas proporcionan 10 bits de resolución, es decir 1024 valores diferentes. Pueden medir desde 0 a 5 voltios. De los cuales se utilizaron los siguientes pines dentro del proyecto:

I2C: A4 (SDA) y A5 (SCL). Permitiendo una comunicación I2C (TWI). Se utiliza la librería `Wire` para poder comunicar el dispositivo inercial que está conectado en dichos pines para enviar la información analógica por cable.

#### **2.1.2.5. Conectividad Arduino Nano V3**

El ATmega 328 incorporando en la tarjeta de Arduino permite una comunicación en serie UART TTL (5V), disponible en 1(TX) y 0(RX) que son los pines digitales antes mencionados. La placa proporciona comunicación a través de USB y los controladores de FTDI se encuentran incluidos en el software de Arduino, por lo que se genera un puerto COM virtual. En lugar de utilizar la comunicación USB, se añadió al prototipo un módulo Bluetooth el cual enviará la señal de alerta al teléfono móvil.

### 2.1.3. Módulo Bluetooth HC – 06

El módulo Bluetooth HC - 06 permite la comunicación entre el teléfono móvil y el prototipo. Se encuentra conectado el pin TX/TXD al pin 1(TX) digital de Arduino Nano para la transmisión de datos y a su vez el pin RX/RXD al pin 0(RX) de Arduino Nano para la recepción.

En la Tabla 6, se muestra la especificación de los Pines del módulo Bluetooth HC-06:

Tabla 6. Descripción PINs Módulo Bluetooth HC-06

|               |  |
|---------------|--|
| <b>PIN 1</b>  | UART_TXD, TTL/CMOS level, UART data output, Transmisión de datos                             |
| <b>PIN 2</b>  | UART_RXD, TTL/COMS level, UART data input, Recepción de datos                                |
| <b>PIN 11</b> | RESET, permite restablecer la configuración del módulo.                                      |
| <b>PIN 12</b> | VCC, voltaje estándar de 3.3 V   |
| <b>PIN 13</b> | GND, conexión a tierra   |
| <b>PIN 22</b> | GND, conexión a tierra   |
| <b>PIN 24</b> | Indicador LED, en modo esclavo al momento de conectarse, se encuentra en modo de alto nivel. |

Adaptado de: Reutlingen University, s.f.

Para la comunicación del módulo Bluetooth se cumple las siguientes condiciones:

- I) La comunicación es entre un maestro, el cual es el teléfono móvil y él es clavo, que es el prototipo.
- II) La contraseña para acceder al enlace será 1234.
- III) Por defecto la velocidad de comunicación es 9600 baudios.

El iniciar la conexión el LED indicador del módulo Bluetooth pasará de parpadeante a estático lo que asegura que el prototipo ha realizado exitosamente la conexión con el teléfono móvil.

Es necesario 3.3 [V] para el funcionamiento del módulo, la alimentación es provista por la tarjeta Arduino Nano.

El dispositivo funciona en modo esclavo, por lo que, una vez que se haya conectado al teléfono móvil no será necesario configurarlo nuevamente.

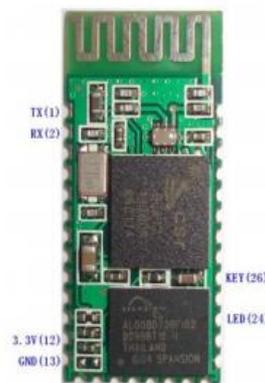


Figura 8. Puertos del Módulo Bluetooth HC – 06

Tomado de: Reutlingen University, s.f.

Adicionalmente se utiliza un “backplane” que permite adaptar el módulo Bluetooth con pines y un led para identificar si se establece la comunicación con otro dispositivo

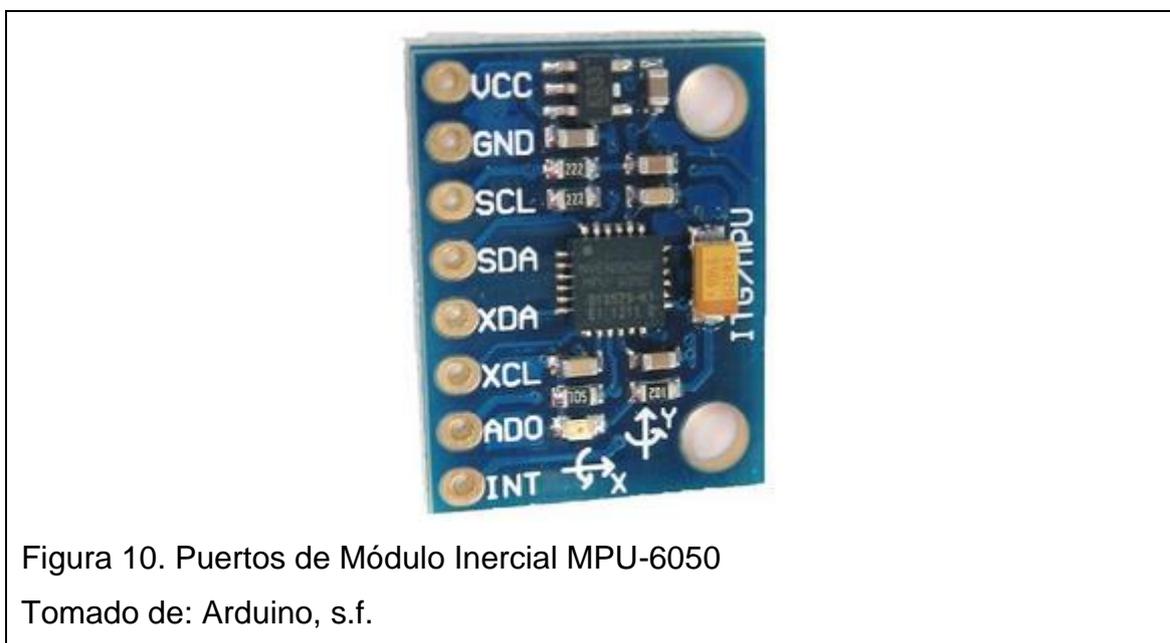


Figura 9. Backplane -- Módulo Bluetooth HC-06

Tomado de: Reutlingen University, s.f.

#### 2.1.4. Módulo Inercial InvenSense Motion Processing Units™ MPU-6050

El dispositivo MPU-6050 contiene un acelerómetro MEMS y un giroscopio MEMS en un solo chip que permite detectar los movimientos en 6 ejes; 3 ejes del giroscopio y 3 ejes del acelerómetro. Para el desarrollo de este prototipo se utiliza los 3 ejes del acelerómetro para determinar si existe algún posible ataque epiléptico. El sensor utiliza el I2C-Bus, comunicación en serie, para interconectar con el Arduino Nano.



Como se muestra en la Figura 11 el pin VCC se encuentra conectado a la fuente de Arduino Nano. Para enviar las señales de movimiento, se conecta el pin A4 SDA al puerto A4 y el pin SCL al puerto A5 de Arduino Nano.

El sensor tiene una memoria de 1024 bytes de almacenamiento temporal de información que permite transferir los datos en formato FIFO, el primer dato en entrar es el primero en salir.

El MPU-6050 tiene una escala programable de sensibilidad el cual se dispone de la siguiente manera:  $\pm 2\text{ g}$  ,  $\pm 4\text{g}$  ,  $\pm 8\text{g}$  , y  $\pm 16\text{ g}$

Por defecto, el módulo MPU-6050 se encuentra configurado a  $\pm 2$  g de escala de sensibilidad.

En la Tabla 7, se muestra la especificación de los Pines del módulo inercial MPU-6050:

Tabla 7. Descripción PIN Módulo MPU-6050

|         |   |
|---------|---|
| PIN VCC | VLOGIC- Voltaje Lógico de que puede permitir desde 2.375V a 3.46V |
| PIN GND | Conexión a tierra   |
| PIN SCL | Permite sincronizar los datos por cada ciclo (Reloj)              |
| PIN SDA | Permite enviar datos al Arduino                                   |

Adaptado de: MPU-6000/MPU-6050 Product Specification, s.f.

### 2.1.5. Diseño de prototipo

Para el diseño del prototipo se considera la aplicabilidad de los componentes con respecto a la batería. Los componentes se colocarán dentro de la carcasa de la batería móvil, de este modo se permite el uso adecuado del espacio.

En la Figura 12, se muestra la conexión de los componentes del prototipo, siendo Arduino Nano el principal componente el cual recibirá los datos del MPU-6050 y los transmitirá por medio del módulo Bluetooth HC-06.

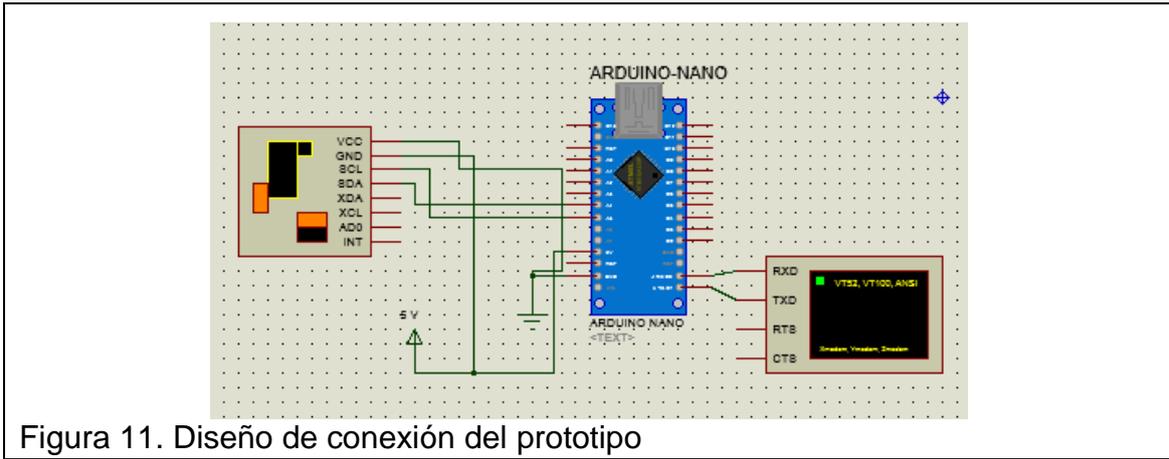


Figura 11. Diseño de conexión del prototipo

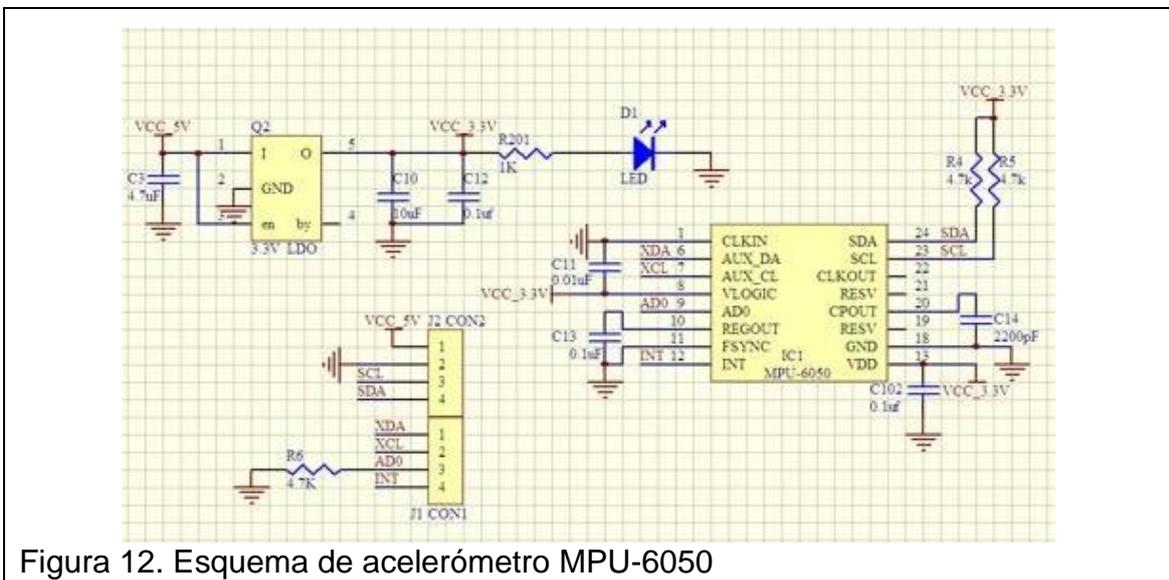


Figura 12. Esquema de acelerómetro MPU-6050

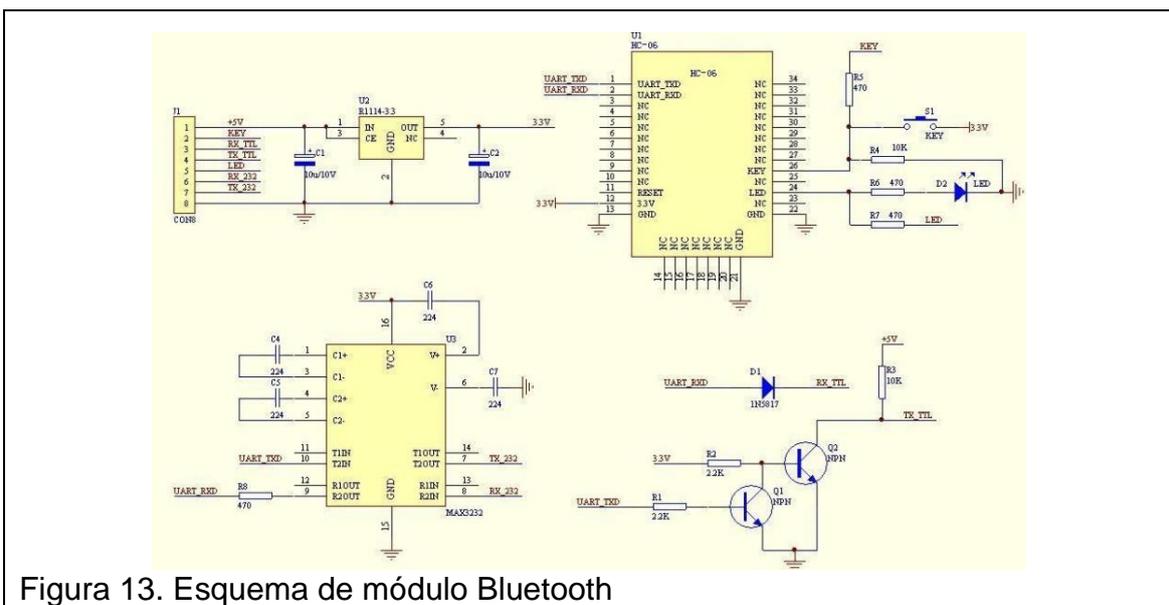


Figura 13. Esquema de módulo Bluetooth

La carcasa recargable móvil es fuente de alimentación del prototipo, por lo que permite la recarga de la batería para el uso autónomo el dispositivo. En el siguiente gráfico se muestra a detalle la conexión de los componentes.

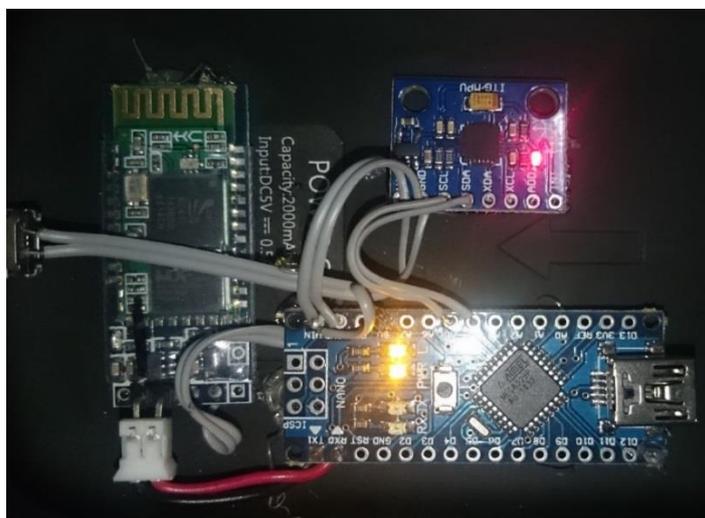


Figura 14. Componentes conectados - Prototipo sin batería

La adaptación de la batería “Power Case” para Samsung Galaxy SII mini permite una autonomía de alrededor de 7 a 8 horas de funcionamiento. Los componentes han sido colocados estratégicamente para utilizar el espacio sobrante sin afectar el funcionamiento de los mismos.

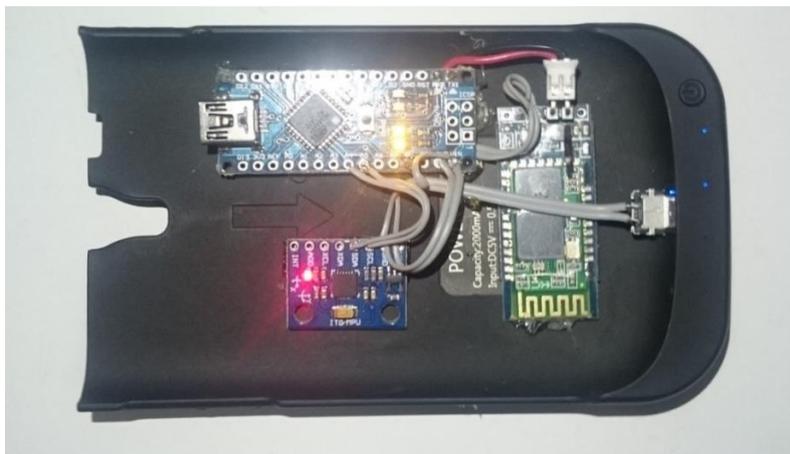


Figura 15. Integración de batería “Power Case” Samsung Galaxy SII mini al prototipo

### 3. Capítulo II. Desarrollo del Software

Para la determinación de un evento tónico clónico, es importante determinar los movimientos que lo caracterizan mediante el análisis de datos obtenidos por el acelerómetro. De esta manera el algoritmo será capaz de determinar los picos o incrementos acelerados en la amplitud de la señal.

#### 3.1. Procesamiento de la Señal.

Se ha mencionado con anterioridad que el presente proyecto se usa un acelerómetro MPU-6050, el cual mide la aceleración a través de los ejes X,Y,Z (latera, longitudinal y vertical).

Los datos obtenidos por el acelerómetro se caracterizan por ser “raw values” o valores brutos. Estos valores dependen de la escala de sensibilidad a la que el módulo inercial se encuentra configurado. En el presente proyecto se utilizará la escala por defecto la cual es de  $\pm 2 g$ .

El acelerómetro produce datos en unidades de aceleración ( $9.81 \text{ m/s}^2$ ) los cuales se pueden identificar según su escala de sensibilidad.

Tabla 8. Configuración de fábrica MPU-6050

| Límites de aceleración. | Sensibilidad |
|-------------------------|--------------|
| $\pm 2g$                | 16384 LSB/g  |

Adaptado de: MPU-6000/MPU-6050 Product Specification, s.f.

Esto implica que la salida de datos puede llegar a ser de -32768 LSB/g a +32767 LSB/g. La unidad de medida LSB se refiere a la representación digital de la aceleración. Si el dispositivo no se encuentra en movimiento y perfectamente estable:

- Los ejes X/Y serían 0
- El eje Z tendría una gravedad de 1g, lo que significa +16384 LSB/g en la escala de sensibilidad de 2g.

Para obtener los datos según su escala se debe realizar la siguiente conversión:

$$\text{valor requerido} = \frac{\text{valor bruto}}{\text{sensibilidad}} \quad \text{(Ecuación 1)}$$

Por ejemplo, si el dato obtenido en el eje x es 1945 y conociendo que la sensibilidad es de 16384, esto implicaría que:

$$ax = \frac{1944}{16384} g$$

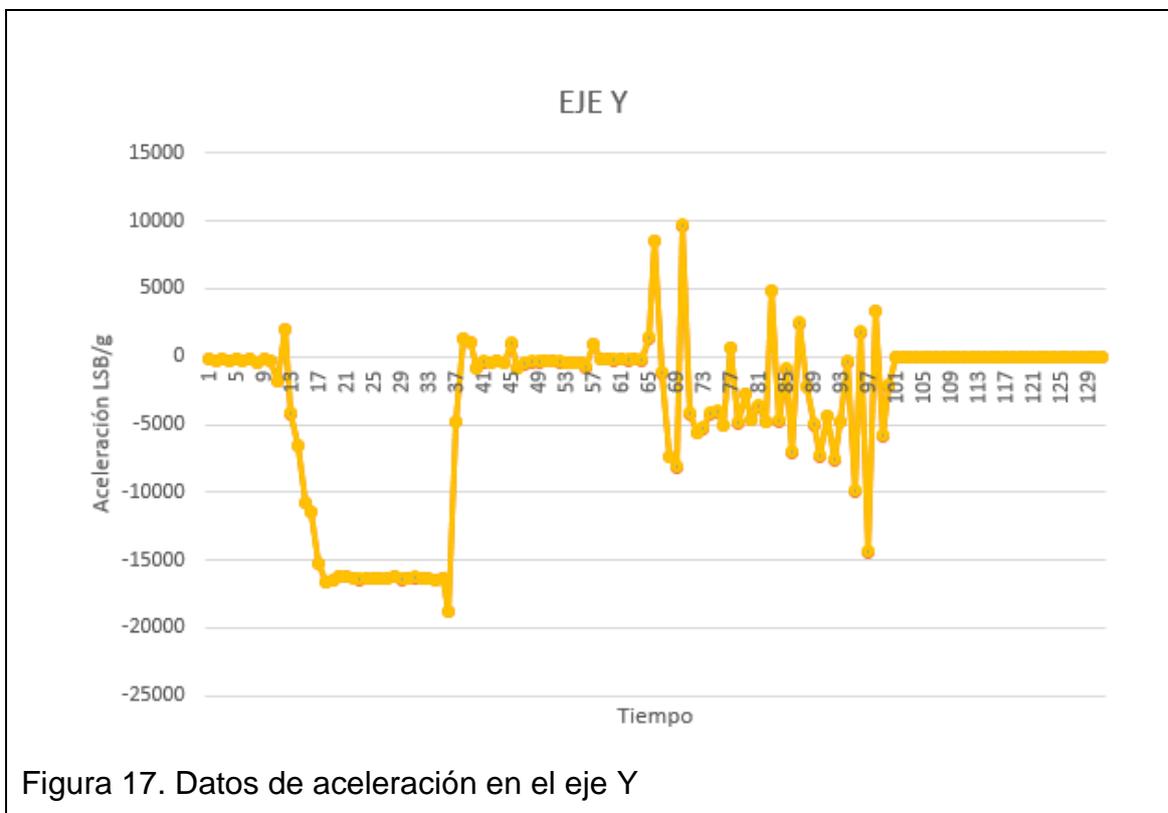
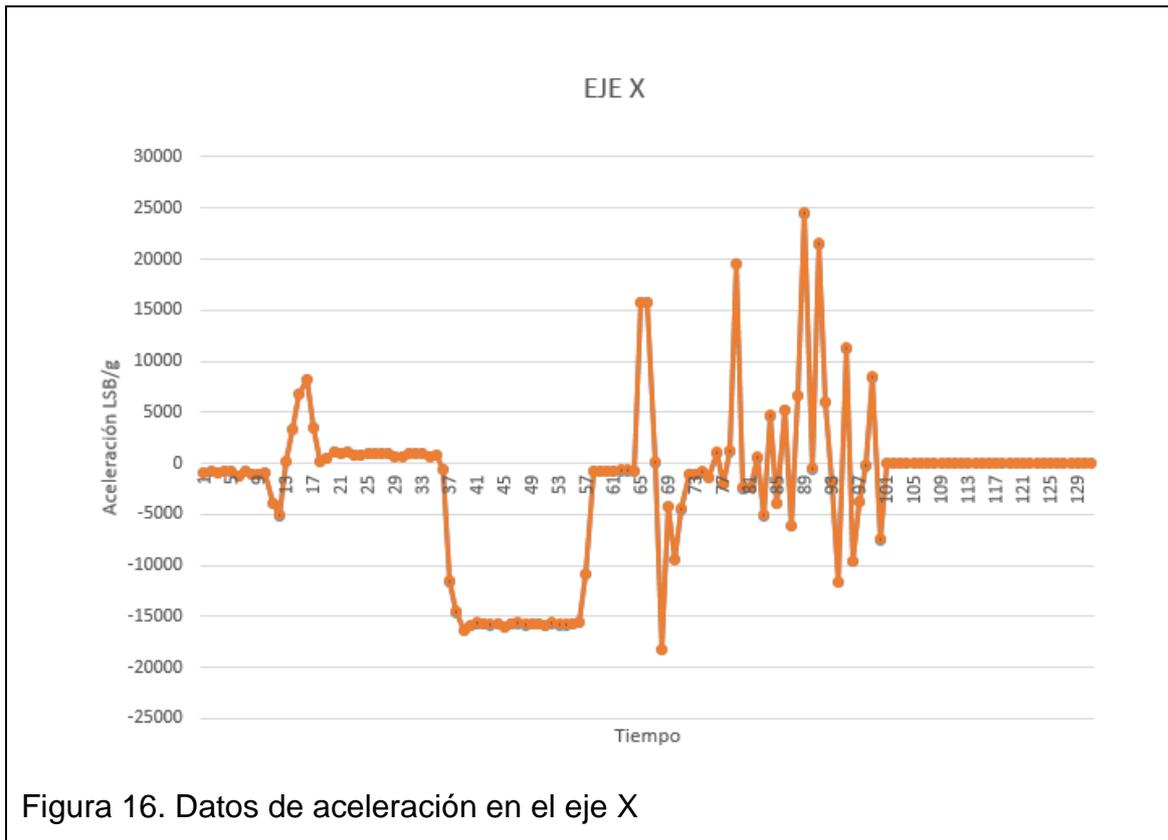
$$ax = 0.1187 g$$

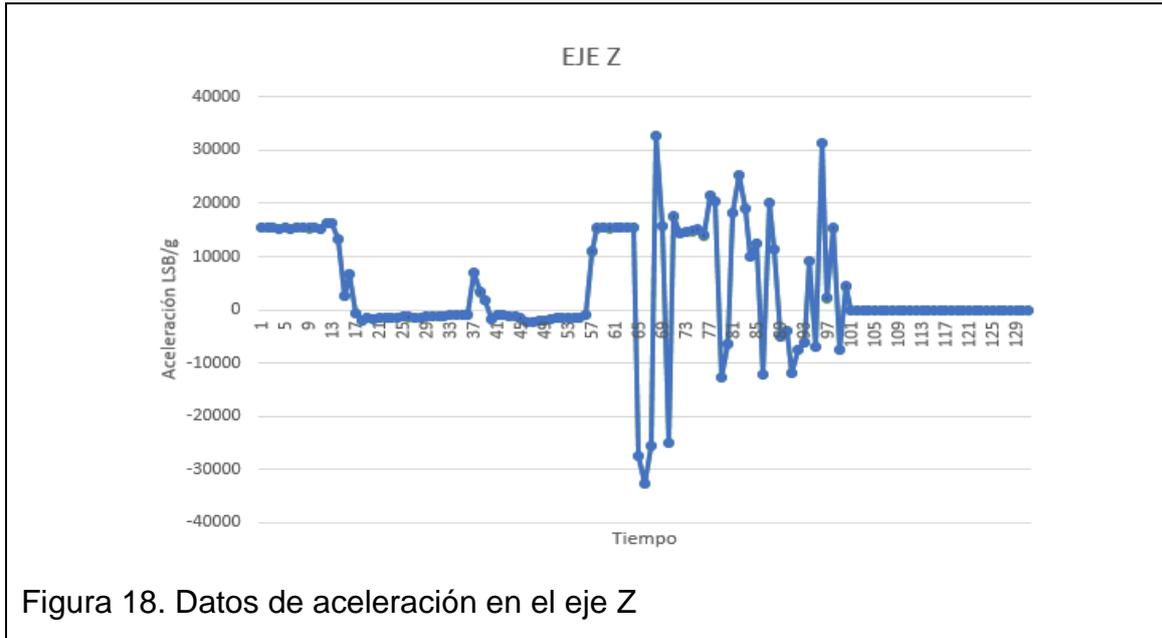
Los datos que se analizan en el prototipo serán con los valores en bruto, los cuales permiten obtener una mayor precisión.

### 3.1.1. Pre procesamiento de datos

Es de gran importancia analizar individualmente los datos obtenidos por el acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z).

Los datos conseguidos mediante el acelerómetro son procesados por computador para poder realizar el respectivo análisis. En las Figuras 17 se muestran 100 datos obtenidos en un periodo de 500 milisegundos:





### 3.1.2. Caracterización de la señal.

Tomando en consideración los datos de muestreo obtenidos, se procede a establecer los picos de cada uno de los ejes del acelerómetro. De esta manera, en la implementación del algoritmo, se constituye que; si el movimiento del paciente supera un segundo periodo en los picos establecidos, se considera que es un ataque epiléptico, y procede a lanzar la alarma.

Después de realizar varias simulaciones de un ataque epiléptico tónico-clónico y tomando 100 valores en cada uno de los casos simulados, se ha determinado los valores de los umbrales para cada uno de los ejes, promediando los valores más altos.

En la Tabla 9, se muestra los valores son representados en LBS/g, que es la unidad de medida de los datos en bruto.

Tabla 9. Valores para la detección de un posible ataque epiléptico

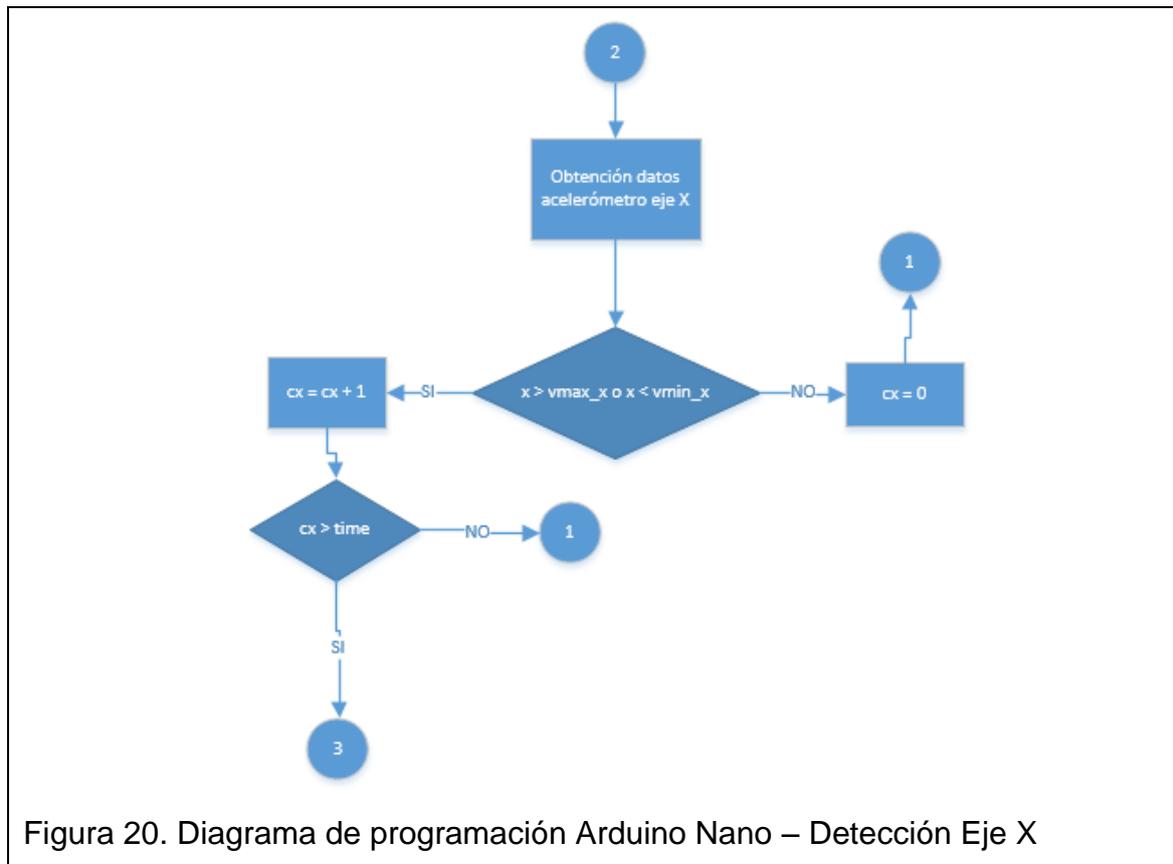
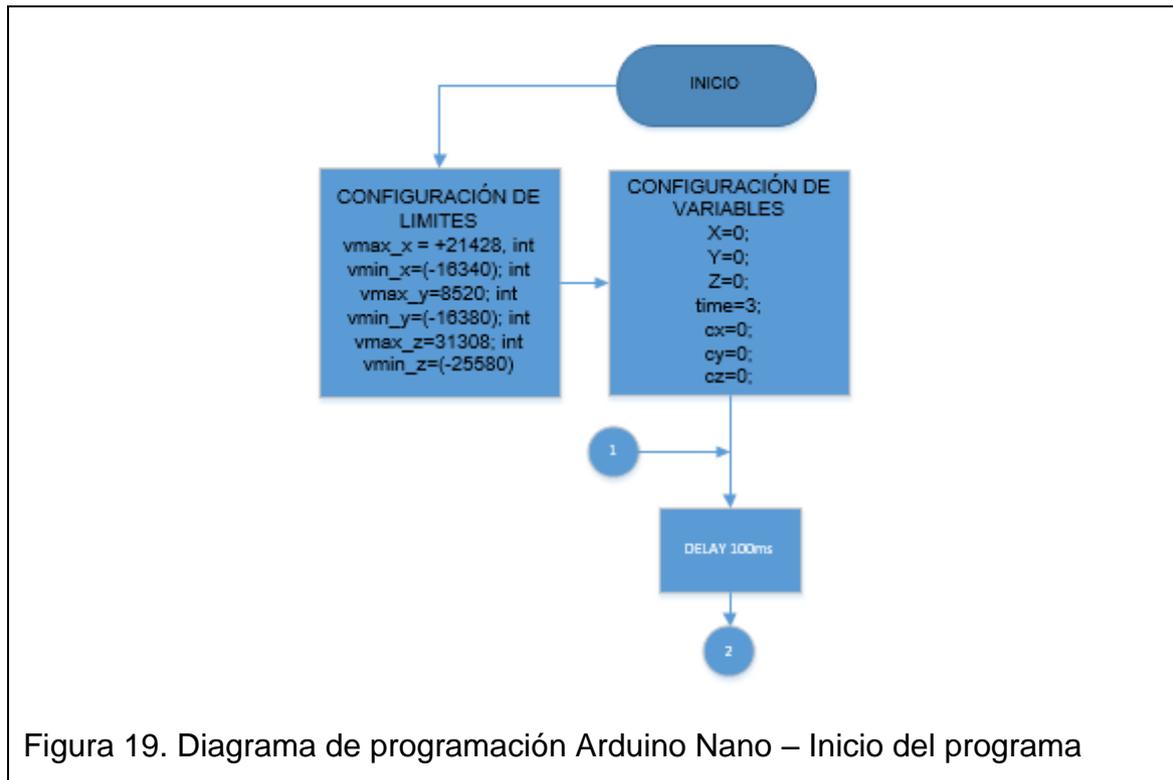
| EJES | VALOR MÁXIMO (LSB/g) | VALOR MÍNIMO (LSB/g) |
|------|----------------------|----------------------|
| X    | +8201                | -4820                |
| Y    | +3710                | -6140                |
| Z    | +14593               | -8588                |

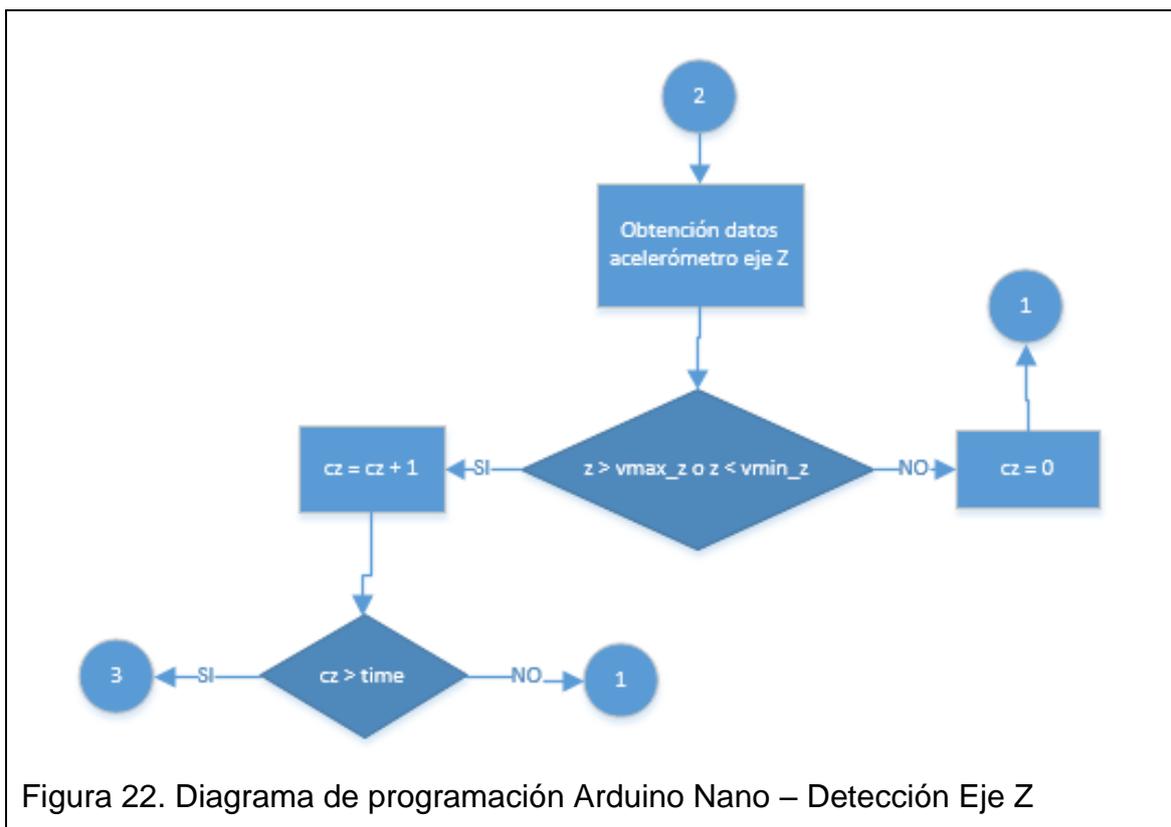
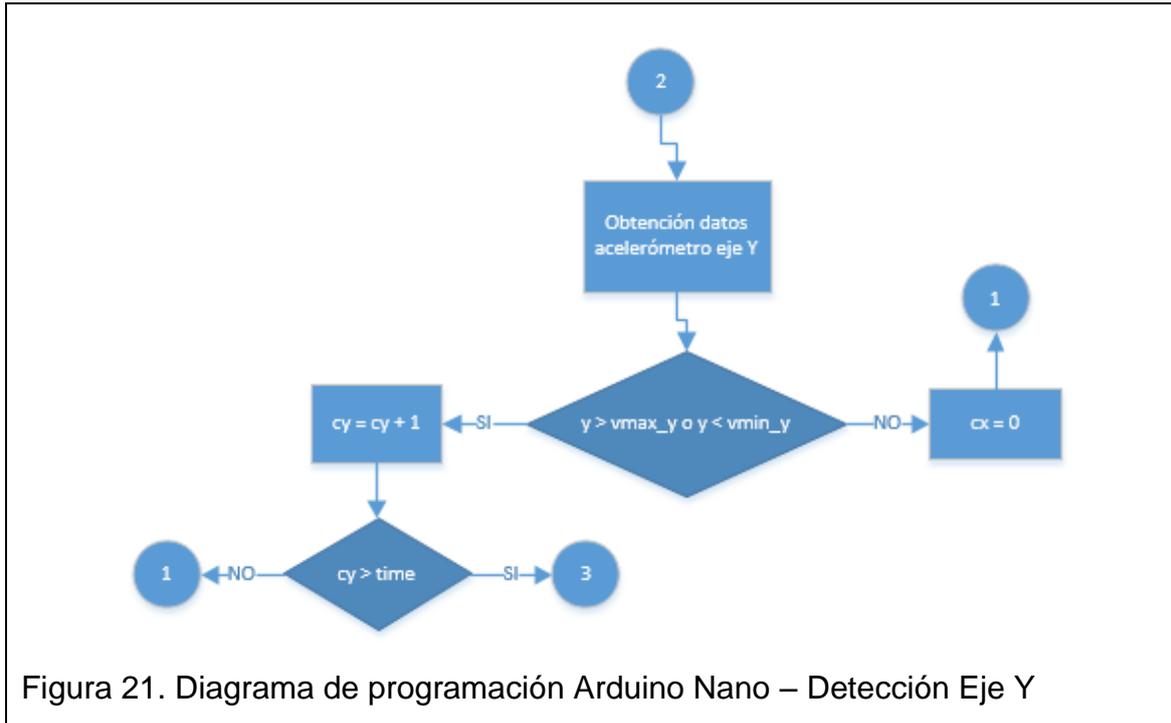
### 3.2. Programación del Arduino Nano V3

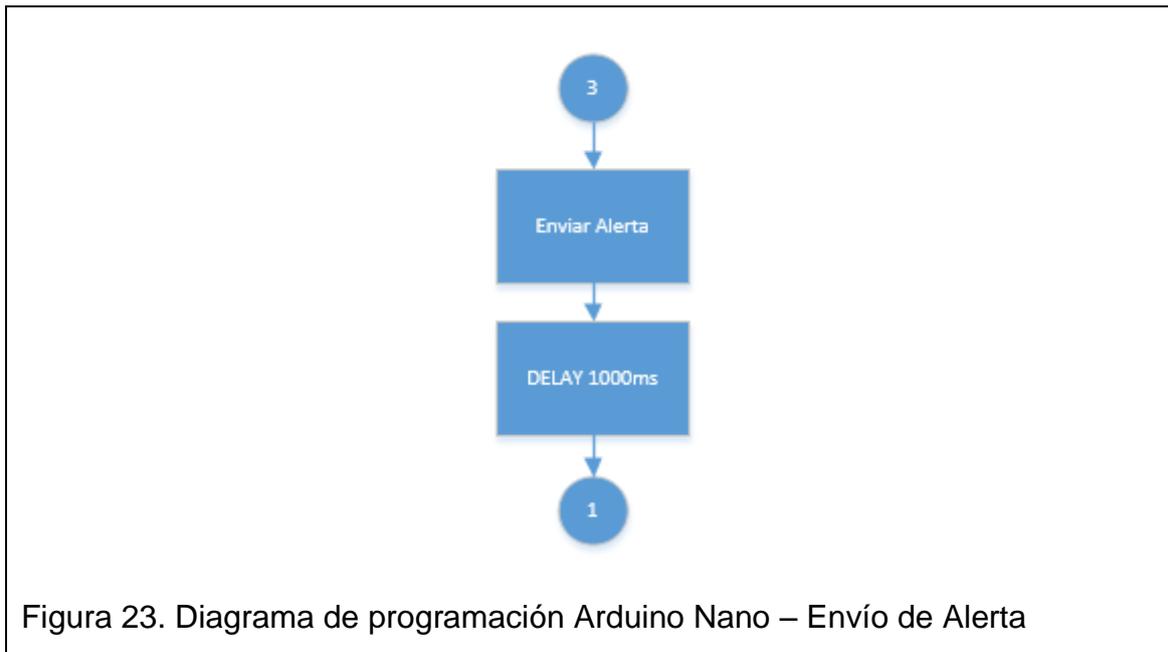
Para la programación del microcontrolador Arduino Nano se ha utilizado el software propio de la marca, en el cual se ha establecido los valores de los umbrales considerando que la se transmite datos al teléfono móvil cada 100 milisegundos.

Como se visualiza en la Figura 20, 21, 22, 23, 24, el diseño del programa del microcontrolador consta de los siguientes pasos:

1. Se inicia el programa.
2. Las variables se inicializan con valores configurados:  $vmax\_x = +8201$ ,  $vmin\_x = (-4820)$ ;  $vmax\_y = 3710$ ;  $vmin\_y = (-6140)$ ;  $vmax\_z = 14593$ ;  $vmin\_z = (-8588)$ ;
3. Inicia variable de tiempo  $time = 3$
4. Inicia variables de contadores  $cx = 0$ ;  $cy = 0$ ;  $cz = 0$ ;
5. Para el eje X, si existe un valor mayor al establecido tanto como el valor máximo o el valor mínimo, el contador  $cx$  se incrementará a 1, caso contrario se colocará 0.
6. Para el eje Y, si existe un valor mayor al establecido tanto como el valor máximo o el valor mínimo, el contador  $cy$  se incrementará a 1, caso contrario se colocará 0.
7. Para el eje Z, si existe un valor mayor al establecido tanto como el valor máximo o el valor mínimo, el contador  $cz$  se incrementará a 1, caso contrario se colocará 0.
8. Si el contador de  $cx$ ,  $cy$  y  $cz$  superan el  $time = 3$ , se enviará una señal de alerta, caso se repetirá el proceso de obtención de datos.







### 3.3. Arquitectura de la aplicación móvil

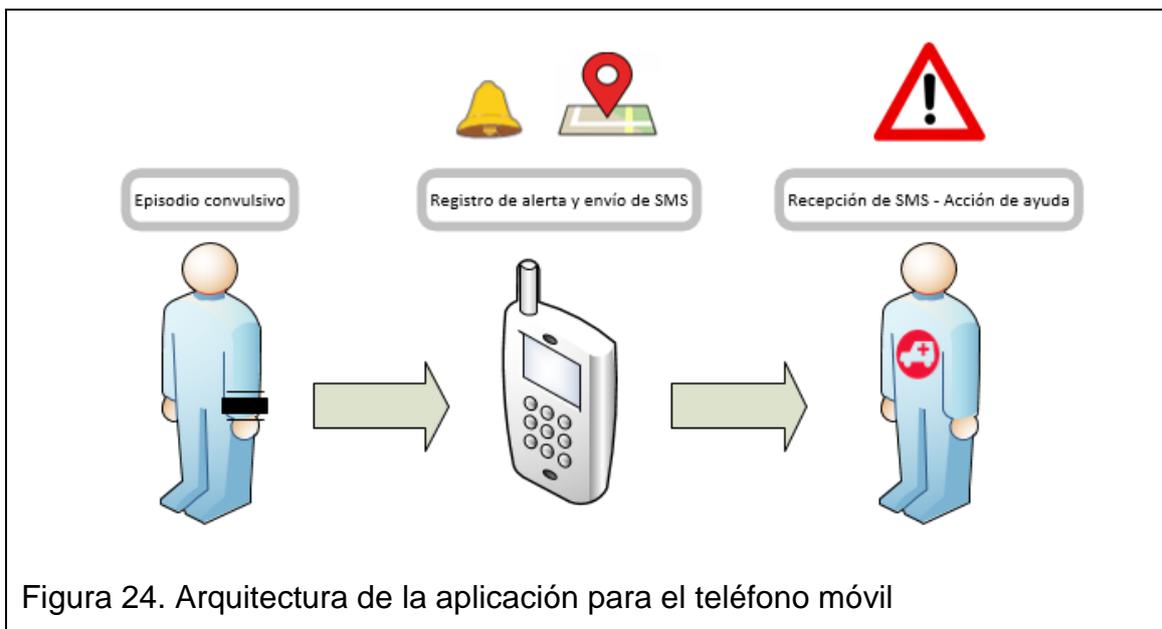
La aplicación móvil permite el registro y alerta de un posible ataque epiléptico. El paciente utiliza el prototipo en su muñeca, el cual se encuentra configurado previamente con los parámetros establecidos para identificar el posible ataque epiléptico.

Tomando en consideración que la alerta enviada por el Arduino Nano cumple las siguientes condiciones:

- 1.- Si el valor obtenido para cada uno de los ejes es superior al valor establecido, se determina el primer pico del umbral.
- 2.- En el caso de reincidir con la condición anterior, es decir, que todos los ejes cumplen esta condición por segunda vez, se determina que es un posible ataque epiléptico.
- 3.- El Arduino Nano envía una señal de alerta al teléfono móvil.
- 4.- El teléfono móvil previamente configurado con el número celular, envía el mensaje de alerta a un segundo usuario con la ubicación del paciente.

Según estos lineamientos se ha identificado a los siguientes actores del sistema:

- Paciente con epilepsia  
Presenta convulsiones tónico-clónicas generalizadas.
- Prototipo  
Se establece los parámetros de medición y alerta.
- Sistema  
Permite enviar la señal de ayuda al médico tratante.
- Médico tratante  
Visualiza el registro de alertas en su teléfono móvil personal, permitiendo actuar de manera inmediata.



### 3.3.1. Requerimientos del sistema

En la Tabla 10, se observa los requerimientos del sistema, identificando los actores y su descripción para el funcionamiento de la aplicación móvil.

Tabla 10. Requerimientos del sistema

| Requerimiento               | Actores                          | Descripción  |
|-----------------------------|----------------------------------|--|
| Registro de médico tratante | Médico tratante<br>Sistema       | La aplicación solicita el número del teléfono móvil del médico tratante.   |
| Utilización de alarma       | Paciente<br>Prototipo<br>Sistema | El paciente utiliza el prototipo en su muñeca y lo conecta mediante conexión inalámbrica bluetooth al teléfono móvil |
| Plataforma Android          | Sistema                          | La aplicación deberá trabajar sobre un teléfono móvil con sistema operativo Android 4.0 o superior                   |
| Determinación de posición   | Sistema                          | Una vez detectada una convulsión el sistema accederá a la posición GPS del dispositivo                               |
| Envío de mensaje            | Sistema                          | El sistema envía la posición GPS a el número preestablecido  |
| Base de datos               | Sistema                          | Se registra el posible ataque epiléptico en la base de datos interna del teléfono móvil.                             |

### 3.3.2. Herramientas y recursos del sistema

#### 3.3.2.1. APP Inventor 2 Beta

APP inventor 2 es una herramienta gratuita de Google Lab desarrollada por Massachusetts Institute of Technology (MIT) la cual permite realizar programación en el sistema operativo Android. Se encuentra basado en programación por bloques lo que permite la facilidad de implementar diferentes características y componentes del teléfono inteligente. Este compilador traduce el lenguaje visual de los bloques en aplicaciones.

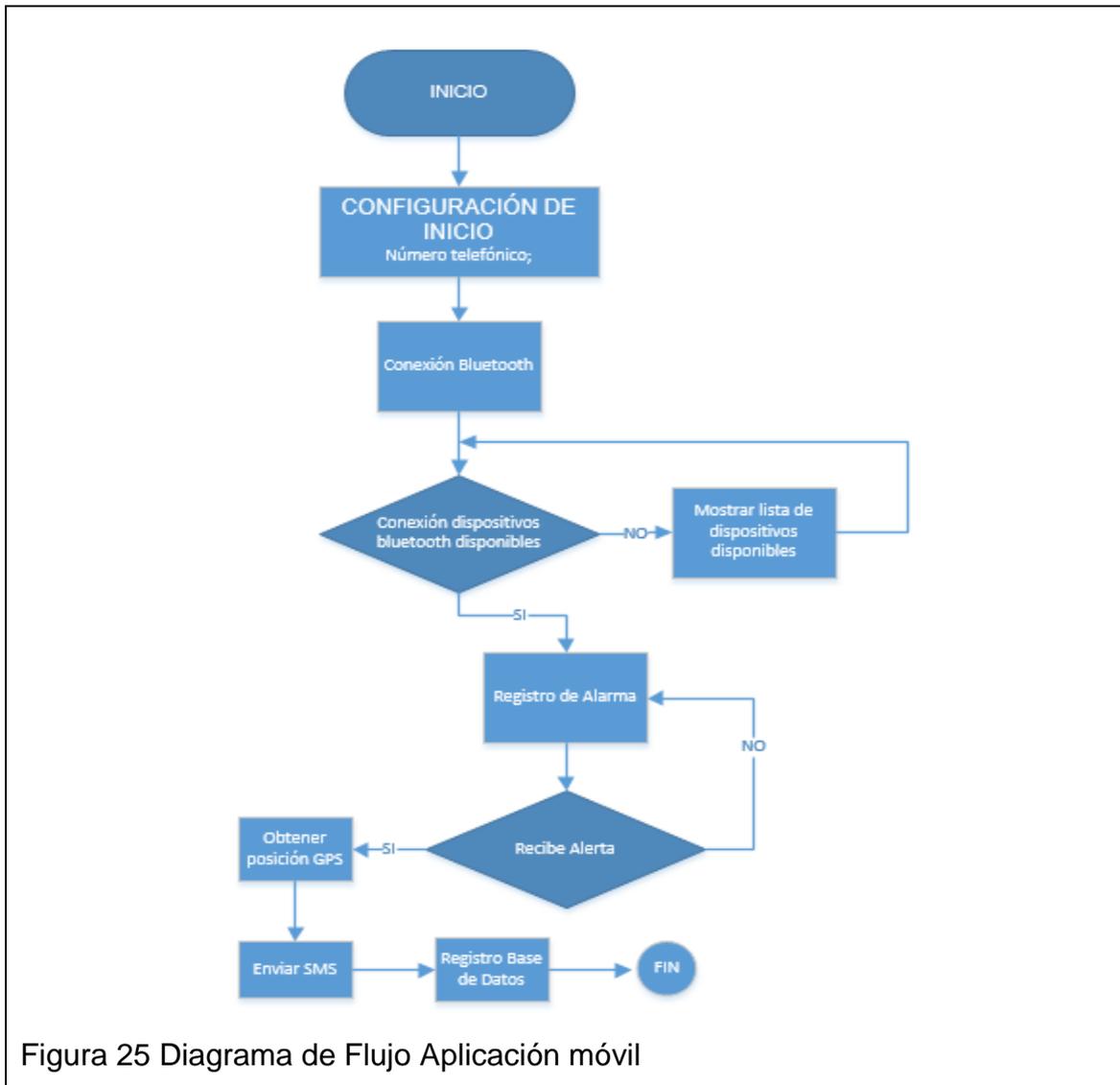


Figura 25 Diagrama de Flujo Aplicación móvil

### 3.3.2.2. Patrón de Arquitectura Modelo Vista Controlador (MVC)

La implementación del software se utiliza uno de los patrones de desarrollo más utilizados en la actualidad, el cual es Modelo-Vista-Controlador (MVC).

El desarrollo del software se basa en segregar los datos y la lógica de negocio de la aplicación de la interfaz del usuario. Para ello el patrón MVC permite construir tres componentes de distintos que son el modelo, la vista y el controlador, es decir, una parte del sistema se encarga de la representación de la información obtenida por el prototipo y otra parte del sistema en la interacción del usuario.



### 3.4.1. Ingreso e inicio de aplicación.

La primera etapa consiste en el ingreso del usuario a la aplicación, el emparejamiento del prototipo mediante la comunicación Bluetooth y la configuración del número de teléfono del médico tratante.

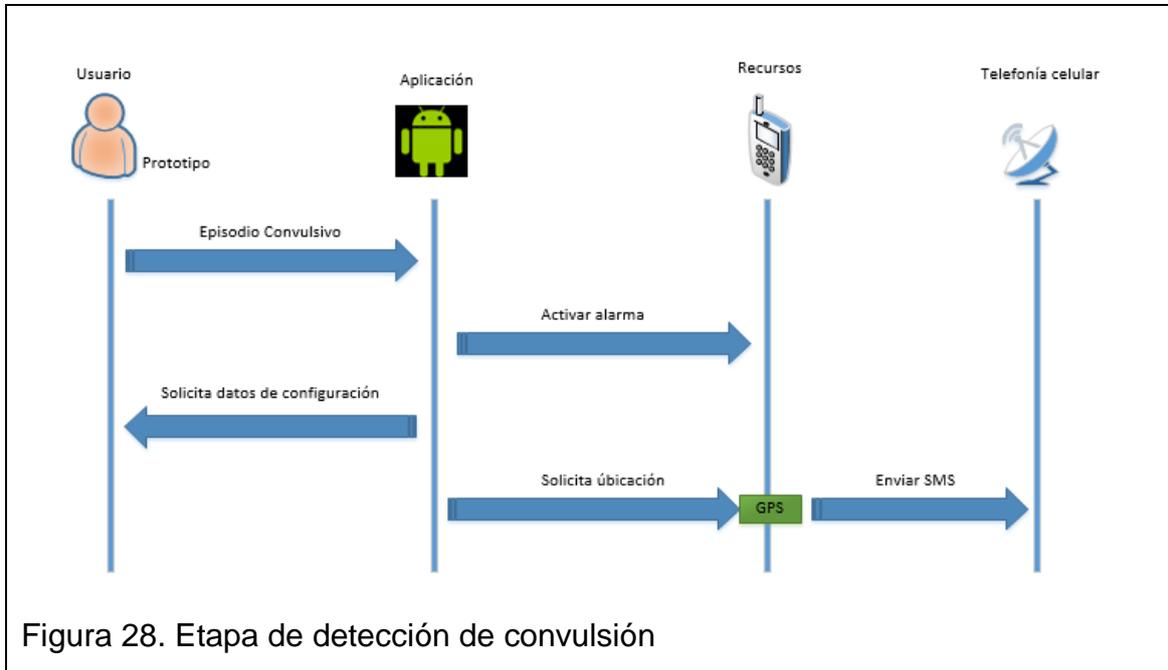


### 3.4.2. Detección de crisis convulsiva

La segunda etapa se observa en la Figura 29 y describe el proceso que realiza la aplicación una vez que se haya detectado un episodio tónico clónico.

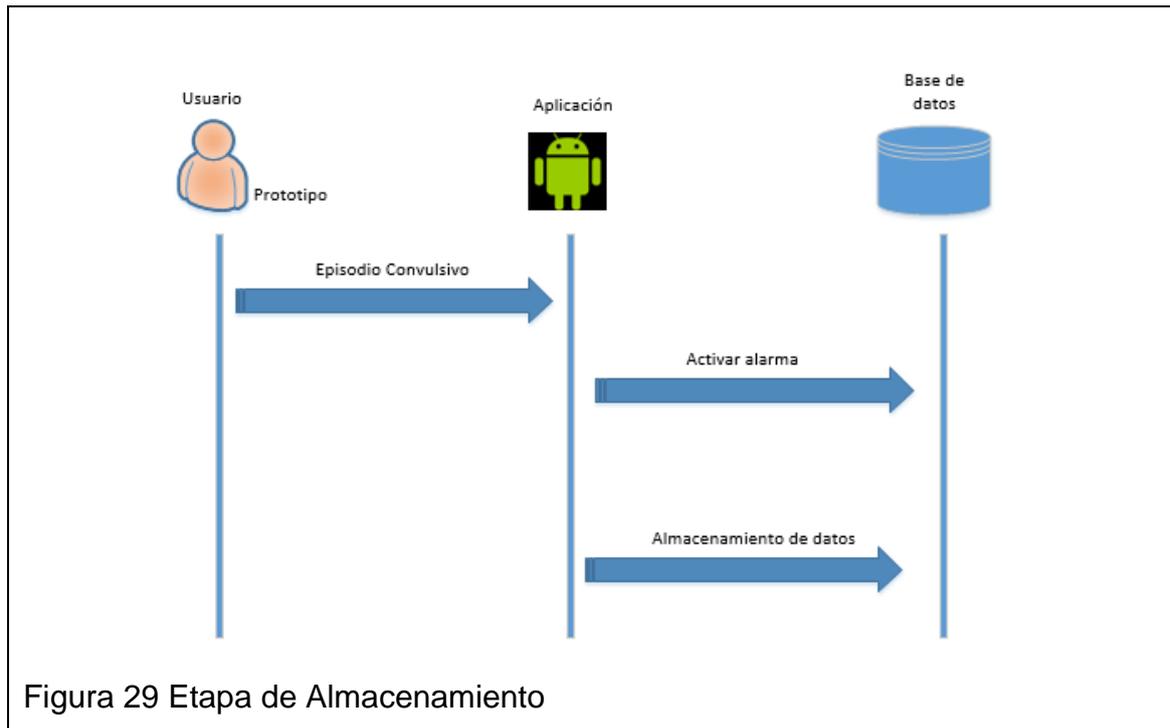
- En esta etapa el primer recurso se activa y se inicia la alarma sonora del teléfono móvil. Pasará 1000 milisegundos desde la primera alarma para restablecer los valores.
- Una vez que ha iniciado la alerta sonora, la aplicación utilizará el GPS interno del teléfono móvil para determinar la ubicación del paciente.

- Finalmente la información obtenida se enviará mediante un mensaje de texto a través de la red telefónica celular.



### 3.4.3. Almacenamiento de datos

En la última etapa, la aplicación establece una comunicación con la base local el momento que se genera la alerta del ataque epiléptico. Utilizando TinyDB, la base de datos integrada en el sistema operativo Android, se almacenan las variables, de esta manera se registra la última alerta. Posteriormente, se procede a recuperar esta información almacenada en una etiqueta determinada. En la Figura 30 se muestra el funcionamiento de la base de datos local.



#### 3.4.4. Interfaz de usuario de la aplicación

En la Figura 31, se muestra la interfaz de usuario de la aplicación instalada en el teléfono móvil con sistema operativo Android 5.0. En dicha interfaz el usuario debe enlazar el dispositivo Bluetooth y establecer el número de usuario que recibirá la información del paciente. Los elementos de la interfaz son los siguientes:

- Botón “Conexión Bluetooth”: Establece el enlace entre el prototipo y el teléfono inteligente.
- Botón “Llamada de emergencia”: Permite realizar una llamada de emergencia al número asignado.
- Botón “Enviar SMS”: Envía un mensaje de texto con las coordenadas del teléfono inteligente.
- Cuadro de texto “Ingresar número”: Configura el número telefónico celular del usuario que atenderá y responderá por el ataque epiléptico del paciente.

- Localización: Muestra la ubicación con la dirección y las coordenadas del GPS, tanto latitud como longitud.
- Botón “Almacenamiento”, Exporta el almacenamiento en formato CVS de las alarmas sucedidas.

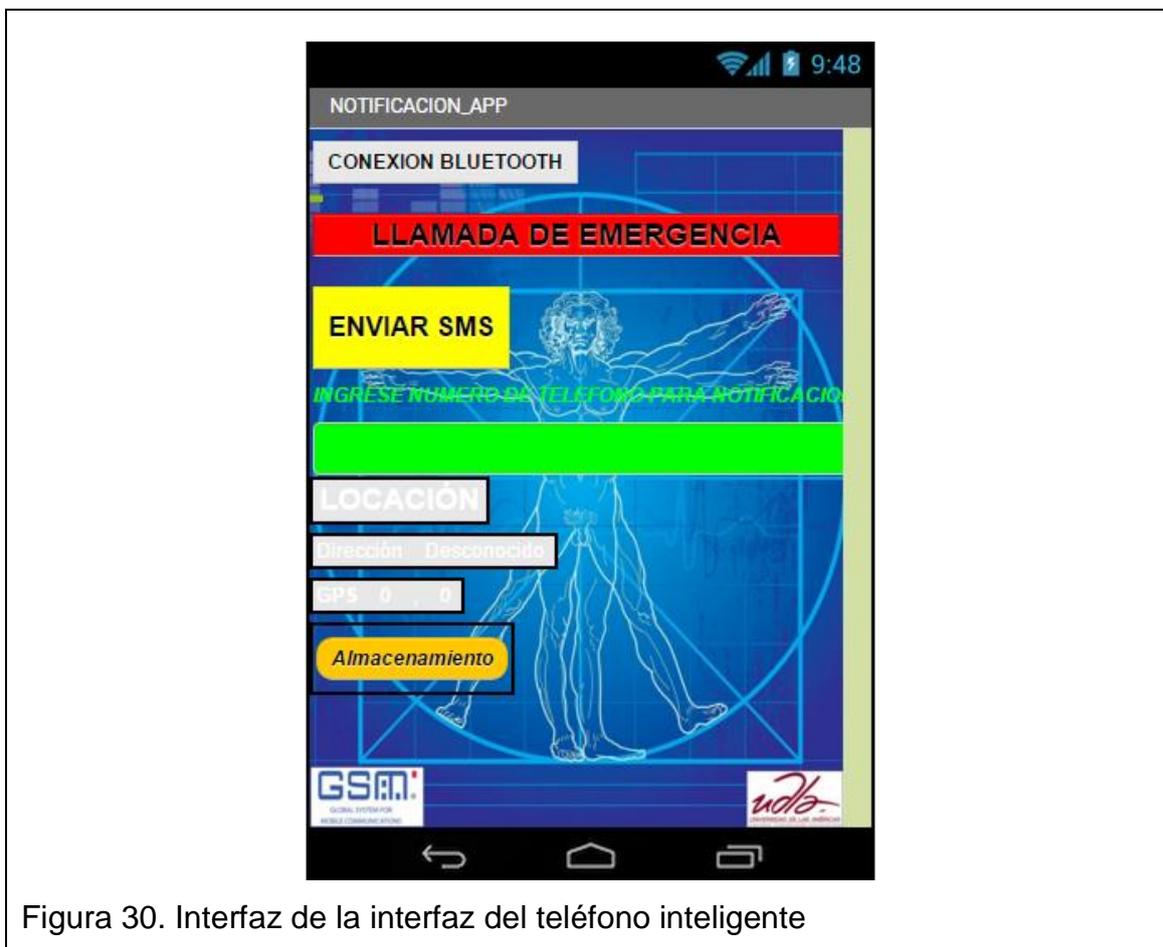


Figura 30. Interfaz de la interfaz del teléfono inteligente

## 4. Capítulo IV. Pruebas y resultados

### 4.1. Prototipo implementado

El dispositivo se coloca en la muñeca del paciente de tal forma, permite registrar los movimientos convulsivos tónicos-clónicos que se caracterizan principalmente por el movimiento brusco involuntario de las extremidades del cuerpo.

### 4.2. Configuración de la aplicación móvil

Para el funcionamiento del dispositivo, se realizan los siguientes pasos:

- Encender el prototipo pulsando el botón de poder que se encuentra en la parte inferior del mismo.
- El teléfono móvil debe activar la función de Bluetooth para reconocer el módulo Bluetooth HC-06, se utiliza la contraseña de seguridad 1234, como se muestra en la Figura 32.

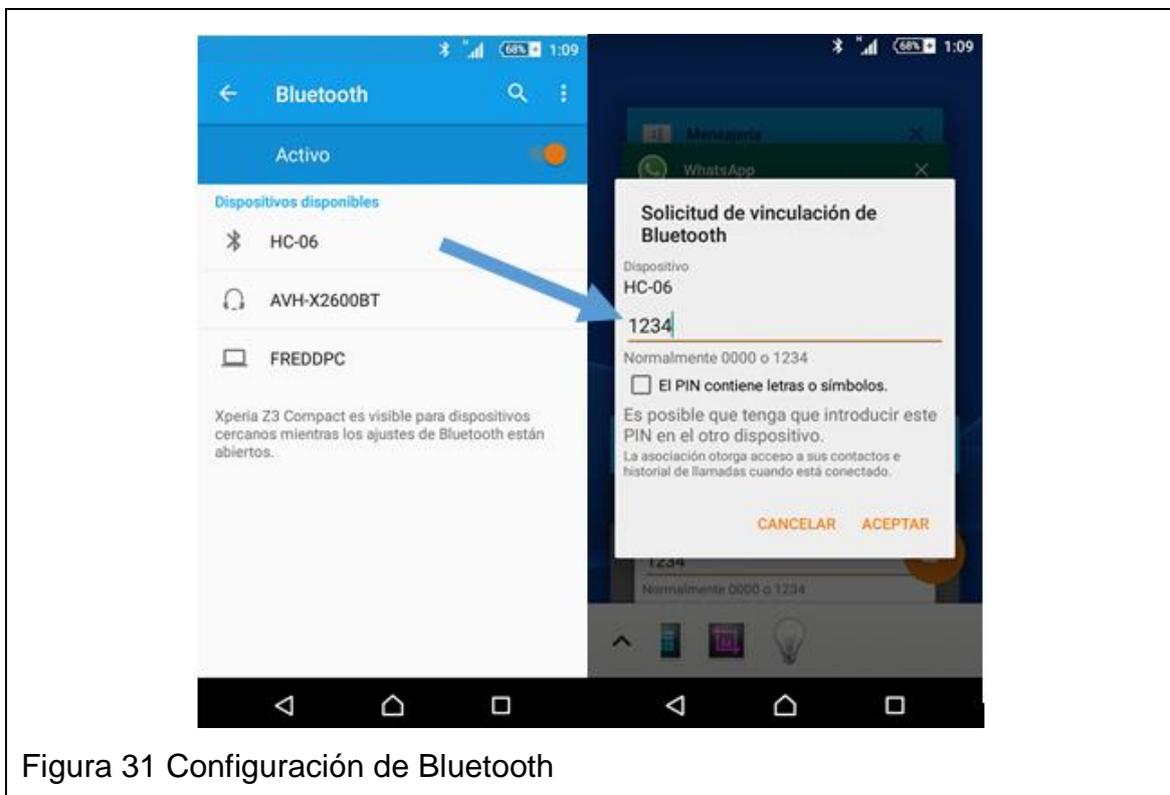


Figura 31 Configuración de Bluetooth

- c. Iniciar la aplicación móvil y pulsar el botón “CONEXIÓN BLUETOOTH”, el cual desplegará los dispositivos vinculados, de esta manera enviará la alerta al prototipo al teléfono móvil.
- d. Una vez enlazado el dispositivo se procede a colocar el número de teléfono móvil de la persona que recibirá la alertar del posible ataque epiléptico con las coordenadas GPS del teléfono móvil. Se muestra en la Figura 33.

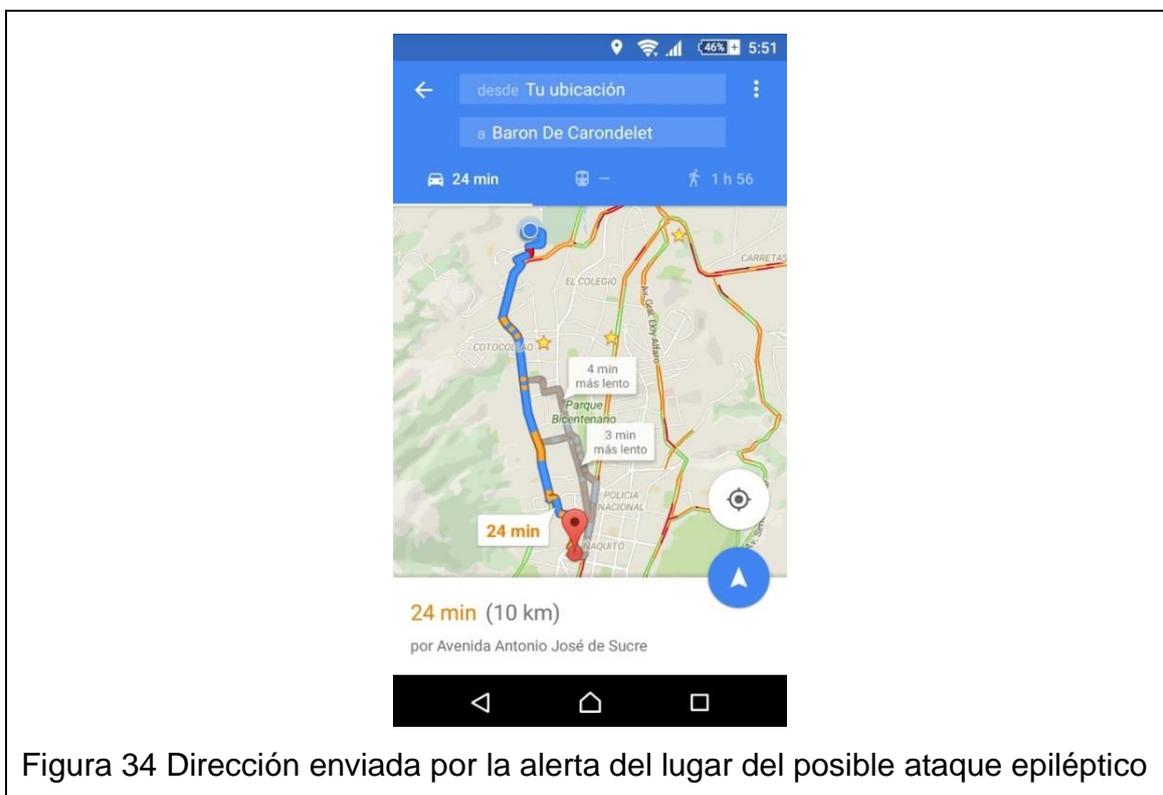


Figura 32. Aplicación móvil funcional

Se ha colocado un botón de “LLAMADA DE EMERGENCIA”, el cual permite realizar una llamada directamente al usuario que recibe los mensajes de alerta y el botón “ENVIAR SMS” para verificar el número telefónico del usuario que recibirá las posibles alertas.

Una vez que se activa la alarma, el teléfono móvil registra el ataque y envía un mensaje de texto con la ubicación del paciente. El mensaje de texto se

caracteriza por enviar un URL (localizador de recursos uniformes) en Google Maps, lo que permite al usuario que recibe el mensaje utilizar la aplicación de mapas para observar la ubicación del paciente.



### 4.3. Pruebas del prototipo

Una vez desarrollado el algoritmo a ser utilizado en el microcontrolador Arduino Nano V3, se verificó el funcionamiento utilizando los datos recolectados al inicio de la investigación, los cuales corresponden a simulaciones de episodios tónico clónico. En la Tabla 11 la simulación de 100 datos obtenidos cada 500 milisegundos para establecer los valores del umbral medidos en (LBS/g).

Tabla 11. Datos obtenidos en la simulación de ataque epiléptico

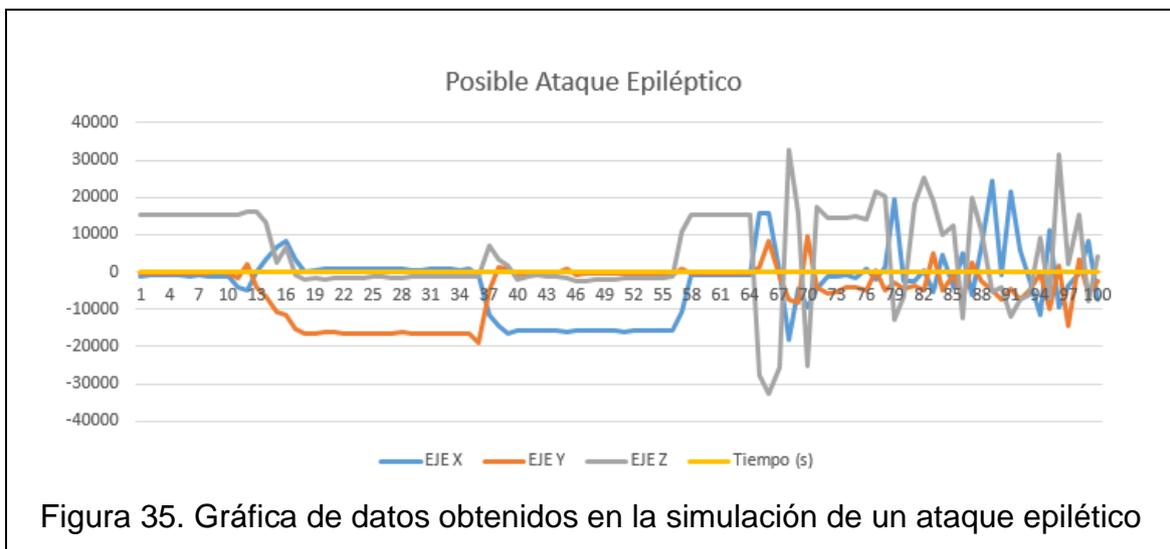
| EJE X | EJE Y  | EJE Z | Tiempo de muestreo(500ms) |
|-------|--------|-------|---------------------------|
| -988  | -220   | 15440 | 1                         |
| -840  | -280   | 15524 | 2                         |
| -960  | -220   | 15456 | 3                         |
| -760  | -276   | 15272 | 4                         |
| -784  | -160   | 15424 | 5                         |
| -1320 | -260   | 15304 | 6                         |
| -828  | -176   | 15564 | 7                         |
| -1032 | -388   | 15408 | 8                         |
| -1032 | -144   | 15336 | 9                         |
| -976  | -268   | 15460 | 10                        |
| -3964 | -1788  | 15192 | 11                        |
| -5100 | 1968   | 16236 | 12                        |
| 208   | -4192  | 16164 | 13                        |
| 3316  | -6560  | 13220 | 14                        |
| 6844  | -10832 | 2684  | 15                        |
| 8168  | -11444 | 6708  | 16                        |
| 3424  | -15308 | -688  | 17                        |
| 112   | -16648 | -1964 | 18                        |
| 488   | -16512 | -1596 | 19                        |
| 1044  | -16256 | -1840 | 20                        |
| 896   | -16268 | -1580 | 21                        |

|        |        |       |    |
|--------|--------|-------|----|
| 1068   | -16356 | -1560 | 22 |
| 768    | -16428 | -1532 | 23 |
| 836    | -16388 | -1404 | 24 |
| 964    | -16388 | -1352 | 25 |
| 908    | -16320 | -1384 | 26 |
| 912    | -16360 | -1496 | 27 |
| 952    | -16248 | -1460 | 28 |
| 656    | -16436 | -1236 | 29 |
| 668    | -16404 | -1136 | 30 |
| 964    | -16308 | -1212 | 31 |
| 948    | -16380 | -1256 | 32 |
| 996    | -16340 | -1044 | 33 |
| 660    | -16504 | -1044 | 34 |
| 752    | -16368 | -996  | 35 |
| -640   | -18844 | -1048 | 36 |
| -11560 | -4840  | 7008  | 37 |
| -14572 | 1344   | 3276  | 38 |
| -16340 | 1020   | 1868  | 39 |
| -15856 | -896   | -1852 | 40 |
| -15684 | -392   | -992  | 41 |
| -15716 | -488   | -952  | 42 |
| -15804 | -372   | -1212 | 43 |
| -15704 | -436   | -1220 | 44 |
| -16048 | 980    | -1648 | 45 |
| -15760 | -836   | -2428 | 46 |
| -15660 | -536   | -2292 | 47 |
| -15820 | -416   | -2092 | 48 |
| -15776 | -400   | -1968 | 49 |
| -15792 | -372   | -1848 | 50 |
| -15880 | -320   | -1612 | 51 |
| -15692 | -392   | -1572 | 52 |
| -15812 | -456   | -1476 | 53 |

|        |       |        |    |
|--------|-------|--------|----|
| -15828 | -448  | -1552  | 54 |
| -15744 | -508  | -1576  | 55 |
| -15640 | -788  | -976   | 56 |
| -10840 | 912   | 10936  | 57 |
| -836   | -200  | 15296  | 58 |
| -816   | -212  | 15468  | 59 |
| -848   | -252  | 15288  | 60 |
| -816   | -228  | 15432  | 61 |
| -720   | -260  | 15524  | 62 |
| -704   | -236  | 15408  | 63 |
| -840   | -260  | 15400  | 64 |
| 15704  | 1344  | -27480 | 65 |
| 15764  | 8520  | -32768 | 66 |
| 56     | -1256 | -25580 | 67 |
| -18288 | -7436 | 32767  | 68 |
| -4304  | -8132 | 15676  | 69 |
| -9432  | 9644  | -25112 | 70 |
| -4488  | -4236 | 17488  | 71 |
| -1108  | -5616 | 14388  | 72 |
| -1084  | -5276 | 14584  | 73 |
| -920   | -4220 | 14732  | 74 |
| -1436  | -4100 | 15060  | 75 |
| 1016   | -5108 | 13956  | 76 |
| -2088  | 596   | 21468  | 77 |
| 1164   | -4940 | 20440  | 78 |
| 19472  | -2788 | -12696 | 79 |
| -2472  | -4684 | -6552  | 80 |
| -2368  | -3660 | 18152  | 81 |
| 488    | -4844 | 25200  | 82 |
| -5160  | 4828  | 19040  | 83 |
| 4580   | -4756 | 9872   | 84 |
| -3948  | -964  | 12480  | 85 |

|        |        |        |     |
|--------|--------|--------|-----|
| 5136   | -7124  | -12276 | 86  |
| -6180  | 2420   | 20088  | 87  |
| 6588   | -2264  | 11376  | 88  |
| 24428  | -5032  | -5120  | 89  |
| -616   | -7312  | -3944  | 90  |
| 21428  | -4428  | -12040 | 91  |
| 5976   | -7584  | -7500  | 92  |
| -1948  | -4860  | -6244  | 93  |
| -11688 | -408   | 9120   | 94  |
| 11212  | -9916  | -7000  | 95  |
| -9648  | 1720   | 31308  | 96  |
| -3812  | -14460 | 2132   | 97  |
| -308   | 3320   | 15320  | 98  |
| 8380   | -5884  | -7612  | 99  |
| -7476  | -2224  | 4348   | 100 |

En la siguiente Figura 36. Se muestra la simulación del ataque epiléptico el cual sucedió al obtener el dato 64.



Tomando en consideración los picos más altos se procedió a realizar la configuración del umbral considerando el cual debe cumplir la condición de alcanzar los valores del umbral por 3 ocasiones.

Tabla 12. Valores considerados como posibles ataques epilépticos

| EJES | VALOR MÁXIMO (LSB/g) | VALOR MÍNIMO (LSB/g) |
|------|----------------------|----------------------|
| X    | +8201                | -4820                |
| Y    | +3710                | -6140                |
| Z    | +14593               | -8588                |

#### 4.4. Pruebas del prototipo en paciente.

Para realizar las pruebas con el paciente que presenta ataques epilépticos convulsivos, se solicitó que utilizará el dispositivo por tres días seguidos en un lapso de 8h00 hasta 17h00 (9 horas de funcionamiento) con un total de 27 horas de funcionamiento. Se establecieron medidas de seguridad para guardar la integridad del paciente.

Se configuró el Arduino Nano con los siguientes parámetros tomando en cuenta las pruebas realizadas anteriormente:

- Alcanzar el umbral de cada uno de los ejes.
- La alerta se activará en la tercera (3) ocasión cuando se alcance los umbrales establecidos.

Tabla 13. Posibles alertas de ataques epilépticos

| HORAS                            | Primer Día   | Segundo Día  | Tercer Día               |
|----------------------------------|--|--|--------------------------|
| 8h00-9h00                        | Alerta reportada (8h43)<br>Alerta reportada (8h55)   | -  | -                        |
| 9h00-10h00                       | -  | -  | Alerta reportada (9h46)  |
| 10h00-11h00                      | -  | Alerta reportada (10h36)                             | -                        |
| 12h00-13h00                      | -  | -  | Alerta reportada (12h27) |
| 14h00-15h00                      | Alerta reportada (14h21)<br>Alerta reportada (14h34) | -  | -                        |
| 15h00-16h00                      | -  | Alerta reportada (15h20)<br>Alerta reportada (15h58) | Alerta reportada (15h30) |
| 16h00-17h00                      | -  | Alerta reportada (16h20)                             | -                        |
| <b>TOTAL DE POSIBLES ALERTAS</b> | 4 Posibles Alertas                                   | 4 Posibles Alertas                                   | 3 Posible Alerta         |

Durante este lapso de prueba con el paciente, se obtuvieron datos positivos y falsos positivos, de los cuales se detalla en las siguientes tablas.

Tabla 14. Posibles alertas de ataques epilépticos positivos

| HORAS                                    | Primer Día   | Segundo Día                 | Tercer Día                  |
|--|--|-----------------------------|-----------------------------|
| <b>8h00-9h00</b>                         | Alerta reportada (8h43)<br>Alerta reportada (8h55) | -                           | -                           |
| <b>9h00-10h00</b>                        | -  | -                           | -                           |
| <b>10h00-11h00</b>                       | -  | Alerta reportada<br>(10h36) | -                           |
| <b>12h00-13h00</b>                       | -  | -                           | -                           |
| <b>14h00-15h00</b>                       | Alerta reportada (14h21)                           | -                           | -                           |
| <b>15h00-16h00</b>                       | -  | Alerta reportada<br>(15h58) | Alerta reportada<br>(15h30) |
| <b>16h00-17h00</b>                       | -  | Alerta reportada<br>(16h20) | -                           |
| <b>TOTAL DE<br/>POSIBLES<br/>ALERTAS</b> | 3 Posibles Alertas                                 | 3 Posibles Alertas          | 1 Posible Alerta            |

Tabla 15. Posibles alertas de ataques epilépticos falsos positivos.

| HORAS                                    | Primer Día                  | Segundo Día                 | Tercer Día                  |
|--|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| <b>8h00-9h00</b>                         | -                           | -                           | -                           |
| <b>9h00-10h00</b>                        | -                           | -                           | Alerta reportada<br>(9h46)  |
| <b>10h00-11h00</b>                       | -                           | -                           | -                           |
| <b>12h00-13h00</b>                       | -                           | -                           | Alerta reportada<br>(12h27) |
| <b>14h00-15h00</b>                       | Alerta reportada<br>(14h34) | -                           | -                           |
| <b>15h00-16h00</b>                       | -                           | Alerta reportada<br>(15h20) | -                           |
| <b>16h00-17h00</b>                       | -                           | -                           | -                           |
| <b>TOTAL DE<br/>FALSOS<br/>POSITIVOS</b> | 1 Posibles Alertas          | 1 Posibles Alertas          | 2 Posible Alerta            |

En total se ha obtenido 11 posibles alertas de ataques epilépticos, de los cuales 4 (36%) son alertas falsos positivos y 7 (64%) son alertas positivas.



#### 4.5. Costo del prototipo

Se detalla en la Tabla 14, los componentes principales para la construcción de prototipo, y en la Tabla 15 el trabajo desarrollado se ha visto reflejado en el costo de ingeniería, lo cual se ha distribuido en mano de obra y horas de trabajo por ser el primer prototipo desarrollado e implementado.

Tabla 16. Costo del prototipo

| Descripción                 | Cantidad | Costo Unitario  | Costo Total     |
|-----------------------------|----------|-----------------|-----------------|
| Arduino Nano V3             | 1        | \$ 20,00        | \$ 20,00        |
| MPU - 6050 Acelerómetro     | 1        | \$ 14,00        | \$ 14,00        |
| Modulo Bluetooth Hc-06      | 1        | \$ 16,00        | \$ 16,00        |
| Batería "Power Case"        | 1        | \$ 35,00        | \$ 35,00        |
| Samsung Galaxy SII mini     |          |                 |                 |
| Cables electrónico (50cm)   | 1        | \$ 0,50         | \$ 0,50         |
| Muñequera de teléfono móvil | 1        | \$ 5,00         | \$ 5,00         |
| <b>Total</b>                | <b>6</b> | <b>\$ 90,50</b> | <b>\$ 90,50</b> |

Tabla 17. Costo de Ingeniería

| Descripción         | Cantidad  | Costo Unitario  | Costo Total        |
|---------------------|-----------|-----------------|--------------------|
| Mano de Obra        | 1         | \$ 20,00        | \$ 20,00           |
| Horas de ingeniería | 40        | \$ 25,00        | \$ 1.000,00        |
| <b>Total</b>        | <b>41</b> | <b>\$ 45,50</b> | <b>\$ 1.020,00</b> |

## 5. Capítulo V. Conclusiones y Recomendaciones

### 5.1. Conclusiones

Los dispositivos de monitoreo han permitido disminuir la brecha entre el análisis de datos y el tiempo de adquisición de estos datos para ser evaluados. Existen en la actualidad muchos equipos móviles que registran las actividades del ser humano, como el movimiento, registro de pasos, el ritmo cardíaco y otras características. Variando tanto en el costo como en las funcionalidades y el uso que se les puede dar a estos dispositivos. Conocidos usualmente como dispositivos Wearebles, han sido de gran aporte para mejorar la calidad de vida del ser humano. Sin embargo, se puede aprovechar de mejor manera las características de estos dispositivos. Es por eso que se presenta un prototipo capaz de alertar posibles ataques epilépticos convulsivos y de esta manera actuar con efectividad ante una situación de emergencia.

Después de haber realizado un exhaustivo estudio sobre el comportamiento de los ataques epilépticos convulsivos, las características del hardware y software del prototipo se complementan y se concluye que los movimientos tónicos-clónicos presentan variaciones dependiendo de la enfermedad del paciente, por lo que el programa diseñado en el dispositivo móvil identifica la existencia de picos en el transcurso del movimiento, el cual se concibe como la variación brusca de la aceleración del prototipo.

La identificación de picos permite ajustar las configuraciones para determinar un posible ataque epiléptico convulsivo, analizando los valores de cada uno de los ejes dentro de un rango de tiempo determinado, de esta manera se establecieron valores de umbral lo que hace de esta aplicación personalizada.

Comparar los valores obtenidos de otros movimientos involuntarios y considerando elementos externos que intervienen en los datos adquiridos por el dispositivo como la posición del prototipo, características de la evolución de

la enfermedad del paciente, y la manipulación del prototipo, es necesario realizar un ajuste continuo de valores de umbral.

## **5.2.Recomendaciones**

Como recomendaciones para el presente proyecto de titulación, el prototipo debe ser ubicado en el antebrazo del paciente, de esta manera el algoritmo podrá identificar de mejor manera los posibles ataques epilépticos. Adicionalmente se puede. Se recomienda verificar que los datos ingresados para el reporte de la alarma sean correctos de esta manera se podrá actuar de manera precisa. Como recomendación a futuro se puede trabajar en asociación con hospitales, clínicas o instituciones especializadas en tratar este tipo de enfermedad con el objetivo de recopilar una mayor cantidad de información para calibrar el dispositivo.

## REFERENCIAS

- Adams, R.D., (2013). Principios de neurología de Adams y Victor. McGraw Hill.
- Vallerejo, F. (1998). Tratamiento de la Epilepsia. Madrid: Editorial Díaz de Santos S.A.
- Pérez, C. Ródenas, J. Sánchez, C. (2007). Aplicaciones de la Ingeniería Electrónica e Informática en medicina. Cuenca: Ediciones de la Universidad de Castilla.
- Kapandji, A.I. (2006). Fisiología Articular Sexta. Madrid: Panamericana. Pág. 159. 83-9835-002-6
- Gschwender.A. (2009). Zigbee Wireless Sensor and Control Network. Estados Unidos: Pearson. ISBN – 13 : 978-0-137-13485-4
- Mercadé, J., Sancho, J., Llerda, Á., González, F., (2012). Guías diagnósticas y terapéuticas de la Sociedad Española de Neurología – Guía oficial de práctica clínica en epilepsia. (1ª, Ed.) Madrid, España: Sociedad española de Neurología.
- Smith, P., (2012). The Causes of Epilepsy: 10<sup>th</sup> European Congress on Epileptology, Teaching Course, (10ª Ed. p.102). Malden, USA: Wiley-Blackwell.
- International Lengua Against Epilepsy. (2009) Terminología y conceptos revisados para la Organización de crisis y epilepsia: Informe de la comisión de la ILAE sobre Clasificación y Terminología. Recuperado el 29 de junio de 2014 de <http://www.ilae.org/Commission/Class/documents/Spanish-Berg2010.pdf>
- Taboadela, Claudio (2007). Goniometría. Scribd. Recuperado el 29 de junio de 2014 <http://es.scribd.com/doc/27427822/Goniometría>
- Martinez Humberto (2013). Análisis mediante sensores de movimiento. Universidad de Murcia. Recuperado el 29 de junio de 2014 <http://ants.inf.um.es/~humberto/asignaturas/08ef/temas/tema3.pdf>
- Fernandez, Juana. (2008) Sensor medidor de Aceleración. Biblioteca Universidad de Sevilla e-Reading. Recuperado el 29 de junio de 2014

- <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/11638/fichero/Capitulo+4.pdf>
- Gómez, J., (2011). Nueva clasificación de la epilepsia de la Liga Internacional contra la Epilepsia (ILAE): ¿un paso en dirección equivocada?. Recuperado el 25 de julio de 2014 <http://www.neurologia.com/pdf/Web/5209/bf090541.pdf>
- Rios, Wilson. (2010). La propiedad Inmaterial. Recuperado el 29 de junio de 2014 de <http://revistas.uexternando.edu.php/article/view/3003/2647>.
- Capaceti, Jorge Rubi. Periféricos para Interacción. Innova Tecno. Recuperado el 29 de junio de 2014 de <http://www.innovatecno.com/presentacion.php>.
- Arduino. "Arduino Nano V3 Datasheet", (2012) Recuperado el 3 marzo de 2015 de <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardNano>
- "Azima, DLI., (s.f) The Accelerometer. Recuperado el 3 de marzo de 2015 de <http://azimadli.com/vibman/theaccelerometer.htm>
- Measurement. (s.f) Measurement Specialties, Micro-ElectroMechanical System (MEMS). Recueperado el 5 de marzo de 2015 de [http://www.sensores-de-medida.es/uploads/acelerometros\\_dc\\_mems\\_r.pdf](http://www.sensores-de-medida.es/uploads/acelerometros_dc_mems_r.pdf)
- IvenSense. DataSheet. IvenSense MPU-6050. (s.f.) Recuperado el 10 de marzo de 2015 de <http://www.invensense.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/>
- Guangzhuo HC Information Technology Co. (s.f) HC Serial Bluetooth Prodcuts. Recuperado de 11 de marzo de 2015 de [http://www.tec.reutlingen-university.de/uploads/media/DatenblattHC-05\\_BT-Modul.pdf](http://www.tec.reutlingen-university.de/uploads/media/DatenblattHC-05_BT-Modul.pdf)
- Kimel, P., (2006). Manual de UML. México: Mc Graw Hill.

## **ANEXOS**

## ANEXO 1 Programación Arduino Nano – Recuperación de Datos

```
#include "Wire.h"
#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050.h"
MPU6050 accelgyro;

int16_t ax, ay, az;
int16_t gx, gy, gz;
int vmax=205;
int vmin=60;
int time=3;
int cx=0;
int cy=0;
int cz=0;
#define LED_PIN 13
bool blinkState = false;
int ROW;

void setup() {

    Wire.begin();
    Serial.begin(9600);
    accelgyro.initialize();
    pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
    Serial.println("CLEARDATA");
    Serial.println("ValX,Valy,Valz,Row");

void loop() {
    accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
    int x=ax;
    int y=ay;
    int z=az;
    ROW++;

    Serial.print(x);
    Serial.print(",");
    Serial.print(y);
    Serial.print(",");
    Serial.print(z);
    Serial.print(",");
    Serial.println(ROW);

    if (ROW > 100)
    {
        ROW = 0;
        Serial.println("ROW,SET,2");
    }
    blinkState = !blinkState;
    digitalWrite(LED_PIN, blinkState);
    delay(1000);
}
```

## ANEXO 2 Programación Arduino Nano – Detector de posibles ataques convulsivos

```
#include <I2Cdev.h>
#include <MPU6050.h>
#include "Wire.h"
#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050.h"
MPU6050 accelgyro;

int16_t ax, ay, az;
int16_t gx, gy, gz;
//Valores máximos y mínimos
int vmax_x=8201;
int vmin_x=(-4820);
int vmax_y=3710;
int vmin_y=(-6140);
int vmax_z=14593;
int vmin_z=(-8588);

int time=3;
int cx=0;
int cy=0;
int cz=0;
#define LED_PIN 13
bool blinkState = false;

void setup() {

    Wire.begin();
    Serial.begin(9600);
    accelgyro.initialize();
    pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
}
```

```

void loop() {
    digitalWrite(LED_PIN, LOW);
    accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
    int x=ax;
    int y=ay;
    int z=az;
    Serial.print("Conectado");
    if((x>vmax_x) || (x<vmin_x)) {
        digitalWrite(LED_PIN, HIGH);
        cx++;
    }else{
        cx=0;
    }

    if((y>vmax_y) || (y<vmin_y)) {
        digitalWrite(LED_PIN, HIGH);
        cy++;
    }else{
        cy=0;
    }

    if((z>vmax_z) || (z<vmin_y)) {
        digitalWrite(LED_PIN, HIGH);
        cz++;
    }else{
        cz=0;
    }

    if((cx>time) && (cy>time) && (cz>time)) {
        Serial.print("A");
    }
    delay(1000);
    delay(500);
}

```

