



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**TESIS PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERÍA EN
ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES**

**AUTORES: CRESPO LEMACHE, DORIS ABIGAIL
PAREDES JARA, ESTEFANÍA ELIZABETH**

**TEMA: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA
MONITOREO DE CONVULSIONES TÓNICO CLÓNICAS EN PACIENTES
CON EPILEPSIA**

**DIRECTOR: ING. FABIAN SAENZ
CODIRECTOR: ING. PAUL BERNAL**

SANGOLQUÍ, 25 FEBRERO 2014

Declaración de Responsabilidad

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

DORIS ABIGAIL CRESPO LEMACHE Y
ESTEFANÍA ELIZABETH PAREDES JARA

DECLARAMOS QUE:

El proyecto de grado denominado “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA MONITOREO DE CONVULSIONES TÓNICO CLÓNICAS EN PACIENTES CON EPILEPSIA”, ha sido desarrollado en base a una investigación exhaustiva, respetando derechos intelectuales de terceros, conforme las citas que constan al pie, de las páginas correspondientes, cuyas fuentes se incorporan en la bibliografía.

Consecuentemente este trabajo es de nuestra autoría.

En virtud de esta declaración, nos responsabilizamos del contenido, veracidad y alcance científico del proyecto de grado en mención.

Sangolquí, 25 de febrero del 2014.

Doris Abigail Crespo Lemache

Estefanía Elizabeth Paredes Jara

Autorización de publicación

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

AUTORIZACIÓN

DORIS ABIGAIL CRESPO LEMACHE Y
ESTEFANÍA ELIZABETH PAREDES JARA

Autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE la publicación, en la biblioteca virtual de la Institución del trabajo “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA MONITOREO DE CONVULSIONES TÓNICO CLÓNICAS EN PACIENTES CON EPILEPSIA”, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría

Sangolquí, 25 de febrero del 2014.

Doris Abigail Crespo Lemache

Estefanía Elizabeth Paredes Jara

Certificado de tutoría

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

CERTIFICADO

Ing. Fabián Saenz

Ing. Paul Bernal

CERTIFICAN

Que el trabajo titulado “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA MONITOREO DE CONVULSIONES TÓNICO CLÓNICAS EN PACIENTES CON EPILEPSIA”, realizado por Doris Abigail Crespo Lemache y Estefanía Elizabeth Paredes Jara, ha sido guiado y revisado periódicamente y cumple normas estatutarias establecidas por la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE en su reglamento.

Debido a que se trata de un trabajo de investigación recomiendan su publicación.

Sangolquí, 25 de febrero del 2014.

Ing. Fabián Sáenz

DIRECTOR

Ing. Paul Bernal

CODIRECTOR

DEDICATORIA

Con todo cariño y amor para las personas que han sabido guiarme, comprenderme y apoyarme incondicionalmente en este caminar, por motivarme y darme la mano cuando sentía que el camino se terminaba, porque este logro es tan mío como suyo

Mis queridos padres.

Doris A. Crespo Lemche

El presente proyecto de grado se lo dedico a mis padres, pilares fundamentales en mi educación y crecimiento, cuyo apoyo constante me permitió culminar esta carrera exitosamente y a la vez me incentivan a continuar superándome.

Estefanía E. Paredes Jara

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por haberme dado la salud, sabiduría y fortaleza a lo largo de este trayecto, por ser el quien destinó en mi vida a personas maravillosas.

A mi familia en especial a mis padres Dori, Humberto y mi hermano Joel, por haberme sabido comprender y apoyar en esta aventura de sacrificio y constancia.

A mis compañeros y amigos, con los que hemos compartido incondicionalmente este ciclo, porque me permitieron entrar en su vida durante este tiempo de convivir, eternamente gracias porque sin ustedes este triunfo no fuera posible hoy.

A mi querida Universidad y sus docentes, por que me han enseñado a ser una persona de bien, con conocimientos y valores firmes, en especial a los tutores del presente proyecto, por su constancia, tiempo y guía.

Doris A. Crespo Lemache

Deseo agradecer en primer lugar a Dios por haberme destinado a una familia llena de valores, en donde he sido realmente bendecida y me han enseñado siempre a plantearme nuevas metas. Agradezco a mis padres por darme la educación y permitirme culminar mi carrera en esta prestigiosa universidad.

Deseo agradecer a esta institución, en donde no solo he adquirido sólidos conocimientos sino también amistades invaluable. A Doris, Lili y Salo por su constante compañía y apoyo y a Fabo por enseñarme a sonreír en todo momento.

Finalmente agradezco al Ing. Saenz e Ing. Bernal por su guía constante en la realización de este trabajo.

Estefanía E. Paredes Jara

ÍNDICE GENERAL

DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	v
ÍNDICE GENERAL	vi
ÍNDICE DE TABLAS	ix
ÍNDICE DE FIGURAS	x
RESUMEN	xii
ABSTRACT	xiii
1 INTRODUCCIÓN	1
1.1 Antecedentes	1
1.2 Justificación e Importancia	3
1.3 Alcance del Proyecto	4
1.4 Objetivos	5
1.4.1 General	5
1.4.2 Específicos	5
2 MARCO TEÓRICO	7
2.1 Epilepsia	7

2.1.1	Epidemiología	8
2.1.2	Clasificación de las crisis y síndromes epilépticos	8
2.1.3	Crisis generalizadas	12
2.2	Teléfonos móviles inteligentes	14
2.2.1	Acelerómetro	15
2.2.2	Sistemas operativos	17
2.2.3	Plataforma Android	18
3	ESTUDIO DE PARÁMETROS	27
3.1	Algoritmos Matemáticos	27
3.1.1	Z-Thresh	27
3.1.2	Z-Diff	28
3.2	Procesamiento de Señal	29
3.2.1	Adquisición de datos	30
3.2.2	Pre procesamiento de datos	30
3.2.3	Reducción de ruido	32
3.3	Caracterización de la señal	38
3.3.1	Varianza y desviación estándar	42
4	DISEÑO Y DESARROLLO DEL SISTEMA	45
4.1	Arquitectura del sistema	45
4.1.1	Actores del sistema	46
4.1.2	Requerimientos del sistema	47
4.1.3	Herramientas y recursos del sistema	48
4.2	Desarrollo de aplicación	56
4.2.1	Ingreso e inicio de aplicación	56
4.2.2	Detección de crisis convulsiva	58
4.2.3	Almacenamiento de datos y conexión al Servidor Web	59

4.2.4	Interfaz de usuario de la aplicación	60
4.3	Desarrollo de la aplicación web para servidor	62
5	PRUEBAS DEL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA	65
5.1	Establecimiento de valores de umbral	68
5.2	Funcionamiento de la aplicación en el dispositivo móvil	73
5.3	Funcionamiento del Servidor	74
	CONCLUSIONES	75
	BIBLIOGRAFÍA	77
A	Media aritmética, varianza y desviación estándar	79
B	Código Android	83

ÍNDICE DE TABLAS

1	Tasa de incidencia y tasa de prevalencia de la Epilepsia	8
2	<i>Worldwide Smartphone Sales to End Users by Operating System in IQ13</i>	18
3	Aplicación de Z-Diff en detección de convulsiones	29
4	Modo para la velocidad de toma de datos	30
5	Efecto constante de suavizamiento	34
6	Medidas de dispersión de la señal	43
7	Energía y potencia de señal	44
8	Requerimientos funcionales del sistema	47
9	Requerimientos no funcionales del sistema	48
10	Relaciones entre Clases y Bases de Datos sugeridas por la técnica de ORM	55
11	Información enviada automáticamente por la aplicación	60
12	Datos del paciente 1	66
13	Número de muestras analizadas	68
14	Valores umbral de un movimiento convulsivo	69
15	Identificación de convulsión	70
16	Identificación de convulsión	73
17	Pruebas en plataforma Android	74
18	Pruebas de conexión con el servidor	74

ÍNDICE DE FIGURAS

1	Incidencia específica de edad de la epilepsia.	3
2	Coordenadas en un dispositivo Android	17
3	T-Mobile G1, primer teléfono con sistema operativo Android	20
4	Estados y métodos ejecutados en el proceso de una aplicación	23
5	Ejemplo de árbol binario rojo-negro	25
6	Datos de aceleración en los ejes [x,y,z]	31
7	Magnitud de aceleración	32
8	Señal original Vs Señal suavizada	38
9	Densidad de Potencia Espectral	39
10	Señal en ausencia de movimiento	40
11	Señal en caso de evento: convulsión	41
12	Señal en caso de actividades normales	42
13	Funcionamiento del sistema	46
14	Ejemplo de objeto JSON	52
15	Diagrama de la relación entre el Modelo, la Vista y el Controlador	53
16	Conversión de datos utilizando ORM	55
17	Etapa de ingreso e inicio de aplicación	57
18	Configuración de aplicación	57
19	Etapa de detección de convulsión	59

20	Etapa de almacenamiento y conexión al servidor web	60
21	Interfaz de aplicación del dispositivo móvil	61
22	Proceso de acceso al servidor web	62
23	Base de datos	63
24	Página principal	63
25	Registro de pacientes en página web	64
26	Registro de pacientes en página web	64
27	Media aritmética de datos de convulsiones epilépticas	71
28	Varianza de datos de convulsiones epilépticas	72
29	Desviación estándar de datos de convulsiones epilépticas	72

RESUMEN

En el presente proyecto se desarrolló un sistema de monitoreo de convulsiones tónico clónicas para pacientes con Epilepsia. El mismo está conformado por una aplicación realizada bajo la plataforma Android y un servidor web. La aplicación monitorea el movimiento de los pacientes, mediante la utilización del acelerómetro, sensor con el cual cuentan los teléfonos inteligentes. Inicialmente se recopilaron los datos correspondientes a movimientos naturales (correr, caminar, saltar, etc) y convulsivos del paciente. Con esta información se obtuvieron los datos característicos de una crisis convulsiva como son: duración, frecuencia, tendencia del movimiento, valores de umbral, media aritmética, varianza y desviación estándar; se desarrolló un algoritmo matemático que diferenció el movimiento de una convulsión del movimiento natural del paciente. La aplicación está en la capacidad de emitir una alarma en el momento de la convulsión y enviar la posición GPS del paciente a un número telefónico predefinido, otra de sus funciones es enviar la información de: identificación de usuario, duración, fecha y hora de la convulsión al servidor web; esta información es visualizada por el médico tratante para poder así determinar la evolución del paciente.

Palabras clave: epilepsia, convulsión, monitoreo, Android, sistema

ABSTRACT

In this thesis project a tonic-clonic seizure monitoring system was designed and developed. The components of this system include an Android application, a Web application and a database hosted on a central server. The Android application employs the accelerometer in Smartphones to monitor the patient movement. Initially data corresponding to normal movements (such as walk, run and jump) and seizure's movement were collected. In order to obtain specific parameters of duration, frequency, movement tendency, threshold values, mean, variance and standard deviation of a seizure this information was analyzed. Therefore a mathematic algorithm which detects a seizure movement was developed and implemented on the smartphone. The Android application set off an alarm when a seizure occurs; it also sends a text message which informs of the patient GPS location to a configured cellular phone number. Finally it sends the following information to the web server: user id, duration, date and hour of the seizure; this information is available to the doctor, who can determine the disease evolution.

Key words: epilepsy, seizure, monitoring, Android, system

CAPITULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1 Antecedentes

El establecimiento y evolución de las denominadas “Tecnologías de la Información y la Comunicación (TIC’S)”, está produciendo cambios insospechados dentro de la sociedad, estas han generado la necesidad y exigencia de los usuarios, mismos que demandan servicios rápidos, escalables y de bajos costos para ser aplicados en sus áreas de desarrollo profesional y personal. Dentro de este contexto se observa como la revolución de la comunicación móvil irrumpe en el mercado.

Un dispositivo inteligente sin aplicaciones móviles es un aparato obsoleto. Pero un teléfono inteligente o una tableta llena de servicios de bajo uso también puede convertirse en un equipo poco útil. Diego Apolo, consultor en tecnología y catedrático de la Universidad Tecnológica Equinoccial, sostiene que la subutilización de las aplicaciones en el Ecuador se debe a la cultura de desconocimiento del país (Valencia, 2013). Los teléfonos inteligentes tienen suficiente capacidad para ejecutar aplicaciones complejas, característica que debe ser aprovechada al máximo en busca de aplicaciones que no sean atractivas al usuario por moda o tendencia, sino por un rendimiento eficaz en pro de mejorar su productividad y calidad de vida.

La plataforma de soporte para equipos móviles creada en la versión 2.6 del kernel de Linux, Android, se estrenó el 5 de diciembre del 2007 durante la inauguración de la “*Open Handset Alliance*”. Desde entonces el avance de Android ha sido ascendente y acelerado por lo que hoy es uno de los sistemas operativos para móviles más usados del mundo (Commons, 2013), esta es una de las razones por la que la mencionada plataforma será utilizada para propósitos del presente proyecto.

Por otro lado, cabe denotar que dispositivos de última generación que monitorean el organismo y asisten al usuario destacaron en la mayor feria tecnológica del mundo, esto según la consultora Forrester, se debe a que el mercado de la tecnología relacionada con la salud, superó los 10 mil millones de dólares en el 2013 (Pesantez, 2013). Por la tendencia antes mencionada el actual proyecto desarrollará un software dirigido a personas que sufren un trastorno neurológico crónico como es la epilepsia.

La epilepsia constituye el trastorno neurológico más común en el mundo, supera a una enfermedad tan conocida como el Parkinson. Se estima que la padecen 50 millones de personas, de las cuales cerca de 5 millones viven en Latinoamérica y el Caribe, pero como refleja el informe emitido por la Liga Internacional contra la Epilepsia (ILAE), un 60% de los mismos no está diagnosticado o no tienen acceso a los servicios y tratamientos apropiados. Estas cifras muestran claramente que nos encontramos ante un problema de salud pública de primer orden.

La incidencia de la epilepsia en Latinoamérica y el Caribe es mayor que la existente en los países desarrollados, situación que se hace evidente en la Figura 1, la cual es una comparación de la incidencia por edades de la epilepsia, elaborado con los datos de Rochester EUA, El Salvador, Chile y *Community Management of Epilepsy*, Ecuador (OMS, 2011). Adicionalmente se puede apreciar que los picos de incidencia de la epilepsia son en las décadas 2 y 5.

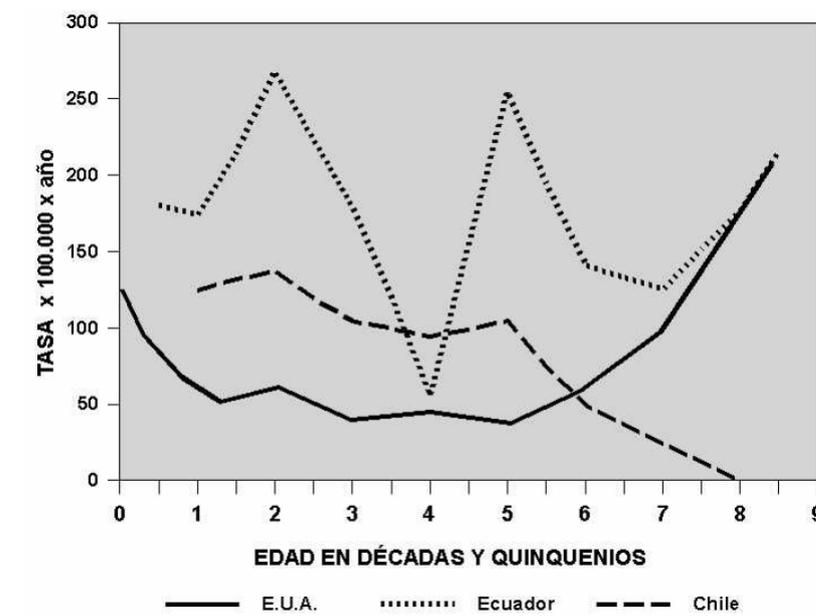


Figura 1: Incidencia específica de edad de la epilepsia.

1.2 Justificación e Importancia

Actualmente debido a los avances tecnológicos existen nuevos métodos de asesoría y ayuda a pacientes que han sido diagnosticados de diferentes patologías, buscando como fin mejorar su calidad de vida.

En particular la epilepsia requiere que los pacientes mantengan un control del progreso y evolución de las crisis propias de dicha enfermedad; es de extrema utilidad que este proceso se realice de forma automática, y se caracterice por ser exacto y preciso tal como lo indicó el Doctor Neurólogo Galo Pesantez, Director del Centro Nacional de Epilepsia del Ecuador, ya que el médico tratante basándose en esta información podrá realizar una dosificación y diagnóstico apropiados de acuerdo al tipo de crisis que ha presentado el paciente.

Por otro lado es importante que el paciente reciba ayuda al momento de sufrir una

crisis epiléptica, y que sus familiares tengan conocimiento de este suceso; por esto y lo antes mencionado es relevante el diseño de un sistema veraz y oportuno, el cual deberá estar basado en un modelo matemático óptimo que será seleccionado después de un análisis de las distintas técnicas de procesamiento digital de señales existentes.

1.3 Alcance del Proyecto

La aplicación a desarrollarse realizará un monitoreo de convulsiones tónico-clónicas, tal que almacene la fecha, hora y duración aproximada de la crisis, para que posteriormente esta información sea enviada a un servidor a la que el médico tratante accederá con mayor facilidad. Dicho monitoreo se realizará mediante el manejo del acelerómetro, sensor con el que cuentan determinados teléfonos móviles, el cual detecta el movimiento y giro del dispositivo.

La aplicación contará con una alarma que se emitirá de manera automática desde el teléfono del paciente, con el objetivo de que las personas a su alrededor le brinden la ayuda pertinente; además se enviará un mensaje de texto a números telefónicos que pueden configurarse mediante el mismo software, con la posición GPS del paciente.

Se iniciará con un estudio de parámetros característicos de las convulsiones tónico-clónicas a fin de que sean utilizados posteriormente para la correcta diferenciación entre un movimiento natural, entendiéndose por natural a una actividad diaria como caminar o correr, y un movimiento brusco producido por una crisis convulsiva.

A continuación se analizarán varios algoritmos matemáticos posibles a emplearse para el procesamiento de las señales emitidas por el acelerómetro. Para esto se considerarán parámetros como el costo computacional, precisión y exactitud de los modelos, los cuales permitirán definir el algoritmo matemático óptimo a implementarse.

Posteriormente se diseñará el servidor web a utilizar, mismo que contemplará las siguientes características:

- Cuentas para cada paciente.
- La información será actualizada de manera automática, cada vez que los dispositivos finales envíen información.
- Permitirá visualizar de forma gráfica la evolución de las crisis epilépticas presentadas por cada paciente.
- Empleo de una base de datos para el registro de información.
- La interfaz será de fácil utilización y amigable con el usuario.

Finalmente se realizarán pruebas de concepto a fin de evaluar eficacia y utilidad de la aplicación para ajustes posteriores de la misma. En caso de ser necesario se diseñará una protección adecuada para el dispositivo.

1.4 Objetivos

1.4.1 General

- Desarrollar e implementar un sistema de monitoreo de convulsiones tónico-clónicas para pacientes con epilepsia.

1.4.2 Específicos

- Realizar un estudio de la epilepsia abordando principalmente las características propias de las convulsiones tónico-clónicas y establecer los requerimientos de la aplicación.
- Analizar las propiedades y potencialidades de la plataforma Android.

- Estudiar y determinar un modelo matemático óptimo que permita diferenciar entre un movimiento natural y uno brusco provocado por una convulsión epiléptica.
- Diseñar el sistema para el monitoreo de convulsiones tónico-clónicas.
- Desarrollar la aplicación del servidor para el registro y visualización de los datos, así como también la aplicación para el dispositivo móvil.
- Evaluar el funcionamiento del sistema de monitorización.

CAPITULO 2

MARCO TEÓRICO

2.1 Epilepsia

La epilepsia fue definida en 1970 por el eminente neurólogo inglés Hughlings Jackson, como un trastorno intermitente del sistema nervioso causado por una descarga excesiva y desordenada del tejido nervioso cerebral sobre los músculos.

La epilepsia no es una entidad única en sí, sino que presenta trastornos diferentes bien definidos que se manifiestan en la existencia de crisis epilépticas o convulsiones, los cuales pueden ser: pérdida instantánea del conocimiento, alteraciones de la percepción, trastorno de la función psíquica, movimientos convulsivos (paroxismo intenso de contracciones musculares repetitivas involuntarias), alteración en las sensaciones o alguna combinación de estos fenómenos.

La presencia de una crisis convulsiva indica que existe afectación en la corteza cerebral y en caso de repetición cada varios minutos pueden poner en peligro la vida del paciente. Las crisis pueden tener distintas causas como una alteración metabólica aguda, infección o traumatismo craneal o consecuencia de una lesión cerebral anterior, sin embargo en la mayoría de casos no se puede determinar el motivo de la crisis.

2.1.1 Epidemiología

Esta enfermedad es bastante frecuente, no obstante, definir su tasa de incidencia resulta confuso debido a los distintos criterios de exclusión, métodos de determinación de los casos y diferencias regionales. Aún así se definen las tasas de incidencia y prevalencia como lo muestra la Ttabla 1.

Tabla 1: Tasa de incidencia y tasa de prevalencia de la Epilepsia

	Tasa de incidencia	Tasa de prevalencia
Países desarrollados	40-70 por 100000	4-10 por 10000
Países en vías de desarrollo	100-190 por 100000	57 por 10000

Claramente la mayor incidencia y prevalencia se presenta en países en vías de desarrollo, esto se debe a diversos factores como: malas condiciones de salud, lesiones al nacer, altos niveles en consumo de alcohol y abuso de sustancias, los cuales contribuyen indirectamente a la incidencia de la epilepsia.

En cuanto a la edad de incidencia, esta es mayor para los infantes menores de un año, con un descenso posterior durante la infancia y disminuyendo su probabilidad entre los 20 y 30 años de edad.

2.1.2 Clasificación de las crisis y síndromes epilépticos

Las convulsiones son manifestaciones clínicas de la epilepsia, se clasifican de diversas maneras. La primera conocida como "Clasificación internacional de convulsiones epilépticas", fue propuesta por Gastaut en 1970, la cual ha sido modificada en varias ocasiones por la Comisión de clasificación y terminología de la "Liga Internacional contra la Epilepsia" (ILAE).

La clasificación antes mencionada, está basada en la forma clínica de las crisis

convulsivas y sus aspectos electroencefalográficos EEG, a continuación se muestra la última versión publicada en el año 2010. (ILAE, 2010)

CLASIFICACIÓN DE LAS CRISIS EPILÉPTICAS DE LA ILAE:

- **Crisis parciales**

- **Simples**

- * Con síntomas somatosensoriales o sensoriales especiales
- * Con síntomas autónomos
- * Psíquica

- **Complejas**

- * Inician como crisis parciales simples seguido de alteraciones de la conciencia
- * Sin otras manifestaciones
- * Con manifestaciones de crisis parciales simples
- * Con automatismos

- **Con alteración de la conciencia al inicio**

- * Con manifestaciones de crisis parciales simples
- * Con automatismos

- **Crisis parciales que evolucionan a crisis secundariamente generalizadas**

- * Crisis parciales simples que evolucionan a crisis generalizadas
- * Crisis parciales complejas que evolucionan a crisis generalizadas
- * Crisis parciales simples que evolucionan a crisis parciales complejas y a crisis generalizadas

- **Crisis generalizadas**

- Crisis de ausencia
 - * Crisis de ausencia
 - * Crisis de ausencia atípicas
- Crisis mioclónicas
- Crisis clónicas
- Crisis tónicas
- Crisis tonico-clónicas
- Crisis atónicas
 - * Crisis de ausencia atípicas

- **Crisis epilépticas no clasificadas**

Se debe recalcar que no todos las crisis epilépticas se ajustan claramente a la división básica entre crisis parciales o generalizadas, además varios individuos tienen múltiples tipos de crisis. Con frecuencia estos no se producen aleatoriamente, sino que dependiendo de la condición del paciente pueden evolucionar a otra patología. Por este motivo se presenta una segunda clasificación, que corresponde a la Clasificación de las epilepsias y síndromes epilépticos de la ILAE.

- **Epilepsias y síndromes relacionados con la ubicación**

- Idiopáticas
 - * Epilepsia benigna de la infancia con puntas centrotemporales
 - * Epilepsia infantil con paroxismos occipitales
- Sintomáticas

- **Epilepsias y síndromes generalizados**

- Idiopáticas

- * Convulsiones neonatales familiares benignas
- * Convulsiones neonatales benignas
- * Epilepsia mioclónica benigna de la infancia
- * Epilepsia infantil con ausencias
- * Epilepsia juvenil con ausencias
- * Epilepsia mioclónica juvenil
- * Epilepsia con crisis de gran mal del despertar
- Idiopáticas y/o sintomáticas
 - * Síndrome de West
 - * Síndrome de Lennox-Gastaut
 - * Epilepsia con crisis mioclónicas-astáticas
 - * Epilepsia con ausencias mioclónicas
- Sintomáticas
 - * Causa no específica
 - * Síndromes específicos
- **Epilepsias y síndromes indeterminados**
 - Con crisis generalizadas y focales
 - * Crisis neonatales
 - * Epilepsia mioclónica grave de la infancia
 - * Epilepsia con puntas-ondas continuas durante el sueño de ondas lentas
 - * Afasia epilética adquirida
 - Sin características focales o generalizadas inequívocas
- **Síndromes especiales**
 - Convulsiones febriles

- Episodios epilécticos aislados
- Crisis relacionadas con otras situaciones identificables

Para una correcta determinación y diagnóstico de las crisis se debe tomar especial atención a las características sutiles que esta presenta, por medio de las cuales se puede localizar su origen y por lo tanto establecer el síndrome específico al cual corresponde. A continuación se detallarán las características de las crisis generalizadas las cuales son objeto de análisis en el presente proyecto.

2.1.3 Crisis generalizadas

Previamente se tomaba este término para episodios caracterizados por convulsiones en todo el cuerpo, más adelante gracias al avance de la tecnología y el acceso a la misma se ha diferenciado aquellas crisis originadas de aquellas sintomáticas, por ejemplo existen crisis mioclónicas que se producen con crisis generalizadas idiopáticas.

2.1.3.1 Crisis tónico clónicas generalizadas

Es una de las más frecuentes, se conocía como crisis del gran mal. La manifestación clínica en estas crisis se dividen en cinco fases, no todas se presentan necesariamente en todos los pacientes.

Fase de premonición: se caracteriza por una sensación de inminencia de la crisis, el paciente puede sentirse apático, deprimido, irritable, o muy rara vez extasiado. Además pueden presentarse pequeñas sacudidas mioclónicas del tronco o extremidades, lo cual anuncia que más adelante en el día se presentará una crisis.

Fase pretonicoclónica inmediata: se producen algunos espasmos mioclónicos o breves crisis clónicas, con crisis generalizadas primarias o en transición de otro tipo

de crisis. Dependiendo del paciente pueden darse movimientos oculares bruscos y desviación de cabeza.

Fase tónica: corresponde a una contracción tónica súbita de la musculatura axial, junto con desviación ocular hacia arriba y dilatación pupilar. A continuación se produce una contracción tónica de los miembros. La respiración se interrumpe, la piel y mucosas se tornan cianóticas debido a que los músculos respiratorios se encuentran en un espasmo tónico. Se pueden dar lesiones en la boca debido a contractura de los músculos mandibulares. Esta puede durar de 10 a 20 segundos.(Adams, 2013)

Fase clónica: la actividad clónica inicia gradualmente, con una frecuencia relativamente rápida de 8 Hz por segundo, a continuación esta aumenta de amplitud y disminuye su frecuencia llegando a 4 Hz, con una duración de aproximadamente 30 segundos. Finalmente las contracciones clónicas se interrumpen hasta su cese con una relajación de todos los músculos. Puede producirse por lo tanto incontinencia de orina y a veces de heces.

Fase postictal: el paciente se encuentra completamente relajado y quieto, las pupilas comienzan a contraerse ante el contacto con la luz y la respiración se normaliza. Este puede durar algunos minutos, tras los cuales el individuo abre los ojos y empieza a mirar a su alrededor, se siente aturdido, confuso y agitado. Cuando el paciente no se duerme permanece en un estado letárgico. Se pueden dar cefaleas generalizadas y mialgias.

Una vez que el paciente se recupera no recuerda ninguna parte de la crisis, pero los músculos adoloridos y factores externos le indican que algo ocurrió. En caso de que las contracciones hayan sido intensas pueden ocasionar aplastamiento de un cuerpo vertebral o una lesión seria como fracturas, hematoma o una quemadura durante una caída.

Estas convulsiones se dan de manera aislada o en su defecto en grupos de dos o tres, se presentan tanto cuando el paciente está dormido como cuando está despierto o activo. El estado epiléptico convulsivo se da cuando un paciente sufre una serie prolongada de crisis sin recuperar por completo el estado de conciencia, y requiere atención inmediata.

Se puede observar la evolución de una crisis al apreciar el patrón electroencefalográfico presentado durante la misma. La primera fase presenta descargas de punta-onda que duran unos segundos, seguidas por alrededor de 10 segundos de espigas de 10 Hz. En la fase tónica se observa una actividad difusa de bajo voltaje a 20-40 Hz. Durante la fase clónica las puntas o espigas se mezclan con ondas lentas llegando a patrones de polipunta-onda. Cuando los movimientos se interrumpen el EEG es casi plano y finalmente las ondas cerebrales readaptan su patrón previo a la crisis al suprimir la actividad difusa u ondas delta de bajo voltaje. (Adams, 2013)

2.2 Teléfonos móviles inteligentes

Actualmente se ha establecido a la movilidad como una característica fundamental e indispensable dentro de las comunicaciones, en este contexto los teléfonos inteligentes se presentan como el nuevo motor de la sociedad de la información, convirtiendo así a la telefonía móvil en la tecnología de más rápido desarrollo de la historia, según un estudio de la Unión Internacional de Telecomunicaciones (UIT).

A pesar del gran desarrollo de la movilidad y de que ésta es parte indispensable para la vida diaria, sigue sorprendiendo las grandes posibilidades que se generan ante el desarrollo de nuevos dispositivos terminales que por sus diseños y reducción de costos son atractivos para los usuarios.

Según Gartner, Inc. en el primer trimestre de 2013, los teléfonos móviles inteligentes representaron el 49,3 % de las ventas de teléfonos móviles en todo el mundo, esto se debe en gran parte a los avances en el diseño y fabricación de los chips así como a la reducción de costos de los dispositivos contribuyendo a su alto crecimiento en el mercado mundial (Gartner, 2013).

Un teléfono inteligente representa una evolución de un teléfono móvil tradicional, esto significa que además de ofrecer comunicación telefónica, cuenta con otros servicios adicionales como almacenamiento de datos, conexión a internet mediante Wi-Fi, pantalla táctil, acelerómetro, posicionador geográfico, teclado QWERTY y tiendas de aplicaciones multimedia, permitiendo el acceso a toda la información disponible cuando, donde y como lo requiera el usuario.

2.2.1 Acelerómetro

El acelerómetro junto con el GPS y las pantallas táctiles, lideran en el actual mundo de los teléfonos inteligentes, al punto que es poco común que un teléfono de gama alta no lo incorpore.

A continuación se explicará que son exactamente estas invisibles piezas de hardware y como funcionan.

En términos de hardware, los acelerómetros pertenecen a la categoría de los MEMS (*Micro Electro-Mechanical Systems*), un tipo de dispositivos electromecánicos contruidos generalmente a base de silicio policristalino modelado y que se miden en micrómetros.

Su arquitectura es bastante simple, un acelerómetro se encuentra constituido por una serie de estructuras similares a las agujas, que detectan el movimiento y pueden transmitir estos datos a un circuito mayor que las utiliza y las registra, por lo que es un

componente muy compacto que puede ser insertado dentro de un chip.

Un acelerómetro es un dispositivo electromecánico que mide la aceleración relativa, tomando como referencia la de caída libre (es decir, en la Tierra la referencia es $g = 9,81m/s^2$). Por lo tanto, los datos del acelerómetro serán obtenidos mediante la ecuación 2.1.

$$A = g - g_m \quad (2.1)$$

Donde:

A:aceleración relativa.

g:aceleración de la gravedad.

g_m :aceleración del movimiento.

Esto quiere decir que, si el móvil se encuentra en reposo sobre la mesa, la medida del acelerómetro será $A = 9,81m/s^2$. Sin embargo, si sufre una caída libre, obtendremos como medida $A=0$.

Como se observa en la Figura 2, en los dispositivos móviles el sistema de coordenadas es relativo a la pantalla.

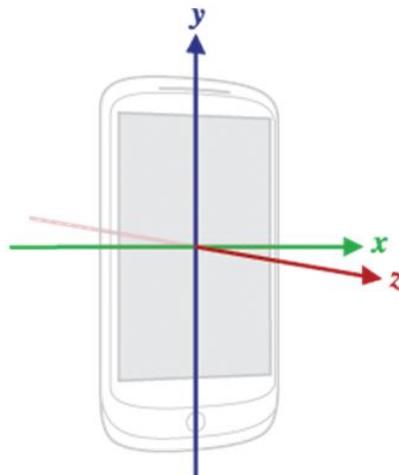


Figura 2: Coordenadas en un dispositivo Android

- **Eje x:** Es horizontal y apunta a la derecha.
- **Eje y:** Es vertical y apunta hacia arriba.
- **Eje z:** Es la normal saliente a la pantalla del dispositivo.

A pesar de las importantes mejoras con las que cuentan los teléfonos inteligentes con relación a otros dispositivos móviles, su reducido tamaño conlleva a evidenciar limitaciones que se reflejan principalmente en pantallas más pequeñas, menor capacidad del procesador, restricciones de memoria RAM y memoria persistente, y necesidad de adaptar el consumo de energía a la capacidad de una pequeña batería. Estas limitaciones obligan a tener muy presente la capacidad real del dispositivo a la hora de desarrollar su software, ya sean aplicaciones de usuario o el propio sistema operativo.

2.2.2 Sistemas operativos

El sistema operativo de un dispositivo móvil debe presentar una gran estabilidad ya que un dispositivo de estas características no es tolerable a incidencias habituales de ordenadores como reinicios o caídas. Además deberá adaptarse adecuadamente a los

recursos de memoria y procesamiento de datos permitiendo una ejecución exacta en tiempos aceptables para el usuario.

Considerando que un teléfono inteligente puede estar funcionando ininterrumpidamente durante semanas e incluso meses sin ser apagado, el consumo de energía es un aspecto delicado a considerar de tal forma que el sistema operativo debe mantener un uso provechoso de la batería.

Actualmente existen varios sistemas operativos que trabajan sobre los distintos teléfonos inteligentes, entre estos según Gartner, Inc. hasta el primer trimestre del 2013 se destaca Android, el cual abarca el 74,4% del mercado mundial, seguido de iOS con el 18,2% datos estadísticos mostrados en la Tabla 2.

Tabla 2: *Worldwide Smartphone Sales to End Users by Operating System in 1Q13*

Sistema operativo	Unidades	Porcentaje %
Android	156186	74,4
iOS	38331	18,2
Blackberry	6218	3
Microsoft	5989	2,9
Bada	1370	0,7
Symbian	1349	0,6
Otros	600	0,3
Total	210046	100

2.2.3 Plataforma Android

Android es un sistema operativo y una plataforma software basada en Linux para teléfonos móviles, con apenas seis años en el mercado ha evolucionado de una manera

realmente impresionante esto se evidencia mediante las versiones que periódicamente saca al mercado Android.

Uno de los aspectos que ha convertido a Android en el sistema operativo más usado en teléfonos inteligentes en el mundo es que, como Linux, es una plataforma de código abierto lo que hace posible que fabricantes, operadores y desarrolladores den mayor funcionalidad a sus teléfonos inteligentes. Además Android es un sistema gratuito y multiplataforma, por multiplataforma entendemos que el sistema operativo puede ser usado en distintas plataformas y por plataformas entendemos que es una combinación de software y hardware usada para ejecutar aplicaciones; en su forma más simple consiste únicamente de un sistema operativo, una arquitectura o una combinación de ambos. (Herraiz, 2012)

En octubre del 2003, Andy Rubin, Rich Miner, Nick Sears y Chris White iniciaban con la empresa Android Inc. que se enfocaba en el desarrollo de software para teléfonos móviles. La fecha clave del éxito de Android fue el 5 de noviembre de 2007. Ese día se fundaba la *Open Handset Alliance* (OHA), una alianza comercial de 35 componentes iniciales liderada por Google, que contaba con fabricantes de terminales móviles, operadores de telecomunicaciones, fabricantes de chips y desarrolladores de software. El mismo día se dio a conocer por vez primera lo que hoy conocemos como Android, una plataforma de código abierto para móviles que se presentaba con la garantía de estar basada en el sistema operativo Linux.

El primer teléfono en el mercado que posee Android es el *T-Mobile G1* (también conocido como *Dream*), se lo observa en la Figura 3 mismo que fue lanzado el 22 de octubre de 2008 el cual incluye la versión Android 1.0 preinstalada. Este móvil es el resultado conjunto de *T-Mobile*, HTC y Google.



Figura 3: T-Mobile G1, primer teléfono con sistema operativo Android

Desde el 21 de octubre de 2008, Android está disponible como código abierto ¹ lo que hace posible que cualquier usuario pueda añadir extensiones, nuevas aplicaciones o reemplazar las existentes por otras dentro del dispositivo móvil.

A continuación se profundizará algunas de las singularidades de Android:

- Android es una plataforma de desarrollo libre y de código abierto: El núcleo del sistema está basado en un Linux 2.6, mismo que presenta algunas modificaciones de modo que se pueda ejecutar en teléfonos y terminales móviles.
- Gran cantidad de servicios disponibles: dispone de un gran número de servicios de fácil utilización como por ejemplo servicios de GPS, poseen también sensores que permiten tener conocimiento del entorno que les rodea.
- Multimedia: a lo largo de las sucesivas versiones de Android se ha podido ver como su capacidad visual ha ido mejorando, no solamente en la calidad de gráficos y sonido sino también añadiendo mayor soporte a formatos de video y audio.
- Seguridad: Android dispone de una serie de mecanismos por los cuales al desarrollar un programa se establece que servicios o que elementos del teléfono utilizará, de tal manera que al instalar la aplicación, el usuario puede ver a cual

¹el código de Android se encuentra disponible en Android.com

de las funcionalidades de su terminal le está dando acceso a esa aplicación, de esta forma se protegen los datos de los dispositivos.

- Gestión del ciclo de vida automático: el propio sistema operativo se encarga de gestionar el ciclo de vida de las aplicaciones, lo que permite liberar espacio optimizando la capacidad de procesamiento, memoria y consumo de batería.
- Programación en Java: un lenguaje de programación de gran penetración y aceptación por los programadores.
- Programación en C o C++: aunque sea una característica desconocida por varios desarrolladores, Android puede ser programado en C o C++ para esto cuenta con varias herramientas llamadas *Native Development Kit*(NDK) con librerías y cabeceras de ayuda, esto no necesariamente implica que se deba realizar toda la aplicación en C o C++ ya que utilizando mecanismos del NDK se puede comunicar con Java. (*El gran libro de Android*, 2012)

2.2.3.1 Ciclo de vida de una aplicación

Una aplicación en Android va a estar formada por un conjunto de elementos básicos de visualización, conocidos como actividades, el sistema mantiene una pila con las actividades previamente visualizadas, de forma que el usuario va a poder regresar a la actividad anterior pulsando la tecla “atrás”.

Las aplicaciones pasan por diferentes estados, sus componentes tienen unos ciclos de vida que dependen de la situación en la que se encuentre la aplicación. Este ciclo de vida está presente desde que se crea y empieza el funcionamiento hasta el momento en que finaliza y libera los recursos utilizados. (Aranaz, 2010)

Una actividad en Android puede encontrarse en alguno de los siguientes cuatro estados:

- **Activa (*Running*):** la actividad está encima de la pila de ejecución, es decir que el usuario ve la actividad y puede interactuar con ella desde la pantalla.
- **Visible (*Paused*):** la actividad es visible pero no tiene el foco es decir se encuentra en segundo plano. Se alcanza este estado cuando pasa a activa otra actividad pero no tapa totalmente la actividad anterior.
- **Parada (*Stopped*):** cuando la actividad no es visible, ya que además de encontrarse en segundo plano es tapada totalmente por una actividad por lo que se recomienda guardar el estado de la interfaz de usuario, preferencias, etc.
- **Destruída (*Destroyed*):** se han liberado todos los recursos, es decir la actividad ya no está disponible pues sale de la pila de actividades.

El esquema de los distintos estados y métodos ejecutados cuando una actividad varía de estado se observa en al Figura 4.

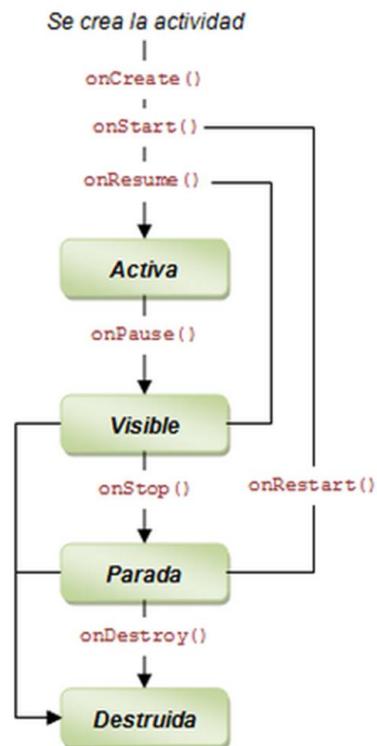


Figura 4: Estados y métodos ejecutados en el proceso de una aplicación

Los métodos para la gestión del ciclo son:

- ***onCreate()***: en este método la aplicación es creada, es decir aquí se realizan todas las inicializaciones, generalmente se prepara la interfaz gráfica de la pantalla y se enlazan los datos con sus correspondientes métodos de visualización.
- ***onStart()***: este método indica que la actividad está a punto de ser visualizada por el usuario.
- ***onResume()***: a este método se lo llama cuando la actividad va a comenzar a interactuar con el usuario. En este momento la *Activity* se encuentra en la parte superior de la pila de ejecución.
- ***onPause()***: indica que la actividad pasará a segundo plano, normalmente porque otra aplicación se ejecuta en primer plano, es decir que va a crearse una nueva

Activity sobre la *Activity* actual. Ya que no se debe detener la fluidez del sistema este método debe contener acciones rápidas en ejecución.

- ***onStop()***

La actividad deja de ser visible para el usuario.

- ***onRestart()***

Indica que la actividad una vez parada va a volver a ser activa después de haber pasado por *onStop()*.

- ***onDestroy()***

Se llama antes de que una actividad sea destruida, perdiendo todos los datos asociados con la misma, tal que, si vuelve a ser llamada se iniciará un nuevo ciclo de vida.

2.2.3.2 Android para aplicaciones en tiempo real

En previas investigaciones se ha determinado cuan adecuada es la plataforma Android para aplicaciones en tiempo real, en (Nogueira, 2010) se afirma que el modelo de la arquitectura Android posee la habilidad de separar cada proceso, ya que cada aplicación se mapea a un proceso Linux basado en *Open-Binder* para comunicarse con otros procesos del sistema.

Cuando una nueva aplicación Android es iniciada, un proceso VM ², conocido como Zygote abre un socket ³ que acepta comandos del *framework* de la aplicación. Zygote maneja los recursos tal que es posible ahorrar RAM y acelerar el proceso de inicio de cada aplicación.

²Proceso de máquina virtual: ejecución de un solo programa, por lo tanto da soporte a un solo proceso. Se utilizan para dar portabilidad y flexibilidad

³Punto final de un flujo de comunicación en una red

Una aplicación consiste de un hilo principal, y dependiendo de la misma puede o no tener más hilos ejecutándose concurrentemente, la API de Android permite el uso de métodos sincronizados y la creación de grupos de hilos para facilitar la manipulación de operaciones en hilos. Otra ventaja de este tipo de procesos es que pueden ser configurados tal que se establezca su nivel de prioridad.

En aplicaciones que se ejecutan en tiempo real otro punto importante es la tarea de cronogramar, esta actividad la realiza el *Completely Fair Scheduler*(CFS), el cual intenta optimizar el tiempo de una tarea cuando esta espera por su correspondiente tiempo de procesamiento, pero esto no garantiza que los tiempos de respuesta sean los adecuados.

El proceso empleado por CFS intenta encontrar un punto de balance para las tareas asignadas al procesador. Se basa en el árbol binario rojo-negro mostrado en la Figura 5, este asegura que el camino más largo del árbol sea máximo dos veces mayor que el camino más corto, lo que le da eficiencia al sistema. El factor de balance que determina el tiempo que se entrega a cada tarea se denomina *virtual runtime*, mientras este es mayor, la necesidad de procesador es menor.

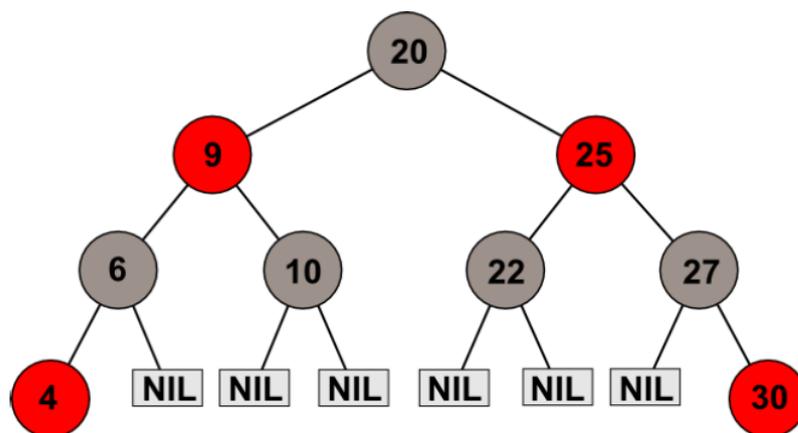


Figura 5: Ejemplo de árbol binario rojo-negro

Cada aplicación demanda ciertos recursos, lo cual será relativo a las capacidades y calidad del dispositivo móvil inteligente. En cuanto al manejo de memoria los procesos de ubicación y reubicación presentan un comportamiento no determinístico, lo cual significa que no es posible definir el tiempo de ejecución de estas operaciones (Nogueira, 2010).

CAPITULO 3

ESTUDIO DE PARÁMETROS

La determinación de un evento, convulsión, deberá implementarse por medio de algoritmos matemáticos de baja carga computacional, tal que sea de fácil integración en el lenguaje de programación Android. Este tipo de aproximaciones se han logrado previamente en diferentes situaciones que de igual manera requieren atención inmediata y la mayor exactitud a fin de evitar intervención humana y posibles errores.

Este tipo de algoritmos se basan en la caracterización de la señal obtenida por el acelerómetro, misma que se explica en la Sección 3.3 del presente Capítulo, y en formas de detectar los parámetros propios de este tipo de eventos que usualmente se presentan como picos o incrementos acelerados en la amplitud de la señal. A continuación se describen tres de los principales algoritmos factibles de implementación:

3.1 Algoritmos Matemáticos

3.1.1 Z-Thresh

Se determina la presencia de anomalías mediante la detección de varios picos u “oleajes”, esto se logra a través de la presencia de valores en el eje z que superen un

valor predeterminado denominado valor de umbral. Se debe aclarar que anterior a este análisis se realiza un filtraje a fin de evitar falsos positivos.

El filtraje se realiza en ventanas de muestras, tal que cierta cantidad de datos son analizados, esto evita que valores altos en el eje z provocados por la aceleración que no corresponden al evento objetivo, activen el dispositivo.

Otro punto importante en esta detección, es que se considera una detección válida, no solo cuando cumple la condición de valor en el eje z, sino también una condición en el tiempo, o un valor de umbral para el tiempo.

Dependiendo del evento que se desee detectar, la interacción con los otros ejes resulta importante y de aporte para el desarrollo, por ejemplo en la detección de baches en autopistas o avenidas después de una detección en el eje z, se espera una reacción en un Δt en el eje x, que corrobore la presencia de un bache.

3.1.2 Z-Diff

Otra aproximación para la detección de un evento consiste en la identificación de dos valores o medidas consecutivas cuya diferencia de valores cumpla un nivel específico predeterminado. Por lo tanto este algoritmo tiene como objetivo identificar variaciones intempestivas de aceleración en el eje z.

Se puede inferir que este método que al aplicar este método se requeriría varias validaciones y ajustes para su correcto funcionamiento, ya que a pesar de existir una aceleración estas no presentan un valor de variación constante, esto sucede dado que tratamos con el movimiento humano, mismo que se manifiesta de maneras diferentes en cada individuo.

Tabla 3: Aplicación de Z-Diff en detección de convulsiones

Valor 1	Valor 2	Diferencia
9,91	14,94	5,03
7,32	13,74	6,42
9,82	16,82	7
10,63	14,02	3,39
8,86	13,96	5,1
11,25	15,93	4,68
9,4	12,92	3,52

En la Tabla 3 se observan las distintas variaciones en aceleración, el valor mínimo en esta muestra es de 3,52 llegando hasta 6,42, casi el doble del primer valor. Por lo que tentativamente se supone mayor dificultad al emplear este método para el análisis en el presente proyecto.

3.2 Procesamiento de Señal

Como se ha mencionado anteriormente el sistema de monitoreo desarrollado en el presente proyecto hace uso del acelerómetro de un teléfono móvil inteligente. El acelerómetro de Android mide la aceleración del dispositivo a través de los ejes [x,y,z] (lateral, longitudinal y vertical).

Inicialmente el acelerómetro obtiene datos en tres vectores con valores decimales, los cuales representan la aceleración individual de los teléfonos inteligentes en los ejes [x,y,z] obtenidos a partir del vector de gravedad “g”. En particular la fuerza de gravedad esta influenciando la medida de la aceleración, la cual se encuentran en metros por segundo al cuadro (m/s^2) (Ableson, 2011).

El procesamiento de los valores obtenidos del acelerómetro se realiza a través de las siguientes etapas:

3.2.1 Adquisición de datos

Los dispositivos móviles ofrecen cuatro velocidades por defecto para la adquisición de los datos provenientes de los sensores del dispositivo, los cuales se observan en la Tabla 4.

Tabla 4: Modo para la velocidad de toma de datos

Modo	Frecuencia
SENSOR_DELAY_NORMAL	14 Hz
SENSOR_DELAY_UI	20 Hz
SENSOR_DELAY_GAME	50 Hz
SENSOR_DELAY_FASTEST	80 Hz

Tomando en cuenta que los movimientos de una convulsión tónico-clónica presentan una frecuencia de 4 a 8 Hz, y considerando el teorema de *Nyquist-Shannon* se establece que la mínima frecuencia de muestreo para la toma de datos corresponde a 16 Hz, por lo tanto en el presente proyecto se utiliza el modo *DELAY_GAME*.

Para el posterior análisis de los datos, mediante programación se realiza el almacenamiento automático de los mismos en un archivo .txt, el cual almacena los valores de los ejes [x,y,z] con su respectiva hora de registro.

3.2.2 Pre procesamiento de datos

El análisis individual de los ejes de aceleración [x,y,z] es de gran importancia en el caso de que se desee conocer la dirección de la aceleración, sin embargo para efectos del presente proyecto determinar la dirección del movimiento no es relevante, por lo

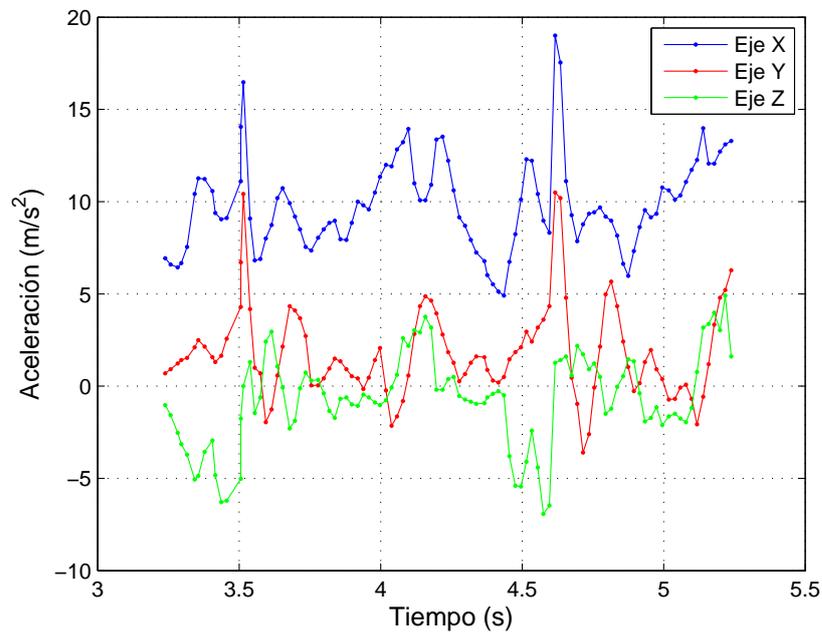


Figura 6: Datos de aceleración en los ejes [x,y,z]

que el siguiente paso consiste en unir las tres dimensiones de los vectores tal que se obtenga una sola magnitud de aceleración.

La magnitud del vector de aceleración fue calculada mediante la magnitud euclídeana de los tres valores individuales [x,y,z], a través de la utilización de la ecuación 3.1.

$$\bar{a} = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (3.1)$$

La señal obtenida mediante la ecuación 3.1 se observa en la Figura 7, esta señal permite simplificar la extracción de las características de un movimiento producido por una convulsión epiléptica.

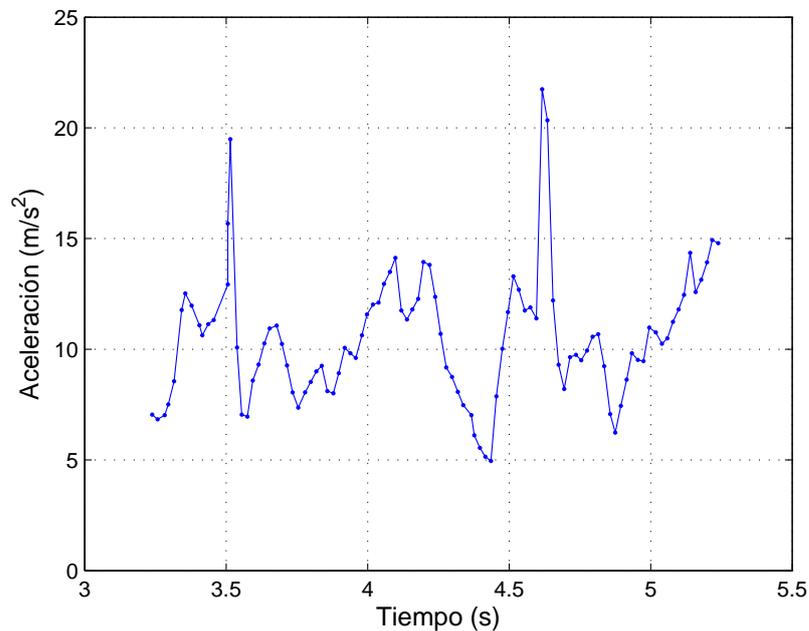


Figura 7: Magnitud de aceleración

3.2.3 Reducción de ruido

La principal fuente de ruido corresponde al instrumento de medición, en este caso el acelerómetro con el que cuenta el dispositivo inteligente en el cual se ejecutará la aplicación. Por ejemplo, un ligero cambio en la orientación del teléfono es bastante común incluso en una posición de espera, y esto puede dar lugar a un pico anómalo en la señal resultante.

Para eliminar el ruido presente en la señal, se realizará un suavizado de la misma. Al procesar la señal mediante el método de suavizado (*smooth*), se busca crear una función aproximada consiguiendo así capturar los patrones importantes de la señal, dejando fuera el ruido. Existen dos tipos de métodos para realizar este proceso según (SEMATECH, 2012)

- **Métodos promediales:** Como su nombre lo indica se basan en el promedio de

los datos, el más elemental de estos toma el promedio de la señal, sin embargo la media promedio solo se emplea para estimaciones cuando no existen tendencias, o no se las toma en cuenta. Con este método no se da mayor prioridad a ningún valor, todos tienen el mismo “peso”, si se desea incluir se lo aplicaría como se encuentra en la ecuación 3.2.

$$\tilde{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = \left(\frac{1}{n}\right) x_1 + \left(\frac{1}{n}\right) x_2 + \dots + \left(\frac{1}{n}\right) x_n \quad (3.2)$$

Otra opción que ofrece mayor exactitud consiste en la media individual móvil, esta se basa en computarizar la información en series de datos de menor tamaño. Siendo M el número de valores a promediar, su expresión general se observa en la ecuación 3.3

$$M_t = \frac{1}{N} (X_t + X_{t-1} + \dots + X_{t-N+1}) \quad (3.3)$$

- **Métodos de suavizado exponencial:** Esta técnica es un esquema bastante común, a diferencia del caso anterior en esta se aplican “pesos” de manera exponencial decreciente a medida que la serie se incrementa. Por lo tanto se asigna mayor peso a observaciones recientes que las antiguas. Existen tres tipos básicos:

- **Simple:** La expresión básica de esta técnica se observa en la ecuación 3.4. En este caso se establece la relación entre S_2 y y_1 , donde S_i corresponde al valor suavizado.

$$S_t = \alpha \times y_{t-1} + (1 - \alpha) S_{t-1}; \quad t \geq 3 \quad (3.4)$$

Donde:

S : observación suavizada

α : constante de suavizamiento.

y : observación.

Existe una variación de esta técnica en la cual se reemplaza y_{t-1} por y_t . El parámetro α se conoce como la constante de suavizado. Mientras menor es este, mayor importancia toma el valor inicial seleccionado de la serie.

Existen algunos métodos para establecer el valor de S_2 , uno ya mencionado lo reemplaza con y_1 , otra opción consiste en fijarlo hacia el valor deseado o finalmente obtener la media de los primeros cuatro o cinco valores de la serie.

La constante α establece la rapidez con la cual los valores pasados de la función son suavizados. Esta varía de 0 a 1, cuando se aproxima a 1 esta es mayor, y cuando se aproxima a 0 su velocidad es menor. Lo cual se puede apreciar en la Tabla 5

Tabla 5: Efecto constante de suavizamiento

α	$(1 - \alpha)$	$(1 - \alpha)^2$	$(1 - \alpha)^3$	$(1 - \alpha)^4$
0.9	0.1	0.01	0.001	0.0001
0.5	0.5	0.25	0.125	0.0625
0.1	0.9	0.81	0.729	0.6561

- **Doble:** Se emplea para señales que poseen una tendencia marcada, es una mejora del primer caso, en esta se emplea una segunda constante γ , la cual se utiliza conjuntamente con α . En la ecuación 3.6 se encuentran las dos ecuaciones asociadas con esta técnica de suavizamiento:

$$S_t = \alpha \times y_t + (1 - \alpha)(S_{t-1} + b_{t-1}); \quad 0 \leq \alpha \leq 1 \quad (3.5)$$

$$b_t = \gamma(S_t - S_{t-1}) + (1 - \gamma)b_{t-1}; \quad 0 \leq \gamma \leq 1 \quad (3.6)$$

En esta técnica el valor actual de la serie se emplea para calcular el valor de su reemplazo en el suavizado exponencial doble.

La primera ecuación ajusta el valor de S_t directamente de la tendencia del período previo, b_{t-1} , al sumarlo al último valor suavizado, S_{t-1} . Tal que S_t se fije al valor base actual.

La segunda ecuación tiene como función actualizar la tendencia, esto se expresa mediante la diferencia entre los dos últimos valores.

Los valores de α y γ pueden ser obtenidos mediante técnicas de optimización no lineales, tal cual el Algoritmo de Marquardt.

La selección de los valores iniciales pueden darse de diferentes maneras, usualmente S_1 se fija a y_1 , otras opciones comunes son:

$$b_1 = y_2 - y_1$$

$$b_1 = \frac{1}{3}(y_2 - y_1) + (y_3 - y_2) + (y_4 - y_3)$$

$$b_1 = \frac{y_n - y_1}{n - 1}$$

- **Triple:** En los casos que la serie de datos presente tendencia y variación estacional se deberá emplear un método de suavizado que permita reflejar estas características.

En esta técnica se emplea una tercera ecuación, misma que será encargada

de añadir la componente de estacionalidad a la señal. Este nuevo conjunto de ecuaciones que se observan en el bloque 3.7, se denomina “*Holt-Winters*”, llamada así en honor a sus inventores.

$$\begin{aligned}
 S_t &= \alpha \frac{y_t}{I_{t-L}} + (1 - \alpha)(S_{t-1} - b_{t-1}) && \text{Suavizado General} \\
 b_t &= \gamma(S_t - S_{t-1}) + (1 - \gamma)b_{t-1} && \text{Tendencia} \\
 I_t &= \beta \frac{y_t}{S_t} + (1 - \beta)I_{t-L} && \text{Variación Estacional} \\
 F_{t+m} &= (S_t - mb_t)I_{t-L+m} && \text{Aproximación}
 \end{aligned} \tag{3.7}$$

donde

y=observación

S=observación suavizada

b=factor de tendencia

I=índice Estacional

F=aproximación en m períodos

t=índice relacionado al tiempo

En este caso se deberá tener al menos un período que contenga todos los componentes (variación estacional y tendencia) para poder identificar los valores iniciales de las ecuaciones.

Tomando en cuenta la carga computacional, las características de la señal y el objetivo de la aplicación se utiliza el suavizado exponencial simple determinado por la ecuación 3.8.

$$S_t = \alpha \times y_t + (1 - \alpha)S_{t-1} \quad t > 0 \tag{3.8}$$

Donde:

α : coeficiente de suavizado, el cual esta basado en un filtro pasa bajo.

$$\alpha = \left(\frac{\Delta_T}{RC + \Delta_T} \right) \quad (3.9)$$

$$RC = \left(\frac{1}{2 \times \pi \times f} \right) \quad (3.10)$$

Considerando lo expuesto en el Capítulo 2, en el cual se define que la frecuencia característica de una crisis epiléptica se encuentra entre los 4 y 8 Hz, se establece que la frecuencia de corte del filtro pasa bajo será de 8Hz, por otro lado considerando también que se ha definido un tiempo de muestreo de 20 ms se obtiene el valor de α que se muestra en la ecuación 3.12.

$$RC = \left(\frac{1}{2 \times \pi \times 8} \right) = 0.019894 \quad (3.11)$$

$$\alpha = \left(\frac{20ms}{0.019894 + 20ms} \right) = 0,501323898 \quad (3.12)$$

En la Figura 8, se observa la señal original y la señal suavizada, se visualiza claramente como mediante este proceso se eliminan picos de señal que no son representativos en el análisis.

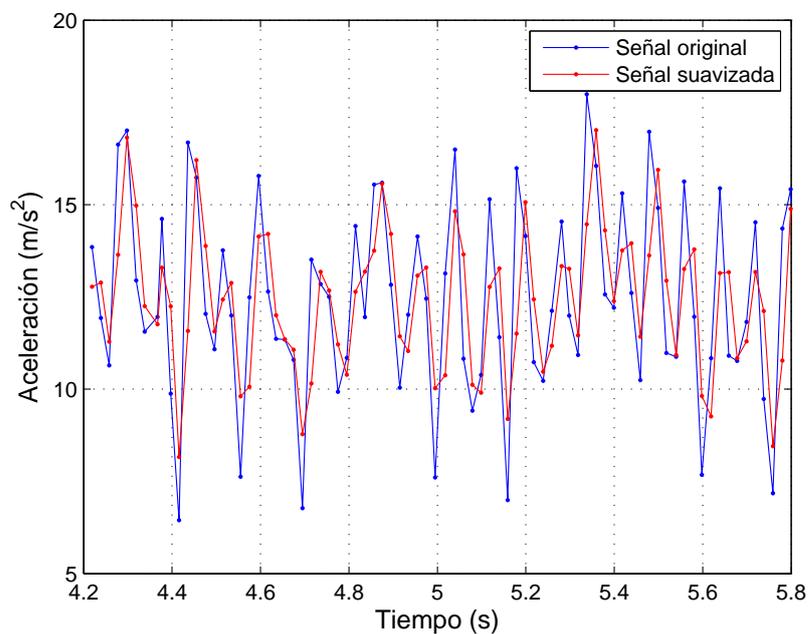


Figura 8: Señal original Vs Señal suavizada

3.3 Caracterización de la señal

Una vez obtenidos los datos característicos de una convulsión epiléptica, se realizó el análisis de la densidad de potencia espectral obteniéndose el resultado mostrado en la Figura 9, en el cual se observa la presencia de dos picos, siendo el primer pico resultado del error del instrumento de medición, por lo que se considera que el segundo pico representa la frecuencia fundamental de 5 Hz ratificando así la teoría expuesta en el Capítulo 2, el cual menciona que la frecuencia de una convulsión tónico clónica varía de 4 Hz a 8 Hz.

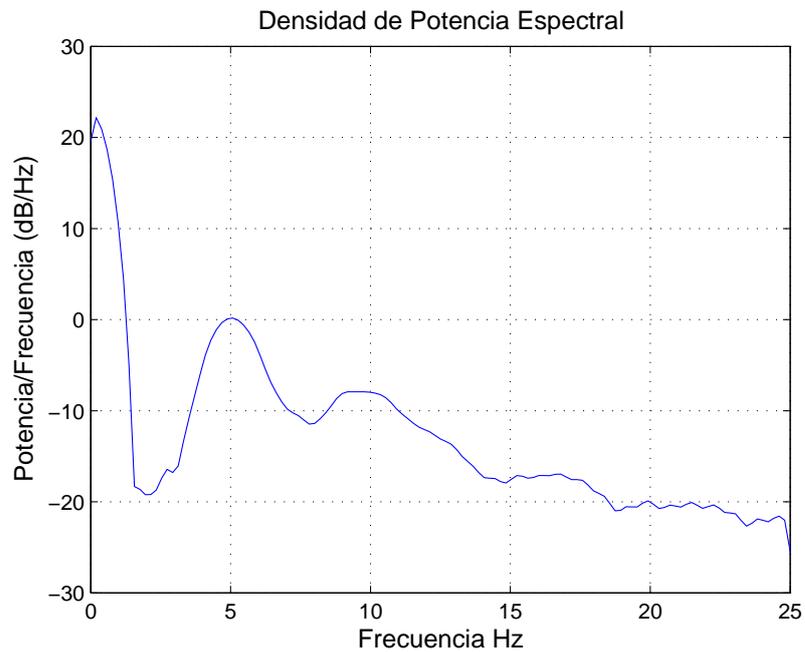


Figura 9: Densidad de Potencia Espectral

Considerando esto, se tomaron datos de distintos movimientos en ventanas de 1 segundo, a una frecuencia de muestreo de 50Hz.

Antes de analizar los datos del teléfono en movimiento en la Figura 10 se observa que en ausencia del mismo los datos obtenidos de la aceleración corresponden a la gravedad de la tierra, es decir aproximadamente $9.8m/s^2$.

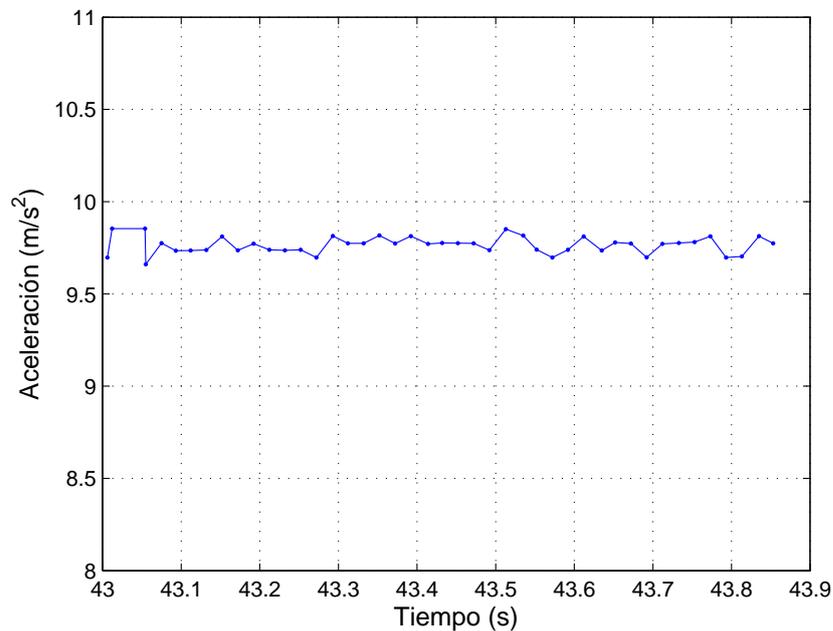


Figura 10: Señal en ausencia de movimiento

Luego del estudio y análisis de los datos obtenidos del movimiento de una convulsión, se obtiene una curva similar a la de la Figura 11 en la cual se distingue claramente:

- Presencia de “picos”: en este caso 7, cabe aclarar que debido a los movimientos bruscos de una convulsión la aceleración se incrementa, provocando por lo tanto cada uno de estos picos. Se cumplen lo establecido por los estudios médicos que indican un rango de 4 a 8 picos.
- Variación de amplitud superior a 4 unidades de aceleración de la gravedad: debido al movimiento violento, se presenta una gran variación de amplitud.
- Distancia entre picos constante: la figura muestra una señal periódica.

Posterior al análisis de los algoritmos matemáticos y las características previamente mencionadas, se utilizará un algoritmo similar al Z-Thresh.

Preliminarmente se han establecido dos valores de umbral para la identificación de un pico. El valor de umbral inferior es de $11m/s^2$ y el superior $16m/s^2$. La presencia de valores fuera y dentro de esta ventana permite identificar un pico basándose en la detección por flanco descendente. Es decir, se ha determinado que aquellos valores que se encuentren dentro de esta ventana formarán parte de un movimiento, y al detectar un valor inferior se determina el final del mismo, obteniendo así un pico.

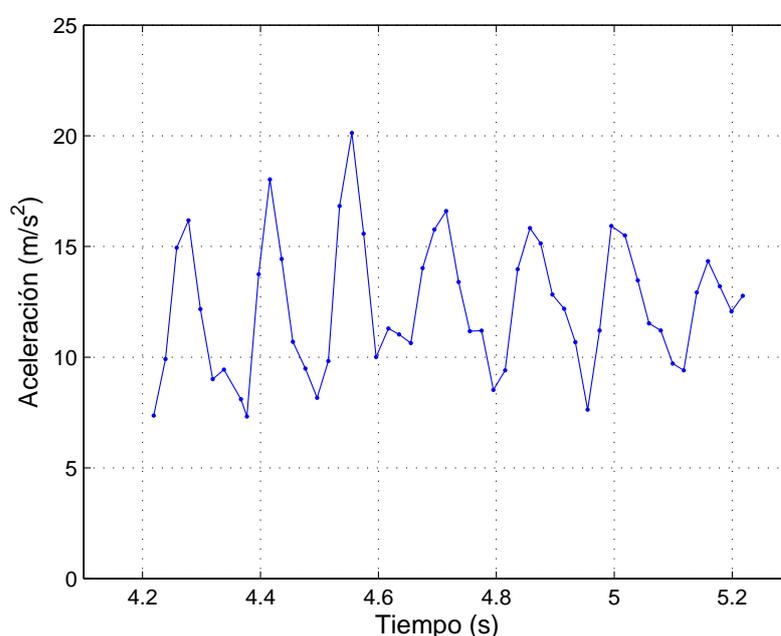


Figura 11: Señal en caso de evento: convulsión

En la Figura 12 se observa el movimiento resultante de las actividades caminar y correr, mismas que no cumplen con los parámetros antes explicados. A pesar de la existencia de picos, estos no son periódicos ni se encuentran en el rango de frecuencia propias de una convulsión epiléptica, además su amplitud no supera el valor de umbral de $16m/s^2$.

Cabe aclarar que según (James, 2004) aceleraciones con frecuencias superiores a 20Hz no se consideran parte del rango de movimientos corporales cotidianos.

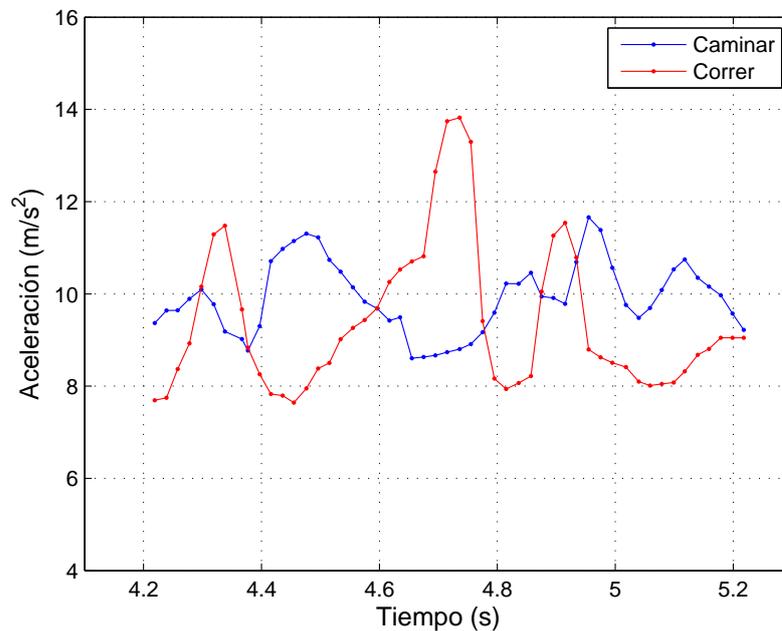


Figura 12: Señal en caso de actividades normales

3.3.1 Varianza y desviación estándar

Las medidas de dispersión nos permiten reconocer que tanto se dispersan los datos alrededor del punto central; es decir, nos indican cuanto se desvían las observaciones alrededor de su promedio aritmético (Media). Este tipo de medidas son parámetros informativos que nos permiten conocer como los valores de los datos se reparten a través de su eje , mediante un valor numérico que representa el promedio de dispersión de los datos. Las medidas de dispersión más importantes y las más utilizadas son la varianza y la desviación estándar.

3.3.1.1 Varianza

Esta medida nos permite identificar la diferencia promedio que hay entre cada uno de los valores respecto a su punto central (Media). La varianza se obtiene mediante la

ecuación 3.13.

$$\sigma^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 \quad (3.13)$$

donde: σ^2 : varianza.

X_i : cada uno de los valores.

\bar{X} : media.

3.3.1.2 Desviación Estándar

Esta medida nos permite determinar el promedio aritmético de fluctuación de los datos respecto a su punto central o media. La desviación estándar nos da como resultado un valor numérico que representa el promedio de diferencia que hay entre los datos y la media. Para calcular la desviación estándar basta con hallar la raíz cuadrada de la varianza por lo que su fórmula está definida mediante la ecuación 3.14

$$S = \sqrt{\sigma^2} \quad (3.14)$$

Aplicando los conceptos mencionados previamente se ha determinado la media, varianza y desviación estándar del vector de aceleración tanto para la señal producida por una crisis epiléptica, como para la señal característica de las actividades caminar y correr. En la Tabla 6 se observa los resultados obtenidos.

Tabla 6: Medidas de dispersión de la señal

	Media	Varianza	Desviación estándar
Crisis convulsiva	12,26290622	8,918844458	2,986443446
Caminar	9,923163777	0,592746601	0,769900384
Correr	9,391793146	2,575950453	1,604976776

Como primera característica al analizar la Tabla 6, resalta que la media de una señal convulsiva es superior a la media de los movimientos caminar y correr; característica que ya se ha especificado previamente. La varianza destaca claramente, esto se debe al movimiento propio de las convulsiones y su frecuencia; su valor se eleva considerablemente en relación a los otros movimientos. Finalmente la desviación estándar, igual que en los casos anteriores, es superior en una convulsión, aunque su diferencia con los otros movimientos no es mayor.

3.3.1.3 Energía

La energía de una señal discreta en el tiempo se obtiene mediante la ecuación 3.15

$$E[x[n]]_{N_1 \rightarrow N_2} = \sum_{n=N_1}^{N_2} (|x^2[n]|) \quad (3.15)$$

3.3.1.4 Potencia

La potencia entre (N1,N2) de una señal discreta está dada por la ecuación 3.16

$$P[x[n]]_{N_1 \rightarrow N_2} = \frac{1}{N_2 - N_1 + 1} \sum_{n=N_1}^{N_2} (|x^2[n]|) \quad (3.16)$$

Reemplazando los datos correspondientes a los movimientos de una convulsión, caminar y correr se obtiene los resultados de la tabla 7

Tabla 7: Energía y potencia de señal

Movimiento	Energía	Potencia
Crisis convulsiva	7964.88	1396.02
Caminar	4953.09	4109.16
Correr	4539.08	1978.90

CAPITULO 4

DISEÑO Y DESARROLLO DEL SISTEMA

4.1 Arquitectura del sistema

El “Sistema para monitoreo de convulsiones tónico-clónicas generalizadas en pacientes con epilepsia”, implementará la arquitectura Cliente-Servidor, ya que el componente web utilizará la información enviada automáticamente por la aplicación móvil de cada uno de los usuarios registrados en el sistema.

La arquitectura Cliente-Servidor es un modelo de aplicación distribuida entre múltiples procesadores en el que las tareas se reparten entre los proveedores de recursos o servicios, llamados servidores, y los demandantes, llamados clientes, donde estos serán los encargados de realizar peticiones y los servidores de responder a las mismas. (A., 2008)

Considerando lo antes mencionado el sistema permitirá el funcionamiento paralelo de varios pacientes, compartiendo así los servicios y recursos del programa servidor, tal como lo muestra la Figura 13.

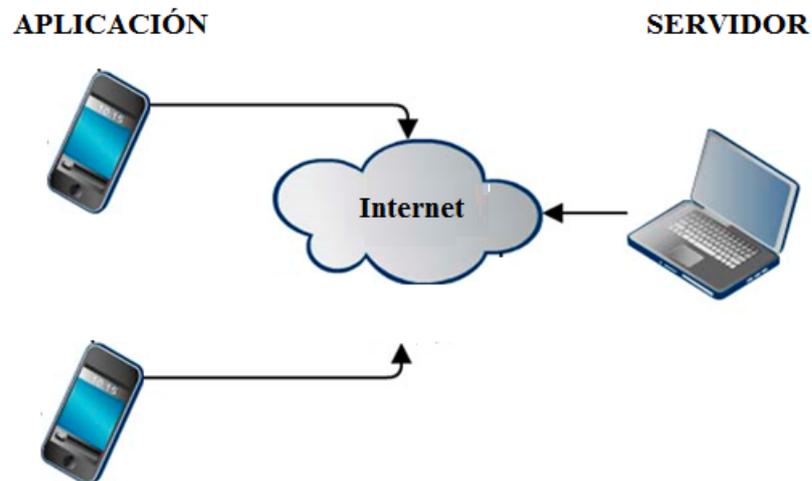


Figura 13: Funcionamiento del sistema

4.1.1 Actores del sistema

El primer punto a tomarse en cuenta a la hora de diseñar, desarrollar e implementar un sistema tecnológico es identificar los actores que interactúan en este. Es así como se define tres actores principales en el sistema de monitoreo planteado en el presente proyecto de investigación, que son:

- **Paciente con epilepsia**

Persona diagnosticada con epilepsia, o síndromes relacionados descritos en el Capítulo 2, que presenten convulsiones tónico-clónicas generalizadas con requerimiento de monitoreo constante.

- **Sistema**

El sistema permite realizar una detección de convulsiones tónico clónicas generalizadas, para su correcto monitoreo y posterior análisis de evolución por parte del médico tratante. A la vez que funciona como un sistema de alerta en caso de crisis.

- **Médico tratante**

Persona interesada en conocer la evolución de la enfermedad de los pacientes con epilepsia, misma que visualizará la información recopilada por la aplicación por medio del servicio web.

4.1.2 Requerimientos del sistema

4.1.2.1 Requerimientos funcionales

A continuación en la Tabla 8 se observan los requerimientos funcionales del “Sistema para monitoreo de convulsiones tónico-clónicas generalizadas en pacientes con Epilepsia”

Tabla 8: Requerimientos funcionales del sistema

Requerimiento	Actores	Descripción
Registro de usuario	Paciente Sistema	La aplicación solicita los datos de configuración del usuario
Utilización de alarma	Paciente Sistema	El paciente podrá cancelar la alarma en caso de una detección errónea
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 números preestablecidos
Visualización de datos	Médico Sistema	El médico accederá a la información del paciente por medio del servidor web

4.1.2.2 Requerimientos no funcionales

A continuación en la Tabla 9 se observan los requerimientos no funcionales del “Sistema para monitoreo de convulsiones tónico-clónicas generalizadas en pacientes con

Epilepsia”

Tabla 9: Requerimientos no funcionales del sistema

Requerimiento	Descripción
Plataforma Android	La aplicación deberá trabajar sobre un dispositivo con sistema operativo Android 2.2 o posterior
Internet	La aplicación móvil deberá ser capaz de comunicarse con el componente web a través de internet
Servidor Web	El componente web deberá ejecutarse dentro de un servidor web Apache Tomcat
Base de datos	El sistema almacena la información en la base de datos MYSQL
Funcionamiento	La aplicación deberá funcionar tanto síncrono y asíncrono en modo <i>online</i> como <i>offline</i>

4.1.3 Herramientas y recursos del sistema

4.1.3.1 Sensor de movimiento Acelerómetro

El componente esencial para el correcto funcionamiento del sistema de monitoreo y alarma, es la implementación del reconocimiento de movimiento mediante el acelerómetro de un dispositivo móvil que trabaje sobre la plataforma Android.

Las librerías de Android nos proporcionan varias clases e interfaces que nos permiten trabajar con sus sensores, entre ellos el acelerómetro. A continuación se describen los utilizados en el presente proyecto Ruiz (n.d.).

- **Clase *Sensor***

Como su nombre indica, esta clase representa un sensor. A través de distintas

constantes de tipo entero se determinará con qué sensor estamos trabajando: de temperatura, de presión, de humedad relativa, de luz, etc. El acelerómetro lleva asociada la constante *TYPE_ACCELEROMETER*, que toma el valor de 1. Los métodos que incluye nos permiten conocer el rango máximo del sensor, su resolución, la versión del módulo o la potencia que consume.

- **Clase *SensorEvent***

Esta clase representa un evento relacionado con un sensor y contiene información sobre él: de que tipo es el sensor que ha generado el evento, su precisión, el instante temporal en que se ha producido el evento (en nanosegundos) y un arreglo de valores que depende del sensor que se esté monitorizando.

En el caso del acelerómetro, el arreglo de valores está formado por los siguientes valores decimales:

- *values[0]*: aceleración en el eje x
- *values[1]*: aceleración en el eje y
- *values[2]*: aceleración en el eje z

Como se detalló en el Capítulo 2 , todos estos valores son relativos a la aceleración de la gravedad.

- **Clase *SensorManager***

Esta clase nos permite acceder a los sensores de los dispositivos. Los dos métodos más importantes son:

- *public boolean registerListener (SensorEventListener listener, Sensor sensor, int rate)*

Asocia un *SensorEventListener*¹ a un determinado sensor, de forma que se puede detectar si los valores del sensor han cambiado y en ese caso leer los nuevos valores. Se debe especificar una velocidad a la que los eventos serán detectados

– **public void unregisterListener (SensorEventListener listener)**

Elimina la asociación entre un *SensorEventListener* y los sensores.

- **Interfaz SensorEventListener**

Al implementar esta interfaz, hay que definir dos métodos:

– **public abstract void onSensorChanged(SensorEvent event)** Se llama a este método cuando los valores de un sensor han cambiado. Por ejemplo, se utiliza este método para almacenar los nuevos valores que ha leído el sensor.

– **public abstract void onAccuracyChanged(Sensor sensor, int accuracy)** Es llamado si la precisión de un sensor cambia.

Con todas estas herramientas disponibles, se logra asociar los movimientos realizados con el móvil con unas determinadas coordenadas de la aceleración.

4.1.3.2 JavaScript Object Notation (JSON)

El sistema de monitoreo y registro, al poseer una arquitectura Cliente-Servidor, requiere que el componente web y la aplicación móvil tengan que intercambiar mensajes entre sí. Para realizar esta comunicación se ha decidido utilizar un formato de intercambio de datos denominado JSON, el cual es explicado brevemente a continuación.

¹SensorEventListener: escuchador de eventos, posee un método *callback* que será llamado por Android cuando se produzca un determinado evento

JavaScript Object Notation (JSON), es un formato ligero para el intercambio de datos derivado del lenguaje *JavaScript* y sirve para representar de forma simple estructuras de datos y arreglos asociativos, llamados objetos. A pesar de su relación con *JavaScript* puede ser entendido por varios lenguajes de programación, ya que está concebido para ser fácil de leer y escribir tanto por humanos como máquinas (json.org, 2013).

El formato JSON sirve para serializar y transmitir estructuras de datos sobre una conexión de red, siendo principalmente utilizado en aplicaciones Cliente-Servidor, donde el flujo de datos entre cliente y servidor es de vital importancia. Debido a su simplicidad y ligereza se ha convertido en una alternativa totalmente viable a XML. JSON está constituido por dos estructuras:

- Una colección de pares de “nombre-valor”.
- Una lista ordenada de valores.

Estas son estructuras universales: virtualmente todos los lenguajes de programación las soportan de una forma u otra. Es razonable que un formato de intercambio de datos que es independiente del lenguaje de programación se base en estas estructuras (json.org, 2013).

En JSON un objeto es un conjunto desordenado de pares “nombre-valor”. Un objeto comienza con “{” (llave de apertura) y termina con “}”(llave de cierre). Cada nombre es seguido por “:” (dos puntos) y los pares “nombre-valor” están separados por “,” (coma). En la Figura 14 se muestra un ejemplo de objeto JSON.

Objeto JSON

```
{
  "responsable":
  {
    "Nombre" : "Juan",
    "Edad": 28,
    "Aficiones": ["Música", "Cine", "Tenis"],
    "Residencia": "Madrid"
  },
  "empleados":
  [
    {
      "Nombre" : "Elena",
      "Edad": 26,
      "Aficiones": ["Música", "Cine"],
      "Residencia": "Madrid"
    },
    {
      "Nombre" : "Luis",
      "Edad": 31,
      "Aficiones": ["Teatro", "Cine", "Fútbol"],
      "Residencia": "Madrid"
    }
  ]
}
```

Figura 14: Ejemplo de objeto JSON

4.1.3.3 Patrón de Arquitectura Modelo Vista Controlador (MVC)

En la etapa de implementación del software se utiliza uno de los patrones de desarrollo más empleados hoy en día, el cual es el Modelo-Vista-Controlador (MVC).

Este patrón para el desarrollo del software se basa en separar los datos y la lógica de negocio de la aplicación de la interfaz del usuario. Para ello MVC propone la construcción de tres componentes distintos que son el modelo, la vista y el controlador, es decir, por un lado define componentes para la representación de la información, y por otro lado para la interacción del usuario (Reenskaug, n.d.).

MVC está diseñado para facilitar la tarea del desarrollo de aplicaciones mediante la reutilización de código y la separación de conceptos, a la vez que contribuye en gran medida al mantenimiento y escalabilidad de dichas aplicaciones.

Es utilizado mayoritariamente en aplicaciones web, dónde la vista es la página

HTML², el modelo es el sistema de gestión de base de datos y la lógica interna, y el controlador es el responsable de recibir los eventos y darles solución. El diagrama de relación de estos tres componentes se observa en la Figura 15.

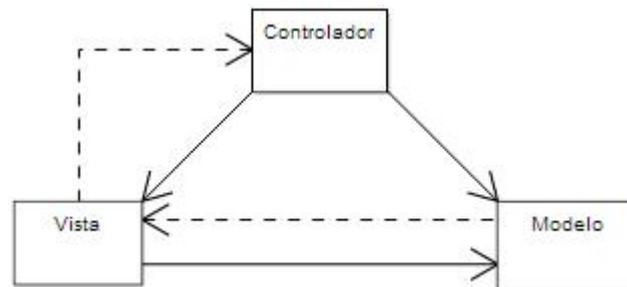


Figura 15: Diagrama de la relación entre el Modelo, la Vista y el Controlador

Los componentes de MVC se definen de la siguiente manera:

- **Modelo**

Es la representación de la información con la cual el sistema opera, por lo tanto gestiona todos los accesos a dicha información. Trabaja junto a la vista para mostrar la información que el usuario solicite y es accedido por el controlador para añadir, eliminar, consultar o actualizar datos.

- **Vista**

Es la que presenta el modelo en un formato adecuado para que el usuario pueda interactuar con él, casi siempre es la interfaz de usuario.

- **Controlador**

Es el elemento más abstracto. Recibe, trata y responde los eventos enviados por el usuario o por la propia aplicación; invoca peticiones al modelo cuando se hace alguna solicitud sobre la información y puede enviar comandos a su vista

²*Hyper Text Markup Languaje*, hace referencia al lenguaje marcado en la elaboración de páginas web

asociada si se solicita un cambio en la forma en que se presenta el modelo, por tanto, se podría decir que el controlador hace de intermediario o *Middleware* entre la vista y el modelo (Reenskaug, n.d.).

4.1.3.4 Mapeo Objeto-Relacional (ORM)

Durante la implementación del “Sistema para monitoreo de convulsiones tónico clónicas generalizadas en pacientes con Epilepsia”, se utilizará programación en Java y bases de datos relacionales, por lo que es importante utilizar una técnica de programación que facilite el intercambio de información entre el código en Java y la base de datos.

La técnica que se utilizará es el Mapeo Objeto-Relacional (ORM), mismo que se explica brevemente a continuación.

En la programación orientada a objetos, las tareas de gestión de datos son implementadas generalmente a través de la manipulación de objetos, los cuales son casi siempre valores no escalares mientras que en las bases de datos relacionales solo se pueden almacenar y manipular valores escalares, como enteros y cadenas, organizados dentro de tablas normalizadas. Esto hace necesario que para almacenar la información tratada en un programa orientado a objetos en una base de datos relacional sea necesaria una traducción entre ambas formas

Una técnica de programación que provee una primera aproximación a la solución de este problema es el Mapeo Objeto-Relacional (ORM). Esta técnica permite, a través de un motor de persistencia, la conversión de datos entre el sistema de tipos utilizado en un lenguaje de programación orientado a objetos y el utilizado en una base de datos relacional. El esquema de esta técnica se observa en la Figura 16.

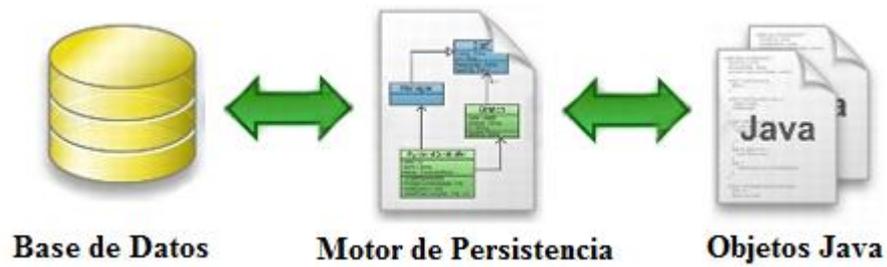


Figura 16: Conversión de datos utilizando ORM

En la práctica esto crea una base de datos orientada a objetos virtual, sobre la base de datos relacional, posibilitando el uso de las características propias de la orientación a objetos como la herencia y el polimorfismo. Las relaciones que implementa ORM entre las clases y las bases de datos se muestran en la Tabla 10 .

Tabla 10: Relaciones entre Clases y Bases de Datos sugeridas por la técnica de ORM

Programa orientado a objetos	Base de datos relacional
Clase	Tabla
Propiedad	Campo
Objeto	Fila
Identificador	Clave primaria
Puntero a otro objeto	Clave foránea

Ventajas

- Rapidez en el desarrollo.
- Abstracción de la base de datos.
- Reutilización.
- Seguridad.

- Mantenimiento del código.
- Lenguaje propio para realizar las consultas.

Desventajas

- **Tiempo utilizado en el aprendizaje:** este tipo de herramientas suelen ser complejas, por lo que su correcta utilización conllevará un tiempo de aprendizaje considerable.
- **Aplicaciones lentas:** debido a que las consultas que se hagan sobre la base de datos primero deberán ser transformadas al lenguaje propio de la herramienta, posteriormente leer los registros y finalizar con la creación de objetos.

4.2 Desarrollo de aplicación

La aplicación a ser ejecutada en el teléfono móvil inteligente, trabaja en tres etapas básicas, mismas que serán detalladas a continuación.

4.2.1 Ingreso e inicio de aplicación

La primera etapa consiste básicamente en el ingreso del usuario a la aplicación, la misma que le solicita ingresar los datos de configuración y una vez agregada esta información el usuario inicia la aplicación, este proceso se observa en el diagrama de la Figura 17.

Los datos de configuración mencionados anteriormente se dividen en tres grupos, éstos se observan en la Figura 18 y serán detallados a continuación.

- **Perfil de usuario**

El usuario debe registrar su nombre y número de historia clínica, éste último corresponderá a la identificación del usuario dentro del sistema.

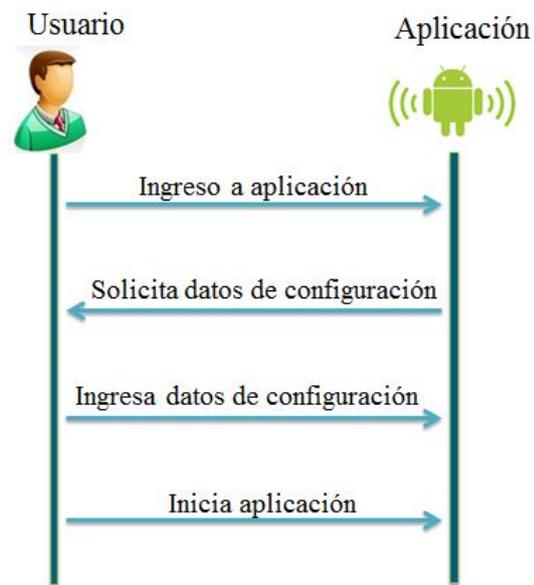


Figura 17: Etapa de ingreso e inicio de aplicación

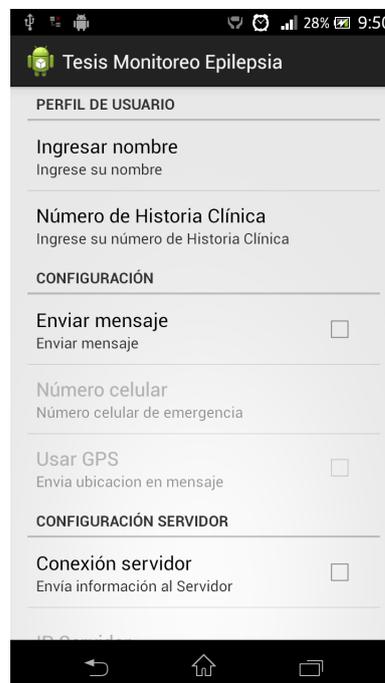


Figura 18: Configuración de aplicación

- **Opciones**

En este caso el usuario podrá decidir si utiliza el servicio de mensajería y GPS como parte de la alerta a implementarse en el dispositivo, caso contrario la aplicación solo emitirá un sonido.

En el caso de seleccionar la opción de envío de mensaje, el usuario deberá ingresar el número telefónico celular al cual desea se envíe la alerta.

- **Configuración de servidor**

La versatilidad de la aplicación le permite al usuario decidir entre: utilizar el sistema en su totalidad, es decir, interactuar conjuntamente con el servidor web o utilizarla solo como una alerta sin que la información sea registrada.

4.2.2 Detección de crisis convulsiva

La segunda etapa se observa en la Figura 19, esta describe el proceso posterior que se realiza una vez que la aplicación detecta una crisis convulsiva.

La aplicación en esta etapa utiliza tres recursos, el primero es iniciar la alarma sonora, en caso de que se trate de una falsa alarma el usuario podrá cancelarla, volviendo así al estado inicial de espera de la aplicación.

Después de que la alarma ha sido iniciada se utilizará el segundo recurso que es el posicionamiento, la aplicación utilizará el GPS determinando la longitud y latitud del dispositivo móvil.

Finalmente la información determinada en el punto anterior será enviada utilizando el tercer recurso, que consiste en enviar los datos por medio de un mensaje de texto a través de la red de telefonía celular.



Figura 19: Etapa de detección de convulsión

4.2.3 Almacenamiento de datos y conexión al Servidor Web

La tercera etapa se observa en la Figura 20, esta corresponde al enlace de la aplicación con el servidor web una vez detectada una crisis convulsiva.

La aplicación inicialmente intenta establecer una comunicación con el servidor web, si ésta resulta exitosa entonces los datos serán enviados y almacenados en el servidor para su posterior análisis y visualización, este proceso corresponderá al funcionamiento del sistema en modo *online*.

En el caso de que no sea posible establecer una conexión entre la aplicación y el servidor web, la información será almacenada en una base de datos local que se creará en el dispositivo móvil, siendo este el funcionamiento del sistema en modo *offline*, cabe mencionar que la aplicación intentará establecer la conexión al servidor para poder enviar los datos no sincronizados.

La información a ser enviada al servidor web en el momento que la conexión ha

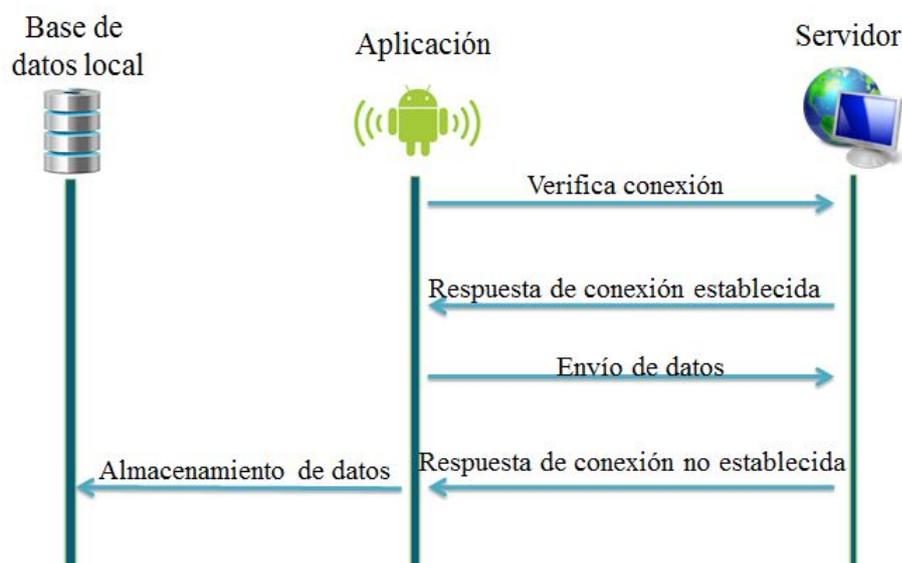


Figura 20: Etapa de almacenamiento y conexión al servidor web

siendo establecida se observa en la Tabla 11.

Tabla 11: Información enviada automáticamente por la aplicación

Nombre	Descripción
Código	Identificador de número de historia clínica
Nombre	Nombre del paciente
Fecha	Fecha del día que se detectó la convulsión
Hora	Hora de inicio de convulsión
Duración	Duración de la crisis convulsiva
Sync	Bandera de sincronización, indica si el dato se ha ingresado a la base de datos

4.2.4 Interfaz de usuario de la aplicación

En la Figura 21, se observa la interfaz de usuario de la aplicación instalada en el dispositivo móvil. Considerando que el usuario no interactúa directamente con la apli-

cación, excepto para la configuración correspondiente, esta cuenta básicamente con los siguientes elementos:

- **Boton Inicio**

Una vez que el usuario ha ingresado y configurado la aplicación, tiene la opción de pulsar el botón “Inicio”, el cual arranca el servicio que funciona en segundo plano dentro del dispositivo móvil.

Si la aplicación ha sido iniciada correctamente, se observará una notificación de la misma en la barra de estado.

- **Botón Detener**

Cuando un cierto suceso no convulsivo ha activado la alarma, el paciente podrá hacer uso del botón “Detener” y así interrumpir el proceso de envío de mensaje y registro de información en el servidor web.

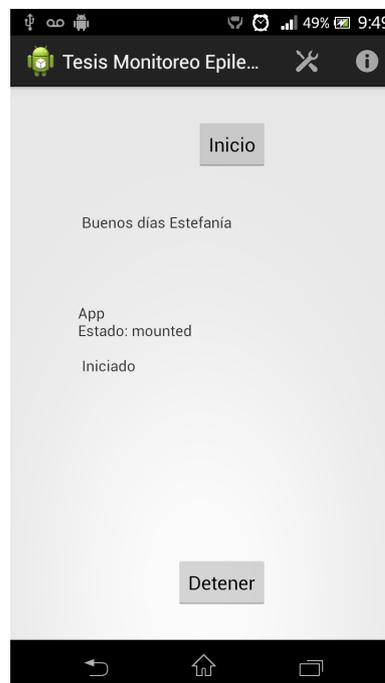


Figura 21: Interfaz de aplicación del dispositivo móvil

4.3 Desarrollo de la aplicación web para servidor

El proceso de acceso al servidor web se observa en el diagrama de la Figura 22, una vez que el médico tratante accede al servidor, tiene a su disposición la lista de pacientes registrados, tal que seleccione el de su interés.



Figura 22: Proceso de acceso al servidor web

La función principal del servidor web es permitir visualizar la información correspondiente a cada uno de los pacientes que utilizarán el sistema de monitoreo.

El servidor web contemplará las siguientes características:

- Empleo de una base de datos MYSQL para el registro y almacenamiento de la información de cada uno de los pacientes, para esto se empleará dos tablas como se observa en la Figura 23, mismas que se relacionan mediante sus respectivos códigos, su información se detalla a continuación.
 - **Paciente:** almacena los datos personales del paciente como son nombre y apellido, edad, y teléfono.
 - **incidencias:** almacena la fecha, hora y duración de una crisis convulsiva, datos enviados desde el terminal móvil.

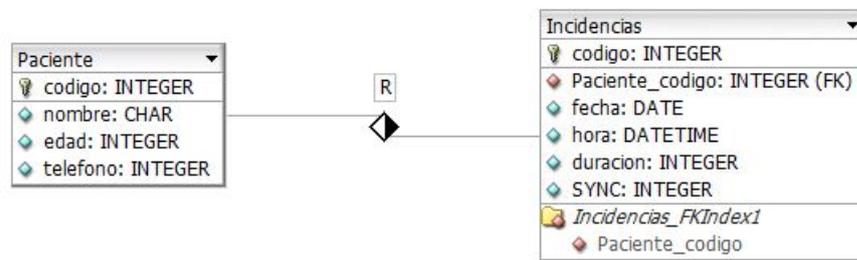


Figura 23: Base de datos

- La información será actualizada de manera automática cada vez que los dispositivos móviles lo envíen, eso quiere decir que la aplicación web estará ejecutándose constantemente a la espera de nuevos datos.
- Considerando a los actores del sistema de monitoreo, la interfaz será de fácil utilización es decir, amigable con el usuario. En la Figura 24 se observa la página de inicio la cual permite ingresar a las páginas de registro y reporte.

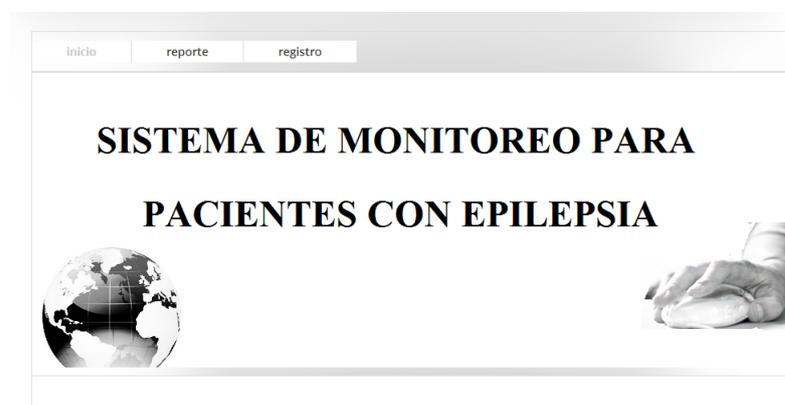


Figura 24: Página principal

- Cuentas independientes para cada uno de los pacientes registrados. En la pestaña registro se puede ingresar información correspondiente para cada paciente nuevo que desee ser parte del sistema. La Figura 25 muestra el ingreso de un nuevo paciente.

Sistema de monitoreo para pacientes con Epilepsia

inicio	reporte	registro
Nombre: <input type="text" value="Margarita Rodriguez"/>	Telefono: <input type="text" value="2987463"/>	Nro Historia Clinica: <input type="text" value="13"/>
<input type="button" value="Enviar"/>		

© 2013
Epilepsia

Figura 25: Registro de pacientes en página web

- Permitirá visualizar de forma gráfica la evolución de las crisis epilépticas presentadas por el paciente. En la pestaña reporte el médico deberá seleccionar el paciente y mes del cual se desea visualizar la información.

En la Figura 26, se observa la información almacenada durante el mes seleccionado, así como la gráfica que indica la cantidad de incidencias por semana.

Sistema de monitoreo para pacientes con Epilepsia



Figura 26: Registro de pacientes en página web

CAPITULO 5

PRUEBAS DEL

FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA

Una vez desarrollado el algoritmo matemático a ser utilizado en la aplicación del teléfono móvil, se verificó su funcionamiento utilizando los datos recolectados al inicio de esta investigación, los cuales corresponden a cinco pacientes quienes presentaban convulsiones tónico clónicas generalizadas de manera frecuente, a continuación se mostrarán parte de los datos obtenidos de los mismos, cabe aclarar que para resguardar la privacidad de estos no se mencionarán sus datos personales.

Tabla 12: Datos del paciente 1

Eje X	Eje Y	Eje Z	Media euclidea	Señal suavizada	Hora	mm:ss:ms
-1,2641385	6,742072	7,201759	9,9457988	4,99	10	54:5:95
-1,340753	6,703765	7,240066	9,95774269	9,95	10	54:5:115
-1,3790601	6,7803793	7,1634517	9,95943726	9,96	10	54:5:134
-1,4173675	6,6654577	7,3166804	9,99855335	9,98	10	54:5:155
-1,1492168	6,742072	7,393295	10,071596	10,04	10	54:5:176
-1,1492168	6,703765	7,2783732	9,96172078	10,02	10	54:5:196
-1,2258313	6,703765	7,2783732	9,97084971	9,97	10	54:5:215
-1,3024458	6,6654577	7,240066	9,92689514	9,95	10	54:5:236
-1,340753	6,703765	7,2783732	9,98562969	9,96	10	54:5:256
-1,1875241	6,703765	7,2783732	9,96621268	9,98	10	54:5:277
-1,1875241	6,742072	7,2783732	9,99202006	9,98	10	54:5:297
-1,3790601	6,7803793	7,1634517	9,95943726	9,98	10	54:5:317
-1,3024458	6,742072	7,201759	9,9507403	9,96	10	54:5:337
-1,3024458	6,8569937	7,201759	10,0289611	9,99	10	54:5:355
-1,2641385	6,742072	7,201759	9,9457988	9,99	10	54:5:376
-1,4173675	6,742072	7,1251445	9,91121333	9,93	10	54:5:396
-1,4173675	6,742072	7,2783732	10,021935	9,97	10	54:5:417
-1,3024458	6,6654577	7,3549876	10,0110206	10,02	10	54:5:438
-1,1492168	6,742072	7,1251445	9,87643247	9,94	10	54:5:456
-1,3024458	6,703765	7,240066	9,95265723	9,91	10	54:5:476
-1,2641385	6,742072	7,2783732	10,0014148	9,98	10	54:5:496
-1,3024458	6,6271505	7,2783732	9,92926006	9,97	10	54:5:517
-1,1875241	6,6654577	7,240066	9,91247172	9,92	10	54:5:537
-1,340753	6,7803793	7,2783732	10,0372246	9,98	10	54:5:556

Como se mencionó en el Capítulo 3, los datos obtenidos por medio del acelerómetro se toman con una frecuencia de 50Hz, es decir que se obtienen 50 datos por segundo.

Para el posterior análisis de los datos registrados, se los almacenó en un archivo .txt ubicado en la tarjeta de seguridad digital del dispositivo. Estos datos fueron almacenados como se observa en la Tabla 12; las tres primeras columnas corresponden a los valores de los ejes X, Y y Z, la cuarta columna es el resultado de la media euclídeana de los tres ejes denominada señal original, la quinta columna es la señal suavizada, y las dos últimas columnas corresponden a la hora, minutos, segundos y milisegundos en los cuales fue detectado el movimiento.

La adquisición de datos se realizó durante 12 semanas. Considerando que las crisis se presentan de forma inesperada, el monitoreo de los pacientes se llevo a cabo por un tiempo promedio de 5 horas, se colocó el teléfono inteligente a la altura de la cintura por este lapso de tiempo, en el cual este almacenó los datos del movimiento de todas las actividades del paciente.

Debido a que la toma de datos correspondía a la etapa inicial de análisis, fue necesario registrar manualmente la hora exacta en la que se produjo una crisis convulsiva y su duración, de tal forma que los datos almacenados durante esos segundos sean el objeto de estudio y análisis.

En la Tabla 13 se detalla la duración en segundos de las convulsiones monitoreadas de cada una de las semanas en las que se produjeron, como se observa existieron semanas en las cuales el paciente no presentó crisis convulsivas. Por lo tanto se obtuvieron un total de 19 muestras, entendiéndose por muestra el conjunto de datos tomados durante una convulsión, lo que da un total de 15650 datos.

Tabla 13: Número de muestras analizadas

	Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3	Paciente 4	Paciente 5
Semana 1 (s)	23	16	21	0	0
Semana 2 (s)	0	0	0	27	28
Semana 3 (s)	0	0	0	0	0
Semana 4 (s)	24	22	0	0	0
Semana 5 (s)	0	0	26	0	29
Semana 6 (s)	29	0	0	0	0
Semana 7(s)	0	24	0	25	0
Semana 8 (s)	0	0	28	0	0
Semana 9 (s)	18	18	0	19	0
Semana 10 (s)	0	0	24	0	0
Semana 11(s)	31	25	0	0	0
Semana 12 (s)	0	0	0	0	0
Total muestras	5	5	4	3	2
Total datos	6250	5250	4950	3550	2850

5.1 Establecimiento de valores de umbral

Los valores de umbral superior e inferior se definieron adicionando y restando a la media aritmética el valor obtenido de la desviación estándar, esto considerando la naturaleza del algoritmo implementado, el cual detecta la presencia de picos en el movimiento basándose en el flanco descendente.

Tomando en cuenta los valores obtenidos en el Capítulo 3 de la media y desviación

estándar, se establecieron los valores preliminares de umbral para la detección de un movimiento convulsivo como se observa en la tabla 14.

Tabla 14: Valores umbral de un movimiento convulsivo

Parámetros	Valores
Media	12,2629
Desviación estándar	2,9864
Umbral superior	15,2493
Umbral inferior	9,2765

En la Tabla 15 se observa los resultados obtenidos al aplicar el algoritmo con los valores de umbral preliminares a los datos de una convulsión epiléptica, como se visualiza no se logro una detección adecuada, ya que no se identificaron los picos existes, esto se debe al efecto de factores externos como: posición del dispositivo, características del teléfono inteligente y manipulación del paciente, considerando esto se procedió a calcular la media aritmética, varianza y desviación estándar por cada segundo que duró una convulsión epiléptica, realizando este proceso para cada uno de los datos de los pacientes.

Tabla 15: Identificación de convulsión

Señal suavizada	Aciertos
10,74311131	verdadero
9,914840125	falso
8,971255122	falso
8,281274926	falso
9,521022106	falso
10,8922611	falso
11,96228684	falso
11,49861467	falso
10,0405137	falso
9,838396607	falso
9,565691133	falso
9,369308711	falso
10,13267818	falso
11,66893722	falso
12,48421902	falso
10,84290794	verdadero
8,938070124	falso

En las figuras 27, 28, 29, se observa la variación que presenta la media aritmética, varianza y desviación estándar conforme se desarrolla la convulsión epiléptica en uno de los pacientes, por lo que se concluye que el proceso en análisis es un proceso no estacionario.

Por tratarse de un proceso no estacionario se establece que la aplicación a ser ejecutada en el teléfono inteligente realizará un ajuste continuo, es decir será personalizada,

lo que implica que por cada segundo de una convulsión calculará la media aritmética y desviación estándar de los datos que cumplan con la frecuencia propia de una crisis convulsiva, estableciendo así constantemente nuevos límites de detección.

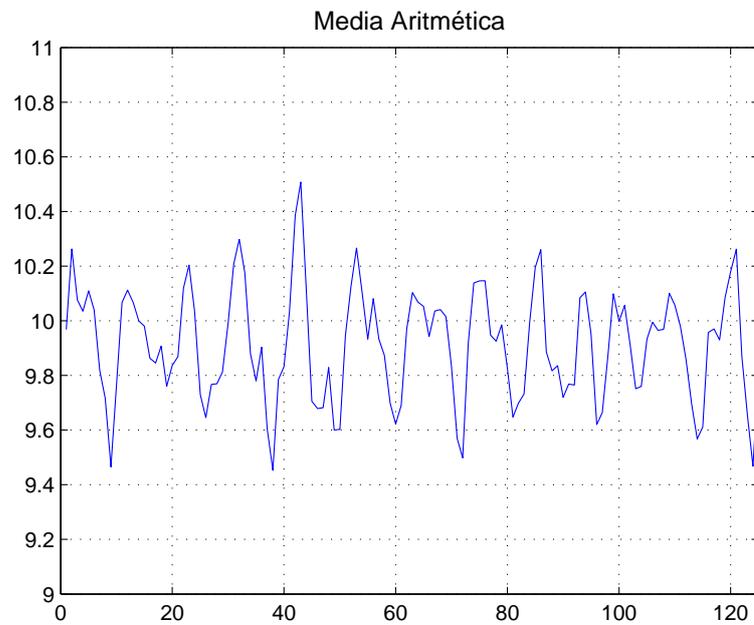


Figura 27: Media aritmética de datos de convulsiones epilépticas

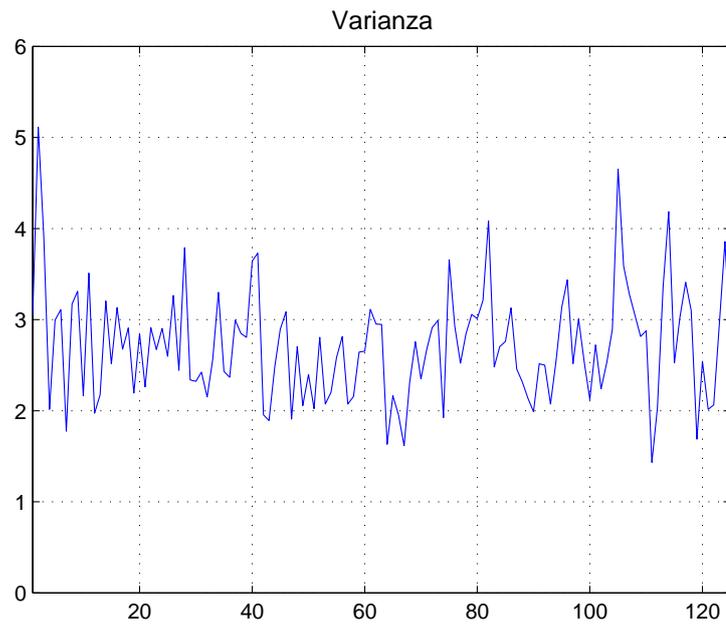


Figura 28: Varianza de datos de convulsiones epilépticas

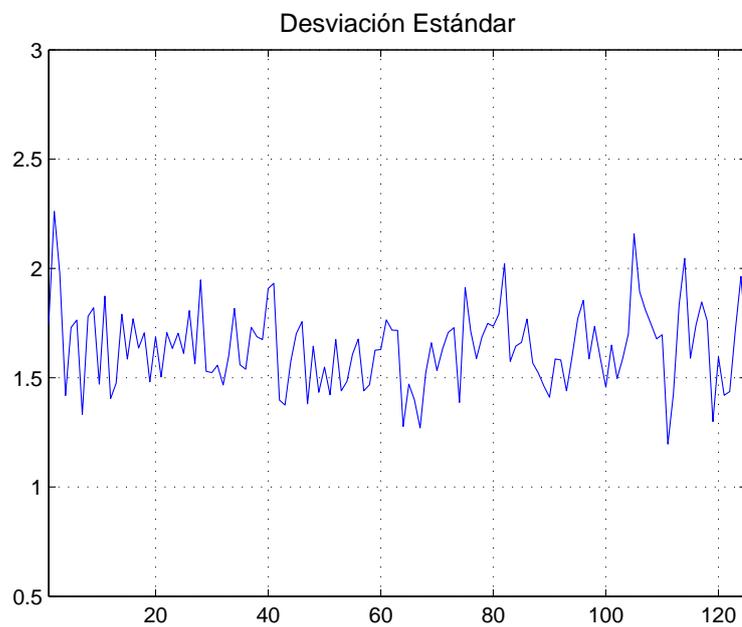


Figura 29: Desviación estándar de datos de convulsiones epilépticas

A continuación en la tabla 16, se observa un extracto de los datos de los tres

primeros segundos de una convulsión utilizando el algoritmo anteriormente mencionado, se evidencia una correcta detección de convulsión en el transcurso de la misma.

Tabla 16: Identificación de convulsión

Minuto 1		Minuto 2		Minuto 3	
Señal	Aciertos	Señal	Aciertos	Señal	Aciertos
17,7908	falso	9,41828	falso	8,09226	falso
17,2735	falso	11,2841	falso	5,76661	falso
13,8175	falso	12,0626	falso	4,80981	falso
11,2885	falso	12,0174	falso	7,47079	verdadero
8,67107	falso	11,9674	falso	13,3411	falso
6,32904	falso	8,29756	falso	15,9865	falso
5,16835	falso	6,29184	falso	15,4186	falso
5,13503	falso	5,8193	falso	11,743	falso
9,8157	verdadero	7,86045	verdadero	9,40604	falso
12,5283	falso	10,8315	falso	6,33044	falso
13,0929	falso	12,2191	falso	4,83643	falso
13,2002	falso	11,9116	falso	4,7436	falso
12,2923	falso	11,259	falso	8,73783	verdadero
10,6219	falso	11,2371	falso	13,5736	falso
8,23356	falso	9,02515	falso	16,5708	falso

5.2 Funcionamiento de la aplicación en el dispositivo móvil

Tal como se indicó en el Capítulo 3, se determinó previamente que la aplicación para el teléfono inteligente deberá funcionar adecuadamente a partir de la versión 2.2 de la

plataforma Android. Esto fue verificado como se observa en los resultados obtenidos en la Tabla 17

Tabla 17: Pruebas en plataforma Android

Celular	Versión Android	Funcionamiento
Sony Xperia V	4.1	correcto
Samsung Galaxi S4	4.1	correcto
HTC Nextel	4.1	correcto
Samsung Chaton	2.3	correcto

5.3 Funcionamiento del Servidor

Como se ha establecido el sistema de monitoreo envía los datos de las convulsiones al servidor, para evaluar el funcionamiento del mismo se realizaron diez pruebas como se detalla en la Tabla 18, cinco de estas cuando el teléfono mantuvo conexión a la red y cinco sin que esta conexión se haya establecido. En el caso en el cual el teléfono no mantuvo una conexión con el servidor se comprobó que los datos fueron almacenados en la base local del teléfono inteligente.

Tabla 18: Pruebas de conexión con el servidor

Servidor	Con conexión	Sin conexión
Prueba 1	si	si
Prueba 2	si	si
Prueba 3	si	si
Prueba 4	si	si
Prueba 5	si	si

CONCLUSIONES

El acelerómetro mide la aceleración del dispositivo en los ejes X, Y y Z, valores decimales obtenidos a partir del vector de gravedad. Considerando que no es relevante determinar la dirección del movimiento se obtuvo la media euclidiana de estos tres vectores, trabajando así con una sola magnitud de aceleración.

Un ligero cambio en la orientación del teléfono es bastante común incluso en una posición de espera, lo que puede producir picos anómalos en la señal resultante, es por esto resulta indispensable realizar un suavizado de la señal a ser analizada.

Debido a las limitaciones propias de la plataforma Android y requerimientos de la aplicación se emplea un algoritmo de bajo costo computacional que pueda ser ejecutado en tiempo real.

Un movimiento convulsivo presenta una frecuencia de 4 a 8 Hz, por lo que el algoritmo diseñado identifica la presencia de picos en el transcurso de movimiento, entendiéndose por picos a una variación brusca de la amplitud de la aceleración.

La identificación de picos se realiza por flanco descendente mediante el establecimiento de una ventana de detección. Los valores de umbral superior e inferior corresponden a sumar y restar respectivamente a la media aritmética del movimiento su desviación estándar.

Luego de realizar una prueba con el valor de la media aritmética y desviación estándar de todos los datos recopilados, se obtuvieron resultados erróneos, es decir, no se realizó la correcta detección de un movimiento convulsivo por lo que se procedió a analizar el comportamiento de estos valores.

Una vez analizado el comportamiento de la media aritmética, varianza y desviación estándar de un movimiento convulsivo se concluye que se trata de un movimiento no estacionario. Además al compararlos con los valores obtenidos de otros movimientos cotidianos como caminar y correr se observó una clara diferencia.

Por lo antes expuesto y considerando factores externos que influyen en los datos como posición del dispositivo, características del teléfono inteligente y manipulación del paciente, es necesario realizar un ajuste continuo de los valores de umbral lo que hace de esta una aplicación personalizada.

Para una eficiente detección de un movimiento convulsivo se recomienda que la posición del terminal móvil se ubique de forma constante a la altura de la cintura dado que la influencia de la componente gravitacional sobre el acelerómetro en esta posición es menor.

Se recomienda verificar los datos ingresados en la aplicación como son el número de historia clínica y teléfono de contacto, de tal manera que se pueda realiza un correcto registro de la información a ser enviados al servidor.

Debido a que en el momento de una crisis convulsiva el paciente no interactúa con el dispositivo móvil se recomienda previo el inicio de la aplicación, activar el servicio de ubicación GPS del mismo.

BIBLIOGRAFÍA

- A., T. (2008). *Sistemas distribuidos*. Pearson Education.
- Ableson, F. (2011). *Android guia para desarrolladores*. ANAYA.
- Adams, R. D. (2013). *Principios de neurologia de adams y victor*. McGraw Hil.
- Aranaz, J. (2010). *Desarrollo de aplicaciones para dispositivos móviles sobre la plataforma android de google* (Unpublished master's thesis). Universidad Carlos III e Madrid.
- Commons, C. (2013). *Página de desarrolladores de android*. (extraído febrero 4, 2013)
- El gran libro de android*. (2012). Marcombo.
- Gartner. (2013). *Asia, pacific led worldwide mobile phone sales to growth in first quarter of 2013*. (extraído septiembre 20, 2013)
- Herraz, G. (2012). *Android* (Unpublished master's thesis). Universidad Politécnica de Valencia.
- ILAE. (2010). *Commission on classification and terminology*. www.ilae.org.
- James, D. (2004). An accelerometer based sensor platform for insitu elite athlete performance analysis. *IEEE Repository*.
- json.org. (2013). *Introduccion a json*. (extraído junio 29, 2013)
- Nogueira, L. M. (2010). Evaluating android os for embedded real-time systems. *IP Hurray, Technical Report*.
- OMS, I., ILAE. (2011). *Informe sobre la epilepsia en latinoamerica*,. (extraído febrero

5, 2013)

Pesantez, K. (2013). Vigilantes electrónicos. *Revista Vistazo*. (extraído febrero 2, 2013)

Reenskaug, T. (n.d.). *More deeply, the framework exists to separate the representation of information from user interaction*. (extraído septiembre 23, 2013)

Ruiz, T. (n.d.). *El acelerometro de un dispositivo android*. (extraído septiembre 23, 2013)

SEMATECH, N. (2012). *Process or product monitoring and control*. (extraído noviembre 07, 2013)

Valencia, A. M. (2013). El usuario de 'smartphones' se llena de aplicaciones que no usa. *Diario El Comercio*. (extraído febrero 2, 2013)