



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

“DESARROLLO DE UN SISTEMA DE ALARMAS
TEMPRANAS PARA AYUDAR A PERSONAS
AFECTADAS CON EPILEPSIA, A PARTIR DEL
MONITOREO Y ANÁLISIS DE SUS ONDAS
CEREBRALES.”

Previo a la obtención del título de:
INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES

EDDIE JOAO VALDIVIESO PÁEZ
JORGE ALBERTO ALBA VEGA

GUAYAQUIL – ECUADOR

2017

AGRADECIMIENTO

Muy pocas ocasiones en la vida representan algo tan importante, como éste momento cumbre, al terminar nuestros estudios superiores.

Ha sido un arduo camino lleno de esperanza, alegría y desesperación, el cual hubiera sido muy difícil de sortear sin el apoyo de gente maravillosa que me ha brindado su apoyo incondicional como son mi familia y amigos.

A mi madre, la señora Marcia Vega por siempre estar presta a ofrecerme su ayuda y amor, a mi padre el señor Jorge Alba, por ofrecerme la oportunidad de vivir la experiencia de crecer como una persona útil para la sociedad.

Quiero agradecer la indescriptible ayuda de la Ing. Mariuxi Márquez, con quien tengo la suerte de haber compartido tantos momentos difíciles y de haberlos superado con paciencia y tesón.

A mis profesores, siempre solícitos a compartir su conocimiento en las aulas de clase y sus experiencias vividas fuera de ellas.

Y a todos quienes en algún momento me dieron la mano.

Jorge Alba Vega

AGRADECIMIENTO

Primeramente, agradezco a Dios el pilar más fuerte que me ha dado salud y fuerza para lograr esta meta propuesta con mucha dedicación.

A mi madre Gina Páez por ser siempre una muestra de lucha y de amor por sus seres queridos, a mi padre Eddie Valdivieso por enseñarme a ser responsable, puntual y siempre humilde ante cualquier persona.

Quiero agradecer a mi abuela Filomena Mieles quien es una gran motivación y una gran ayuda en todo aspecto de mi vida; y a toda mi familia quienes siempre me apoyan a seguir adelante.

A mi tutor Cesar Yépez por todos sus consejos, a la Dra. Kelly Quinteros quien resolvió muchas dudas del campo de medicina, profesores que me brindaron sus conocimientos.

Y a todos mis amigos con quienes compartí las mismas experiencias en esta gran Universidad.

Eddie Valdivieso Páez

DEDICATORIA

Dedicamos este trabajo principalmente a Dios, a nuestras familias que siempre han deseado todo lo mejor para nosotros y a aquellos que nos han apoyado en el transcurso de este largo trayecto.

TRIBUNAL DE EVALUACIÓN

.....
Msc. César Eduardo Yépez Flores

PROFESOR EVALUADOR

.....
Dr. Germán Ricardo Vargas López

PROFESOR EVALUADOR

DECLARACIÓN EXPRESA

"La responsabilidad y la autoría del contenido de este Trabajo de Titulación, nos corresponde exclusivamente; y damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual".

Eddie Joao Valdivieso Páez

Jorge Alberto Alba Vega

RESUMEN

En el Ecuador, aproximadamente un 2% de la población padece o es propenso a la epilepsia, una patología incurable, pero bajo la debida supervisión y tratamiento se puede mantener bajo control. El tratamiento médico para esta enfermedad tiene como finalidad aumentar el lapso transcurrido entre cada episodio epiléptico.

La finalidad de este proyecto es reducir el tiempo de respuesta auxiliar ante un episodio epiléptico, debido a que éstos pueden desembocar en fatalidades, logrando una mayor seguridad tanto en pacientes como familiares.

Se realizó una investigación exhaustiva contando con asesoría de un profesional especializado en esta área, sobre los aspectos médicos involucrados en esta patología, además del análisis de las formas de onda de los distintos tipos de epilepsia.

Se seleccionó una de las clases más comunes, la epilepsia focalizada en el lóbulo frontal, de la cual se determinó el patrón común generado en las ondas cerebrales presentadas durante una crisis. En base a este patrón, se desarrolló un algoritmo capaz de encontrar un comportamiento similar entre las ondas captadas por un sensor de actividad cerebral y las puntas propias de una crisis epiléptica de lóbulo frontal.

En el caso de que el algoritmo haya detectado un comportamiento epiléptico, el controlador del sistema de adquisición de datos emite una señal a través de bluetooth, la cual activa un algoritmo que envía un mensaje de texto con la ubicación geográfica del paciente, adquirida mediante GPS.

Los resultados logrados fueron muy exitosos, a pesar, de que la mayoría fueron en pruebas simuladas por la falta de predisposición en pacientes epilépticos; se logró generar ondas muy parecidas a las de una crisis epiléptica, y el sistema de alarma tuvo una efectividad del 95% aproximadamente. Con una eficiencia muy alta y pudiéndose elevar aún más el proyecto cumple los objetivos y puede llegar a ser un gran avance electrónico en el campo de la medicina.

ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTO	ii
DEDICATORIA	iv
TRIBUNAL DE EVALUACIÓN	v
RESUMEN.....	vii
ÍNDICE GENERAL	viii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xi
ÍNDICE DE TABLAS.....	xiii
CAPÍTULO 1.....	1
1. EPILEPSIA.....	1
1.1 Terminología	1
1.2 Causas	1
1.3 Estudios estadísticos.....	2
1.4 Clasificación de la Epilepsia y síndromes epilépticos (E-SE).....	3
1.4.1 Epilepsia de lóbulo frontal.....	5
1.5 Generalidades del proyecto.	6
1.5.1 Problemática.....	6
1.5.2 Objetivo General.....	6
1.5.3 Objetivos Específicos.	7

1.5.4	Resultados Esperados y Elementos diferenciales.	7
1.5.5	Justificación.	8
CAPÍTULO 2.....		10
2. METODOLOGÍA, INVESTIGACIÓN Y DESARROLLO DE ALGORITMOS PARA LA DETECCIÓN DE ACTIVIDAD PAROXÍSTICA DEL LÓBULO FRONTAL EN PACIENTES EPILÉPTICOS.		10
2.1	Metodología	10
2.2	Análisis de encefalogramas y patrones de actividades cerebrales.	11
2.2.1	Análisis de encefalogramas.	11
2.2.2	Reconocimiento de actividad paroxística en una crisis epiléptica focalizada en el lóbulo frontal.	12
2.3	Algoritmos de reconocimiento de actividad paroxística.	15
2.4	Sensores electrónicos usados para la detección y alerta de anomalías en las ondas cerebrales de los pacientes epilépticos.	17
2.4.1	Sensor de actividad cerebral NeuroSky.....	18
2.4.2	Amplificación de las ondas cerebrales.....	20
2.4.3	Control del sistema por medio del Arduino Leonardo.	22
2.4.4	Módulo Bluetooth y aplicación Android.....	23
2.4.5	Ubicación dada por GPS.	26
2.4.6	Mensajes de texto.....	26
CAPÍTULO 3.....		27

3. ANÁLISIS DE PRUEBAS Y RESULTADOS CON UN GENERADOR DE FUNCIONES Y UN SENSOR DE ACTIVIDAD CEREBRAL.....	27
3.1 Resultados de las pruebas elaboradas con un generador de funciones.	27
3.1.1 Resultado de pruebas usando una onda senoidal sin ruido. 29	
3.1.2 Resultado de pruebas usando una onda senoidal con ruido. 35	
3.2 Resultados de las pruebas elaboradas con un sensor de actividad cerebral.....	46
3.3 Resultados de las simulaciones en Pspice para el amplificador y el sumador.	47
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	52
BIBLIOGRAFÍA.....	53
ANEXOS.....	56

ÍNDICE DE FIGURAS.

Figura 1.1. Incidencia específica por edad de la epilepsia en américa.	2
Figura 1.2 Partes del cerebro.	5
Figura 2.1. Zonas monitorizables del cráneo.	13
Figura 2.2. Encefalograma visto en software.	13
Figura 2.3. Forma punta.	14
Figura 2.4. Forma onda Aguda.	14
Figura 2.5. Forma punta-onda.	14
Figura 2.6. Forma punta-onda lenta.	15
Figura 2.7. Forma Polipunta.	15
Figura 2.8. Diagrama de flujo del algoritmo.	16
Figura 2.9. Diagrama estructural del sistema.	18
Figura 2.10. EEG tomado en estado de descanso.	19
Figura 2.11. EEG tomado en estado de atención con su transformada de Fourier.	19
Figura 2.12. EEG tomado durante el parpadeo.	20
Figura 2.13. Circuito amplificador de voltaje.	21
Figura 2.14. Circuito amplificador y sumador de voltaje.	22
Figura 2.15. Pantalla 1 de la Aplicación.	24
Figura 2.16. Pantalla 2 de la Aplicación.	25
Figura 3.1. Sección negativa de onda senoidal.	28
Figura 3.2. Función senoidal de 7.28Hz.	29
Figura 3.3. Función senoidal de 7.78 Hz.	30
Figura 3.4. Función senoidal de 8.032 Hz.	30
Figura 3.5. Función senoidal de 9.083 Hz.	31
Figura 3.6. Función senoidal de 9.602 Hz.	32
Figura 3.7. Función senoidal de 10.31 Hz.	32
Figura 3.8. Función senoidal de 14.29 Hz.	33

Figura 3.9. Función senoidal de 30.86 Hz.	34
Figura 3.10. Función senoidal de 41.49 Hz.	34
Figura 3.11. Función senoidal de 4.1 Hz con ruido.	35
Figura 3.12. Función senoidal de 5.9 Hz con ruido.	36
Figura 3.13. Función senoidal de 7.28 Hz con ruido.	36
Figura 3.14. Función senoidal de 8 Hz con ruido.	37
Figura 3.15. Función senoidal de 9 Hz con ruido.	38
Figura 3.16. Función senoidal de 10 Hz con ruido.	38
Figura 3.17. Función senoidal de 12 Hz con ruido.	39
Figura 3.18. Función senoidal de 15.4 Hz con ruido.	40
Figura 3.19. Función senoidal de 20.80 Hz con ruido.	40
Figura 3.20. Función senoidal de 25.60 Hz con ruido.	41
Figura 3.21. Función senoidal de 30.50 Hz con ruido.	42
Figura 3.22. Función senoidal de 40.72 Hz con ruido.	42
Figura 3.23. Espectro de la señal bluetooth.	43
Figura 3.24. Espectro de la señal GSM.	44
Figura 3.25. SMS recibido	44
Figura 3.26. Ubicación del paciente en el SMS recibido.	45
Figura 3.27. Actividad cerebral con los ojos abiertos.	47
Figura 3.28. Actividad cerebral con los ojos cerrados.	47
Figura 3.29. Actividad cerebral escuchando música.	47
Figura 3.30. Circuito amplificador y sumador.	48
Figura 3.31. Señal Vin1 entrada al amplificador.	48
Figura 3.32. Señal V2.1 salida del amplificador.	49
Figura 3.33. Señal Vadd1 salida del sumador.	49
Figura 3.34. Señal Vin2 entrada al amplificador.	50
Figura 3.35. Señal V2.2 salida del amplificador.	50
Figura 3.36. Señal Vadd2 salida del sumador.	50

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Razón estandarizada de mortalidad en individuos con epilepsia en el Ecuador.	3
Tabla 2. Especificaciones Técnicas del Arduino Leonardo.	22
Tabla 3. Características del Bluetooth HC-05.	23

CAPÍTULO 1

1. EPILEPSIA

1.1 Terminología

La epilepsia es un trastorno neurológico que se caracteriza por la presencia de convulsiones recurrentes. Las convulsiones son producidas por impulsos eléctricos que se extienden de manera anormal en el cerebro produciendo la activación las células nerviosas cerebrales [1].

Los impulsos eléctricos descontrolados que se propagan desde el cerebro afectan a otras células nerviosas del cuerpo como la de los músculos o glándulas, provocando que las personas experimenten pensamientos, sensaciones erráticas, movimientos inconscientes (convulsiones), espasmos musculares, o pérdida de conciencia [1].

1.2 Causas

No existe un origen único, debido a que las neuronas continuamente están generando conexiones hacia otras células nerviosas, y en algunas ocasiones dichas conexiones terminan siendo erróneas.

El 50% de los casos reportados de epilepsia se origina cuando el cerebro intenta auto repararse de alguna lesión causada por un traumatismo o infección, sin embargo, en el resto de los casos se desconoce la causa de esta anomalía en el “cableado cerebral” [2].

Entre las causas más comunes se encuentran:

- Por herencia
- Errores congénitos
- Anoxia cerebral
- Traumatismo cráneo-encefálicos
- Tumores cerebrales

- Enfermedades infecciosas
- Trastornos metabólicos adquiridos
- Enfermedades degenerativas del sistema nervioso central
- Consumo de sustancias tóxicas

1.3 Estudios estadísticos

Como informa la OMS en su portal web, alrededor de 50 millones de personas en el mundo padecen epilepsia. Los estudios realizados develaron una razón de 4 a 10 casos de epilepsia por cada 1000 habitantes, en países desarrollados y entre 7 a 14 casos por cada 1000 habitantes para países en vías de desarrollo.

A nivel mundial se presentan 2.4 millones de casos nuevos al año, en el caso de países con altos recursos se presentan entre 30 y 50 casos nuevos anuales, en cambio que, para regiones de bajos ingresos no existe una cantidad verificable, pero se estima que la incidencia puede ascender al doble, debido a que el sistema de salubridad suele ser deficiente y existe un mayor riesgo de sufrir enfermedades propias de la zona como el paludismo y la neurocisticercosis, razón por la cual los países en vías de desarrollo presentan un 80% de los casos de epilepsia actuales [3].

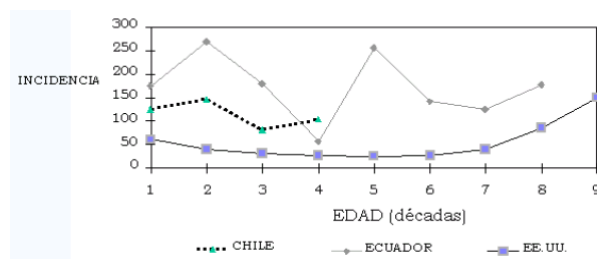


Figura 1.1. Incidencia específica por edad de la epilepsia en América.

En la figura 1.1 se observa la incidencia de la epilepsia en América por edades de las personas que lo padecen. Según cifras oficiales se estima que en Ecuador el 2% de la población sufre de epilepsia [5].

En un estudio realizado por el Centro Regional de Epilepsias en la ciudad de Cuenca en el año 2000 se determinó lo siguiente [4]:

- La prevalencia de epilepsia activa es de 7 a 12 por cada 1.000 habitantes.
- La incidencia es de 120 a 172 por cada 100.000 habitantes.
- Los grupos de edad susceptibles, los cuales abarcan desde la adolescencia hasta la mediana edad, se encuentran más propensos a enfermedades infecciosas y parasitarias.

Edad	Pacientes con Epilepsia	Muertes esperadas*	Muertes observadas	R.E.M.
0-19	268	0.55	4	7.7
20-59	102	0.31	3	7.1
>60	9	0.41	1	3.2
	379	1.28	7	6.3

Tabla 1. Razón estandarizada de mortalidad en individuos con epilepsia en el Ecuador.

La REM es la razón entre el número de muertes observadas y la cantidad de muertes esperadas como se observa en la tabla 1. La razón estandarizada de mortalidad (REM) en pacientes con epilepsia es 6.3, y la REM para muerte súbita es de 3.9 [4].

1.4 Clasificación de la Epilepsia y síndromes epilépticos (E-SE).

La epilepsia se ha clasificado de la siguiente manera:

a) E-SE Asociadas a la localización (focal, parcial).

- Idiopáticas (Inicio relacionado con la edad)
 - Epilepsia benigna de la infancia con puntas centro temporales.
 - Epilepsia benigna de la infancia con paroxismos occipitales.
 - Epilepsia primaria de la lectura.
- Sintomáticos.
 - Epilepsia crónica parcial continua progresiva de la infancia.
 - Epilepsia refleja.
 - Epilepsia del lóbulo frontal.
 - Epilepsia del lóbulo parietal.
 - Epilepsia del lóbulo temporal.

- Epilepsia del lóbulo occipital.
- Criptogénicos.
- b) E-SE Generalizados.
 - Idiopáticas (Relacionados con la edad)
 - Convulsiones neonatales benignas familiares.
 - Convulsiones neonatales benignas.
 - Epilepsia mioclónica benigna de la infancia.
 - Epilepsia de la infancia con crisis de ausencias.
 - Epilepsia juvenil con crisis de ausencias.
 - Epilepsia mioclónica juvenil.
 - Epilepsia con crisis tónico-clónicas generalizadas del despertar.
 - Otras epilepsias no definidas.
 - Epilepsias precipitadas por modos específicos de activación.
 - Criptogénicas o Sintomáticas (Orden según edad de presentación).
 - Síndrome de West.
 - Síndrome de Lennox-Gastaut.
 - Epilepsia con crisis mioclónico-astáticas.
 - Epilepsia con ausencias mioclónicas.
 - Sintomáticos.
 - Etiología no específica (relacionados con la edad)
 - Encefalopatía mioclónica precoz.
 - Encefalopatía epiléptica infantil precoz con salvas de supresión.
 - Otras no definidas.
 - Síndromes Específicos (enfermedades cuya manifestación inicial o predominante son las crisis epilépticas).
- c) E-SE de localización o generalizada no determinada.
 - Crisis neonatales.
 - Epilepsia mioclónica grave de la infancia.
 - Epilepsia con actividad continua punta-onda durante el sueño.
 - Afasia epiléptica adquirida (Síndrome de Landau-Kleffner).
 - Otras.

- Epilepsias con crisis tonicoclónicas sin clasificar su origen focal o generalizado.
- Síndromes especiales
- Convulsiones febriles.
- Crisis aisladas o estatus epiléptico aislado.
- Crisis con trastornos agudos metabólicos o tóxicos [8].

1.4.1 Epilepsia de lóbulo frontal.

El lóbulo frontal constituye la parte más compleja del cerebro y agrupa funciones que van desde el control del movimiento corporal en la corteza motora, articulación de palabras, la coordinación de las acciones que se ejecutan en respuesta a la información sobre el ambiente que recibe de otras partes del cerebro, hasta controlar y definir los actos conscientes y la personalidad del individuo en la corteza prefrontal.

La epilepsia de lóbulo frontal se presenta con crisis que afectan al habla (balbuceos, incapacidad de formular palabras), movimientos oculares involuntarios, ausencia (pérdida de conciencia temporal), espasmos musculares de brazos, torso y cuello. Estas crisis pueden presentarse de manera espontánea, siendo provocadas por situaciones externas tales como estrés e impresiones fuertes, o presentarse de manera pseudo-regular (crisis nocturnas) [6].

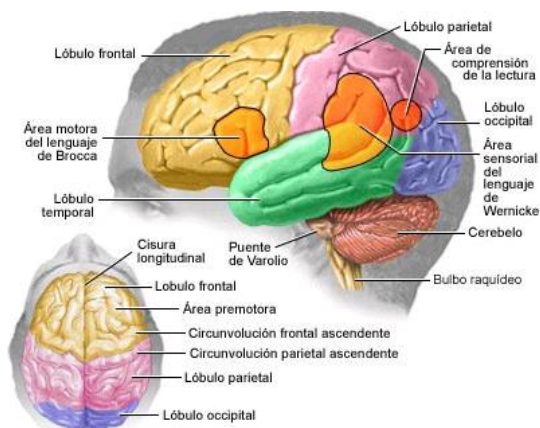


Figura 1.2 Partes del cerebro.

En la figura 1.2 se pueden observar los distintos lóbulos y áreas cerebrales denotando que el lóbulo frontal constituye la región más extensa.

1.5 Generalidades del proyecto.

1.5.1 Problemática.

Las crisis que acompañan a esta enfermedad constituyen un hecho impredecible, convirtiendo el tiempo de respuesta en un factor fundamental ya que la causa de la mayoría de muertes asociadas a estas crisis son indirectas debido a que los pacientes se encuentran en un estado inconsciente, imposibilitando cualquier respuesta física, debido a lo cual pierden la capacidad de pedir auxilio, este hecho genera una constante ansiedad e inseguridad especialmente en aquellos pacientes que no cuentan con una compañía constante ya sea por factores económicos o sociales.

Uno de los principales inconvenientes al momento de atender este tipo de emergencias es el hecho de que no existe una alerta rápida a las entidades de salud.

En el mercado nacional no existe un sistema eficiente para reportar y auxiliar a las personas diagnosticadas con epilepsia.

La epilepsia del lóbulo frontal corresponde a un 20% o 30% por ciento de los casos de epilepsia detectados a nivel mundial, consolidándose como el segundo tipo de epilepsia más frecuente [8].

1.5.2 Objetivo General.

Optimizar el tiempo de respuesta y ayuda que obtienen los pacientes adultos con crisis epilépticas usando algoritmos para vigilar su actividad cerebral en todo momento y dar una alerta de emergencia en caso de ser necesario.

1.5.3 Objetivos Específicos.

- Emplear la tecnología existente, sensores de actividad cerebral, sensores GPS y GSM en proyectos no convencionales.
- Diseñar un sistema de alerta eficaz adaptable a diversos tipos de epilepsia.
- Desarrollar un algoritmo de detección preciso empleando las características de la forma de onda de la clase de crisis epiléptica que padece el paciente.
- Comprobar el funcionamiento del algoritmo desarrollado mediante la simulación de la forma de onda característica q se presenta en una crisis a través de un generador de funciones.
- Optimizar el tiempo de respuesta ante las crisis epilépticas.

1.5.4 Resultados Esperados y Elementos diferenciales.

Mediante el presente proyecto se esperar alcanzar:

- Reducir el tiempo de atención en una crisis a pacientes epilépticos.
- Proponer un sistema que permita reducir la tasa de mortalidad por ataques epilépticos.
- Evitar el envío de alertas innecesarias a través de un sistema de control efectivo.
- Aumentar la independencia de las personas afectadas por esta enfermedad.
- Integrar este proyecto al sistema de salud nacional.

El presente proyecto relaciona el uso de tecnología de fácil adquisición para prestar auxilio a los pacientes con epilepsia de lóbulo frontal, además de desarrollar aplicaciones basadas en el uso sensores corporales para monitorear actividad cerebral.

Usando tecnología GSM se envían mensajes con coordenadas obtenidas del GPS en el celular del paciente, pudiendo implementarse como un sistema de auxilio financiado por entidades médicas o

asociaciones relacionadas a esta enfermedad para ser parte del servicio médico a personas de bajos recursos.

1.5.5 Justificación.

Para el año 2000, la incidencia de epilepsia en el Ecuador era de 120 a 172 casos por cada 100.000 habitantes, siendo más alta que en los países desarrollados, pero a diferencia de éstos el grupo más vulnerable corresponde a adolescentes y personas de edad media, las causas suelen provenir de enfermedades infecciosas y parasitarias [4].

El Centro de Epilepsias de la ciudad de Cuenca, realizó un seguimiento a 412 pacientes que sufren epilepsia, durante 3 años, falleciendo 7 personas de las cuales 4 fueron diagnosticados con SUDEP (muerte súbita inexplicada del paciente epiléptico, por sus siglas en inglés), 2 murieron accidentalmente y uno por recurrencia de infarto cerebral.

Con esta investigación se concluyó que la razón estandarizada de mortalidad (REM) para la epilepsia es de 6.3, mientras que la REM para la muerte súbita es de 3.2 [4]. La REM se calcula dividiendo el número de muertes observadas en la cohorte de individuos con epilepsia, para el número de muertes esperadas. De lo reportado anteriormente se extrae que las muertes asociadas con epilepsia se deben a:

- Muerte súbita no explicada en pacientes con epilepsia (SUDEP, según la ILAE, International League Against Epilepsy). La muerte súbita se refiere a la “aparición repentina e inesperada” de un paro cardíaco en una persona sana con buen estado físico [4].
- Accidentes provocados durante alguna crisis (ahogamientos, quemaduras, convulsiones prolongadas, traumatismos severos) [3].

La OMS reporta que las personas que experimentan convulsiones son muy propensas a sufrir distintos problemas físicos tales como fracturas y hematomas, así mismo que los países con bajos y medianos ingresos

poseen alrededor del 80% de casos confirmados de la enfermedad a nivel mundial dentro de los cuales se encuentra Ecuador [4].

Este proyecto propone el diseño de un controlador de ondas cerebrales de los pacientes que sufren de epilepsia, que monitoree constantemente su actividad cerebral; y brindar una alerta rápida a familiares o médicos para su seguimiento.

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA, INVESTIGACIÓN Y DESARROLLO DE ALGORITMOS PARA LA DETECCIÓN DE ACTIVIDAD PAROXÍSTICA DEL LÓBULO FRONTAL EN PACIENTES EPILÉPTICOS.

2.1 Metodología

La primera fase del proyecto, se basa en la recopilación de la información necesaria acerca del problema, y los detalles técnicos respecto a la enfermedad, encontrando los parámetros fundamentales para identificar el tipo de onda que se desea detectar, para ello se utilizan diferentes fuentes bibliográficas, además de la colaboración de un profesional especializado en el área perteneciente al Hospital Teodoro Maldonado Carbo (IESS).

La segunda fase, consiste en el diseño del sistema electrónico que acondiciona las señales obtenidas por electrodos utilizados para realizar electroencefalografías.

En la tercera fase, se desarrolló un algoritmo que muestrea la señal entrante y decide si ésta en algún momento satisface las características de la onda epileptiforme investigada en la segunda fase.

En la última fase, se desarrolló una aplicación para enviar una alerta mediante GSM, utilizando herramientas open source como APP INVERTOR 2 desarrollada por el Massachusetts Institute of Technology (MIT) para controlar los módulos GPS y bluetooth de un móvil con sistema Android, realizando pruebas correspondientes variando la velocidad de la onda simulada tratando de cubrir el rango de frecuencias en las que comúnmente se presentan.

2.2 Análisis de encefalogramas y patrones de actividades cerebrales.

2.2.1 Análisis de encefalogramas.

Consiste en una exploración neurofisiológica basada en el registro de la actividad bioeléctrica cerebral en condiciones basales de reposo, vigilia o sueño, y durante diversas activaciones (habitualmente hiperpnea y estimulación luminosa intermitente) teniendo una duración total aproximada de un EEG es de unos 15 - 25 minutos [8].

La señal de EEG es generada básicamente por la suma de actividad eléctrica de distintas poblaciones neuronales, las cuales pueden generar potenciales eléctricos y magnéticos que pueden ser registrados a cierta distancia de sus fuentes de producción (a nivel de la superficie de la corteza cerebral mediante electrodos en el cuero cabelludo- EEG de superficie)[8].

La electroencefalografía es recomendada en los siguientes casos:

- Cualquier proceso neurológico que curse de forma paroxística, siendo el más importante la epilepsia.
- Encefalopatías (inflamatorias, metabólicas, tóxicas, hipóxica).
- Como prueba adyuvante en el diagnóstico de muerte encefálica.
- Traumatismos craneoencefálicos / cefalea / vértigos.
- Enfermedades cerebrovasculares, tumores cerebrales y otras lesiones ocupantes de espacio (el EEG se considera una prueba complementaria siendo actualmente las pruebas de imagen las más empleadas en estos contextos).
- Demencias y enfermedades degenerativas del sistema nervioso central.
- Trastornos psiquiátricos- como búsqueda de una causa orgánica (epiléptica o de otra naturaleza).

Al sospecharse de un origen cerebral en un fenómeno paroxístico se realiza una electroencefalografía, ya que es considerada como un medio de diagnóstico funcional de enfermedades cerebrales

complementario a otros estudios, como por ejemplo los radiológicos (TAC, RNM...) especialmente en la fase sintomática.

Para llegar al diagnóstico correcto y a la localización del foco epiléptico, se debe considerar en conjunto con la semiología clínica (de ahí la importancia de una buena anamnesis), y los estudios de imagen cerebral.

El EEG contribuye no sólo al diagnóstico, sino también a la evaluación y seguimiento clínico de la enfermedad, siendo útil para objetivar la efectividad de los medicamentos prescritos.

2.2.2 Reconocimiento de actividad paroxística en una crisis epiléptica focalizada en el lóbulo frontal.

Las neuronas el proceso de traspaso de información a través de pequeñas descargas eléctricas. El cerebro al tener una alta concentración neuronal presenta un comportamiento eléctrico formado por todas las descargas de las células nerviosas citadas anteriormente, en forma de ondas con una amplitud del orden del micro-voltio a distinta frecuencia [9].

Para medir la actividad neuronal se utilizan dispositivos de encefalografía (EEG), los cuales captan la actividad de las células nerviosas a través de sensores localizados en varias zonas de la cabeza, como se puede observar en la figura 2.1.

El encefalograma resultante de una monitorización es un conjunto de ondas, cada una de las cuales pertenece a la lectura obtenida por un solo sensor en un punto fijo del cráneo. [9]

Punta: Es un pico en la señal con una duración menor a 70 milisegundos (Figura 2.3).

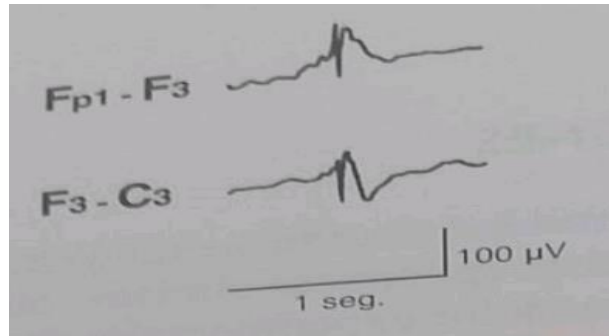


Figura 2.3. Forma punta.

Onda Aguda: Es un pico más largo que la punta, posee una duración entre 70 y 200 milisegundos (Figura 2.4).

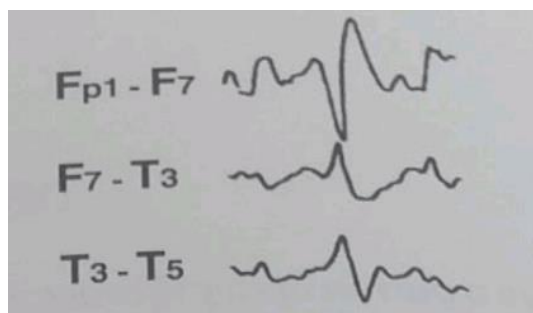


Figura 2.4. Forma onda Aguda.

Punta-Onda: Se conforma de una punta seguida de una onda, no necesariamente ambas de la misma amplitud (Figura 2.5).

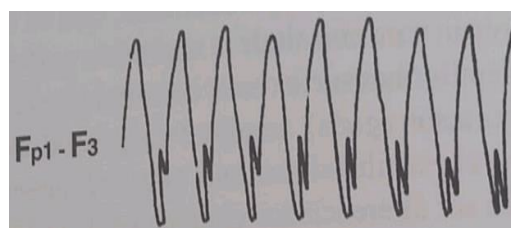


Figura 2.5. Forma punta-onda.

Punta-Onda lenta: Es igual a la forma de onda anterior descrita con un movimiento más lento (Figura 2.6).

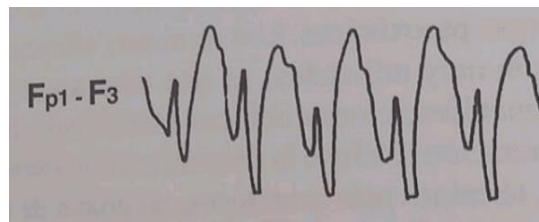


Figura 2.6. Forma punta-onda lenta.

Polipunta: Se conforma de varias puntas agrupadas en un tiempo muy corto (Figura 2.7).

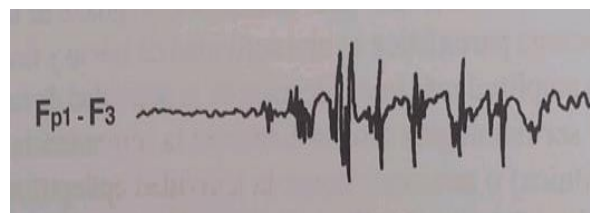


Figura 2.7. Forma Polipunta.

Esta condición anormal de las ondas cerebrales puede ser focal (en una sola región del cerebro), generalizada (en todas las regiones del cerebro), rítmica o arrítmica.

Las formas de ondas anormales más recurrentes observadas son las de punta y polipunta, las cuales aparecen en una crisis epiléptica focalizada en el lóbulo frontal.

2.3 Algoritmos de reconocimiento de actividad paroxística.

En la figura 2.8 se observa el algoritmo desarrollado para reconocer la actividad paroxística.

Se ha incluido la librería “software serial” en el ambiente de programación de arduino para poder añadir otro puerto de comunicación a la placa arduino. A los nuevos puertos de transmisión y recepción 10 y 11 se los ha denominado Rx y Tx, respectivamente.

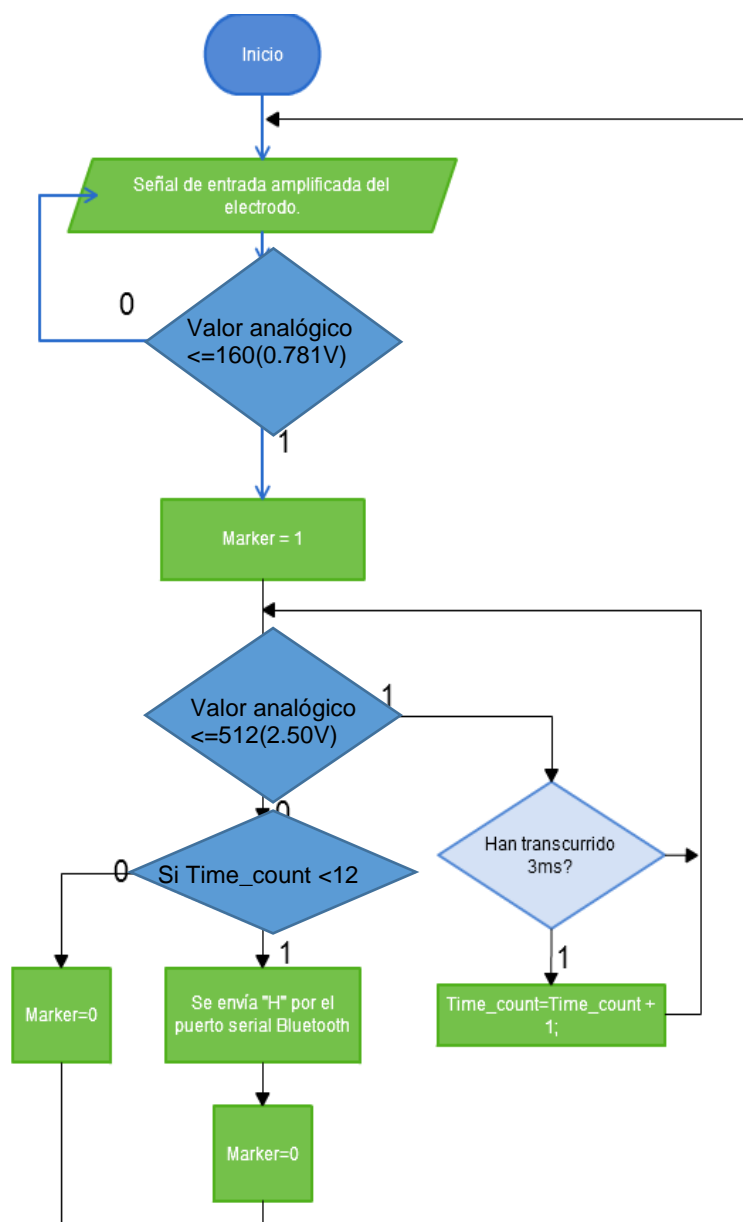


Figura 2.8. Diagrama de flujo del algoritmo.

Al pin de entrada de la señal cerebral acondicionada se la ha denominado sensor_Pin, cuya entrada física correspondiente es la entrada es A0. Para guardar el valor de la amplitud de la señal se ha definido la variable PinAmp1.

La variable entera TimeCount aumentará cada vez que pasen tres milisegundos cuando se realice el muestreo.

Marker actuará como bandera e indicará si se recibió un valor de voltaje cercano a los 200mV, long_ini guardará el tiempo transcurrido desde que se encendió el arduino en milisegundos, actual_time así debido momento toma el valor del tiempo transcurrido desde que se encendió el arduino, wanted_delay es el valor en milisegundos del intervalo de tiempo entre cada muestra.

Cuando el sistema detecta un pico en el valor de PinAmp1 $< 200\text{mV}$, Marker se hace igual a 1 e ingresamos a un bucle mientras PinAmp1 ≤ 218 (70 mV), se incrementa el valor del contador por una unidad cada 3ms. En el momento en que el valor de 218 sea superado por PinAmp1, si el contador de tiempo (TimeCount) es menor a 8 se envía una señal de Bluetooth con el carácter "H" el mismo que será interpretado por la aplicación; Si el valor del contador sobrepase el valor de 8 significa que no se detectó un pico, y se retorna el marcador (Marker) a cero.

2.4 Sensores electrónicos usados para la detección y alerta de anomalías en las ondas cerebrales de los pacientes epilépticos.

El sistema de sensores usados para la detección de actividades paroxísticas en los pacientes epilépticos y dar la alerta a un celular consta principalmente de seis etapas como se puede apreciar en la figura 2.9.

Las partes del sistema están compuestas por:

- Sensor de actividad cerebral.
- Amplificador y sumador de voltaje.
- ARDUINO.
- Módulo Bluetooth.
- GSM.
- GPS.

El sistema consiste en el uso de un sensor cerebral, ubicado en la parte frontal del paciente obteniendo la actividad cerebral del mismo. Usando el algoritmo desarrollado para el microcontrolador arduino, y en caso de detectarse actividades paroxísticas se emite una alerta formada por un carácter dentro de un enlace bluetooth activando el envío de un mensaje de texto gracias a la

tecnología GSM con las coordenadas geográficas del paciente obtenidas mediante triangulación por GPS hacia el teléfono móvil de otra persona.

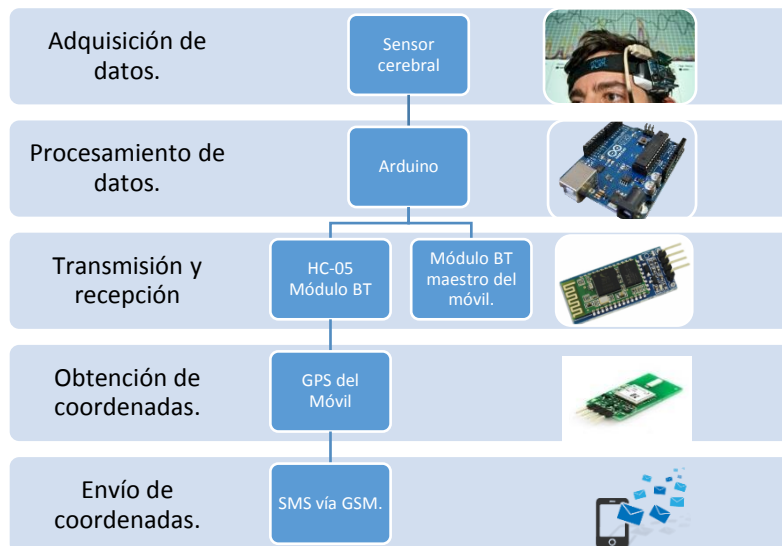


Figura 2.9. Diagrama estructural del sistema.

2.4.1 Sensor de actividad cerebral NeuroSky.

A diferencia de los usados en hospitales y en la monitorización cotidiana, el sensor NeuroSky no necesita lubricación en su electrodo, además cuenta con un circuito electrónico especialmente diseñado para este tipo de electrodos secos [12].

La ubicación de este sensor utiliza un arreglo mono-polar en el cual se obtiene una gráfica de diferencia de potencial entre un electrodo colocado en una parte de la cabeza y otro referencial.

El sensor de electrodos secos de Neurosky de oro – plata ha sido puesto a prueba junto a otro sistema de electrodos húmedos de la marca Biopac, cuyos electrodos constan de una combinación plata – plata – cloruro y gel, en un sujeto de pruebas, durante un estado relajado, de atención, meditativo y de alerta, con presencia de artefactos causados por parpadeo.

Desde la figura 2.10 a la figura 2.12 se aprecian los resultados de estas pruebas, donde el EEG del sistema Biopac está de color rojo y el EEG

del sistema Neurosky de color azul. Comparando los resultados arrojados en ambos electroencefalogramas con su respectivo análisis de frecuencia, se llegó a la conclusión de que el sensor compuesto de electrodos secos muestra una mejor respuesta a las señales cerebrales, y, demás gracias a su sistema de filtrado embebido tiene una mayor resistencia al ruido que los sistemas tradicionales [12].

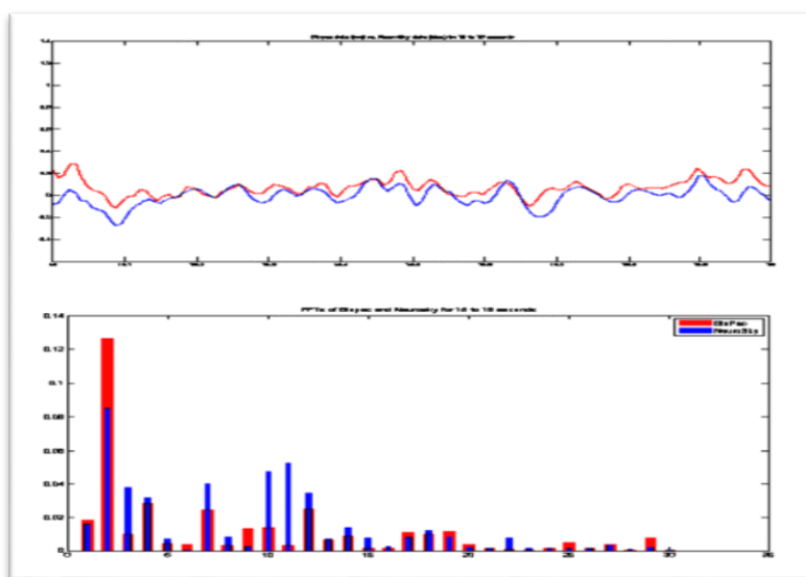


Figura 2.10. EEG tomado en estado de descanso.

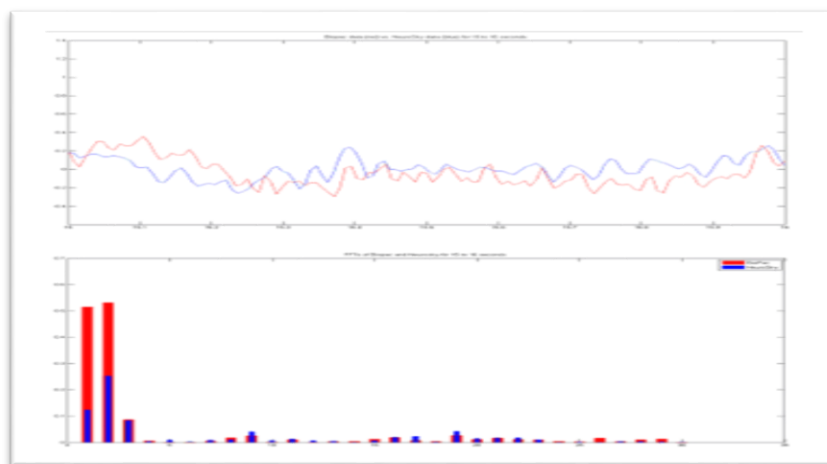


Figura 2.11. EEG tomado en estado de atención con su transformada de Fourier.

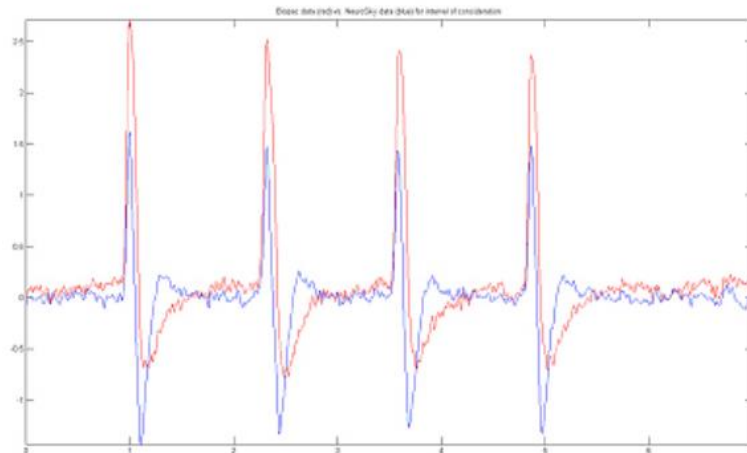


Figura 2.12. EEG tomado durante el parpadeo.

2.4.2 Amplificación de las ondas cerebrales.

El sensor Neurosky es perfecto para las necesidades de este proyecto; ya que su sistema embebido incluye amplificadores y filtros para mitigar ruido parásito externo sin embargo debido a inconvenientes ocasionados por el uso de la marca no se pudo utilizar este sensor. Como variante se planteó usar electrodos genéricos los cuales entregan valores de voltaje correspondientes a las ondas bioeléctricas en un rango de 0 a 100 μV razón por la cual se ha diseñado una etapa amplificadora.

En la figura 2.13 se observa el esquema del circuito amplificador, el cual se encuentra conformado por un amplificador diferencial en un integrado AD620, en los pines 1 y 8 colocamos una resistencia de 5 ohmios, en el pin 7 y 4 colocamos la alimentación de 5 voltios positiva y respectivamente, el pin de entrada es el 3 que recibirá la señal del electrodo, el pin 6 es el pin de voltaje resultante la fórmula de ganancia teórica es [13]:

$$(2.1) \quad G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_G} + 1$$

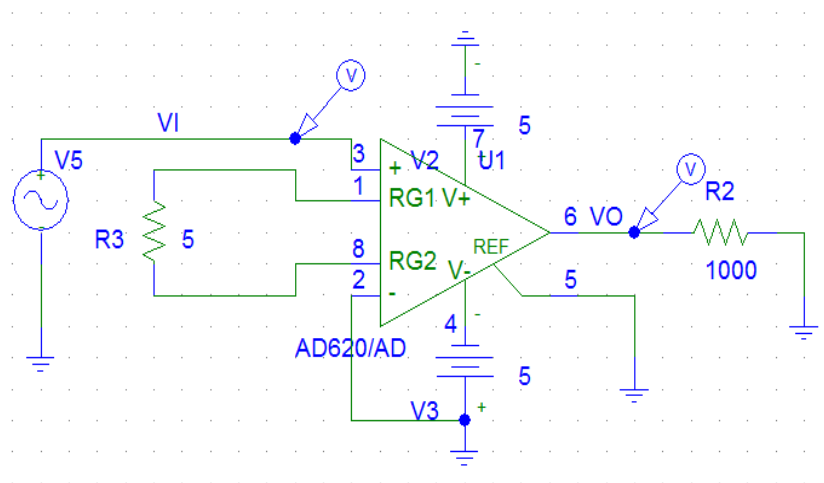


Figura 2.13. Circuito amplificador de voltaje.

Por lo tanto, con los datos $R_G = 5 \Omega$ y se obtiene una ganancia de 9881; y como el voltaje de entrada tiene un máximo 150uV con una variación de $\pm 10\text{uV}$, luego de la amplificación serían 1.485V con una variación de $\pm 0.098\text{V}$.

Se debe tener en cuenta que las entradas analógicas de arduino solo aceptan un rango de voltaje limitado de 0 V a 5 V, como el pico negativo de las ondas que pretendemos detectar sigue saliendo del rango se propuso usar un offset de 2.5V para centrar la señal senoidal en el rango de valores aceptados por la placa.

El sumador de voltaje se encuentra conformado por un integrado LM741, 4 resistencias: R_1 , R_{11} , R_f , R_i con valores 10K Ω , 10K Ω , 1K Ω , 1K Ω respectivamente, dos fuentes de tensión de 5V para alimentar el circuito integrado, ubicamos una fuente de voltaje DC de 2.5V antes de R_{11} y la señal de salida del amplificador hacia R_1 (figura 2.14) la salida de esta etapa es una señal dentro de los parámetros aceptados para la placa arduino.

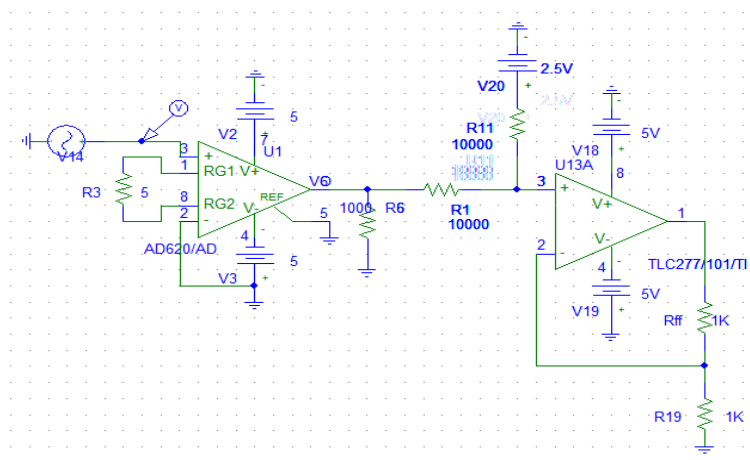


Figura 2.14. Circuito amplificador y sumador de voltaje.

2.4.3 Control del sistema por medio del Arduino Leonardo.

El Arduino Leonardo es una placa electrónica de desarrollo que contiene un microcontrolador ATmega32u4 que se puede programar con un lenguaje basado en C++, esta placa cuenta con las siguientes características de punto de operación mostradas en la tabla 2 [14].

Especificaciones Técnicas	
Voltaje de funcionamiento	5V
Voltaje de entrada	7-12V
E/S digitales	20
Canales PWM	7
Canales de entradas analógicos	12
Velocidad de reloj	16 MHz
Longitud	68,6 mm
Anchura	53,3 mm
Peso	20 g

Tabla 2. Especificaciones Técnicas del Arduino Leonardo.

Se escogió esta placa de desarrollo por la disponibilidad de puertos, la familiaridad con el lenguaje de programación, la disposición de módulos complementarios para la placa entre ellos el módulo bluetooth usado para establecer un enlace con el dispositivo telefónico con sistema Android.

2.4.4 Módulo Bluetooth y aplicación Android.

El módulo Bluetooth HC-05 es ideal para utilizar en todo tipo de proyectos donde se necesita una conexión inalámbrica fiable y sencilla de utilizar. Se configura mediante comandos AT y puede funcionar en modo maestro o esclavo.

Tiene un LED incorporado que indica el estado de la conexión y si está emparejado o no en función de la velocidad del parpadeo.

Características del Bluetooth HC-05	
Frecuencia	Banda ISM de 2,4 GHz
Modulación	GFSK
Potencia de transmisión	4 dBm, clase 2
Sensibilidad	-84dBm en el 0,1%BER
Síncrono	1Mbps
Fuente de alimentación	+3.3V a 6V DC 50mA
Temperatura de trabajo	-5 °C a 45 °C

Tabla 3. Características del Bluetooth HC-05.

El módulo Bluetooth HC-05 puede alimentarse con una tensión de entre 3.3 y 6V (normalmente 5V), pero los pines TX y RX utilizan niveles de 3,3V por lo que no se puede conectar directamente a placas de 5V. Se debe utilizar dos pequeñas resistencias como divisor de tensión para que el módulo no se estropee [15]. Sus demás características se pueden observar en la tabla 3.

La placa arduino se conecta a través del módulo HC-05 con el celular y así generar una alerta vía GSM con la ubicación georeferenciada del paciente, la conexión es activada por el usuario a través de una aplicación desarrollada para el sistema operativo Android. La aplicación hace de interfaz con el usuario presentándose en dos pantallas, la primera que se observa en la figura 2.15 sirve de presentación y abre paso a la segunda pantalla como se muestra en la figura 2.16.

Para activar el sistema en la segunda pantalla debemos ingresar el número telefónico en el campo vacío junto al ícono del teléfono, luego en la pestaña inferior debemos seleccionar el módulo bluetooth HC-05, y por último en la pestaña restante pulsamos el ícono del bluetooth la conexión quedará establecida entre estos dispositivos.

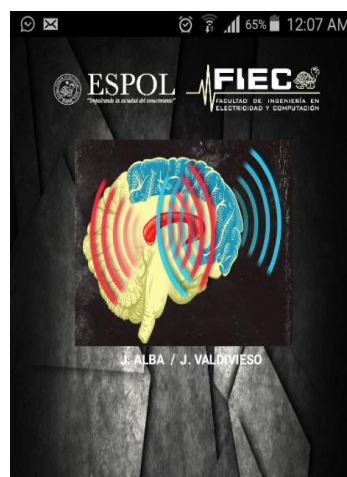


Figura 2.15. Pantalla 1 de la Aplicación.



Figura 2.16. Pantalla 2 de la Aplicación.

En el espacio vacío debajo de las pestañas de configuración se presenta un gráfico de color verde que indica que no se han recibido alertas de parte del microcontrolador, cuando se detecta el ingreso del carácter "H" en la aplicación, se recopilan las coordenadas GPS se las incluye en un mensaje de texto y se lo envía al número telefónico especificado anteriormente, por último, se muestra el ícono en color rojo (figura 2.17).



Figura 2.17. Pantalla 2 de la aplicación símbolos de alerta.

2.4.5 Ubicación dada por GPS.

El GPS o sistema de posicionamiento global permite determinar la posición de una persona o un objeto en toda la Tierra con mucha precisión. Éste se sirve de 24 satélites con trayectorias sincronizadas y utiliza la trilateración, es decir usa por lo menos 3 satélites para determinar alguna ubicación.

La frecuencia de portadora del GPS en cuanto a uso civil es 1575,42MHz, y en cuanto a uso militar 1227,60MHz; con un nivel de potencia de 160 dbW [17].

En la actualidad, en todos los teléfonos inteligentes se encuentra integrado el GPS con el que se puede enviar o compartir la ubicación, lo cual es de utilidad para este proyecto; ya que en la programación de la aplicación antes mencionada se ejecuta que el celular del paciente obtenga su posición actual para poder ser enviada dentro de la alerta.

2.4.6 Mensajes de texto.

Los mensajes de texto contienen un link con las coordenadas de latitud y longitud que obtiene el dispositivo móvil a través de su módulo GPS.

La tecnología GSM o sistema global para comunicaciones móviles es un sistema de telefonía digital con el que se puede conectar a su computador, enviar y recibir mensajes por correo electrónico, navegar por internet y muchas funciones más como la que se usa en este proyecto los mensajes de texto o SMS.

La interfaz de radio de GSM trabaja en varias bandas de frecuencia, pero las importantes y usadas en Ecuador son GSM_850MHz y GSM_1900MHz.

Esta etapa da por finalizado el sistema y la efectividad de éste depende, de la adecuada manipulación del mismo y la rápida respuesta a la alerta generada.

CAPÍTULO 3

3. ANÁLISIS DE PRUEBAS Y RESULTADOS CON UN GENERADOR DE FUNCIONES Y UN SENSOR DE ACTIVIDAD CEREBRAL.

Como etapa final se dispone a realizar pruebas del sistema implementado, para detectar anomalías o actividad paroxística en los pacientes epilépticos a través de simulaciones hechas con un generador de funciones; que la alerta se genere de manera oportuna y que las coordenadas geográficas sean correctas.

Para esta etapa se decidió dividir en dos partes fundamentales:

- Prueba simulada con un generador de funciones.
- Prueba real con un sensor de actividad cerebral.

Las dos pruebas son muy importantes porque cuando se desea implementar un sistema, necesitamos observar cómo responden nuestras suposiciones teóricas ante condiciones controladas e ideales; las pruebas reales se realizan luego de tener éxito con las simulaciones.

3.1 Resultados de las pruebas elaboradas con un generador de funciones.

Para las pruebas de laboratorio se utilizaron los siguientes elementos:

- Generador de funciones arbitrarias GW INSTEK AFG-2105, del cual se obtuvo una señal de ruido con una amplitud de 1Vp-p.
- Generador de funciones Agilent, este sistema generó la onda senoidal portadora.
- Osciloscopio Tektronik TBS 1052B, cuya función es mostrar el comportamiento de la señal en tiempo real.

Se ha dispuesto de que los generadores de funciones simulen una serie de “puntas” provenientes de la señal cerebral obtenida con electrodos debidamente filtrada y amplificada, la señal de salida de estos generadores es procesada por

el microcontrolador de la placa Arduino Leonardo ATmega32U4 mediante una entrada ADC que transforma una señal analógica con un rango de 0V a 5V en una señal compuesta de valores discretos de 10 dígitos binarios los cuales representan de 0 a 1023 en valores decimales.

Los valores fijos que se establecieron en la simulación para las fuentes, $V_{offset}=2.5V$, $V_{max}=4.40V$, $V_{min}=720mV$, $V_{pp}=3.68V$, frecuencia variable desde (2 a 40Hz), y $V_{ppnoise}=1V$ en la sección de pruebas con ruido.

La función del algoritmo es comprobar que el tiempo que transcurre cuando la señal que recibe el microcontrolador tiene un valor menor a 159.58 (0.78V en el pin A0) que es el equivalente de 100uV cantidad a partir de la cual se presentan los complejos paroxísticos de “puntas” hasta el instante de tiempo cuando el valor discreto de voltaje supere 511 (2.4975 V), si el tiempo medido no supera los 36mV la sección de onda encaja con las características de que se trata de una “punta” como se observa en figura 3.1 y se envía el mensaje, si el tiempo medido supera los 36mV ya no sería una punta, tomando en cuenta que el valor de bajada como el de subida son iguales se trataría de una onda más lenta que no coincide con las características de la “punta”.

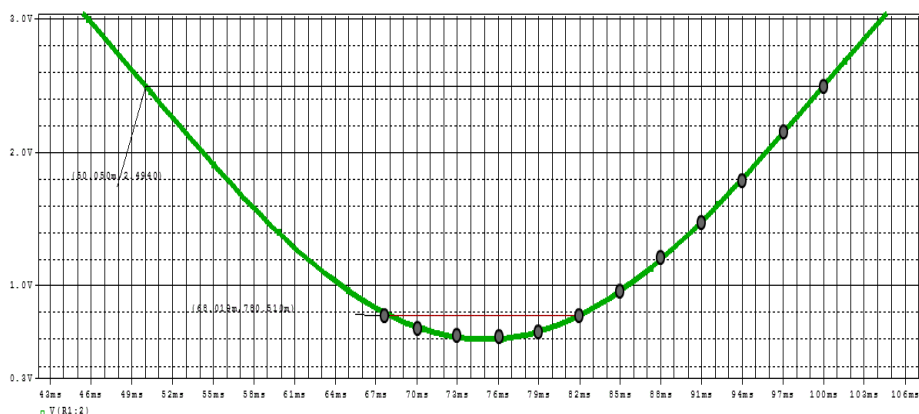


Figura 3.1. Sección negativa de onda senoidal.

La frecuencia de muestreo fue seleccionada cumpliendo el criterio de Nyquist, el cual exige que para evitar el efecto de aliasing la frecuencia de muestreo debe ser igual o mayor a dos veces la frecuencia de la señal estudiada, considerando que la onda cerebral varía entre 7Hz y 40Hz para este estudio se

considera que el muestreo a 333Hz (periodo igual a 3 ms) es suficiente para satisfacer esta condición.

3.1.1 Resultado de pruebas usando una onda senoidal sin ruido.

En la figura 3.2 se usó una señal con $V_{pp}=3.68V$, $f=7.28$ Hz, $V_{min}=720mV$, $V_{max}=4.40V$. Con esta frecuencia se calculó un período $T=137,3$ ms; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 34,34ms.

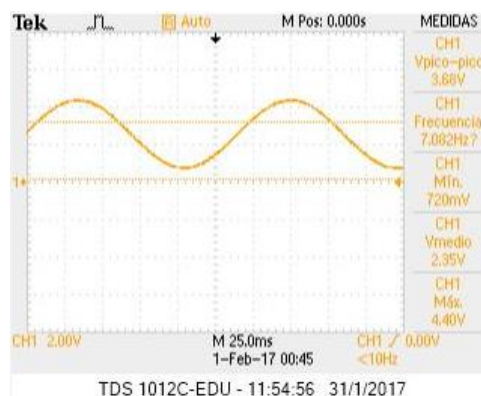


Figura 3.2. Función senoidal de 7.28Hz.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount = 14.

Pero no se envió el mensaje de alerta en esta prueba.

Usando una señal con $V_{pp}=3.68V$, $f=7.78$ Hz, $V_{min}=720mV$, $V_{max}=4.40V$. Con esta frecuencia se calculó un período $T=128,53$ ms; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 32,13ms como se visualiza en la figura 3.3.

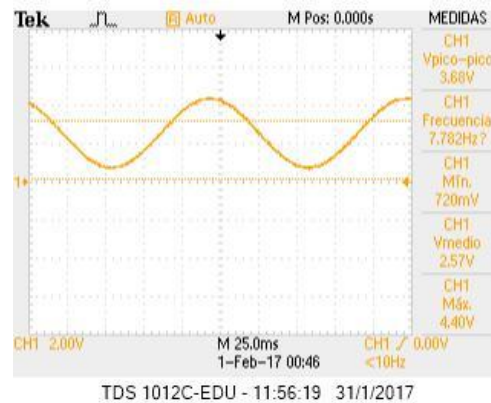


Figura 3.3. Función senoidal de 7.78 Hz.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=13.

Pero no se envió el mensaje de alerta en esta prueba.

La figura 3.4 muestra la simulación usando una señal con $V_{pp}=3.68V$, $f=8.032\text{ Hz}$, $V_{min}=720mV$, $V_{max}=4.40V$. Con esta frecuencia se calculó un período $T=124,50\text{ ms}$; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es $31,12ms$.

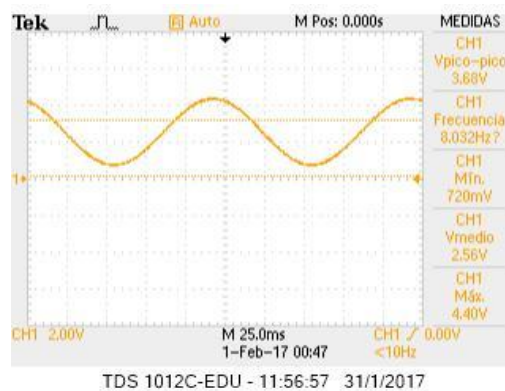


Figura 3.4. Función senoidal de 8.032 Hz.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=12.

Pero no se envió el mensaje de alerta en esta prueba.

La figura 3.5 muestra una señal con $V_{pp}=3.68V$, $f=9.083\text{ Hz}$, $V_{min}=720mV$, $V_{max}=4.40V$. Con esta frecuencia se calculó un período $T=110,09\text{ ms}$; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es $27,523ms$.

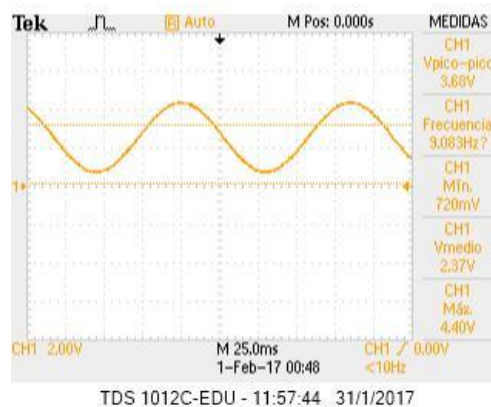


Figura 3.5. Función senoidal de 9.083 Hz.

Resultados:

Detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=11.

Envío un mensaje de alerta en esta prueba.

Se observa una señal con $V_{pp}=3.68V$, $f=9.602\text{ Hz}$, $V_{min}=720mV$, $V_{max}=4.48V$ en la figura 3.6. Con esta frecuencia se calculó un período $T=104,14\text{ ms}$; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es $26,036ms$.

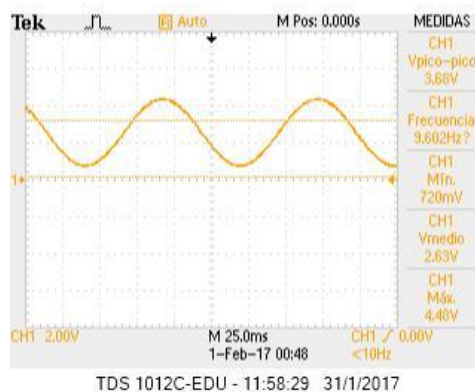


Figura 3.6. Función senoidal de 9.602 Hz.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=11.

Envió un mensaje de alerta en esta prueba.

La figura 3.7 utiliza una señal con $V_{pp}=3.68V$, $f=10.31\text{ Hz}$, $V_{min}=720\text{ mV}$, $V_{max}=4.40\text{ V}$. Con esta frecuencia se calculó un período $T=96.99\text{ ms}$; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es $24,248\text{ms}$.

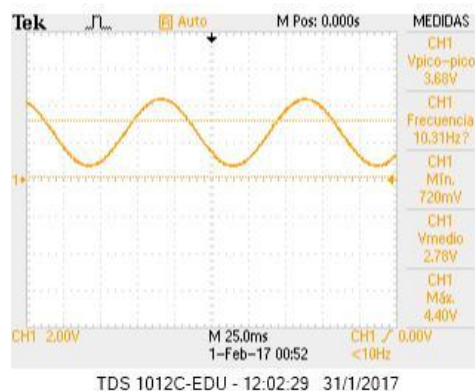


Figura 3.7. Función senoidal de 10.31 Hz.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=10.

Envió un mensaje de alerta en esta prueba.

La figura 3.8 utiliza una señal con $V_{pp}=3.68V$, $f=14.29\text{ Hz}$, $V_{min}=720\text{ mV}$, $V_{max}=4.40\text{ V}$. Con esta frecuencia se calculó un período $T=69.97\text{ ms}$; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es $17,49\text{ms}$.

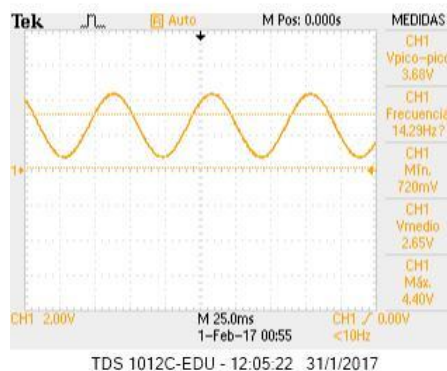


Figura 3.8. Función senoidal de 14.29 Hz.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160

TimeCount=7

Envió un mensaje de alerta en esta prueba.

En la figura 3.9 se visualiza una señal con $V_{pp}=3.68V$, $f=30.86\text{ Hz}$, $V_{min}=720\text{ mV}$, $V_{max}=4.40\text{ V}$. Con esta frecuencia se calculó un período $T=32.40\text{ ms}$; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es $8,10\text{ ms}$.

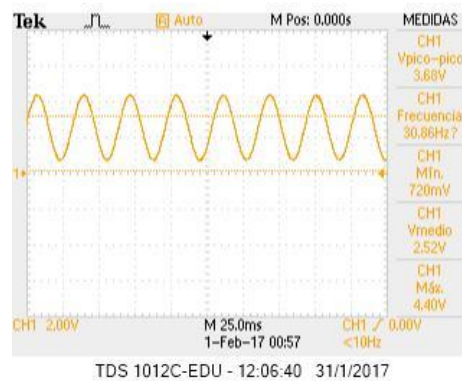


Figura 3.9. Función senoidal de 30.86 Hz.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=3.

Envió un mensaje de alerta en esta prueba.

La figura 3.10 muestra una señal con $V_{pp}=3.68V$, $f=41.49$ Hz, $V_{min}=720$ mV, $V_{max}=4.40$ V. Con esta frecuencia se calculó un período $T=24.102$ ms; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 6.025 ms.

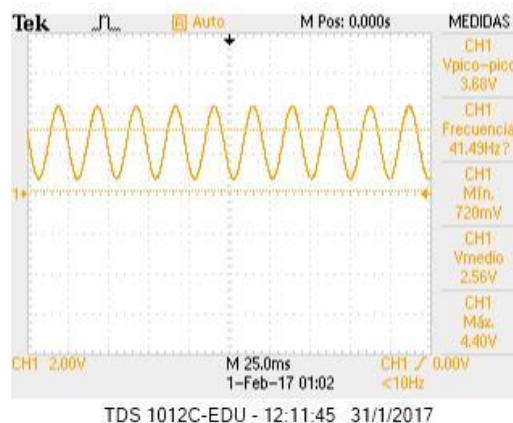


Figura 3.10. Función senoidal de 41.49 Hz.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=3.

Envío un mensaje de alerta en esta prueba.

3.1.2 Resultado de pruebas usando una onda senoidal con ruido.

Usando una señal con $V_{pp}=2.88V$, $f=4.1$ Hz, $V_{min}=0$ V, $V_{max}=2.88$ V. Con esta frecuencia se calculó un período $T=243.90$ ms; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 60.97 ms como se aprecia en la figura 3.11.



Figura 3.11. Función senoidal de 4.1 Hz con ruido.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=26.

Pero no se envió el mensaje de alerta en esta prueba.

La figura 3.12 usa una señal con $V_{pp}=3.68V$, $f=5.9$ Hz, $V_{min}=0$ mV, $V_{max}=3.68$ V. Con esta frecuencia se calculó un período $T=169.49$ ms; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 42.37 ms.



Figura 3.12. Función senoidal de 5.9 Hz con ruido.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=18.

Pero no se envió el mensaje de alerta en esta prueba.

Se observa en la figura 3.13 una señal con $V_{pp}=3.84V$, $f=7.28$ Hz, $V_{min}=240$ mV, $V_{max}=4.08V$. Con esta frecuencia se calculó un período $T=137.36$ ms; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 34.34 ms.



Figura 3.13. Función senoidal de 7.28 Hz con ruido.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=14.

Pero no se envió el mensaje de alerta en esta prueba.

La figura 3.14 muestra una señal con $V_{pp}=4V$, $f=8$ Hz, $V_{min}=340$ mV, $V_{max}=4.48V$. Con esta frecuencia se calculó un período $T=125$ ms; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 31.25 ms.



Figura 3.14. Función senoidal de 8 Hz con ruido.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=13.

Pero no se envió el mensaje de alerta en esta prueba.

En la figura 3.15 se visualiza una señal con $V_{pp}=4V$, $f=9$ Hz, $V_{min}=560$ mV, $V_{max}=4.96V$. Con esta frecuencia se calculó un período $T=111.11$ ms; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 27.75 ms.



Figura 3.15. Función senoidal de 9 Hz con ruido.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=11.

Envío un mensaje de alerta en esta prueba.

Con una señal con $V_{pp}=4V$, $f=10$ Hz, $V_{min}=240$ mV, $V_{max}=4.40V$ como se aprecia en la figura 3.16. Con esta frecuencia se calculó un período $T=100$ ms; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 25 ms.



Figura 3.16. Función senoidal de 10 Hz con ruido.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=10.

Envió un mensaje de alerta en esta prueba.

La figura 3.17 usa una señal con $V_{pp}=3.84V$, $f=12$ Hz, $V_{min}=640$ mV, $V_{max}=4.48V$. Con esta frecuencia se calculó un período $T=83.33$ ms; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 20.83 ms.



Figura 3.17. Función senoidal de 12 Hz con ruido.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=8.

Envió un mensaje de alerta en esta prueba.

La figura 3.18 muestra una señal con $V_{pp}=4V$, $f=15.4$ Hz, $V_{min}=240$ mV, $V_{max}=4.56V$. Con esta frecuencia se calculó un período $T=64.93$ ms; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 16.23ms.



Figura 3.18. Función senoidal de 15.4 Hz con ruido.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=7.

Envió un mensaje de alerta en esta prueba.

La figura 3.19 utiliza una señal con $V_{pp}=4V$, $f=20.80\text{ Hz}$, $V_{min}=720\text{ mV}$, $V_{max}=4.80V$. Con esta frecuencia se calculó un período $T=48.07\text{ ms}$; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 12.01 ms .



Figura 3.19. Función senoidal de 20.80 Hz con ruido.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=5.

Envió un mensaje de alerta en esta prueba.

En la figura 3.20 se aprecia una señal con $V_{pp}=4.24$ V, $f=25.60$ Hz, $V_{min}=400$ mV, $V_{max}=4.64$ V. Con esta frecuencia se calculó un período $T=39.06$ ms; por lo tanto, de subida desde el pico negativo es 9.76 ms.

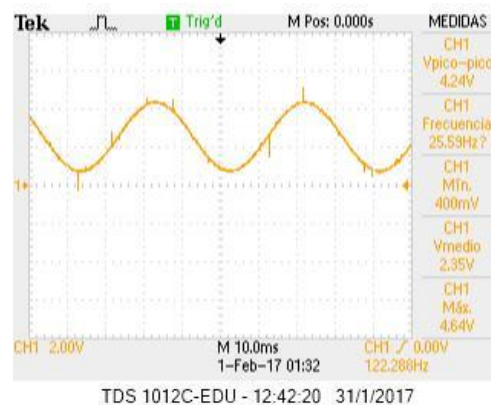


Figura 3.20. Función senoidal de 25.60 Hz con ruido.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=4.

Envió un mensaje de alerta en esta prueba.

Se observa una señal con $V_{pp}=5.12$ V, $f=30.50$ Hz, $V_{min}=80$ mV, $V_{max}=5.20$ V en la figura 3.21. Con esta frecuencia se calculó un período $T=32.78$ ms; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 8.196 ms.

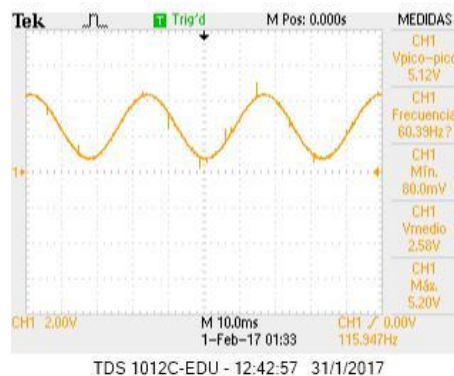


Figura 3.21. Función senoidal de 30.50 Hz con ruido.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=3.

Envió un mensaje de alerta en esta prueba.

La figura 3.22 utiliza una señal con $V_{pp}=5.12$ V, $f=40.72$ Hz, $V_{min}=80$ mV, $V_{max}=5.20$ V. Con esta frecuencia se calculó un período $T=24.55$ ms; por lo tanto, el tiempo de subida desde el pico negativo es 6.13 ms.

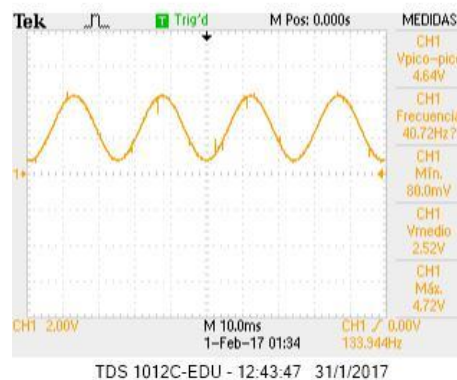


Figura 3.22. Función senoidal de 40.72 Hz con ruido.

Resultados:

Se detectó un nivel alto < 160.

TimeCount=3.

Envió un mensaje de alerta en esta prueba.

Con todas las señales generadas anteriormente se envía al arduino para comprobar la efectividad del sistema de alarma y la respuesta rápida a la alerta. El módulo bluetooth conectado a la placa ARDUINO tiene escrito un algoritmo, de tal manera que cuando se detecta la actividad epileptiforme, envía un carácter a la aplicación. Con el analizador de espectros se captura la señal enviada por el bluetooth, como se muestra en la figura 3.23 realizando un barrido desde 2.402 GHz hasta 2.484 GHz; y se observó un pulso a una frecuencia de 2.4348 GHz con un ancho de banda de 1.7 MHz a -3dB, el valor máximo de pulso es -88.73dB.

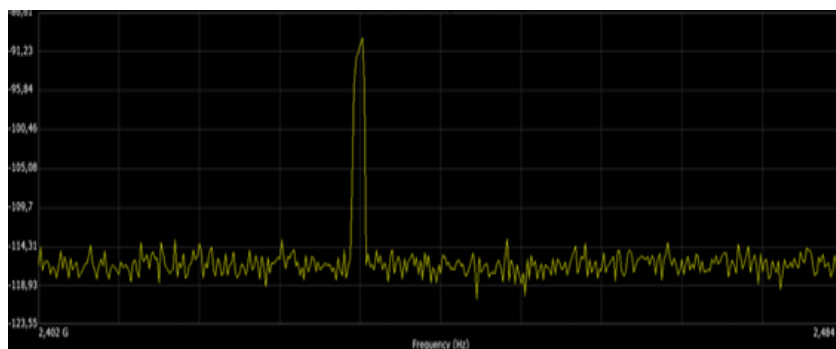


Figura 3.23. Espectro de la señal bluetooth.

En la figura 3.24 se observa la señal de un mensaje SMS el cual es enviado del móvil que posee el paciente que usa el sensor hacia otro celular, cuyo número fue ingresado en la aplicación; el pulso del mensaje se observó en un canal ubicado a una frecuencia de 1,870 GHz. Este pulso tiene un ancho de banda a -3dB es de 8.4 MHz, la potencia máxima que alcanzó el espectro de esta señal fue de -50.5dBm y el barrido de la señal se lo realizó desde 1,800GHz hasta 2 GHz.

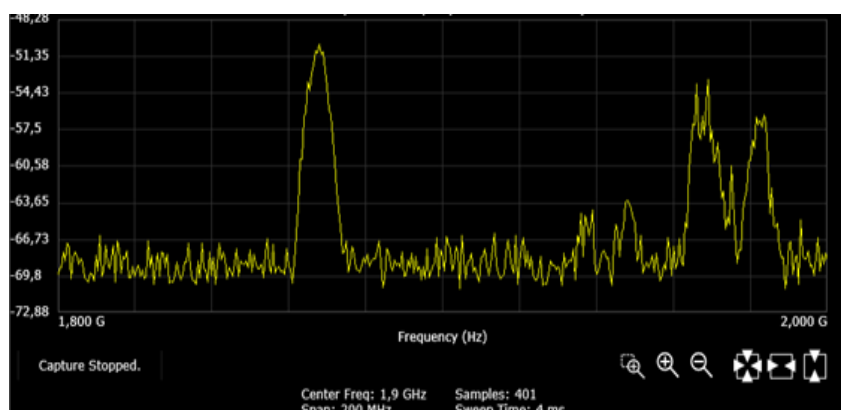


Figura 3.24. Espectro de la señal GSM.

Con el 100% de las simulaciones hechas con una señal sin ruido se logra enviar la alerta por medio del bluetooth a la aplicación: la cual envió el SMS al celular designado con la ubicación del paciente instantáneamente capta la anomalía en la señal.

El texto recibido en el celular del familiar contiene el link de la ubicación dada por GPS del móvil y se observa en las figuras 3.25 y 3.26.

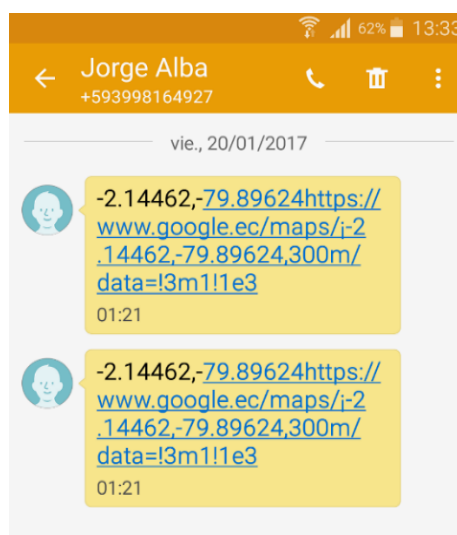


Figura 3.25. SMS recibido

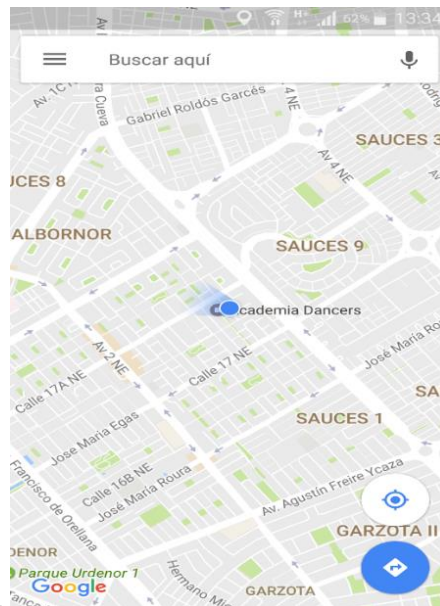


Figura 3.26. Ubicación del paciente en el SMS recibido.

Analizando los resultados obtenidos en las distintas pruebas simuladas de la alarma:

- Se obtuvo un 93% de eficacia en caso de tener una señal afectada por un ruido aleatorio con $1V_{p-p}$, al igual que el resultado anterior el sistema responde positivamente con señales de entrada mayor o igual a 9Hz esto se debe a que el algoritmo detectó con anticipación una amplitud menor al umbral configurado y tuvo un conteo mayor de milisegundos sin embargo la solución a esto se da acercando el valor del umbral definido en el código al valor representativo del pico mínimo en la onda de entrada.
- Para efectos médicos las ondas tomadas son desde 7Hz a 30Hz, en este rango total el proyecto tiene una fiabilidad del 93%; ya que desde los 9Hz aproximadamente el sistema no falla y siempre envía la alarma en caso de una actividad paroxística, y el rango de menor efectividad es de 7 a 9 Hz donde en pocas ocasiones envía la alerta.

- En medidas de tiempo para recibir el mensaje, es realizado instantáneamente luego de detectar la crisis por lo que la atención brindada por algún familiar ya depende de qué tan rápido pueda él o ella llegar en su ayuda.

3.2 Resultados de las pruebas elaboradas con un sensor de actividad cerebral.

Para la parte real de las pruebas se usa el sensor de actividad cerebral NeuroSky el cual manda la onda del paciente con un voltaje muy bajo; el amplificador y el sumador se encargan de modificar a un rango permisible por el arduino y el resto del proceso de alerta es idéntico al anterior.

Durante estas pruebas se halló un problema de difícil solución, encontrar un paciente epiléptico predispuesto para usar el proyecto, así como un hospital donde un doctor especializado apruebe los métodos usados. Con ayuda de la doctora especializada en neurofisiología Kelly Quinteros, se pudo comparar ciertos encefalogramas con las ondas captadas por el sensor NeuroSky, dándonos cuenta de que las señales de salida del NeuroSky correspondían a códigos de distinta longitud, cuyo uso no estaba detallado en los documentos proporcionados por la empresa para su uso libre.

La actividad cerebral captada por el sensor se muestra en las siguientes gráficas, donde podemos observar los cambios dados en las ondas según la frecuencia usada, así como, por los movimientos o pensamientos del paciente.

En la figura 3.27 se observan las ondas tomadas cuando el paciente se encontraba relajado con los ojos abiertos, con un voltaje máximo de 100 μV ; y cada color de línea representa una frecuencia diferente.

En la figura 3.28 existe un cambio en la actividad cerebral dada por el cierre de los ojos, lo que provoca una sensación de mayor relajación y menor concentración.

Al mostrar al paciente un video musical se observa mayor concentración en las ondas, tal como se aprecia en la figura 3.29.

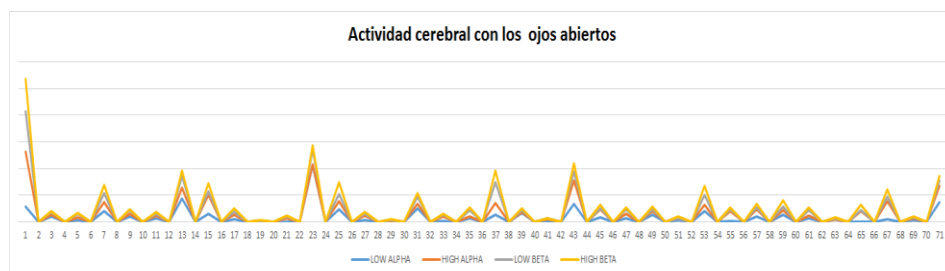


Figura 3.27. Actividad cerebral con los ojos abiertos.

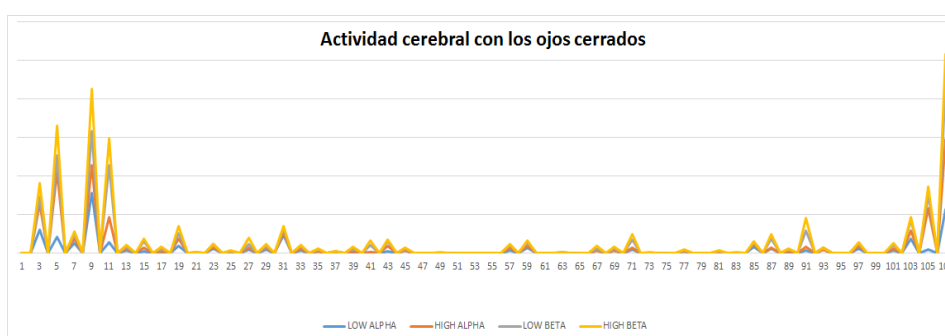


Figura 3.28. Actividad cerebral con los ojos cerrados.

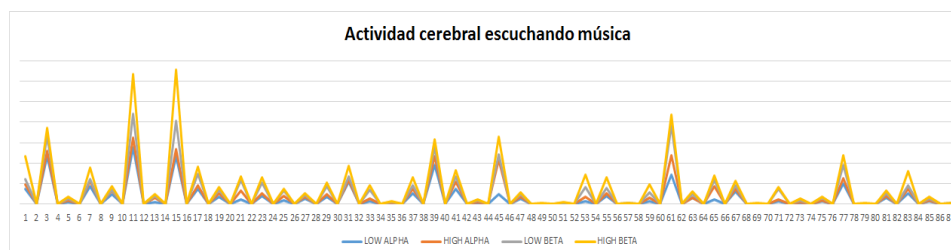


Figura 3.29. Actividad cerebral escuchando música.

3.3 Resultados de las simulaciones en Pspice para el amplificador y el sumador.

Todas estas ondas captadas por el electrodo tienen una amplitud muy baja como ya se explicó anteriormente siendo este rango de 0 a 100 μV ; por lo que el circuito amplificador y sumador es necesario para llevar las ondas al nivel aceptable por el arduino, de 0 a 5 V, se puede observar el circuito en la figura 3.30.

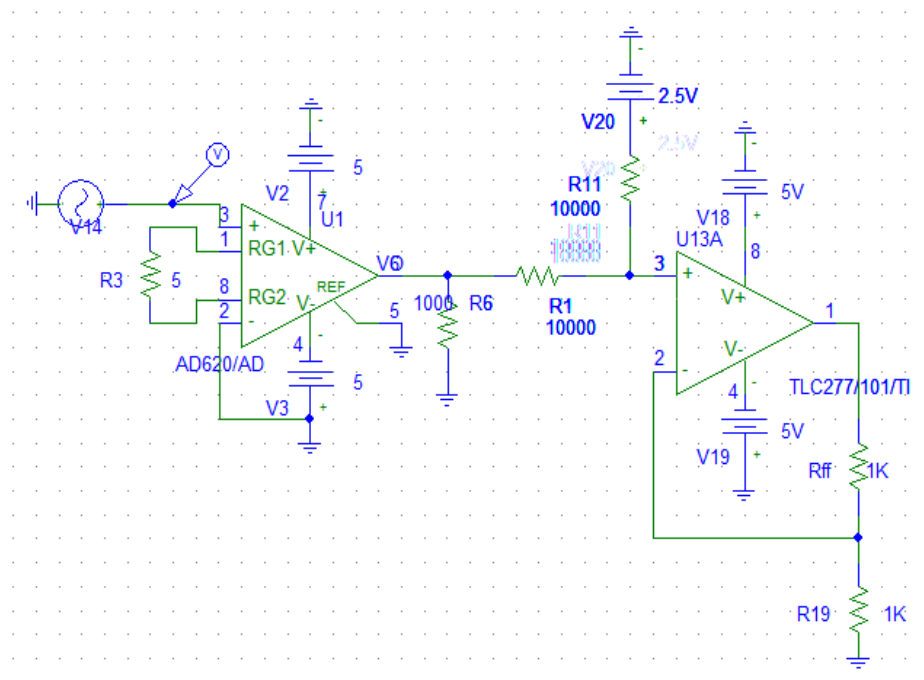


Figura 3.30. Circuito amplificador y sumador.

En la figura 3.31 se puede visualizar la onda de entrada al circuito amplificador y sumador con frecuencia de 15Hz la señal V_{in1} sale desde el sensor cerebral. $A_h = 148.56 \mu V$, $A_l = -146.557 \mu V$.

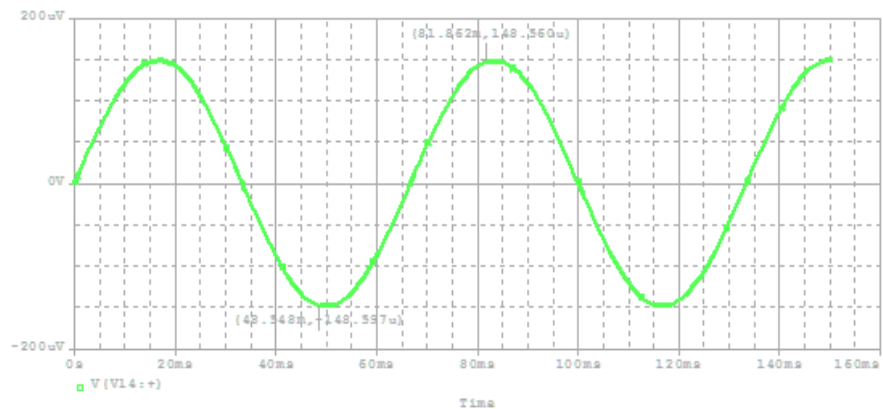


Figura 3.31. Señal V_{in1} entrada al amplificador.

En la figura 3.32 se muestra la señal $V_{2.1}$ a la salida del amplificador diferencial. $A_h = 1.61 V$, $A_l = -1.32 V$.

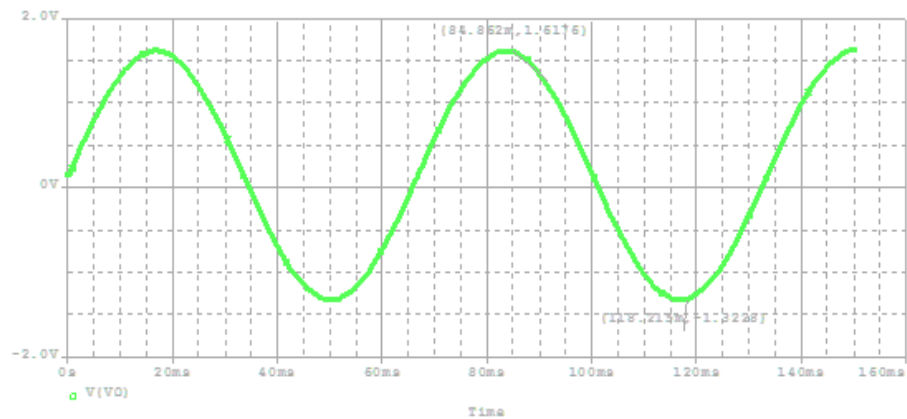


Figura 3.32. Señal V2.1 salida del amplificador.

En la figura 3.33 se muestra la señal Vadd1 en la salida del sumador.

Ah = 4.11 V, Al = 51,54 V.

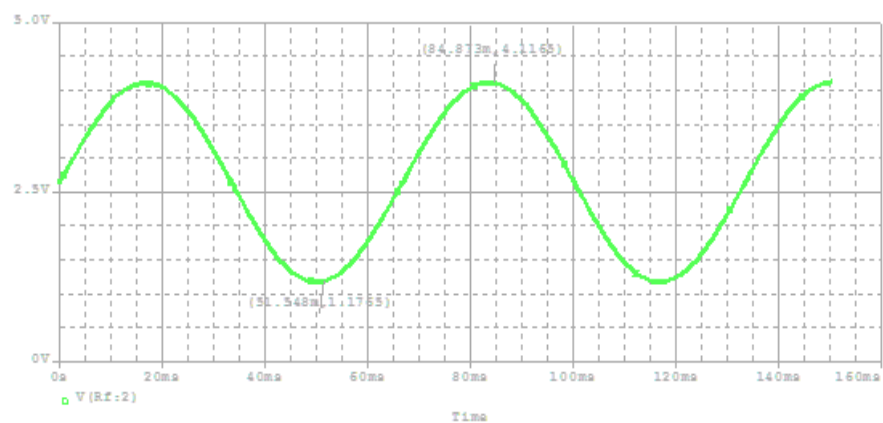


Figura 3.33. Señal Vadd1 salida del sumador.

Para efectos varios y la diversidad de ondas cerebrales se trabajó a diferentes frecuencias. Como se mencionó en capítulos anteriores; cada valor de frecuencia demuestra algo particular y diferente en la actividad cerebral.

En la figura 3.34 se observa a una frecuencia de 30Hz la señal Vin2 desde sensor cerebral. Ah = 144.31 μ V, Al = -147.932 μ V.

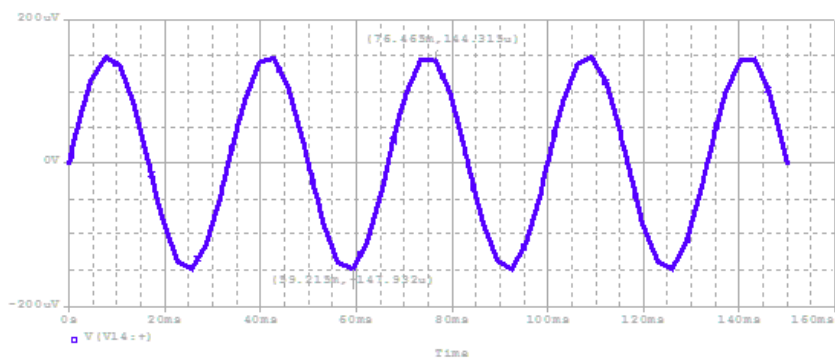


Figura 3.34. Señal Vin2 entrada al amplificador.

En la figura 3.35 se visualiza la señal V2.2 a la salida del amplificador diferencial.
 $A_h = 1.5874$ V, $A_l = -1,323$ V.

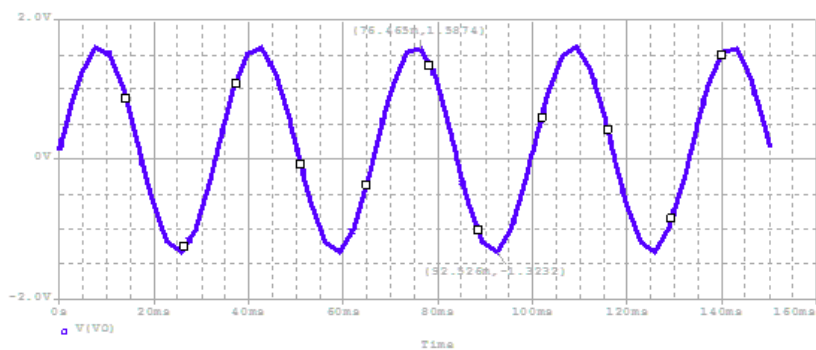


Figura 3.35. Señal V2.2 salida del amplificador.

En la figura 3.36 se muestra la señal Vadd2 en la salida del sumador.
 $A_h = 4.086$ V, $A_l = 1.1769$ V.

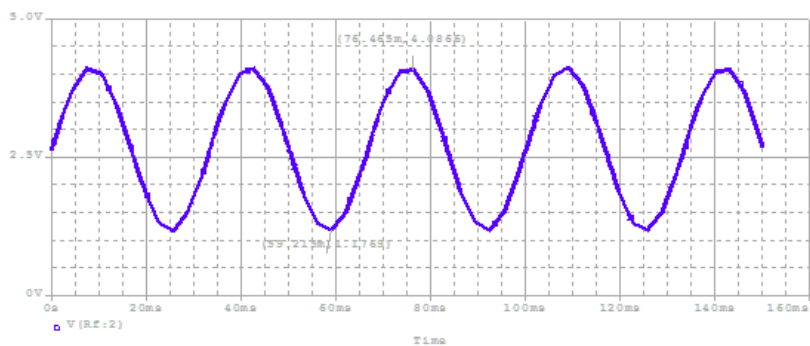


Figura 3.36. Señal Vadd2 salida del sumador.

Luego de obtener las ondas de actividad cerebral amplificadas el arduino se encarga, como se observa en las pruebas simuladas, de mandar la alerta vía bluetooth al celular del paciente; que por medio de la aplicación manda un mensaje de texto vía GSM con la ubicación dada por el GPS del celular. Debido a que no se puede realizar pruebas en pacientes epilépticos, sólo se probó el sistema con señales simuladas.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El proyecto logra cubrir un 93% del rango propuesto de frecuencias de prueba con los parámetros especificados sin la presencia de ruido, obteniéndose así la detección de puntas a partir de 9 Hz en un rango que va desde 7 a 35 Hz.

El algoritmo desarrollado se puede adaptar para detectar puntas que se presentan en la epilepsia de lóbulo frontal, variando la amplitud de detección y el margen de tiempo máximo para cada paciente. En base al diseño sencillo y versátil del sistema logrado, éste constituye una buena alternativa a los equipos profesionales presentes en el mercado, en cuanto a costo y facilidad de uso.

Los mecanismos de ubicación que implementa el sistema Android tienen un margen de error que está entre los 5 y 30 m, ya que poseen más de una manera de georeferencia.

Concretar un convenio con entidades de salud para lograr un apoyo; mantener un control de los pacientes epilépticos y realizar un monitoreo de los mismos. El algoritmo desarrollado debe ser modificado para cada paciente, en base a las lecturas obtenidas en un diagnóstico por EEG; para ser mucho más efectivo según las condiciones características de cada epilepsia.

Adquirir derechos de uso del sensor cerebral NeuroSky, para reducir el ruido, aumentando la fiabilidad de las lecturas, además de reducir el tamaño de la parte física del sistema, al prescindir de la implementación de la etapa amplificadora; y así mejorar el control del paciente guardando un registro en la aplicación con el listado de crisis que ha sufrido el paciente.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Epilepsy.com, (2016). Epilepsia [Online]. Disponible en:
<http://www.mychildwithoutlimits.org/understand/epilepsy/?lang=es>
- [2] Epilepsy.com, (2016). Cuáles son las causas de la Epilepsia [Online].
Disponible en:
<http://www.mychildwithoutlimits.org/understand/epilepsy/what-causes-epilepsy/?lang=es>
- [3] OMS, (2016, febrero). Epilepsia [Online]. Disponible en:
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs999/es/>
- [4] Dr. Arturo Carpio, (2000, septiembre 7). Perfil de la Epilepsia en el Ecuador [Online]. Disponible en:
http://www.medicosecuador.com/espanol/articulos_medicos/172.htm
- [5] Jonathan Veletanga, (2016, enero 19). Ecuador opera epilepsia con técnica microquirúrgica [Online]. Disponible en:
<http://www.redaccionmedica.ec/secciones/profesionales/ecuador-realiza-cirugia-a-eficaz-contr-la-epilepsia---87039>
- [6] Arturo Torres, (2016). ¿Qué es el lóbulo frontal y cómo funciona? [Online].
Disponible en:
<https://psicologiyamente.net/neurociencias/lobulo-frontal-cerebro>
- [7] LibrosOnline, (2014, mayo 9). Funciones de las partes del cerebro [Online].
Disponible en: <http://www.youbioit.com/es/article/informacion-compartida/20969/funciones-de-las-partes-del-cerebro>

- [8] J. López-Trigo Pichó, T. Blanco Hernández y P. Ortiz Sánchez, “Indicaciones del electroencefalograma en la epilepsia”, Consorcio Hospital General Universitario de Valencia, Valencia, España, 2011
- [9] Juan José Guzmán Álvarez, (2015). Como se lee el Electroencefalograma [Online]. Disponible en: <http://neurofisiologiagranada.com/eeg/eeg-comoselee.htm>
- [10] Paper Blog (2016). ¿Qué es un electroencefalograma, como funciona y cuando hay que someterse a uno?
<http://es.paperblog.com/que-es-un-electroencefalograma-como-funciona-y-cuando-hay-que-someterse-a-uno-1815815/>
- [11] J. Tejeiro Martínez, Electroencefalografía Clínica Básica. Barcelona, España: Viguera Editores, 2008.
- [12] NeuroSky, Inc. (2009, Diciembre 15). Brainwave signal EEG of Neurosky, Inc,
- [13] Analog Devices (2016, Enero 11). Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier AD620
<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>
- [14] Datasheet (2016). Arduino Leonardo ETH A000022
https://www.rapidonline.com/pdf/73-6060_v1.pdf
- [15] Itead Studio (2018, junio 18). HC – 05 /Bluetooth to Serial Port Module.
ftp://imall.iteadstudio.com/Modules/IM120723009/DS_IM120723009.pdf

- [16] Elena Corral Fernández, (2007, mayo). Nociones básicas de EEG y Epilepsia en adultos en Medicina Interna [Online]. Disponible en: <http://meiga.info/mbe/eeg.asp>.
- [17] Topoequipos S.A., (2013). ¿Qué es un GPS? [Online]. Disponible en: <http://www.topoequipos.com/dem/qu-es/terminologia/que-es-un-gps>

ANEXOS.

TERMINOLOGÍA.

ELECTRÓDOS. - Para recoger esa señal eléctrica cerebral se utilizan normalmente electrodos colocados en el cuero cabelludo (EEG de superficie), a los que se añade una pasta conductora para facilitar que la señal eléctrica cerebral, que es de una magnitud de microvoltios, se pueda registrar y analizar. Los electrodos intracraneales o intracerebrales quedan relegados a las unidades de monitorización video-EEG para evaluación prequirúrgica de pacientes con epilepsia resistente al tratamiento médico [16].

DERIVACIONES. - diferencias de potencial eléctrico entre los electrodos aplicados sobre las distintas zonas del cuero cabelludo [16].

MONTAJES. - se trata de la disposición de un número determinado de derivaciones representadas simultáneamente en un registro electroencefalográfico [16].

AMPLIFICADORES. - las señales neurofisiológicas son de pequeña amplitud (del orden de microvoltios o milivoltios), y por tanto debe amplificarse en el caso del EEG, la diferencia de potencial eléctrico entre dos electrodos, casi un millón de veces [16].

FILTROS. - una vez amplificada la señal, el empleo de filtros permite eliminar frecuencias no deseadas que contaminan y dificultan la interpretación del EEG. Esto debe hacerse procurando no sustraer aquellas frecuencias que forman parte esencial de la actividad bioeléctrica cerebral [16].

SENSIBILIDAD. - se define como el voltaje (microvoltios) necesario para producir una deflexión del trazado de 1 mm. El técnico de electroencefalografía debe ajustar la sensibilidad de tal forma que la interpretación sea lo más correcta posible, evitando situaciones en las cuales amplitudes demasiado grandes saturan la señal de los canales de registro, o el uso de sensibilidades inadecuadas, obtengan registros de muy baja amplitud, dando lugar a un error en la interpretación del registro [16].

CALIBRACIÓN. - consiste en aplicar una corriente continua de un voltaje conocido a todos los canales del electroencefalógrafo al principio y al final del registro para conseguir los siguientes objetivos:

- Medir voltaje de los potenciales del EEG.
- Asegurar que todos los canales amplifican la señal de la misma manera.
- Demostrar que todas las plumillas o canales de registro responden igualmente.
- Demostrar el efecto de los filtros sobre una señal de onda cuadrada.

PUNTA. - Es un pico en la señal con una duración menor a 70 milisegundos.

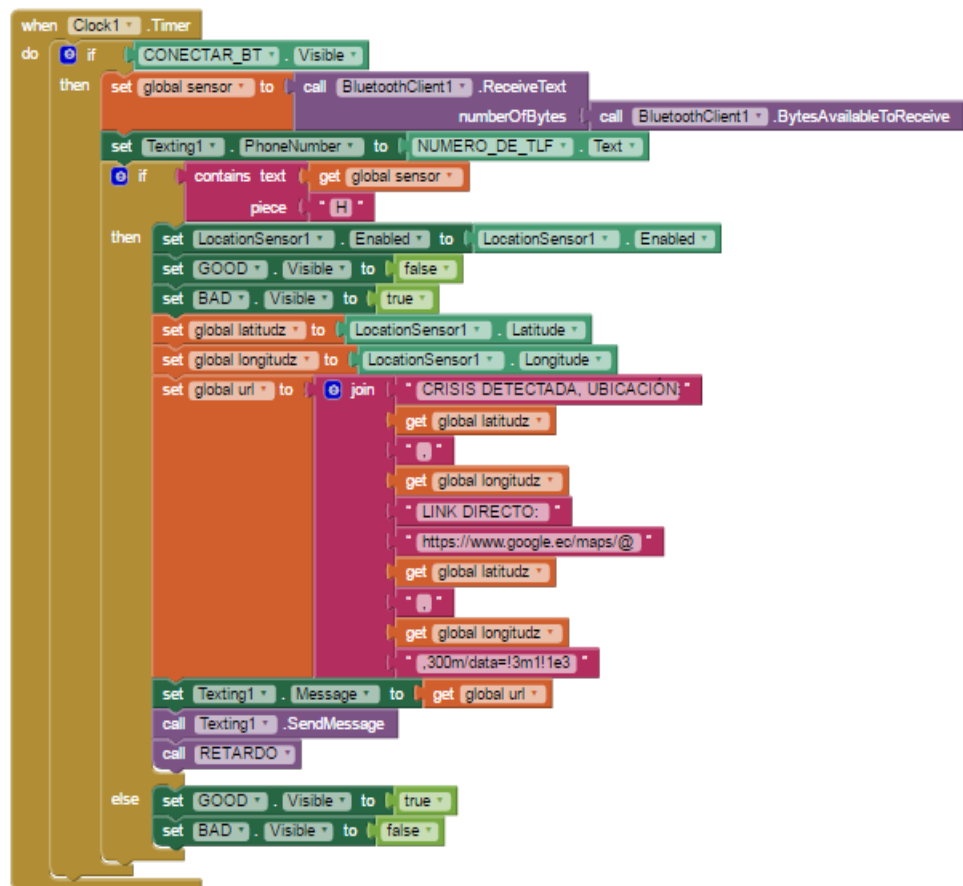
ALGORITMO DE DETECCIÓN DE ACTIVIDAD PARÓXISTICA.

```

#include <SoftwareSerial.h>
#define RxD 10
#define TxD 11
SoftwareSerial Blue (RxD, TxD);
int sensorPin = A0;
int PinAmp1=0; //aquí voy a guardar el valor de la amplitud
int TimeCount=0; //se cuentan el número de retardo
int Marker=0; //Para saber si se encontró un pico
unsigned long ini_time = 0; //tiempo desde que se prendió
unsigned long actual_time = 0;
unsigned long wanted_delay = 3;
void setup () {
  Serial.begin(9600); // Leonardo's USB
  Serial1.begin(9600); // Leonardo's TX/RX pins
  Blue.begin(9600);
  pinMode (A0, INPUT);
}
void loop () {
  PinAmp1 = analogRead(sensorPin);
  if (PinAmp1 < 160) {
    Marker=1;
    Serial.write("se detectó un nivel alto < 160 \n");
    while ((PinAmp1 = analogRead(sensorPin)) <= 511) {
      ini_time = millis ();
      if (ini_time >= actual_time + wanted_delay) {
        TimeCount = TimeCount + 1;
        actual_time = ini_time;
        Serial.write(" TimeCount \n ");
      }
    }
  }
  if (TimeCount < 12) {
    Blue.write("H"); //Aquí se envía la señal de bluetooth
    Serial.write("Envié un mensaje"); //Aquí se envía la señal de
    bluetooth
    //delay (1000);
    Marker=0;
    TimeCount=0;
  }
  Marker=0;
  TimeCount=0;
}
}

```


DIAGRAMA DE APLICACIÓN ANDROID



initialize global url to " "

initialize global mensaje to " "

initialize global longitudz to 0

initialize global latitudz to 0

initialize global sensor to 0

initialize global numero to " "

```

initialize global DELAY_TIME to 0
to RETARDO
do
  set global DELAY_TIME to call Clock1 .SystemTime
  set global DELAY_TIME to get global DELAY_TIME + 1000
  while test call Clock1 .SystemTime = get global DELAY_TIME
  do

```

```

when Screen2 .Initialize
do
  set DESCONECTAR .Visible to true
  set CONECTAR_BT .Visible to false
  set GOOD .Visible to false
  set BAD .Visible to false

```

```

when CONECTAR_BT .Click
do
  call BluetoothClient1 .Disconnect
  set CONECTAR_BT .Visible to false
  set DESCONECTAR .Visible to true

```

```

when DESCONECTAR .Click
do
  if call BluetoothClient1 .Connect
    address LISTA_DE_DISP .Selection
  then
    set CONECTAR_BT .Visible to true
    set DESCONECTAR .Visible to false

```

```

when LISTA_DE_DISP .BeforePicking
do
  set LISTA_DE_DISP .Elements to BluetoothClient1 .AddressesAndNames

```

