



**FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA**

**ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**“Desarrollo de un sistema inalámbrico basado en electroencefalograma (EEG) para el monitoreo del sueño en un conductor”**

**Trabajo de graduación previo a la obtención del título de:**

**INGENIERO ELECTRÓNICO**

**Autores:**

**DENNIS MANUEL TINOCO PEREIRA**

**JUAN DIEGO VEINTIMILLA TORO**

**Director:**

**ALVARADO CANDO OMAR SANTIAGO**

**CUENCA, ECUADOR**

**2016**

## **DEDICATORIA**

Este trabajo está dedicado con mucho cariño para mis padres, Jorge Tinoco y Jenny Pereira, quienes con sacrificio y esfuerzo me ayudaron en esta carrera profesional. Han sido la base primordial y fundamental en mi vida y gracias a su apoyo incondicional en todo momento, de esta manera pude culminar esta etapa importante de mi vida.

A mis hermanos Ronald Tinoco y Yorly Tinoco ya que gracias a sus consejos y alientos en los momentos difíciles, me ayudaron a sobrellevar con ímpetu este camino de sacrificios y así cumplir esta meta en mi vida.

Dedico también este trabajo a mis sobrinos Stefany Tinoco y Adrián Tinoco y así sea un ejemplo de superación y de que objetivos se llegan a cumplir.

Dennis Manuel Tinoco Pereira

## **DEDICATORIA**

Este trabajo está dedicado de manera muy especial a mis padres, Marcelo y Gloria, quienes son el pilar fundamental de mi vida y gracias a su esfuerzo e incondicional apoyo, pude terminar esta etapa de formación universitaria.

A mis hermanos ya que gracias a sus consejos y aliento, pude lograr cumplir esta meta en mi vida.

Para mi querida esposa Yuleisy y mi amada hija Valentina quienes siempre estuvieron a mi lado pendientes y apoyando las decisiones de mi vida.

Juan Diego Veintimilla Toro

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco a Dios que me dio la fuerza y la sabiduría así mismo la fe para creer que se podía lograr esta meta tan anhelada de mi vida, a la Universidad del Azuay por todos los conocimientos impartidos durante mi carrera universitaria.

A mi familia y amigos quienes de manera directa e indirectamente contribuyeron con mi formación durante este tiempo en la universidad.

A mi director de tesis Ing. Omar Alvarado, que ha sido una ayuda fundamental para el desarrollo de este trabajo, ya que nos supo guiar de manera correcta y eficaz.

Dennis Manuel Tinoco Pereira

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco a Dios por haber permitido realizar y culminar esta etapa de formación académica, a los miembros del tribunal de defensa de mi tesis: Ing. Omar Alvarado, Ing. Edgar Pauta e Ing. Bolívar Méndez.

A mi compañero Denis Tinoco quien trabajo en el desarrollo de esta tesis y a mis compañeros Nelson Correa y Andrés Duque, por la colaboración en la adquisición y colaboración en las pruebas de funcionamiento del sistema.

Además agradezco de manera muy especial a nuestro director de tesis Msc. Omar Alvarado, quien desde el primer momento nos brindó su apoyo en el desarrollo de este trabajo.

Juan Diego Veintimilla Toro

## ÍNDICE DE CONTENIDOS

DEDICATORIA.....	ii
AGRADECIMIENTO.....	iv
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	vi
ÍNDICE DE FIGURAS.....	ix
ÍNDICE DE TABLAS.....	xi
RESUMEN.....	xii
ABSTRACT.....	xiii
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO I: .....	2
ESTADO DEL ARTE.....	2
1.1    El Cerebro .....	2
1.1.1    El sueño.....	3
1.1.2    Etapas del sueño:.....	3
1.1.3    Ondas cerebrales .....	4
1.2    Sistema BCI (Brain Computer Interface).....	6
1.2.1    Componentes de un sistema BCI .....	7
1.2.2    Aplicaciones BCI .....	8
1.3    La Somnolencia: .....	9
1.3.1    Somnolencia en la conducción vehicular .....	9
1.3.2    Accidentes causados por somnolencia: .....	9
1.4    Seguridad vehicular .....	11
1.4.1    Tipos de seguridad Vehicular. ....	12
1.5    Situación Actual de los Sistemas de somnolencia vehicular.....	12
CAPITULO II: ANÁLISIS Y ADAPTACIÓN DEL HARDWARE DEL SISTEMA.....	15
2.1    Proceso de Adquisición de las señales.....	15
2.1.1    El Electrodo .....	15
2.1.2    Tipos de Electroodos.....	15
2.1.3    Electrodo MindFlex. ....	17
2.2    Equipos comerciales para la medición de las señales EEG. ....	17
2.2.1    MindFlex.....	19

2.2.2	Módulo TGAM del Mindflex .....	19
2.2.3	Características del Chip: .....	20
2.3	Protocolo de comunicación del módulo ThinkGear del MindFlex .....	22
2.3.1	Valores del chip ThinkGear. ....	22
2.3.2	Estructura de la trama de datos enviada por el chip ThinkGear.....	23
2.4	Tipo de comunicación para la transmisión de datos. ....	26
2.4.1	Trasmisión por Radiofrecuencia. ....	27
2.4.2	Antenas utilizadas para la comunicación. ....	28
CAPITULO III:.....		30
IMPLEMENTACIÓN Y DISEÑO DEL SOFTWARE DE ANÁLISIS .....		30
3.1	Introducción al desarrollo del software de análisis. ....	30
3.1.1	Arduino. ....	30
3.1.2	Arduino Nano.....	32
3.1.3	Comunicación Serial Arduino - PC.....	34
3.1.4	Registro de datos adquiridos .....	34
3.1.5	Putty .....	35
3.2	Análisis de Datos .....	37
3.2.1	Análisis de datos del Arduino en Excel .....	37
3.2.2	Estudio de las ondas cerebrales.....	38
3.2.3	Estudio de ondas cerebrales en estado de Normal .....	38
3.2.4	Estudio de ondas cerebrales conduciendo.....	39
3.2.5	Estudio de ondas cerebrales en estado de relajación.....	42
3.3	Detección de Somnolencia.....	43
3.3.1	Análisis de la onda Theta.....	44
3.3.2	Análisis de los datos en Matlab.....	45
3.3.3	Implementación del software en Arduino .....	47
3.4	Diseño de un interfaz gráfico en LabVIEW.....	48
3.4.1	Comunicación serial entre Arduino y LabVIEW .....	49
3.4.2	Procesamiento de datos en LabVIEW .....	50
3.4.3	Base de datos Access en LabVIEW .....	52
CAPITULO IV: .....		54
IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE SEGURIDAD Y ALARMAS EN EL VEHÍCULO .....		54
4.1	Determinación del Sistema de Seguridad. ....	54
4.1.1	Sistema de seguridad del Dispositivo .....	55

4.1.2	Diseño de los circuitos .....	55
4.1.3	Circuito control y análisis .....	55
4.1.4	Circuito de Apagado del Vehículo.....	57
4.2	Acondicionamiento en el Vehículo.....	58
4.2.1	Funcionamiento de la Consola de indicación y control .....	58
4.2.2	Conexión de la Consola Indicadora y Control .....	59
4.2.3	Conexión placa Circuito Cortador de Corriente.....	59
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....		60
Conclusiones:.....		60
BIBLIOGRAFÍA .....		63

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Hemisferios Cerebrales.....	2
Figura 2.2. Fases del Sueño. ....	3
Figura 3.3. Tipos de ondas cerebrales.....	5
Figura 4.4. Diagrama de un sistema BCI. ....	7
Figura 5.1. Partes de un electrodo.....	15
Figura 6.2. Colocación del Electrodo Adhesivo. ....	16
Figura 7.3. Colocación de un Electrodo Activo.....	16
Figura 8.4. Electroodos de Cloruro de Plata. ....	17
Figura 9.5. Equipos para EEG en el mercado (a.) Emotiv, b.)Neurosky, c.)Zeo, d.)Starlab, e.)EmSence, f.)NiaGameControler, g.) Mindo, h.) Mindo16) .....	18
Figura 10.6. Mindflex .....	19
Figura 11.7 Módulo TGAM.....	20
Figura 12.8. Dibujo placa física modulo TGAM. ....	21
Figura 13.9. Estructura de un paquete del chip TGAM1. ....	24
Figura 14.10. Cabecera del paquete. ....	24
Figura15.11. Pines XRF CISECO.....	29
Figura 16.1. Arduino Genuino. ....	31
Figura 17.2. Arduino Nano. ....	32
Figura 18.3. Diagrama de comunicación. ....	34
Figura 19.4. Configuración Inicial del Putty.....	35
Figura 20.5. Configuración del PUTYY. ....	36
Figura 21.6. Valores de las ondas: delta, theta, alfa y beta respectivamente. ....	36
Figura 22.7. Grafica de valores de la onda Delta en estado normal.....	39
Figura 23.8. Grafica de valores de la onda Theta en estado normal. ....	39
Figura 24.9. Grafica de valores de la onda Alfa Alta en estado normal. ....	39
Figura 25.10. Grafica de valores de la onda Beta Alta en estado normal. ....	39
Figura 26.11. Onda Delta en etapa de conducción.....	40
Figura 27.12. Onda Theta en etapa de conducción. ....	41
Figura 28.13. Onda Alfa Alta en etapa de conducción. ....	41
Figura 29.14. Onda Beta Alta en etapa de conducción. ....	41
Figura 30.15. Onda Delta en estado de relajación. ....	42

Figura 31.16. Onda Theta en estado de relajación. ....	42
Figura 32.17. Onda Alfa alta en estado de relajación. ....	42
Figura 33.18. Onda Beta alta en estado de relajación. ....	43
Figura 34.19. Datos de onda Theta en cambios de estado fisiológicos.....	44
Figura 35.20. Dato promedio de onda Theta. ....	44
Figura 36.21. FFT de la onda Theta en estado Normal (Activo). ....	45
Figura37.22. FFT de la onda Theta conduciendo. ....	46
Figura 38.23. FFT de la onda Theta en estado de relajación (Somnolencia).....	46
Figura 39.24. Vector de análisis de datos. ....	47
Figura 40.25. Diagrama de flujo de funcionamiento. ....	48
Figura 41.26. VISA Configure Serial Port VI. ....	49
Figura 42.27. PropertyNode VI.....	50
Figura 43.28. VISA Read y VISA CloseFunction. ....	50
Figura 44.29. Separación de datos recibidos.....	51
Figura 45.30. Diagrama de bloques para análisis y visualización. ....	51
Figura 46.31. Panel de visualización de ondas y estado. ....	52
Figura 47.32.DB Tools Open Connection VI .....	53
Figura 48.33.DB Tools Insert Data VI.....	53
Figura 49.34.DB Tools CloseConnection VI.....	53
Figura 50.1. Circuito de Funcionamiento .....	55
Figura 51.2. Placa Circuito Funcionamiento. ....	56
Figura 52.3. Circuito cortador de Corriente. ....	57
Figura 53.4. Placa Circuito cortador de corriente. ....	57
Figura 54.5. Panel de alarmas de estado del conductor. ....	58
Figura 55.6. Adaptación del sistema de seguridad en el vehículo. ....	59

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1: Accidentes por causas probables a nivel Nacional 2014. ....	11
Tabla 2.1: Contenido del paquete de datos. ....	26
Tabla 3.2: Tabla de frecuencias ....	27
Tabla 4.1: Ficha técnica Arduino nano. ....	33
Tabla 5.2: Valores obtenidos en estado normal ....	38
Tabla 6.3: Valores obtenidos Conduciendo: ....	40

Tinoco Pereira, Veintimilla Toro xii

**DESARROLLO DE UN SISTEMA INALÁMBRICO BASADO EN  
ELECTROENCEFALOGRAMA (EEG) PARA EL MONITOREO DEL  
SUEÑO EN UN CONDUCTOR**

**RESUMEN**

En el presente trabajo, se realizó un sistema inalámbrico basado en electroencefalografía (EEG), para el monitoreo de las ondas cerebrales en los conductores, y así poder determinar cuando el chofer entra en etapa de somnolencia. El sistema consta de dos etapas: una para realizar la adquisición, procesamiento y envío de las ondas cerebrales en tiempo real para ser analizados en el software desarrollado y otra para identificar el estado fisiológico en cual está el conductor y así generar un algoritmo en un microcontrolador, el cual analizará y generará una alerta en el vehículo. Además se realizó la implementación de un sistema de seguridad vehicular; este sistema detendrá la marcha del auto cuando el conductor entre en somnolencia.

**Palabras Clave:** Electroencefalografía, Somnolencia, BCI (Brain Computer Interface), Sistema Embebido.



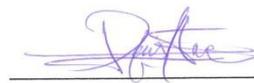
Omar Santiago Alvarado Cando

**Director del trabajo de Titulación**



Hugo Marcelo Torres Salamea

**Director de Escuela**



Dennis Manuel Tinoco Pereira



Juan Diego Veintimilla Toro

**Autores**

Z

Tinoco Pereira, Veintimilla Toro xiii

**DEVELOPMENT OF A ELECTROENCEPHALOGRAM (EEG) BASED  
WIRELESS SYSTEM FOR MONITORING SLEEPINESS AT THE WHEEL**

**ABSTRACT**

This research paper presents a wireless system based on electroencephalography (EEG) to monitor brain waves in drivers, so as to determine when the driver enters in the sleepiness stage. The system consists of two stages: one to carry out brainwaves acquisition, processing and sending in real time to be analyzed in the software developed; and another to identify the physiological state in which the driver is; and hence, generate an algorithm in a microcontroller, which will analyze and generate an alert on the vehicle. In addition, the implementation of a vehicle safety system was performed. This system will stop the march of the car when the driver enters in sleepiness.

**Keywords:** Electroencephalography, Sleepiness, BCI (Brain Computer Interface), Embedded System.



Omar Santiago Alvarado Cando  
**Thesis Director**



Hugo Marcelo Torres Salamea  
**School Director**



Dennis Manuel Tinoco Pereira



Juan Diego Veintimilla Toro

**Authors**





Translated by,  
Lic. Lourdes Crespo

Dennis Manuel Tinoco Pereira

Juan Diego Veintimilla Toro

Trabajo de Titulación

Msc. Omar Santiago Alvarado Cando.

Julio, 2016

**DESARROLLO DE UN SISTEMA INALÁMBRICO BASADO EN  
ELECTROENCEFALOGRAFIA (EEG) PARA EL MONITOREO DEL  
SUEÑO EN UN CONDUCTOR.**

**INTRODUCCIÓN**

El trabajo presentado pretende dar a conocer a la sociedad las aplicaciones que se pueden realizar con la detección y análisis de las ondas de nuestro cerebro. Debido a que el estudio y análisis del cerebro humano siempre ha estado dedicado a ámbitos médicos, con el presente trabajo se demuestra que con la ayuda de comunicación inalámbrica y microcontroladores se pueden generar gran variedad de sistemas para diferentes áreas de trabajo.

Dentro del trabajo se desarrolló:

- Un sistema inalámbrico basado en electroencefalografía con el cual realizamos el monitoreo de las ondas cerebrales en los conductores.
- Un sistema de procesamiento y análisis de datos para identificar el tipo de ondas generadas y el análisis de las mismas.
- Un sistema de indicadores, alarmas y seguridad para el vehículo el mismo que estar determinado por los parámetros fisiológicos del conductor.

## CAPÍTULO I:

### ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se dará una breve explicación de que es el cerebro Humano además de cuáles son las ondas que se generan en el mismo. Se explicará que es la somnolencia y cuáles son las fases del sueño además definiremos que es un sistema Interfaz Cerebro Ordenador (BCI) y qué tipo de sistemas BCI han sido desarrollados en el mundo para la detección del sueño.

#### 1.1 El Cerebro

La actividad del cerebro consiste en procesar millones de impulsos eléctricos que viajan a través de las neuronas a una velocidad de 300Km/h y cuya frecuencia y número de pulsaciones constituye el elemento variable del mensaje codificado, Forma parte del sistema nervioso del ser humano, está conformado aproximadamente por unos 100000 millones de células nerviosas conectadas unas con otras. Es el centro de control del movimiento, del sueño, del hambre, de todas las actividades vitales necesarias para sobrevivir.(Patrone, 2009).

La corteza cerebral está dividida por una parte derecha y otra izquierda, llamadas hemisferios cerebrales los cuales son simétricos.

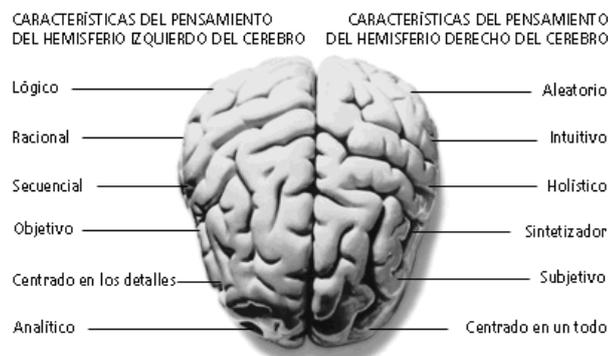


Figura 1.1. Hemisferios Cerebrales

Fuente: (grupos.emagister., 2013)

El hemisferio Izquierdo es aquel que recibe información del lado derecho del cuerpo, por lo general domina tareas de lenguaje, el habla y algunas más. El hemisferio derecho recibe la información del lado izquierdo del cuerpo domina tareas visuales, espaciales, percepción, expresión de emociones y algunas más. (Center, 2009)

### 1.1.1 El sueño.

El sueño es muy importante ya que restablece las funciones físicas y psicológicas esenciales para un pleno rendimiento. Biológicamente no es una falta total de actividad, sino un estado biológico concreto, el sueño es periódico, espontaneo, y acompañado por la falta de conciencia. Esta dado por diferentes niveles de profundidad los que son distintos entre sí, por modificaciones fisiológicas concretas.(Velayos, 2007)

### 1.1.2 Etapas del sueño:

El sueño está dado por diferentes etapas la cuales están divididas en NREM y REM, las cuales se definirán a continuación.

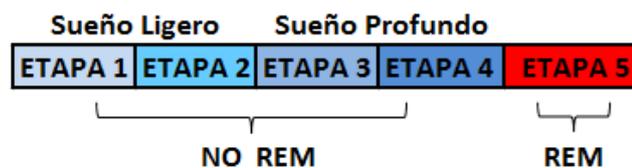


Figura 2.2. Fases del Sueño.

**Fase 1:** en esta fase es en la que entramos a dormir. Se trata de un periodo de adormecimiento en el cuales se realizan unos movimientos oculares lentos y se pasa de estado de despierto al de sueño. Se la conoce como sueño ligero.

**Fase 2:** en esta fase el movimiento de ojos se detiene y las ondas cerebrales se vuelven más lentas con un solo estallido de ondas cerebrales más rápidas. En esta

fase la actividad ocular queda ausente. Finaliza el sueño y entra la etapa de sueño real.

**Fase 3:** cuando se entra a la fase 3 las ondas cerebrales extremadamente lentas conocidas como ondas delta con ondas más pequeñas y más rápidas.

**Fase 4:** el cerebro produce ondas delta casi exclusivamente. Las etapas 3 y 4 son referidas como sueño profundo, y es muy difícil despertar a alguien de ellas. En el sueño profundo, no hay movimiento ocular o actividad muscular.

**La fase REM (Rapid Eye Movement):** es la quinta etapa del sueño, comienza aproximadamente 90 minutos después que nos dormimos y se caracteriza por el movimiento acelerado de los ojos. Durante esta fase del sueño, el ritmo del corazón y la respiración se aceleran, la presión arterial aumenta y no podemos controlar la temperatura de nuestro cuerpo. Además aumenta la actividad cerebral, en ocasiones mayor a cuando estamos despiertos. Sin embargo, el resto del cuerpo está paralizado debido a que el cuerpo no libera un aminoácido llamado glicina. Durante esta fase es cuando más cantidad de sueños tenemos, por lo que el motivo de esta parálisis posiblemente sea que no realicemos lo mismo que estamos haciendo en el sueño. (Velayos, 2007).

**1.1.3 Ondas cerebrales:** EL cerebro está conformado por miles de millones de células cerebrales llamadas neuronas, que utilizan electricidad para comunicarse entre sí. La combinación de millones de neuronas enviando señales a la vez produce una enorme cantidad de actividad eléctrica en el cerebro, que puede ser detectada mediante equipos médicos sensibles (como un EEG), que mide los niveles de electricidad en el área del cuero cabelludo. Con el descubrimiento de las ondas cerebrales llegó el descubrimiento de que la actividad eléctrica del cerebro cambia dependiendo de lo que está haciendo. Por ejemplo, las ondas cerebrales de una persona durmiendo son muy diferentes de las ondas cerebrales de alguien despierto.

Con los años, la investigación científica y el desarrollo de la tecnología nos han acercado a imaginar exactamente lo que representan las ondas cerebrales y lo que significan sobre la salud y estado de ánimo de una persona (ULLOA, 2011).

#### 1.1.4 Tipos de ondas cerebrales

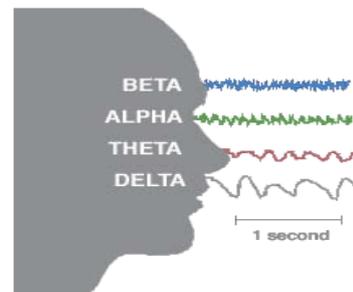


Figura 3.3. Tipos de ondas cerebrales.

Fuente: <https://dragompa.wordpress.com/psicoanalisis-del-sueno/ondas-cerebrales/>

**Onda Delta:** Se encuentra por debajo de los 3.5Hz (normalmente entre 0.1 y 3.5Hz), la aparición de ondas delta es normal en registros de EEG en neonatos e infantes y durante ciertas etapas del sueño en adultos. Cuando aparece actividad lenta como la delta por sí misma, indica alguna lesión cerebral en el EEG de un adulto. El predominio de ondas delta en animales que han tenido transacciones corticales que producen una separación entre la corteza cerebral y regiones más profundas del cerebro sugiere que esta actividad se produce en la misma corteza, independientemente de cualquier actividad en regiones más profundas del cerebro (ULLOA, 2011).

**Onda Theta:** Se encuentran desde los 4 a 7.5Hz, esta banda de frecuencia fue incluida en el rango delta hasta que Walter y Dovey propusieron que una banda intermedia debía ser establecida. El término theta fue escogido en alusión a su supuesto origen en el tálamo. Las ondas theta juegan un papel importante en la infancia y niñez. El EEG normal de un adulto en estado de vigilia contiene sólo una pequeña cantidad de frecuencias theta, mayormente observadas en estados de somnolencia y sueño. Mayor presencia de actividad theta en adultos en estado de vigilia es anormal y provocada por varias formas de patología (ULLOA, 2011).

**Onda Alfa:** Las ondas alfa presentan una frecuencia más baja que las beta, oscilando entre 8.0 y 13 Hz. Está relacionado con la relajación profunda y la meditación.

Durante la emisión de las ondas alfa la mente racional y los sentidos disminuyen su actividad, mientras que parte del potencial latente en el cerebro puede entrar en acción. Algunos de los efectos que produce el predominio de las ondas alfa son:

- Concentración sin esfuerzo.
- Aumento de la creatividad.
- Puede influir sobre funciones autónomas, como: el ritmo cardíaco, la circulación sanguínea, el umbral del dolor-placer, la función digestiva, la transpiración, la temperatura corporal, la resistencia de la piel etc.

**Onda Beta:** Las ondas beta presentan una amplitud baja y una frecuencia alta que oscila entre 14.0 y 22.Hz (ciclos por segundo). Estas ondas BETA están presentes en el cerebro durante el denominado estado de vigilia, cuando hay mayor extroversión, actividad mental e identificación con aspectos externos. El análisis intelectual y la percepción a través de los cinco sentidos se realizan en el nivel beta así como trabajos de tipo físico o corporal. Se dice que la cultura occidental intelectual, ha favorecido de forma exclusiva el desarrollo de este nivel en detrimento de los demás (ULLOA, 2011).

## **1.2 Sistema BCI (Brain Computer Interface)**

El sistema BCI o sistema interface cerebro-computadora en los últimos años ha mostrado un crecimiento sustancial en su desarrollo, este consiste en obtener las señales cerebrales a través de electrodos, para así darle una interpretación específica. Estos sistemas son y serán a futuro una de los más utilizados en aplicaciones para personas con discapacidad motora.

Los sistemas de interfaz cerebro-computadora buscan proveer a sus usuarios de capacidades de comunicación básicas, como operar programas de selección de palabras en una computadora o controlar una neuroprótesis.

### 1.2.1 Componentes de un sistema BCI

A continuación se mostrara un modelo al que responderá en su mayoría los sistemas BCI.

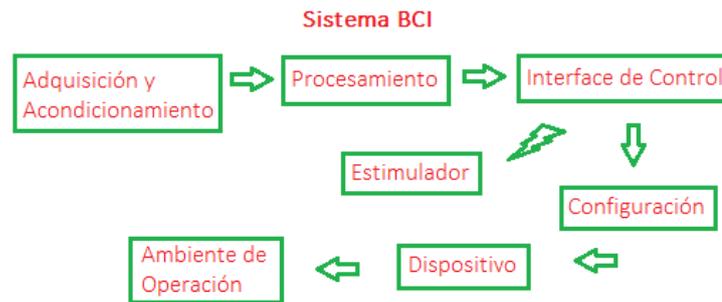


Figura 4.4. Diagrama de un sistema BCI.

Fuente: slideshare. (2012). slideshare. Obtenido de <http://es.slideshare.net/jchconsultores/interfaces-49990126>

**Adquisición y acondicionamiento de la señal:** Se adquiere la actividad eléctrica del cerebro a través de electrodos, luego se acondiciona la señal para su procesamiento posterior mediante las etapas de amplificación, filtrado y digitalización.

**Procesamiento de la Señal:** El procesamiento de la señal consiste en tres etapas las cuales son: Amplificación, Filtrado y Digitalización. Luego de este proceso la señal digitalizada es entregada para un interfaz de control.

**Interface de control:** Este recibe los comandos de control y realiza las acciones correspondientes en el dispositivo. Puede incorporar una pantalla que proporcione retroalimentación al usuario.

**Estimulador:** Algunos sistemas incluyen un estimulador que es manejado por la interfaz de control. Las señales de estimulación son enviadas al extractor de características para sincronizar la obtención de las mismas

**Configuración:** Permite a un operador definir y ajustar los parámetros del sistema. El operador no tiene que ser una persona técnica, sino que puede ser el propio usuario o en el caso más deseable, algoritmos automáticos que ajustan el comportamiento del sistema en función de los resultados obtenidos y la retroalimentación del usuario.

**Dispositivo:** Existe un rango ilimitado de dispositivos que pueden ser usados en un sistema BCI, como computadoras, sintetizadores de voz, neuroprótesis y otros objetos en el ambiente del usuario como la televisión o encender o apagar la luz de la habitación. Estos dispositivos usualmente son físicos, pero también pueden ser virtuales.

**Ambiente de operación:** Se refiere al ambiente físico (paredes, piso, superficies, temperatura ambiente y ruido), así como a objetos y personas en el ambiente que afectan o pueden afectar en el funcionamiento del sistema.

### 1.2.2 Aplicaciones BCI

Entre algunas de las aplicaciones tenemos las más estudiadas y las que están en actual desarrollo como:

Aplicaciones desarrolladas para el sector civil.

Destinadas a la medicina: para el tratamiento de la epilepsia y control de atención, donde el desarrollo de sistemas BCI presenta una mejora significativa para estas patologías.

Destinada a personas con discapacidades: es una de las mayores áreas de aplicación, podemos encontrar aplicaciones para el control de prótesis robóticas, sillas de ruedas, sistemas de comunicación o sistemas de control para domótica.

Destinada al público: además de la finalidad médica, los sistemas BCI son aplicados al entretenimiento, como video juegos, medida de la carga mental y reconocimiento de emociones.

**1.3 La Somnolencia:** La somnolencia es la sensación física y mental de cansancio que va acompañada de cierta propensión al sueño, es decir que la persona se siente agotada y si tiene la oportunidad de dormir lo haría. La somnolencia puede ser medida de forma objetiva a través de una Prueba Múltiple de Latencia de Sueño (MSLT, MultipleSleepLatency Test.) (Fernandez Mendoza, 2011).

**1.3.1 Somnolencia en la conducción vehicular:** El sueño al volante es una circunstancia que se relaciona con una buena cantidad de accidentes de tráfico, especialmente en el sector profesional. La somnolencia afecta gravemente a las capacidades para circular con seguridad. La somnolencia es una gran enemiga de la conducción segura, ya que sus consecuencias van desde un susto por microsueño hasta un accidente. Si estamos cansados, agotados tras un duro día o no hemos dormido lo suficiente la noche anterior, debemos evitar que afecte a nuestra capacidad para conducir, por tanto la única alternativa realmente eficaz es descansar y si estamos a mitad de viaje, lo mejor es detenerse en un área de descanso o de servicio, bajar del vehículo y estirar las piernas unos minutos. La somnolencia es un factor de riesgo asociado a los accidentes de tráfico, ya que tiene la propiedad de mermar nuestras capacidades necesarias para conducir de forma segura, disminuyendo la capacidad de concentración e incrementando el comportamiento agresivo y el mal humor. Estos efectos no sólo se manifiestan por la noche, sino que también nos pueden afectar durante el día(circulaseguro).

**1.3.2 Accidentes causados por somnolencia:** Un conductor cansado o que se duerme durante su actividad no puede realizar maniobras evasivas para evitar

colisiones o despistes, siendo el resultado de este tipo de accidentes, gran número de víctimas y la destrucción de infraestructura. La información obtenida a partir de estudios nacionales indica que los accidentes de carreteras causados por somnolencia y/o cansancio del conductor existen en nuestro país.

Durante este 2014 los accidentes de tránsito han incrementado en un 67%, según un informe de la Agencia Nacional de Tránsito. La ANT realizó un estudio en el cual se identificó las causas más comunes por las cuales se producen los accidentes en nuestro país.

### **Causas más comunes de Accidentes de tránsito:**

**La fatiga:** Es común que este tipo de percances sucedan cuando el conductor pasa por largas horas de trabajo continuas, en los primeros nueve meses del 2014 ocurrieron 10 905 accidentes de tránsito en Pichincha. Aunque solamente 76 de ellos se produjeron a causa del cansancio, esta cifra ha tenido un incremento significativo.

**El consumo de medicamentos:** como ansiolíticos o antigripales sobre todo en estas épocas de invierno, pueden ocasionar choques debido a que contienen sustancias que producen somnolencia.

**Alcohol:** aunque es común que se produzcan accidentes debido a la embriaguez del conductor, también hay ocasiones en que los percances se dan por culpa de peatones que han bebido demás.

**Mal parqueo:** un error que también causa accidentes es estacionarse mal. Esta problemática se ha concentrado en Pichincha, Tungurahua y Azuay.

**Cruce de animales:** causa curiosa es la salida inesperada de animales a la vía. Provincias como Guayas, con 98 casos, y Manabí, con 14, encabezan la lista. Aunque en menor cantidad, este tipo de percances han ocurrido también en Santo

Domingo, Imbabura o Chimborazo, en donde la actividad agropecuaria es alta y, por tanto, existe una diversidad de ganado habitando en terrenos.

Tabla 1.1: Accidentes por causas probables a nivel Nacional 2014.

**SINIESTROS POR CAUSAS PROBABLES A NIVEL NACIONAL A DICIEMBRE -2014**

CAUSAS PROBABLES	ENE	FEB	MAR	ABR	MAY	JUN	JUL	AGO	SEP	OCT	NOV	DIC	TOTAL A DICIEMBRE - 2014	REPRESENTACION	%
IMPERICIA E IMPRUDENCIA DEL CONDUCTOR	1.321	1.457	1990	1736	1.467	952	836	663	703	716	713	780	13.334		34,49
NO RESPETA LAS SEÑALES DE TRÁNSITO	248	286	238	219	333	905	846	779	943	1129	1019	1082	8.027		20,76
CAUSA DESCONOCIDA	248	58	65	379	644	687	390	182	0	0	0	0	2.653		6,86
EXCESO DE VELOCIDAD	193	215	246	375	283	393	417	350	379	344	346	351	3.892		10,07
EMBRIAGUEZ DEL CONDUCTOR	192	199	239	197	245	223	223	188	150	196	175	211	2.438		6,31
IMPRUDENCIA DEL PEATÓN	179	157	185	206	155	190	197	145	148	179	137	137	2.015		5,21
INVADIR CARRIL	151	0	30	149	188	80	173	100	168	327	286	292	1.924		4,98
MAL REBASAMIENTO	47	59	69	51	66	150	135	225	38	92	76	69	1.077		2,79
OTRAS CAUSAS	73	284	69	118	33	31	12	5	0	0	27	6	658		1,70
CASO FORTUITO	45	21	36	54	55	35	60	29	27	76	75	94	607		1,57
DAÑOS MECÁNICOS	20	17	31	16	37	38	40	19	31	22	35	87	393		1,02
FACTORES CLIMÁTICOS	38	14	50	20	43	23	11	15	36	89	88	69	496		1,28
CANSANCIO AL CONDUCTOR	6	0	0	0	9	14	87	50	29	70	64	63	392		1,01
MAL ESTADO DE LA VÍA	21	8	11	9	21	11	12	15	19	10	38	19	194		0,50
SALIDA DE ANIMALES A LA VÍA	12	2	3	9	25	23	20	7	0	0	0	0	101		0,26
MAL ESTACIONAMIENTO	5	7	2	1	10	10	8	20	12	6	25	3	109		0,28
CALZADA RESVALADIZA	3	2	9	0	6	11	5	10	13	11	39	16	125		0,32
OBSTÁCULOS EN LA VÍA	2	0	1	0	12	5	9	7	0	0	0	0	36		0,09
EXCESO DE PESO Y VOLUMEN	2	0	0	0	8	3	10	11	3	15	18	20	90		0,23
EMBRIAGUEZ DEL PEATÓN	2	2	6	5	1	4	2	6	10	10	5	7	60		0,16
FALLAS DE ILUMINACIÓN	2	0	0	0	-	4	6	11	0	1	0	0	24		0,06
ENCANDILAMIENTO	2	0	1	0	3	1	3	3	0	0	0	0	13		0,03
<b>TOTAL</b>	<b>2.812</b>	<b>2.788</b>	<b>3281</b>	<b>3544</b>	<b>3624</b>	<b>3.793</b>	<b>3.502</b>	<b>2.840</b>	<b>2.709</b>	<b>3.293</b>	<b>3.166</b>	<b>3306</b>	<b>38.658</b>		<b>100,00</b>

Fuente: (ant.siniestros.diciembre: <http://www.ant.gob.ec/index.php/descargable/file/2680-siniestros-diciembre-2014>).

Según el informe de la Organización Mundial de la Salud (OMS), Ecuador es el segundo país en Sudamérica con el mayor índice de muertes por accidentes de tránsito. Esta cifra la corroboran estadísticas del INEC que identifican estos siniestros como la primera causa de fallecimiento en los hombres y como la quinta a nivel general. La Agencia Nacional de Tránsito (ANT) registra que cada 20 minutos ocurre un accidente de tránsito en el país y cada cuatro horas alguien muere por esta causa. Sin embargo según los datos del Seguro Obligatorio de Accidentes de Tránsito (SOAT) cada diez minutos alguien se accidenta y cada dos horas hay fallecidos por percances viales(ecuadortimes, 2013).

#### 1.4 Seguridad vehicular

La seguridad vehicular se divide en dos tipos de seguridad activa o primaria y en seguridad pasiva o secundaria de las cuales hablaremos a continuación(PARERA, 2000).

#### **1.4.1 Tipos de seguridad Vehicular.**

Generalmente los sistemas de seguridad vehicular se dividen en dos partes seguridad activa o primaria y en seguridad pasiva o secundaria, el desarrollo de unidades electrónicas para el vehículo hacen que cabe el término de seguridad integrada (Naranjo, 2008). Existen muchos sistemas de seguridad de los cuales recalcamos los más importantes:

##### **Sistemas de Seguridad Primarios**

Son sistemas que minimizan al máximos los actos y comportamientos inseguros que pueda cometer en conductor y del vehículo que contribuyan a la causa de accidentes.

##### **Sistemas de Asistencia al Conductor**

Estos sistemas están desarrollados fundamentalmente con el objetivo de evitar errores del conductor ya sea por falta de sueño, cansancio, malas decisiones de manejo o la falta de atención.

##### **Sistemas de seguridad Secundarios**

Estos sistemas están enfocados a evitar daños a las personas o cosas que se está transportando ya sea en un accidente.

##### **Sistemas de Seguridad Terciarios**

Este sistema consiste en los dispositivos de información que registran los datos en una fase previa a un accidente (caja negra).

##### **Sistemas de Precolisión**

Estos sistemas se basan en dispositivos que previenen y minimizan los daños a los ocupantes del vehículo en una precolisión y colisión ya sea por sensores o por dispositivos de protección(PARERA, 2000).

#### **1.5 Situación Actual de los Sistemas de somnolencia vehicular.**

**Diseño y construcción de un sistema de alarma y frenado automático para un vehículo al detectar conductores somnolientos:** Este sistema fue realizado por estudiantes de la Escuela Politécnica del Ejército extensión Latacunga, el sistema

funciona cuando el conductor realiza el cabeceo, activando un interruptor de mercurio el que cierra la corriente al inclinarse un determinado ángulo. La señal enviada por el interruptor de mercurio llega a un micro controlador que hace las operaciones la para activación de los circuitos eléctricos para el frenado con un retardador electro magnético TELMA(Córdova Ochoa, 2012).

**Diseño e Implementación de un Sistema de Detección del estado de sueño del Conductor de un Vehículo:** Este proyecto fue realizado por estudiantes de la Universidad de San Buenaventura (Bogotá Colombia), este sistema funciona determinando el tiempo de duración del parpadeo del ojo humano, si el parpadeo del ojo permanece cerrado por más de un segundo y medio se asumirá que el conductor se está quedando dormido. De esta manera se determinara el estado de somnolencia del conductor, se activara una alarma cuando detecte la somnolencia, lo cual hará que se despierte y se dé cuenta que se estaba quedando dormido, haciendo que detenga el vehículo(Avila Jiménez, 2013).

**La implementación de una aplicación móvil que detecta somnolencia en la conducción:** Esta aplicación es realizada por un estudiante de la Universidad Politécnica de Cataluña, la aplicación esta realizada en Windows Mobile y Android, consiste en procesar la señal producida por la respiración del conductor basado en una banda inductiva que envía los datos adquiridos al Smartphone donde la aplicación los procesa en tiempo real, obteniendo el estado de somnolencia. La aplicación visualiza en la pantalla el estado de somnolencia, avisa sonoramente si el estado es crítico y envía una mensaje de emergencia(Guede Fernández, 2012).

**Detección de fatiga de un conductor mediante el estudio de la variabilidad del ritmo cardiaco:** Este trabajo consiste en determinar el nivel de fatiga del conductor y establecer si se encuentra en condiciones de conducir mediante el análisis de variables biológicas. Para esto se centrará en el estudio del ECG durante la conducción y en concreto en la variabilidad del ritmo cardiaco HRV, que refleja las interacciones de las dos ramas del sistema nervioso central (simpática y

parasimpática). Para esto han desarrollado un hardware para la adquisición y el procesamiento de estas variables así como un algoritmo para la detección de latidos y el cálculo del HRV teniendo en cuenta la presión con la que se agarra el volante así como la temperatura en la cabina y el exterior.(García, 2008)

## CAPITULO II: ANÁLISIS Y ADAPTACIÓN DEL HARDWARE DEL SISTEMA

En el desarrollo de este capítulo revisaremos los distintos dispositivos que se utilizan para la adquisición de las señales del cerebro a nivel comercial, además detallaremos y analizaremos el funcionamiento de los equipos utilizados para realizar nuestro sistema.

### 2.1 Proceso de Adquisición de las señales.

Es el proceso de captar las señales físicas para posteriormente ser procesadas y visualizadas en cualquier dispositivo digital de acuerdo al tipo de transductor a utilizar. Para lo cual utilizaremos electrodos los que se encargaran de captar las corrientes eléctricas procedentes de la superficie craneal(Sánchez, 2014).

#### 2.1.1 El Electrodo

Se encargan de transformar las corrientes iónicas producidas en el tejido cerebral en corrientes eléctricas en la superficie craneal. Los electrodos pueden ser de tamaño, material, forma distinta y aplicador la piel por diferentes medios(Sánchez, 2014).

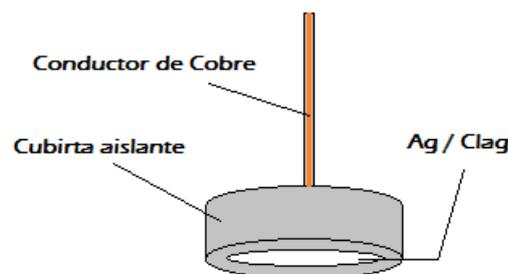


Figura 5.1. Partes de un electrodo.

#### 2.1.2 Tipos de Electroodos

Existen varios tipos de electrodos los cuales se dividen según la forma en la que se obtiene los datos:

**De Superficie:** Aplicados sobre la piel, deben ser de colocación rápida, de remoción fácil, sin dolor durante su permanencia. (Ramos-Argüelles, Morales, Egozcue, Pabón, & Alonso, 2009).

**De Agujas:** Son electrodos invasivos, se colocan debajo del cuero cabelludo, pueden ser desechables o de uso múltiple(M. T. , 2002)

**Adhesivos:** Se adhieren con una pasta conductora, se caracterizan por tener resistencias de contactos muy bajas si son aplicados correctamente. Un ejemplo: son los electrodos húmedos se los utiliza en registros multicanal, se caracterizan por presentar un efecto de polarización mínima(Arman, Ahmed, & Syed, 2012).

**Activos o Secos:** Estos electrodos son usados en registros de larga duración, sin la necesidad del proceso de preparación de la piel. A demás presenta un excelente comportamiento al contacto con la piel, con bajo ruido incluso al estar expuesto al sudor, de esta manera posibilita alargar los estudios ya que es muy cómodo para los pacientes(KO, 1998).

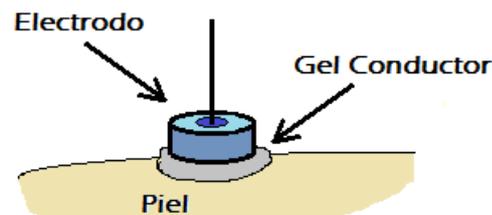


Figura 6.2. Colocación del Electrodo Adhesivo.

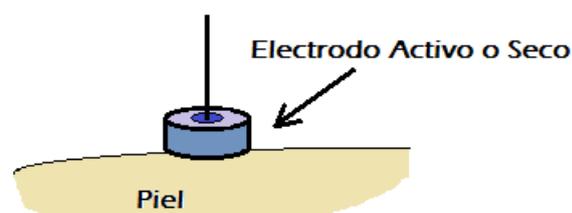


Figura 7.3. Colocación de un Electrodo Activo.

**Electrodos de Cloruro de Plata:** Pueden ser electrodos con gel conductor o electrodos activos, están constituidos por un disco de metal de plata (Ag) recubiertos por una capa de cloruro de plata ( $Ag+Cl^-$ ), lo cual permite una excelente conductividad y no causa irritaciones en la piel, esta combinación química permite una alta resistencia a la oxidación por lo que son de larga durabilidad (SEGARRA, 2002).

### 2.1.3 Electrodo MindFlex.

Los electrodos que posee nuestro equipo son de cloruro de plata (AgCl), y del tipo electrodo activo o seco. Posee tres electrodos de los cuales son: dos de referencia y uno de para la adquisición de las ondas cerebrales. La dimensión de los electrodos es de  $150\text{ mm}^2$ ,



Figura 8.4. Electrodos de Cloruro de Plata.

Fuente: Neurosky Inc., 2010.

## 2.2 Equipos comerciales para la medición de las señales EEG.

Hoy en día se pueden encontrar un sin número de equipos comerciales para la adquisición y análisis de las señales electroencefalografías. Los cuales se pueden encontrar en algunas aplicaciones en juguetes y otros más sofisticados como los utilizados en centros médicos. Las primeras empresas en sacar estos equipos al mercado son: Emotiv y Neurosky.

Neurosky: esta tecnología permite que los datos biométricos de salud y bienestar sean más interesantes y fáciles de entender para las soluciones móviles, dispositivos portátiles y proveedores de servicios. Tecnologías de biosensores líderes en el mercado de propiedad de la compañía proporcionan una base para el análisis de los datos biométricos de una manera muy práctica. Con soluciones compatibles que ofrecen una visión única de cuerpo y la mente la salud y bienestar que pueden motivar a la gente a tomar mejores decisiones de estilo de vida (neurosky, 2016).

Es una empresa de San José en California EEUU, la base de su tecnología consta de un chip o circuito integrado llamado ThinkGear, el mismo que lee el canal del EEG, lo filtra, y amplifica, para así entregar su valor. Esta empresa proporciona el chip, por lo cual otras compañías han desarrollado algunos juguetes con esta tecnología, como el juguete llamado mindflex de mattel(VÉLEZ, 2010).

Emotiv: esta es una empresa Australiana, fundada por cuatro científicos y cuatro ejecutivos que con colaboración de la Universidad de Sydney desarrollaron el EmotivEpoq que es un equipo que consiste de 14 electrodos que se conectan a la PC por bluetoooh (VÉLEZ, 2010).



Figura 9.5. Equipos para EEG en el mercado (a.) Emotiv, b.)Neurosky, c.)Zeo, d.)Starlab, e.)EmSence, f.)NiaGameControler, g.) Mindo, h.) Mindo16)

Fuente: (IEEE Invitedpaper. Marzo 2012.).

### 2.2.1 MindFlex

Es un juguete diseñado por Neurosky, el cual consiste en levitar una bola con el poder de la mente, donde de acuerdo con la concentración que se tenga hará girar más o menos un ventilador, y así la bola levitará (neurosky, 2016). Consiste de tres electrodos, dos de referencia que son colocados cada uno en la oreja, y otro que va en la parte superior de la ceja izquierda.



Figura 10.6. Mindflex

Fuente:(Neurosky Inc., 2010)

Características:

- Dimensiones, 16x10,4x5,5plg.
- 4 pilas C.
- Peso 3.9 lb.
- ASIN.
- Modelo, P2639

### 2.2.2 Módulo TGAM del Mindflex

Este módulo es un sensor diseñado para aplicaciones de gran consumo, es un módulo ASCII, el TGAM presenta como salidas EEG de espectros de frecuencia, EEG señal de calidad, EEG pura, tres señales como atención meditación y parpadeo de ojo. Con electrodos secos y simples, este módulo es excelente para su aplicación en juguetes, video juegos, y dispositivos para la salud, así mismo como para su aplicación en sistema de desarrollo. Ya que su consumo de energía es bajo, adecuado para aplicaciones portátiles.

Este módulo TGAM contiene el chip TGAT, este chip revoluciono la industria, es el primer sensor en el mundo de electroencefalografía diseñado para el uso del consumidor, sus electrodos son secos perfectos para las necesidades de muchos, remplazando perfectamente a los sensores húmedos convencionales. Tiene una tecnología de filtrado avanzado la cual es altamente inmune al ruido (neurosky, 2016).



Figura 11.7 Módulo TGAM.

Fuente: (Neuroskype.Inc)

### 2.2.3 Características del Chip:

- Conexión directa con electros secos
- Canal EEG, con los contactos EEG, REF y GND
- Tecnología de punta para el filtrado
- Bajo consumo de energía
- Vcc 15mA a 3.3V
- Datos a 512 bits por segundo
- Frecuencia, de 3-100 Hz
- Voltaje de funcionamiento, 2,9 a 3,6V
- Velocidad de transmisión a 1200, 9600, 57600

Dibujo físico de modulo TGAM.

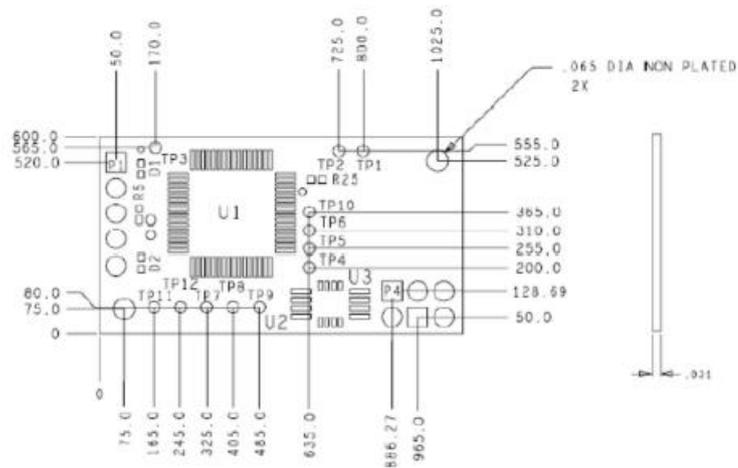


Figura 12.8. Dibujo placa física modulo TGAM.

Fuente: Mindset\_Communications\_Protocol.pdf

### Pines del Modulo TGAM

Puerto A. Electrodo:

- 1 EEG
- 2 Blindaje EEG
- 3 Referencia
- 4 Blindaje Referencia
- 5 Tierra

### Puerto B. Alimentación

- 1 Vcc
- 2 Tierra

### Puerto C. Serial UART

- 1 Tierra
- 2 Vcc
- 3 Recepción
- 4 Transmisión

## **2.3 Protocolo de comunicación del módulo ThinkGear del MindFlex**

El chip TGAM que está dentro del Mindflex puede funcionar en tres modos. Uno de ellos es de 9600 bits por segundo modo normal, que es como el Mindflex está configurado por defecto. Esto da salida a un paquete de datos aproximadamente cada segundo que incluye intensidad de la señal, el nivel de atención, el nivel de la meditación, y los valores precalculados para 8 bandas de potencia del EEG.

### **2.3.1 Valores del chip ThinkGear.**

#### **Intensidad de la señal**

Este valor entero de un byte sin signo describe el nivel de intensidad de la señal medida por el chip ThinkGear. Se extiende en el valor de 0 a 255, 0 es nivel perfecto (sin ruido) y 255 señal con gran cantidad de ruido. Cuanto mayor sea el número mayor será la cantidad de ruido en la señal. Un valor de 200 tiene un significado especial, específicamente que los electrodos ThinkGear no están en contacto con la piel de la persona. El ruido o interferencias de la señal puede ser causada por una serie de cosas diferentes como:

- Mal contacto de los electrodos: del sensor, de tierra, o de referencia con la piel de una persona.
- Movimiento excesivo del usuario (es decir, la cabeza o el cuerpo que se mueve en exceso, moviendo los auriculares).
- Ruido electrostática ambiental excesiva (algunos entornos tienen señales eléctricas fuertes o acumulación de electricidad estática en la persona que lleva el sensor).
- El exceso de ruido biométrica (es decir, EMG, EKG / ECG, EOG, etc)

#### **Atención y Meditación**

Para la atención y la meditación el valor de intensidad se reporta en una escala relativa es decir de 1 a 100. En esta escala, un valor entre 40 a 60 en un determinado momento en el tiempo se considera "neutral", y es similar en concepto a las "líneas de base" que se establecen en las técnicas de medición de EEG convencionales. Un

valor de 60 a 80 se considera "ligeramente elevada", y pueden interpretarse como niveles posiblemente superiores a la normal (niveles de atención o la meditación que pueden ser mayores de lo normal para una persona determinada). Los valores de 80 a 100 se consideran "elevada". Del mismo modo, en el otro extremo de la escala, un valor de entre 20 a 40 indica "reducido" los niveles de Atención y Meditación, mientras que un valor entre 1 y 20 indica los niveles "muy bajos". Estos niveles pueden indicar estados de distracción, agitación, o anormalidad.

Un valor de 0 es un valor especial que indica que el chip ThinkGear es incapaz de calcular un nivel de Atención y Meditación con una cantidad razonable de confiabilidad. Esto puede ser debido a un ruido excesivo como se describe en la sección de Intensidad de la señal. (neurosky, 2016)

### **Bandas del EEG**

Esta Información representa la magnitud de 8 tipos reconocidos comúnmente de bandas (ondas cerebrales) de frecuencia de un EEG. Consta de ocho números de punto flotante de 4 bytes en el siguiente orden: delta (0,5 - 2.75Hz), theta (3,5 - 6.75Hz), alfa baja (7,5 - 9.25Hz), alfa alta (10 - 11.75Hz), beta baja (13 - 16.75Hz), beta alto (18 - 29.75Hz), gamma baja (31 - 39.75Hz), y gamma media (41 - 49.75Hz). Estos valores de datos se emiten en una serie de ocho 3 bytes enteros sin signo. Por defecto, la salida de este valor de datos está desactivada, cuando se activa la salida de estos valores es de una vez por segundo. (neurosky, 2016)

#### **2.3.2 Estructura de la trama de datos enviada por el chip ThinkGear**

La trama de datos digitales es enviada a 9600 baudios por diferentes medios de comunicación ya sean inalámbricos o alámbricos que puedan transmitir bytes como por ejemplo: UART, USB, BLUETOOTH, Radiofrecuencia, etc. Los paquetes recibidos serán analizados e interpretados con el fin de extraer correctamente los diferentes datos adquiridos por el chip. Cada paquete enviado posee la siguiente estructura:

1. PacketHeader
2. PacketPayload
3. PayloadChecksum



Figura 13.9. Estructura de un paquete del chip TGAM1.

Fuente: [http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=thinkgear\\_communications\\_protocol](http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=thinkgear_communications_protocol)

### PacketHeader (cabecera del paquete)

La cabecera de un paquete consta de 3 bytes: dos desincronización [SYNC] bytes (0xAA 0xAA), seguidos por un [pLength] (longitud de carga útil) de bytes. Los dos [SYNC] bytes se utilizan para señalar el comienzo de un nuevo paquete. La sincronización consiste en dos bytes de longitud, en lugar de uno, para reducir la posibilidad de que [SYNC] (0xAA) bytes que ocurren dentro del Paquete podrían confundirse con el principio de un paquete. A pesar de que todavía es posible para dos datos consecutivos [SYNC] bytes aparecer dentro de un paquete el [PLength] y [CHKSUM] combinado aseguran que es un paquete sincronizado, tal que nunca será accidentalmente interpretado como un paquete válido. La carga útil de datos está dado por el [PLENGTH] byte.

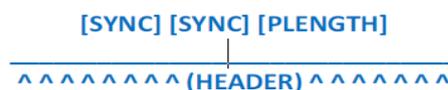


Figura 14.10. Cabecera del paquete.

Fuente: [http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=thinkgear\\_communications\\_protocol](http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=thinkgear_communications_protocol)

**PAYLOAD:**

Este paquete tiene un rango de hasta 169 bytes de longitud, mientras que los demás paquetes: [SYNC], [pLength], y [CHKSUM] son un solo byte cada uno. Esto significa que un paquete válido completo es un mínimo de 4 bytes de longitud.

**CHECKSUM:**

Byte debe ser utilizado para verificar la integridad de del paquete de datos de carga útil. La Suma de comprobación de la carga útil se define como: La suma de todos los bytes de datos de carga útil del paquete. Obteniendo los 8 bits más bajos de la suma realizando la conjugada inversa del bit (complemento inverso) en esos 8 bits más bajos. Un receptor que recibe un paquete debe utilizar esos 3 pasos para calcular la suma de comprobación de la carga útil de datos que se recibieron, y luego compararlo con el [CHKSUM]. Si el valor calculado es [CHKSUM] el paquete tiene una carga valida, si estos valores no coinciden, el paquete completo debe ser desechados como no válido. (neurosky, 2016)

**Tabla 2.1: Contenido del paquete de datos.**

[ 0]: 0xAA	[SYNC]
[ 1]: 0xAA	[SYNC]
[ 2]: 0x20	[PLENGTH] (payload length) of 32 bytes
[ 3]: 0x02	[POOR_SIGNAL] Quality
[ 4]: 0x00	No poor signal detected (0/200)
[ 5]: 0x83	[ASIC_EEG_POWER_INT]
[ 6]: 0x18	[VLENGTH] 24 bytes
[ 7]: 0x00	(1/3) Begin Delta bytes
[ 8]: 0x00	(2/3)
[ 9]: 0x94	(3/3) End Delta bytes
[10]: 0x00	(1/3) Begin Theta bytes
[11]: 0x00	(2/3)
[12]: 0x42	(3/3) End Theta bytes
[13]: 0x00	(1/3) Begin Low-alpha bytes
[14]: 0x00	(2/3)
[15]: 0x0B	(3/3) End Low-alpha bytes
[16]: 0x00	(1/3) Begin High-alpha bytes
[17]: 0x00	(2/3)
[18]: 0x64	(3/3) End High-alpha bytes
[19]: 0x00	(1/3) Begin Low-beta bytes
[20]: 0x00	(2/3)
[21]: 0x4D	(3/3) End Low-beta bytes
[22]: 0x00	(1/3) Begin High-beta bytes
[23]: 0x00	(2/3)
[24]: 0x3D	(3/3) End High-beta bytes
[25]: 0x00	(1/3) Begin Low-gamma bytes
[26]: 0x00	(2/3)
[27]: 0x07	(3/3) End Low-gamma bytes
[28]: 0x00	(1/3) Begin Mid-gamma bytes
[29]: 0x00	(2/3)
[30]: 0x05	(3/3) End Mid-gamma bytes
[31]: 0x04	[ATTENTION] eSense
[32]: 0x0D	eSense Attention level of 13
[33]: 0x05	[MEDITATION] eSense
[34]: 0x3D	eSense Meditation level of 61
[35]: 0x34	[CHKSUM] (1's comp inverse of 8-bit Payload sum of 0xCB)

Fuente:[https://www.researchgate.net/publication/269305169\\_Evaluation\\_of\\_the\\_NeuroSky\\_MindFlex\\_EEG\\_headset\\_brain\\_waves\\_data](https://www.researchgate.net/publication/269305169_Evaluation_of_the_NeuroSky_MindFlex_EEG_headset_brain_waves_data)

## 2.4 Tipo de comunicación para la transmisión de datos.

Para el envío de los datos adquiridos por nuestro dispositivo hacia el equipo de procesamiento y control del sistema BCI, se realizó un análisis de varios tipos de comunicaciones inalámbricas que se habrían podido utilizar teniendo en cuenta algunos parámetros como:

- Velocidad de transmisión.
- Módulos o equipos a utilizar.
- Alcance.
- Costo
- Rendimiento.
- Fiabilidad.

Realizo el respectivo análisis de los parámetros dado, la comunicación a ser utilizada es Radiofrecuencia.

### 2.4.1 Trasmisión por Radiofrecuencia.

Trasmisión por Radiofrecuencia se basa en ondas electromagnéticas las cuales viajan por el espacio hacia un destino en particular. Estas ondas electromagnéticas viajan a través del aire a casi la velocidad de la luz. La longitud de onda de una señal electromagnética es inversamente proporcional a la frecuencia; cuanto mayor sea la frecuencia, más corta es la longitud de onda.

La frecuencia se mide en hercios (ciclos por segundo) y las frecuencias de radio se miden en kilohercios (kHz o miles de ciclos por segundo), megahercios (MHz o millones de ciclos por segundo) y gigahercios (GHz o miles de millones de ciclos por segundo). Las frecuencias más altas resultan en longitudes de onda más cortas. La longitud de onda para un dispositivo de 900 MHz es más largo que el de un dispositivo de 2.4 GHz.

En general, las señales con las longitudes de onda más largas viajan una distancia mayor y penetran a través y alrededor de los objetos mejor que las señales con las longitudes de onda más cortas. (DIGI., 2015).

**Tabla 3.2: Tabla de frecuencias**

Tabla 1: Designaciones Banda de frecuencia

$f$	$\lambda$	Band	Description
30–300 Hz	$10^4$ – $10^3$ km	ELF	Extremely low frequency
300–3000 Hz	$10^3$ – $10^2$ km	VF	Voice frequency
3–30 kHz	100–10 km	VLF	Very low frequency
30–300 kHz	10–1 km	LF	Low frequency
0.3–3 MHz	1–0.1 km	MF	Medium frequency
3–30 MHz	100–10 m	HF	High frequency
30–300 MHz	10–1 m	VHF	Very high frequency
300–3000 MHz	100–10 cm	UHF	Ultra-high frequency
3–30 GHz	10–1 cm	SHF	Superhigh frequency
30–300 GHz	10–1 mm	EHF	Extremely high frequency (millimeter waves)

Fuente: <http://www.ni.com/tutorial/3541/en/>

#### **2.4.2 Antenas utilizadas para la comunicación.**

Los módulos utilizados para realizar la transmisión y recepción de datos son los siguientes. XRF Radio RF inalámbrico UART módulo de datos en serie en forma de XBee. Los módulos envían datos en serie RF con gran alcance y disposición de las clavijas de estilo XBee.

Opera en las bandas ISM (868 a 915 MHz), significa que tiene un alcance mayor que Bluetooth, WiFi o Zigbeesyle 2.4 GHz. Hace uso de CC1110 de Texas Instruments, una de bajo consumo System-on-Chip, que luce una unidad de microcontrolador (MCU), la memoria, un transceptor sub-1GHz, y un motor de cifrado. El módulo XRF requiere sólo estos cuatro pines para operar: Vcc, tierra, Tx, Rx.

Características:

- Pin 2 mm espaciado de la misma que la XBee.
- A tan sólo 4 conexiones necesarias para el modo de datos en serie transparente (PWR, GND, RX, TX).
- Soporta red PANID identificador para las comunicaciones en redes separadas si se desea
- Facilita Arduino / Xinoover-the-air programación remota.
- Puede ser programado por derecho propio (requiere un depurador cc TI y mucha experiencia en C).
- Soporta bootloading serie (actualizaciones de firmware sin un programador hardware y utilizando sólo las líneas RX / TX).
- 5v líneas de datos tolerantes (se puede utilizar con un micro 5v sin conversión de nivel).
- Hecho en el Reino Unido.
- Dimensiones: 29 mm x 25 mm x 9 mm.
- Sobre la velocidad de datos de aire de 250Kbps con un máximo de 500Kbps
- Tasa de baudios seleccionable hasta 115200 baudios
- Streaming rendimiento serie de alrededor de 70Kbps

- 868 y 915 MHz ISM / bandas SRD (puede soportar 315, 433, 900 MHz)
- Hasta 10 dBm (10 mW) Salida de potencia
- Bajo consumo de corriente (RX: 24mA; TX: 36mA @ -10dBm potencia de salida)
- 123  $\mu$ s en modo de suspensión; 0.2  $\mu$ s en modo de sueño profundo.

#### Aplicaciones:

- Aplicaciones inalámbricas de baja potencia que operan en los 868 y 915 MHz ISM / bandas SRD.
- Seguimiento y control industrial.
- Redes de sensores inalámbricos.
- Alarma inalámbrica y sistemas de seguridad.
- Lectura automática de contadores.
- La automatización de viviendas y edificios.
- Bajo la telemetría de potencia(Openmicros, 2015).

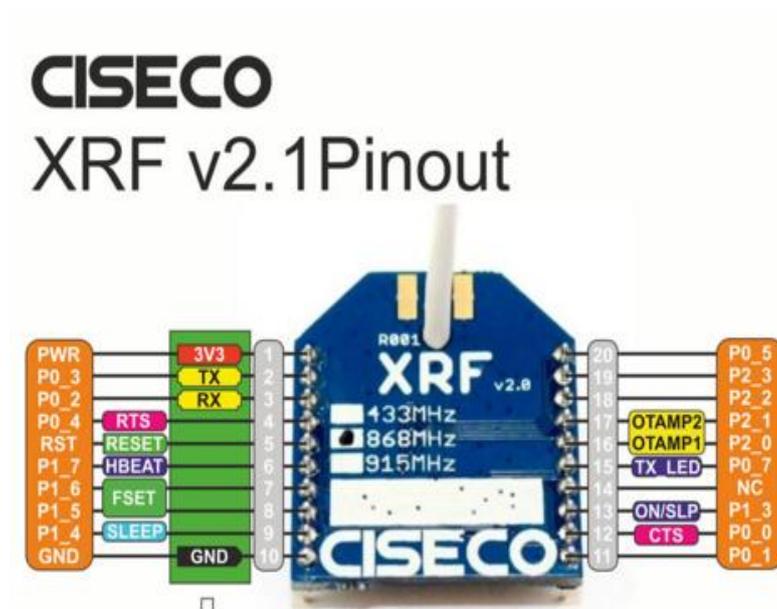


Figura15.11. Pines XRF CISECO.

Fuente: <http://openmicros.org/index.php/articles/247-xrf-document-index>

## **CAPITULO III:**

### **IMPLEMENTACIÓN Y DISEÑO DEL SOFTWARE DE ANÁLISIS**

#### **3.1 Introducción al desarrollo del software de análisis.**

El software de análisis se aplica a diferentes situaciones del mundo real, a todos aquellos problemas para los que un conjunto específico de acciones lleven a su solución. En este capítulo se tratará sobre los software y plataformas de hardware libres que hay para el análisis, interpretación y visualización de datos, así mismo de los utilizados para la detección del estado de somnolencia en las personas.

Tipos de Software:

Según la necesidad y complejidad se clasifican en los siguientes tipos:

- Software de Sistemas
- Software de Tiempo Real
- Software de ordenes personales
- Software de Gestión
- Software científico y de ingeniería
- Software de Inteligencia Artificial
- Software Empotrado. (AGUILERA, 2015).

Actualmente en el mercado se encuentran algunos software libre con los cuales se dispone como son: Arduino, PICS, ALTIUN, SIMULINK, JAVA, etc. A continuación hablaremos sobre el software que utilizaremos en nuestro trabajo de titulación.

#### **3.1.1 Arduino.**

El Arduino es una placa de hardware libre que contiene un micro controlador de la marca ATMEL, que puede ser reprogramado un sin número de veces, posee una serie de pines que constituyen las entradas y salidas analógicas/digitales en los cuales se puede conectar fácilmente sensores o actuadores. El lenguaje de programación de ARDUINO es consecuencia del lenguaje libre processing por lo cual no es coincidencia su semejanza en la programación, cabe recalcar que

Processing está constituido por el código interno de lenguaje Java, en cambio Arduino está constituido por el lenguaje de programación en código C/C++.  
(ARTERO, 2013).



Figura 16.1. Arduino Genuino.

Fuente: <http://Arduino.cc>

De algunos de los microcontroladores y plataformas que se encuentran en el mercado, Arduino es uno de los más eficientes y ofrece algunas ventajas tales como.

### **Ventajas:**

**Multiplataforma:** El software Arduino puede trabajar en algunos de los sistemas operativos como Windows, Linux, Macintosh OSX, ya que la mayoría de software se limitan a Windows o a otro sistema operativo pero no a ambos.

**Factible:** Son una de las plataformas más accesibles en el mercado por su variedad y utilidad, además de su factibilidad en relación a otras con similares características.

**Programación sencilla:** El lenguaje de programación es muy fácil de usar para los usuarios, y su interfaz gráfica facilita su entendimiento ya que está basado en el lenguaje processing, se familiarizara en poco tiempo.

**Hardware:** Arduino está basado en los microcontroladores ATMEGA168, ATMEGA328 y ATMEGA1280, todos estos planos se encuentran al alcance de los diseñadores por lo que podrían ampliar y optimizar sus recursos.

Software Amplio: Siendo software libre las licencias están al alcance de todos por lo que los programadores y desarrolladores pueden ampliar su imaginación a través de las librerías C++.

### 3.1.2 Arduino Nano

Es una placa basada en el microcontrolador ATmega32U4, fue desarrollada en conjunto con Adafruit. Tiene 20 pines de entrada y salida digitales, de los cuales 7 pueden ser controles PWM , 12 pueden ser entradas analógicas, posee un oscilador de 16MHz de cristal, tiene una entrada micro USB, cabecera ISCP, y un botón para reiniciarlo. (Arduino, 2015)

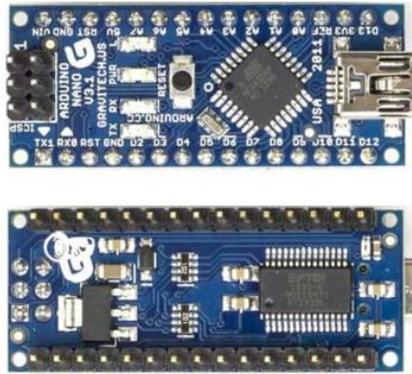


Figura 17.2. Arduino Nano.

Fuente: (Arduino 2015)

En la siguiente tabla se describe la ficha técnica del ARDUINO micro.

**Tabla 4.1: Ficha técnica Arduino nano.**

Microcontroladores	Atmel ATmega168 o ATmega328
Tensión de funcionamiento (nivel lógico)	5 V
Voltaje de entrada (recomendado)	7-12 V
Voltaje de entrada (límites)	6-20 V
Digital pines I / O	14 (de las cuales 6 proporcionan salida PWM)
Pines de entrada analógica	8
Corriente DC por E / S Pin	40 mA
Memoria flash	16 KB (ATmega168) o 32 KB (ATmega328) de los cuales 2 KB utilizado por el gestor de arranque
SRAM	1 KB (ATmega168) o 2 KB (ATmega328)
EEPROM	512 bytes (ATmega168) o 1 KB (ATmega328)
Velocidad de reloj	16 MHz
Dimensiones	0,73 "x 1,70"
Largo	45 mm
Anchura	18 mm
Peso	5 g

Fuente: (Arduino, 2015)

El ARDUINONano es alimentado a través de la conexión USB mini-B, con una fuente no regulada desde 6-20 V, o a 5 V con una fuente regulada externa. El chip ATmega328 posee 32KB, con una memoria SRAM de 2KB y con memoria EEPROM de 1KB. El ARDUINO nano posee un total de 30 pines, catorce pines digitales que se pueden utilizar como entradas y salidas, estas operan con 5V y con un máximo de corriente de 40mA, y con una resistencia de pull-up de 20-50 Kohms, el resto de pines cumplen funciones específicas como.

- Serial: 0 (Rx) y 1 (Tx), estos pines se utilizan para recibir (Rx) y transmitir (Tx) datos en serie.
- Interrupciones Externas: Corresponde a los pines 2 y 3 estos pueden programarse para activar una interrupción en un valor bajo, o en flanco de valor ascendente o descendente.
- PWM: 3,5,6,9,10 y 11 estos pines pueden ser configurados para una salida PWM de 8 bits.
- SPI: la comunicación SPI está dada por los pines 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO) y 13 (SCK).
- LED: el pin digital 13 tiene un LED incorporado el cual nos indica cuanto el pasador esta en alto o bajo.

Cuenta además con 8 entradas analógicas con una resolución de 10 bits ósea 1024 valores distintos. (Arduino, 2015)

### 3.1.3 Comunicación Serial Arduino - PC

Las comunicaciones seriales proporcionan una manera fácil y flexible para que la placa de Arduino interactúe con el ordenador y otros dispositivos. La implementación de las comunicaciones en serie consiste en hardware y software. El hardware proporciona la señalización eléctrica entre Arduino y el dispositivo que está hablando. El software utiliza el hardware para enviar bytes o bits y además para analizarlos en un terminal u otro dispositivo de análisis.

Este tipo de comunicación se utiliza para poder enviar los datos desde nuestro ARDUINO a la PC. Los datos recibidos por el ARDUINO desde la antena de radiofrecuencia son los que el conductor envía inalámbricamente desde nuestro transmisor Mindflex. Estos datos llevan información de las ondas cerebrales dependiendo el estado que se encuentra la persona, para ser analizados y determinar cuando el conductor entra en estado de somnolencia.

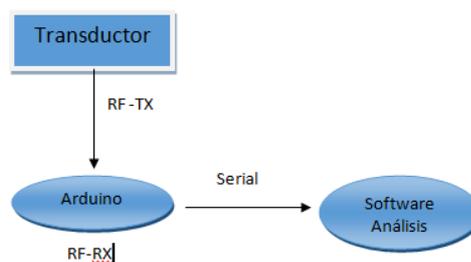


Figura 18.3. Diagrama de comunicación.

### 3.1.4 Registro de datos adquiridos

Los datos adquiridos por nuestro transductor son datos en los cuales se van a encontrar varias ondas o señales fisiológicas de las persona por lo que es necesario

una interpretación de estos parámetros de manera adecuada para poder determinar las condiciones con las que las ondas cerebrales se producen en el cerebro.

Para realizar el registro de los valores de las ondas cerebrales se utilizó el software Putty con el cual se va a poder ir almacenando los datos adquiridos en los diferentes estados de la persona para realizar un correcto análisis e interpretación de los mismos.

### 3.1.5 Putty

Para el registro de los datos recibidos de nuestro equipo utilizamos el software “PUTYY”. Este software nos presenta los datos en un HyperTerminal similar al que presenta el Arduino pero con la opción de guardar los datos en tiempo real para el posterior análisis matemático. La configuración del software para realizar la visualización y registro de los datos recibidos serialmente es la siguiente:

- 1) En la sesión, haga clic en serie en el tipo de conexión, escriba el nombre del puerto de serie en el cuadro de la línea de serie (el nuestro es COM 3) y la velocidad de transmisión en Speed (9600 en nuestro caso):

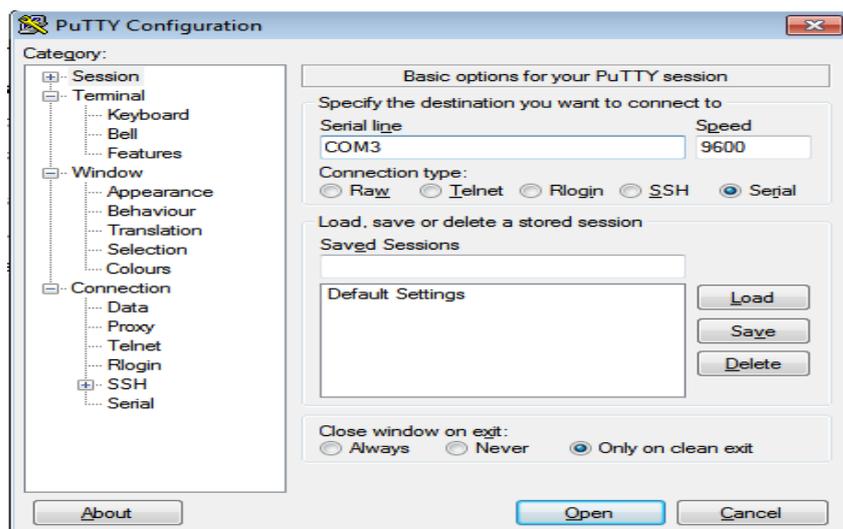


Figura 19.4. Configuración Inicial del Putty.

- 2) Luego hacemos clic en la sección de logging donde podremos configurar en qué lugar vamos a guardar los datos recibidos en formato txt:

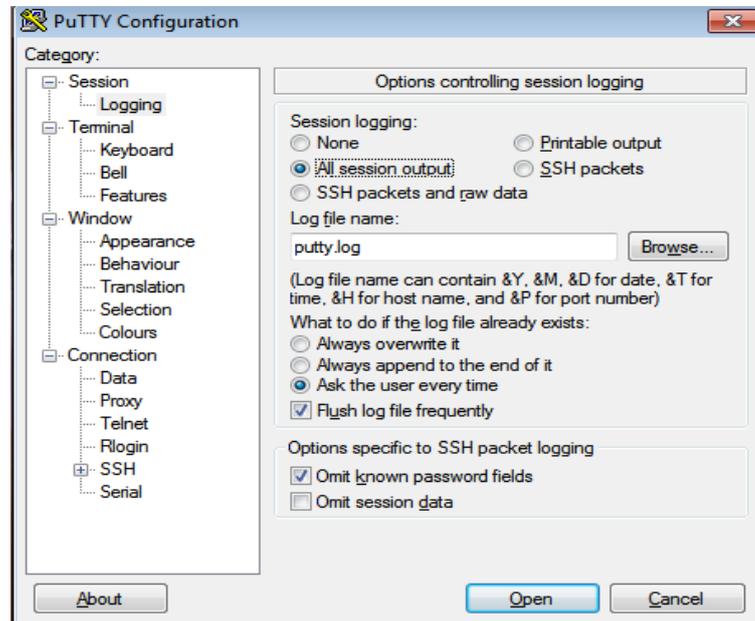


Figura 20.5. Configuración del PUTYY.

- 3) Listo luego de esto damos clic en open y la conexión esta lista para observar los datos del sensor los cuales se van guardado en el destino determinado posteriormente para su análisis.

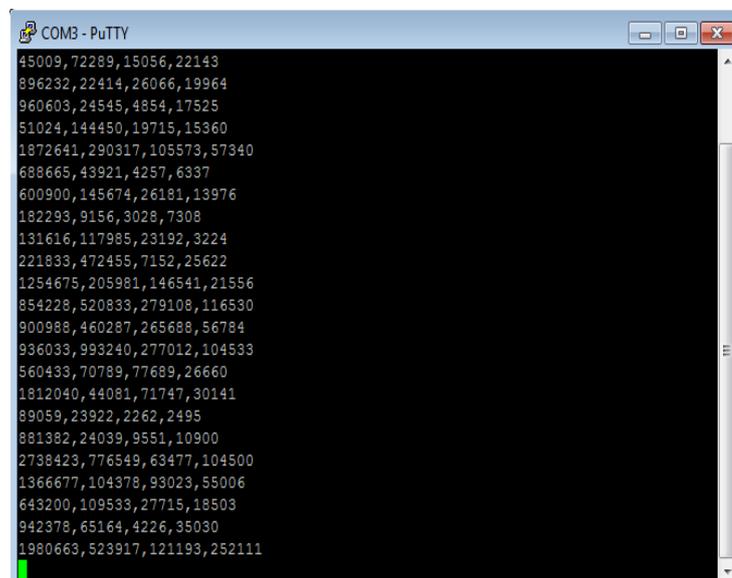


Figura 21.6. Valores de las ondas: delta, theta, alfa y beta respectivamente.

## **3.2 Análisis de Datos**

El análisis de datos tiene como objetivos: detectar anomalías, predicción y determinación de parámetros. Debido a que los transductor siempre están enviando datos, puede ser difícil recoger, almacenar e interpretar la enorme cantidad de datos, por lo que un sistema de análisis puede ayudar mediante la integración de evento de monitoreo, almacenamiento y software de análisis que proporcionará una visión global de los datos del transductor. Este sistema consta de tres partes: los sensores que monitorean los eventos en tiempo real, un hardware que recibe y envía los datos además sirve para realizar el control del sistema y un software de análisis de parámetros.

### **3.2.1 Análisis de datos del Arduino en Excel**

Los valores de: intensidad de la señal, la atención, la meditación, delta, theta, alfa baja, alta alfa, beta baja, alta beta, gamma de baja, alta gamma que son visualizados y registrados con ayuda del software Putty, y se guardan en formato txt. Este archivo que contiene los datos de las ondas de nuestro cerebro se puede abrir en Excel para realizar un análisis minucioso y así poder determinar los parámetros de somnolencia, los cuales son fundamentales en el desarrollo de nuestro sistema BCI. Para poder determinar los parámetros de somnolencia del conductor fue necesario ir realizando varios ensayos, en los cuales se fueron tomados diferentes registros de valores, de acuerdo al estado fisiológico en el cual se encontraba la persona. Los datos registrados fueron tomados en estados de:

- Estado Normal (actividad normal de la persona).
- Conducción.
- Estado de relajación ( cuando la persona se encuentra sin hacer ninguna actividad).
- Estado de somnolencia.

Los datos adquiridos en los diferentes estados mencionados fueron analizados gráficamente y así poder determinar cuando el conductor entra en estado de somnolencia.

### 3.2.2 Estudio de las ondas cerebrales

El estudio de los valores adquiridos por el chip TGAM de Neurosky está basado en los diferentes ensayos realizados a distintas personas en condiciones fisiológicas distintas para así poder obtener la mayor cantidad de datos posibles y poder comparar el comportamiento de las ondas de nuestro cerebro.

**3.2.3 Estudio de ondas cerebrales en estado de Normal:** este análisis de datos de las señales cerebrales se realizó cuando la persona estaba en actividad normal realizando diferentes labores en su día a día.

**Tabla 5.2: Valores obtenidos en estado normal**

<i>CALIDAD SEÑAL</i>	<i>ATENCIÓN</i>	<i>MEDITACIÓN</i>	<i>DELTA</i>	<i>THETA</i>	<i>ALFA BAJA</i>	<i>ALFA ALTA</i>
25	0	0	22	3	10	7
0	0	0	406343	8607	25789	10455
0	0	0	653055	304386	124709	131988
0	0	0	1765287	618795	197339	151368
0	30	30	1042555	479943	142243	92637
0	13	21	604973	145260	24345	29776
0	7	21	831415	70960	64283	50336
0	8	23	1689701	110555	66664	106294
0	1	13	1043013	456688	31397	56080

En esta tabla tenemos un grupo de valores correspondientes a señales cerebrales producidas en estado normal en la persona. Se puede observar que se tiene los datos desde: la calidad de la señal, la atención, la meditación, y los valores de las ocho ondas adquiridas por nuestro chip TGAM en el cerebro, pero se procederá a ser el análisis solo con cuatro de ellas las cuales son: Delta, Theta, Alfa y Beta. Las cuatro ondas restantes y los valores de atención y meditación serán datos para ser almacenados pero no entraran en el análisis de la somnolencia ya que las cuatro ondas con las que se trabajara son las que se necesita realizar el análisis para poder determinar los parámetros de somnolencia ya que estas son las cuatro ondas principales de nuestro cerebro.

Gráficos de las Ondas en estado Normal (Amplitud vs Tiempo):

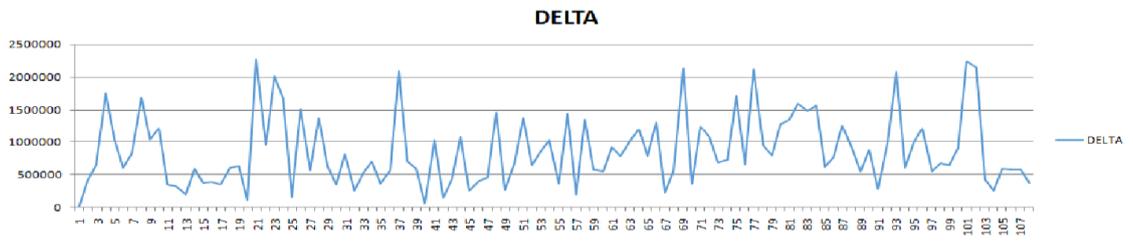


Figura 22.7. Grafica de valores de la onda Delta en estado normal.

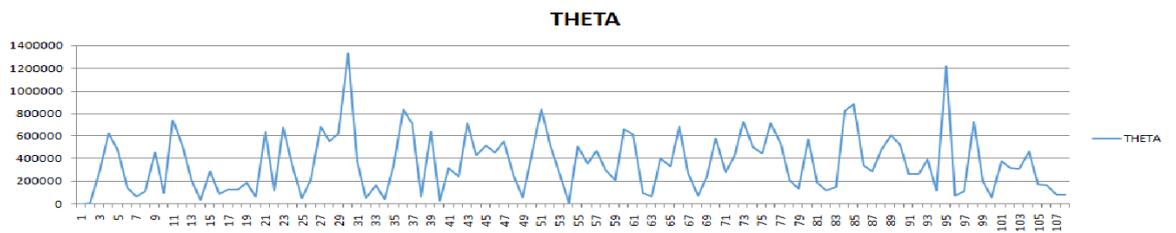


Figura 23.8. Grafica de valores de la onda Theta en estado normal.



Figura 24.9. Grafica de valores de la onda Alfa Alta en estado normal.

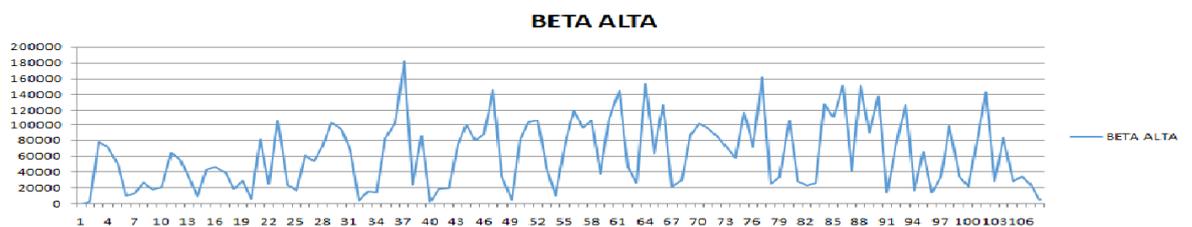


Figura 25.10. Grafica de valores de la onda Beta Alta en estado normal.

**3.2.4 Estudio de ondas cerebrales conduciendo:** Para realizar la adquisición de los valores correspondientes a este estado, se colocó el equipo en un conductor el mismo que realizó alrededor de 15 minutos de conducción y cuyos datos fueron almacenados para el respectivo análisis.

**Tabla 6.3: Valores obtenidos Conduciendo:**

<b>Delta</b>	<b>Theta</b>	<b>Alfa alta</b>	<b>Beta alta</b>
59657	14631	6752	7121
352603	51979	2389	7191
31750	30998	14678	11100
9880	14102	5551	4808
83424	19824	8196	9288
118683	8506	6832	1587
181216	36583	19431	2340
346118	153297	33534	11004
732670	30998	2130	5445

Tabla 3.3: Valores de ondas en etapa de conducción.

Debido a la gran cantidad de datos obtenidos en este ensayo, en esta tabla se presentan los primeros valores adquiridos de las ondas cerebrales cuando se está conduciendo.

Graficas de las ondas en etapa de Conducción (Amplitud vs Tiempo):

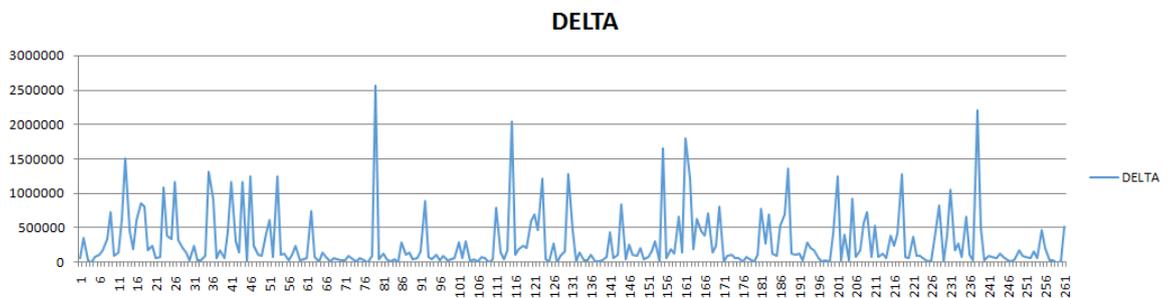


Figura 26.11. Onda Delta en etapa de conducción.

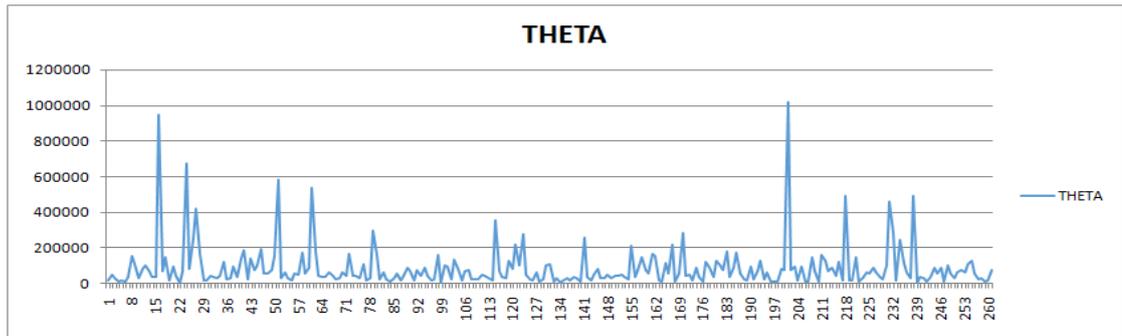


Figura 27.12. Onda Theta en etapa de conducción.

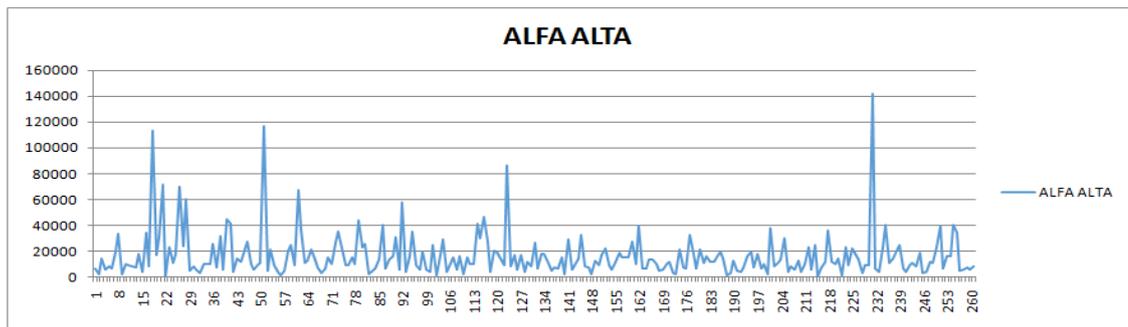


Figura 28.13. Onda Alfa Alta en etapa de conducción.

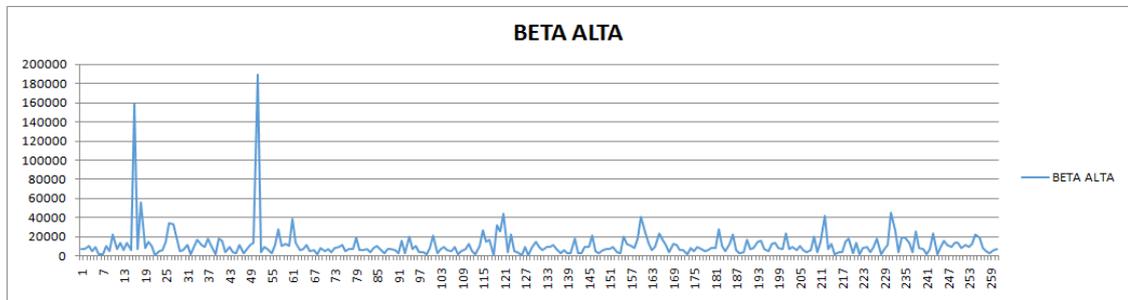


Figura 29.14. Onda Beta Alta en etapa de conducción.

Obtenidas las gráficas de las respectivas ondas cerebrales se puede determinar qué, la onda Delta varía en Amplitud demasiado lo cual nos produce una gran cantidad de picos. La variación de la onda Theta es mucho menor en amplitud y los picos son menores con respecto a la onda Delta y la onda Alfa Alta. Observamos que la onda Beta alta tiene dos picos predominantes y la variación es mínima en el tiempo. En consecuencia la onda Theta tiene un mejor comportamiento en el tiempo.

**3.2.5 Estudio de ondas cerebrales en estado de relajación:** nos referimos a estado de relajación cuando la persona se encuentra sin realizar ningún tipo de actividad la cual puede estar sentada o acostada, intentado llegar a la etapa de somnolencia. Los valores adquiridos en este proceso fueron tomados en varios tipos de personas para luego realizar un análisis grafico de los mismos.

Graficas de las ondas en estado de Relajación (Amplitud vs Tiempo):

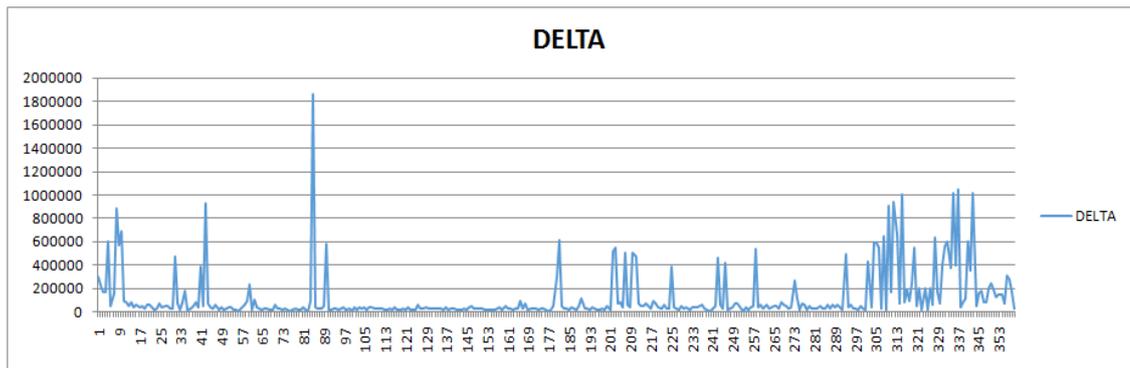


Figura 30.15. Onda Delta en estado de relajación.

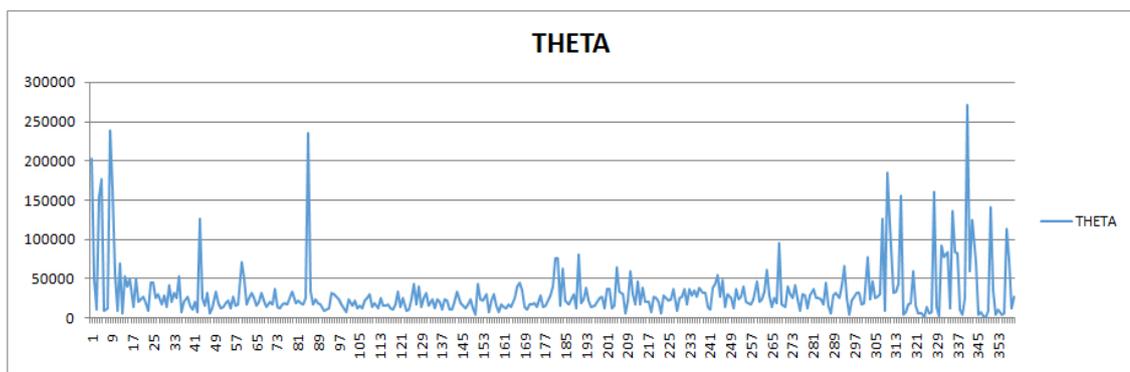


Figura 31.16. Onda Theta en estado de relajación.

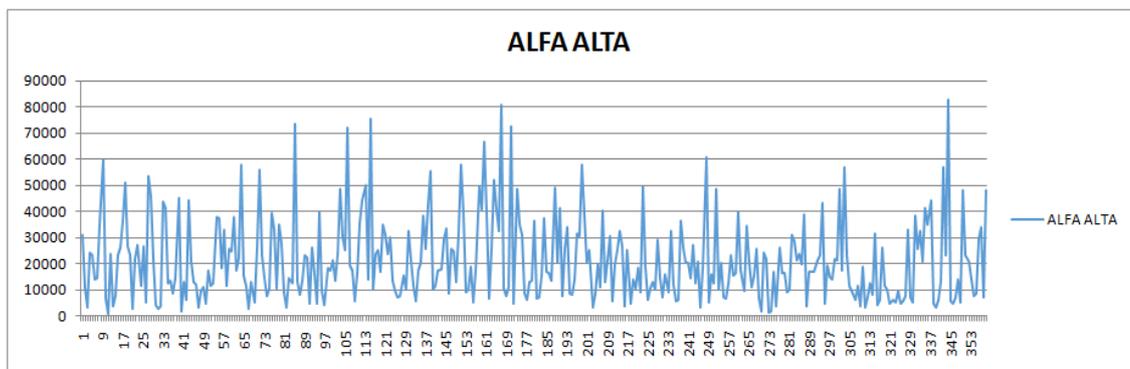


Figura 32.17. Onda Alfa alta en estado de relajación.

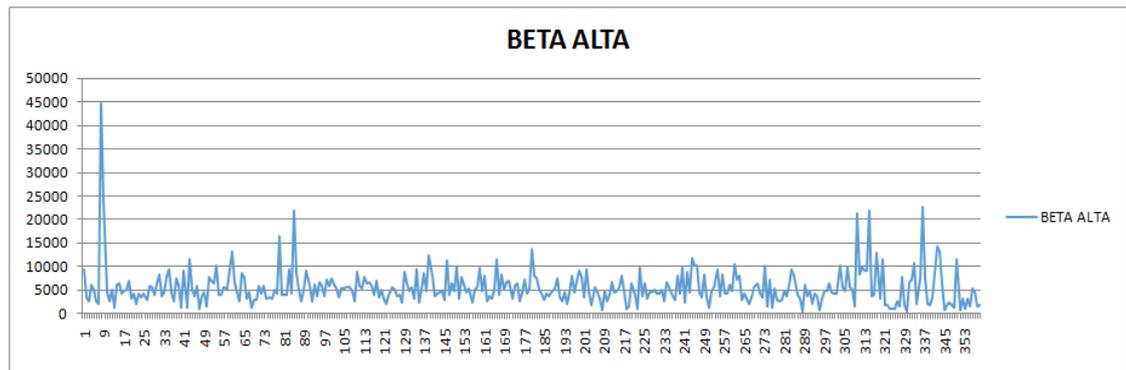


Figura 33.18. Onda Beta alta en estado de relajación.

Con la visualización de los datos de las distintas ondas cerebrales en estado de relajación, observamos que la onda Delta mantiene una variación en amplitud muy grande entre sus datos en el tiempo, la onda Theta varía mucho menos en amplitud además vemos que se estabiliza correctamente, los datos de la onda Alfa alta varían mucho y la onda Beta alta tiene un comportamiento muy similar a la de los estados anteriores, se amortigua muy rápido por lo que no se podría trabajar correctamente con la misma .

### 3.3 Detección de Somnolencia.

Realizado el estudio del comportamiento de las ondas cerebrales en diferentes estados fisiológicos de la persona se procedió a identificar la onda con la cual se va a trabajar y realizar el análisis de la misma para poder determinar los parámetros de somnolencia.

Se determinó que la onda Theta presenta mejor variación y estabilidad en el tiempo con respecto a las demás ondas cuando un persona esta relajada sin hacer ninguna actividad, por lo que corroboramos con las investigación hechas en diferentes estudios del cerebro que nos dicen que está onda es predominante en la etapa de sueño ligero, por lo que esta señal cerebral será utilizada para realizar nuestro sistema BCI.

**3.3.1 Análisis de la onda Theta:** Una vez determinado que está señal es la adecuada para realizar nuestro sistema de detección de sueño se procedió a realizar un algoritmo para poder identificar como la onda va variando en las distintas etapas fisiológicas de la persona. Además se adquirieron datos del comportamiento de la onda cuando una persona está en estado normal y luego entra en relajación hasta llegar a la somnolencia. Aquí se puede observar el cambio de Amplitud que presenta la onda véase Fig 3.19.

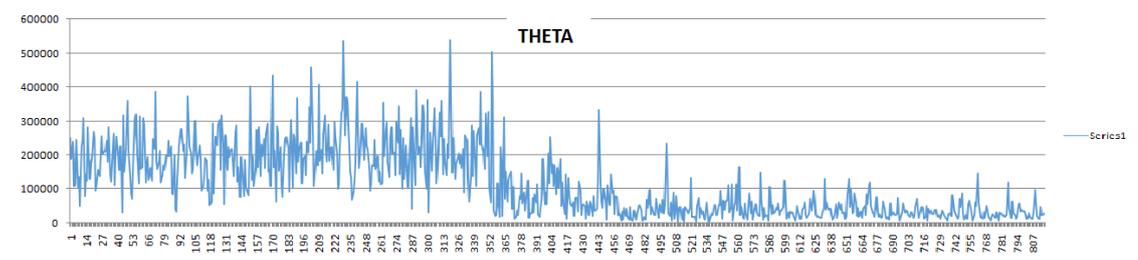


Figura 34.19. Datos de onda Theta en cambios de estado fisiológicos.

En las gráficas presentadas anteriormente de la variación de la onda Theta se puede observar que ahí picos presentes en los diferentes estados fisiológicos de la persona, esto puede ser por algún tipo de interferencia o ruido presentado en la adquisición de datos del cerebro, por lo cual se fueron realizando promedios de los datos para ir eliminando estos picos y así poder determinar de mejor manera los rangos de variación de estado. Al realizar la gráfica con los datos promediados se observa que los cambios de estado se generan entre 6 a 10 valores de datos obtenidos. Cabe recalcar que en cada persona estos cambios pueden depender de mayor o menor cantidad de datos.

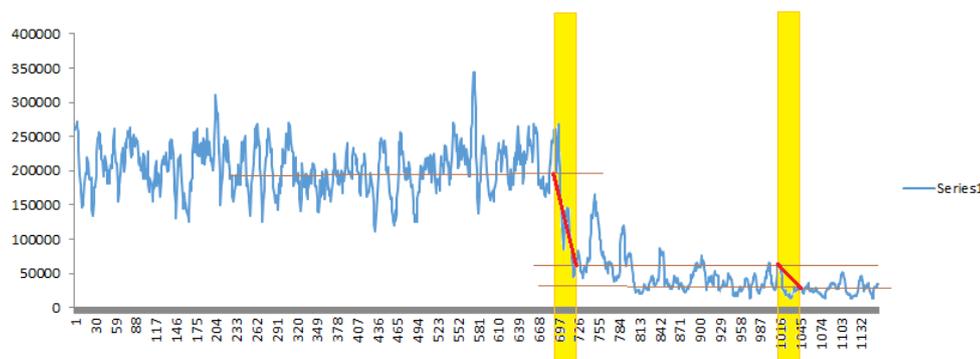


Figura 35.20. Dato promedio de onda Theta.

De acuerdo con los análisis de las ondas en los diferentes estados fisiológicos se pudo determinar los promedios para cada estado los que van de la siguiente manera:

**Estado normal** con un promedio aproximado de valores mayores a 90 mil.

**Estado de relajación** con un promedio aproximado de menores a 90 mil y mayores a 18 mil.

**Estado de somnolencia** con un promedio aproximado de valores menores a 18 mil.

Estos valores pueden variar un poco dependiendo de la persona.

### 3.3.2 Análisis de los datos en Matlab:

Obtenido los datos del comportamiento de la onda Theta en distintas etapas del conductor o de la persona se realizó en Matlab la transformada rápida de Fourier para poder observar el comportamiento de la onda con respecto a la frecuencia.

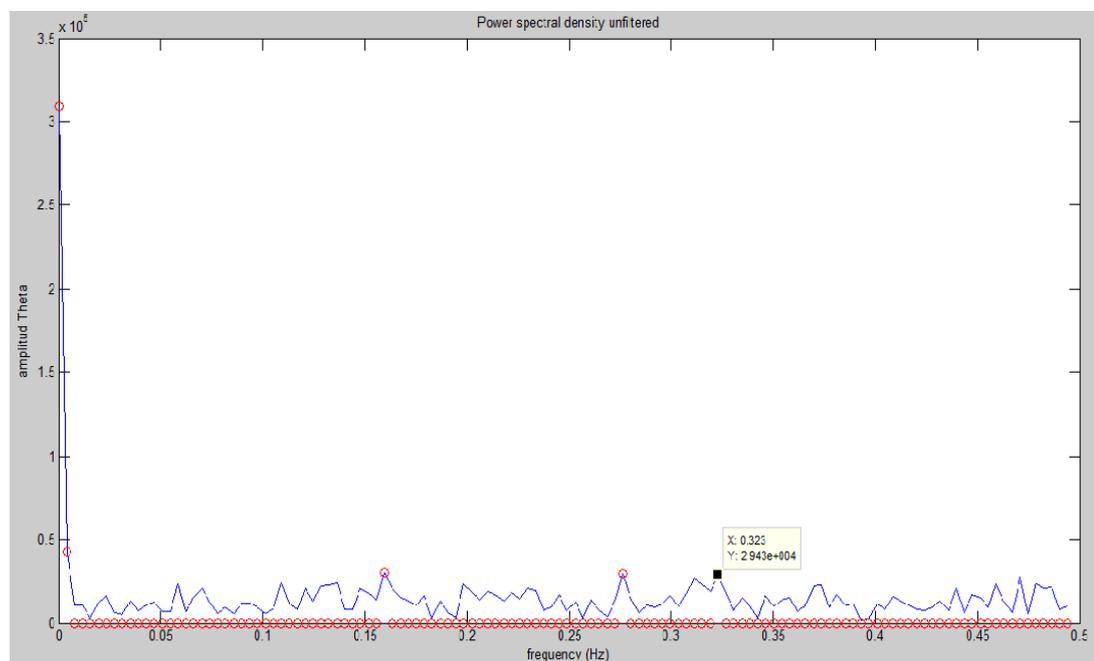


Figura 36.21. FFT de la onda Theta en estado Normal (Activo).

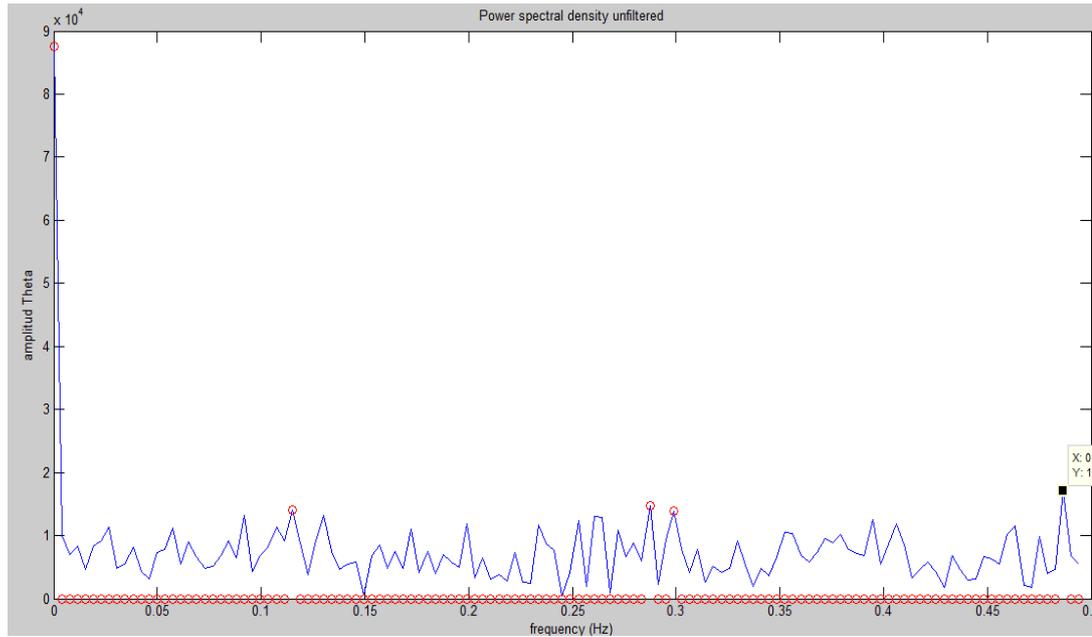


Figura37.22. FFT de la onda Theta conduciendo.

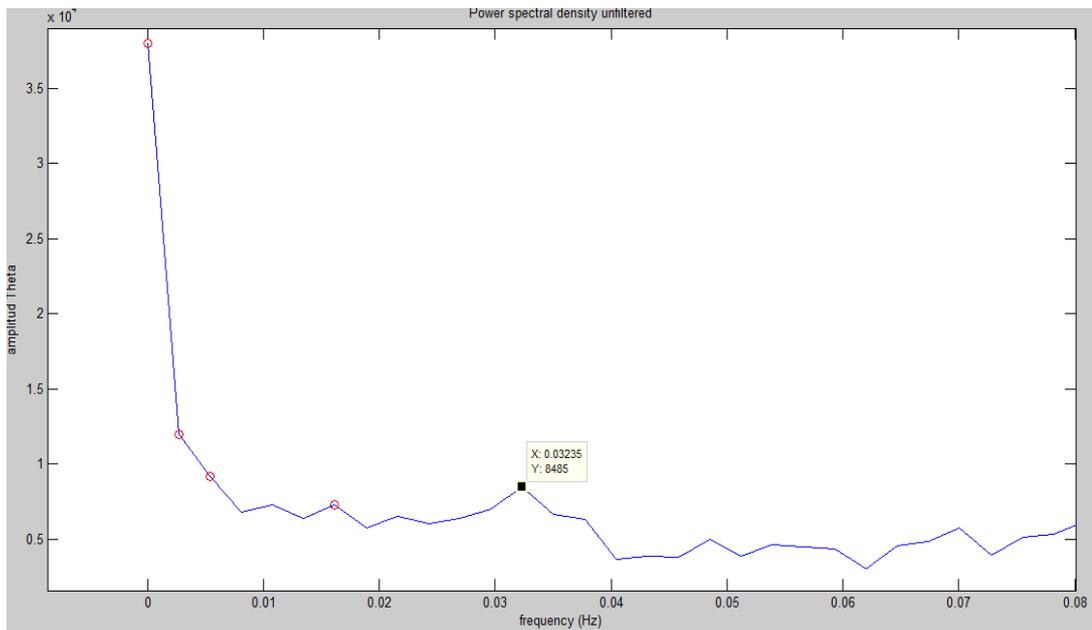


Figura 38.23. FFT de la onda Theta en estado de relajación (Somnolencia).

Realizado la FFT de los diferentes datos obtenidos en el cerebro se puede observar el comportamiento de la señal con respecto a la frecuencia y así poder tener los puntos de amplitud más altos de la onda en los diferentes estados. Esto realizamos para poder determinar en qué puntos la onda cambia de un estado a otro y así poder tener

una mejor determinación de los rangos del estado del conductor en el vehículo, si está en estado normal de relajación o de somnolencia.

**3.3.3 Implementación del software en Arduino:** Determinado los rangos o puntos de variación de estado del conductor, se procedió a realizar un programa en ARDUINO el cual analice y procese los datos del chip TGAM para poder identificar en qué etapa se encuentra el conductor vehicular y así poder realizar el sistema de indicadores de estado y alarmas correspondientes.

Para el análisis de los datos recibidos en el ARDUINO realizamos un vector de análisis, el rango de este vector es de siete valores con los cuales se va a filtrar los datos obtenidos de tal manera que se eliminaran los picos producidos por interferencias o ruido, realizando un promedio de los valores, este vector de análisis trabaja de manera corrida es decir que al ingresar un nuevo dato el último valor sale del vector manteniéndose de esta manera el rango establecido véase la figura 3.24, de esta manera siempre se retroalimentara realizando un constante análisis de todos los datos obtenidos en tiempo real. Obtenido el promedio de los valores del vector se lo comparara con los promedios establecidos en el análisis posterior y esto no dará en qué estado se encuentra la persona.

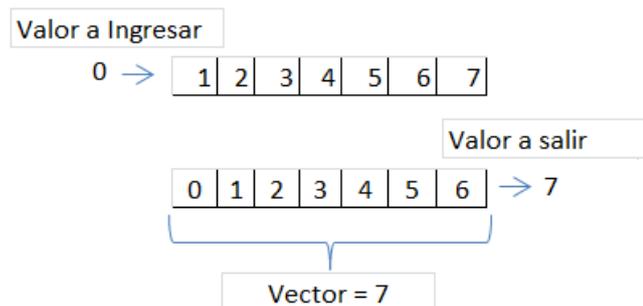


Figura 39.24. Vector de análisis de datos.

## Diagrama de funcionamiento

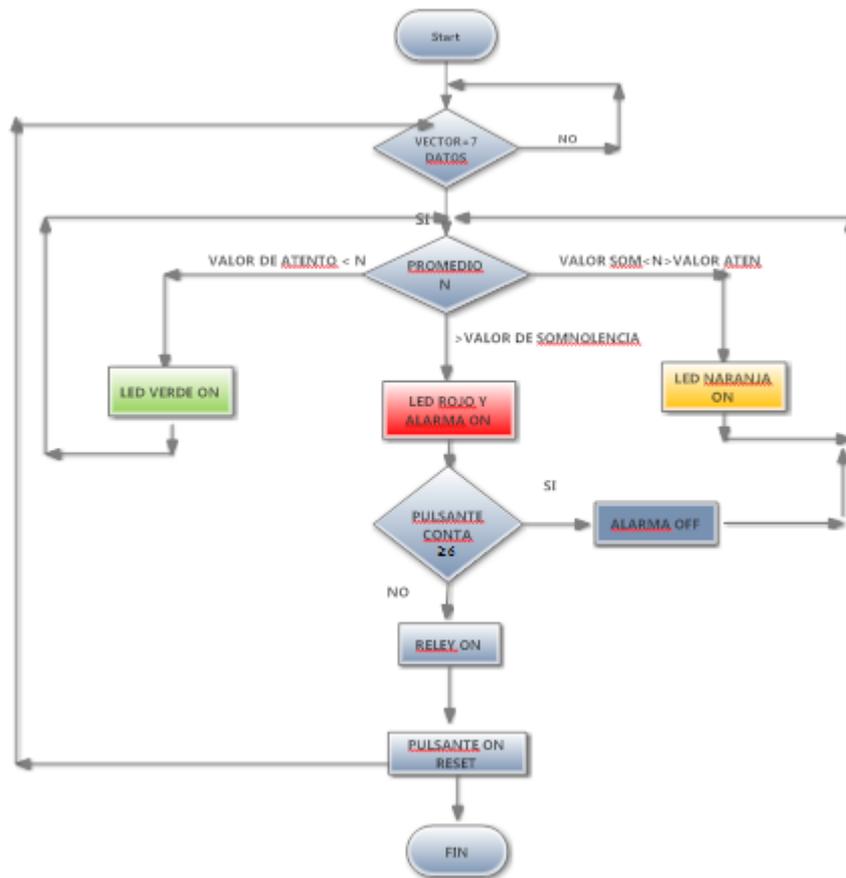


Figura 40.25. Diagrama de flujo de funcionamiento.

### 3.4 Diseño de un interfaz gráfico en LabVIEW

LabVIEW es un lenguaje de programación gráfica que se desarrolló para facilitar la tarea de adquisición de datos en los laboratorios. LabVIEW es muy fácil de usar, basta con conectar los cables desde el controlador al ordenador y comenzar la adquisición de datos, actualmente LabVIEW se emplea para muchos propósitos como:

- Adquirir datos de instrumentos.
- Procesar datos (filtros, transformadas,...).
- Analizar datos.
- Control de instrumentos y equipos.

Para los ingenieros, LabVIEW hace posible introducir información del mundo exterior en el ordenador, realizar decisiones según los datos adquiridos y enviar los resultados calculados de vuelta al mundo para poder controlar una pieza.

### 3.4.1 Comunicación serial entre Arduino y LabVIEW

Para realizar un análisis y visualización de los datos adquiridos en el cerebro del conductor realizamos el envío de los mismos desde el ARDUINO nano, por medio de comunicación serial hacia el PC y con ayuda de LabVIEW podremos realizar el respectivo análisis de los mismos.

La comunicación serial entre Arduino y LabVIEW se la puede realizar de distintas formas, pero la escogida por nosotros es por medio de las librerías VISA que presenta LabVIEW.

Para el uso de estas librerías es necesario la instalación de varios drivers que nos permitirán realizar la comunicación serial sin ningún inconveniente.

Pasos y herramientas utilizadas para configurar la comunicación serial

- Primero utilizaremos el VISA Configure Serial Port VI ya que con esta herramienta podremos configurar los distintos parámetros de la comunicación serial como son la velocidad de transmisión, bit de paridad, etc.

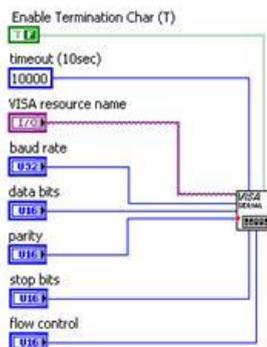


Figura 41.26. VISA Configure Serial Port VI.

- Luego utilizamos un PropertyNode para utilizarlo como nodo de propiedad para obtener o establecer propiedades y métodos en las instancias locales o remotas de aplicaciones, VIs y objetos.

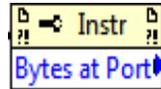


Figura 42.27. PropertyNode VI.

Fuente: [http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361J-01/glang/property\\_node/](http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361J-01/glang/property_node/).

- Finalmente con el VISA ReadFunction leemos los datos llegados a nuestro pc para realizar su análisis y luego con el VISA CloseFunction cerramos la comunicación para su correcto funcionamiento.



Figura 43.28. VISA Read y VISA CloseFunction.

Fuente: [http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361J-01/glang/VISA\\_ReadFunction](http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361J-01/glang/VISA_ReadFunction)

### 3.4.2 Procesamiento de datos en LabVIEW

Para el análisis y procesamiento de los datos es necesario realizar la separación de las distintas señales adquiridas por nuestro equipo. Para esto realizamos un sistema de separación con distintas herramientas, de esta manera se logró obtener los datos de las distintas ondas de manera independiente

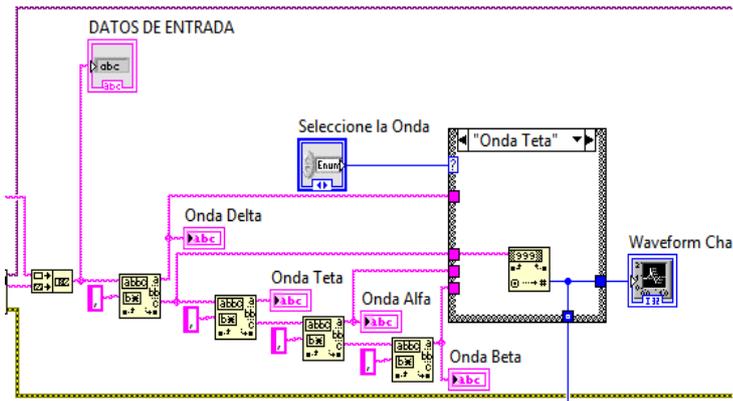


Figura 44.29. Separación de datos recibidos.

Una vez separados los datos de las ondas podremos centrar el análisis a la señal que se genera en la somnolencia teniendo en cuenta los distintos parámetros planteados en nuestro microcontrolador

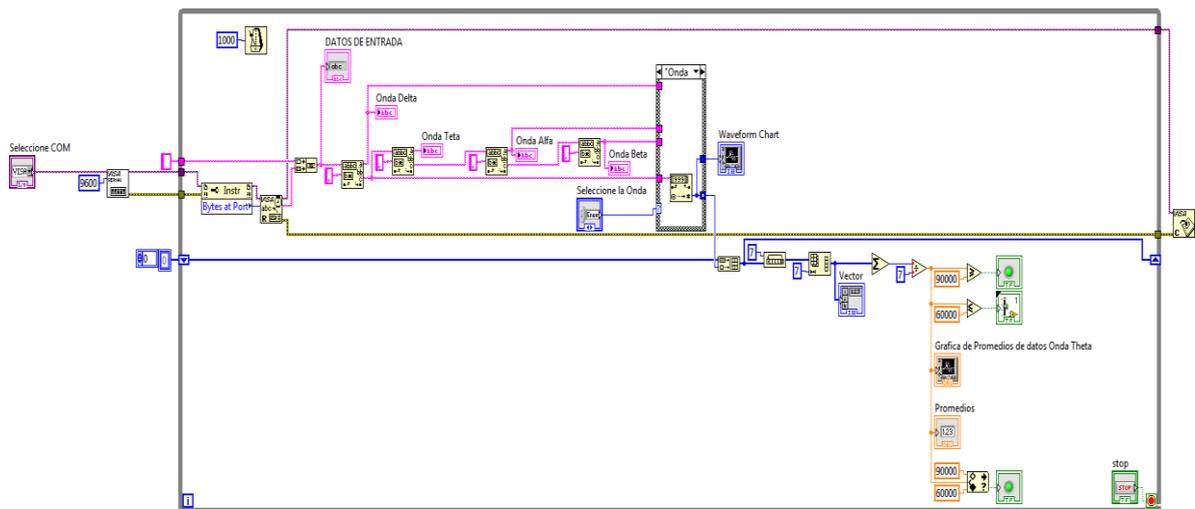


Figura 45.30. Diagrama de bloques para análisis y visualización.

Realizado el análisis y procesamiento de los datos, se realizó un interfaz gráfico en el panel frontal en el cual se observe de manera clara las ondas producidas en nuestro cerebro, además se colocaron indicadores de estado para poder ir observado los distintos cambios fisiológicos en el conductor.

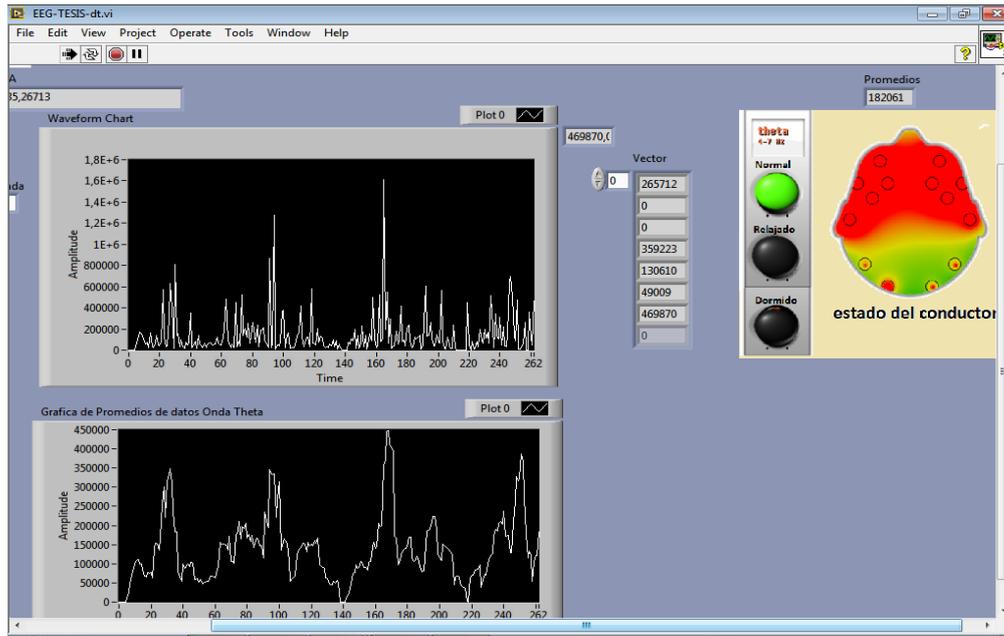


Figura 46.31. Panel de visualización de ondas y estado.

### 3.4.3 Base de datos Access en LabVIEW

Microsoft Office Access, anteriormente conocido como Microsoft Access, es una gestión de base de datos relacionada al sistema de Microsoft, que combina lo relacional Microsoft Jet Database Engine con un interfaz gráfico de usuario y herramientas de desarrollo de software. Para poder generar la base de datos Access en LabVIEW se utilizaron las herramientas de Database ConnectivityToolkit que se descargan dependiendo la versión de LabVIEW en nuestro caso es 2012.

Herramientas utilizadas:

**DB Tools Open Connection VI:** Inicia o abre una conexión de base de datos utilizando la ruta de la información de conexión y devuelve una referencia de conexión. Si la conexión es correcta se establece en TRUE. LabVIEW muestra un cuadro de diálogo para configurar esta conexión.

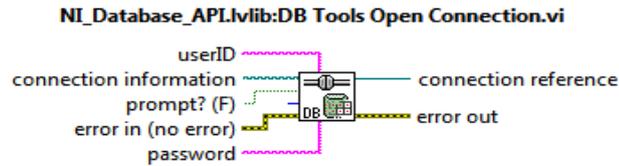


Figura 47.32.DB Tools Open Connection VI

Fuente: [http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/370016E-01/lvdatabase/db\\_open\\_conne/](http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/370016E-01/lvdatabase/db_open_conne/)

**DB Tools Insert Data VI:** esta herramienta es la que realiza la inserción de los datos en las columnas de la de la tabla. La entrada de datos puede ser un solo elemento o un grupo con varios elementos de agrupación correspondiente a una columna en la tabla. El orden de los elementos en el cluster determina que columna se inserta en cada elemento. Por lo tanto, el número de elementos en el cluster debe ser igual al número de elementos de la matriz de columnas, o si la matriz de columnas está vacía, el número de elementos en el cluster debe ser igual al número de columnas de la tabla. En el caso donde los datos es un único elemento, la matriz de columnas debe tener un elemento, o debe haber una columna en la tabla.

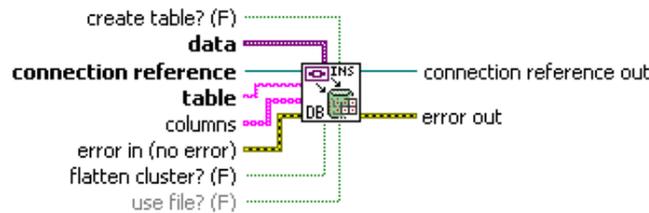


Figura 48.33.DB Tools Insert Data VI.

Fuente: [http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/370016E-01/lvdatabase/ DB Tools Insert Data VI](http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/370016E-01/lvdatabase/DB%20Tools%20Insert%20Data%20VI/)

**DB Tools CloseConnection VI:** esta herramienta Cierra la conexión de base de datos, mediante la destrucción de su referencia de conexión asociada.

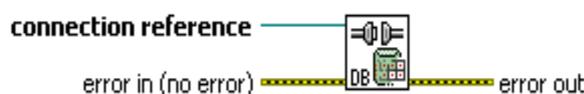


Figura 49.34.DB Tools CloseConnection VI.

Fuente: [http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/370016E-01/lvdatabase/DB Tools CloseVI /](http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/370016E-01/lvdatabase/DB%20Tools%20Close%20VI/)

## CAPITULO IV:

### IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE SEGURIDAD Y ALARMAS EN EL VEHÍCULO

En este capítulo se realizará la implementación de nuestro sistema en el vehículo, para lo cual se hará una breve explicación general del sistema, también de los circuitos y las placas utilizadas, además de las pruebas de campo correspondientes. Cabe recalcar que el sistema de seguridad tiene que ser lo más rápido y fácil de usar y lo menos complicado para los usuarios.

#### 4.1 Determinación del Sistema de Seguridad.

Los sistemas de seguridad están enfocados en los tres elementos fundamentales que son:

**Conductor:** el índice de accidentes nos indica que el conductor es causa del 90% de los accidentes, por lo que está relacionado con las siguientes medidas (Lorenzo, & Menchaca, 1999).

- Sistemas de información en el vehículo.
- Supervisión del estado del conductor.
- Sistemas de interfaz usuario (HMI).
- 

#### **Vehículo:**

- Desarrollo de sensores y actuadores.
- Monitorización del entorno.
- Procesamiento de información del entorno.
- Integración entre sistemas.

**Infraestructura:** muy importante ya que es la que recibe la información se orientan sus objetivos a:

- Sistemas de detección de condiciones de carreteras.
- Seguridad de la infraestructura.
- Sistemas de gestión de tráfico.
- Desarrollo de mapas electrónicos precisos.

Generalmente los sistemas de seguridad vehicular se dividen en dos partes: seguridad activa o primaria y en seguridad pasiva o secundaria. (Naranjo, J. E., Jiménez, F., Armingol, J. M., & de la Escalera, A. (2008).

#### 4.1.1 Sistema de seguridad del Dispositivo

De acuerdo con la teoría consultada nuestro sistema determinado es un sistema de seguridad vehicular de asistencia del conductor ya que nuestro equipo monitorea el estado de somnolencia del conductor posteriormente se describe el desarrollo del sistema de seguridad.

#### 4.1.2 Diseño de los circuitos

El sistema consta de dos circuitos uno que es el circuito: de control y análisis, y otro es el circuito de respaldo de seguridad en el vehículo. Estos circuitos servirán para generar los indicadores de estado las alarmas y detección del vehículo en caso de ser necesario.

#### 4.1.3 Circuito control y análisis

En este circuito funciona toda la parte análisis y control de los datos. Aquí encontramos también los indicadores visuales y sonoros des sistema de alarma, este circuito consta de un regulador de voltaje, tres indicadores visuales, dos sonoros, un pulsante de reinicio, el ARDUINO nano, y la antena de radio frecuencia XRF.

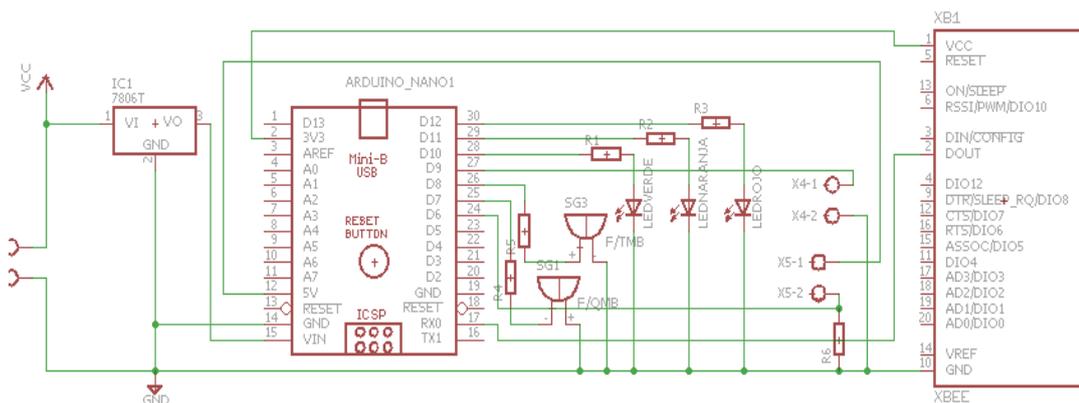


Figura 50.1. Circuito de Funcionamiento

### Funcionamiento:

El circuito está conectado al vehículo a doce voltios por lo que regulamos el voltaje a 6V para que pueda funcionar correctamente el ARDUINO, este nos entrega las señales de los estados del conductor ya indicamos anteriormente, los tres estados estarán representado por cada LED, el verde indicara el estado de despierto, el naranja de relajación y el rojo de sueño, cuando el conductor entre al estado de sueño se activara una alarma sonora la misma que se desactiva al pulsar nuestro botón de reinicio de estado.

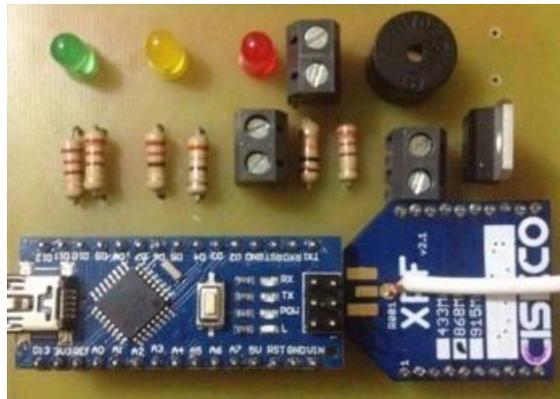


Figura 51.2. Placa Circuito Funcionamiento.

### Materiales:

- Regulador de voltaje 7806
- Arduino Nano
- 5 resistencias 220 Ohms medio vatio
- 3 LEDS (amarillo, naranja, rojo)
- 2 Buzzer
- 2 Borneras
- 1 Pulsante
- Antena XRF

#### 4.1.4 Circuito de Apagado del Vehículo

Este circuito es muy básico, ya que es un circuito cortador de corriente.

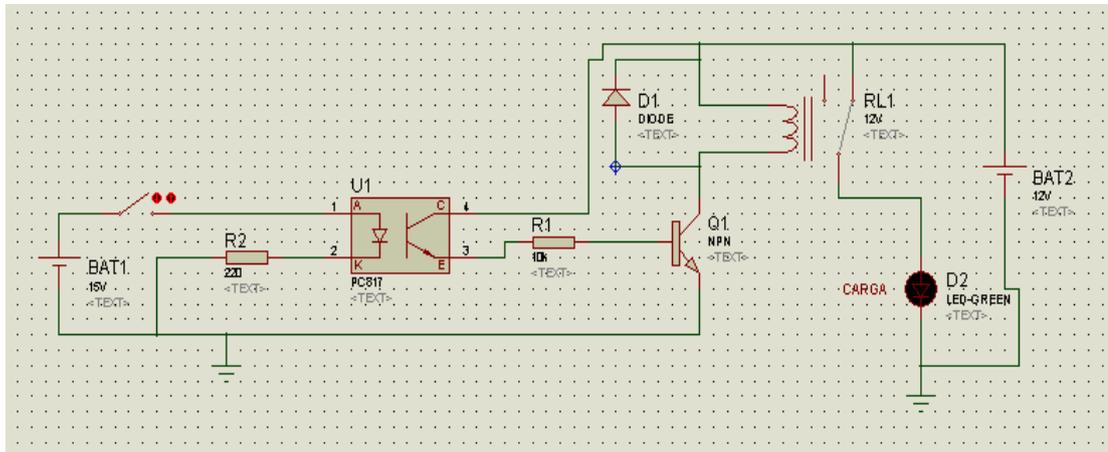


Figura 52.3. Circuito cortador de Corriente.

#### Funcionamiento

Cuando el conductor entra en la etapa de somnolencia generamos un pulso en una salida digital del ARDUINO este pulso activa al optoacoplador, él mismo que serra nra nuestro transistor (NPN), haciendo abrir al relé de esta manera desactivara la carga del circuito.



Figura 53.4. Placa Circuito cortador de corriente.

#### Materiales:

- 1 Opto acoplador.
- 1 Transistor TIP 31.
- 1 Diodo.
- 2 Resistencias 220 Ohms.
- 2 Borneras.
- 1 Relé 12Vdc

## 4.2 Acondicionamiento en el Vehículo

Para la instalación de nuestro equipo en el vehículo se construyó una consola para la mejor visualización y así no contrastar con la estética interior del auto, en la consola se colocara la placa con el circuito de análisis y control como indica la figura 4.5.



Figura 54.5. Panel de alarmas de estado del conductor.

### 4.2.1 Funcionamiento de la Consola de indicación y control

En la figura 4.5 se puede observar los tres LEDS indicadores los cuales representan el estado del conductor, como el buzzer y el pulsante.

Descripción del sistema Indicador y alarma:

LED Verde – Estado normal.

LED Naranja – Estado de relajación.

LED Rojo– Estado Somnolencia.

Buzzer1– Alarma de Somnolencia.

Buzzer2 – Alarma de conexión y desconexión del Mindflex.

Pulsante– El pulsante tiene dos funciones, la de apagar la alarma sonora cuando el conductor estuvo en proceso de somnolencia y la de resetear el sistema cuando el rele se active para apagar el vehículo.

#### **4.2.2 Conexión de la Consola Indicadora y Control**

Nuestra Consola la conectamos a la entrada de las luces del tablero las mismas que se activan en la posición START del switch de encendido del vehículo de esta manera el circuito se activa cada vez que el carro se enciende.

#### **4.2.3 Conexión placa Circuito Cortador de Corriente**

La placa del circuito cortador de corriente se colocara dentro de una caja plástica para su protección, este circuito se conecta al cable de alimentación de las bobinas del auto, en unos de sus lados en el otro lado del circuito conectaremos los cables que vienen del circuito indicador, véase la figura 4.6.



Figura 55.6. Adaptación del sistema de seguridad en el vehículo.

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### Conclusiones:

A continuación se detallan las conclusiones del sistema inalámbrico basado en EEG para monitorear el sueño en los conductores, mismas que se han obtenido en las fases de construcción y pruebas de funcionamiento:

- En la actualidad se encuentran diferentes equipos en el mercado para la extracción de datos del cerebro, con los cuales se podrán diseñar aplicaciones, tanto para el campo médico como en el de ingeniería, por ejemplo: las cuales prestarían un gran servicio a la sociedad.
- Analizar correctamente las diferentes señales u ondas cerebrales son de suma importancia ya que con la información que estas nos proporcionan se podrá determinar los parámetros fisiológicos exactos que la persona o conductor presenta.
- El dispositivo para la adquisición de las ondas cerebrales utilizado en este trabajo no permite obtener los datos de manera pura para un análisis más exhaustivo, sin embargo nos permitió acceder a ciertos datos con los cuales se pudo realizar el análisis y detección de la somnolencia de manera adecuada.
- Es importante conocer que para el envío de datos de manera inalámbrica se debe considerar la velocidad del dispositivo utilizado así como de la tecnología con la cual se va a realizar el envío de datos, mismas que tienen que ser iguales para no tener errores o inconvenientes en el desarrollo de la aplicación.

- Debido a que es un sistema de monitoreo en tiempo real que siempre va a estar en continuo funcionamiento, tiene que ser robusto y ágil para que su funcionamiento sea el correcto y poder así brindar un importante apoyo al conductor.
- Se debe de realizar una correcta interpretación de las ondas cerebrales, debido a que son potenciales eléctricos que están en continua variación por lo que es de suma importancia su correcto análisis para hacer un sistema eficiente.
- Los niveles de somnolencia en los conductores pueden variar por distintos parámetros por lo cual es necesario el correcto desarrollo del software de análisis e interpretación de datos.
- El sistema de seguridad en el vehículo que se implemento no tiene que limitarse a determinadas marcas o modelos por lo que se realizo un sistema de seguridad que no invada la programación interna del automóvil y así poder implementarlo de manera adecuada a cualquier vehículo.

### **Recomendaciones:**

- Debido a que el sistema va a ser implementado en el vehículo se tiene que tener en cuenta los voltajes de alimentación de las tarjetas electrónicas ya que los componentes utilizados son de bajo consumo energético por lo que la sobrecarga de voltaje podrá ocasionar daños en los mismos.
- La correcta colocación de los electrodos en el cerebro permitirá interpretar de manera adecuada el estado o estímulo de la persona ya que si estos son puestos de manera errónea los datos adquiridos no nos darán un correcto diagnóstico de la persona.
- El sistema de seguridad vehicular que se desarrolló podría ser mejorado con la implementación de nuevas formas de frenar o detener el vehicular como por ejemplo: el uso de la computadora del vehículo.
- Se debe conocer al detalle el sistema eléctrico del vehículo para hacer correctamente la instalación del sistema de seguridad, ya que este sistema servirá para poder detener el vehículo cuando el conductor se quede dormido, por lo tanto su correcta instalación es vital para evitar accidentes.

## BIBLIOGRAFÍA

AGUILERA, S. (2015). Tipos de Software.

Arduino. (2015). Obtenido de Arduino:  
<https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardNano>

Arman, S., Ahmed, A., & Syed, A. (2012). Cost-effective EEG signal acquisition.

ARTERO, O. (2013). Arduino: Curso práctico de formación. RC Libros.

Avila Jiménez, M. V. (2013). Diseño e implementación de un sistema de detección del estado del sueño del conductor de un vehículo.

Center, K. (2009). El sistema nervioso. El Cid.

circulaseguro. (s.f.). circulaseguro. Recuperado el 13 de 02 de 2015, de  
circulaseguro: <http://www.circulaseguro.com/la-somnolencia-el-peor-sueno/>

Córdova Ochoa, F. S. (2012). Diseño y construcción de un sistema de alarma y frenado automático para un vehículo al detectar conductores somnolientos. Latacunga.

curiosidades.batanga. (s.f.). Recuperado el 13 de 02 de 2015, de  
curiosidades.batanga: <http://curiosidades.batanga.com/5187/que-es-la-fase-rem-del-sueno>

DIGI. (1 de 08 de 2015). Digi International Inc. Obtenido de Digi International Inc:  
<http://www.digi.com/resources/standards-and-technologies/rfmodems/rf-basics>

ecuadortimes. (s.f.). ecuadortimes. Obtenido de ecuadortimes:  
<http://www.ecuadortimes.net/es/2013/11/04/ecuador-registra-altos-indices-de-accidentes-de-transito/>

ecuadortimes. (2013). ecuadortimes. Obtenido de ecuadortimes:  
<http://www.ecuadortimes.net/es/2013/11/04/ecuador-registra-altos-indices-de-accidentes-de-transito/>

EMB. (11 de 01 de 2016). EMB. Obtenido de <http://www.embs.org/about-biomedical-engineering/our-areas-of-research/biomedical-signal-processing/>

emezeta. (s.f.). emezeta. Obtenido de emezeta: <http://www.emezeta.com/articulos/los-suenos-fase-rem-y-nrem>

Fernandez Mendoza, J. (2011). Insomnio Crónico. Madrid: Universidad Complutense de Madrid.

García, J. L. (2018). Sistema detector de fatiga en la conducción. Universidad de Alcalá: Departamento de Electrónica.

grupos.emagister. (20 de 02 de 2013). emagister. Recuperado el 10 de 02 de 2015, de emagister: [http://grupos.emagister.com/imagen/hemisferios\\_del\\_cerebro/2177-359799](http://grupos.emagister.com/imagen/hemisferios_del_cerebro/2177-359799)

Guede Fernández, F. (2012). La implementación de una aplicación móvil que detecta la somnolencia en la conducción. España.

hardwaresecrets. (12 de 1 de 2016). hardwaresecrets. Obtenido de <http://www.hardwaresecrets.com/how-analog-to-digital-converter-adc-works/3/>

Information, N. C. (11 de 1 de 2016). NCBI. Obtenido de NCBI: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/977276>

KO, W. (1998). Active electrodes for EEG and evoked potential. . Engineering in Medicine and Biology Society, 20, 2221-2224.

M., T. (2002). Fundamentals of EEG measurements. . Measurements sciences.

M., T. (2002). Fundamentals of EEG measurements. Measurements sciences review, 2, 1-10.

Naranjo, J. E. (2008).

neurosky. (13 de 01 de 2016). neurosky body and mind. Obtenido de neurosky body and mind.

Openmicros. (20 de 8 de 2015). Obtenido de <http://openmicros.org/index.php/articles/247-xrf-document-index>

PARERA, A. M. (2000). Sistemas de seguridad y confort en vehículos automóviles. Marcombo.

Patrone, D. A. (2009). Neurología: el sistema nervioso. Argentina: El Cid.

psicologia-online. (s.f.). psicologia-online. Recuperado el 11 de 02 de 2015, de psicologia-online: <http://www.psicologia-online.com/ebooks/general/suenos.htm>

Ramos-Argüelles, F., Morales, G., Egozcue, S., Pabón, R., & Alonso, M. (2009). Basic techniques of electroencephalography. Navarra.

Sánchez, J. G. (2014). Técnicas de toma de datos y análisis de ELECTROENCEFALOGRAFÍA.

SEGARRA, J. F. (2002). sistema multifuncional para el apoyo de personas con capacidades especiales basado en electro oculografía.

sleepdex. (s.f.). sleepdex. Recuperado el 015 de 02 de 2015, de sleepdex: <http://www.sleepdex.org/sstages.htm>

slideshare. (2012). slideshare. Obtenido de <http://es.slideshare.net/jchconsultores/interfaces-49990126>

TALAMILLO GARCÍA, T. (2011). Manual básico para enfermeros en electroencefalografía. Enfermería Docente, 94, 29-33.

ULLOA, L. &. (2011). Control de un brazo robótico mediante ondas generadas por la actividad cerebral.

unicrom. (12 de 01 de 2016). unicrom. Obtenido de <http://unicrom.com/convertidor-analogico-digital-cad-adc/>

Velayos, J. L. (2007). Bases anatómicas del sueño. Navarra.

VÉLEZ, P. A. (2010). Técnicas de clasificación para neuroseñales.

whatis.techtarget. (11 de 01 de 2014). Obtenido de whatis.techtarget: <http://whatis.techtarget.com/definicion/analog-to-digital-conversion-ADC>