



**ESPE**  
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,**

**AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**PROYECTO DE GRADO PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO EN**

**INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**AUTORES: IZA CHILUISA GERARDO ISRAEL**

**QUIJIJE HERNÁNDEZ ADRIÁN ANTONIO**

**TEMA: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA EL  
MONITOREO DE SEÑALES EEG UTILIZANDO EL MÓDULO  
MIKROMEDIA DSPIC33 Y SU VISUALIZACIÓN EN UN PC A TRAVÉS  
DE TRANSMISIÓN BLUETOOTH”**

**DIRECTOR: ING. FLAVIO PINEDA MSc.**

**CODIRECTOR: ING. VÍCTOR PROAÑO MSc.**

**SANGOLQUÍ, MAYO 2014**

**“UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE”**

**INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**CERTIFICADO**

Ing. Flavio Pineda MSc.

Ing. Víctor Proaño MSc.

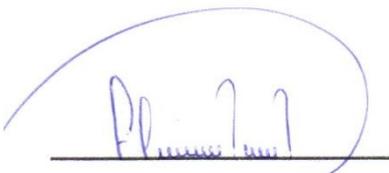
**CERTIFICAN**

Que el trabajo titulado “Diseño e implementación de un prototipo para el monitoreo de señales EEG utilizando el módulo Mikromedia dspic33 y su visualización en un pc a través de transmisión Bluetooth”, realizado por Gerardo Israel Iza Chiluisa y Adrián Antonio Quijije Hernández, ha sido guiado y revisado periódicamente y cumple normas estatutarias establecidas por la ESPE, en el Reglamento de Estudiantes de la Escuela Politécnica del Ejército.

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

El mencionado trabajo consta de un documento empastado y un disco compacto el cual contiene los archivos en formato portátil de Acrobat (pdf). Autorizan a Gerardo Israel Iza Chiluisa y Adrián Antonio Quijije Hernández que lo entregue al Ingeniero Luis Orozco MSc., en su calidad de Coordinador de la Carrera.

Sangolquí, 14 de Mayo de 2014



Ing. Flavio Pineda MSc.

**DIRECTOR**



Ing. Víctor Proaño MSc.

**CODIRECTOR**

**“UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE”**

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

**DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD**GERARDO ISRAEL IZA CHILUISA  
ADRIÁN ANTONIO QUIJIJE HERNÁNDEZ**DECLARAMOS QUE:**

El proyecto de grado denominado “Diseño e implementación de un prototipo para el monitoreo de señales EEG utilizando el módulo MIKROMEDIA dsPIC33 y su visualización en un PC a través de transmisión Bluetooth”, ha sido desarrollado con base a una investigación exhaustiva, respetando derechos intelectuales de terceros, conforme las citas que constan al pie, de las páginas correspondientes, cuyas fuentes se incorporan en la bibliografía.

Consecuentemente este trabajo es de nuestra autoría.

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

Sangolquí, 14 de Mayo de 2014

Gerardo Israel Iza Chiluisa

Adrián Antonio Quijije Hernández

**“UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE”**

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

**AUTORIZACIÓN**

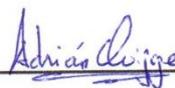
Nosotros, Gerardo Israel Iza Chiluisa y Adrián Antonio Quijije Hernández

Autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE la publicación, en la biblioteca virtual de la Institución del trabajo “Diseño e implementación de un prototipo para el monitoreo de señales EEG utilizando el módulo MIKROMEDIA dsPIC33 y su visualización en un PC a través de transmisión Bluetooth”, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

Sangolquí, 14 de Mayo de 2014



Gerardo Israel Iza Chiluisa



Adrián Antonio Quijije Hernández

## **DEDICATORIA**

Dedico este proyecto de tesis a mis padres, quienes a lo largo de mi vida han velado por mi bienestar y educación siendo mi apoyo en todo momento. Depositando su entera confianza en cada reto que se me presentaba sin dudar ni un solo momento en mi inteligencia y capacidad. Gracias a ellos soy lo que soy ahora.

Gerardo Israel Iza Ch.

## **DEDICATORIA**

Dedico este proyecto a mis padres y hermana, quienes han sido la guía y el camino en todo momento, que con su ejemplo, dedicación y palabras de motivación nunca se desanimaron para que yo tampoco lo haga aun cuando hubo momentos de desaliento. Depositando su entera confianza en cada obstáculo que se me presentaba sin dudar ni un solo momento en mi inteligencia y capacidad. Esto es para ustedes.

Adrián Antonio Quijije H.

## **AGRADECIMIENTO**

En primer lugar a Dios por haberme guiado y protegido durante esta etapa, en segundo lugar a mis padres, Miriam y Ramiro, quienes a lo largo de toda mi vida han apoyado y motivado mi formación académica, creyeron en mí en todo momento y no dudaron de mis habilidades.

A todos mis tíos y demás familiares por siempre haberme dado su fuerza y apoyo incondicional, lo cual me ha ayudado y llevado hasta donde estoy ahora.

A mi compañero de tesis pues el esfuerzo en conjunto ha permitido realizar este proyecto, a los ingenieros a cargo quienes supieron aportar sus conocimientos, gracias a su paciencia y enseñanza y finalmente un eterno agradecimiento a esta prestigiosa universidad la cual me abrió sus puertas, preparándome para un futuro competitivo y formándome como persona de bien.

Gerardo Israel Iza Ch.

## **AGRADECIMIENTO**

A mis padres, Judith y Pedro, por motivarme y apoyarme en todo momento, por los valores que me han inculcado, y por haberme dado la oportunidad de tener una excelente educación. Sobre todo por ser un excelente ejemplo de vida.

A mi hermana, Bianca, por todo su apoyo y compañía en todo momento, a mis tíos, abuelos y primos por sus palabras de aliento que me han ayudado a superarme continuamente.

A mi compañero de tesis, Israel, por el empeño y dedicación durante la realización de este proyecto. A mis amigos por todos los momentos que compartimos y por hacer de la vida universitaria más interesante. A mis profesores por compartir sus conocimientos y su experiencia.

Adrián Antonio Quijije H.

## INDICE

### CAPÍTULO 1

MICROCONTROLADOR DSPIC33FJ256GP710 Y DISPOSITIVOS PERIFÉRICOS.....	1
<b>1.1 ANTECEDENTES</b> .....	1
<b>1.2 JUSTIFICACIÓN</b> .....	3
<b>1.3 OBJETIVOS</b> .....	4
<b>1.3.1 General</b> .....	4
<b>1.3.2 Específicos</b> .....	4
<b>1.4 ANÁLISIS DEL ESTADO DEL ARTE DE LOS EQUIPOS DE EEG</b> .....	5
<b>1.5 SISTEMAS EMBEBIDOS</b> .....	20
<b>1.5.1 Mikromedia DSPIC33FJ256GP710</b> .....	21

### CAPÍTULO 2

ESTUDIO DE SEÑALES EEG .....	24
<b>2.1 HISTORIA DE LOS ELECTROENCEFALÓGRAFOS</b> .....	24
<b>2.2 ESTANDARES DE LA SEÑAL EEG CON SUS DIFERENTES FRECUENCIAS</b> .....	27
<b>2.3 ADQUISICIÓN DE SEÑALES EEG</b> .....	29
<b>2.3.1 Electrodos</b> .....	30
<b>2.3.2 Tipos de electrodos</b> .....	30
<b>2.3.3 Posicionamiento de los electrodos</b> .....	32
<b>2.4 PATOLOGÍAS DE LAS SEÑALES EEG</b> .....	34

### CAPÍTULO 3

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO EEG .....	46
<b>3.1 DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO EEG</b> .....	46
<b>3.1.1 Requerimientos del prototipo EEG</b> .....	47
<b>3.2 ESQUEMA GENERAL DEL PROTOTIPO EEG</b> .....	48
<b>3.3 DISEÑO DE LA ETAPA DE ADQUICISIÓN DE DATOS</b> .....	49
<b>3.3.1 Descripción</b> .....	49
<b>3.3.2 Requerimientos de la etapa de adquisición</b> .....	49
<b>3.3.3 Opciones para la tarjeta de adquisición EEG</b> .....	50
<b>3.3.4 Selección de la tarjeta de adquisición EEG</b> .....	56
<b>3.3.5 Descripción de la tarjeta de adquisición ADS1299EEG-FE</b> .....	57

3.3.6 Interface SPI de la tarjeta ADS1299EEG-FE .....	64
3.3.7 Definición de los comandos SPI .....	69
3.3.9 Circuitos eléctricos de los canales, interface SPI y alimentación de la tarjeta ADS1299EEG-FE .....	75
3.4 MÓDULO MIKROMEDIA DSPIC33FJ256GP710A .....	76
3.4.1 Fuente de alimentación .....	79
3.4.2 DSPIC33FJ256GP710A .....	80
3.4.3 Botón RESET .....	82
3.4.4 Cristal oscilador .....	82
3.4.5 Ranura para tarjeta micro SD .....	83
3.4.6 TFT 320x240 .....	84
3.4.7 Pines de conexión del Mikromedia para dsPIC33 .....	85
3.5 MÓDULO DE TRANSMISIÓN BLUETOOTH .....	86
3.5.1 Descripción del módulo de transmisión Bluetooth .....	86
3.5.2 Requerimientos del módulo .....	87
3.5.3 Módulos Bluetooth disponibles en el mercado .....	87
3.6 IMPLEMENTACION DEL PROTOTIPO EEG .....	92
3.6.1 Requerimientos de la interface de hardware del prototipo EEG .....	92
3.6.2 Diseño de la interface de alimentación de energía para la tarjeta ADS1299EEG-FE desde el módulo Mikromedia dsPIC33 .....	93
3.6.3 Diseño de la interface SPI de la tarjeta ADS1299EEG-FE con el módulo Mikromedia dsPIC33 .....	95
3.6.4 Diseño de la interface de comunicación serial con el Bluetooth HC-05 con el módulo Mikromedia dsPIC33 .....	96
3.6.5 Esquema general de la interface de hardware del prototipo EEG .....	97
3.6.5 Prototipo EEG .....	98

## CAPÍTULO 4

DISEÑO DEL SOFTWARE DEL PROTOTIPO .....	100
4.1 DISEÑO DEL SOFTWARE PARA LA TARJETA MULTIMEDIA .....	100
4.1.1 Descripción del software para la tarjeta multimedia .....	100
4.1.2 Requerimientos del software para la tarjeta multimedia .....	100
4.2 FLUJOGRAMA GENERAL .....	102
4.2.1. Inicialización del TFT y Touch Panel .....	103
4.2.2. Calibración del TFT .....	110

4.2.3. Despliegue de pantallas .....	111
4.2.4. Módulo EEG .....	113
4.2.5. Nivel de batería .....	128
<b>4.3. DISEÑO DEL SOFTWARE PARA LA PC .....</b>	<b>133</b>
4.3.1 Descripción del software para la PC .....	133
4.3.2 Requerimientos del software para la PC .....	133
4.3.3 Flujograma general .....	135
4.3.4 Despliegue de pantallas .....	136
4.3.5 Ingreso del nombre del paciente, numero de muestras y selección del puerto de comunicación Bluetooth .....	139
4.3.6 Recepción, tratamiento, visualización de datos desde el módulo Mikromedia vía Bluetooth .....	140
4.3.7 Exportación de datos a Excel .....	146

## **CAPÍTULO 5**

PRUEBAS Y RESULTADOS .....	147
<b>5.1 ESCENARIO 1: PRUEBAS DEL PROTOTIPO CON LAS SEÑALES GENERADAS INTERNAMENTE POR LA TARJETA DE ADQUISICIÓN EEG .....</b>	<b>147</b>
5.1.1 Escenario 1a: pruebas con señales internas (Test Signal) generadas por la tarjeta de adquisición .....	148
5.1.2 Escenario 1b: pruebas con señal de temperatura de la tarjeta de adquisición.....	152
<b>5.2 ESCENARIO 2: PRUEBAS CON EL SIMULADOR EEG .....</b>	<b>155</b>
5.2.1. Descripción del simulador EEG Netech Minisim 330 .....	155
5.2.2 Descripción de la señal ABR (Respuesta del tronco encefálico) .....	156
5.2.3 Pruebas con el simulador EEG Netech Minisim 330 .....	158

## **CAPÍTULO 6**

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	162
6.1 Conclusiones.....	162
6.2 Recomendaciones .....	165

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Sistema propuesto .....	6
Figura 2 Amplificador EEG .....	7
Figura 3 Gráfica de la señal EEG en el PC .....	8
Figura 4 Diagrama de bloques EEG de 2 canales propuesto.....	9
Figura 5 Interface en GUIDE MATLAB.....	11
Figura 6 Diagrama del sistema .....	12
Figura 7 Señal ECG en el dominio del tiempo .....	13
Figura 8 Diagrama de bloques del sistema .....	14
Figura 9 Diagrama de bloques del sistema .....	16
Figura 10 Interface realizada en LabView.....	17
Figura 11 Módulo Mikromedia dspic33.....	21
Figura 12 Microcontrolador dsPIC33FJ256GP710A .....	22
Figura 13 Software de programación.....	23
Figura 14 Hans Berger .....	25
Figura 15 Electroencefalógrafo utilizado por Hans Berger.....	26
Figura 16 Electroencefalogramas de Hans Berger.....	27
Figura 17 Ritmos normales de un electroencefalograma .....	27
Figura 18 Electroodos.....	30
Figura 19 Distribución de electrodos.....	32
Figura 20 Cambios de los registros electroencefalográficos en función de la edad .....	35
Figura 21 Cambios de las ondas del EEG de un sujeto normal que dependen del nivel de conciencia .....	36
Figura 22 Señales EEG humanas típicas para diferentes estados del sueño .....	37
Figura 23 Frecuencias de las ondas cerebrales en los estados del sueño y despierto .....	38
Figura 24 Electroencefalograma de distintos tipos de epilepsia .....	39
Figura 25 EEG de un paciente con la enfermedad de Alzheimer leve (a) en comparación al diagnóstico normal (b) en la región parietal-occipital.....	42
Figura 26 EEG de Parkinson, Accidente cerebrovascular (ACV), Demencia y Postcriss .....	45
Figura 27 Esquema general del prototipo. ....	48
Figura 28 Etapa de adquisición de datos .....	50
Figura 29 Tarjeta ADS1299EEG-FE .....	57
Figura 30 Diagrama de bloques del multiplexor de un canal del ADS1299 .....	59
Figura 31 Ecuación de escalamiento y sensor de temperatura. ....	60
Figura 32 Métodos de entrada: terminal simple y diferencial. ....	61
Figura 33 Modos de entrada en simple terminal y diferencial. ....	62
Figura 34 Función de transferencia del filtro SINC.....	63
Figura 35 Datos de salida del SPI .....	66
Figura 36 DRDY con recuperación de datos (CS=0) .....	68
Figura 37 ciclos de tiempo de RDATA.....	71
Figura 38 Manejo de RDATA .....	73

Figura 39 Comando RREG. ....	74
Figura 40 Manejo de WREG .....	74
Figura 41 Conector J4, alimentación eléctrica de la tarjeta. ....	75
Figura 42 Conector J3, interface SPI.....	76
Figura 43 Periféricos del Mikromedia dsPIC33.....	77
Figura 44 Conexión eléctrica mediante USB y batería. ....	79
Figura 45 Circuito eléctrico de fuente de alimentación mediante USB y batería....	80
Figura 46 Controlador dsPIC33FJ256GP710A y módulos internos. ....	81
Figura 47 Ubicación del dsPIC33FJ256GP710A en el Mikromedia. ....	81
Figura 48 Ubicación del botón de reset en el Mikromedia. ....	82
Figura 49 Ubicación del cristal oscilador de 8MHz en el Mikromedia. ....	83
Figura 50 Circuito eléctrico de la ranura para micro SD.....	84
Figura 51 Circuito eléctrico de la TFT.....	85
Figura 52 Pines del módulo Mikromedia.....	86
Figura 53 Divisor de tensión.....	94
Figura 54 Diagrama de alimentación de la tarjeta ADS1299EEG-FE .....	94
Figura 55 Diagrama de la interface SPI de la tarjeta ADS1299EEG-FE con el módulo Mikromedia dsPIC33. ....	96
Figura 56 Diagrama de la conexión del Bluetooth HC-05 con el módulo Mikromedia dsPIC33. ....	97
Figura 57 Diagrama electrónico completo del prototipo EEG.....	97
Figura 58 Vista lateral del prototipo EEG .....	98
Figura 59 Vista superior del prototipo EEG .....	99
Figura 60 Entradas del prototipo EEG.....	99
Figura 61 Encendido y USB del prototipo EEG.....	99
Figura 62 Flujograma general.....	102
Figura 63 Configuraciones generales en Visual TFT .....	103
Figura 64 Código de inicialización MCU.....	104
Figura 65 Conexiones TFT.....	104
Figura 66 Código de conexiones del TFT .....	105
Figura 67 Rutinas Set Active.....	105
Figura 68 Código de las rutinas Set Active.....	106
Figura 69 Configuraciones y conexiones Touch panel .....	107
Figura 70 Código para inicializar módulo touch panel .....	107
Figura 71 Soporte externo .....	108
Figura 72 Código para soporte externo mediante memoria micro SD. ....	109
Figura 73 Código de calibración .....	110
Figura 74 Pantalla inicial.....	111
Figura 75 Pantalla para la visualización de la señal EEG del canal 1.....	112
Figura 76 Pantalla para nivel de batería.....	112
Figura 77 Configuración de puertos.....	113
Figura 78 Inicialización del módulo SPI1 .....	114
Figura 79 Inicialización del UART1 .....	114
Figura 80 Flujograma encendido tarjeta ADS1299.....	115
Figura 81 Código de secuencia de encendido tarjeta ADS1299.....	116

Figura 82	Flujograma configuración de registros de la tarjeta ADS1299.....	118
Figura 83	Código para la configuración de registros de la tarjeta ADS1299.....	120
Figura 84	Flujograma tratamiento y grafica de datos SPI1 .....	122
Figura 85	Código para lectura de datos y detección de canal desconectado .....	124
Figura 86	Código para tratamiento y conversión de datos.....	126
Figura 87	Código de visualización de datos y envío por UART1 .....	127
Figura 88	Flujograma Nivel de batería .....	128
Figura 89	Configuración de puertos e inicialización de UART2 y ADC1. ....	129
Figura 90	Lectura de datos del ADC.....	130
Figura 91	Código para la presentación gráfica de descarga de batería .....	131
Figura 92	Código para presentación gráfica y simulación de carga de batería. ...	132
Figura 93	Flujograma general del software de la PC.....	135
Figura 94	Portada en GUIDE de MATLAB.....	136
Figura 95	Pantalla principal en GUIDE de MATLAB .....	136
Figura 96	Portada en ejecución.....	137
Figura 97	Pantalla principal en ejecución cuando se abre.....	138
Figura 98	Pantalla principal en ejecución con la sección de visualización de la señal.....	138
Figura 99	Código para abrir una ventana y cerrar otra.....	139
Figura 100	Campo para ingreso del nombre del paciente, número de muestras y el puerto de comunicación bluetooth.....	139
Figura 101	Flujograma adquisición, tratamiento, escalamiento y gráfica de datos adquiridos.....	140
Figura 102	Código de inicialización de objetos .....	141
Figura 103	Código de detección de cable desconectado.....	142
Figura 104	Código para almacenar los datos en una matriz .....	143
Figura 105	Código de discriminación de datos canal 1 .....	144
Figura 106	Código para graficar un canal a la vez (canal 1) .....	145
Figura 107	Código para graficar todos los canales .....	145
Figura 108	Código para exportar datos a EXCEL .....	146
Figura 109	Diagrama del escenario 1 de pruebas.....	148
Figura 110	Test signal Canal 1 en el prototipo.....	148
Figura 111	Test signal Canal 1 .....	149
Figura 112	Test signal Canal 3.....	150
Figura 113	Test signal todos los canales .....	150
Figura 114	Test signal Canal 1 Excel exportado desde MATLAB .....	151
Figura 115	Temperatura Canal 1 en el prototipo .....	152
Figura 116	Temperatura Canal 1.....	153
Figura 117	Temperatura Canal 3.....	153
Figura 118	Temperatura todos los canales .....	154
Figura 119	Temperatura Canal 1 EXCEL exportado desde MATLAB .....	154
Figura 120	Diagrama del escenario 2 de pruebas.....	155
Figura 121	Simulador EEG Netech Minisim 330.....	156
Figura 122	Forma de onda de ABR .....	157
Figura 123	Prototipo, simulador y PC.....	158

Figura 124 Señal ABR canal 1prototipo.....	159
Figura 125 Señal ABR canal 1 MATLAB.....	160
Figura 126 Señal ABR canal 1 EXCEL.....	160
Figura 127 Señal ABR canal 3 MATLAB.....	161
Figura 128 Señal ABR canal 5 MATLAB.....	161

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1	Tabla resumen del estado del arte (Parte1) .....	<b>¡Error! Marcador no definido.</b>
Tabla 2	Tabla resumen del estado del arte (Parte2) .....	19
Tabla 3	Resumen de los ritmos normales de un electroencefalograma .....	29
Tabla 4	Características generales EVAL-AD7716.....	52
Tabla 5	Características generales ADS1299EEG-FE (Parte 1) .....	53
Tabla 6	Características generales ADS1299EEG-FE (Parte 2) .....	54
Tabla 7	Características generales MAX11040K .....	55
Tabla 8	Tabla comparativa tarjetas de adquisición .....	56
Tabla 9	Código de salida ideal vs señal de entrada .....	64
Tabla 10	Definición de comandos del SPI .....	70
Tabla 11	Periféricos del Mikromedia dsPIC33 .....	78
Tabla 12	Características generales HC-05 .....	88
Tabla 13	Características generales HC-06 .....	89
Tabla 14	Características generales RN-41 .....	90
Tabla 15	Comparación de módulos Bluetooth .....	91
Tabla 16	Conexión de alimentación de la ADS1299 con el Mikromedia.....	94
Tabla 17	Conexión de la interface SPI de la ADS1299 con el Mikromedia .....	95
Tabla 18	Conexión serial del Bluetooth HC-05 con el Mikromedia .....	96
Tabla 19	Relación de puerto B con pines de ADS1299.....	115
Tabla 20	Registros de estado de canales .....	121

## **RESUMEN**

El cerebro ha sido objeto de grandes estudios debido a la complejidad que este representa, la ciencia y tecnología han realizado avances en este campo al analizar la respuesta de los impulsos cerebrales y determinar la existencia de patologías. El prototipo EEG implementado cumple como objetivo la lectura de impulsos cerebrales por medio de 8 canales bipolares, los datos son digitalizados y se pueden transmitir por medio de la interface SPI, estos son debidamente tratados para dar una respuesta numérica en voltaje. Además, la visualización gráfica del primer canal adquirido en un TFT Touch Screen integrado en el prototipo; para poder observar todos los canales se requiere un PC con comunicación Bluetooth, el prototipo envía los datos de todos los canales para su gráfica en el PC. El prototipo EEG realiza su trabajo en diferentes etapas: adquisición, tratamiento y envío de datos mediante transmisión Bluetooth hacia un PC y visualización gráfica. Al finalizar todos los procesos, las señales y gráficas adquiridas deben ser analizadas por un especialista, quien da un diagnóstico al paciente.

### **PALABRAS CLAVE**

- **PROTOTIPO EEG**
- **ELECTROENCEFALOGRAMA**
- **CONTROLADOR DSPIC33**
- **TARJETA ADS1299EEG-FE**
- **INTERFACE SPI**

## **ABSTRACT**

The brain has been subject of major studies due to the complexity it represents, science and technology have made important advances in this field to analyze the response of brain impulses and to determine the existence of pathologies. The prototype EEG implemented meets as its objective reading brain impulses through 8 bipolar channels. The data is then digitalized and can be transmitted through the SPI interface, and then properly treated to give a numeric answer in voltage. In addition to this, the graphical display of the first channel is acquired in a TFT Touch Screen built into the prototype. To display all the channels a PC with Bluetooth communication is required; the prototype sends the data of all the channels to obtain a graph on a PC. The prototype EEG works at different stages: data acquisition, data processing, graphical display and data sending via Bluetooth to a PC. At the end all the processes, data and graphics acquired should be analyzed by a specialist, who gives a diagnosis to the patient.

## **KEY WORDS**

- **EEG PROTOTYPE**
- **ELECTROENCEPHALOGRAM**
- **DSPIC33 CONTROLLER**
- **BOARD ADS1299EEG-FE**
- **SPI INTERFACE**

## **CAPÍTULO 1**

### **MICROCONTROLADOR DSPIC33FJ256GP710 Y DISPOSITIVOS PERIFÉRICOS**

#### **1.1 ANTECEDENTES**

El electroencefalograma (EEG) es un análisis que se utiliza para detectar anomalías relacionadas con la actividad eléctrica del cerebro. Este procedimiento realiza un seguimiento y registro de las ondas cerebrales, para lo cual se colocan pequeños discos metálicos con cables delgados (electrodos) sobre el cuero cabelludo y después se envían señales a un controlador para registrar los resultados. Por medio de un EEG, los médicos pueden buscar patrones anormales que indiquen convulsiones u otros problemas.

dsPIC es un nombre genérico que se utiliza para referirse a los controladores digitales de señales (DSC) que ha diseñado Microchip Technology Inc. para facilitar a los usuarios la transición al campo de las aplicaciones de los procesos digitales de señales, en áreas como las comunicaciones, los sensores, el procesamiento de las imágenes y el sonido, el tratamiento matemático de las señales, los sistemas de alimentación, el control de motores, la electro medicina, los sistemas multimedia, la automoción e internet. (Steven Dowshen, 2013)

En 1870 los médicos Fritsch y Hitzig observaron que al estimular determinadas áreas laterales de cerebros descubiertos, se producían movimientos en el lado opuesto del cuerpo. Fue en 1928 cuando Hans Berger ideó un método para el estudio de la actividad eléctrica cerebral. Años más tarde Richard Caton confirmó que el cerebro era capaz de producir corrientes eléctricas. Las investigaciones continuaron y a finales del Siglo XIX ya se tenían bastantes pruebas de la actividad eléctrica del cerebro, comparables a las encontradas en el nervio y en el músculo. (Chacón, 2009)

La ESPE y el departamento de Eléctrica y Electrónica dentro de la carrera de Automatización y Control tienen la materia de Instrumentación Biomédica y el laboratorio para la implementación de las prácticas, que fue implementado en el año 2012. Dentro de esta área de investigación ya se han desarrollado varios proyectos relacionados con el tratamiento de señales bioeléctricas del cuerpo humano con resultados satisfactorios, para estos proyectos se adquirió los diferentes elementos y materiales necesarios para trabajar en esta área dentro de los cuales está el módulo MIKROMEDIA dsPIC33.

## 1.2 JUSTIFICACIÓN

La causa más común para realizar un electroencefalograma es el diagnóstico y control de los trastornos convulsivos, también ayudan a identificar las causas de problemas como los trastornos del sueño y los cambios en el comportamiento. Estas señales se usan, en algunos casos, para evaluar la actividad cerebral después de una lesión en la cabeza o antes de un trasplante de corazón o hígado.

En la actualidad los equipos empleados para analizar señales EEG son de un costo muy elevado y poco accesibles, es por esta razón que surge la necesidad de diseñar e implementar un prototipo capaz de visualizar de manera más sencilla las señales EEG reduciendo el costo y que esté al alcance de un mayor número de personas y manteniendo la calidad del servicio.

Con el módulo MIKROMEDIA se pueden visualizar las señales EEG en el Touch Screen de una manera más sencilla, además por medio del envío de datos con comunicación tipo Bluetooth, estas señales registradas en la tarjeta dsPIC pueden ser analizadas en un computador personal con un software adecuado.

## 1.3 OBJETIVOS

### 1.3.1 General

- Diseñar e implementar un prototipo para el monitoreo de señales EEG utilizando el módulo MIKROMEDIA dsPIC33 y su visualización en un PC a través de transmisión Bluetooth.

### 1.3.2 Específicos

- Investigar y describir las principales características de las señales EEG y sus recomendaciones o estándares.
- Estudiar las características, arquitectura y software del microcontrolador dsPIC33FJ256GP710 y dispositivos periféricos.
- Emplear la etapa de adquisición y amplificación de las señales EEG mediante la tarjeta ADS1299EEG-FE que ha sido diseñada técnicamente para dar la característica de portátil.
- Desarrollar el software de control para el dsPIC que controle adecuadamente los dispositivos periféricos, transmita las señales digitales mediante SPI desde la tarjeta ADS1299FE hacia el dsPIC33FJ256GP710, permita la visualización en el Touch Screen del módulo y la transmisión vía Bluetooth al PC.

- Realizar las pruebas con un simulador EEG y comparar con señales estándares para verificar el eficiente funcionamiento del sistema.
- Concluir y recomendar los aspectos más importantes que se tuvieron en cuenta durante la realización del Proyecto.

#### **1.4 ANÁLISIS DEL ESTADO DEL ARTE DE LOS EQUIPOS DE EEG**

Los equipos de EEG registran la actividad del cerebro, mide el ritmo y variaciones de las ondas cerebrales, estas ondas son representadas gráficamente mediante diferentes etapas de tratamiento de las señales.

Desde la construcción del primer equipo para EEG hasta la actualidad han existido varios avances en los elementos empleados para su funcionamiento.

En el año 2004 el Master Leonardo Badillo del Instituto Politécnico Nacional de la ciudad de México D.F. realizó: “Diseño e implementación de un Sistema Multicanal Portátil para el Registro y Procesamiento de Señales Biológicas.”(Badillo, 2004), para la obtención de su Doctorado en Comunicaciones y Electrónica.

La propuesta de su sistema fue conformada por varios elementos, como se puede observar en la Figura 1 donde las partes principales del

sistema son: amplificadores de electroencefalograma, interface de acoplamiento, canales de conversión A/D, microprocesador, memoria PCMCIA, además de un subsistema para medir la impedancia electrodo-piel y un sistema de filtro pasa altos; el sistema consta de 4 canales de .amplificación, frecuencia de muestreo de 200Hz, resolución del conversor A/D de 8 y 12 bits y una capacidad de almacenamiento de 1Gb en la memoria PCMCIA.

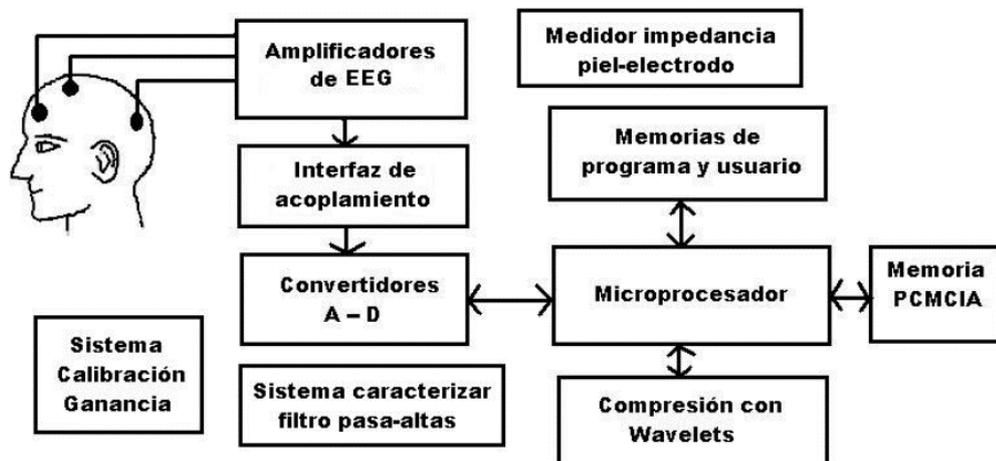


Figura 1 Sistema propuesto

El amplificador de EEG propuesto, se indica en la Figura 2, el cual describe 5 etapas en cascada utilizando el amplificador de instrumentación AD620, filtro pasa altos, amplificador de muy bajo voltaje de desnivel, filtro pasa bajos, y amplificador de salida.

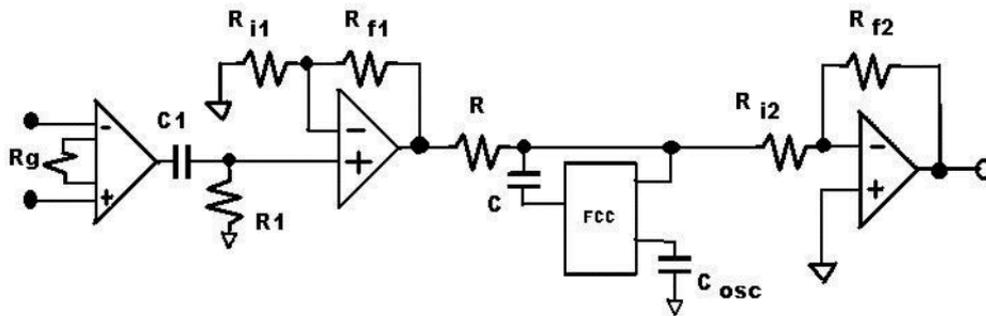


Figura 2 Amplificador EEG

Utiliza dos filtro, un pasa altos que elimina las frecuencias muy bajas e interferencia producida por la interface piel-electrodo, y un filtro de capacitores conmutados tipo Bessel que hace una réplica exacta de la entrada atenuada o amplificada retardada en  $\tau$  segundos.

Emplea un microprocesador AMD586 de 8-16 bits, 8MHz y diseñado para aplicaciones que requieren tamaño reducido, bajo consumo de energía y fiabilidad. Es programable en lenguaje C, proporciona instrucciones aritméticas y funciones útiles en aplicaciones de computador.

El sistema propuesto ayuda a cubrir la necesidad del registro y almacenamiento digital de la señal de EEG en forma portátil. Este sistema ayuda, a los médicos especialistas en neurología, a hacer el diagnóstico de las enfermedades neurológicas que no son frecuentes ni predecibles, dando libertad de movimiento al paciente.

Conocer la impedancia electrodo-piel es de gran importancia en el diseño de la parte frontal de un monitor de EEG además de las mediciones

de bioimpedancia dan información acerca de los procesos electroquímicos en el tejido y pueden, por lo tanto, ser usados para caracterizar el tejido o para monitorear cambios fisiológicos.

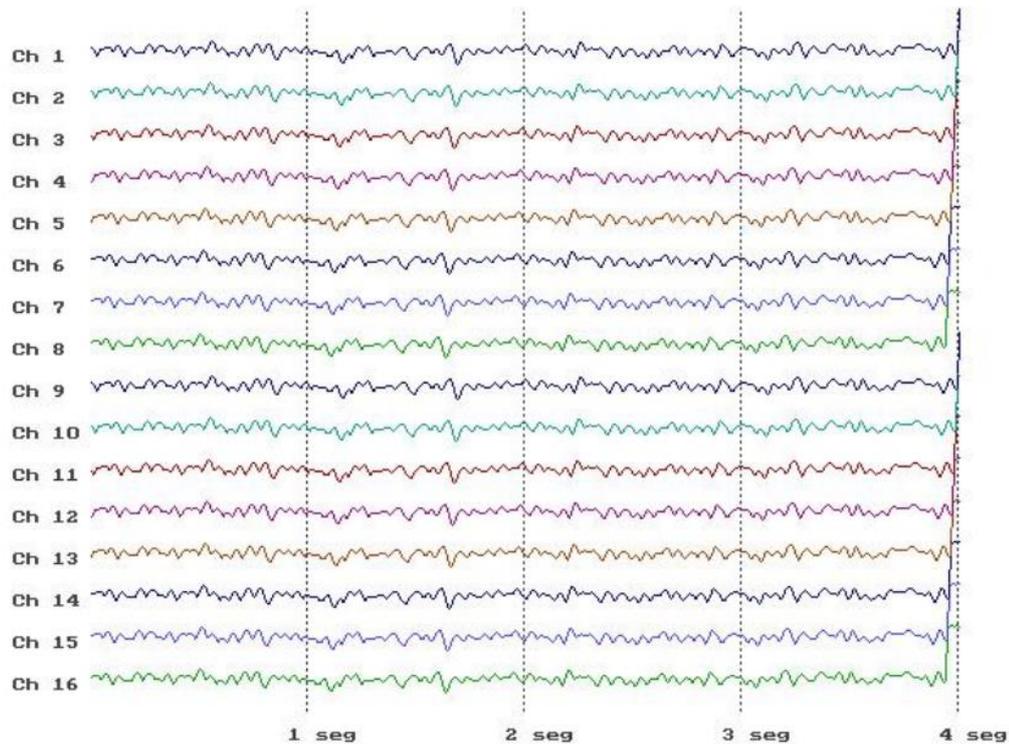


Figura 3 Gráfica de la señal EEG en el PC

Un trabajo de investigación relacionado con señales EEG se llevó a cabo en el año 2008 por Néstor Molina y el PHD Robin Álvarez de la Escuela Politécnica Nacional (Quito-Ecuador) con el tema “Sistema de monitoreo de las ondas cerebrales (electroencefalograma o EEG) presentes en el sueño: análisis de frecuencia y coherencia del EEG en ambos hemisferios”, con el cual se pretendía analizar la frecuencia y coherencia del EEG en ambos hemisferios cerebrales durante el sueño (Molina Néstor, 2008)

El sistema desarrollado pretendía ser portátil económico en la parte del hardware, mientras que en el software se requería una lectura cada 5 o 10 segundos de una señal sin interferencia y ruido alguno.

El sistema fue conformado por 5 etapas como se puede observar en la Figura 4, donde las partes principales son: un amplificador de instrumentación, filtros, un acondicionador, conversor A/D y un conversor de voltaje TTL a estándar PC, y una interface gráfica utilizando el GUIDE de MATLAB.

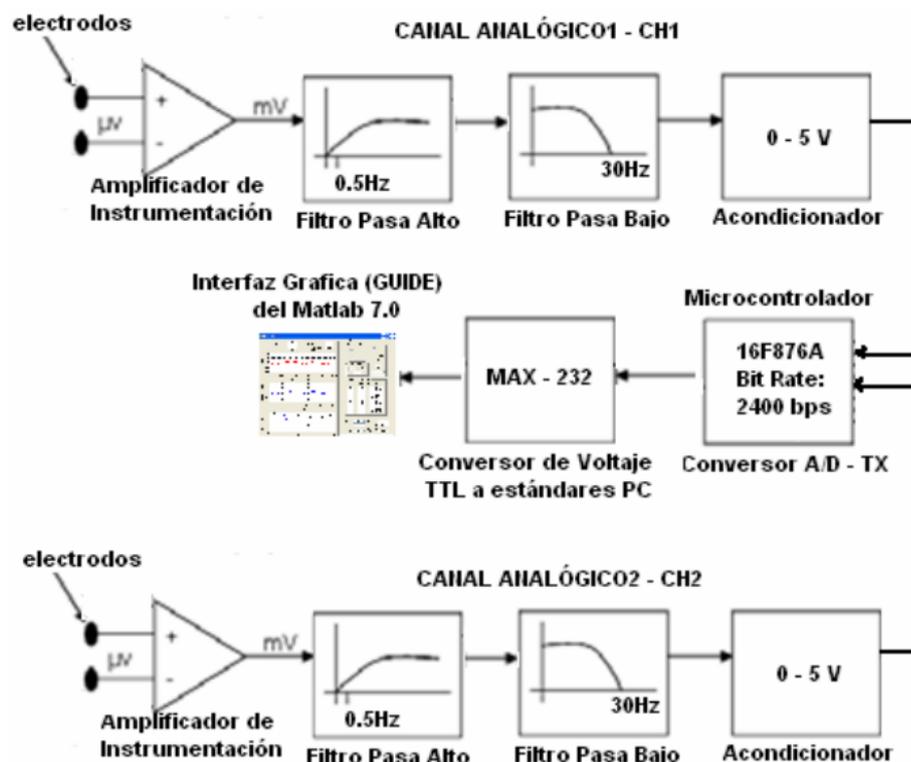


Figura 4 Diagrama de bloques EEG de 2 canales propuesto

En la etapa de amplificación se construyó con operacionales TL084 que opera con una ganancia diferencial de 7642 que amplifican las ondas

eléctricas cerebrales captadas por 4 electrodos ubicados en las zonas de la corteza cerebral. También se cuenta con filtros pasivos pasa altos con frecuencias de corte de 0,5Hz para eliminar niveles de voltaje DC presentes en el cerebro.

En la etapa de filtrado de la señal comprende filtros activos pasa bajos, los Butterworth, cuya frecuencia de corte es de 30Hz debido a que la frecuencia de trabajo es de 0,5 a 30Hz. La función es eliminar las señales de impurezas de ruido y para atenuar la interferencia de la línea de transmisión de 50 /60Hz y sus armónicos.

El acondicionamiento de la señal se realiza mediante el PIC 16F876A en el rango de trabajo entre 0 y 5V. En este controlador se realiza la conversión A/D de la señal ingresada, indispensable para poder transmitir la señal digital EEG hacia el computador. La transmisión de la señal se lleva a cabo mediante el MAX232 que convierte las señales TTL del microcontrolador a voltajes del puerto serial de la computadora.

La Figura 5 indica la interface GUIDE de MATLAB, mediante esta se realizó la recepción de los datos de la señal EEG de los dos canales almacenando las variables en vectores diferentes. Durante este proceso las perturbaciones son eliminadas mediante filtros digitales.

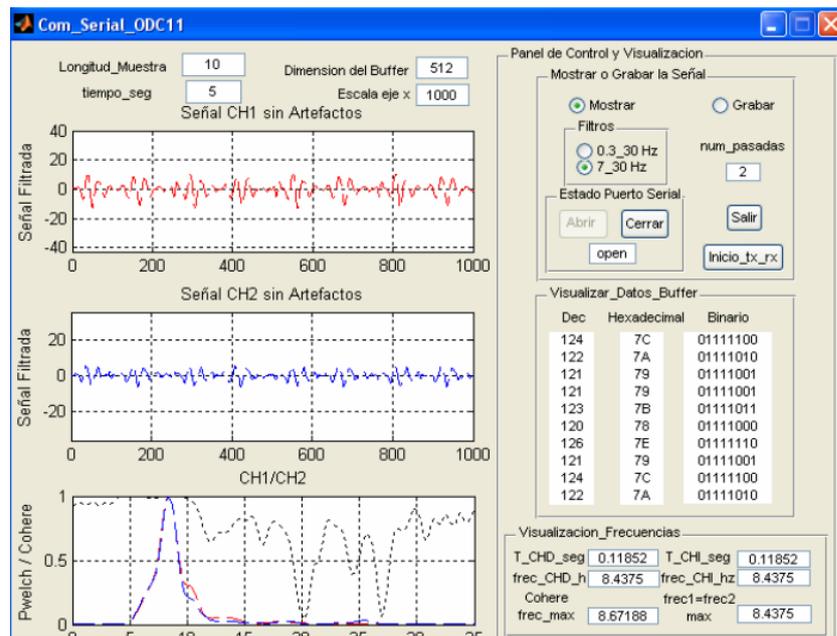


Figura 5 Interface en GUIDE MATLAB

Este sistema permitió observar la evolución en frecuencia y coherencia cerebral de ambos lóbulos cerebrales, fue claro y notorio la variación de las fases de sueño durante toda la noche, esto permitió dar veracidad a la teoría levantada por la humanidad en cuanto al avance del estudio de las ondas cerebrales en el sueño.

El prototipo dejó el camino abierto para más implementación en hardware y software según los requerimientos y aplicaciones, pues se puede implementar un mayor número de canales.

En el año 2009 se realizó una tesis llamada “Wireless ECG/EEG with the MSP430 Microcontroller” (Hornos, 2009) realizada por Tamas Hornos de la Universidad de Glasgow en la que su principal objetivo fue diseñar un

dispositivo inalámbrico de ultra-baja potencia para monitoreo EEG y ECG a una frecuencia de 868MHz y con capacidad de transmisión a corto alcance.

En la figura 6 se puede observar el diagrama funcional del sistema que incluye 3 etapas: monitor, receptor y computador.

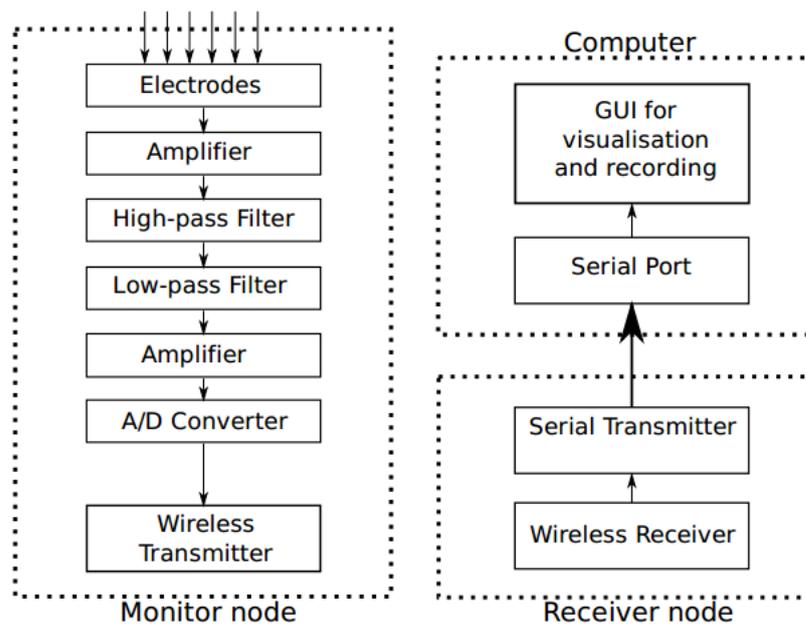


Figura 6 Diagrama del sistema

El monitor está conformado por el amplificador INA126E para la señal de los electrodos, filtro para altos y pasa bajos, un microcontrolador MSP430F2013 que cuenta con convertor A/D y el transmisor Wireless CC1101.

El receptor por su parte constaba de una placa experimental fabricada por Texas Instruments con un controlador MSP430FG4618/F2013 y el transmisor modificado CC1101 como receptor.

La tercera parte que es el computador tiene como objetivo recoger y almacenar las muestras adquiridas, utiliza como sistema operativo GNU/Linux. El software para el trazado de la señal en tiempo real es el Gnuplot, 2009.

El prototipo cumplió con todas las especificaciones, y funcionó como se esperaba, este resultado se visualiza en la Figura 7, sin embargo, se dejó libre a ser mejorado aún más. Por ejemplo se puede aumentar la capacidad del número de canales, canales adicionales podrían añadir la capacidad de controlar varias áreas del cerebro simultáneamente. El uso de canales adicionales puede ser alcanzable con un multiplexor.

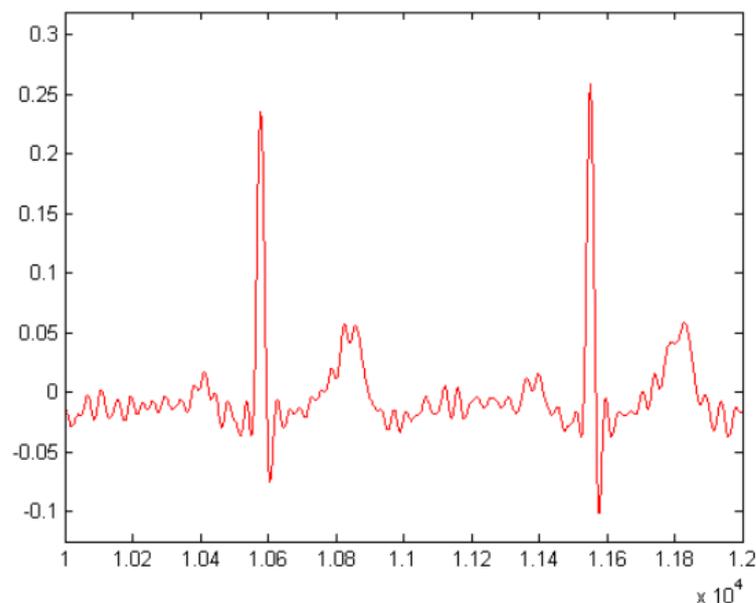


Figura 7 Señal ECG en el dominio del tiempo

En la Universidad Autónoma de ciudad Juárez en el año 2010 se realizó el trabajo de investigación “Tratamiento de señales de Electroencefalograma”(Alcántar Liliana, 2010), este proyecto buscaba

hacer el muestreo de un canal y manipular la señal de tal manera de obtener una lectura más eficiente desarrollando un electroencefalograma con mayores canales para la lectura del cerebro en su totalidad.

El sistema de adquisición de señales está dividido por 3 etapas: la adquisición de la señal cerebral, la conversión A/D y la interface humano-máquina como se puede observar en la Figura 8.



Figura 8 Diagrama de bloques del sistema

La adquisición de la señal se realiza mediante electrodos, esta señal es amplificada por bioamplificadores INA118. Para el filtrado se utilizaron filtros MAX295 tipo Butterworth para eliminar el ruido y frecuencias mayores a 33Hz.

En la etapa de conversión A/D primero se requirió un sumador/divisor, pues la señal se encontraba en un rango de -5 a +5V, por medio de este se consiguió obtener una señal positiva en un rango de 0 a +5V necesario para el PIC12F675, el cual contiene cuatro canales configurables de entrada ADC con resolución de 10bits.

La interface humano-máquina se diseñó con el software Qt4 con lenguaje C++ de forma nativa, el cual es libre y de código abierto. La ventaja del software fue la creación de ventanas realización de eventos directamente en C++, haciendo que la compilación sea más rápida y que el sistema no necesite demasiados recursos para su inicialización.

Este trabajo de investigación logró cumplir con su objetivo general, logrando adquirir una señal del cerebro y realizar varias etapas de amplificación y filtrado, así como mandar la información vía RS232 a la computadora con un microcontrolador. El computador que se utilizó contaba con un sistema operativo Linux (Ubuntu 9.10) satisfaciendo así, la implementación de Software Libre.

En el año 2011 en la Escuela Politécnica del Ejército, campus Latacunga, Ernesto Lana realizó la tesis para ingeniería con el tema: "Control de un brazo robótico mediante ondas generadas por la actividad cerebral"(Guerrón Nancy, 2011), este proyecto pretendía extraer información correspondiente a condiciones específicas mediante EEG para controlar un brazo robótico.

El sistema propuesto se puede observar en la Figura 9 en el que se resaltan las etapas de amplificación y prefiltrado de la señal, la adquisición de datos y el análisis de la señal EEG para poder controlar el brazo robótico.

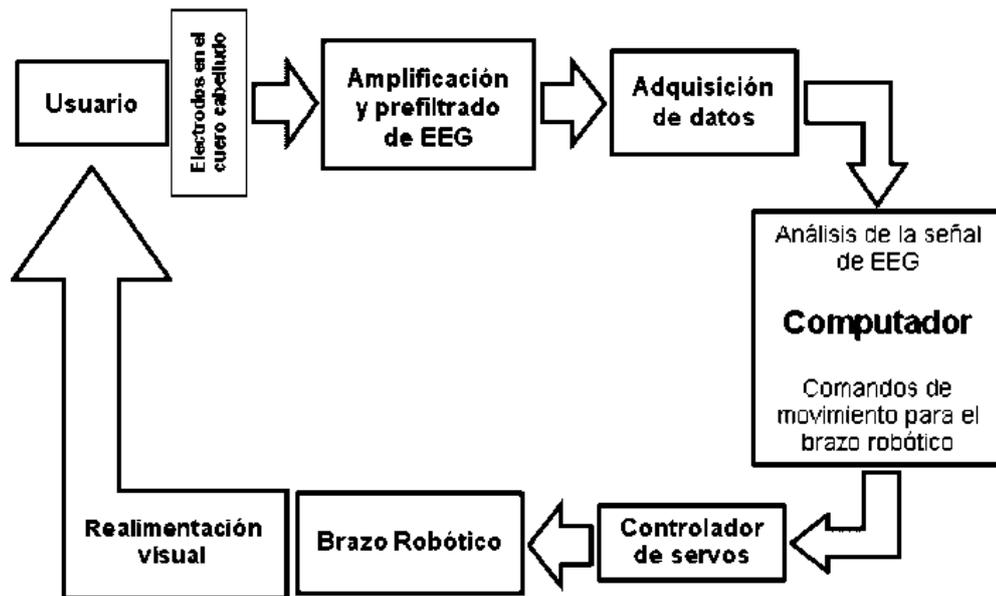


Figura 9 Diagrama de bloques del sistema

Para la etapa de amplificación y prefiltrado de la señal se utilizó el Sistema de Mediciones Biomédicas KL-700. Este módulo está compuesto por una unidad principal KL-71001, que permite acondicionar la señal, y una unidad específica para EEG KL-73004 que se encarga de la medición de la señal EEG.

El software computacional usado para el tratamiento de la señal fue LabView de National Instruments que se encargó del análisis de la señal y el control de los servos del robot, la interface realizada permite analizar el umbral de detección mediante la actividad de la onda alfa y el estímulo visual como se puede observar en la Figura 10.

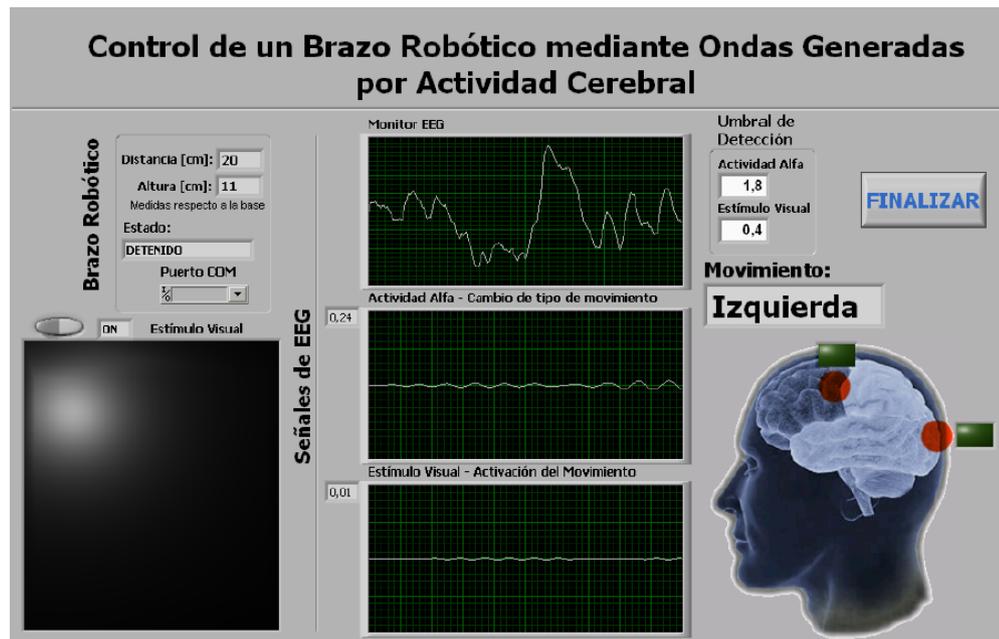


Figura 10 Interface realizada en LabView

La limitante de este proyecto fue poseer un solo canal de registro, por esta causa el control del brazo robótico no pudo ser eficiente debido a la imposibilidad de localizar actividad mental relacionada con rasgos específicos, además, para un mejor reconocimiento y diferenciación de rasgos de la actividad cerebral se recomendó adicionar componentes como electromiogramas, imágenes por resonancia magnética y electrooculogramas.

<b>AÑO</b>	<b>PAIS</b>	<b>UNIVERSIDAD</b>	<b>AMPLIFICACION</b>	<b>FILTROS</b>	<b>CONTROLADOR</b>
<b>2004</b>	MEXICO	INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL UNIDAD CULHUACAN	AD620	Pasa altos - Pasa bajos de capacitores tipo Bessel MAX281	MICROPROCESADOR AMD586
<b>2008</b>	ECUADOR	ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL	TL084	Pasa bajos - Butterworth	PIC 16F876A
<b>2009</b>	REINO UNIDO	UNIVERSIDAD DE GLASGOW	INA126	Pasa altos - Pasa bajos	MSP430F2013
<b>2010</b>	MEXICO	UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CIUDAD JUAREZ	INA118 - AD8222	Pasa bajos MAX295 - Butterworth	PIC 12F675
<b>2011</b>	ECUADOR	ESCUELA POLITÉCNICA DEL EJÉRCITO LATACUNGA	KL-71001	Pasa banda	SSC - 32

Tabla 1 Tabla resumen del estado del arte (Parte1)

<b>AÑO</b>	<b>SISTEMA OPERATIVO/ SOFTWARE</b>	<b>INVESTIGACION</b>	<b>DIAGNOSTICO</b>
<b>2004</b>	WINDOWS/C	Diagnóstico y localización de enfermedades neurológicas.	El sistema registra y almacena digitalmente la señal EEG en forma portátil.
<b>2008</b>	WINDOWS/ MATLAB	Adquisición de ondas cerebrales en el sueño de sujetos y visualización en tiempo real.	Se evidencia la variación de las fases de sueño durante toda la noche.
<b>2009</b>	WINDOWS/C	Monitoreo de ondas EEG y ECG con frecuencia de 868MHz con corto rango de transmisión vía Wireless.	Prototipo no terminado pero funcional.
<b>2010</b>	UBUNTU/C++	Desarrollo de un circuito de captación y acondicionamiento de señales cerebrales por computador utilizando software libre.	Se logró adquirir una señal del cerebro y realizar varias etapas de amplificación y filtrado, así como mandar la información vía RS232 a la computadora con un microcontrolador, utilizando Ubuntu.
<b>2011</b>	WINDOWS/ LabView	Controlar un brazo robótico a través de actividad mental, por medio de un PC.	El poseer un solo canal de registro causa que el control del brazo robótico no pueda ser sofisticado, debido a la imposibilidad de localizar actividad mental relacionada con rasgos específicos.

Tabla 2 Tabla resumen del estado del arte (Parte2)

## 1.5 SISTEMAS EMBEBIDOS

Un sistema embebido o empotrado es un sistema de computación diseñado para realizar una o algunas pocas funciones dedicadas, frecuentemente en un sistema de computación en tiempo real. Los sistemas embebidos se diseñan para cubrir necesidades específicas.

El sistema embebido forma parte de un conjunto más amplio, como puede ser una máquina, un electrodoméstico u otro sistema más amplio. Su misión consiste en resolver una pequeña del conjunto que tiene que resolver la máquina en cuestión. En un sistema embebido la mayoría de los componentes se encuentran incluidos en la placa base (la tarjeta de vídeo, audio, módem, etc.) y muchas veces los dispositivos resultantes no tienen el aspecto de lo que se suele asociar a una computadora.

Por lo general los sistemas embebidos se pueden programar directamente en el lenguaje ensamblador del microcontrolador o microprocesador incorporado sobre el mismo, o también, utilizando los compiladores específicos, pueden utilizarse lenguajes como C o C++; en algunos casos, cuando el tiempo de respuesta de la aplicación no es un factor crítico, también pueden usarse lenguajes interpretados como JAVA.

Los programas de sistemas embebidos se enfrentan normalmente a tareas de procesamiento en tiempo real.

Algunos ejemplos de sistemas embebidos podrían ser dispositivos como un taxímetro, un sistema de control de acceso, la electrónica que controla una máquina expendedora o el sistema de control de una fotocopiadora entre otras múltiples aplicaciones, sistemas de transporte, desde cintas transportadoras, sistemas robotizados hasta vehículos de transporte de todo tipo. (S.L., 2008)

### 1.5.1 Mikromedia DSPIC33FJ256GP710



Figura 11 Módulo Mikromedia dsPIC33

La Figura 11 muestra el módulo Mikromedia dsPIC33, que es un sistema de desarrollo compacto con periféricos conectados que permiten el desarrollo de aplicaciones con contenidos multimedia. La parte central del sistema es un microcontrolador dsPIC33FJ256GP710A de 16 bits, posee

módulos integrados como MP3, pantalla táctil de TFT 320x240, acelerómetro, conector USB, conector de audio, ranura para tarjetas MMC/SD, memoria flash 8 Mbity otros, mostrados en la Figura 12.

El Mikromedia es compacto y delgado, esta característica es necesaria para realizar aplicaciones portables o móviles, ya que, encaja perfectamente en la palma de la mano y su transportación tiene gran facilidad al contar con un suministro de energía mediante baterías.

Entre las especificaciones encontramos una fuente de poder de 5V DC vía cable USB, el consumo de energía es de 77mA cuando los módulos incorporados se encuentran inactivos, las dimensiones son de 81,2 x 60,5 cm. con peso de 50gr.

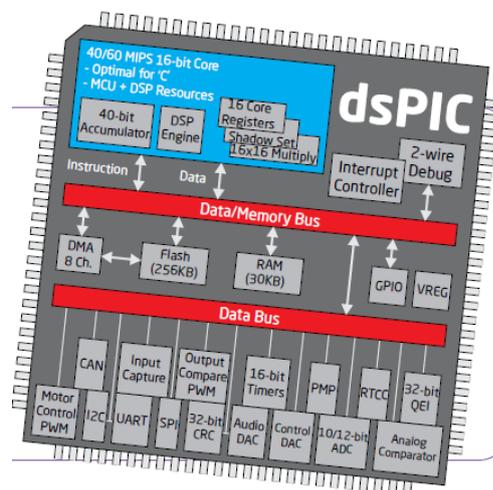


Figura 12 Microcontrolador dsPIC33FJ256GP710A

El microcontrolador es de alto rendimiento y entre sus principales características se puede mencionar su rango de funcionamiento es de 3,0 a 3,6V con una temperatura de -40°C a +85°C, la memoria de programación

es de 256KB, tiene 85 pines programables para entradas o salidas tolerantes hasta 5V, convertidores análogo-digital con resolución de 10 o 12 bits, para comunicación con dispositivos externos se puede utilizar el módulo UART que transmite a alta velocidad.



Figura 13 Software de programación

Para la programación del módulo se requiere del software Visual TFT de MikroElektronika, este nos permite el diseño de ventanas e interface de manera gráfica, pues cuenta con imágenes prediseñadas como botones, barras, líneas, etc. además emplea el compilador MikroC PRO for dsPIC, entre las ayudas con las que cuenta están las librerías y herramientas factibles para el trabajo, la Figura 13 muestra los 2 diferentes software a emplearse.

Al ser instalado se cuenta además con ejemplos diseñados para empezar a conocer el uso y funcionamiento del software en poco tiempo, para la obtención de actualizaciones gratuitas se requiere de la adquisición de la licencia original del compilador que también incluye soporte técnico.

## **CAPÍTULO 2**

### **ESTUDIO DE SEÑALES EEG**

#### **2.1 HISTORIA DE LOS ELECTROENCEFALÓGRAFOS**

En 1770 Luigi Galvani fue el primero en publicar sobre la existencia de “electricidad intrínseca animal”. En 1848 y 1949 el alemán Emil du Bois Raymond escribió un libro de dos volúmenes llamado “Investigaciones sobre la electricidad animal”.

En 1870 los médicos militares del ejército prusiano, Fritsch y Hitzig, utilizando los cuerpos de los soldados caídos en la batalla de Sedán observaron que al estimular mediante corriente galvánica determinadas áreas laterales de cerebros descubiertos se producían movimientos en el lado opuesto del cuerpo.

En 1875 Richard Caton confirmó que el cerebro es capaz de producir corrientes eléctricas y Ferrier experimentó con corriente farádica. Como resultado hacia finales de siglo tenían suficientes pruebas de que el cerebro de los animales posee propiedades eléctricas comparables a las encontradas en los nervios y en los músculos.

En 1913 Prawdycz-Neminski utilizando un galvanómetro de cuerda describió por primera vez los distintos ritmos cerebrales captados en cerebros de perros de acuerdo con su frecuencia, 10 a 15, 20 a 32 ciclos por segundo, definiendo estas oscilaciones con el término de electrocerebrograma. Todos los experimentos se realizaban sobre cerebros descubiertos, al ser los cambios eléctricos muy pequeños y sin procedimiento de amplificación era imposible registrar los impulsos que alcanzaran el exterior del cráneo aún de haberse sospechado de su existencia.

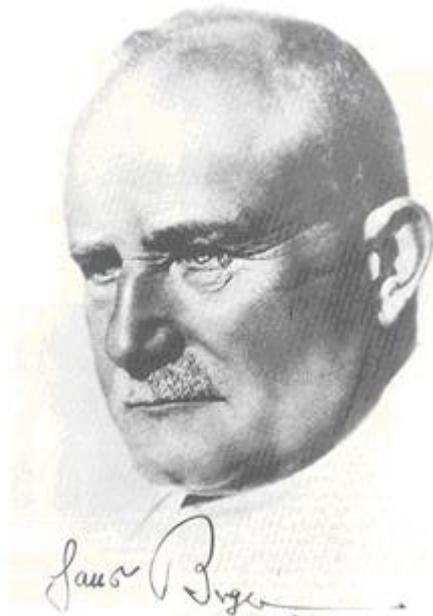


Figura 14 Hans Berger

En 1924 Hans Berger, padre del EEG humano (Figura 17), después de una serie de estudios efectuó el primer registro de las oscilaciones rítmicas del cerebro de un joven de 17 años usando electrodos de aguja y un galvanómetro de cuerda. En 1929 publicó la actividad eléctrica cerebral espontánea en humanos, en donde se definieron los registros con el

nombre de electroencefalograma. En 1930 designo a las ondas con las letras griegas alpha a las oscilaciones de menor frecuencia y beta a las de mayor frecuencia.

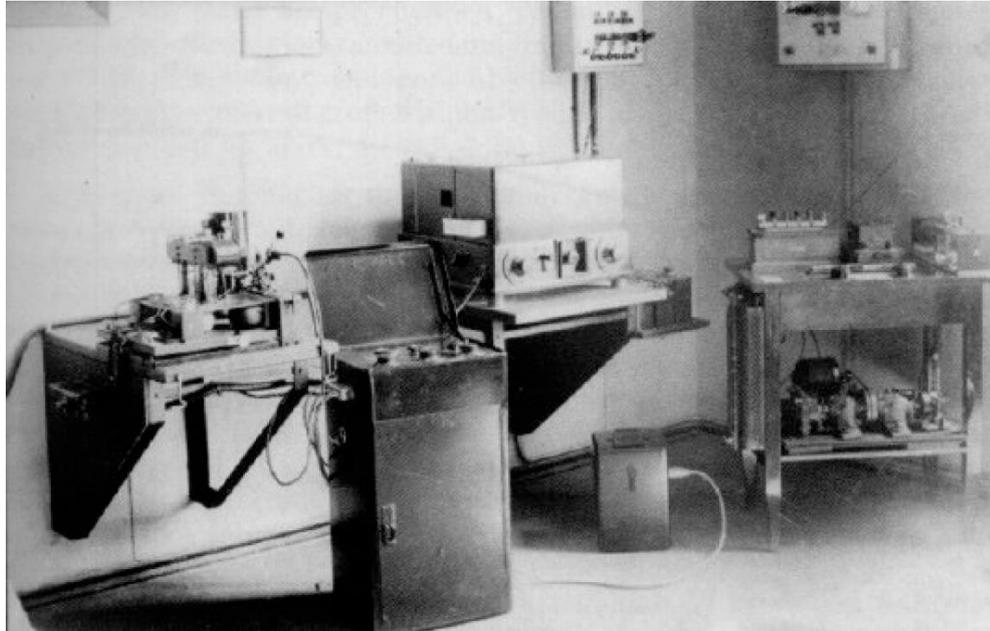


Figura 15 Electroencefalógrafo utilizado por Hans Berger

El primer registro de actividad eléctrica cerebral colocando los electrodos en contacto directo con la corteza cerebral llevada a cabo por Forester y Altenburger en 1935, fue nombrado electrocorticografía. El fisiólogo y electroencefalografista Alexander Forbes, trabajó en las etapas iniciales de amplificación utilizando tubos de vacío que en 1960 fueron reemplazados por transistores que mejoraron los registros gráficos y facilitaron los manejos computarizados de los electroencefalogramas(Navarro).

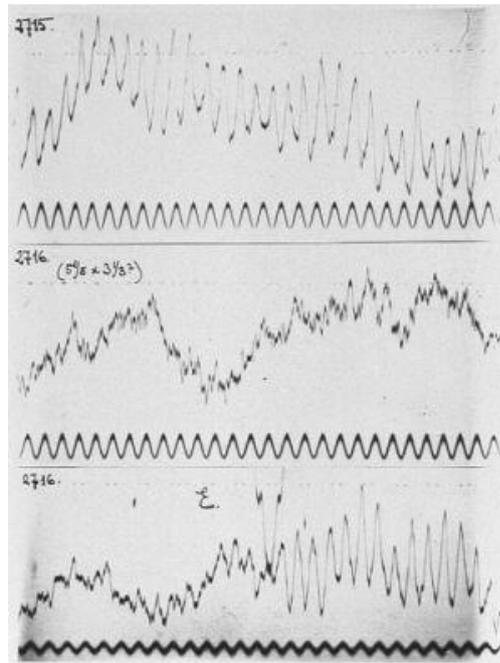


Figura 16 Electroencefalogramas de Hans Berger

## 2.2 ESTANDARES DE LA SEÑAL EEG CON SUS DIFERENTES FRECUENCIAS

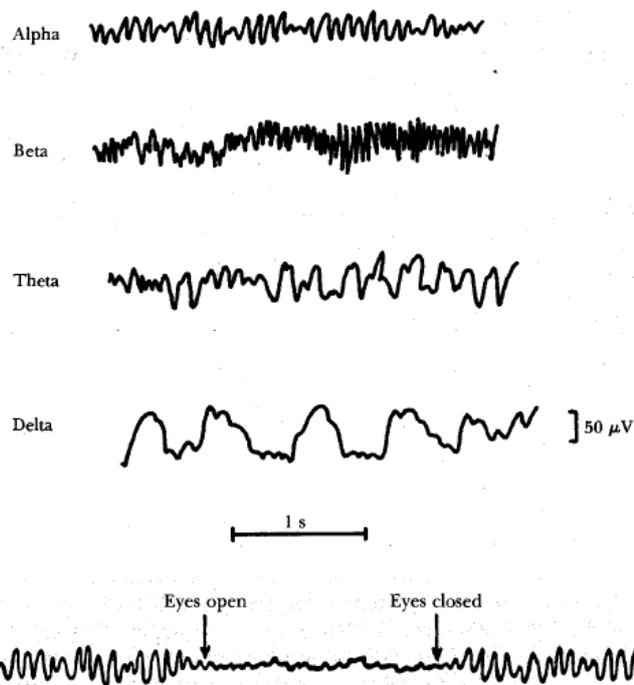


Figura 17 Ritmos normales de un electroencefalograma

Las señales EEG poseen amplitudes que van desde los 10 mV en registros sobre el córtex, a 100  $\mu$ V en la superficie del cuero cabelludo. Las frecuencias de las ondas varían entre 0.5 y 100 Hz y dependen del grado de actividad del córtex cerebral. Los ritmos normales se clasifican en ritmos delta, theta, alpha y beta ( $\delta$ ,  $\theta$ ,  $\alpha$  y  $\beta$ ) como se observan en la figura 20, aunque algunas veces no poseen formas concretas.

Las ondas  $\alpha$  poseen frecuencias entre 8 y 13 Hz. Se registran en sujetos normales despiertos, sin ninguna actividad y con los ojos cerrados, se localiza sobre todo en la zona occipital. La amplitud de estas ondas está comprendida entre 20 y 200  $\mu$ V.

Las ondas  $\beta$  poseen frecuencias entre 14 y 30 Hz, aunque pueden llegar hasta 50 Hz, se las registra en las regiones parietal y frontal. Se dividen en dos tipos fundamentales de comportamiento muy distinto,  $\beta_1$  y  $\beta_2$ . Las ondas  $\beta_1$  tienen una frecuencia doble a las ondas  $\beta_2$  y se comportan de forma parecida. Las ondas  $\beta_2$  aparecen cuando se activa intensamente el SNC (sistema nervioso central) o cuando el sujeto está bajo tensión.

Las ondas  $\theta$  poseen frecuencias entre 4 y 7 Hz y se presentan en la infancia aunque los adultos las pueden presentar en situaciones de stress y frustración. Se las localiza en las zonas del parietal y temporal.

Las ondas  $\delta$  poseen frecuencias inferiores a 3.5 Hz y se presentan durante el sueño profundo, en la infancia y en enfermedades orgánicas cerebrales graves.

RITMOS	FRECUENCIAS(Hz)	REGISTRO	REGIÓN
<b>Ondas <math>\alpha</math></b>	7,5 a 13	Sujetos normales despiertos en reposo y con los ojos cerrados.	Zona occipital
<b>Ondas <math>\beta</math></b>	13 a 35	Sujeto despierto en condiciones normales.	Regiones parietal, frontal y central.
<b>Ondas <math>\theta</math></b>	3.5 a 7.5	Infancia y adultos con stress emocional y frustración. Adormecimiento en adultos.	Zona temporal.
<b>Ondas <math>\delta</math></b>	0.5 a 3.5	Sueño profundo, en la infancia primaria y en enfermedades orgánicas cerebrales graves.	Variable en función de la región afectada. En sueño, difusa.

Tabla 1 Resumen de los ritmos normales de un electroencefalograma

### 2.3 ADQUISICIÓN DE SEÑALES EEG

El proceso de adquisición para las ondas EEG se basa en el registro y evaluación de los potenciales eléctricos generados por el cerebro y obtenidos por medio de electrodos situados sobre la superficie del cuero cabelludo.

### 2.3.1 Electrodo

Para el proceso de adquisición de las señales EEG se requiere de algunos elementos como son: electrodo, amplificador de instrumentación y filtros digitales. Los electrodos son aquellos que se encargan de captar las diferentes señales u ondas cerebrales.



Figura 18 Electrodo

### 2.3.2 Tipos de electrodos

- Electrodo superficial

Son aplicados sobre el cuero cabelludo que se adhieren mediante una pasta conductora.

- Electrodo adherido

Son pequeños discos metálicos de 5 mm de diámetro. Se adhieren con pasta conductora y se fijan con colodión que es aislante. Aplicados correctamente dan resistencias de contacto muy bajas (1-2 kilo ohmios).

- Electrodo de contacto

Consisten en pequeños tubos de plata clorada roscados a soportes de plástico. En su extremo de contacto se colocan una almohadilla que se humedece con solución conductora. Se sujetan al cráneo con bandas elásticas y se conectan con pinzas de cocodrilo. Son de colocación muy fácil, pero incómodos para el paciente. Por esto no permiten registros de larga duración.

- Electrodo en casco de malla

Los electrodos están incluidos en una especie de casco elástico. Existen cascos de diferentes tamaños, dependiendo de la talla del paciente. Se sujetan con cintas a una banda torácica. Como características más importantes presentan la comodidad de colocación, la comodidad para el paciente en registros de larga duración, su gran inmunidad a los artefactos y la precisión de su colocación, lo que los hace muy útiles en estudios comparativos, aunque para sacar provecho de esta característica es precisa una técnica muy depurada.

- Electrodo de aguja

Su uso es muy limitado; solo se emplea en recién nacidos y en UCI. Pueden ser desechables o de uso múltiple. En este caso, su esterilización y manipulación deben ser muy cuidadosos. Todos los electrodos descritos hasta aquí registran solamente la

convexidad superior de la corteza. Para el estudio de la cara basal del encéfalo se utilizan electrodos especiales como el faríngeo, el esfenoidal, y el timpánico.

- Electrodo basales

Estos son aplicados sobre la base del cráneo sin necesidad de procedimiento quirúrgico.

- Electrodo quirúrgicos

Este tipo de electrodos se emplea durante una cirugía por lo que el neurocirujano es el que los manipula. Pueden ser duros, corticales o intracerebrales

### 2.3.3 Posicionamiento de los electrodos

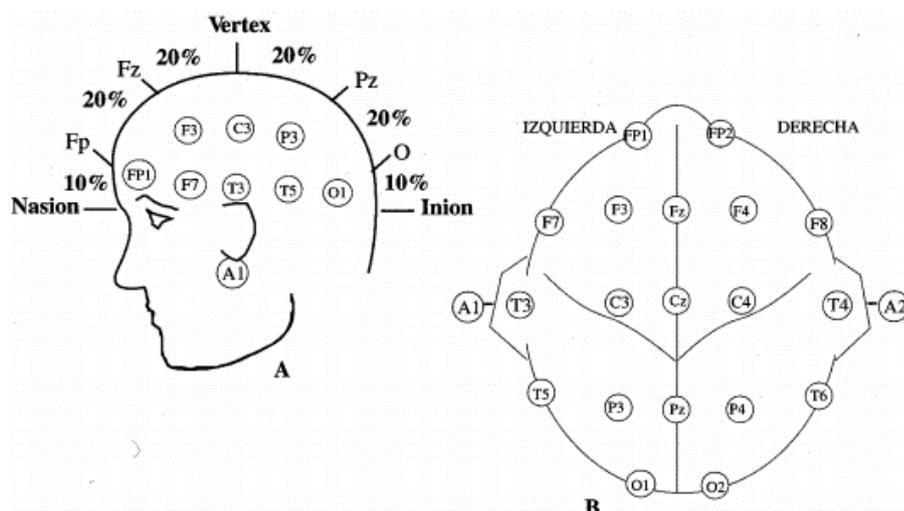


Figura 19 Distribución de electrodos

En un electroencefalograma se emplea electrodos superficiales o basales, la distribución de los electrodos más utilizada actualmente es el sistema internacional también conocido como Diez-Veinte. Según este sistema tenemos:

- Medir la distancia entre el Nasion y el Inion pasando por el Vertex. El 10% de esta distancia sobre el Nasion señala el punto Fp (Frontal Polar). El 10% de esta distancia sobre el Inion señala el punto O (Occipital).
- Entre los puntos FP y O se sitúan otros tres puntos espaciados a intervalos iguales. Estos tres puntos son, de delante hacia atrás, el Fz (Frontal) el Cz (Central o Vertex) y el Pz (Parietal).
- Se mide la distancia entre los puntos preauriculares pasando por el Vertex (Cz). El 10% de esta distancia marca la posición de los puntos temporales mediales, T3 (izquierdo) y T4 (derecho).
- Un 20% de la medida por encima de los puntos temporales medios se colocan los electrodos C3 (izquierda) y C4 (derecha).
- Los electrodos F3 y F4 están situados de forma equidistante entre el punto frontal medio (Fz) y la línea de electrodos temporales.
- Los electrodos P3 y P4 equidistan entre el punto P medio y la línea de los electrodos temporales.
- Se mide la distancia entre el punto medio Fp y el punto medio O a través de T3. El 10% de esta distancia a través de Fp corresponde a

los electrodos FP1 y FP2. El 10% de esta distancia a través de O corresponde a los electrodos O1 y O2.

- A un 10% de los temporales T3 y T4 se sitúan los electrodos auriculares A1 y A2 respectivamente.

## **2.4 PATOLOGÍAS DE LAS SEÑALES EEG**

Los pacientes con lesiones cerebrales, las cuales se pueden producir por tumores o accidentes cerebrovasculares, presentan ondas de EEG inusualmente bajas, según el tamaño y la ubicación de la lesión.

El electroencefalograma puede utilizarse para diagnosticar trastornos que afectan la actividad cerebral, como la enfermedad de Alzheimer, algunas psicosis y un trastorno del sueño conocido como narcolepsia.

También puede emplearse para determinar la actividad eléctrica global del cerebro, por ejemplo, para evaluar traumatismos, intoxicación por consumo de drogas o el alcance del daño cerebral en pacientes en coma, o para controlar el flujo sanguíneo del cerebro durante procedimientos quirúrgicos.

En los electroencefalogramas se pueden observar una serie de ondas eléctricas generadas por neuronas de la corteza cerebral, las cuales indican la actividad del cerebro, éstas varían tanto frecuencia como

amplitud dependiendo de la edad y el estado del individuo, en la figura 21 se puede apreciar como son las ondas de individuos según la edad.

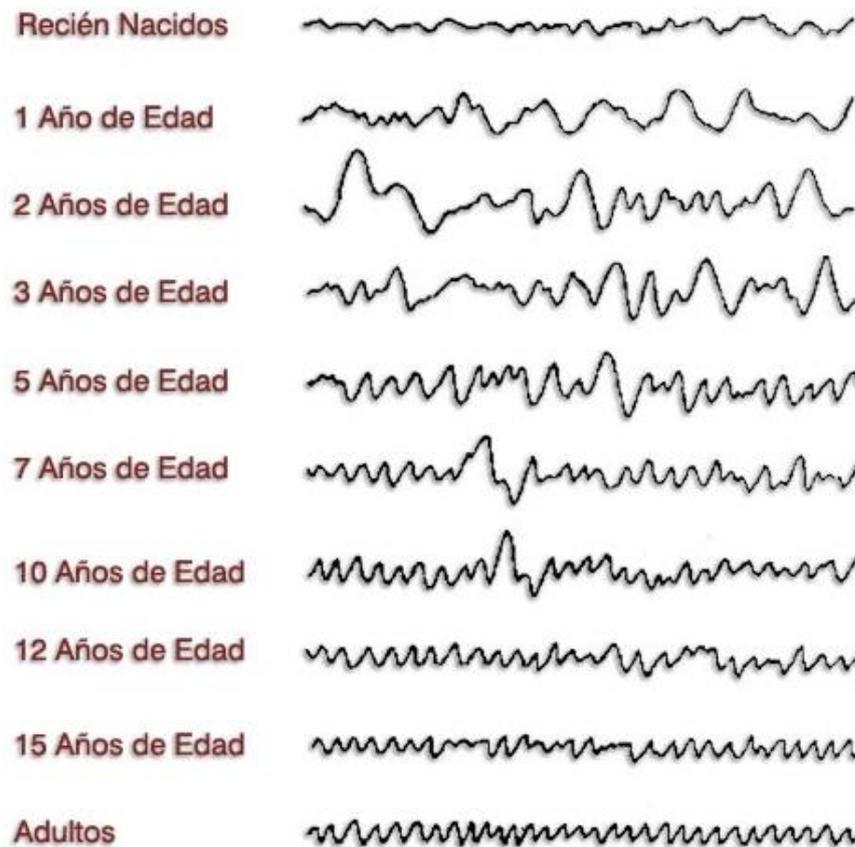


Figura 20 Cambios de los registros electroencefalográficos en función de la edad

Las ondas de los EEG también varían de acuerdo al nivel de conciencia y actividad mental del individuo, como se muestra en la figura 22, en la que por ejemplo una persona adulta, despierta y con los ojos cerrados presenta en el EEG un predominio del ritmo Alfa en la región parietal-occipital, pero al realizar un estímulo predomina el ritmo Beta.

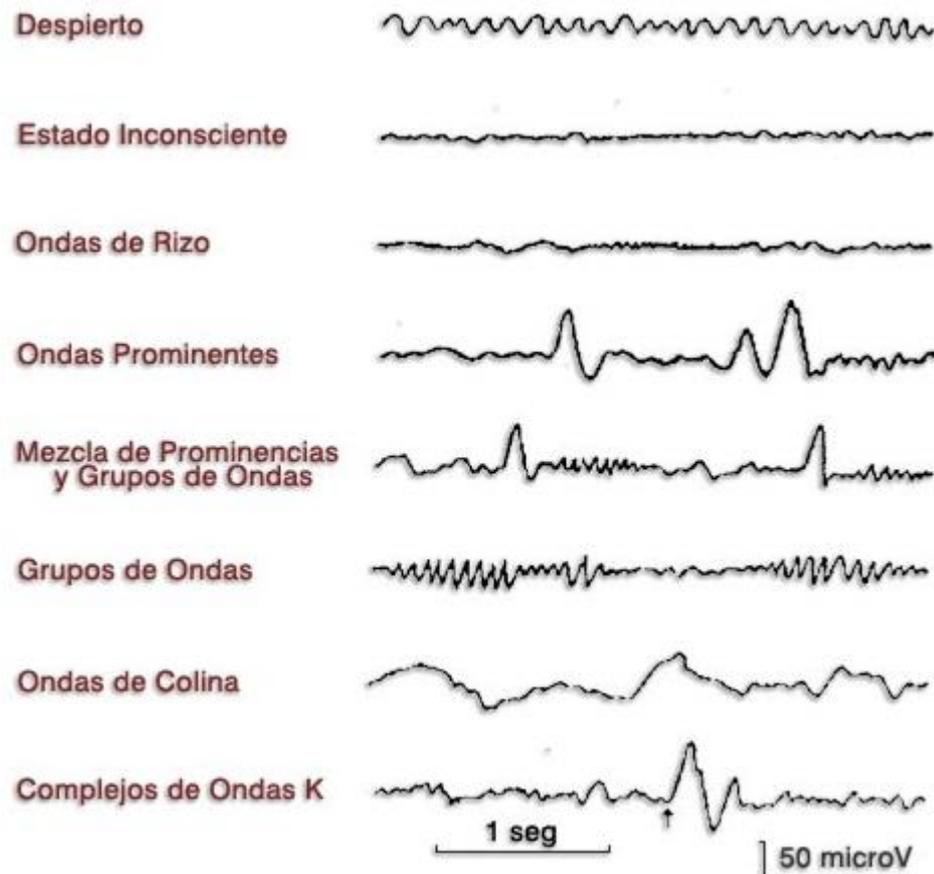


Figura 21 Cambios de las ondas del EEG de un sujeto normal que dependen del nivel de conciencia

Las señales EEG durante el sueño provocan de forma cíclica cambios espectrales muy notables, siendo cualquier desviación indicativa de una patología cerebral. La frecuencia de las ondas en el sueño va disminuyendo progresivamente, aunque pueden aparecer ondas transitorias rápidas como puntas, ondas V y complejos K. Además se suelen registrar conjuntamente otras variables fisiológicas como el EOG (electrooculograma), el ECG (electrocardiograma), el EMG (electromiograma) y la frecuencia respiratoria que ayudan a determinar la profundidad del sueño del sujeto en observación.

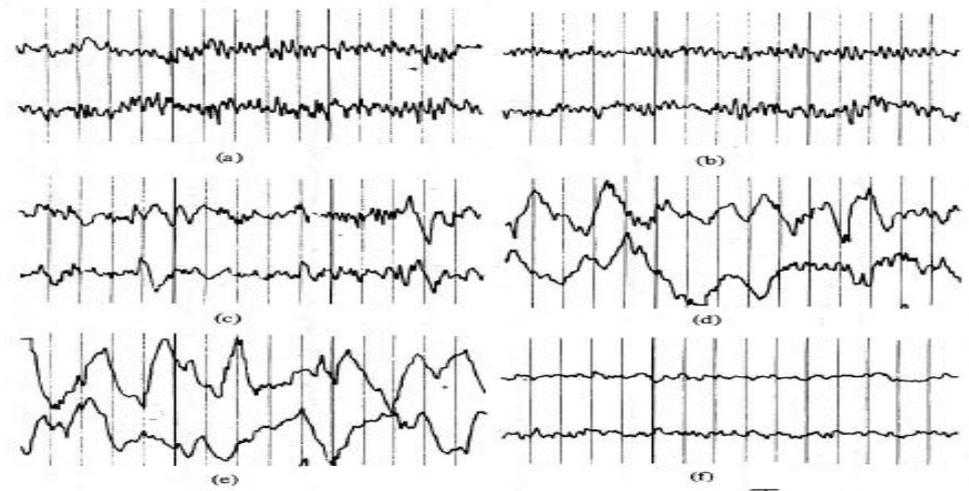


Figura 22 Señales EEG humanas típicas para diferentes estados del sueño

En los diferentes estados del sueño; una persona atenta y despierta, presenta por lo general un EEG de alta frecuencia asíncrono, como se muestra en la parte a de la figura 23; una persona somnolienta, particularmente con los ojos cerrados, produce a menudo una gran cantidad de actividad rítmica en el margen de 8 a 13Hz como se observa en la parte b de la figura 23.

El sueño más profundo, ver partes c, d y e de la figura 23, produce por lo general ondas todavía más lentas y de mayor amplitud. Sin embargo, en algunas ocasiones una persona incluso estando profundamente dormida, presenta espontáneamente una forma de EEG de alta frecuencia, asíncrona, durante un rato y luego vuelve a la forma de sueño de baja frecuencia.

El periodo de EEG de alta frecuencia que se produce durante el sueño se denomina sueño paradójico, por cuanto el EEG se parece más al de una persona despierta, atenta, que al de una persona dormida. Otro nombre es movimiento ocular rápido (REM) debido a que asociado con el EEG de alta frecuencia hay una gran cantidad de movimiento rápido de los ojos por debajo de los párpados cerrados. Este fenómeno se asocia a menudo con los sueños, si bien no se ha probado de forma concluyente que los sueños estén relacionados con el REM.

Ondas cerebrales	Frecuencia	Estado mental
Onda delta	0,5 - 3 Hz	sueño profundo
Onda theta	4 - 7 Hz	sueño ligero
Onda alfa	8 - 13 Hz	despierto, relajado
Onda beta	14 Hz	despierto, excitado

Figura 23 Frecuencias de las ondas cerebrales en los estados del sueño y despierto

Otro de los principales usos del EEG es el diagnóstico y localización de la epilepsia, que tiene su origen en una activación excesiva de parte o de todo el SNC.

Existen tres tipos de epilepsia: la epilepsia generalizada (abarca todo el cerebro), la parcial (sólo afecta una parte del cerebro) y una de difícil clasificación (no corresponde a ninguno de los dos tipos anteriores).

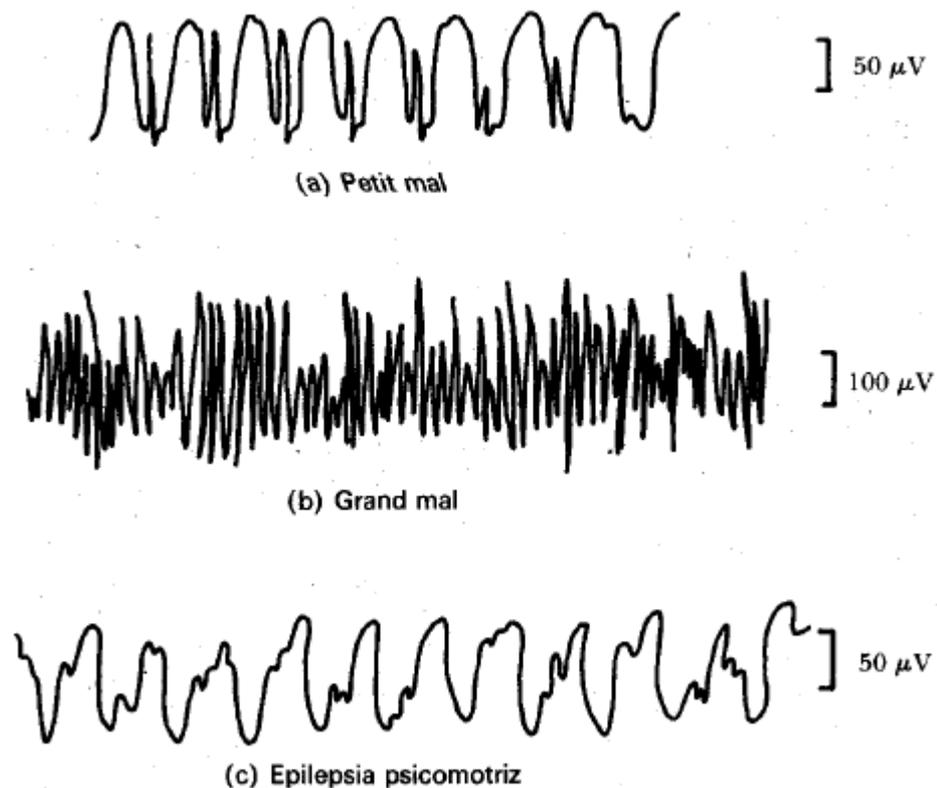


Figura 24 Electroencefalograma de distintos tipos de epilepsia

Las crisis más frecuentes que se presentan en sujetos que sufren de epilepsia son las crisis tónico-clónicas (gran mal), las crisis mioclónicas y las crisis de ausencia. Las crisis tónico-clónicas parecen tener origen en la hiperexcitabilidad o anormalidad de las neuronas del sistema de activación reticular.

Las descargas se expanden por todo el sistema nervioso dando lugar a convulsiones del cuerpo entero que dura desde algunos segundos hasta 3

o 4 minutos, después de este ataque el sujeto puede permanecer inconsciente hasta una hora. En la fase tónica del EEG se presentan ondas de frecuencia igual a las ondas  $\alpha$  pero de mayor amplitud y registrables desde cualquier punto del córtex.

Durante las crisis mioclónicas el sujeto experimenta un ataque parecido al tónico-clónico, pero el proceso termina rápidamente sin que el sujeto pierda la conciencia. En la crisis de ausencia el sujeto presenta de 5 a 20 segundos de inconciencia con contracciones musculares en la cabeza, volviendo a la actividad que estaba desarrollando antes del ataque. En este caso el EEG muestra puntas y ondas características conocidas como petit mal.

Las epilepsias parciales suelen ser causadas por lesiones cerebrales orgánicas focales como tumores, traumatismos, tejido destituido, entre otros. Algunas crisis parciales tienen síntomas motores, sanatosensoriales, con trastornos de la conciencia, etc. La crisis psicomotriz presenta ondas rectangulares de frecuencia entre 2 y 4 Hz con ondas superpuestas de 14 Hz (Giménez, 2006).

La Enfermedad de Alzheimer es una enfermedad degenerativa del cerebro para la cual no existe recuperación. La enfermedad ataca las células nerviosas en todas las partes de la corteza del cerebro lenta e inexorablemente, así como algunas estructuras circundantes, deteriorando

así las capacidades de la persona de gobernar las emociones, reconocer errores y patrones, coordinar el movimiento y recordar. La persona afligida pierde toda la memoria y funcionamiento mental.

Aproximadamente la mitad de las personas en los hospicios para ancianos y casi la mitad de todas las personas mayores de 85 años sufren de la Enfermedad de Alzheimer.

Para su diagnóstico clínico se realizan una serie de pruebas físicas, neuropsicológicas y neuropsiquiátricas, complementadas con tests de laboratorio y pruebas de neuroimagen. A pesar de ello, su diagnóstico es impreciso y debe confirmarse tras la muerte, con un estudio histológico de muestras cerebrales.

La Enfermedad de Alzheimer es una enfermedad cortical que produce un procesamiento anormal de la información a nivel neuronal. Por lo tanto, es de esperar que este comportamiento esté relacionado con cambios medibles en la actividad cerebral.

En este sentido, la señal del electroencefalograma (EEG) contiene suficiente cantidad de información relevante acerca de la actividad cerebral, como para detectar los síntomas producidos por el trastorno (Anónimo).

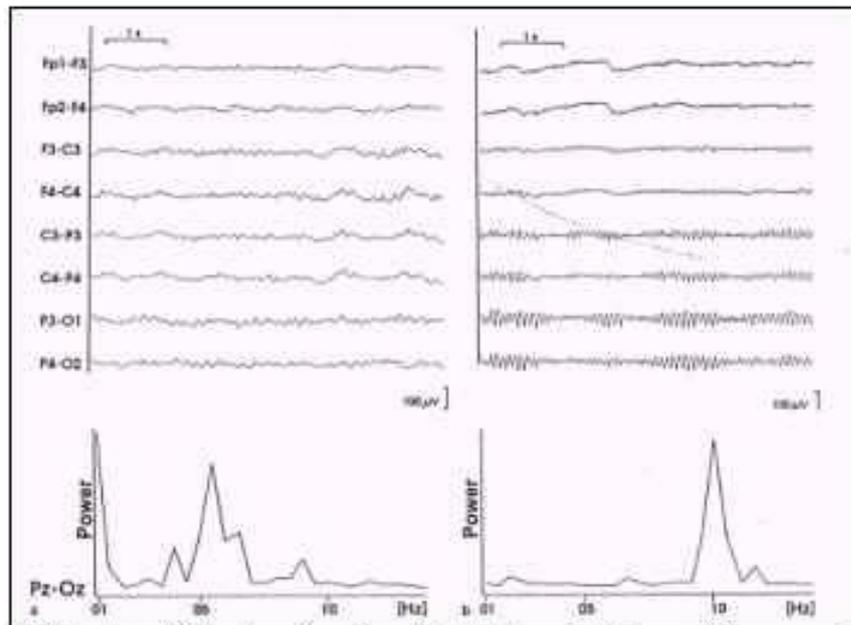


Figura 25 EEG de un paciente con la enfermedad de Alzheimer leve (a) en comparación al diagnóstico normal (b) en la región parietal-occipital

La enfermedad de Parkinson (EP), también conocida como Parkinsonismo idiopático, parálisis agitante o simplemente párkinson, es un trastorno neurodegenerativo crónico que conduce con el tiempo a una incapacidad progresiva, producido a consecuencia de la destrucción, por causas que todavía se desconocen, de las neuronas pigmentadas de la sustancia negra. Frecuentemente clasificada como un trastorno del movimiento, la enfermedad de Parkinson también desencadena alteraciones en la función cognitiva, en la expresión de las emociones y en la función autónoma.

Esta enfermedad representa el siguiente trastorno neurodegenerativo por su frecuencia, situándose por detrás de la enfermedad de Alzheimer.

Está extendida por todo el mundo y afecta tanto al sexo masculino como al femenino, siendo frecuente que aparezca a partir del sexto decenio de vida.

El diagnóstico de la misma se apoya en la detección de la característica tríada rigidez-temblor-bradikinesia y en la ausencia de síntomas atípicos, aunque también tiene importancia la exclusión de otros posibles trastornos por medio de técnicas de imagen cerebral o de analíticas sanguíneas.

El diagnóstico de Parkinson, puede llegar a revestir una gran complejidad en la diagnosis en la que es comun que aparezca en los primeros estadios de la enfermedad, cuando los síntomas que el paciente presenta pueden ser atribuidos a otros trastornos. Consecuencia directa de este hecho es la elaboración de diagnósticos erróneos.

Es importante dentro de la semiología de la enfermedad de Parkinson, realizar un exhaustivo interrogatorio para averiguar otras posibles causas que diferencien a la enfermedad de Parkinson con otros posibles síndromes extrapiramidales, ya que de inicio no existe una diferencia clara en el diagnóstico por las características clínicas que son compartidas por otros trastornos del movimiento.

Los accidente cerebrovascular (ACV), infarto cerebral o apoplejía se caracteriza por un déficit neurológico ocasionado por una disminución importante del flujo sanguíneo cerebral, de forma anormalmente brusca o bien, por la hemorragia originada por la rotura de un vaso cerebral.

Las enfermedades cerebrovasculares constituyen, en la actualidad, uno de los problemas de salud pública más importante. Son la tercera causa de muerte en el mundo occidental, la primera causa de invalidez permanente entre las personas adultas y una de las principales causas de déficit neurológico en el anciano. El ACV en niños de 0 a 14 años son los que tienen más facilidad de recuperación, debido a que tienen un cerebro flexible y joven.

El daño cerebral supone una rotura en la trayectoria vital del paciente y, por su elevado coste sociosanitario, condiciona las situaciones familiares, sociales e institucionales.

El EEG ha sido utilizado en numerosos estudios como una herramienta de ayuda en el diagnóstico de demencias.

La demencia es un síndrome clínico caracterizado por deterioro de varios dominios cognitivos, lo suficientemente grave como para interferir en el funcionamiento personal y social del sujeto. Para establecer la existencia del síndrome, el deterioro cognitivo global debe afectar la memoria en sus

diversas formas y al menos una de las otras áreas cognitivas, como son el pensamiento abstracto, juicio, lenguaje, praxias, gnosis, trastornos constructivos, visuoespaciales y cambios en la personalidad. No deben existir trastornos del nivel del sensorio que impidan evaluar el estado mental del sujeto. La presencia de deterioro intelectual debe evidenciarse en relación con el desempeño cognitivo previo del paciente.

El deterioro de la actividad funcional del sujeto en las actividades básicas de la vida diaria, como asearse, vestirse, comer, transportarse, es otro parámetro fundamental en el diagnóstico de demencia. El diagnóstico de demencia es clínico y se basa en la conducta de un sujeto; no se puede ni se debe determinar sólo a través de estudios complementarios: neurorradiológicos, neurofisiológicos o de laboratorio (Flores-Río de la Loza, 2005).

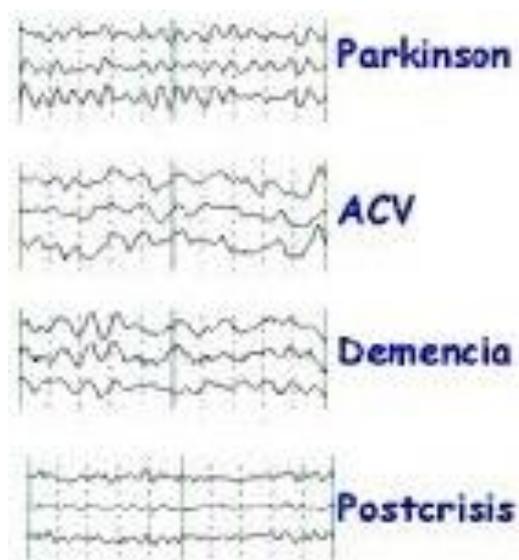


Figura 26 EEG de Parkinson, Accidente cerebrovascular (ACV), Demencia y Postcrisis

## **CAPÍTULO 3**

### **DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO EEG**

#### **3.1 DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO EEG**

El prototipo EEG a diseñarse en el presente proyecto captará las señales EEG de 16 electrodos a través de una tarjeta de adquisición de señales EEG, dispondrá de una pantalla TFT gráfica Touch con la cual se seleccionarán las opciones de operación del prototipo y se visualizará las señales fisiológicas del cerebro, este prototipo será portátil con una autonomía mínima de 4 horas y de dimensiones pequeñas de tal forma que el paciente pueda cargarlo sin causarle incomodidad, dispondrá de una unidad de Bluetooth para transmitir inalámbricamente las señales biológicas EEG a un PC el cual dispondrá de una interface HDMI para captar las señales del prototipo, visualizarlas y almacenarlas.

El prototipo será implementado en tarjetas impresas para garantizar un funcionamiento óptimo.

### 3.1.1 Requerimientos del prototipo EEG

De acuerdo a la propuesta del proyecto se empleará el módulo Mikromedia dsPIC33 que es una tarjeta embebida cuya unidad de procesamiento es el dsPIC33FJ256GP710A y que dispone de una pantalla Touch Screen de 320x240 pixeles para visualizar las señales obtenidas, además ésta controlará la etapa de adquisición de señales EEG y enviará vía Bluetooth al PC.

De acuerdo a estas consideraciones los requerimientos para el diseño del presente prototipo son:

- Alimentación eléctrica vía USB al módulo Mikromedia dsPIC33, el mismo que dispone de una batería para darle la autonomía de 4 horas.
- 16 entradas analógicas con el acoplamiento hombre instrumento para captar las señales fisiológicas del cerebro.
- Conversor análogo digital de 8 canales que muestree simultáneamente cada uno de los canales con una resolución de 24 bits.
- Controlador inteligente para multiplexación, codificación de la señal adquirida de los 8 canales y envío de la información al módulo Mikromedia.
- Módulo Mikromedia dsPIC33 con pantalla Touch Screen de 320x240 pixeles y procesador dsPIC33FJ256GP710A.

- Transmisión inalámbrica vía Bluetooth con el computador.
- Soporte de memoria del módulo Mikromedia dsPIC33 mediante una memoria micro SD de 1Gb.

### 3.2 ESQUEMA GENERAL DEL PROTOTIPO EEG

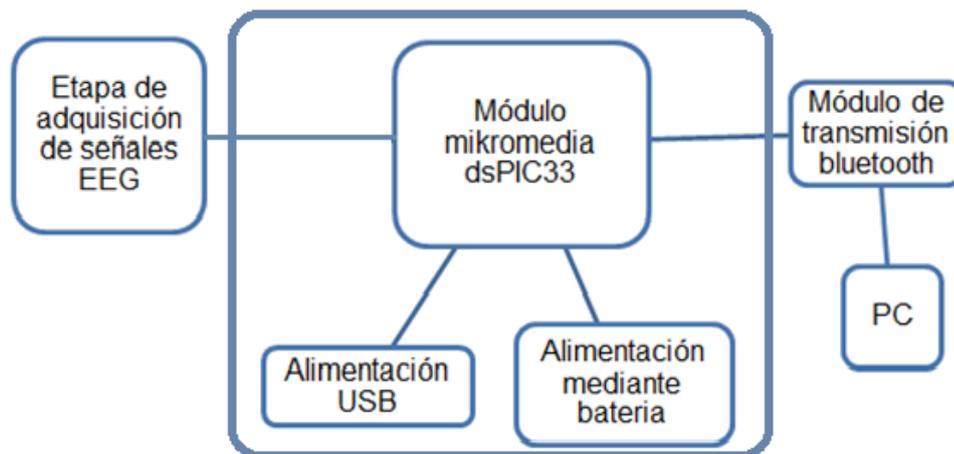


Figura 27 Esquema general del prototipo.

El prototipo EEG consta de 3 etapas, una de adquisición de señales para lo cual se empleara una tarjeta embebida disponible en el mercado y que cumpla con los requerimientos del proyecto, la segunda etapa dada por el módulo Mikromedia dsPIC33 el cual se encarga de la recepción, tratamiento, gráfica y envío de datos vía UART, finalmente la tercera etapa consta un módulo Bluetooth disponible en el mercado para enviarlos inalámbricamente hacia un PC.

### **3.3 DISEÑO DE LA ETAPA DE ADQUISICIÓN DE DATOS**

#### **3.3.1 Descripción**

La etapa de adquisición de datos consiste en tomar un conjunto de señales físicas, convertirlas en tensiones eléctricas y digitalizarlas de manera que se puedan procesar en un controlador o una computadora.

Es necesario que la señal física pase por una serie de etapas como circuitos a base de amplificadores de instrumentación, filtros y conversores análogo digitales que le permitan al controlador o computadora ser capaz de interpretar la señal enviada.

Una vez que las señales eléctricas se transformaron en digitales, se las puede procesar con un programa de aplicación adecuado al uso que el usuario desea.

#### **3.3.2 Requerimientos de la etapa de adquisición**

La etapa de adquisición de acuerdo a la funcionalidad del prototipo debe tener los siguientes requerimientos:

- La etapa de adquisición debe tener mínimo 22 entradas.

- Debe tener amplificadores de instrumentación especializados para la adquisición de EEG con una alta relación de rechazo al modo común (RRMC).
- Debe tener filtros pasa bajos para eliminar frecuencias fuera del rango de interes.
- Debe tener filtros rechaza banda para eliminar interferencia de la red electrica.
- Debe tener conversores de alta resolución mínimo de 24 bits.
- Debe tener una adecuada tasa de conversión que permita evitar el aliasing mediante una frecuencia de muestreo adecuada.
- Debido a que esta etapa va a ser conectada al módulo micromedia debe tener una interface compatible con las interfaces de dicho módulo.

De acuerdo a estas características la etapade adquisición tiene el siguiente esquema (figura 28) para ajustarse a los requerimientos básicos del prototipo.



Figura 28 Etapa de adquisición de datos

### 3.3.3 Opciones para la tarjeta de adquisición EEG

El avance en los estudios de los potenciales bioeléctricos del cuerpo humano ha permitido el desarrollo de sistemas embebidos de adquisición

de datos que facilita la implementación de sistemas complejos para análisis de dichas señales.

En el mercado existen diferentes tarjetas de adquisición de señales EEG utilizando chips pre programados configurables que se ajustan a las necesidades del usuario como la EVAL-AD7716 diseñada por AnalogDevices, MAX11040K DE MaximIntegrated y la ADS1299EEG-FE de Texas Instruments, descritas en las tablas 4, 5 y 6.

#### **3.3.3.1 Tarjeta EVAL-AD7716**

La tarjeta EVAL-AD7716 utiliza como procesador principal el circuito integrado AD7716, cuenta con 4 canales, conversor análogo digital con resolución de 22 bits.

Este ADC de alta resolución es ideal para sistemas de adquisición de datos biomédicos, tales como ECG y EEG, así como aplicaciones de adquisición de datos general.

La tarjeta tiene cuatro buffers de entrada, una referencia de voltaje, un oscilador de cristal, circuitos de interface de salida, y un conector de 25 vías de tipo D.

## EVAL-AD7716

Características Generales	Descripción
Número de canales	4
Resolución	22 bits
Fuente de alimentación	$\pm 5$ VDD-VSS
Potencia de operación	50mW
Error de ganancia	1% FSR max
Error en la salida	0,2% FSR max
Ruido	11uV rms max
Rango de muestreo	570kHz
Frecuencia de entrada	584Hz, 292 Hz, 146 Hz, 73Hz, 36.5Hz
Frecuencia de corte del filtro pasa bajos	146 Hz
Rango de entrada	$\pm 2,5$ V
Capacitancia de entrada	10 pFtyp
Corriente de entrada de BIAS	1 nAtyp
VINH, input high voltaje	2,4 V min
VINL, input low voltaje	0,8 V max
IIN, Input current	
SDATA, <u>RFS</u>	$\pm 10$ -130 uAmax
<u>TFS</u>	$\pm 10$ -650 uAmax
CIN, input capacitance	10 pFmax
VOH, Output highvoltaje	2,4 V min
VOL, Output lowvoltaje	0,4 V max
Entrada de referencia	2,4 V min/2,6 V max
AVDD	4,75 V min/5,25 V max
DVSS	4,75 V min/5,25 V max
IDD	7,5 mAmax
ISS	2,5 mAmax

Tabla 2 Características generales EVAL-AD7716

### 3.3.3.2 Tarjeta ADS1299EEG-FE

La tarjeta ADS1299EEG-FE cuenta con el circuito integrado ADS1299, de bajo nivel de ruido, convertor análogo digital con resolución de 24 bits, ocho canales para aplicaciones de EEG. La interface de control digital SPI es proporcionada por la placa base MMB0 Modular EVM que se conecta a la placa de evaluación ADS1299EEG FE.

#### ADS1299EEG-FE

Características Generales	Descripción
Número de canales	8
Resolución	24 bits
AVDD - AVSS	-0.3V a +5.5V (5V)
DVDD - DGND	-0,3V a +3,9V (1,8V)
AVDD - DVDD	-2.1V a 3,6 V
AVSS - DGND	-3V a +0,2V
Vref – AVSS	AVSS -0,3V a AVDD +0,3V
Entrada analógica -AVSS	AVSS -0,3V a AVDD +0,3V
Potencia de operación	5mW / canal
Ganancia	1, 2, 4, 6, 8, 12, 24
Ancho de banda	662kHz, 332 kHz ,165 kHz, 110 kHz, 83 kHz, 55 kHz, 27 kHz
Ruido	1uVpp (70 Hz)
Rango de muestreo	250SPS-16KSPS (2.048MHz)

Tabla 3 Características generales ADS1299EEG-FE (Parte 1)

**ADS1299EEG-FE**

<b>Características Generales</b>	<b>Descripción</b>
<b>Frecuencia de entrada</b>	584Hz, 292 Hz, 146 Hz, 73Hz, 36.5Hz
<b>Capacitancia de entrada</b>	10 pFtyp
<b>Corriente de entrada de BIAS</b>	300 pA
<b>CI, input capacitance</b>	20 pFmax
<b>Error de ganancia</b>	0,1% ofFS
<b>Voltaje de entrada de referencia</b>	4,5V
<b>Impedancia de entrada</b>	5,6 kΩ
<b>Voltaje de salida</b>	4,5 V
<b>Precisión</b>	±0.2%
<b>Tiempo de puesta en marcha</b>	150ms
<b>Error de lectura</b>	2%
<b>Sensor de temperatura</b>	145mV - 490uV/°C
<b>Señal de prueba</b>	±1, ±2 mV ±2%
<b>Reloj interno</b>	2,048 MHz
<b>Detector de desconexión de canales</b>	SI
<b>Compatibilidad SPI (Serial Interface)</b>	SI
<b>Rango de temperatura de operación</b>	-40°C-85°C

Tabla 4 Características generales ADS1299EEG-FE (Parte 2)

### 3.3.3.3 Tarjeta MAX11040K

La tarjeta MAX11040K es un PCB totalmente montada y probada con 4 canales, ADC, muestreo simultáneo, también incluye software compatible con Windows 2000 y Windows XP que proporciona una sencilla interface gráfica de usuario para el ejercicio de las funciones de la IC.

Para aumentar el número de entradas las tarjetas MAX11040K pueden conectarse en cascada hasta tres placas secundarias.

<b>MAX11040K</b>	
<b>Características Generales</b>	<b>Descripción</b>
<b>Número de canales</b>	4, hasta 32 trabajando en cascada
<b>Resolución</b>	24 bits
<b>VREF interno</b>	2,5 V
<b>VREF externo mínimo</b>	2,3 V
<b>VREF externo máximo</b>	2,7 V
<b>VIN bipolar</b>	$\pm 2,2$ V
<b>Bus de datos</b>	SPI
<b>Rango de muestreo</b>	0,25 KSPS a 64 KSPS
<b>Resolución</b>	0,065%
<b>Fase programable de muestras</b>	0 a 333us
<b>Fuente de voltaje análoga</b>	3,0 V a 3,6 V
<b>Fuente de voltaje digital</b>	2,7 V a VAVDD
<b>Error</b>	0,25%
<b>Referencia interna</b>	2,5 V
<b>SNR</b>	106 dB
<b>SINAD</b>	98 dB

Tabla 5 Características generales MAX11040K

### 3.3.4 Selección de la tarjeta de adquisición EEG

Para la selección de las tarjetas antes descritas se ha escogido los parámetros más sobresalientes de las mismas que se ajusten a los requerimientos del proyecto, en base a los cuales se ha elaborado la siguiente tabla comparativa (tabla 7).

Requerimientos	EVAL-AD7716	ADS1299EEG- FE	MAX11040K
<b>22 entradas (8 canales, bias y referencias)</b>	No Cumple	Cumple	No Cumple
<b>Amplificadores de instrumentación</b>	Cumple	Cumple	Cumple
<b>Filtros ADC 24</b>	Cumple	Cumple	Cumple
<b>Frecuencia de muestreo</b>	No Cumple	Cumple	Cumple
<b>Interface SPI</b>	Cumple	Cumple	Cumple
<b>Fuentes de alimentación compatible con la Mikromedia</b>	No Cumple	Cumple	No Cumple

Tabla 6 Tabla comparativa tarjetas de adquisición

Después de haber realizado un análisis de las diferentes tarjetas de adquisición y con el propósito de cumplir con los requerimientos del

proyecto se seleccionó la tarjeta ADS1299EEG-FE de Texas Instruments ya que posee 8 canales bipolares (16 entradas) con acoplamiento hombre instrumento a través de las entradas REF y BIAS, una resolución del ADC de 24 bits, un multiplexor que ofrece opciones de conmutación configurables, utiliza como fuente de alimentación 5V, 3,3V y 1,8V los cuales pueden ser obtenidos desde el módulo Mikromedia. Las características de la tarjeta ADS1299EEG-FE serán descritas a detalle a continuación.

### 3.3.5 Descripción de la tarjeta de adquisición ADS1299EEG-FE



Figura 29 Tarjeta ADS1299EEG-FE

El elemento principal de la tarjeta es el circuito integrado ADS1299 que tiene un bajo nivel de ruido , bajo consumo de energía , entradas múlticanal, muestreo simultáneo de 24 bits, convertor analogo digital (ADC) con un amplificador de ganancia programable (PGA) . Este

dispositivo integra varias funciones EEG que la hace muy apropiada para aplicaciones de electroencefalografía.

El ADS1299 tiene un multiplexor programable que permite la selección de diferentes entradas como temperatura, suministro, la entrada de los canales, y las mediciones de polarización (BIAS), permite proporcionar una referencia común para todos los canales negativos, seleccionar un electrodo como electrodo de referencia y electrodo de polarización.

La ganancia de la PGA puede ser elegida entre siete opciones (1, 2, 4, 6, 8, 12, y 24). La velocidad de muestreo de datos que ofrece el ADC es de 250 SPS a 16 kSPS. La comunicación con el dispositivo se realiza mediante una interface compatible con SPI. El dispositivo cuenta con cuatro entrada/salida de propósito general (GPIO).

Múltiples dispositivos en cascada pueden estar sincronizados con el pin START. La referencia interna se puede programar a 4,5 V. El oscilador interno genera un reloj de 2,048 MHz(Texas Instruments, 2012).

### 3.3.5.1 Multiplexor del ADS1299

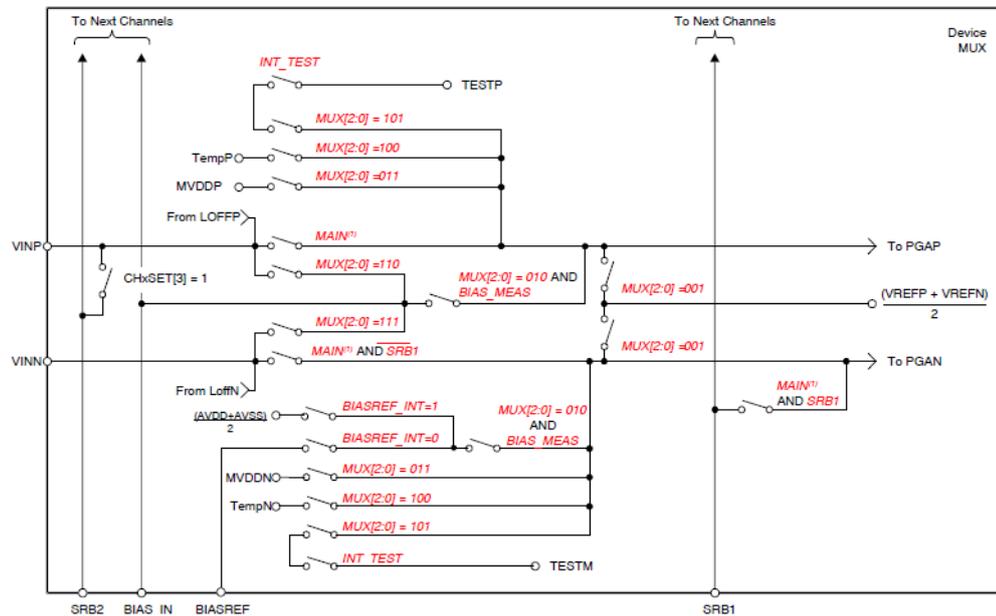


Figura 30 Diagrama de bloques del multiplexor de un canal del ADS1299

El ADS1299 consta de multiplexores en cada canal como se muestra en la figura 30, en la que como señales de entrada están VINP y VINN para cada canal y las señales SRB2 y BIASIN son comunes para todos los canales.

Ajustando el registro CHnSET [2:0] = 001 fija el voltaje de modo común de  $[(VREFP + VREFN)/2]$  para los dos canales de entrada. Este ajuste se puede utilizar para probar el ruido dispositivo inherente al sistema del usuario.

Ajustando el registro CHnSET [2:0] = 101 proporciona señales de prueba generadas internamente para su uso en la verificación del

subsistema en la energización. Las señales de prueba se controlan a través de la configuración del registro CONFIG2, en los que TEST\_AMP controla la amplitud de la señal y TEST\_FREQ controla la frecuencia requerida.

### 3.3.5.2 Sensor de temperatura

El ADS1299 contiene un sensor de temperatura, este sensor utiliza dos diodos internos como se muestra en la figura 31.

El factor de escala de la ecuación de la Figura 31 convierte la lectura de la temperatura en grados Celsius, la lectura de la temperatura es en micro voltios.

$$\text{Temperature (}^{\circ}\text{C)} = \left[ \frac{\text{Temperature Reading (}\mu\text{V)} - 145,300 \mu\text{V}}{490 \mu\text{V}/^{\circ}\text{C}} \right] + 25^{\circ}\text{C}$$

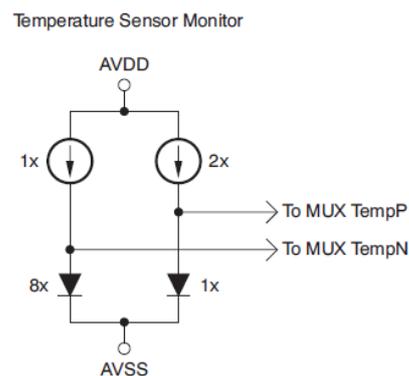


Figura 31 Ecuación de escalamiento y sensor de temperatura.

### 3.3.5.3 Entrada analógica

La entrada analógica del ADS1299 es totalmente diferencial. Hay dos métodos generales de la conducción de la entrada analógica del ADS1299: de un solo terminal o diferencial (como se muestra en la figura 32 y la Figura 33, respectivamente). Cuando la entrada es de un solo terminal, la entrada INN se establece en voltaje de modo común, preferentemente a media escala de voltaje.

Cuando la entrada es diferencial, el modo común está dada por  $[(INP+INN)/2]$ .

Tanto las entradas INP y INN oscilan desde (voltaje común+1/2 Vref) a (voltaje común-1/2VREF). Para un rendimiento óptimo, se recomienda el ADS1299 para ser utilizado en una configuración diferencial.

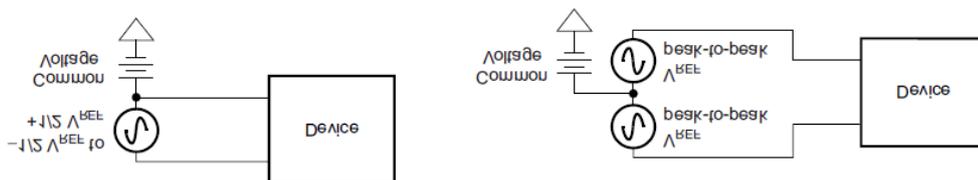


Figura 32 Métodos de entrada: terminal simple y diferencial.

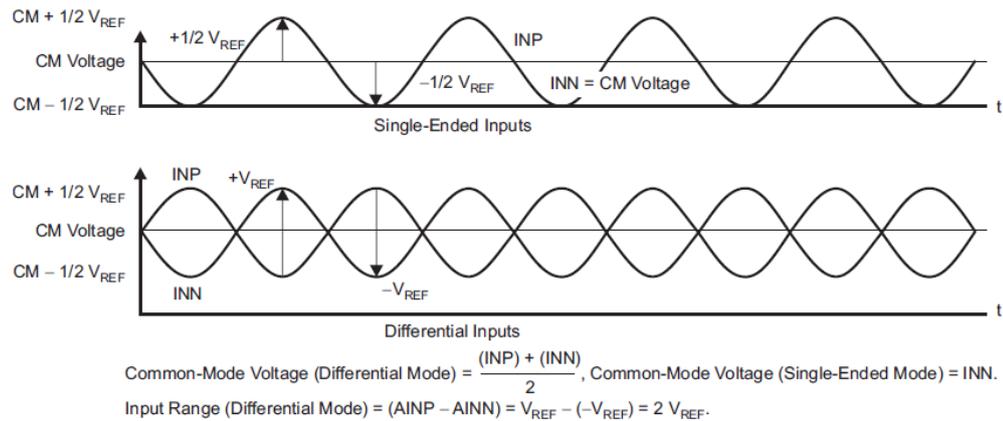


Figura 33 Modos de entrada en simple terminal y diferencial.

### 3.3.5.4 Filtro digital

El filtro digital recibe la salida del modulador y mejora la corriente de datos. Mediante el ajuste de la cantidad de filtrado, las compensaciones se pueden hacer entre la resolución y la velocidad de datos: filtrado mayor para resolución más alta, filtrado menor para las tasas de datos más altas.

Las tasas de datos más altas se utilizan típicamente en aplicaciones de EEG para la detección de lead-off.

El filtro digital en cada canal consiste en un filtro SINC tercer orden. La razón de reducción del filtro SINC se puede ajustar mediante los bits de DR en el registro CONFIG1. Esta configuración es global y afecta a todos los canales y, por lo tanto, todos los canales funcionan a la misma velocidad de datos en un dispositivo.

El filtro SINC atenúa el ruido de alta frecuencia del modulador, entonces diezma el flujo de datos en datos en paralelo. La tasa de diezmado (N) afecta a la velocidad de datos del convertidor.

$$|H(z)| = \left| \frac{1 - Z^{-N}}{1 - Z^{-1}} \right|^3$$

$$|H(f)| = \left| \frac{\sin \left[ \frac{N\pi f}{f_{MOD}} \right]}{N \times \sin \left[ \frac{\pi f}{f_{MOD}} \right]} \right|^3$$

Figura 34 Función de transferencia del filtro SINC.

El ADS1299 proporciona dos métodos para sincronización del dispositivo: interna y externa. Sincronización interna es ideal para baja potencia, sistemas que funcionan con baterías. El oscilador interno se recorta para la precisión a temperatura ambiente.

La selección de reloj está controlada por el pin CLKSEL, 0- externo y 1 - interno, y el bit de registro CLK\_EN en el registro CONFIG1, el cuál activa y desactiva el oscilador de reloj que se emitirá en el pin CLK.

### 3.3.5.5 Salidas

Las salidas del ADS1299 son de 24 bits de datos por canal, el bit más significativo primero. La Tabla 8 resume los códigos de salida ideal para diferentes señales de entrada.

Señal de entrada	Código de salida ideal
$\geq V_{REF}$	7FFFFFFh
$+V_{REF}/(2^{23}-1)$	000001h
0	000000h
$-V_{REF}/(2^{23}-1)$	FFFFFFh
$\leq -V_{REF}/(2^{23}/2^{23}-1)$	800000h

VREF=4.5V

Tabla 7 Código de salida ideal vs señal de entrada

### 3.3.6 Interface SPI de la tarjeta ADS1299EEG-FE

La interface serial compatible con SPI consiste en cuatro señales: CS, SCLK, DIN y DOUT. La interface lee los datos de conversión, lee y escribe en los registros, y controla el funcionamiento ADS1299. La salida DRDY se utiliza como una señal de estado para indicar cuando los datos están listos.

### **3.3.6.1 Selección de chip (CS)**

Selección de chip (CS) debe permanecer en bajo durante todo el período de comunicación en serie. Una vez finalizada la comunicación en serie CS retorna a alto. Cuando se CS es alto, la interface serie se resetea, SCLK y DIN son ignorados, y DOUT entra en un estado de alta impedancia.

### **3.3.6.2 SCLK**

SCLK es la señal de reloj de la interface periférica serial (SPI), la cual cambia los comandos y desplaza los datos del dispositivo. A pesar de que la entrada tiene histéresis, se recomienda mantener SCLK lo más limpia posible para evitar fallos.

Para un solo dispositivo, la velocidad mínima requerida para SCLK depende del número de canales, número de bits de resolución, y la tasa de datos de salida. La recuperación de datos se puede lograr colocando el dispositivo en modo RDATA o mediante la emisión de una orden de RDATA.

### 3.3.6.3 Pin de entrada de datos (DIN)

El pin de entrada de datos (DIN) se utiliza junto con SCLK para comunicarse con los ADS1299 (comandos de código de operación y registro de datos). Los datos sobre DIN se desplazan hacia dentro en el flanco descendente de SCLK.

### 3.3.6.4 Pin de salida de datos (DOUT)

El pin de salida de datos (DOUT) se usa con SCLK para leer la conversión y registrar los datos de la ADS1299. Los datos sobre DOUT se desplazan hacia fuera en el flanco ascendente de SCLK.

En la figura 35 se muestra el comportamiento de las señales de la interface SPI, en la que se puede apreciar que los datos de salida son en secuencia el status\_register y los datos de cada canal, mientras que DIN permanece siempre en bajo.

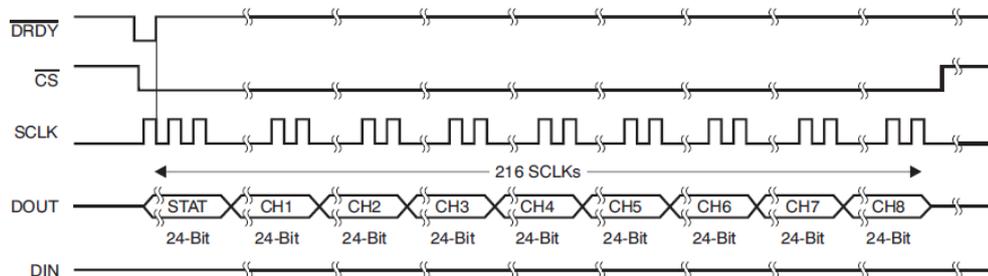


Figura 35 Datos de salida del SPI

### **3.3.6.5 Lectura continua de datos (RDATAAC)**

La recuperación de datos puede llevarse a cabo en uno de dos métodos. La lectura continua de datos (RDATAAC) se puede utilizar para configurar el dispositivo en un modo de leer los datos de forma continua sin necesidad de enviar códigos de operación. El comando de lectura de datos (RDATA) se puede utilizar para leer una sola salida de datos del dispositivo.

La conversión de datos son leídos sobre DOUT. DIN debe permanecer bajo durante toda la operación de lectura. El número de bits en la salida de datos depende del número de canales y el número de bits por canal.

Para el ADS1299, el número de salidas de datos es [(24 bits de estado+24 bits x 8 canales)=216 bits]. El formato de los bits de estado es: (1100+LOFF\_STATP+LOFF\_STATN+bits [4:7] del registro GPIO).

### **3.3.6.6 Datos preparados (DRDY)**

DRDY (datos preparados) es una salida, cuando DRDY se pone en bajo, los nuevos datos de conversión están listos. El comportamiento de DRDY depende de si el dispositivo está en modo de RDATAAC o RDATA.

El comando START o el pin START coloca al dispositivo en modo normal de captura de datos. En la figura 36 se muestra cómo se comporta DRDY respecto a DOUT y SCLK.

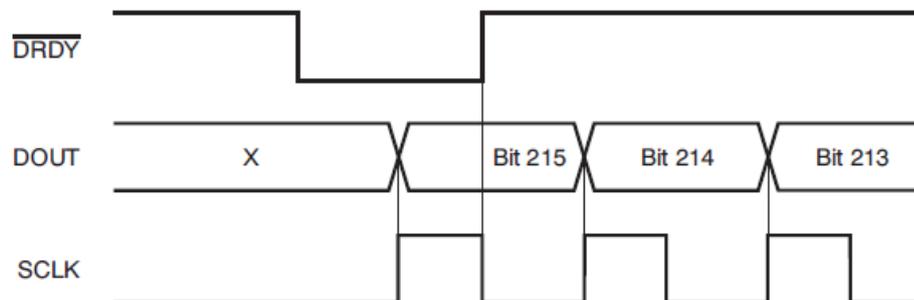


Figura 36 DRDY con recuperación de datos (CS=0)

### 3.3.6.7 PWDN

Cuando PWDN está en bajo, todos los circuitos en el chip se apagan. Para salir del modo de apagado, el pin PWDN debe estar en alto. Al salir del modo de apagado, el oscilador interno y la referencia requieren de un tiempo para despertar.

Durante el apagado, se recomienda que el reloj externo esté apagado para ahorrar energía.

### 3.3.6.8 RESET

Hay dos métodos para reiniciar el ADS1299: poner en bajo el pin RESET, o enviar el código del comando RESET. El comando de RESET surtirá efecto en el octavo flanco de bajada del SCLK.

### **3.3.6.9 START**

El pin START debe estar en alto o enviar el comando START para comenzar conversiones. Cuando START está en bajo o si el comando START no se ha enviado, el dispositivo no emite una señal DRDY.

Cuando se utiliza el código de operación START para controlar las conversiones, el pin START debe estar en bajo. El tiempo de establecimiento es el tiempo requerido para el convertidor de salida de datos esté totalmente estable cuando la señal de START se pone en alto. Cuando START se pone en alto, DRDY también se pone en alto.

### **3.3.7 Definición de los comandos SPI**

El ADS1299 proporciona una configuración de control flexible. Los comandos de código de operación, que se resumen en la Tabla 9, sirven para controlar y configurar el funcionamiento del dispositivo.

Los comandos de operación son autónomos, con excepción del registro de lectura y las operaciones que requieren un segundo byte de comando, más la escritura de datos. CS puede tomarse alto o bajo entre los comandos de operación, sino que debe permanecer bajos durante toda la operación de comando (en especial para los comandos multi-byte).

Los comandos de operación del sistema y el comando RDATA son decodificadas por el ADS1299 en el séptimo flanco descendente del SCLK.

El registro de lectura y escritura se decodifican en el flanco descendente del octavo SCLK.

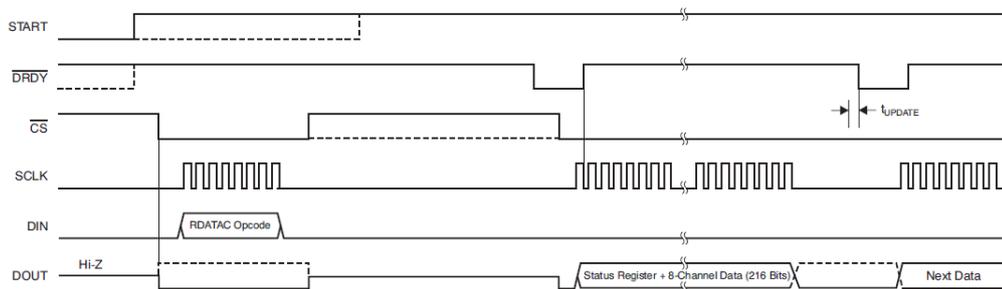
Comando	Descripción	Primer byte	Segundo byte
<b>Comandos del sistema</b>			
<b>WAKEUP</b>	Salida del modo standby	0000 0010 (02h)	
<b>STANDBY</b>	Entra al modo standby	0000 0100 (04h)	
<b>RESET</b>	Reinicia el dispositivo	0000 0110 (06h)	
<b>START</b>	Inicia conversiones	0000 1000 (08h)	
<b>STOP</b>	Detiene conversiones	0000	1010 (0Ah)
<b>Comando de lectura de datos</b>			
<b>RDATA</b>	Permite lectura continua de datos	0001 000 (10h)	
<b>STADAC</b>	Detiene lectura continua de datos	0001 0001 (11h)	
<b>RDATA</b>	Lee datos cada vez que se usa el comando	0001 0010 (12h)	
<b>Comandos de lectura de registros</b>			
<b>RREG</b>	Lee n nnnn registros comenzado en el registro r rrrr	001r rrrr (2xh)	000n nnnn
<b>WREG</b>	Escribe n nnnn registros comenzado en el registro r rrrr	010r rrrr (4xh)	000n nnnn
<b>En modo RDATA el comando RREG es ignorado.</b>			
<b>nnnn=número de registros a leer o escribir -1, r rrrr=registro en el que se inicia a leer o escribir.</b>			

Tabla 8 Definición de comandos del SPI

### 3.3.7.1 RDATAAC

La lectura continua de datos (RDATAAC) permite la conversión de datos de salida de en cada DRDY sin la necesidad de emitir los códigos de operación de datos para lectura posteriores. Este modo coloca la conversión de datos en el registro de salida y puede ser desplazado directamente. El modo continuo de lectura de datos es el modo predeterminado del dispositivo.

El modo RDATAAC es cancelado por el comando Detener Lectura continua de datos (SDATAC) que deberá enviarse antes de cualquier otro comando al dispositivo. El SCLK de recuperación de datos posterior o el código de operación SDATAC debe esperar por lo menos 4 ciclos  $T_{CLK}$ . Para recuperar los datos del dispositivo después de que se emitió la orden RDATAAC, el pin START debe estar en alto o se debe emitir el comando START.



(1)  $t_{UPDATE} = 4 / f_{CLK}$ . Do not read data during this time.

Figura 37 Ciclos de tiempo de RDATAAC

### 3.3.7.2 SDATEC

EL código de operación SDATEC cancela el modo Lectura continua de datos. No hay restricciones a la tasa SCLK para este comando, pero el siguiente comando debe esperar 4 ciclos  $T_{CLK}$ .

### 3.3.7.3 RDATA

RDATA se debe ejecutar después de que DRDY esté en bajo para leer el resultado de la conversión. No hay restricciones del SCLK para este comando, y no hay tiempo de espera necesario para los comandos posteriores o SCLKs de recuperación de datos.

Para recuperar los datos del dispositivo después de que se emitió la orden RDATA, el pin START debe estar en alto o emitir el comando START. Al leer los datos con el comando RDATA, la operación de lectura se puede superponer a la siguiente aparición DRDY sin la corrupción de datos.

La figura 38 muestra la forma recomendada de utilizar el comando RDATA. RDATA es el más adecuado para leer ECG y los sistemas de tipo de EEG, en los que la configuración de registros debe ser leída o cambiados con frecuencia entre los ciclos de conversión.

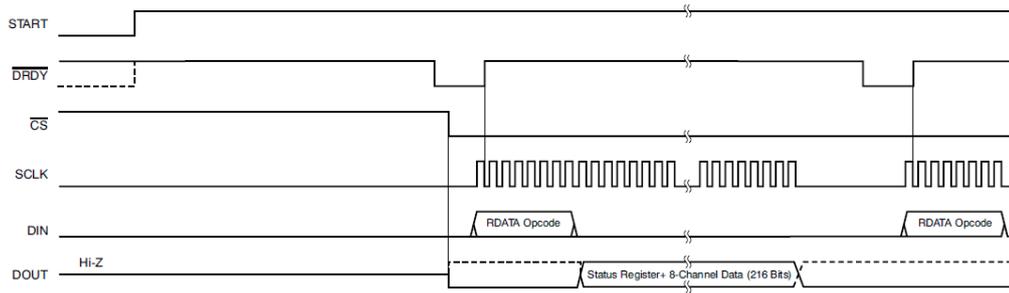


Figura 38 Manejo de RDATA

La interface serie SPI ADS1299 decodifica los comandos en bytes y requiere 4 ciclos TCLK para decodificar y ejecutar. Por lo tanto, cuando el envío de comandos de varios bytes, un período de 4 TCLK debe separar el final de un byte (o código de operación) y la siguiente.

Suponiendo CLK es 2,048 MHz, el  $t_{SDECODE}$  (4 TCLK) es 1.96 ms. Cuando SCLK es 16 MHz, un byte se puede transferir en 500 ns. Si SCLK es de 4 MHz, un byte es transferido en 2 ms.

#### 3.3.7.4 RREG

El código RREG lee los datos de los registros, es un código de operación de dos bytes seguido de la salida de datos de los registros. El primer byte contiene el código de operación de mando y dirección de registro. El segundo byte código de operación especifica el número de registros a leer - 1.

Cuando el dispositivo está en modo de lectura de datos continuo, un comando SDATAC debe ser emitido antes que el comando RREG. El pin CS debe estar en bajo.

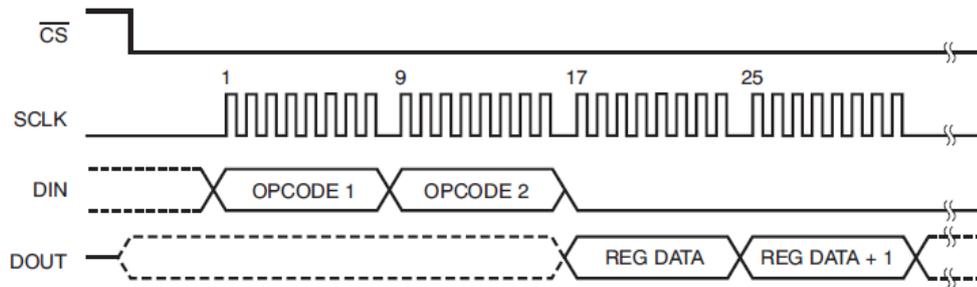


Figura 39 Comando RREG.

### 3.3.7.5 WREG

El código WREG escribe los datos en los registros, código de operación de dos bytes seguido de la entrada de datos del registro. El primer byte contiene el código de operación de mando y dirección de registro. El segundo byte contiene el código de operación que especifica el número de registros a escribir - 1.

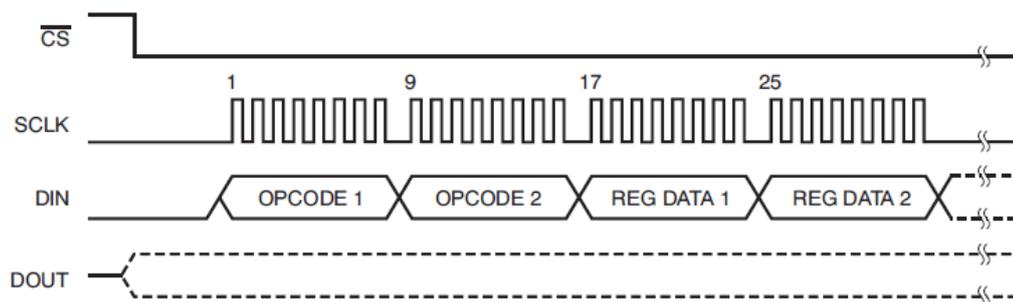


Figura 40 Manejo de WREG

### 3.3.9 Circuitos eléctricos de los canales, interface SPI y alimentación de la tarjeta ADS1299EEG-FE

El conector J4 de la tarjeta se encarga de la alimentación eléctrica, como se puede observar en la figura 41, el pin 10 es entrada de 5VDC, el pin 9 es entrada de 3,3VDC, el pin 7 es entrada de 1,8VDC y el pin 5 es GND.

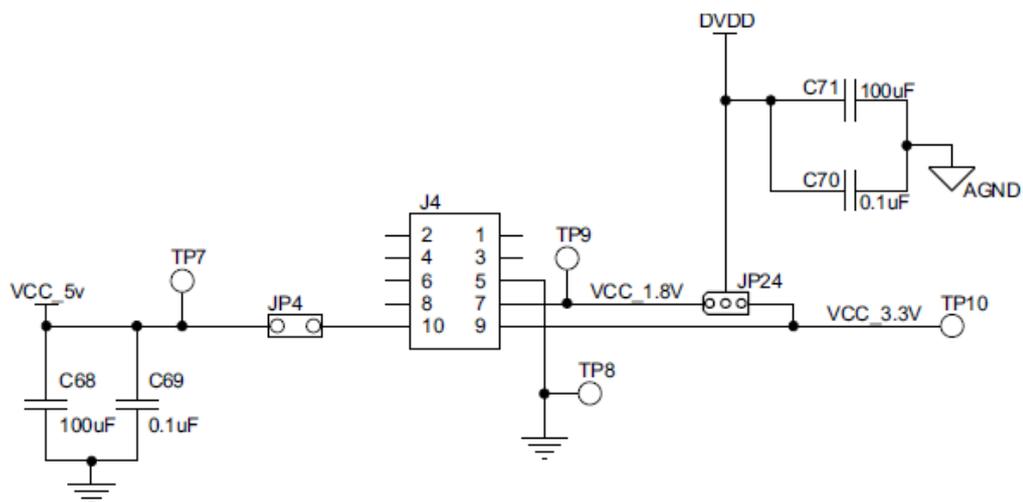


Figura 41 Conector J4, alimentación eléctrica de la tarjeta.

El conector J3 de la tarjeta se encarga de la interface SPI utilizando 7 pines (ver figura 42), el pin 2 para CLKSEL, el pin 3 para SPI\_CLK, el pin 7 para SPI\_CS, el pin 8 de RESET, el pin 11 para SPI\_IN, el pin 13 para SPI\_OUT, el pin 17 EXT\_CLK y el pin 14 para SPI\_START.

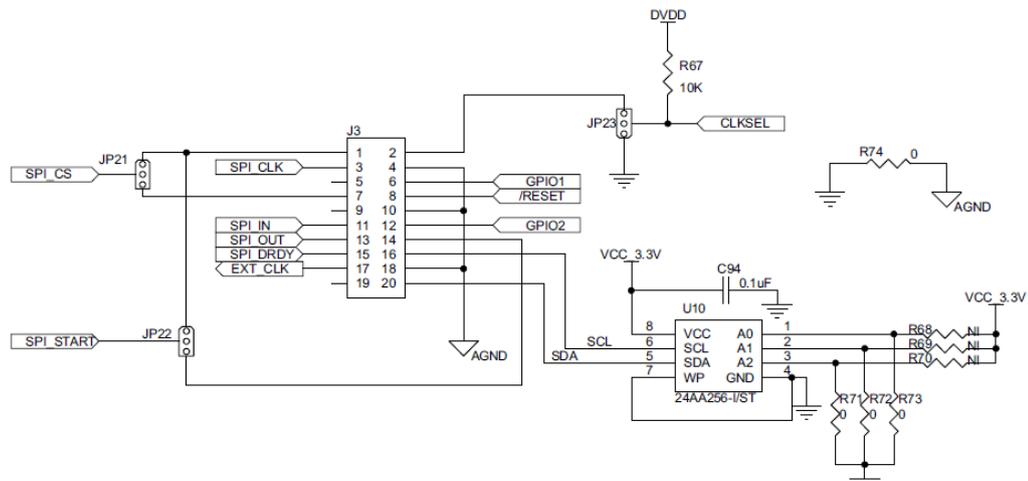


Figura 42 Conector J3, interface SPI

Para mayor información sobre el ADS1299 revisar la referencia (Texas Instruments, 2012)

### 3.4 MÓDULO MIKROMEDIA DSPIC33FJ256GP710A

En la propuesta del proyecto se optó por utilizar un sistema embebido con dsPIC33 fabricado por la empresa Micro Electronics como controlador del prototipo.

Este sistema embebido es el módulo Mikromedia para dsPIC33 que es compacto con una gran cantidad de periféricos, que permiten el desarrollo de dispositivos con contenidos multimedia.

La parte central del sistema es un microcontrolador dsPIC33FJ256GP710A de 16 bits. El Mikromedia para dsPIC33 cuenta con

módulos integrados como MP3 estéreo para aplicaciones de audio, pantalla TFT de 320x240, acelerómetro, conector USB, conector de audio, ranura para tarjeta MMC/SD, memoria de 8 Mbit flash, 2x26 terminales de conexión.

Mikromedia es compacto y delgado, y se adapta perfectamente a la palma de la mano, lo que hace que sea una conveniente plataforma para dispositivos móviles.

La figura 43 y la tabla 18 indican los diferentes periféricos que posee el módulo Mikromedia dsPIC33.

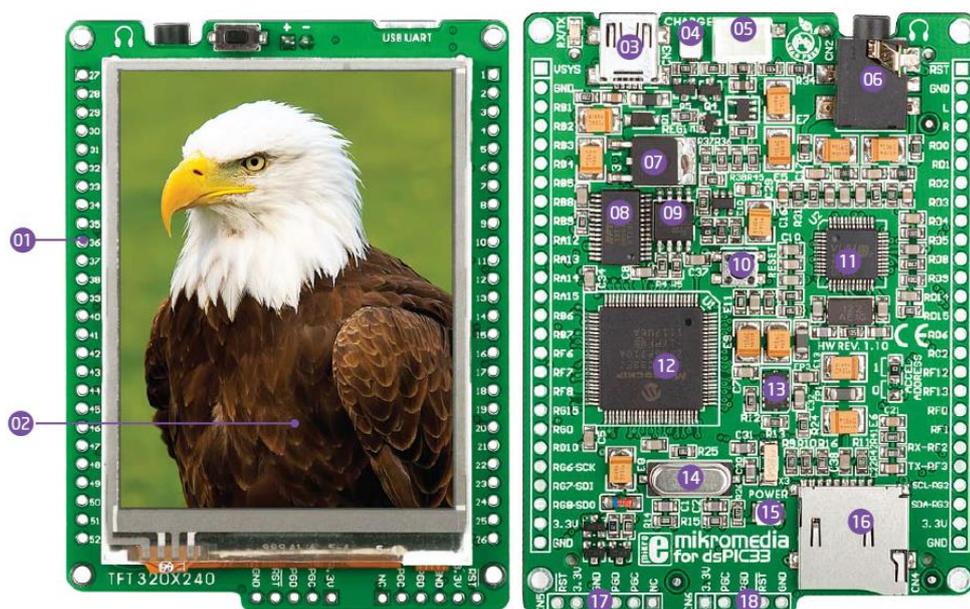


Figura 43 Periféricos del Mikromedia dsPIC33

<b>Número</b>	<b>Periférico</b>	<b>Número</b>	<b>Periférico</b>
<b>1</b>	Terminales de conexión	10	Botón reset
<b>2</b>	TFT 320x240	11	VS1053 MP3
<b>3</b>	Conector mini USB-B	12	dsPIC33FJ256GP710A
<b>4</b>	Led indicador de carga	13	Acelerómetro
<b>5</b>	Conector de batería	14	Cristal oscilador
<b>6</b>	Conector de auriculares de 3,5mm	15	Led indicador de encendido
<b>7</b>	Regulador de suministro de energía	16	Ranura para tarjeta micro SD
<b>8</b>	Chip FTDI	17	Conector ICD2/3
<b>9</b>	Memoria flash	18	Conector mikroProg

Tabla 9 Periféricos del Mikromedia dsPIC33

El circuito eléctrico completo del módulo Mikromedia se puede observar en la referencia (MikroElektronika, 2013).

### 3.4.1 Fuente de alimentación

La fuente de alimentación (Figura 44) se aplica al módulo Mikromedia mediante un cable mini USB-B. La placa posee reguladores de tensión que proporcionan los niveles de tensión adecuados para cada componente. También se puede alimentar la tarjeta usando la batería Li-Polymer de 250mA-4,2V DC, a través del conector indicado. El circuito MCP73832 permite cargar la batería a través de una conexión USB (Figura 45).

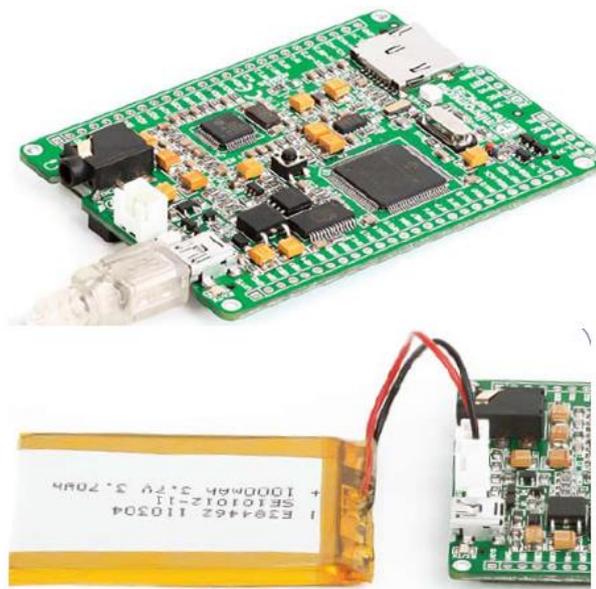


Figura 44 Conexión eléctrica mediante USB y batería.

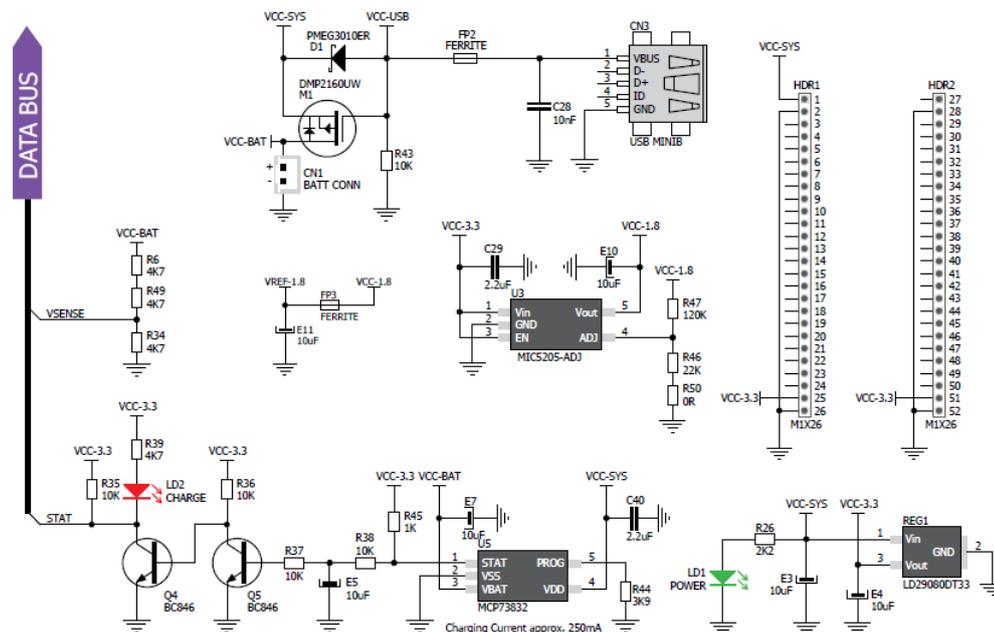


Figura 45 Circuito eléctrico de fuente de alimentación mediante USB y batería.

### 3.4.2 DSPIC33FJ256GP710A

El sistema de desarrollo Mikromedia dsPIC33 viene con el microcontrolador dsPIC33FJ256GP710A. Este chip de alto rendimiento microcontrolador de 16 bits, con sus módulos integrados y en combinación con otros módulos en la placa es ideal para aplicaciones multimedia (Figura 46).

El microcontrolador posee hasta 40 MIPS de operación, arquitectura de 16 bits, 256 KB de memoria de programa, 30720 bytes de memoria RAM, 85 pines I / O, oscilador interno de 7,37 MHz, 512kHz, 2 puertos UART, 2

módulos SPI, 2 módulos I2C, 2 módulos CAN, convertor digital análogo, convertor análogo digital, etc.

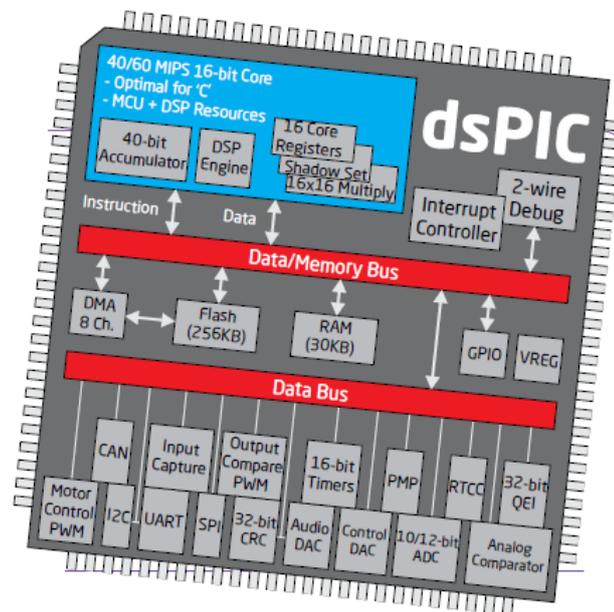


Figura 46 Controlador dsPIC33FJ256GP710A y módulos internos.



Figura 47 Ubicación del dsPIC33FJ256GP710A en el Mikromedia.

### 3.4.3 Botón RESET

El módulo Mikromedia está equipado con un botón de RESET. Está ubicado en la parte superior de la parte frontal (Figura 48). El botón generará un nivel de baja tensión en el pin de reset del microcontrolador.

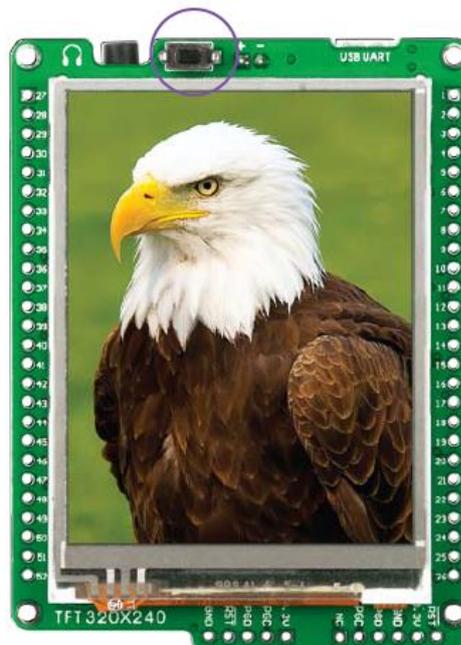


Figura 48 Ubicación del botón de reset en el Mikromedia.

### 3.4.4 Cristal oscilador

El Mikromedia está equipado con cristal oscilador 8MHz (X1) (Figura49) que proporciona un reloj externo a los terminales OSC del microcontrolador, ésta frecuencia es ideal para la generación de reloj USB, lo que asegura un funcionamiento correcto del cargador de arranque y las aplicaciones basadas en USB personalizados.

También contiene un cristal oscilador de 32768 Hz (X3), que proporciona un reloj externo para módulo interno RTCC.

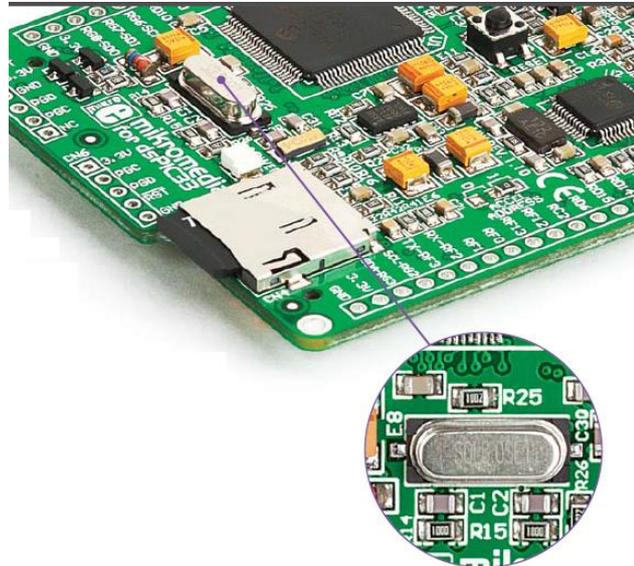


Figura 49 Ubicación del cristal oscilador de 8MHz en el Mikromedia.

### 3.4.5 Ranura para tarjeta micro SD

El Mikromedia contiene una ranura para tarjetas microSD de hasta 1GB, que permite almacenar grandes cantidades de datos de forma externa, ahorrando memoria del microcontrolador. Estas tarjetas microSD utilizan la interface serial de periféricos (SPI) para la comunicación con el microcontrolador.

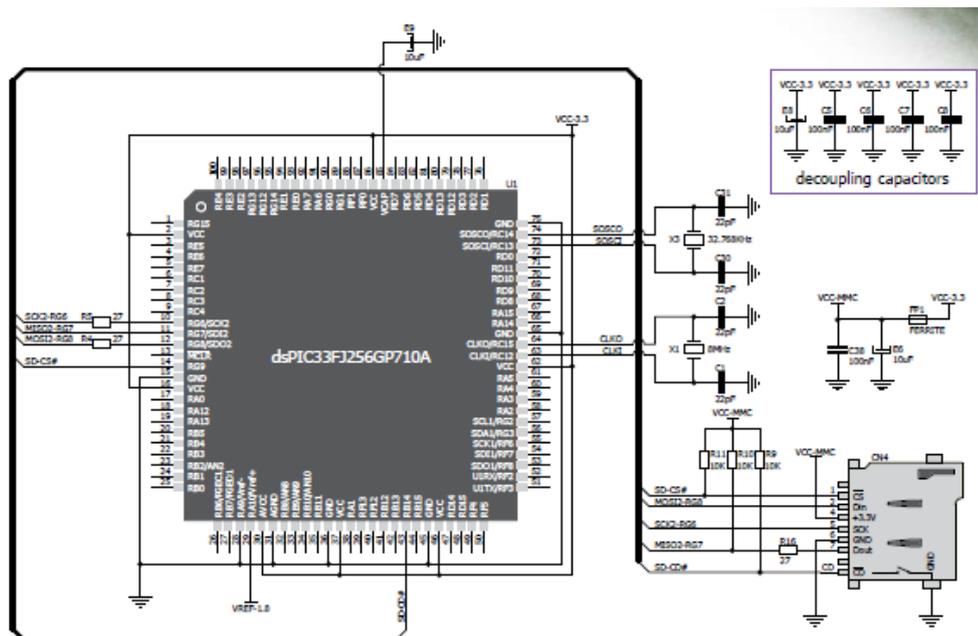


Figura 50 Circuito eléctrico de la ranura para micro SD.

### 3.4.6 TFT 320x240

El sistema de desarrollo cuenta con una pantalla TFT de 320x240 cubierta con un panel táctil resistivo, juntos forman una unidad funcional denominada pantalla táctil que permite a los datos que se introduzcan aparezcan al mismo tiempo. La pantalla TFT es capaz de mostrar datos de 262144 colores diferentes.

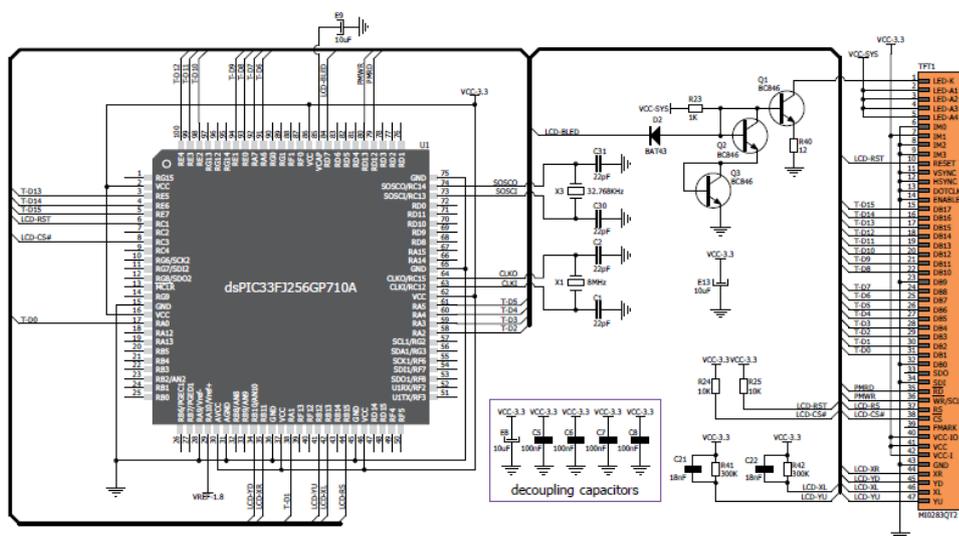


Figura 51 Circuito eléctrico de la TFT.

### 3.4.7 Pines de conexión del Mikromedia para dsPIC33

Los pines que se pueden utilizar conectando directamente al módulo Mikromedia se detallan en la Figura 52, los pines son configurados de acuerdo a las necesidades del programador para diferentes aplicaciones.

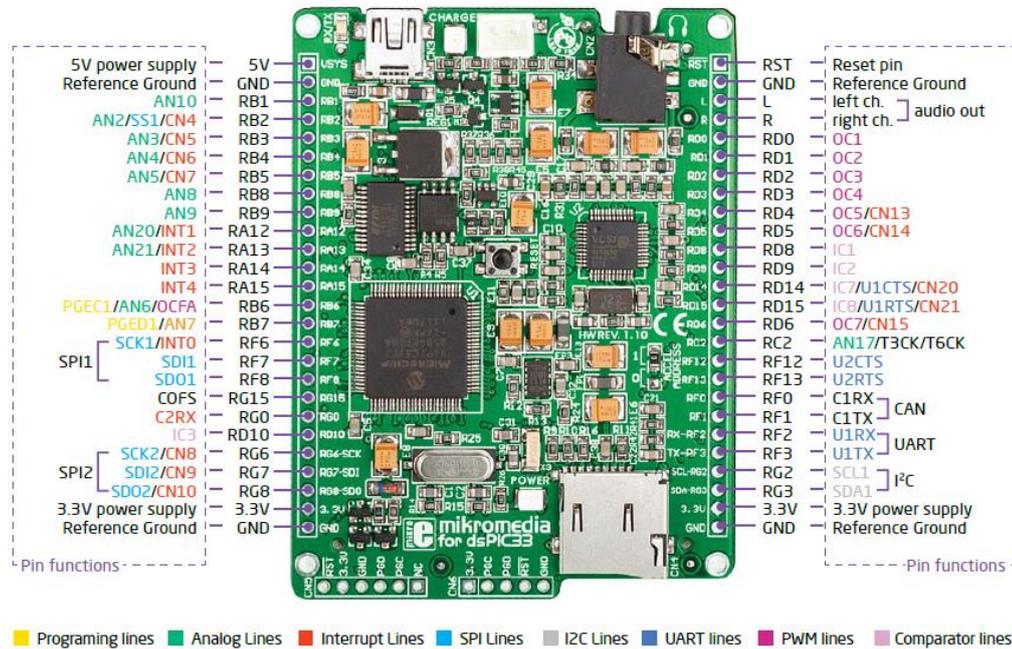


Figura 52 Pines del módulo Mikromedia.

## 3.5 MÓDULO DE TRANSMISIÓN BLUETOOTH

### 3.5.1 Descripción del módulo de transmisión Bluetooth

La necesidad de comunicación ha estado presente en el pensamiento del hombre desde que llegó al mundo, los medios de comunicación y transferencia de datos han sido necesarios para la sobre vivencia, el ser humano es buscador nato de nuevas formas que hagan su vida más cómoda, es por ello que a través del tiempo ha evolucionado la manera de comunicarse como lo ha hecho con las telecomunicaciones usando dispositivos electrónicos como teléfonos, computadoras, fax, entre muchos otros.

### 3.5.2 Requerimientos del módulo

El módulo Bluetooth de acuerdo a la funcionalidad del prototipo debe tener los siguientes requerimientos:

- Debe tener modo de operación tipo esclavo.
- Velocidad de transmisión configurable
- Resolución de envío de 8 bits
- Debe tener LEDs indicadores de funcionamiento.
- Fuente de alimentación compatible con el módulo Mikromedia para dsPIC33
- Debe ser un módulo compacto

### 3.5.3 Módulos Bluetooth disponibles en el mercado

La tecnología Bluetooth es una evolución que el hombre ha hecho para mejorar la forma de transmisión de datos y así hacer más fácil, cómoda, confiable, segura, y rápida la comunicación entre las personas.

En el mercado existen diferentes módulos para comunicación Bluetooth pre programados configurables que se ajustan a las necesidades del usuario como el HC-05, HC-06 y RN-41, descritos en las tablas 19, 20 y 21.

### 3.5.3.1 Módulo Bluetooth HC-05

#### BLUETOOTH HC-05

CARÁCTERÍSTICAS	DESCRIPCIÓN
GENERALES	
<b>Modo de operación</b>	Maestro/Esclavo configurable
<b>Fuente</b>	3.3V o 5V
<b>Sensibilidad</b>	Típica - 80dBm
<b>Antena</b>	Integrada
<b>Transmisión</b>	Hasta 4 dBm de potencia de RF
<b>Contraseña</b>	1234
<b>Consumo</b>	Corriente media de 25 mA
<b>Tamaño</b>	12.7mm x 27mm
<b>Velocidad de transmisión</b>	38400, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 230400, 460800, configurable
<b>Bits de datos</b>	8
<b>Bit de parada</b>	1
<b>Paridad</b>	Sin paridad

Tabla 10 Características generales HC-05

### 3.5.3.2 Módulo Bluetooth HC-06

#### BLUETOOTH HC-06

CARÁCTERÍSTICAS	DESCRIPCIÓN
GENERALES	
<b>Modo de operación</b>	Maestro
<b>Fuente</b>	3.3V o 5V
<b>Sensibilidad</b>	Típica - 80dBm
<b>Antena</b>	Integrada
<b>Transmisión</b>	Hasta 4 dBm de potencia de RF
<b>Contraseña</b>	1234
<b>Consumo</b>	Corriente media de 25 mA
<b>Tamaño</b>	12.7mm x 27mm
<b>Velocidad de transmisión</b>	38400, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 230400, 460800, configurable
<b>Bits de datos</b>	8
<b>Bit de parada</b>	1
<b>Paridad</b>	Sin paridad

Tabla 11 Características generales HC-06

### 3.5.3.3 Módulo Bluetooth RN-41

#### BLUETOOTH RN-41

CARÁCTERÍSTICAS	DESCRIPCIÓN
GENERALES	
<b>Modo de operación</b>	Maestro/Esclavo configurable
<b>Fuente</b>	3,3V o 5V
<b>Sensibilidad</b>	Típica -80 dBm
<b>Compatibilidad</b>	Bluetooth 1.1,1.2 y 2.1
<b>Antena</b>	Externa
<b>Transmisión</b>	Hasta 4 dBm de potencia de RF
<b>Contraseña</b>	1234
<b>Consumo</b>	10-30 mA
<b>Tamaño</b>	13,4 mm x 25,8 mm x 2 mm
<b>Velocidad y distancia de datos</b>	3 Mbps a distancias de hasta 100 metros
<b>Velocidad de transmisión</b>	1.200 bps hasta 921 Kbps
<b>Frecuencia</b>	2,402 ~ 2,480 MHz
<b>Cifrado</b>	128 bits

Tabla 12 Características generales RN-41

### 3.5.3.4 Selección del módulo Bluetooth

Para la selección de las tarjetas antes descritas se ha escogido los parámetros más sobresalientes de las mismas que se ajusten a los requerimientos del proyecto, en base a los cuales se ha elaborado la siguiente tabla comparativa.

Requerimientos	HC-05	HC-06	RN-41
<b>Modo de funcionamiento (Esclavo)</b>	Cumple	No Cumple	Cumple
<b>Resolución de 8 bits</b>	Cumple	Cumple	Cumple
<b>Velocidad de transmisión configurable</b>	Cumple	Cumple	Cumple
<b>Fuente de alimentación</b>	Cumple	Cumple	Cumple
<b>Compacto</b>	Cumple	Cumple	No Cumple

Tabla 13 Comparación de módulos Bluetooth

Después de haber realizado un análisis en la tabla 22, y con el propósito de cumplir con los requerimientos del proyecto se seleccionó el módulo HC-05 ya que puede trabajar como esclavo, se puede alimentar con 3,3V o 5V y tiene transmisión de 8 bits.

### **3.6 IMPLEMENTACION DEL PROTOTIPO EEG**

El circuito electrónico a diseñarse en el presente proyecto debe emplear las diferentes salidas y módulos de comunicación del Mikromedia para dsPIC33 para controlar y comunicarse con la tarjeta de adquisición ADS1299EEG-FE y con el Bluetooth HC-05.

#### **3.6.1 Requerimientos de la interface de hardware del prototipo EEG**

El circuito electrónico de acuerdo a la funcionalidad del prototipo debe tener los siguientes requerimientos:

- Alimentar la tarjeta ADS1299EEG-FE y el módulo Bluetooth a través de los voltajes que proporciona el módulo Mikromedia para dsPIC33.
- Utilizar salidas digitales que permitan el control y encendido de la tarjeta ADS1299EEG-FE.

- Utilizar un módulo SPI del Mikromedia para el envío y recepción de las palabras de control y los datos adquiridos de la tarjeta ADS1299EEG-FE.
- Utilizar un módulo UART para la transmisión de datos al módulo Bluetooth HC-05.

### **3.6.2 Diseño de la interface de alimentación de energía para la tarjeta ADS1299EEG-FE desde el módulo Mikromedia dsPIC33**

Para conectar la fuente de alimentación a la tarjeta ADS1299 se necesitan tres niveles de voltajes diferentes, 1,8V, 3,3V y 5V que se encuentra en el conector J4, el módulo Mikromedia tiene como salidas de voltaje 5V y 3,3V, para obtener el valor de 1,8V se necesita un divisor de tensión.

El divisor de tensión se realiza con el circuito de la figura 53 y la fórmula:

$$V_{\text{out}} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} * V_{\text{in}}$$

Donde el voltaje de entrada  $V_{\text{in}}$  es de 3,3 V y la resistencia total es de 2K $\Omega$ , obteniendo la R2 de 1100 $\Omega$  para 1.8V de  $V_{\text{out}}$ .

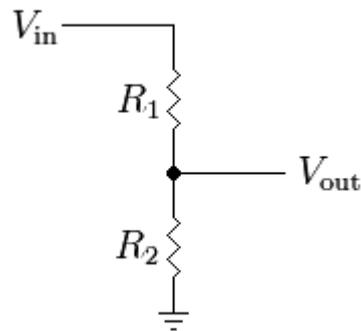


Figura 53 Divisor de tensión.

La forma como se conectan los pines de ambos módulos se indica en la tabla 23 y el diagrama de conexión en la figura 54.

**CONECTOR J4 DE  
ADS1299EEG-FE**                      **MIKROMEDIA FOR DSPIC33**

<b>PIN 5 (GND)</b>	<b>PIN 2 (GND)</b>
<b>PIN 7 (1,8V)</b>	<b>PIN 25 (3,3V)+divisor de tensión</b>
<b>PIN 9 (3,3V)</b>	<b>PIN 25(3,3V)</b>
<b>PIN 10 (5V)</b>	<b>PIN 1(VSYS)</b>

Tabla 14 Conexión de alimentación de la ADS1299 con el Mikromedia

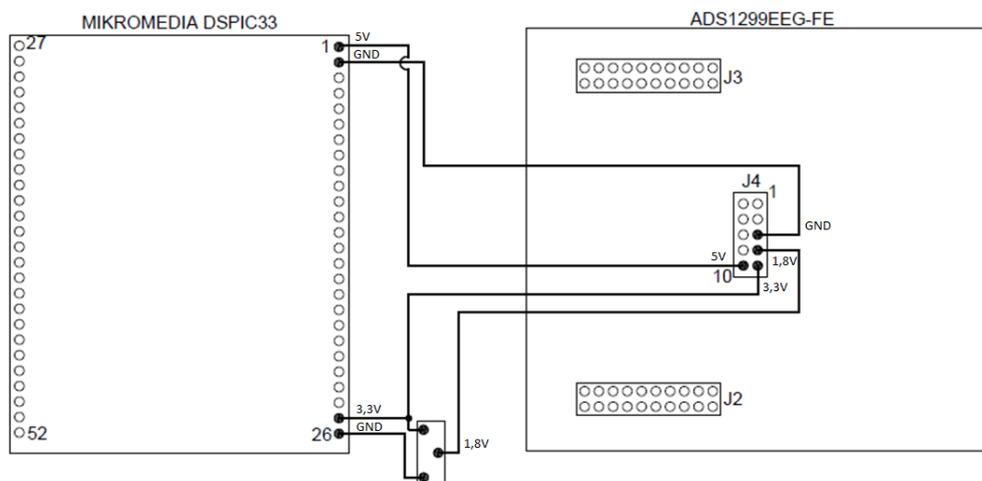


Figura 54 Diagrama de alimentación de la tarjeta ADS1299EEG-FE

### 3.6.3 Diseño de la interface SPI de la tarjeta ADS1299EEG-FE con el módulo Mikromedia dsPIC33

Como se explicó anteriormente las señales necesarias para establecer la comunicación SPI de la tarjeta ADS1299EEG-FE son: DIN, DOUT, SCLK, RESET, START, CLKSEL, CS Y EXT\_CLK, que se encuentran en el conector J3; la forma de conectarlos con el módulo Mikromedia se muestra en la tabla 24.

<b>CONECTOR J3 DE ADS1299EEG-FE</b>	<b>MIKROMEDIA FOR DSPIC33</b>
<b>PIN 1 (CLKSEL)</b>	<b>PIN 2 (GND)</b>
<b>PIN 3 (SCLK)</b>	<b>PIN 16 (RF6)</b>
<b>PIN 7 (CS)</b>	<b>PIN 6 (RB4)</b>
<b>PIN 11 (DIN)</b>	<b>PIN 18 (RF8)</b>
<b>PIN 13 (DOUT)</b>	<b>PIN 17 (RF7)</b>
<b>PIN 17 (EXT_CLK)</b>	<b>PIN 16 (RF6)</b>
<b>PIN 14 (START)</b>	<b>PIN 7 (RB5)</b>
<b>PIN 8 (RESET)</b>	<b>PIN 5 (RB3)</b>

Tabla 15 Conexión de la interface SPI de la ADS1299 con el Mikromedia

El diagrama eléctrico de la conexión de la interface SPI se muestra en la figura 55.

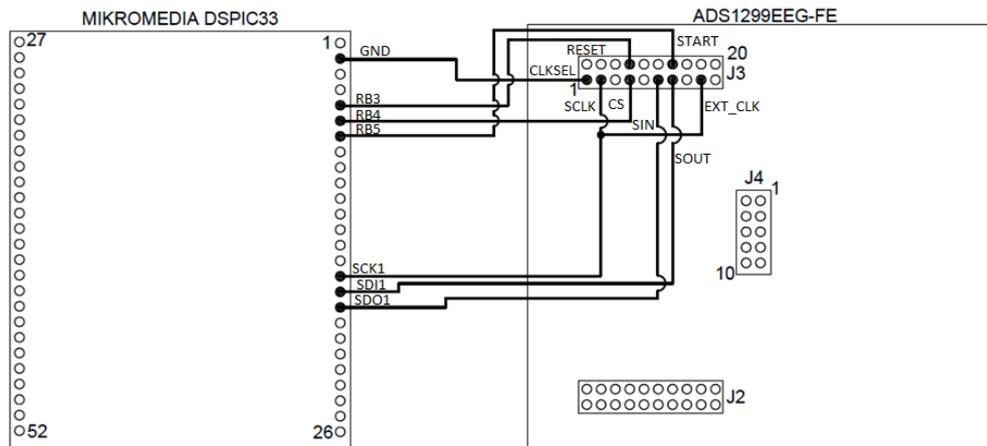


Figura 55 Diagrama de la interfaz SPI de la tarjeta ADS1299EEG-FE con el módulo Mikromedia dsPIC33.

### 3.6.4 Diseño de la interface de comunicación serial con el Bluetooth HC-05 con el módulo Mikromedia dsPIC33

Para establecer la comunicación serial se requiere el uso del puerto UART1 del módulo Mikromedia para dsPIC33, se requiere una señal para transmitir Tx hacia el módulo Bluetooth. La alimentación del módulo Bluetooth puede ser con 3,3V o 5V que son obtenidos mediante el módulo Mikromedia. La forma de conexión se indica en la tabla 25, es necesario considerar que para la transmisión serial la conexión es cruzada entre Rx y Tx de los dispositivos.

BLUETOOTH HC-05	MIKROMEDIA FOR DSPIC33
PIN 1 (GND)	PIN 52 (GND)
PIN 2 (3,3V)	PIN 51 (3,3V)
PIN 5 (Rx)	PIN 48 (U1TX)

Tabla 16 Conexión serial del Bluetooth HC-05 con el Mikromedia

El diagrama eléctrico de la conexión serial del Bluetooth HC-05 se muestra en la figura 56.

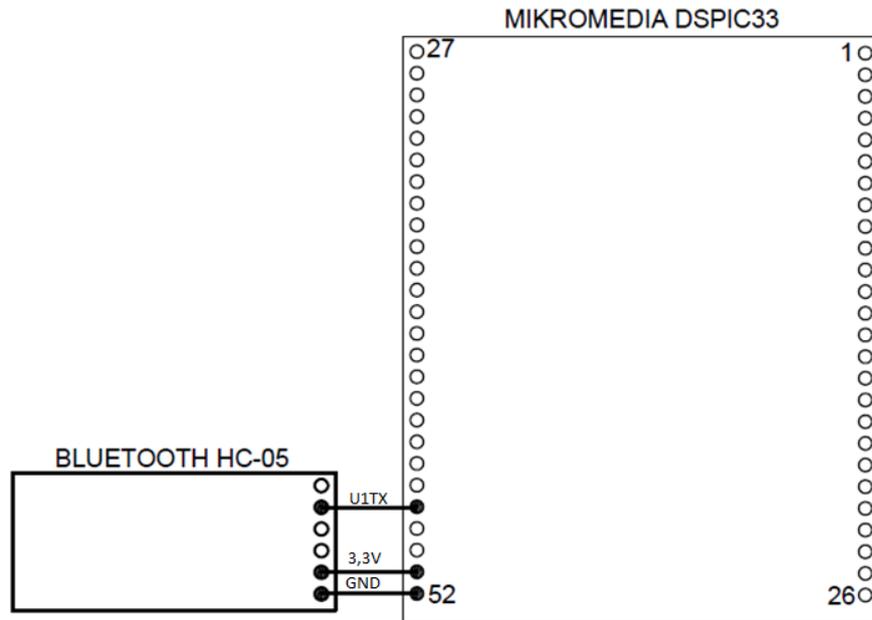


Figura 56 Diagrama de la conexión del Bluetooth HC-05 con el módulo Mikromedia dsPIC33.

### 3.6.5 Esquema general de la interface de hardware del prototipo EEG

Tomando en cuenta los diagramas ya explicados el esquema general de la interface de hardware del prototipo EEG se muestra en la figura 57.

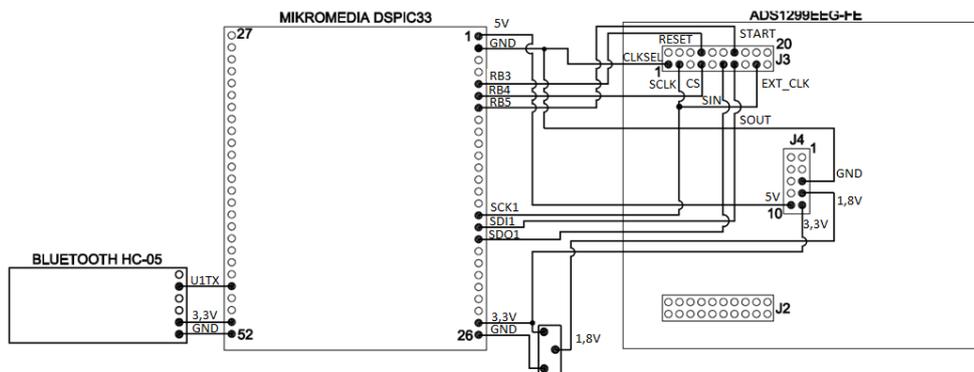


Figura 57 Diagrama electrónico completo del prototipo EEG

### 3.6.5 Prototipo EEG

El prototipo se desarrolló en una caja de acrílico de color negro de 20x10x8cm, en la que en la parte superior se muestra la pantalla TFT del módulo Mikromedia para dsPIC33 y un LED indicador del estado de la transmisión Bluetooth (figura 59), en la parte frontal se colocó las entradas de los 8 canales, una referencia y un terminal de GND (figura 60), y en la parte lateral se dispuso de un interruptor para el encendido del prototipo y un puerto mini USB para cargar la batería (figura 61).



Figura 58 Vista lateral del prototipo EEG



Figura 59 Vista superior del prototipo EEG



Figura 60 Entradas del prototipo EEG



Figura 61 Encendido y USB del prototipo EEG

## **CAPÍTULO 4**

### **DISEÑO DEL SOFTWARE DEL PROTOTIPO**

#### **4.1 DISEÑO DEL SOFTWARE PARA LA TARJETA MULTIMEDIA**

##### **4.1.1 Descripción del software para la tarjeta multimedia**

El software a diseñarse en el presente proyecto debe ser capaz de manipular el TFT Touch Screen, para mostrar de manera gráfica los datos adquiridos, controlar la tarjeta de adquisición de señales EEG ADS1299EEG-FE a través de la interface SPI1, controlar la transmisión inalámbrica de datos por medio del módulo Bluetooth conectado al puerto UART2 y para la autonomía del prototipo deberá monitorear el nivel de batería.

##### **4.1.2 Requerimientos del software para la tarjeta multimedia**

De acuerdo a la propuesta del proyecto se empleará el módulo Mikromedia dsPIC33, debido a esto el software a emplear para el desarrollo del software es el Visual TFT y, para compilar y grabar en el circuito integrado es el MikroC de Mikroelectronics, que utiliza como lenguaje de programación C.

Debe controlar la pantalla Touch Screen de 320x240 pixeles para visualizar las señales obtenidas, además controlar la etapa de adquisición de señales EEG y enviar vía Bluetooth al PC.

De acuerdo a estas consideraciones los requerimientos para el diseño del software en el módulo son:

- Inicializar y controlar el TFT Touch Screen de 320x240 para visualizar de forma gráfica los datos adquiridos del canal 1 de la tarjeta de adquisición ADS1299EEG-FE y el nivel de batería.
- Diseñar una interface gráfica amigable al usuario que permita navegar por las diferentes ventanas del prototipo.
- Controlar la secuencia de encendido de la tarjeta de adquisición de datos ADS1299EEG-FE.
- Mediante el SPI configurar los registros que permiten el control y obtención de datos de los 8 canales con resolución de 24 bits disponibles en la tarjeta ADS1299EEG-FE.
- Interpretar y escalar los datos adquiridos byte por byte de la tarjeta ADS1299EEG-FE.
- Establecer la transmisión inalámbrica de datos vía Bluetooth por medio del puerto UART1 del módulo Mikromedia.
- Controlar el conversor análogo digital del módulo Mikromedia y el puerto UART2 para obtener el nivel de batería.

## 4.2 FLUJOGRAMA GENERAL

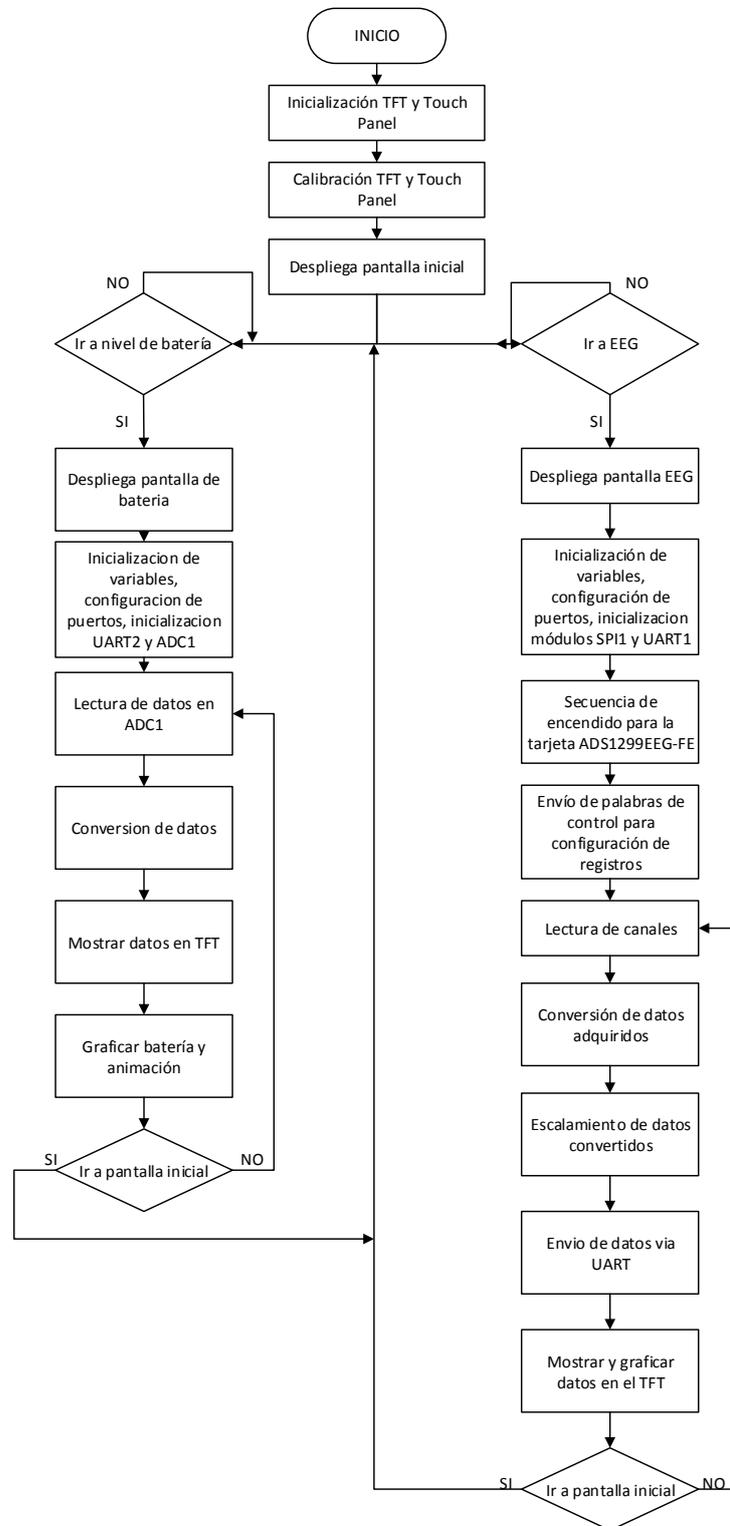


Figura 62 Flujoograma general

### 4.2.1. Inicialización del TFT y Touch Screen

Para inicializar el TFT y Touch Screen se lo realiza al crear un nuevo proyecto en el software Visual TFT o para modificar en el menú configuraciones del proyecto después de haberlo creado.

La figura 63 muestra las configuraciones generales del proyecto en la que se selecciona el compilador que se va a utilizar (MicroC PRO for dsPIC), el dsPIC (dsPIC33FJ256GP710A) la frecuencia del reloj (8Mhz), el controlador del display (ILI9341\_8bit); y se genera automáticamente el código de inicialización como se puede observar en la figura 64 y el tamaño del display de acuerdo al controlador seleccionado.

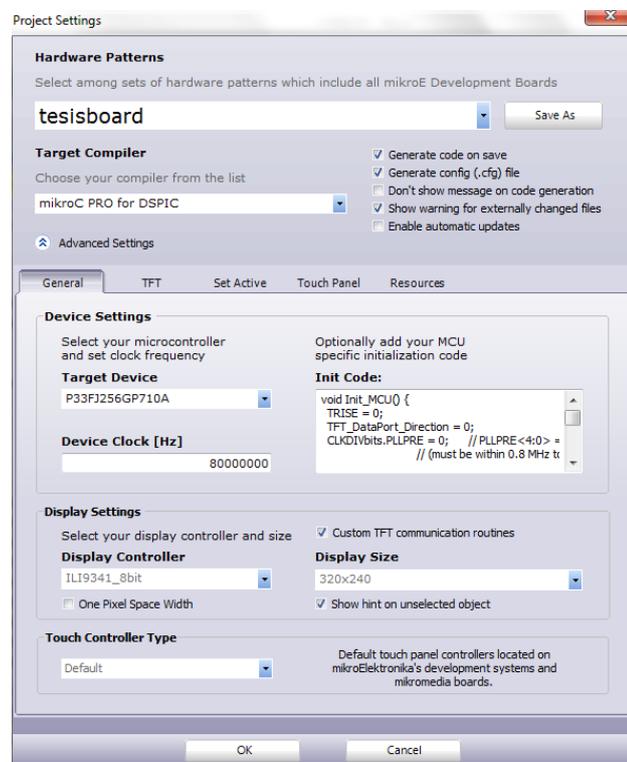


Figura 63 Configuraciones generales en Visual TFT

```

void Init_MCU() {
    TRISE = 0;
    TFT_DataPort_Direction = 0;
    CLKDIVbits.PLLPRE = 0;      // PLLPRE<4:0> = 0 -> N1 = 2    8MHz / 2 = 4MHz
                                // (must be within 0.8 MHz to 8 MHz range)
    PLLFBD = 38;                // PLLDIV<8:0> = 38 -> M = 40    4MHz * 40 = 160MHz
                                // (must be within 100 MHz to 200 MHz range)
    CLKDIVbits.PLLPOST = 0;     // PLLPOST<1:0> = 0 -> N2 = 2    160MHz / 2 = 80MHz
                                // (must be within 12.5 MHz to 80 MHz range)

    Delay_ms(150);
    TFT_Set_Default_Mode();
    TP_TFT_Set_Default_Mode();
    TFT_Set_Active(Set_Index,Write_Command,Write_Data);
}

```

Figura 64 Código de inicialización MCU

Las figuras 65 y 66 indican las conexiones entre las variables y registros del TFT y el código, esto es generado automáticamente por el software.

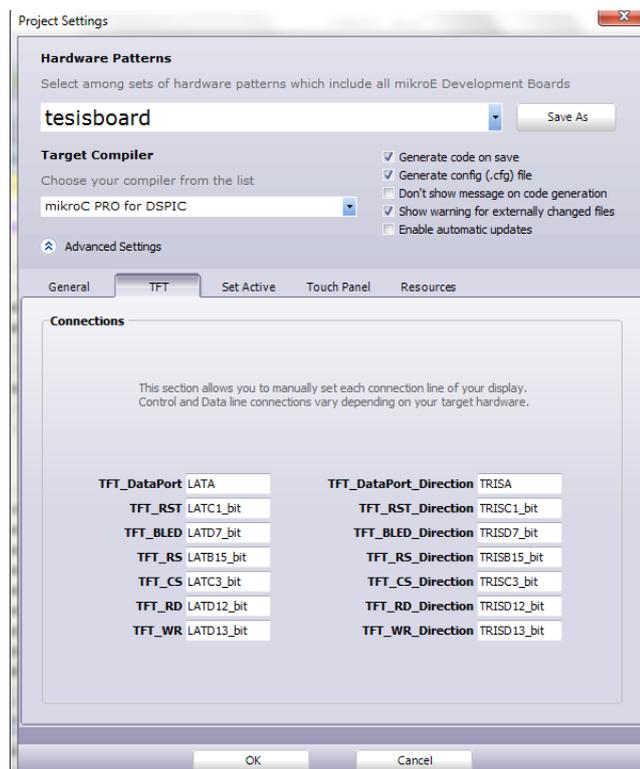


Figura 65 Conexiones TFT

```

// TFT module connections
char TFT_DataPort at LATA;
sbit TFT_RST at LATIC1_bit;
sbit TFT_BLED at LATD7_bit;
sbit TFT_RS at LATB15_bit;
sbit TFT_CS at LATIC3_bit;
sbit TFT_RD at LATD12_bit;
sbit TFT_WR at LATD13_bit;
char TFT_DataPort_Direction at TRISA;
sbit TFT_RST_Direction at TRISC1_bit;
sbit TFT_BLED_Direction at TRISD7_bit;
sbit TFT_RS_Direction at TRISB15_bit;
sbit TFT_CS_Direction at TRISC3_bit;
sbit TFT_RD_Direction at TRISD12_bit;
sbit TFT_WR_Direction at TRISD13_bit;
// End TFT module connections

```

Figura 66 Código de conexiones del TFT

Para que el TFT trabaje en los múltiples modos y rutinas básicas es necesario la configuración de las rutinas del Set Active (Set Index, WriteCommand y Write Data), estas funciones son generadas automáticamente por el software.

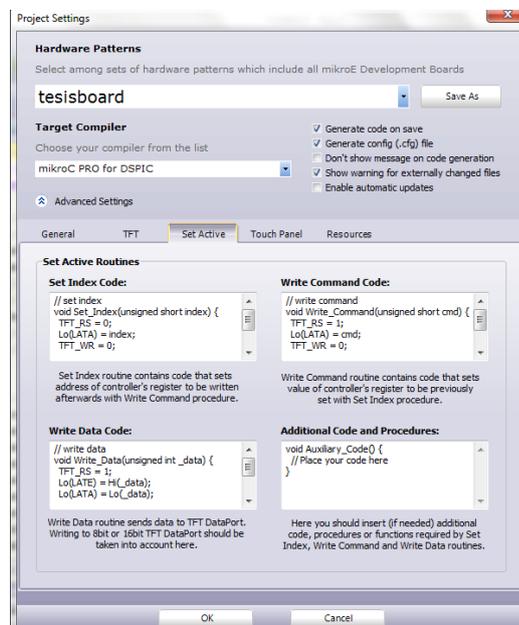


Figura 67 Rutinas Set Active

```
// set index
void Set_Index(unsigned short index) {
    TFT_RS = 0;
    Lo(LATA) = index;
    TFT_WR = 0;
    TFT_WR = 1;
}

// write command
void Write_Command(unsigned short cmd) {
    TFT_RS = 1;
    Lo(LATA) = cmd;
    TFT_WR = 0;
    TFT_WR = 1;
}

// write data
void Write_Data(unsigned int _data) {
    TFT_RS = 1;
    Lo(LATE) = Hi(_data);
    Lo(LATA) = Lo(_data);
    TFT_WR = 0;
    TFT_WR = 1;
}
```

Figura 68 Código de las rutinas Set Active

En la figura69 se puede apreciar las configuraciones iniciales y conexiones de las variables con los registros para inicializar el Touch Screen al habilitar este módulo, se puede seleccionar el tipo de calibración entre manual y preconfigurado. El código generado automáticamente se puede ver en la figura70.

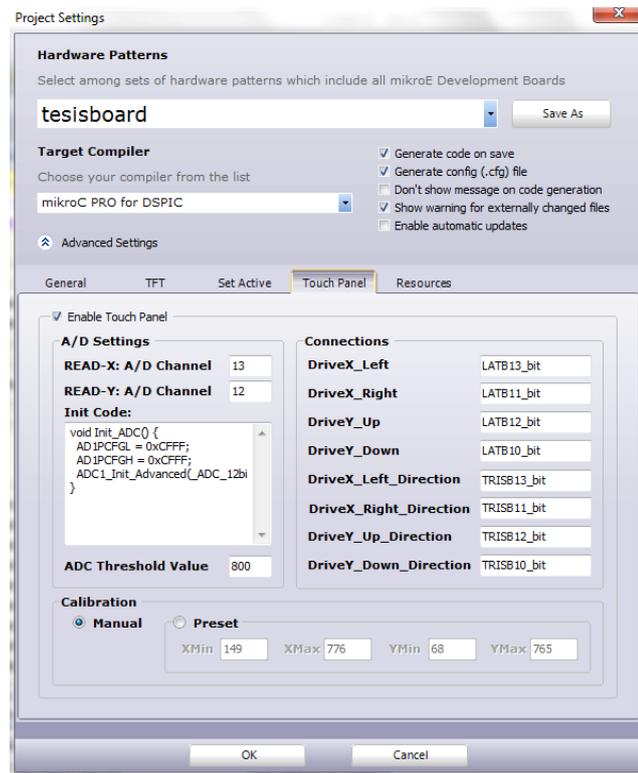


Figura 69 Configuraciones y conexiones Touch panel

```
// Touch Panel module connections
sbit DriveX_Left at LATB13_bit;
sbit DriveX_Right at LATB11_bit;
sbit DriveY_Up at LATB12_bit;
sbit DriveY_Down at LATB10_bit;
sbit DriveX_Left_Direction at TRISB13_bit;
sbit DriveX_Right_Direction at TRISB11_bit;
sbit DriveY_Up_Direction at TRISB12_bit;
sbit DriveY_Down_Direction at TRISB10_bit;
// End Touch Panel module connections
```

Figura 70 Código para inicializar módulo touch panel

El dsPIC33 del módulo Mikromedia tiene una capacidad de memoria de 256Kb, al exceder esta capacidad es necesario el uso de soporte externo mediante una memoria micro SD, en la que se almacena los diferentes fondos e imágenes utilizadas en la programación, opción que debe ser

habilitada como se observa en la figura 71 y el código es generado de forma automática, ver figura 72. El proyecto al ser compilado genera un archivo .res el que debe ser guardado en la memoria micro SD para servir de soporte.

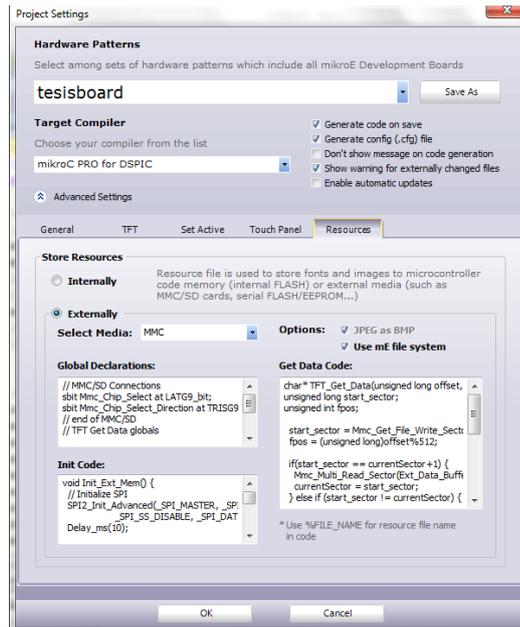


Figura 71 Soporte externo

```

// Extern memory interface
// MMC/SD Connections
sbit Mmc_Chip_Select at LATG9_bit;
sbit Mmc_Chip_Select_Direction at TRISG9_bit;
// end of MMC/SD
// TFT Get Data globals
unsigned long currentSector = -1, res_file_size;
// end of TFT Get Data
// End of extern memory interface

void Init_Ext_Mem() {
// Initialize SPI
SPI2_Init_Advanced(_SPI_MASTER, _SPI_8_BIT, _SPI_PRESCALE_SEC_1, _SPI_PRESCALE_PRI_64,
                 _SPI_SS_DISABLE, _SPI_DATA_SAMPLE_MIDDLE, _SPI_CLK_IDLE_LOW, _SPI_IDLE_2_F
Delay_ms(10);

// Initialize MMC
if (!Mmc_Fat_Init()) {
// Reinitialize SPI at higher speed
SPI2_Init_Advanced(_SPI_MASTER, _SPI_8_BIT, _SPI_PRESCALE_SEC_1, _SPI_PRESCALE_PRI_4,
                 _SPI_SS_DISABLE, _SPI_DATA_SAMPLE_MIDDLE, _SPI_CLK_IDLE_LOW, _SPI_IDLE_2_F

// Open resource file for read
Mmc_Fat_Assign("test_res.RES", 0);
Mmc_Fat_Reset(&res_file_size);
}
}

char* TFT_Get_Data(unsigned long offset, unsigned int count, unsigned int *num) {
unsigned long start_sector;
unsigned int fpos;

start_sector = Mmc_Get_File_Write_Sector() + offset/512;
fpos = (unsigned long)offset%512;

if(start_sector == currentSector+1) {
Mmc_Multi_Read_Sector(f16_sector.fSect);
currentSector = start_sector;
} else if (start_sector != currentSector) {
if(currentSector != -1)
Mmc_Multi_Read_Stop();
Mmc_Multi_Read_Start(start_sector);
Mmc_Multi_Read_Sector(f16_sector.fSect);
currentSector = start_sector;
}

if(count>512-fpos)
*num = 512-fpos;
else
*num = count;

return f16_sector.fSect+fpos;
}

```

Figura 72 Código para soporte externo mediante memoria micro SD.

#### 4.2.2. Calibración del TFT

El código para calibración del TFT se genera de forma automática al seleccionar la opción de calibración manual como se observa en la figura69. El código que se genera se muestra en la figura 73 en donde se puede observar que se configura los bordes horizontal y vertical mediante el toque en las esquinas superior derecha e inferior izquierda.

```

void Calibrate() {
  TFT_Set_Pen(CL_WHITE, 3);
  TFT_Set_Font(TFT_defaultFont, CL_WHITE, FO_HORIZONTAL);
  TFT_Write_Text("Touch selected corners for calibration", 50, 80);
  TFT_Line(315, 1, 319, 1);
  TFT_Line(310, 10, 319, 1);
  TFT_Line(319, 5, 319, 1);
  TFT_Write_Text("first here", 230, 20);

  TP_TFT_Calibrate_Min();           // Calibration of TP minimum
  Delay_ms(500);

  TFT_Set_Pen(CL_BLACK, 3);
  TFT_Set_Font(TFT_defaultFont, CL_BLACK, FO_HORIZONTAL);
  TFT_Line(315, 1, 319, 1);
  TFT_Line(310, 10, 319, 1);
  TFT_Line(319, 5, 319, 1);
  TFT_Write_Text("first here", 230, 20);

  TFT_Set_Pen(CL_WHITE, 3);
  TFT_Set_Font(TFT_defaultFont, CL_WHITE, FO_HORIZONTAL);
  TFT_Line(0, 239, 0, 235);
  TFT_Line(0, 239, 5, 239);
  TFT_Line(0, 239, 10, 230);
  TFT_Write_Text("now here ", 15, 200);

  TP_TFT_Calibrate_Max();           // Calibration of TP maximum
  Delay_ms(500);
}

```

Figura 73 Código de calibración

### 4.2.3. Despliegue de pantallas

El software TFT permite la creación de varias pantallas de manera gráfica, su entorno permite el uso de componentes como figuras básicas (círculos, cuadrados), líneas, texto, imágenes, botones, etc.

El diseño de las ventanas depende de la necesidad del programador, para este proyecto se realizaron tres ventanas: una pantalla inicial, ver figura74, en la que se muestra una imagen de fondo relacionada al tema, en texto el título e integrantes y dos botones que permiten la navegación con las otras dos ventanas; otra pantalla, ver figura75, para visualizar la señal EEG y los valores de voltaje del canal 1 con relación a las muestras obtenidas de la tarjeta ADS1299 y un botón para regresar a la pantalla inicial; y una pantalla para mostrar el nivel de batería, ver figura76, de forma gráfica y en valor de voltaje, y un botón para regresar a la pantalla inicial.

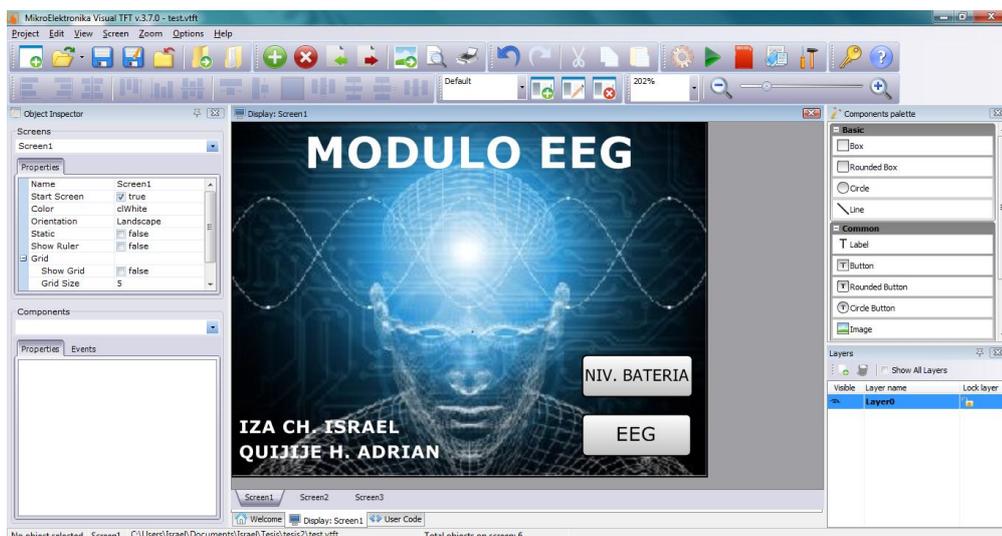


Figura 74 Pantalla inicial

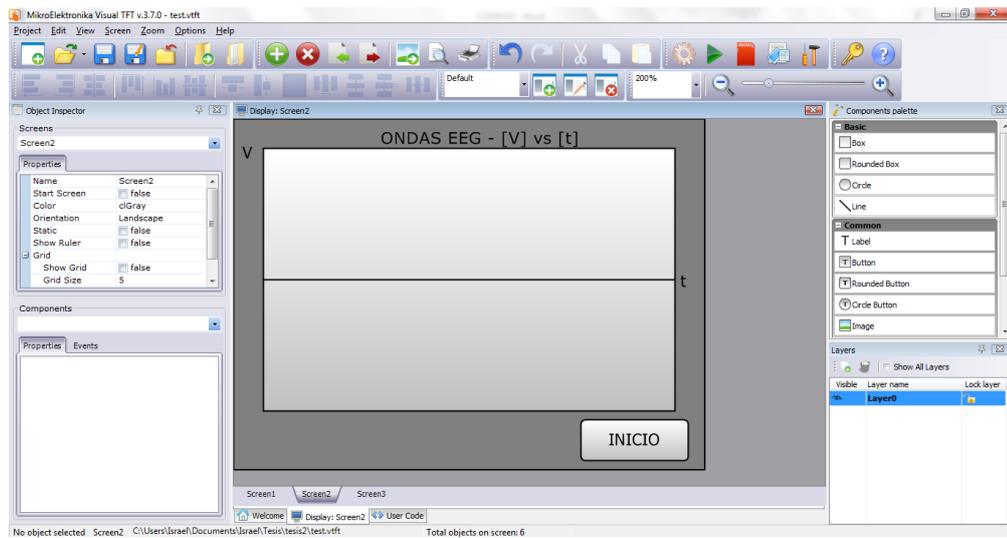


Figura 75 Pantalla para la visualización de la señal EEG del canal 1.

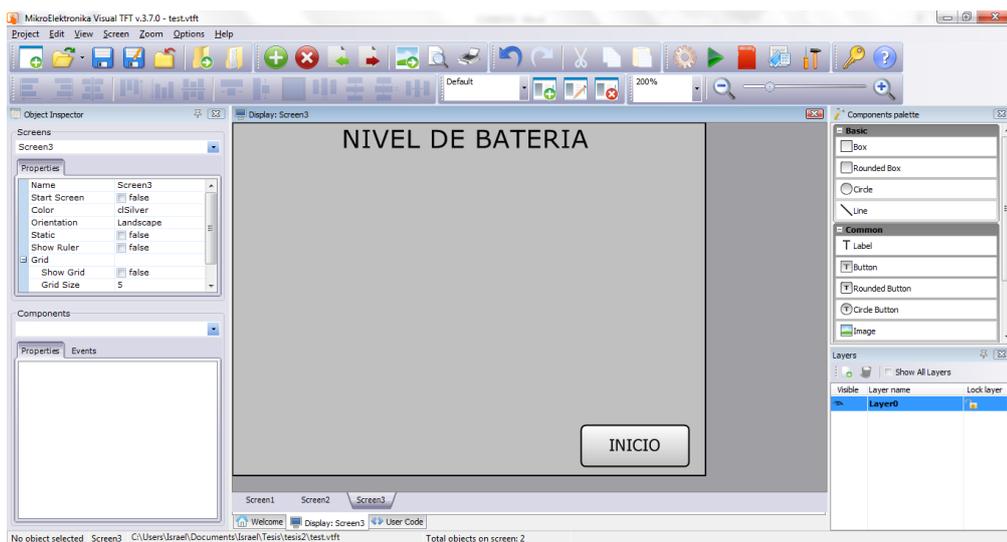


Figura 76 Pantalla para nivel de batería

#### 4.2.4. Módulo EEG

##### 4.2.4.1. Inicialización de variables, configuración de puertos e inicialización de SPI1 Y UART1

Los puertos han sido configurados como entradas o salidas de acuerdo a los requerimientos del prototipo, es así que el puerto A, B, E fueron configurados como salidas e inicializado el puerto B con 0b000010000 para que de esta forma el pin RB4 esté en alto para manejar en CS que se activa en bajo para enviar o recibir datos. Este comportamiento de los puertos se lo activa con la instrucción TRIS y el puerto acompañado del parámetro si es de salida o de entrada, en este caso 0 para salida y 1 para entrada. En la figura77se muestra la programación de los puertos de acuerdo a las consideraciones anotadas anteriormente.

```
//CONFIGUARICION DE PUERTOS//  
ADPCFG = 0xFFFF;  
TRISA = 0X00;  
TRISB = 0X00;  
TRISE = 0X00;  
PORTB=0b000010000;  
//*****//
```

Figura 77 Configuración de puertos

Para inicializar el módulo SPI1 se utiliza la función SPI1\_Init\_Advanced en el que se configura el modo de trabajo como maestro o esclavo, la longitud de datos de 8 bits o 16 bits, los valores del prescalador primario y secundario, la utilización del pin SS en modo esclavo, el momento de

muestreo de la señal de entrada y el comportamiento de la señal de reloj. La configuración utilizada en este proyecto se muestra en la figura78.

```
//INICIALIZACION SPI A 8BITS
SPI1_Init_Advanced( SPI_MASTER, _SPI_8_BIT, _SPI_PRESCALE_SEC_6, _SPI_PRESCALE_PRI_16,
_SPI_SS_DISABLE, _SPI_DATA_SAMPLE_END, _SPI_CLK_IDLE_high, _SPI_IDLE_2_ACTIVE);
//*****//
```

Figura 78 Inicialización del módulo SPI1

En la inicialización del UART1 se usa la función UART1\_Init en la que se cambia el parámetro de velocidad en dB, 9600 para este proyecto ya que el Bluetooth también está configurado a dicha velocidad; se da un tiempo de espera para que se establezca el módulo. El código se muestra en la figura79.

```
//INICIALIZACION UART A 9600bps//
UART1_Init(9600); //Inicializa UART a 9600bps
DELAY_MS(100);
//*****//
```

Figura 79 Inicialización del UART1

#### 4.2.4.2. Secuencia de encendido de la tarjeta

##### ADS1299EEG-FE

Para encender la tarjeta de adquisición de datos EEG ADS1299EEG-FE es necesario seguir una secuencia de encendido definida en la que se utilizan los pines CS, PWDN, RESET, START y CLK\_SEL relacionados a las salidas del puerto B del módulo Mikromedia, ver tabla 26.

Puerto B	Pin de ADS1299
GND	CLK_SEL
RB2	PWDN
RB3	RESET
RB4	CS
RB5	START

Tabla 17 Relación de puerto B con pines de ADS1299.

La secuencia establecida por el fabricante se describe mediante un flujograma en la figura80, el código desarrollado se muestra en la figura81.

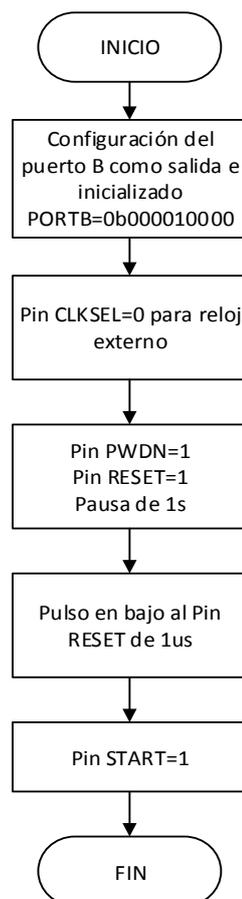


Figura 80 Flujograma encendido tarjeta ADS1299

```

//INICIALIZACION TARJETA DE ADQUISICION
//start--cs--reset--pwrn--clkssel--NA
//set clkssel=0
PORTB=0b000010000;
DELAY_MS(150);
//set pwrn=1, reset=1 y pausa de 1s
PORTB=0b000011100;
DELAY_MS(1000);
//reset=0 pulso de 1us
PORTB=0b000010100;
DELAY_US(1);
//reset=1 y start=1
PORTB=0b000111100;
DELAY_US(9);
//*****//

```

Figura 81 Código de secuencia de encendido tarjeta ADS1299

#### 4.2.4.3. Configuración de registros de la tarjeta ADS1299EEG-FE

La tarjeta de adquisición cuenta con varios comandos de operación y registros configurables de acuerdo a la necesidad del usuario, como se vio en el capítulo 3.

Una vez encendida la tarjeta ADS1299 entra en modo de lectura continua de datos por lo que se debe enviar el comando SDATAC para detener dicha lectura. Es necesario configurar el registro CONFIG3 con E0h para habilitar la referencia de voltaje interna de 4,5V, el CONFIG1 con 90h para configurar a 16kSPS, el CONFIG2 con D0h para generar la señal de prueba internamente y los CHnSET (n=1:8) con 6xh para tener determinar la ganancia PGA de 24 y determinar el tipo de entrada de los canales.

Uno de los requerimientos del proyecto es determinar cuándo se desconecta algún canal es por esto que se debe configurar el registro LOFF con 00h que configura los comparadores positivos y negativos de los canales, el CONFIG4 con 02h para habilitar los comparadores de los canales y los registros LOFF\_SENSP y LOFF\_SENSN con FFh para indicar que canal se desconecta dependiendo su variación en el status\_register.

Después de haber realizado estas configuraciones en los registros el comando RDATA devuelve el status\_register y la lectura de los 8 canales. El flujograma de configuración se muestra en la figura82.

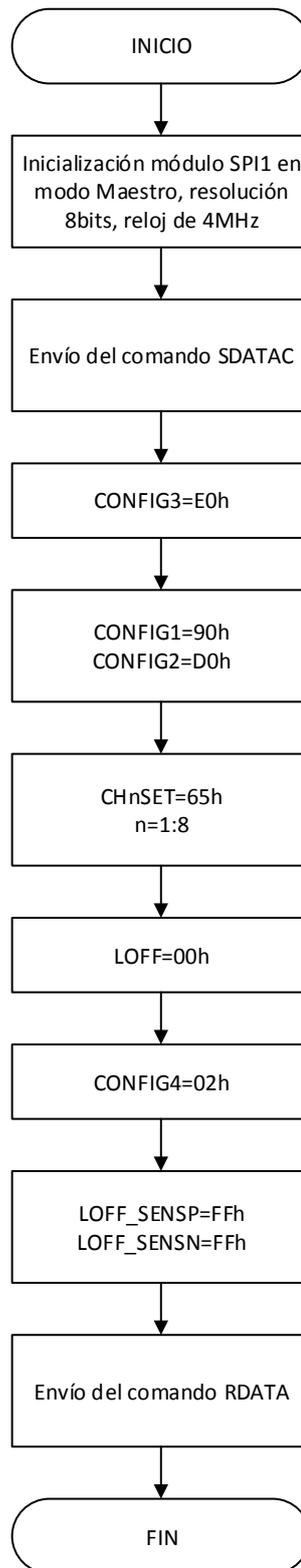


Figura 82 Flujograma configuración de registros de la tarjeta ADS1299

Para enviar los comandos de operación y configuración de registros se utiliza el pin SDO1 del módulo SPI1, con la instrucción SPI1\_Write se envía el valor de hexadecimal del registro o comando con resolución de 8 bits.

Es necesario que durante la transmisión de datos el pin CS debe estar en bajo y al finalizar regresar a alto. El código empleado se muestra en la figura83.

```
//CONFIGURACION DE REGISTROS DE LA TARJETA ADS1299EEG-FE
//SEND SDATAC 11H
PORTB=0b000101100;
SPI1_WRITE(0x11);
PORTB=0b000111100;
delay_us(10);

//WREG config3=E0h
PORTB=0b000101100;
SPI1_WRITE(0x43); //010r rrrr
SPI1_WRITE(0x00); //000n nnnn -1
SPI1_WRITE(0xE0); //config3=E0H
PORTB=0b000111100;
delay_us(10);

//vreg config1 90h y config2 D0h
PORTB=0b000101100;
SPI1_WRITE(0x41); //010r rrrr
SPI1_WRITE(0x01); //000n nnnn -1
SPI1_WRITE(0x90); //config1=90h
SPI1_WRITE(0xD0); //config2=D0h
PORTB=0b000111100;
delay_us(10);
```

```

//wreg CHnset 65h
PORTB=0b000101100;
SPI1_WRITE(0x45); //010r rrrr
SPI1_WRITE(0x07); //000n nnnn -1
SPI1_WRITE(0x65); //ch1=65
SPI1_WRITE(0x65); //ch2=65
SPI1_WRITE(0x65); //ch3=65
SPI1_WRITE(0x65); //ch4=65
SPI1_WRITE(0x65); //ch5=65
SPI1_WRITE(0x65); //ch6=65
SPI1_WRITE(0x65); //ch7=65
SPI1_WRITE(0x65); //ch8=65
PORTB=0b000111100;
delay_us(10);

//WREG Loof=00h
PORTB=0b000101100;
SPI1_WRITE(0x44); //010r rrrr
SPI1_WRITE(0x00); //000n nnnn -1
SPI1_WRITE(0x00); //Loof=00h
PORTB=0b000111100;
delay_us(10);

//WREG config4=02h
PORTB=0b000101100;
SPI1_WRITE(0x57); //010r rrrr
SPI1_WRITE(0x00); //000n nnnn -1
SPI1_WRITE(0x02); //config4=02h
PORTB=0b000111100;
delay_us(10);

//wreg Loof_sensp=FFh y Loof_sensn=FFh
PORTB=0b000101100;
SPI1_WRITE(0x4F); //010r rrrr
SPI1_WRITE(0x01); //000n nnnn -1
SPI1_WRITE(0xFF); //Loof_sensp=FFh
SPI1_WRITE(0xFF); //Loof_sensn=FFh
PORTB=0b000111100;
delay_us(10);

//WREG rdata 12h
PORTB=0b000101100;
SPI1_WRITE(0x12);
PORTB=0b000111100;
delay_us(10);

```

Figura 83 Código para la configuración de registros de la tarjeta ADS1299

#### 4.2.4.4. Recepción, tratamiento, visualización de datos desde la tarjeta ADS1299EEG-FE y envío por UART1

La tarjeta ADS1299 ya configurada y después de RDATA da como respuesta 216 bits, de los cuales los 24 primeros son el status\_register (1100+LOFF\_SENSP+LOFF\_SENSN+0000), los siguientes 192 bits se agrupan cada 24 bits equivalentes a la respuesta de cada canal.

La variación de los registros LOFF\_SENSP y LOFF\_SENSN indica el estado de conexión positiva y negativa de los canales como muestra la tabla 27.

<b>LOFF_SENSP</b>							
<b>CHP8</b>	CHP7	CHP6	CHP5	CHP4	CHP3	CHP2	CHP1
<b>LOFF_SENSN</b>							
<b>CHN8</b>	CHN7	CHN6	CHN5	CHN4	CHN3	CHN2	CHN1

Tabla 18 Registros de estado de canales

Los datos de los canales se reciben en el módulo Mikromedia con resolución de 8bits por lo que se tiene que agrupar los 3 bytes después del status\_register para conseguir los 24 bits correspondientes a la lectura del canal 1, una vez agrupados se transforma a decimal y se escala con relación a la tabla 8 del capítulo 3, con esto se obtiene el valor real en voltaje de cada muestra de un canal.

Este valor real se lo muestra en pantalla de manera gráfica y en voltaje.

Para enviar los datos al computador se utiliza el módulo UART1 con resolución de 8 bits del módulo Mikromedia. El flujograma del proceso se encuentra en la figura84.

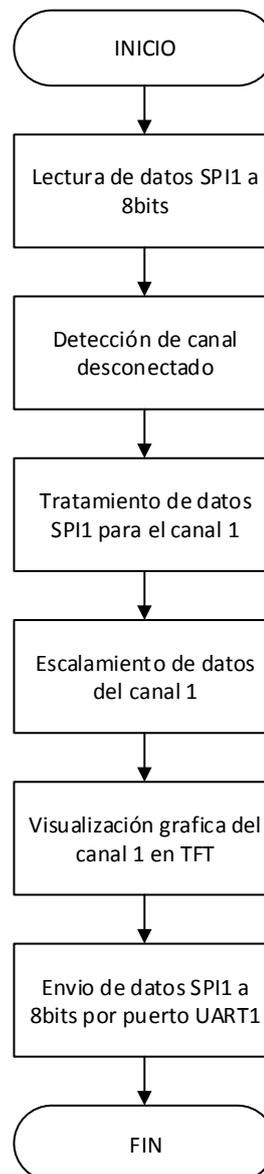


Figura 84 Flujograma tratamiento y grafica de datos SPI1

La instrucción SPI1\_Read permite recibir los datos adquiridos mediante el pin SDI1 del módulo SPI1, generando 8 pulsos de reloj necesarios. Durante la recepción de datos el pin CS debe estar en bajo y al finalizar regresar a alto.

Para la detección de un canal desconectado se analizan los 3 bytes del status\_register, si el primer byte es diferente de 192; y, o el segundo byte diferente de cero y; y, o el tercer byte diferente de cero se indica canal desconectado.

```

//LECTURA DE DATOS OBTENIDOS MEDIANTE SPI1
rd_spi1=SPI1_READ(0);
delay_ms(10);

//Detección de canal desconectado
if (f>=0 && f<=2){
  if(f==0){
    if(rd_spi1 != 192){
      TFT_Write_Text("CH. DESC.", 140, 212);
      PORTB=0b000101110;
    }
    else
    {
      TFT_Set_Pen(CL_AQUA,1);
      TFT_Set_Brush(1, CL_AQUA, 0, 0, 0, 0);
      TFT_Rectangle(139, 210, 200, 230);
      PORTB=0b000101100;
    }
  }
  if(f==1){
    if(rd_spi1 != 0){
      TFT_Write_Text("CH. DESC.", 140, 212);
      PORTB=0b000101110;
    }
    else
    {
      TFT_Set_Pen(CL_AQUA,1);
      TFT_Set_Brush(1, CL_AQUA, 0, 0, 0, 0);
      TFT_Rectangle(139, 210, 200, 230);
      PORTB=0b000101100;
    }
  }
  if(f==2){
    if(rd_spi1 != 0){
      TFT_Write_Text("CH. DESC.", 140, 212);
      PORTB=0b000101110;
    }
    else
    {
      TFT_Set_Pen(CL_AQUA,1);
      TFT_Set_Brush(1, CL_AQUA, 0, 0, 0, 0);
      TFT_Rectangle(139, 210, 200, 230);
      PORTB=0b000101100;
    }
  }
}

```

Figura 85 Código para lectura de datos y detección de canal desconectado

Para transformar los datos del canal 1 al valor real es necesario trabajar con los siguientes 3 bytes del `satus_regiter`, a los cuales se los debe concatenar, transformar a un valor decimal y comparar según la tabla 8 del capítulo 3.

El método utilizado para concatenar y transformar a decimal los datos del canal uno sigue el siguiente orden:

- El primer byte recibido del canal 1 es multiplicado por  $2^{16}$ .
- El segundo byte por  $2^8$ .
- El tercer byte se mantiene.
- Se suman los tres valores resultantes de las operaciones anteriores.
- Relacionando la ecuación de la recta y los rangos de la tabla 8 del capítulo 3, el resultado se transforma a un valor real en voltaje equivalente a la señal de entrada del canal 1.

```

//Tratamiento y conversión de datos
if (f>=3 && f<=5){
    if(f==3){
        lec1_ch_1=rd_spi1*(65536);
    }
    if(f==4){
        lec2_ch_1=rd_spi1*(256);
    }
    if(f==5){
        lec3_ch_1=rd_spi1;
    }
    ch_int=lec1_ch_1+lec2_ch_1+lec3_ch_1;

    m=((4.5/8388607)-(4.5))/((1)-(8388607));

    if (ch_int>0 && ch_int<=8388607){
        ch_dec=(m*ch_int) ;
    }
    if (ch_int>=8388608 && ch_int<=16777215){
        ch_dec=(m*ch_int)-9;
    }
    if (ch_int==0) {
        ch_dec=0;
    }
}

```

Figura 86 Código para tratamiento y conversión de datos.

Para presentar los datos en el TFT se grafica cada punto obtenido en el eje y, y el número de muestra se aumenta en eje x; y se imprime el valor de voltaje.

Los datos recibidos desde la tarjeta ADS1299 con resolución de 8 bits son enviados por el UART1 mediante el comando UART1\_Write\_Text, seguido por el equivalente en ASCII del “enter” (0Ah) y el retorno de “carry” (0Dh).

```
FloatToStr(ch_dec,ch1_total) ;

TFT_Set_Pen(CL_AQUA,1);
TFT_Set_Brush(1, CL_AQUA, 0, 0, 0, 0);
TFT_Rectangle(5, 210, 112, 230);
TFT_Write_Text(ch1_total, 7, 212);
TFT_Write_Text("[V]", 91, 212);
delay_ms(10);

cord_x2 = cord_x2+3 ;

//Ecuacion de escalamiento de datos
cord_y2 = ((-27272*ch_dec)+1209);

}

//envio de datos convertidos por UART1
UART_Write_Text(txt_spi); //dato
UART_Write(0x0A);        // enter
UART_Write(0x0D);        // retorno de carro

//grafica datos del canal 1
TFT_Set_Pen(CL_blue, 1);
TFT_Line(cord_x1, cord_y1, cord_x2, cord_y2);
```

Figura 87 Código de visualización de datos y envío por UART1

## 4.2.5. Nivel de batería

### 4.2.5.1. Flujograma general

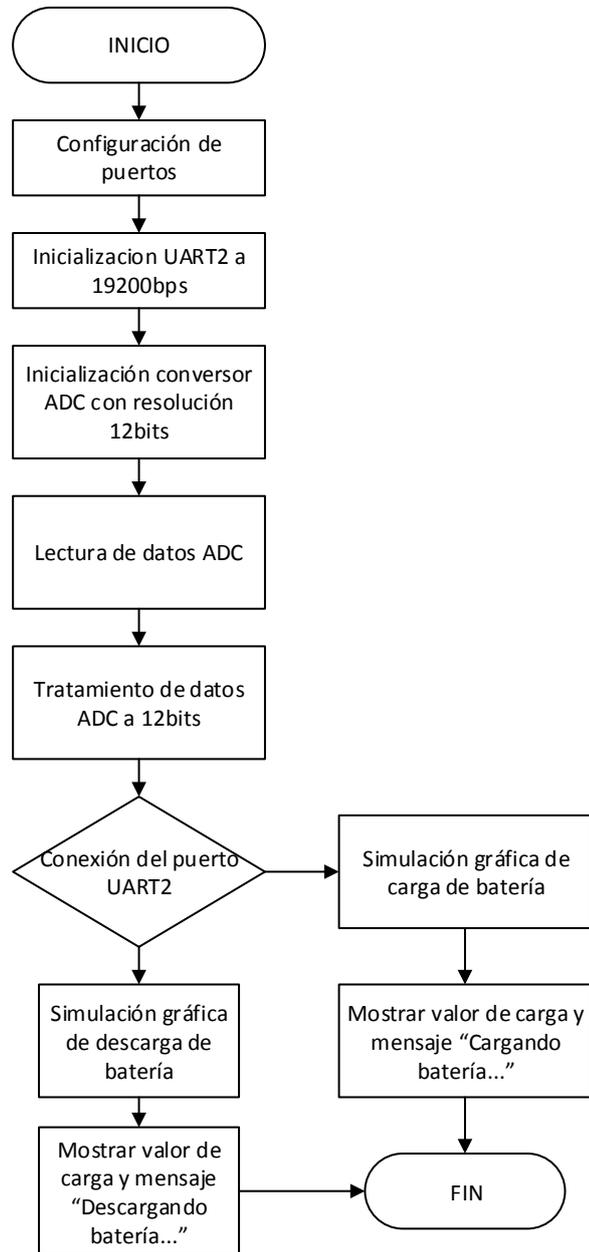


Figura 88 Flujograma Nivel de batería

#### 4.2.5.2. Configuración de puertos e inicialización de módulos UART2 Y ADC1

Los puertos han sido configurados como entradas o salidas de acuerdo a los requerimientos del prototipo, es así que los puertos A y E fueron configurados como salidas y el puerto B como entrada analógica. Este comportamiento de los puertos se lo activa con la instrucción TRIS y el puerto acompañado del parámetro si es de salida o de entrada, en este caso 0 para salida y 1 para entrada. Para inicializar el UART2 se lo hace mediante el comando UART2\_Init utilizando como argumento la velocidad que en este caso es 19200 y para inicializar el ADC es con el comando ADC1\_Init\_Advanced teniendo como argumentos resolución de 12 bits y referencia interna. En la figura 89 se muestra la programación de los puertos de acuerdo a las consideraciones anotadas anteriormente y la inicialización de los módulos UART2 y ADC1.

```
//CONFIGURACION DE PUERTOS//
AD1PCFGL = 0xFFFE;
AD1PCFGH = 0xCFFF;
TRISA = 0;
TRISE = 0;
TRISB = 1;
STAT_direction = 1;
CLKDIVbits.PLLPRE = 0;
PLLFBD = 30;
CLKDIVbits.PLLPOST = 1;
//*****//

//INICIALIZACION UART2 a 19200bps//
UART2_Init(19200);
//*****//

//INICIALIZACION ADC//
void Init_ADC() {
AD1PCFGL = 0xCFFF;
AD1PCFGH = 0xCFFF;
ADC1_Init_Advanced(_ADC_12bit, _ADC_INTERNAL_REF);
}
//*****//
```

Figura 89 Configuración de puertos e inicialización de UART2 y ADC1.

### 4.2.5.3. Lectura y tratamiento de datos

Para leer los datos desde el módulo ADC1 se lo realiza mediante el comando ADC1\_Get\_Sample que lee el valor analógico del puerto 0 y para convertir a un valor real se multiplica por el voltaje de referencia y se divide para  $2^{n-1}$ .

```
//Lectura de datos en ADC
adc_rd = ADC1_Get_Sample(0); // leer valor analogo en el canal 0
voltage_value = ((adc_rd * 5.4)/4096)*2; // conversion a voltage
FloatToStr(voltage_value, txt); // conversion tipo de dato
txt[4] = 0; // con 2 decimales
```

Figura 90 Lectura de datos del ADC

La presentación gráfica del nivel de batería está compuesta por dos condiciones, una cuando esta desconectado el UART2, simula la batería descargando y mostrando el nivel de voltaje actual y otra cuando el UART2 está conectado que simula gráficamente la carga de la batería por medio de una animación programada y muestra el valor de voltaje actual.

```

// Limpia la pantalla
TFT_Set_Pen(CL_WHITE, 1);           // Set color Silver
TFT_Set_Brush(1, CL_WHITE, 0, 0, 0, 0); // Set color Silver
TFT_Rectangle(80, 169, 250, 210);    // Dibuja rectangulo

// Mensaje valor actual
TFT_Write_Text("Valor de Voltage Actual [V]:", 81, 170);
TFT_Write_Text(txt, 81, 190);
Delay_ms(50);

if (sample > 40){

    // Limpia la pantalla
    TFT_Set_Pen(CL_SILVER, 1);
    TFT_Set_Brush(1, CL_SILVER, 0, 0, 0, 0);
    TFT_Rectangle(50, 100, 200, 120);

    // Simulación y grafica de bateria
    TFT_Set_Pen(CL_LIME, 1);
    TFT_Set_Brush(1, CL_LIME, 0, 0, 0, 0);
    TFT_Rectangle(28, 26, 222, 70);

    TFT_Set_Pen(CL_LIME, 1);
    TFT_Set_Brush(1, CL_LIME, 0, 0, 0, 0);
    TFT_Rectangle(222, 30, 232, 66);

    TFT_Set_Pen(CL_LIME, 1);
    TFT_Set_Brush(1, CL_LIME, 0, 0, 0, 0);
    TFT_Rectangle(222, 40, 237, 56);

    // Mostrar estado de bateria
    TFT_Write_Text("Descargando bateria...", 50, 140);
    Delay_ms(50);
}

```

Figura 91 Código para la presentación gráfica de descarga de batería

```
else
{
    // Limpiar pantalla
    TFT_Set_Pen(CL_SILVER, 1);
    TFT_Set_Brush(1, CL_SILVER, 0, 0, 0, 0);
    TFT_Rectangle(50, 100, 200, 120);

    TFT_Write_Text("Cargando bateria...", 50, 140);

    // Simulación y grafica de bateria
    TFT_Set_Pen(CL_RED, 1);
    TFT_Set_Brush(1, CL_RED, 0, 0, 0, 0);
    TFT_Rectangle(28, 26, 222, 70);

    TFT_Set_Pen(CL_RED, 1);
    TFT_Set_Brush(1, CL_RED, 0, 0, 0, 0);
    TFT_Rectangle(222, 30, 232, 66);

    TFT_Set_Pen(CL_RED, 1);
    TFT_Set_Brush(1, CL_RED, 0, 0, 0, 0);
    TFT_Rectangle(222, 40, 237, 56);

    // Simulación de carga de batería
    for (i = 0; i < 190; i = i+10) {
        TFT_Set_Pen(CL_LIME, 1);
        TFT_Set_Brush(1, CL_LIME, 0, 0, 0, 0);
        TFT_Rectangle(30, 28, 40+i, 68);
        Delay_ms(50);
    }

    for (i = 0; i < 9; i = i++) {
        TFT_Set_Pen(CL_LIME, 1);
        TFT_Set_Brush(1, CL_LIME, 0, 0, 0, 0);
        TFT_Rectangle(222, 32, 222+i, 64);
        Delay_ms(50);
    }

    for (i = 0; i < 4; i++) {
        TFT_Set_Pen(CL_LIME, 1);
        TFT_Set_Brush(1, CL_LIME, 0, 0, 0, 0);
        TFT_Rectangle(222, 42, 232+i, 54);
        Delay_ms(50);
    }
}
}
```

Figura 92 Código para presentación gráfica y simulación de carga de batería.

### **4.3. DISEÑO DEL SOFTWARE PARA LA PC**

#### **4.3.1 Descripción del software para la PC**

El software a diseñarse en el presente proyecto en la PC debe ser capaz de recibir inalámbricamente los datos adquiridos en la tarjeta ADS1299EEG-FE, tratamiento y escalamiento de los datos a valores de voltaje, graficar en una interface los datos de los 8 canales y almacenar estos datos para control del paciente.

#### **4.3.2 Requerimientos del software para la PC**

De acuerdo a la propuesta del proyecto se empleará un software para desarrollar una interface amigable con el usuario en la PC, que sea capaz de recibir los datos vía inalámbrica desde el módulo Mikromedia y mostrar estos datos transformados a las señales que representan las señales adquiridas de los 8 canales de la tarjeta ADS1299EEG-FE

De acuerdo a estas consideraciones los requerimientos para el diseño del software de la PC son:

- Una pantalla de presentación en la muestre el tema del proyecto, los autores y dos botones de navegación.
- Una pantalla que permita el ingreso del nombre del paciente, el número de muestras a capturar y la presentación grafica de los 8 canales.

- Se debe visualizar la gráfica de cada canal por separado y en conjunto.
- Debe existir la opción de guardar los datos para futuros controles médicos (historial médico).
- Debe mostrar una alerta cuando un canal se ha desconectado.

### 4.3.3 Flujoograma general

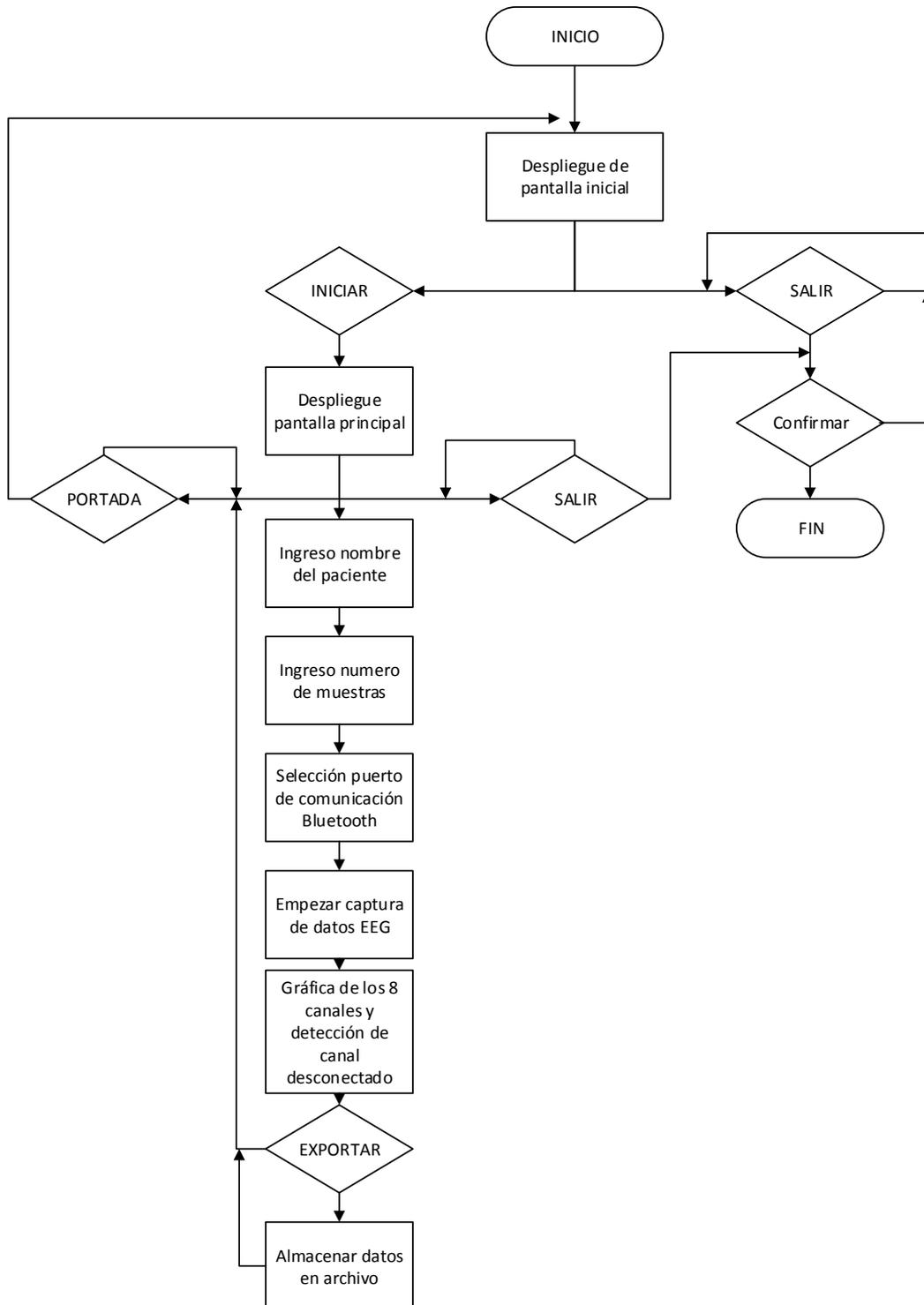


Figura 93 Flujoograma general del software de la PC.

### 4.3.4 Despliegue de pantallas

El software GUIDE de MATLAB permite la creación de varias pantallas de manera gráfica, su entorno permite el uso de componentes como figuras básicas (círculos, cuadrados), líneas, texto, imágenes, botones, etc.

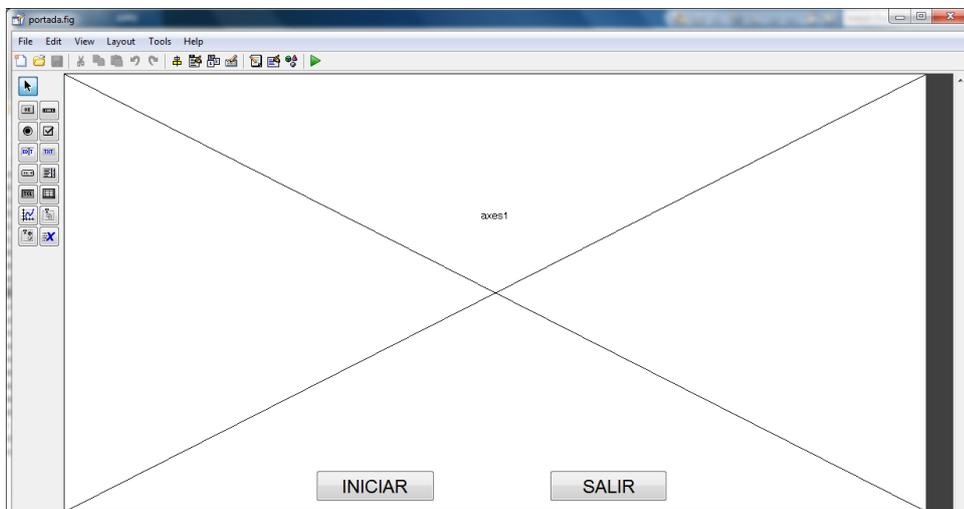


Figura 94 Portada en GUIDE de MATLAB

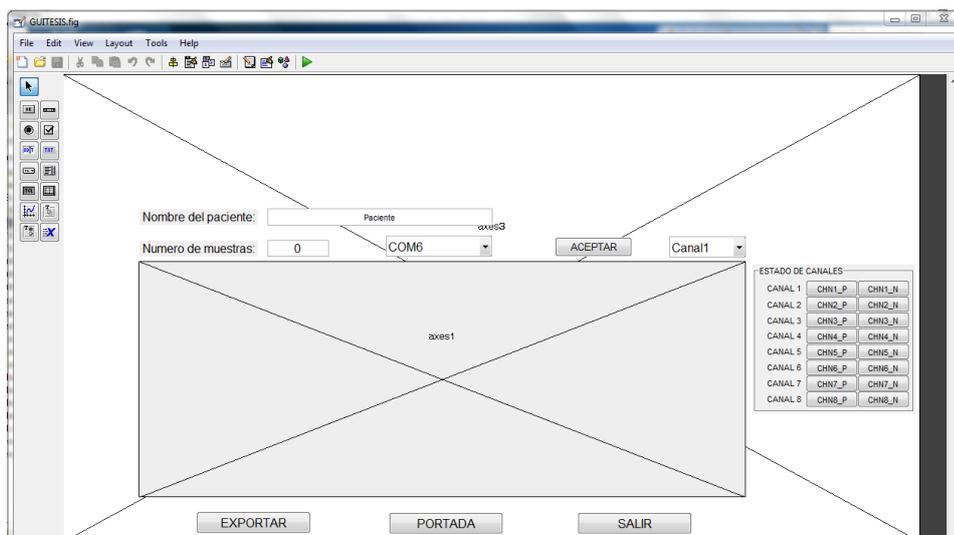


Figura 95 Pantalla principal en GUIDE de MATLAB

El diseño de las ventanas depende de la necesidad del programador, para este proyecto se realizaron dos ventanas: una pantalla inicial, ver figura94, en la que se muestra una imagen de fondo relacionada al tema, en texto el título e integrantes y dos botones que permiten salir de la aplicación o dirigimos a la pantalla principal y otra, ver figura95, que permite el ingreso del nombre del paciente, el número de muestras que se va a graficar, una lista para escoger el puerto del Bluetooth, un axes que muestra la gráfica de los 8 canales, canal por canal o todos a la vez, la alerta del canal desconectado que indica que canal esta desconectado siendo este el pin positivo o negativo y cuatro botones para navegar: uno para comenzar la captura de datos, otro para salir de la aplicación, otro para guardar el registro en un archivo en EXCEL y el último para dirigimos a la portada.



Figura 96 Portada en ejecución



Figura 97 Pantalla principal en ejecución cuando se abre.

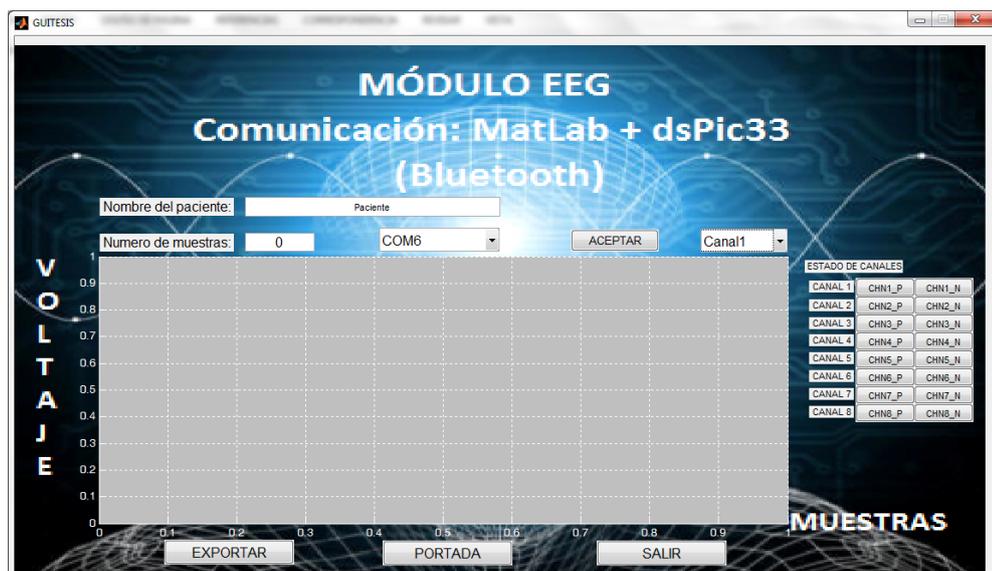


Figura 98 Pantalla principal en ejecución con la sección de visualización de la señal

Para desplegar las pantallas en el código de MATLAB se escribe el nombre de la ventana, por ejemplo “portada;” y para cerrar “close GUITESIS”. Ver figura99.

```

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% DESPLIEGUE DE PANTALLA PRINCIPAL
GUITESIS;
close portada;
% hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% DESPLIEGUE DE PANTALLA INICIAL
portada;
close GUITESIS;
%portada;
% hObject    handle to pushbutton2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

```

Figura 99 Código para abrir una ventana y cerrar otra.

#### 4.3.5 Ingreso del nombre del paciente, numero de muestras y selección del puerto de comunicación Bluetooth

El ingreso del nombre del paciente, el número de muestras y la selección del puerto de comunicación bluetooth se lo realiza en la pantalla principal en los campos mostrados en la figura 100, al terminar se presiona el botón aceptar para comenzar la captura de datos y mostrar las señales en el axes.

Figura 100 Campo para ingreso del nombre del paciente, número de muestras y el puerto de comunicación Bluetooth.

#### 4.3.6 Recepción, tratamiento, visualización de datos desde el módulo Mikromedia vía Bluetooth

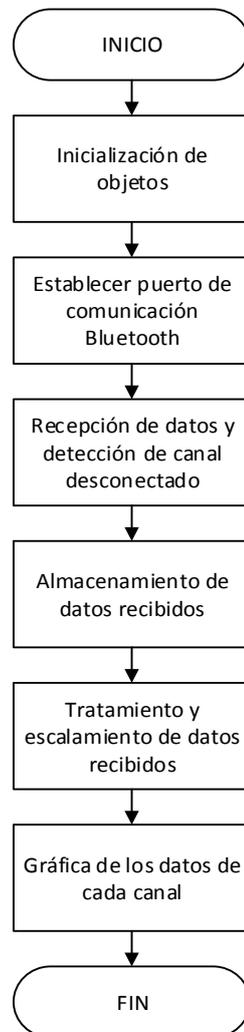


Figura 101 Flujograma adquisición, tratamiento, escalamiento y gráfica de datos adquiridos

### 4.3.6.1 Inicialización de objetos

Al presionar el botón aceptar se abre el puerto serial relacionado al bluetooth, se inicializa el contador de muestras y se inicializa la matriz donde se guardaran los datos recibidos con ceros.

```

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
global ch1_dec ch2_dec ch3_dec ch4_dec ch5_dec ch6_dec ch7_dec ch8_dec
popup_sel_index = get(handles.popupmenu1, 'Value');
string_list = get(handles.popupmenu1, 'String');
sel=string_list(popup_sel_index);
num = str2double(get(handles.muestras, 'String'));
y=zeros(num,24);
delete(instrfind);
s=serial(sel, 'BAUD', 9600);
fopen(s);
contador_muestras=1;
p=0;

```

Figura 102 Código de inicialización de objetos

### 4.3.6.2 Detección de canal desconectado

Lo primero es trabajar con los tres primeros bytes que equivalen al status\_register para realizar la detección del canal desconectado, estos se almacenan en un vector en binario, el bit que varíe equivale al pin positivo o negativo del canal desconectado. Este canal pin que se desconecte se mostrará en la pantalla principal.

```

while contador_muestras<=num
    %ylim([27 34]);
    %xlim([contador_muestras-20 contador_muestras+5]);
    x = fscanf(s,'%f');
    j=1;
    if (floor(x) >=192 & floor(x) <=207)
        stat_1 = floor(x)

        for i=1:26
            x = fscanf(s,'%f');
            if i==1
                stat_2 = floor(x)
            end

            if i==2
                stat_3 = floor(x)
                stat_t=[stat_1 stat_2 stat_3]
                stat_chn=de2bi(stat_t,8,'left-msb');
                status_bin=reshape(stat_chn',1,24);

                % canal 1
                if status_bin(12)==0
                    set(handles.pushbutton5,'BackgroundColor','g')
                else
                    msgbox('CANAL 1P DESCONECTADO',' EEG ');
                    i=26;
                    contador_muestras=contador_muestras-1;
                    set(handles.pushbutton5,'BackgroundColor',[1 0 0])
                end
                if status_bin(20)==0
                    set(handles.pushbutton6,'BackgroundColor','g')
                else
                    msgbox('CANAL 1N DESCONECTADO',' EEG ');
                    i=26;
                    contador_muestras=contador_muestras-1;
                    set(handles.pushbutton6,'BackgroundColor',[1 0 0])
                end
            end
        end
    end
end

```

Figura 103 Código de detección de cable desconectado

#### 4.3.6.3 Almacenamiento de datos recibidos

Los datos recibidos llegan como string, por lo que toca transformarlos a número decimal, de 0 a 255 ya que representa 8 bits, y se lo almacena en una matriz de 24 columnas que representan los 24 bytes que recibe por muestra que envía el prototipo y como filas el número de muestras ingresadas.

```
        if i>2
            y(contador_muestras,j)=x;
            j=j+1;
        end
    end
    contador_muestras = contador_muestras+1;
end
```

Figura 104 Código para almacenarlos datos en una matriz

#### 4.3.6.4 Tratamiento de datos

Para transformar los datos al valor real de voltaje primero se debe separar por canal, por ejemplo para el canal 1 se separaron los tres primeros bytes de cada muestra y se creó una nueva matriz con estos valores, luego se los transforma en binario y se los concatena para que quede el valor de 24 bits por muestra, a este valor se lo transforma a decimal y se lo compara con los valores de la relación de salida explicado

en el formato de salida de la tarjeta ADS1299EEG-FE en el capítulo anterior, para obtener el valor real de voltaje de la entrada del canal.

```

%% canal1
val_chan_1=y(1:end,1:3);
[filas,columnas]=size(val_chan_1);
num_elementos=filas*columnas;
chanell1 = fix(reshape(val_chan_1',1,num_elementos));

ch1_binario=de2bi(chanell1,8,'left-msb');
[filass,columnass]=size(ch1_binario);
num_elementos_binarios=filass*columnass;
ch1_bin=reshape(ch1_binario',1,num_elementos_binarios);
ch1_ind=vec2mat(ch1_bin,24);
ch1_decimal = bi2de(ch1_ind,'left-msb')

for i=1:num
if ch1_decimal(i)>0 && ch1_decimal(i)<=8388607
    b=y1-(m*x1);
    ch1_dec(i)=(m*ch1_decimal(i))+b;
elseif ch1_decimal(i)>=8388608 && ch1_decimal(i)<=16777215
    b=y5-(m*x5);
    ch1_dec(i)=(m*ch1_decimal(i))+b;
elseif ch1_decimal(i)==0
    ch1_dec(i)=0;
end
end

```

Figura 105 Código de discriminación de datos canal 1

#### 4.3.6.5 Gráfica de las señales de cada canal y todos los canales a la vez

La opción de visualización se la realiza canal por canal, ver figura106, o todos los canales a la vez, ver figura 107, en ambos casos se utiliza el comando “plot”.

```

% --- Executes on selection change in popupmenu4.
function popupmenu4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to popupmenu4 (see GCBO)
global canales_sel ch1_dec ch2_dec ch3_dec ch4_dec ch5_dec ch6_dec ch7_dec ch8_dec
canales_sel = get(handles.popupmenu4, 'Value')
if canales_sel == 1
axes(handles.axes1);
cla;
plot(ch1_dec, 'b')
grid on;
set(gca, 'Color', [0.75 0.75 0.75])
set(gca, 'XColor', [1 1 1])
set(gca, 'YColor', [1 1 1])
elseif canales_sel == 2
axes(handles.axes1);
cla;
plot(ch2_dec, 'g')
grid on;
set(gca, 'Color', [0.75 0.75 0.75])
set(gca, 'XColor', [1 1 1])
set(gca, 'YColor', [1 1 1])

```

Figura 106 Código para graficar un canal a la vez (canal 1)

```

elseif canales_sel == 9
axes(handles.axes1);
cla;
hold on
plot(ch1_dec, 'b')
plot(ch2_dec, 'g')
plot(ch3_dec, 'r')
plot(ch4_dec, 'c')
plot(ch5_dec, 'm')
plot(ch6_dec, 'y')
plot(ch7_dec, 'k')
plot(ch8_dec, 'w')
legend('Ch1', 'Ch2', 'Ch3', 'Ch4', 'Ch5', 'Ch6', 'Ch7', 'Ch8')
grid on;
set(gca, 'Color', [0.75 0.75 0.75])
set(gca, 'XColor', [1 1 1])
set(gca, 'YColor', [1 1 1])
hold off

```

Figura 107 Código para graficar todos los canales

### 4.3.7 Exportación de datos a Excel

Los datos se exportan al EXCEL al presionar el botón exportar de la pantalla principal, en la que se guarda los datos de cada canal en la Hoja 1 en las columnas A, B, C, D, E, F, G, H, fila 2. El código se puede observar en la figura 108.

```
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
global ch1_dec ch2_dec ch3_dec ch4_dec ch5_dec ch6_dec ch7_dec ch8_dec
paciente= get(handles.edit3, 'String');
canales={'CANAL 1','CANAL 2','CANAL 3','CANAL 4','CANAL 5','CANAL 6','CANAL 7','CANAL 8'};
xlswrite(paciente,canales,'Hoja1','A1');

xlswrite(paciente,ch1_dec,'Hoja1','A2');
xlswrite(paciente,ch2_dec,'Hoja1','B2');
xlswrite(paciente,ch3_dec,'Hoja1','C2');
xlswrite(paciente,ch4_dec,'Hoja1','D2');
xlswrite(paciente,ch5_dec,'Hoja1','E2');
xlswrite(paciente,ch6_dec,'Hoja1','F2');
xlswrite(paciente,ch7_dec,'Hoja1','G2');
xlswrite(paciente,ch8_dec,'Hoja1','H2');
% hObject    handle to pushbutton3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
```

Figura 108 Código para exportar datos a EXCEL

## **CAPÍTULO 5**

### **PRUEBAS Y RESULTADOS**

Para comprobar el buen funcionamiento del prototipo se van a realizar las pruebas utilizando las señales generadas internamente por la tarjeta ADS1299EEG-FE y el simulador de señales EEG, de tal forma que se pueda verificar la forma de la señal obtenida con el prototipo y sus amplitudes, además el almacenamiento de las señales adquiridas.

#### **5.1 ESCENARIO 1: PRUEBAS DEL PROTOTIPO CON LAS SEÑALES GENERADAS INTERNAMENTE POR LA TARJETA DE ADQUISICIÓN EEG**

El escenario 1 de pruebas se realizó con las señales internas de prueba generadas por la tarjeta ADS1299EEG-FE, como la test signal y la de temperatura, visualizando en la pantalla TFT del prototipo y en la interface gráfica del software desarrollado en MATLAB la forma y amplitud de las mismas. Para estas pruebas las entradas de los canales no son utilizados.

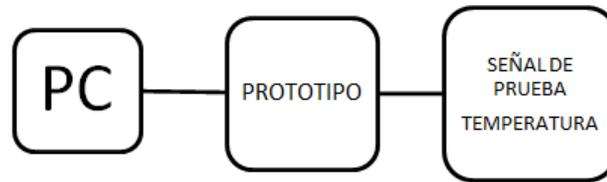


Figura 109 Diagrama del escenario 1 de pruebas

### 5.1.1 Escenario 1a: pruebas con señales internas (Test Signal) generadas por la tarjeta de adquisición

Para obtener la Test Signal generada internamente por la tarjeta ADS1299EEG-FE se configuró los registros CONFIG2 (02h) con D0h y los CHnSET (05h-0Ch) con 65h.

En la figura 110 se muestra la señal del canal 1, que el prototipo obtiene de la tarjeta de adquisición, esta señal debe ser cuadrada de acuerdo a las especificaciones de la ADS1299EEG-FE.

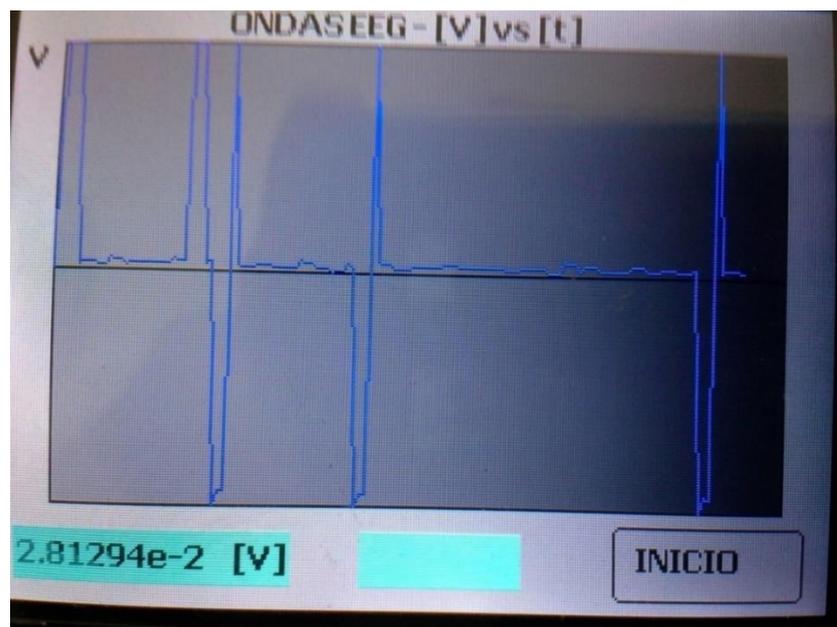


Figura 110 Test signal Canal 1 en el prototipo

En la figura 111, se indica en la interface desarrollada en GUIDE de MATLAB la señal del canal 1 obtenida en el PC vía Bluetooth del prototipo, mediante una captura de 100 muestras, que comparada con la figura 110 la señal es similar.

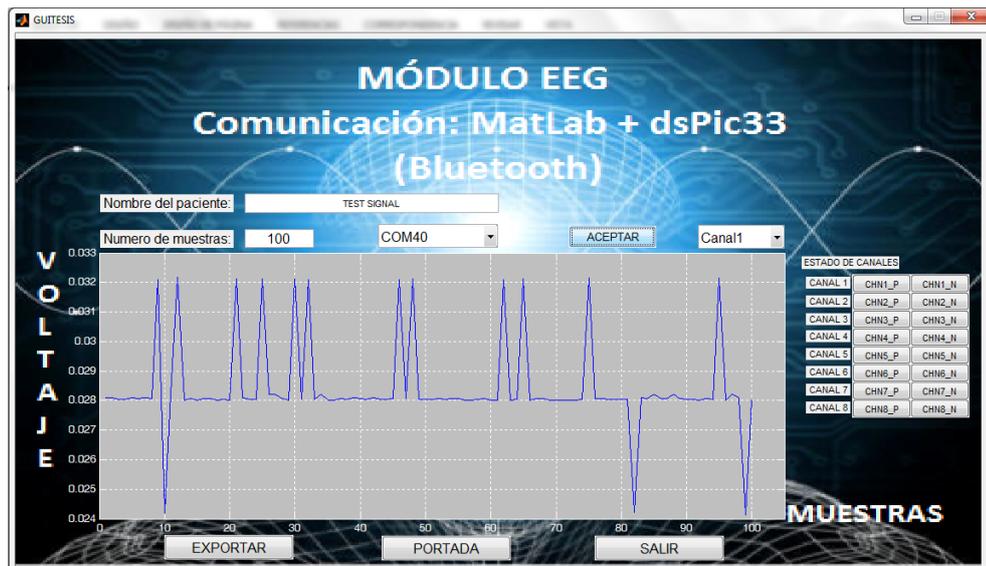


Figura 111 Test signal Canal 1

En la figura 112 está indicada la señal adquirida del canal 3 de la tarjeta de adquisición, la misma que es cuadrada y de una frecuencia mayor a la obtenida en el canal 1.

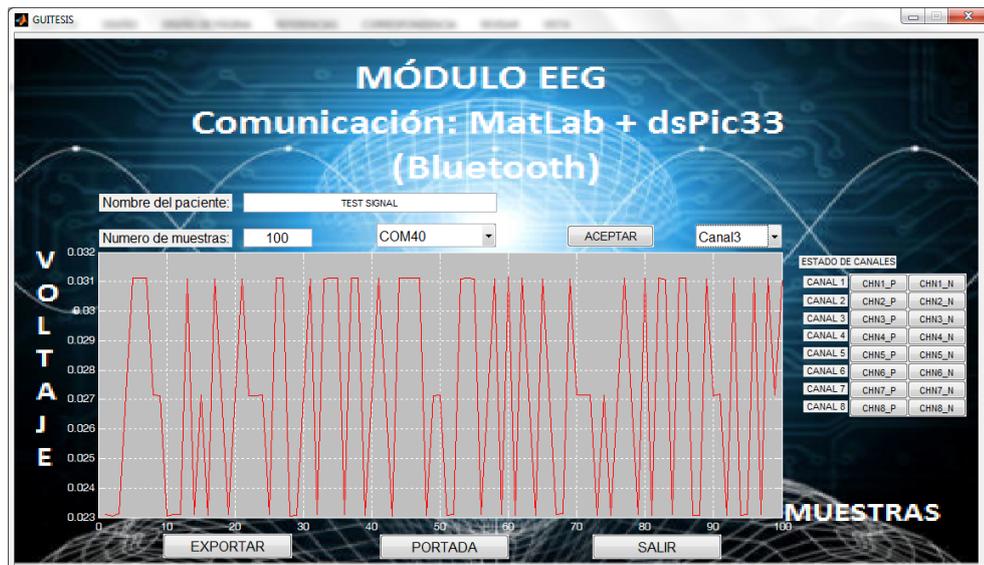


Figura 112 Test signal Canal 3

Para el resto de canales 2, 4, 5, 6, 7 y 8 las señales obtenidas también son cuadradas pero con diferentes frecuencias. La figura 113 muestra las señales de todos los canales, determinándose que todas se encuentran en el mismo rango de voltaje pero con diversas frecuencias.

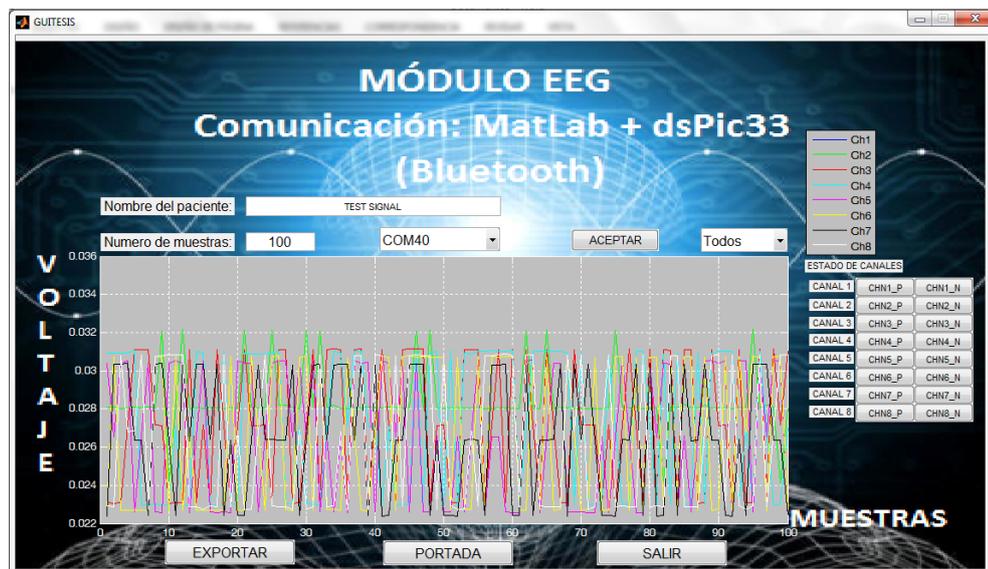


Figura 113 Test signal todos los canales

Para verificar la calidad de almacenamiento se ha utilizado una herramienta para abrir los archivos que guarda la interface gráfica en el disco duro del PC, cuando se realiza una adquisición de un número determinado de muestras. La figura 114 muestra la señal del canal 1 graficada con el software de EXCEL, ya que el programa de MATLAB desarrollado en el presente proyecto genera un archivo con formato .xls, que serviría para análisis posteriores.

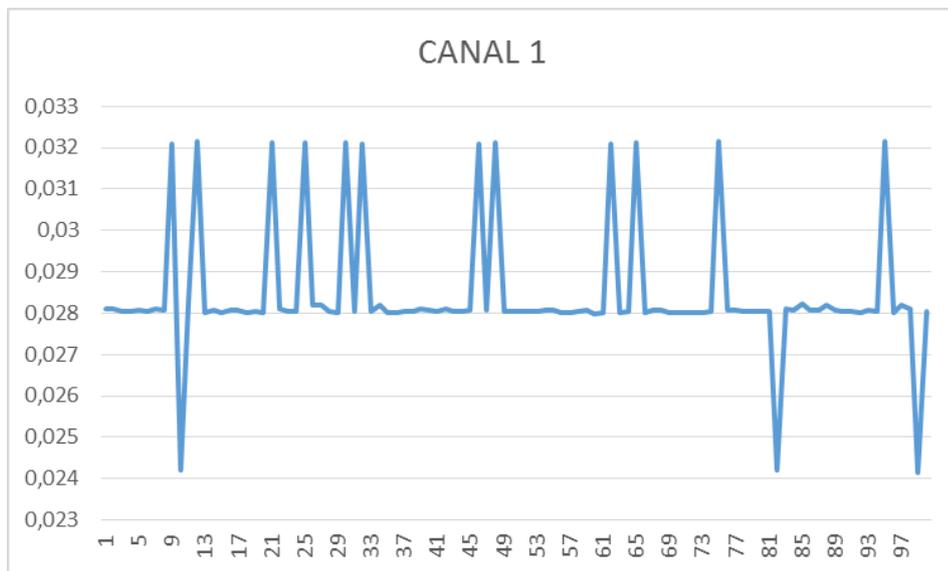


Figura 114 Test signal Canal 1 Excel exportado desde MATLAB

### 5.1.2 Escenario 1b: pruebas con señal de temperatura de la tarjeta de adquisición

Para obtener la señal de temperatura generada por el sensor de la tarjeta ADS1299EEG-FE se configuró los registros CHnSET (05h-0Ch) con 64h.

En la figura 115 se muestra la señal del canal 1 en el prototipo proveniente del sensor de temperatura de la tarjeta de adquisición, con un valor aproximado de 1.47V, el mismo que equivale a 28°C utilizando la fórmula de transformación mencionada en el capítulo 3.

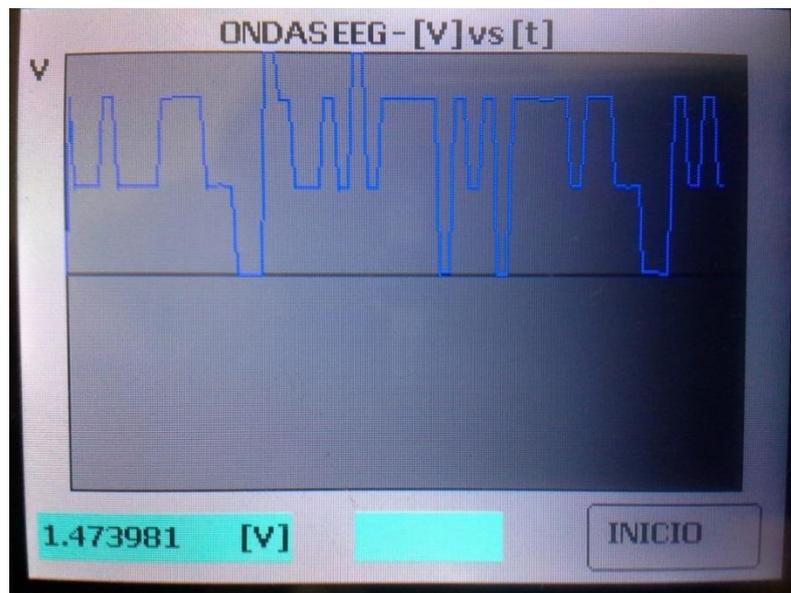


Figura 115 Temperatura Canal 1 en el prototipo

En la figura 116, se indica el canal 1 de temperatura en la interface desarrollada en GUIDE de MATLAB para el prototipo EEG, en la que se capturó 100 muestras que comparada con la figura 115 la señal es similar, pues varía entre 1.47V a 1.48V.

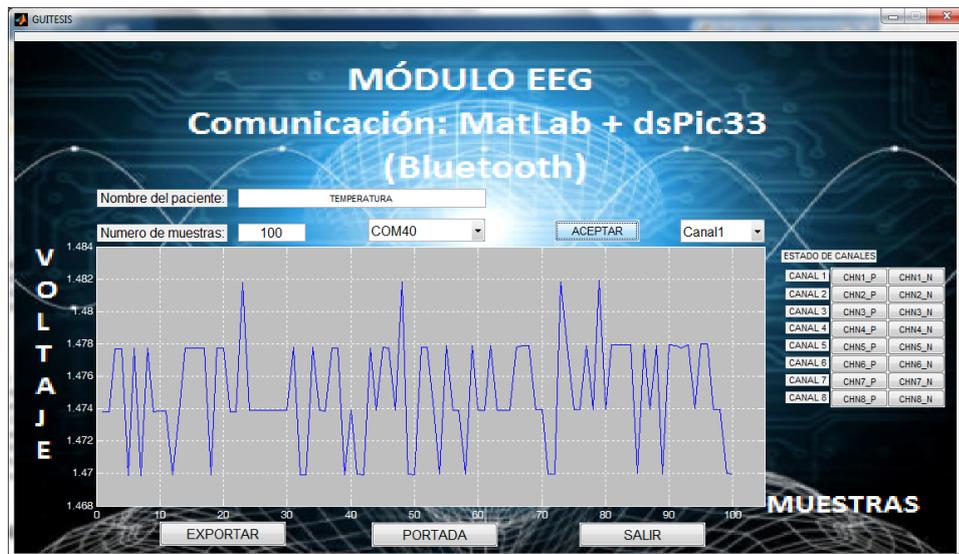


Figura 116 Temperatura Canal 1

En la figura 117 está indicada la señal adquirida en el canal 3 proveniente del sensor de temperatura en mención, como se puede ver está señal varía entre 1.47V a 1.485V.

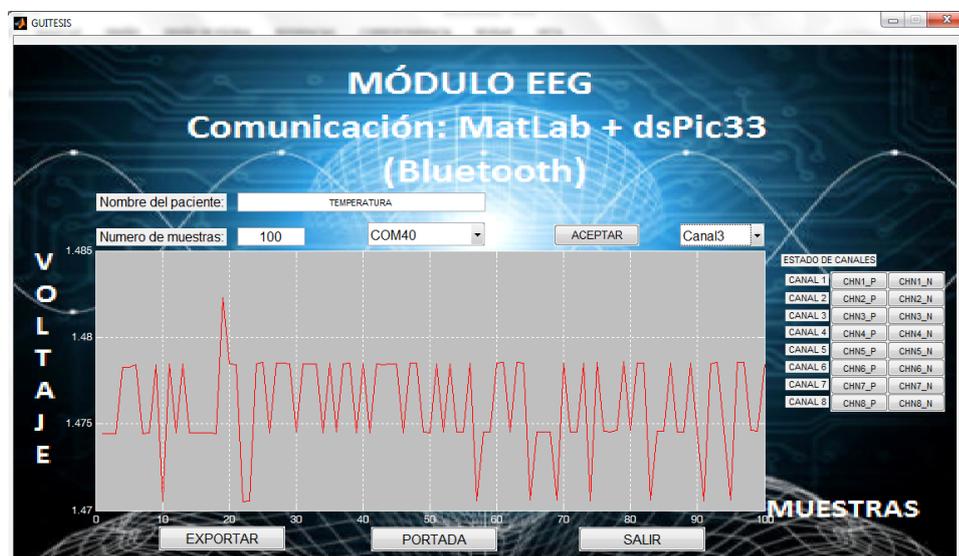


Figura 117 Temperatura Canal 3

La figura 118 muestra las señales de todos los canales, que toman la señal del sensor de temperatura en diferentes instantes, como se puede apreciar todas se encuentra en el mismo rango de voltaje.

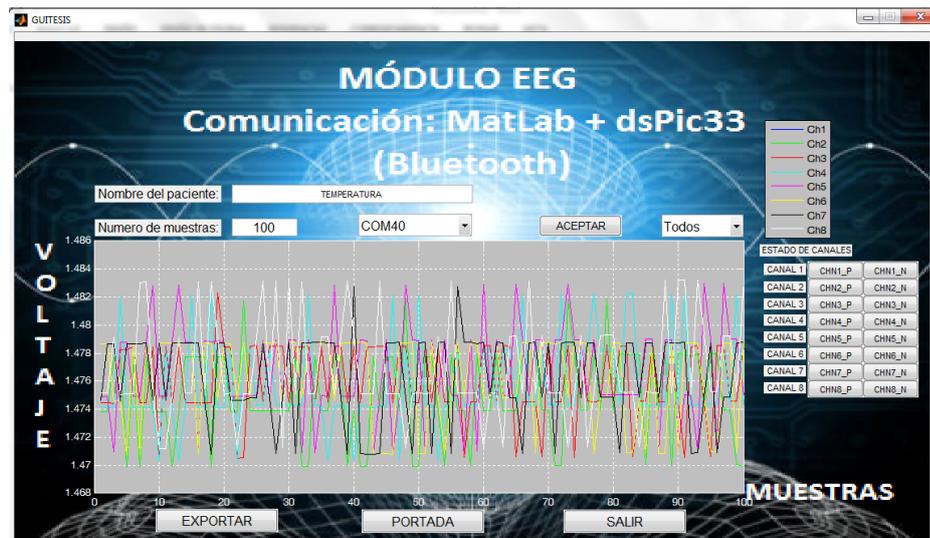


Figura 118 Temperatura todos los canales

Para verificar la calidad de almacenamiento se ha utilizado una herramienta para abrir los archivos que guarda la interfaz gráfica en el disco duro del PC, cuando se realiza una adquisición de un número determinado de muestras. La figura 119 muestra la señal del canal 1 graficada con el software de EXCEL, ya que el programa de MATLAB desarrollado en el presente proyecto genera un archivo con formato .xls, que serviría para análisis posteriores.

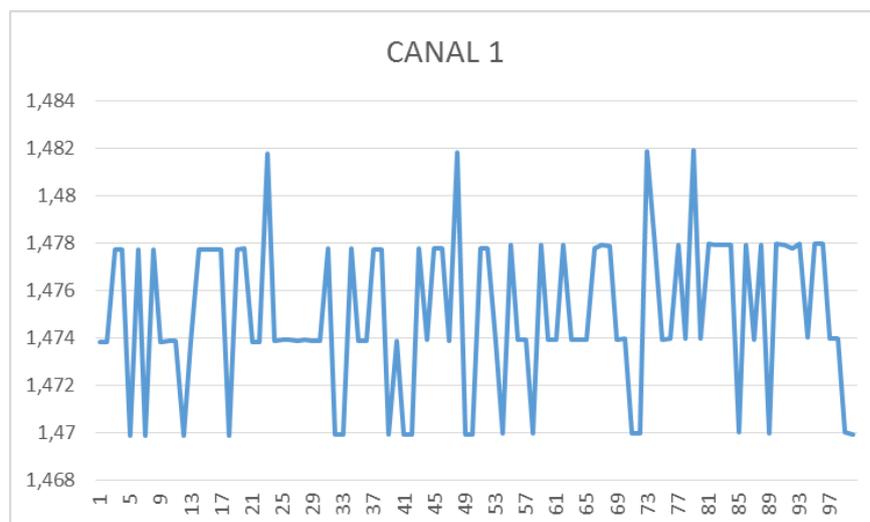


Figura 119 Temperatura Canal 1 EXCEL exportado desde MATLAB

## 5.2 ESCENARIO 2: PRUEBAS CON EL SIMULADOREEG

El escenario 2 de pruebas se realizó con el simulador NETECH MINISIM 330 de señales EEG, mostrando las señales en la pantalla TFT del prototipo y en la interface gráfica del software desarrollado en MATLAB.

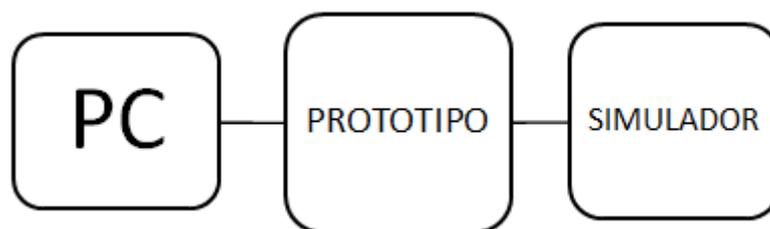


Figura 120 Diagrama del escenario 2 de pruebas

El simulador EEG NetcechMinisim 330 genera una señal ABR (Respuesta del tronco encefálico, por sus siglas en inglés Auditorybrainstem response) para verificar el funcionamiento del prototipo.

### 5.2.1. Descripción del simulador EEG NetechMinisim 330

El simulador EEG 330 está diseñado para poner a prueba los instrumentos de EEG incluyendo grabadores y monitores de estudio del sueño. Es un instrumento compacto, basado en microcontrolador, tiene cinco salidas flotantes independientes y simula ABR con ritmo Alpha-Beta, formas de onda sinusoidal, triangular y cuadrada con frecuencias y amplitudes seleccionables. (Netech Corporation, 2011-2012)



Figura 121 Simulador EEG NetechMinisim 330

### 5.2.2 Descripción de la señal ABR (Respuesta del tronco encefálico)

La respuesta del tronco encefálico (ABR) es un potencial extraído de la actividad eléctrica continua del cerebro y grabado a través de electrodos colocados en el cuero cabelludo. La grabación resultante es una serie de ondas positivas de los vértices I a V. Estas ondas, etiquetadas con números romanos en Jewett y convenciones Williston, se producen en los primeros 10 milisegundos después de la aparición de un estímulo auditivo. El ABR se considera una respuesta exógena debido a que es dependiente de factores externos.

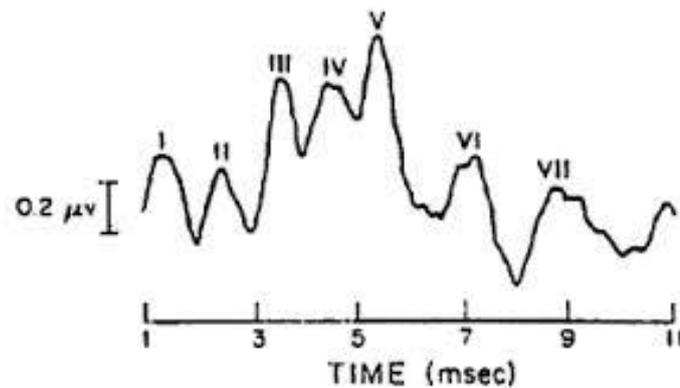


Figura 122 Forma de onda de ABR

Las ondas son generadas de la siguiente manera:

- Onda I - generada por el nervio craneal VIII
- Onda II - generado por el núcleo coclear
- Onda III - generada por el complejo olivar superior
- Onda IV - generada por el lemnisco lateral
- Onda V - generada por el colículo inferior

En la interpretación de la ABR, nos fijamos en la amplitud (el número de neuronas disparando), la latencia (la velocidad de la transmisión), la latencia interpicos (el tiempo entre picos), y la latencia interaural (la diferencia en la latencia de la onda V entre las orejas). El ABR representa la actividad iniciada a partir de la base de la cóclea y en movimiento hacia el ápice en un período de tiempo de 4 ms. Los picos reflejan en gran medida la actividad de las regiones más basales en la cóclea debido a la perturbación en el extremo basal.

### 5.2.3 Pruebas con el simulador EEG NetchMinisim 330

Para desarrollar las pruebas con las señales generadas por el simulador EEG ha sido necesario configurar los registros CHnSET (05h-0Ch) con 60h para habilitar las entradas de todos los canales. En vista de que el generador solo dispone de 5 canales de salida ha sido necesario deshabilitar 3 canales en el prototipo desde el canal 6 al 8, este proceso se lo ha realizado mediante la conexión a tierra de dichos canales. En la figura 123 se muestra la conexión entre el simulador EEG, el prototipo y el PC.



Figura 123 Prototipo, simulador y PC

En la figura 124 se puede apreciar la señal estándar ABR del canal 1 con las 5 ondas características de esta señal mencionadas anteriormente.

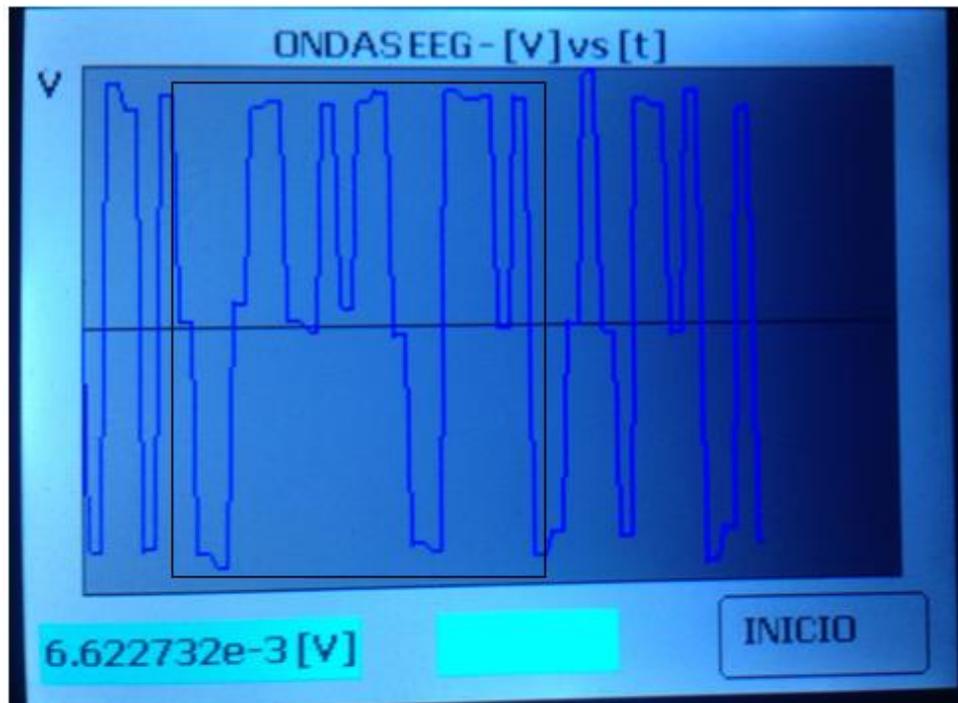


Figura 124 Señal ABR canal 1 prototipo.

La figura 125 muestra la señal ABR del canal 1 en la interface gráfica de MATLAB, en esta gráfica es más fácil reconocer la señal estándar ABR por la resolución de la interface, en este caso se adquirieron 100 muestras.

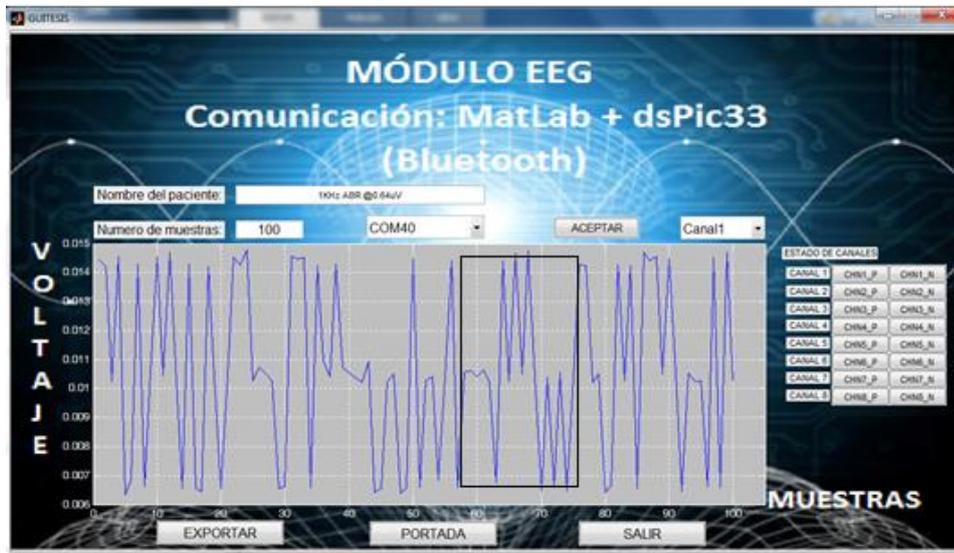


Figura 125 Señal ABR canal 1 MATLAB

La figura 126 se visualiza la señal ABR del canal 1 graficado en EXCEL con los datos exportados desde MATLAB, información que puede ser utilizada para un análisis más detallado por especialistas en futuras ocasiones.

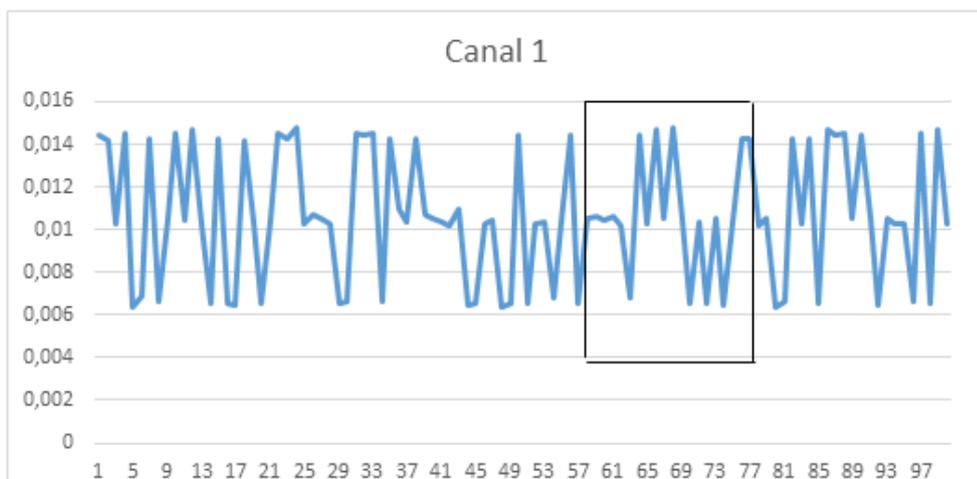


Figura 126 Señal ABR canal 1 EXCEL

En las figuras 127 y 128 se indican las señales ABR de los canales 3 y 5 respectivamente en la que también se puede reconocer la señal estándar con las 5 ondas características.

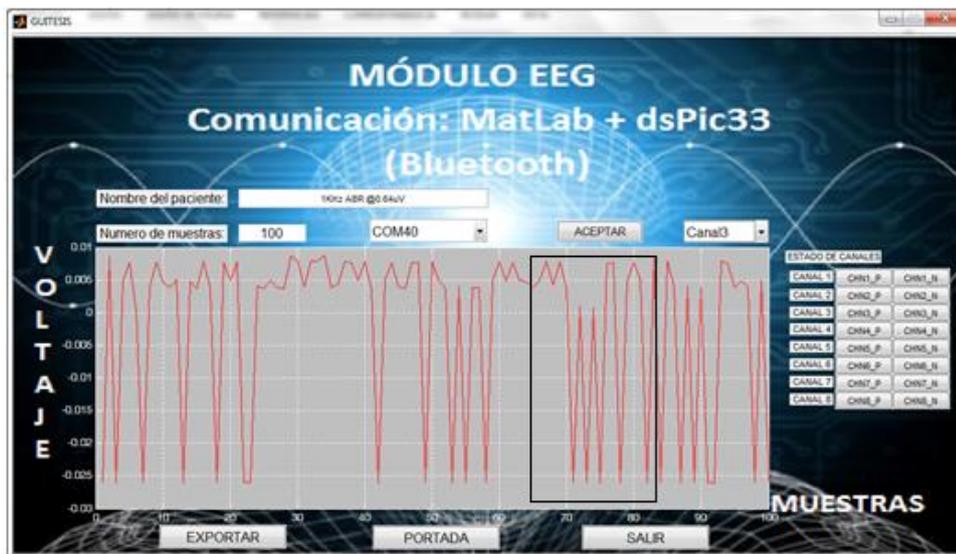


Figura 127 Señal ABR canal 3 MATLAB

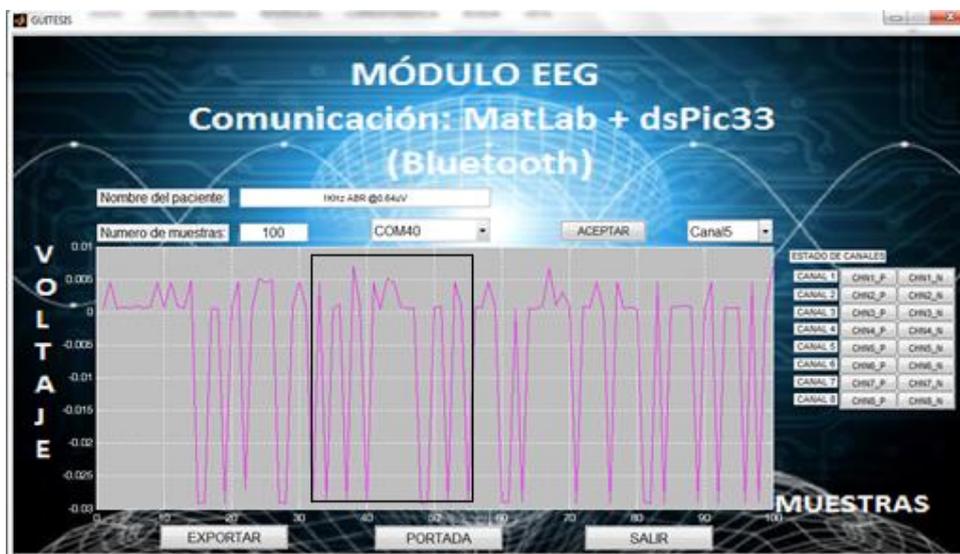


Figura 128 Señal ABR canal 5 MATLAB

## CAPÍTULO 6

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 6.1 Conclusiones

- Desde los primeros estudios realizados sobre impulsos cerebrales han existido grandes avances, contribuyendo a la detección, control y en algunos casos eliminación de patologías, sin embargo el costo que debe invertir un paciente es muy elevado, por lo que usuarios de bajos recursos no pueden acceder a este tipo de exámenes. Es por esta razón que en el presente proyecto se diseñó e implementó de un prototipo EEG portátil de bajo costo que ofrezca al usuario la comodidad de realizarse una revisión de su actividad cerebral, desde su hogar con el prototipo desarrollado, obteniendo los resultados en un archivo de EXCEL para su análisis posterior con un especialista.
- Analizar previamente las condiciones óptimas y necesarias para la ubicación de los electrodos contribuye a una mejor lectura y gráfica más clara con referencia a los estándares aprendidos en el presente proyecto.

- Emplear comunicación inalámbrica en el prototipo, facilita la transmisión de datos hacia un PC, porque se elimina la dependencia de cables y conectores, además el módulo HC-05 puede trabajar en dispositivos de bajo consumo de energía.
- La comunicación SPI utilizada en la comunicación entre la tarjeta de adquisición y el dsPIC33, permite que el flujo de datos sea simple y eficiente teniendo un mayor rendimiento con respecto a otros protocolos de comunicación como I<sup>2</sup>C o SMBus, a pesar de que emplea más señales de control.
- El uso de dispositivos embebidos como el Mikromedia dsPIC33 contribuye a mejorar la eficacia, el rendimiento y el tamaño del prototipo desarrollado en el presente proyecto debido a que los diferentes módulos están ubicados en forma estratégica en una tarjeta impresa con alta escala de integración, que favorece al bajo consumo de energía y alto rendimiento del prototipo.
- El uso de la interface gráfica del prototipo desarrollada en GUIDE de MATLAB permite una mejor visualización de las señales adquiridas con el prototipo, así como una fácil operación por parte del usuario mediante un entorno visual sencillo.

- Ofrecer la opción de exportar los datos adquiridos en el computador desde el prototipo en un archivo con extensión .xls, da la posibilidad al usuario de guardar la información de las señales cerebrales, para un futuro análisis en un centro médico por un especialista.
- Una vez que se ha desarrollado el proyecto de grado titulado “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA EL MONITOREO DE SEÑALES EEG UTILIZANDO EL MÓDULO MIKROMEDIA DSPIC33 Y SU VISUALIZACIÓN EN UN PC A TRAVÉS DE TRANSMISIÓN BLUETOOTH” y se han realizado las pruebas con el simulador EEG con resultados satisfactorios se concluye que se han cumplido todos los objetivos propuestos en el presente proyecto en forma exitosa proporcionando a la sociedad un dispositivo de bajo costo que permita a los pacientes realizar la captura de las señales neurológicas del cerebro desde su casa y guardar los resultados mediante un archivo para un análisis posterior en un centro médico especializado.

## 6.2 Recomendaciones

- Para el diseño del prototipo es necesario tener un buen conocimiento de las características de los módulos que se van a emplear en el diseño, de esta manera nos aseguramos de cumplir con los requerimientos exigidos en el presente proyecto.
- Para la elección de la tarjeta embebida que va a funcionar en el control del sistema como en es el caso del presente proyecto la tarjeta Mikromedia para dsPIC33, se recomienda tomar en cuenta la cantidad de puertos de entrada y salida, la capacidad de memorias, los tipos de comunicación y el tamaño del dispositivo, que satisfaga los requerimientos del proyecto a desarrollar.
- Debido a que el prototipo emplea comunicación inalámbrica con el PC, se recomienda no situar el prototipo a más de 10 metros de la PC, para garantizar una transmisión de datos correcta.
- La parte superior del prototipo consta de un TFT Touch Screen, por lo que se recomienda tener cuidado y protegerlo de posibles golpes, en caso de romperse el TFT no se podrá ingresar a la aplicación pues todo es controlado de manera táctil.

- En la comunicación SPI se debe tener especial atención en el reloj de sincronización, el módulo Mikromedia y la tarjeta de adquisición deben estar sincronizados, por lo que se recomienda emplear un reloj externo y compartido para los dos dispositivos mencionados.
- Todos los cables y conectores empleados deben ser debidamente identificados, ya que de darse el caso de una falla se pueda reparar sin demora y agilizar el mantenimiento.
- La autonomía del prototipo es de 4 horas, por lo que se recomienda que al pasar de este se recurra a recargar la batería, en caso de no hacerlo los datos adquiridos no serán confiables y presentaran un alto margen de error.
- En la etapa de diseño de software se debe considerar el lenguaje de programación, las librerías, sentencias y bucles que disponemos para que el programa desarrollado no sea complicado.
- Durante el desarrollo de software se recomienda hacer comentarios o notas que permitan la identificación de procesos pues el código que se genera es muy extenso y para un futuro cambio puede ser complicado encontrar la sentencia que se requiere.

- En la parte gráfica del software es necesario que sea de tipo amigable y funcional para el usuario, se debe diseñar de tal manera que cualquier persona sin experiencia pueda emplearlo sin dificultad.

## BIBLIOGRAFÍA

- Alcántar Liliana, S. A. (Marzo de 2010). Obtenido de [http://www2.uacj.mx/IIT/IEC/Digitales/PROYECTOS/Documentos\\_noviembre\\_2010/DESARROLLO%20DE%20UN%20CIRCUITO%20DE%20CAPTACION%20Y%20ACONDICIONAMIENTO%20DE%20SENALES%20CEREBRALES.pdf](http://www2.uacj.mx/IIT/IEC/Digitales/PROYECTOS/Documentos_noviembre_2010/DESARROLLO%20DE%20UN%20CIRCUITO%20DE%20CAPTACION%20Y%20ACONDICIONAMIENTO%20DE%20SENALES%20CEREBRALES.pdf)
- Anónimo. (s.f.). *GeoSalud*. Obtenido de <http://www.geosalud.com/alzheimer/alzheimer2.htm>
- Badillo, L. (Noviembre de 2004). Obtenido de <http://itzamna.bnct.ipn.mx/dspace/bitstream/123456789/1647/1/BADILLO.pdf>
- Chacón, N. (24 de Mayo de 2009). *Mejorforo*. Obtenido de <http://aemh.mejorforo.net/t780-historia-del-electroencefalograma>
- Flores-Río de la Loza, R.-B. R.-P. (10 de 02 de 2005). *Scribd*. Obtenido de <http://www.scribd.com/doc/6281404/Utilidad-Eeg-Demencias>
- Giménez, D. S. (25 de Abril de 2006). *Medicina21*. Obtenido de <http://oftalnet.com/doc.php?op=enfermedades3&p=E&ef=Epilepsia&id=2384>
- Guerrón Nancy, E. L. (Enero de 2011). *Repositorio Digital ESPE*. Obtenido de <http://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/3669/1/T-ESPEL-0791.pdf>
- Hornos, T. (2009). Obtenido de [http://www.gla.ac.uk/media/media\\_136620\\_en.pdf](http://www.gla.ac.uk/media/media_136620_en.pdf)
- MikroElektronika. (2013). *MikroElektronika*. Obtenido de [http://www.mikroe.com/downloads/get/1250/mikromedia\\_dspic33\\_schematic\\_v110c.pdf](http://www.mikroe.com/downloads/get/1250/mikromedia_dspic33_schematic_v110c.pdf)
- Molina Néstor, Á. R. (2008). Obtenido de [http://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/9938/1/SISTEMA%20DE%20MONITOREO%20DE%20LAS%20ONDAS%20CEREBRALES%20\(ELECTROENCEFALOGRAMA\).pdf](http://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/9938/1/SISTEMA%20DE%20MONITOREO%20DE%20LAS%20ONDAS%20CEREBRALES%20(ELECTROENCEFALOGRAMA).pdf)
- Navarro, R. B. (s.f.). *Electroencefalografía*. Madrid.
- Netech Corporation. (2011-2012). *Netech*. Obtenido de [http://www.netechcorporation.com/productsdetails/22/9/EEG\\_Simulator](http://www.netechcorporation.com/productsdetails/22/9/EEG_Simulator)
- S.L., I. (2008). *IdosE*. Obtenido de <http://www.idose.es/faq/49-sistemas-embedidos/54-que-es-un-sistema-embedido>
- Steven Dowshen, M. (Septiembre de 2013). *KidsHealth*. Obtenido de [http://kidshealth.org/parent/en\\_espanol/medicos/eeg\\_esp.html](http://kidshealth.org/parent/en_espanol/medicos/eeg_esp.html)
- Texas Instruments. (Mayo de 2012). Obtenido de <http://www.ti.com/lit/ug/slau443/slau443.pdf>
- Texas Instruments. (Julio de 2012). ADS1299. Dallas, Texas, Estados Unidos.

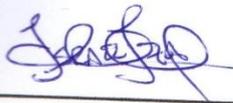
Texas Instruments. (Mayo de 2012). *Texas Instrmuents*. Obtenido de <http://www.ti.com/lit/ug/slau443/slau443.pdf>

Texas Instruments. (Agosto de 2012). *texas Instruments*. Obtenido de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1299.pdf>

Texas Instruments. (Agosto de 2012). *Texas Instruments* . Obtenido de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1299.pdf>

FECHA DE ENTREGA: 14 DE MAYO DE 2014

En la ciudad de Sangolquí, firman en constancia de la entrega del presente proyecto de Grado titulado "Diseño e implementación de un prototipo para el monitoreo de señales EEG utilizando el módulo Mikromedia dspic33 y su visualización en un pc a través de transmisión Bluetooth", en calidad de Autores al Sr. Gerardo Israel Iza Chiluisa y al Sr. Adrián Antonio Quijije Hernández, estudiantes de la carrera de Ingeniería Electrónica en Automatización y Control, y recibe por parte del Departamento de Eléctrica y Electrónica el Director de Carrera de Automatización y control, el Señor Ing. Luis Orozco B. Msc.



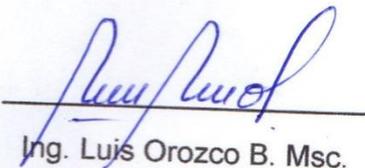
Gerardo Israel Iza Chiluisa

172342515-1



Adrián Antonio Quijije Hernández

171557687-0



Ing. Luis Orozco B. Msc.

DIRECTOR DE LA CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN  
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

