

UNIVERSIDAD NACIONAL DE MAR DEL PLATA

FACULTAD DE INGENIERÍA

INGENIERIA ELECTRÓNICA

PROYECTO DE GRADO PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO ELECTRÓNICO

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN MEDIDOR DE POTENCIALES
EVOCADOS AUDITIVOS DE ESTADO ESTABLE (PEA_{ee}) PARA SER
USADO EN UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE UMBRALES
AUDITIVOS

AUTOR: ELBER EMANUEL SAJAMA

DIRECTORES: ALEJANDRO JOSÉ URIZ

ESTEBÁN LUCÍO GONZÁLEZ

MAR DEL PLATA – ARGENTINA

2016



RINFI se desarrolla en forma conjunta entre el INTEMA y la Biblioteca de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata.

Tiene como objetivo recopilar, organizar, gestionar, difundir y preservar documentos digitales en Ingeniería, Ciencia y Tecnología de Materiales y Ciencias Afines.

A través del Acceso Abierto, se pretende aumentar la visibilidad y el impacto de los resultados de la investigación, asumiendo las políticas y cumpliendo con los protocolos y estándares internacionales para la interoperabilidad entre repositorios



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

Resumen

Se ha demostrado que los primeros años de vida constituyen un período crítico en el desarrollo lingüístico e intelectual. Por ello, en caso de algún trastorno auditivo, la rápida detección y el subsiguiente tratamiento mediante el uso de audífonos e intervención psicopedagógica son fundamentales para garantizar el desarrollo en niños con déficit auditivo. Es por esto que la detección temprana de deficiencias auditivas constituye una meta en salud a nivel mundial.

Existen una serie de métodos que permiten realizar un diagnóstico de estos casos, los más utilizados en la actualidad son el registro de los Potenciales Evocados Auditivos de Tronco Cerebral (PEAtc) y Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEAee). Sus principales ventajas radican en su carácter no invasivo, la capacidad de ubicar la lesión topográficamente, la inmunidad de la respuesta del procedimiento ante el sueño o la sedación del paciente y capacidad de realizar un diagnóstico de deficiencias auditivas en casos en donde el paciente no puede comunicarse con la persona responsable de realizar el estudio, y por lo tanto, resulta imposible llevar a cabo estudios tradicionales como por ejemplo una audiometría tonal.

La principal diferencia entre estas dos técnicas, y la cual le confiere a los PEAee una capacidad que los PEAtc carecen, se fundamenta en la forma del estímulo aplicado. En el caso de PEAtc el estímulo es del tipo llamado "*click*", el cual es una señal no repetitiva de banda ancha. Por ello la respuesta medida también es una señal transitoria en la cual la información se encuentra codificada en su forma temporal; mientras que en el PEAee el estímulo está formado por una señal modulada y periódica de banda angosta, con frecuencia portadora del orden de las frecuencias audibles por el ser humano y frecuencia modulante de baja frecuencia, de forma tal que la respuesta transitoria producto de uno de los estímulos se superpone con la siguiente, formando una respuesta también periódica cuasi-senoidal, la cual es el propiamente dicho PEAee. Debido a esta periodicidad propia de los PEAee, es que resulta posible realizar un análisis cuantitativo en el dominio frecuencial, resultando de interés solo la amplitud de la respuesta a una determinada frecuencia, coincidente con la de estimulación.

En el marco de este proyecto se desarrollará una interfaz en la PC, conectado a un dispositivo capaz de registrar señales electrofisiológicas. Esta interfaz estará orientada a ser utilizada en dos funciones principales, en la primera se busca determinar los umbrales auditivos de un paciente en función de la frecuencia mediante el uso de Potenciales Evocados Auditivos, de forma objetiva, automática y fácil de interpretar. Esto es llevado a cabo mediante la medición y cuantificación de una respuesta electrofisiológica, producto de un estímulo auditivo específico generado por la interfaz, este estímulo varía su intensidad de acuerdo con los parámetros requeridos por los audiólogos. La segunda función busca registrar otras señales electrofisiológicas, tales como señales de Electromiografía (EMG), Electrooculografía (EOG) y Electrocardiografía (ECG).

Índice General

CAPÍTULO 1	1
INTRODUCCIÓN	1
1.1 POTENCIALES EVOCADOS	2
1.2 APLICACIONES	3
1.3 OBJETIVOS	4
1.3.1 Generales	4
1.3.2 Específicos.....	4
1.4 TRABAJO PROPUESTO	5
CAPÍTULO 2	6
MARCO TEÓRICO	6
2.1 POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS.....	6
2.2 COMPARACIÓN ENTRE PEAAE Y PEATC	8
2.3 ESTÍMULOS ACÚSTICOS PARA PEAAE	9
2.4 ANÁLISIS DE LA RESPUESTA OBTENIDA POR PEAAE	12
2.5 EQUIPOS COMERCIALES QUE REGISTRAN POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS	15
2.5.1 EP15 y EP25 Pruebas de PEATC Diagnóstico.....	15
2.5.2 MADSEN Octavus.....	16
2.5.3 GSI AUDIOscreeener+	17
2.5.4 MAICO MB11	19
2.6 SEÑALES EEG	21
2.6.1 Electroencefalografía.....	21
2.6.2 Ondas Cerebrales.....	22
2.6.3 Interpretación de las señales EEG.....	24
2.6.4 Electroodos	25
2.6.4.1 Propiedades de los electroodos.....	26
2.6.4.2 Tipos de Electroodos.....	26
2.6.4.2.1 Electroodos superficiales	26
2.6.4.2.1.1 Electroodos de cloruro de plata	26
2.6.4.2.1.2 Electroodos de oro	26
2.6.4.2.1.3 Electroodos en casco de malla	27
2.6.4.2.2 Electroodos basales	27
2.6.4.2.3 Electroodos quirúrgicos	28
2.6.4.2.3.1 Electroodos de aguja.....	28
2.6.4.2.3.2 Electroodos neuroquirúrgicos.....	28
2.6.4.2.3.3 Electroodos de aguja.....	28
2.6.4.2.3.4 Electroodos neuroquirúrgicos.....	28
2.6.4.2.4 Electroodos Activos.....	29
<i>Su uso es muy limitado, solo se emplean en recién nacidos y en Unidad de Cuidados Intensivos.....</i>	28
CAPÍTULO 3	30
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL HARDWARE	30
3.1 INTRODUCCIÓN	30
3.2 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA PROPUESTO	30
3.3 ELECTRODOS	31

3.3.1	<i>Impedancia de electrodo</i>	31
3.3.2	<i>Obtención de potenciales desde la superficie de la piel</i>	32
3.3.3	<i>Valores típicos hallados experimentalmente</i>	33
2.4	ETAPA DE ADQUISICIÓN	33
3.5	ADS1299	38
3.5.1	<i>Entradas de señal analógica</i>	39
3.5.2	<i>Comunicación con el ADS1299</i>	40
3.5.3	<i>Definición de comando SPI</i>	41
3.5.3.1	<i>Lectura y escritura de Registros</i>	43
3.5.4	<i>Registros más importantes</i>	44
3.5.5	<i>Electrodo de Polarización</i>	45
3.6	PIC18F4550	48
3.6.1	<i>Etapas de Programación</i>	49
3.6.1.1	<i>Configuración registros del PIC e inicialización de periféricos</i>	51
3.6.1.2	<i>Reinicio del ADS 1299 y detención de la conversión de datos</i>	51
3.6.1.3	<i>Configuración de Registros del ADS1299</i>	51
3.6.2	<i>Comunicación con la PC</i>	52
3.6.2.1	<i>Transmisión de datos mediante Protocolo RS232</i>	54
3.6.2.2	<i>Transmisión de datos con Protocolo USB</i>	54
3.7	DISEÑO DE PLACA DE ADQUISICIÓN PCB	57
CAPÍTULO 4		61
DISEÑO DEL SOFTWARE PARA LA COMPUTADORA		61
4.1	INTRODUCCIÓN	61
4.2	DIAGRAMA EN BLOQUES DEL SOFTWARE	61
4.3	THREADS	62
4.3.1	<i>Uso de Threads en este proyecto</i>	63
4.4	ARQUITECTURA PIPELINE PARA VISUALIZACIÓN DE DATOS EN TIEMPO REAL	64
4.5	ELECCIÓN DEL ENTORNO (QT CREATOR C++)	66
4.6	BLOQUE DE ESTIMULACIÓN AUDITIVA	67
4.6.1	<i>Determinación de potencia de la placa de audio</i>	68
4.6.2	<i>Diagrama de Flujo del bloque de Estimulación Auditiva</i>	70
4.7	BLOQUE DE RECEPCIÓN	72
4.7.1	<i>Librería USB "libusb.h"</i>	73
4.7.2	<i>Diagrama de flujo del bloque de Recepción</i>	74
4.8	BLOQUE DE CONTROL	76
4.8.2	<i>Configuración del bloque de Control</i>	76
4.8.2.1	<i>Configuración para el thread de Estimulación Auditiva</i>	76
4.8.2.1	<i>Configuración para el thread de Recepción</i>	77
4.8.3	<i>Diagrama de flujo del bloque de Control</i>	78
4.8.4	<i>Procesamiento para datos del bloque de Recepción - Filtros</i>	80
4.8.4.1	<i>Filtro Notch para eliminar la tensión de línea</i>	80
4.8.4.2	<i>Filtros pasa bajos para la eliminación del ruido</i>	80
4.8.4.3	<i>Problemas con el tiempo de establecimiento de los filtros entre paquetes de muestras</i>	82
4.8.5	<i>Medición de otras señales electrofisiológicas</i>	83
4.8.6	<i>Creación de un Historial</i>	83
4.8.6.1	<i>Reproducción del Historial</i>	84

4.9 BLOQUE DE INTERFAZ DE USUARIO	84
4.9.1 <i>Objetos visuales</i>	86
4.9.1.1 Configuración del Puerto USB.....	86
4.9.1.2 Elección del modo de Adquisición	86
4.9.1.3 Control de Datos.....	87
4.9.1.4 Configuración de la señal de estimulación	88
4.9.1.5 Selección de canales	89
4.9.1.6 Base de tiempo y base de amplitud.....	90
4.9.1.7 Gráficos.....	91
4.9.1.8 Procesamiento.....	93
4.9.1.8.1 Transformada rápida de Fourier (FFT)	94
4.9.1.8.2 Filtros	95
4.9.1.8.3 Promediación	97
4.9.1.8.3.1 Promediación intercanal	97
4.9.1.8.3.2 Promediación intracanal	98
4.9.1.8.3.3 FFT sobre la promediación.....	99
4.10 PASOS PARA LA ADQUISICIÓN DE PEAE	100
CAPÍTULO 5	102
DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES	102
5.1 MEDICIONES	102
5.1.1 <i>Medición de sensibilidad del sistema</i>	102
5.1.2 <i>Prueba del sistema en el modo de PEAE</i>	104
5.1.3 <i>Medición de señales de Electrooculografía (EOG)</i>	106
5.2 TRABAJOS A FUTURO	107
5.2.1 <i>Mejoras sobre el hardware – Etapa de adquisición</i>	107
5.2.2 <i>Mejoras sobre el hardware – Comunicación con la PC</i>	108
5.2.4 <i>Mejoras sobre el hardware – Placa de audio</i>	108
5.2.5 <i>Mejoras sobre el software</i>	109
5.3 CONCLUSIONES PARTICULARES.....	109
5.4 CONCLUSIONES GENERALES	110
BIBLIOGRAFÍA	111

Índice de Figuras

Figura 2. 1. En la Figura se observa el rango de frecuencias y amplitudes que pueden ser detectadas por el ser humano. Si bien un humano puede detectar más de 130 dB, superar este nivel produce daños sobre el oído.	6
Figura 2. 2. Forma de onda de una señal de un potencial evocado transitorio.....	8
Figura 2. 3. Forma de onda de una señal de un potencial evocado periódico	9
Figura 2. 4. Se muestra 4 tonos continuos o señales portadoras de 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz y 4 kHz que se modulan en amplitud a frecuencias de 77 Hz, 85 Hz, 93 Hz y 101 Hz respectivamente. 10	
Figura 2. 5. Se esquematiza el procedimiento para obtener un PEAAe a múltiples frecuencias. En la parte central se ve mediante el uso de la FFT la representación de las señales modulantes que la persona puede escuchar, donde cada una está así mismo asociada a una frecuencia de portadora.	11
Figura 2. 6. Partes del oído que generan las ondas de los PEATC.....	12
Figura 2. 7. Registro de PEATC de un paciente con un nivel de audición normal.....	13
Figura 2. 8. En la parte superior se muestra un señal modulada en amplitud empleada para estimular el oído, y en la parte inferior la respuesta obtenida, de forma cuasi-senoidal del potencial evocado.	14
Figura 2. 9. A la derecha de la figura se muestra el registro promedio de un PEAAe a 91 Hz representado en el dominio del tiempo y a la derecha esa misma señal expresada en el dominio de la frecuencia, después de aplicar la transformada rápida de Fourier (FFT).	14
Figura 2. 10. Equipo EP25.....	15
Figura 2. 11. Equipo EP15.....	15
Figura 2. 12. Equipo MADSEN Octavus	16
Figura 2. 13. GSI AUDIOscreeener+.....	17
Figura 2. 14. Maico MB11	19
Figura 2. 15. Onda cerebral registrada en el encefalograma.....	22
Figura 2. 16. Tipos de ondas encefalográficas normales.	23
Figura 2. 17. Tipos de ondas cerebrales y sus frecuencias.....	24
Figura 2. 18. Cambios en las ondas cerebrales: estados de vigilia y sueño	24
Figura 2. 19. Diferentes tipos de epilepsia.....	25
Figura 2. 20. Electrodo de oro	27
Figura 2. 21. Electrodo en el casco de malla	27
Figura 2. 22. Electrodo basal faríngeo.....	28
Figura 2. 23. Electrodo de aguja.....	28
Figura 2. 24. Electrodo neuroquirúrgico	28
Figura 2. 25. Electrodo activo.....	29
Figura 3. 1. Diagrama en bloque del sistema propuesto	30
Figura 3. 2. Modelo de la interfaz electrodo-electrolito.....	31
Figura 3. 3. Modelo completo del electrodo.....	31

Figura 3. 4. Modelo completo del conjunto electrodo-piel	32
Figura 3. 5. Diagrama en bloques de un sistema de adquisición de señales con componentes discretos	33
Figura 3. 6. Diagrama en bloques de un sistema de adquisición de señales con componentes integrados	34
Figura 3. 7. Diagrama en bloques del convertor $\Delta\Sigma$	35
Figura 3. 8. Modulador $\Delta\Sigma$ de primer orden en el dominio de la frecuencia.....	36
Figura 3. 9. Salida del filtro digital en el dominio del tiempo y de la frecuencia	36
Figura 3. 10. En la parte (a) puede observar que un DR alto implica un ruido más bajo pero a su vez la señal de salida es más lenta. Mientras que en la parte (b), un DR alto implica mayor ruido pero también un aumento en la velocidad de la señal de salida.	37
Figura 3. 11. Diagrama en bloques interno del ADS1299	39
Figura 3. 12. Método de manejo del integrado: entrada de modo común y modo diferencial .	40
Figura 3. 13. Señal de entrada de modo común y de modo diferencial	40
Figura 3. 14. Salida de datos por el <i>bus</i> SPI.....	41
Figura 3. 15. Ejemplo del comando RREG: se leen dos registros empezando por el registro 00h	43
Figura 3. 16. Ejemplo del comando WREG: se escriben dos registros empezando por el registro 01h.....	44
Figura 3. 17. Se muestra los posibles valores de DR[2:0] para configurar la frecuencia de muestreo	44
Figura 3. 18. Se muestra el bit 7 del registro CONFIG 3, el cual determina el tipo de referencia a usar.....	44
Figura 3. 19. Se puede observar el registro completo de la configuración de cada canal. Entre las configuraciones más importantes esta la ganancia y el tipo de entrada a utilizar.....	45
Figura 3. 20. Se observa que la tensión de modo común se aplica al cuerpo humano a través de un electrodo	46
Figura 3. 21. En la Figura se puede observar que la tensión de modo común se obtiene del punto medio de las resistencias RCM, esta tensión de modo común es enviada al cuerpo humano pero antes se la debe amplificar e invertir la fase.....	46
Figura 3. 22. Ejemplo de realimentación de la tensión de modo común utilizando el ADS1298. Se puede ver que la realimentación se logra conectando el electrodo de realimentacion al pin RLDOUT	47
Figura 3. 23. Diagrama en bloques interno del ADS1299. Donde se muestra que se sensa la tensión de modo común de los canales 1 al 7, esta tensión es amplificada, polarizada y conectada al canal 8N para luego, mediante el electrodo de este canal realizar la realimentación deseada.....	48
Figura 3. 24. Diagrama de pines del PIC18F4550.....	49
Figura 3. 25. Diagrama de flujo del firmware sobre el PIC.....	50
Figura 3. 26. En la captura se puede ver el pulso de reset (canal 4 del analizador lógico) para reiniciar el ADS1299, seguido de los comandos SDATAC y STOP para detener las conversiones	

de datos y por último los datos para configurar el ADS1299, tanto los comandos como los datos de configuración se ven en el canal 2 del analizador.....	51
Figura 3. 27. En la Figura se muestra el tiempo entre un DRDY y el siguiente, la inversa de este tiempo determina la frecuencia de muestreo del ADS1299. En T1 se observa un tiempo de 981,06 μ s y en T2 un tiempo de 1,480 ms, al restar estos dos tiempo se obtiene 498,94 μ s. Al hacer la inversa de este tiempo se obtiene 2004,24 SPS, este valor corresponde a lo que configuró anteriormente.....	53
Figura 3. 28. En la Figura se muestran los tiempos que se necesitan para el procesamiento, tanto del puerto SPI como el de acondicionamiento de datos en el PIC. Al restar los tiempos T3 – T2, se obtiene el tiempo que necesita el puerto SPI en adquirir los 8 canales. Mientras que si se restan los tiempos T4 – T3, se obtienen el tiempo que necesita el PIC para acondicionar los datos antes de enviarlos a la PC.....	53
Figura 3. 29. <i>Frame</i> USB. En <i>low</i> y <i>full speed</i> , el host planifica las transacciones en <i>frames</i> de un milisegundo. EL host puede organizar transacciones en cualquier lugar dentro del <i>frame</i> . El proceso es similar en <i>high speed</i> , pero usando <i>microframes</i> de 125 microsegundos.	55
Figura 3. 30 .En la Figura se puede ver el diseño de la placa de adquisición de en su modelo 3D, donde se puede apreciar el margen de guarda que aísla la alimentación de la PC del sujeto bajo prueba. Además en el margen se guardase visualiza los 2 buffers de aislación y debajo de estos el buffer utilizado para las primeras pruebas.	59
Figura 3. 31. Diagrama en Bloques del buffer ADuM, lo más relevante a destacar de este integrado es que aísla las masas de ambas partes del circuito y conexión es mediante transformadores de pulso.....	60
Figura 3. 32. Imagen de la placa terminada	60
Figura 4. 1. Bloques que constituyen la aplicación.	61
Figura 4. 2. Observar que la creación de los <i>threads</i> es de forma encadenada y secuencial.	63
Figura 4. 3. Arquitectura <i>pipeline</i> de los bloques recepción, comunicación e Interfaz	65
Figura 4. 4. Arquitectura <i>pipeline</i> de los bloques Estimulación, Comunicación e Interfaz	66
Figura 4. 5. Entorno de programación de Qt Creator	66
Figura 4. 6. Señal de estimulación auditiva. En la Figura a se puede ver una señal portadora de frecuencia 500 Hz modulada por una señal de 100Hz.....	67
Figura 4. 7. En la Figura se puede la señal de excitación compuesta por una señal portadora de frecuencia 5 kHz modulada por una señal de 40 Hz	67
Figura 4. 8. En la imagen se pueden ver las diferentes curvas que representan a la placa de audio de la PC. Se puede ver que la respuesta es similar en todas las frecuencias testeadas...	69
Figura 4. 9. Para esta interpolación se optó por usar la interpolación por polinomios ya que esta era la que más se asemejaba a los puntos obtenidos.....	69
Figura 4. 10. En la imagen se aprecia la respuesta de la placa de audio pero representada en potencia sobre una impedancia de 32 Ω	70
Figura 4. 11. Diagrama de flujo del Bloque de Estimulación Auditiva	71

Figura 4. 12. Contenido del paquete USB de 64 bytes, observar que cada muestra tiene asociado su número de muestra.....	73
Figura 4. 13. Diagrama de flujo de la configuración USB. Si alguno de estos pasos no se cumple, se aborta la comunicación y deberá intentarse nuevamente	74
Figura 4. 14. Diagrama de flujo del bloque de Recepción.....	75
Figura 4. 15. Diagrama de flujo del bloque de Control	79
Figura 4. 16. Respuesta en frecuencia del Filtro Notch a 50 Hz.....	80
Figura 4. 17. Respuesta en frecuencia del filtro de 20 Hz.....	81
Figura 4. 18. Respuesta en frecuencia del filtro de 100 Hz.....	81
Figura 4. 19. Representación en diagrama de bloques del filtro IIR	82
Figura 4. 20. Interfaz Finalizada	85
Figura 4. 21. En la Figura se observa el botón para configurar el puerto USB y a la derecha el <i>label</i> que indica el estado de la conexión	86
Figura 4. 22. La Figura muestra el mensaje de ERROR que se genera cuando no se puede realizar la conexión entre la PC y la placa de adquisición.....	86
Figura 4. 23. En la Figura se puede apreciar la zona de la interfaz donde se selecciona el modo de adquisición	87
Figura 4. 24. <i>Buttons</i> que manejan el bloque de Control	87
Figura 4. 25. La Figura muestra el sector donde se deben cargar los parámetros para configurar los tonos modulados	88
Figura 4. 26. Se pueden ver los diferentes valores de potencia disponibles en el software, cabe aclarar que la unidad de medida de la potencia sonora es dB SPL	88
Figura 4. 27. En la Figura se pueden ver las frecuencias modulantes disponibles	89
Figura 4. 28. En la Figura se pueden ver las frecuencias portadoras disponibles.....	89
Figura 4. 29. En la Figura se puede apreciar que los 4 canales están seleccionados, por lo tanto todos serán graficados en pantalla	89
Figura 4. 30. En la parte izquierda de la Figura se puede ver cómo se comporta la base de tiempo y amplitud en el modo de adquisición continua, mientras que en la parte derecha se ve el comportamiento del mismo en el modo de PEAAe	90
Figura 4. 31. En la Figura (a) se pueden ver las escalas de amplitud para la señal de Excitación. Mientras que en la Figura (b) se puede ver la escala de amplitud correspondiente a la señal adquirida	90
Figura 4. 32. En la Figura se puede observar la escala de la base de tiempo disponible.....	91
Figura 4. 33. La Figura muestra el sector de pantalla donde se graficarán los datos provenientes del bloque de Estimulación Auditiva	92
Figura 4. 34. La Figura muestra el sector de pantalla donde se graficarán los datos provenientes de la placa de adquisición, también que para el gráfico está aplicado una base de tiempo de 1000 ms/div y una escala de amplitud de 500 mV/div.....	92
Figura 4. 35. Se puede observar el recuadro sobre la imagen que se quiere ampliar, a su vez también se ve que en la zona inferior derecha del recuadro aparece una etiqueta con fondo verde indicando el valor x e y del punto al igual que lo hace el <i>legend cursor</i>	93

Figura 4. 36. En la Figura se puede ver que se seleccionó un punto del gráfico, arriba de este aparece una etiqueta con fondo verde que da los valores x e y del punto seleccionado	93
Figura 4. 37. La Figura presenta los tres tipos de procesamientos que se pueden aplicar sobre los datos adquiridos	94
Figura 4. 38. Se muestra la zona de la interfaz en donde se encuentra el procesamiento para realizar una FFT, también se pueden ver las distintas ventanas que se dispone	94
Figura 4. 39. En la Figura se puede ver una señal que es el resultado de la suma de otras 2 señales, una de 50 Hz y otra de 25 Hz.....	95
Figura 4. 40. En la Figura se ve la señal de la Figura 33 pero en el dominio de la frecuencia. Se observa claramente esta última señal está compuesta por 2 señales sinusoidales de 25 Hz y de 50 Hz.....	95
Figura 4. 41. En la Figura se puede apreciar los 2 <i>buttons</i> que determinan el uso o no de estos sobre los datos adquiridos. También debajo del <i>button</i> “Filtro Pasabajos” se pueden ver las diferentes frecuencias de corte del filtro que se dispone	96
Figura 4. 42. . En la Figura, entre los tiempos 2 y 2,1 segundos se pueden observar 5 ciclos de la señal, esto corresponde a una señal de 50 Hz ya que su período es de 20 ms y la base de tiempo estaba ajustada en 100 ms/div.....	96
Figura 4. 43. Se puede apreciar que a partir de los 1,05 segundos, aproximadamente, el filtro <i>notch</i> es aplicado y todas las señales quedan libre de la componente de 50 Hz	97
Figura 4. 44. En la Figura se ven los 2 <i>buttons</i> correspondiente a ambos procesamientos. Debajo del <i>button</i> Promediación Intracanal se encuentra un <i>Edit Text</i> , el cual se utiliza en conjunto en este último <i>button</i>	97
Figura 4. 45. Se muestran las 4 señales que se utilizaron para el ejemplo de promediación	98
Figura 4. 46. El resultado de la promediación intercanal se puede observar sobre la curva de color negro. También se puede ver que el bloque de selección de canales, a la derecha del gráfico, está deshabilitado ya que se tiene una sola curva a observar.....	98
Figura 4. 47. El resultado de la promediación intracanal se puede observar sobre las 4 curvas. También se puede ver que el bloque de selección de canales, a la derecha del gráfico, está habilitado	99
Figura 4. 48. FFT Promediación Intercanal.....	99
Figura 4. 49. FFT Promediación Intracanal.....	100
Figura 4. 50. Diagrama de flujo correspondiente a la adquisición de PEAA.....	101

Figura 5. 1. Primer medición. En la figura se visualiza la prueba de sensibilidad. En la imagen inferior se puede ver la señal adquirida, la cual es de aproximadamente 15 μ Vpp, mientras que en la ventana donde se visualiza la FFT, se ve que la señal efectivamente es de 20 Hz.....	103
Figura 5. 2. Segunda medición. En la figura, en la parte inferior se visualiza la adquisición de una señal de 1 Vpp atenuada 10000 veces, obteniendo un resultado de una señal de amplitud de aproximadamente 100 μ Vpp. En la ventana donde se visualiza la FFT, se visualiza la respuesta en frecuencia de la señal adquirida donde se ve que su frecuencia es de 20 Hz	103

Figura 5. 3. La Figura presenta las señales de estimulación y las señales adquiridas con el hardware, ambas señales tienen aplicadas un <i>zoom</i> para su mejor visualización	105
Figura 5. 4. En la imagen se aprecia las ventanas que componen la “promediación Intercanal”	105
Figura 5. 5. . En la imagen se aprecia las ventanas que componen la “promediación Intracanal”	106
Figura 5. 6. Ejemplo de una señal EOG	107

Índice de Tablas

Tabla 2. 1 Ficha Técnica: EP15 y EP25	16
Tabla 2. 2. Ficha Técnica: MADSEN Octavus	17
Tabla 2. 3. Ficha Técnica AudiScan Full	19
Tabla 2. 4. Ficha Técnica: MB11	20
Tabla 3. 1. Cuadro comparativo de circuitos integrados	38
Tabla 3. 2. Código de salida ideal en función de la señal de entrada	41
Tabla 3. 3. Definición de los comandos SPI	42
Tabla 3. 4. Tipos de Transferencias USB.....	56

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

Se define audición a la percepción de cierta clase de estímulos vibratorios, los cuales son captados por el oído y van a impresionar el área cerebral correspondiente, en este momento el individuo toma conciencia de ellos; este fenómeno físico-psicológico de percepción a distancia desarrolla dos fenómenos: el fisiológico, por el cual el órgano de Corti se impresiona enviando un mensaje sonoro hacia el centro y la corteza; y el fenómeno psíquico-cortical mediante el cual se compromete el conjunto de sonidos, se analiza y se archiva. Si estos fenómenos no se comportan de manera normal, no habrá audición.

Así-mismo, la audición se considera como el sentido más importante debido a que la vía habitual para adquirir el lenguaje es a través del oído. Con el lenguaje, las personas se ponen en contacto con sus semejantes, se adquiere información y conocimiento, y ha sido uno de los principales participes en el desarrollo de la sociedad.

La función auditiva se establece a través de la interacción de un sistema complejo que comprende de varios niveles: periferia, vías neurales y áreas corticales. Una lesión en cualquiera de ellos puede producir hipoacusia, déficit funcional y disminución de la percepción auditiva. Para determinar el nivel de hipoacusia nació la audiometría, que ha generado varios métodos de exploración.

Por la importancia de la audición en las personas, se ha abierto un campo de estudio para investigar el estado de audición de una persona, en la actualidad la audiometría permite:

- Establecer un topo-diagnóstico para mostrar el sitio de lesión de la vía auditiva.
- Descubrir simuladores y disimuladores, personas que se benefician al ocultar o simular una hipoacusia.
- Determinar el grado de invalidez auditiva, causada por accidentes o criminalidad.
- Explorar restos auditivos.

La audiometría convencional hace uso de técnicas psicofísicas, aquéllas que son utilizadas en la exploración del aparato auditivo hacen uso de una respuesta consciente y voluntaria del individuo, y proporcionan información variable en ciertos casos particulares (simuladores, psicóticos, etc.) y no se pueden aplicar en neonatos, por la cooperación que se requiere de ellos. Además, el tiempo empleado en el examen es elevado y el examinador requiere de mucha experiencia.

Debido a lo anterior, se ha visto la necesidad de obtener información cada vez más exacta del receptor auditivo y su vía, para ello se han desarrollado métodos objetivos que exploran el sistema sensorial, basados en el estudio de un reflejo o respuesta incontrolada del sujeto. Hasta el momento se han descrito varias técnicas electrofisiológicas para realizar audiometrías objetivas detalladas por frecuencias, la más reciente y prometedora en el campo de la audiometría es la que emplea potenciales evocados auditivos (PEA).

1.1 Potenciales Evocados

Se definen como la exploración neurofisiológica que evalúa la función del sistema sensorial acústico, visual, somatosensorial y sus vías, por medio de respuestas provocadas frente a un estímulo conocido y normalizado. Para medir estas respuestas se suelen hacer pruebas no invasivas.

El potencial evocado representa la modificación del potencial eléctrico producido por el sistema nervioso en respuesta a una estimulación externa, especialmente sensorial (un sonido, una imagen, etc.), pero también a un evento interno como una actividad cognitiva (atención, percepción, asimilación de ideas, etc.) y se registra a través de técnicas como la electroencefalografía (EEG) o la electromiografía (EMG). Cuando un tren de estímulos sensoriales de cualquier tipo llega al cerebro, provoca secuencias características de ondas en el trazado electroencefalográfico (EEG), que denominamos potenciales evocados. Son diferentes para cada modalidad sensorial y su variabilidad también depende de la intensidad del estímulo. Característicamente presentan una relación estable en el tiempo respecto al estímulo. Estos se pueden clasificar en:

- **Potenciales evocados Auditivos (PEA):** se estudia la recepción cerebral de estímulos auditivos. Para ello se producen una serie de chasquidos y tonos que son audibles para el oído humano.
- **Potenciales evocados visuales (PEV):** se estudia la recepción cerebral de estímulos visuales. Para ello se pide a la persona que se somete al estudio que mire una pantalla donde aparece una luz blanca intermitente.
- **Potenciales evocados somatosensoriales (PESS):** se estudia la recepción cerebral de estímulos táctiles. Para ello se colocan una serie de electrodos en las zonas de la piel que se quieran estudiar y se aplican descargas eléctricas suaves.

Los PE normales indican que la vía explorada está anatómica y funcionalmente en condiciones para realizar su función de transducir los estímulos a eventos eléctricos (potenciales de acción) y transmitirlos en forma fidedigna hasta su destino final para su interpretación. Sin embargo, no garantizan si el paciente reconoce o reconocerá la información.

Los PE anormales indican que la vía explorada no está en condiciones para realizar su función total o parcialmente. Sin embargo, en las alteraciones de la conducción parciales, y dependiendo de la localización en la vía explorada, el paciente puede o no reconocer en ese instante o en el futuro la información transmitida. El margen de seguridad de las vías exploradas es alto, de manera que pueden existir anomalías en los PE sin manifestaciones clínicas y viceversa.

1.2 Aplicaciones

Existen diversas aplicaciones de los potenciales evocados, siendo las más notables en el área de la medicina⁽¹⁾. Algunas de las características más importantes de esta técnica son:

- **Escrutinio universal**

Los PEA están indicados en recién nacidos cuando las pruebas de emisión acústica son anormales durante el escrutinio universal para detectar sorderas congénitas y establecer la intervención temprana.

- **Sordera**

Los PEA están indicados en recién nacidos, lactantes y niños menores de 5 años con alto riesgo o sospechosos de sordera, con o sin antecedentes de meningitis, que no pueden ser efectivamente evaluados mediante las pruebas audiométricas convencionales.

- **Tumores del nervio acústico**

En los pacientes sospechosos de tener un neuroma del nervio acústico que no se ha podido diagnosticar mediante los métodos convencionales.

- **Tumores del tronco cerebral**

En los pacientes a los cuales se les han extirpado lesiones expansivas del tallo cerebral para evaluar la integridad de la vía auditiva hasta el cóliculo inferior.

- **Anormalidades del examen neurológico sin correlación imagenológica**

En los pacientes con anomalías del examen neurológico que no se pueden explicar con los hallazgos de la tomografía cerebral o la resonancia magnética.

- **Enfermedades neurodegenerativas**

En los pacientes con enfermedades neurodegenerativas que afecten el tallo cerebral para evaluar la eficacia del tratamiento y el curso de la enfermedad.

- **Enfermedades desmielinizantes**

En los pacientes con enfermedades desmielinizantes que afecten el tallo cerebral con fines diagnósticos y para evaluar la eficacia del tratamiento y el curso de la enfermedad.

- **Coma**

En los pacientes comatosos en los cuales el pronóstico no se puede definir claramente mediante pruebas convencionales (Por ejemplo, examen neurológico, imágenes neurológicas y EEG).

- **Muerte cerebral**

En los pacientes en los que se sospecha muerte cerebral y los métodos convencionales diagnósticos no son determinantes.

- **Indicaciones quirúrgicas**

La monitorización intraoperatoria de las vías auditivas desde la coclea hasta el cóliculo inferior se recomienda en las cirugías de la fosa posterior con riesgo de lesionar permanentemente a los componentes de la vía auditiva, principalmente al nervio auditivo, que podría conducir a sordera permanente si los cambios en la latencia y amplitud de la onda V no se detectan y corrigen a tiempo.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Generales

- Diseñar e implementar un prototipo para el registro de Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEAee) utilizando el chip ADS1299 conjuntamente con un microcontrolador de Microchip. También realizar en la PC, una interfaz gráfica en C++ para generar los estímulos adecuados para producir los PEAee, a su vez adquirir los datos provenientes de la placa de adquisición para visualizarlos en tiempo real y realizar el procesamiento correspondiente para la detección de estos potenciales.

1.3.2 Específicos

- Investigar y describir las principales características de los Potenciales Evocados Auditivos y sus recomendaciones o estándares.
- Estudiar las características, arquitectura y software del microcontrolador PIC18f4550 y dispositivos periféricos.
- Realizar la etapa de adquisición y amplificación de las señales electrofisiológicas mediante el chip ADS1299 que ha sido diseñado específicamente para este tipo de señales.

- Desarrollar el firmware de control para el PIC, el cual consiste básicamente en controlar adecuadamente los dispositivos periféricos, transmitir las señales digitales mediante el protocolo SPI desde el PIC hacia el chip ADS1299 y viceversa. También manejar el puerto USB para la comunicación con la PC.
- Desarrollar el software en la PC, cuyas tareas básicas son comunicarse con el PIC mediante comandos, administrar los datos enviados por este para su procesamiento, realizar una interfaz de usuario para el manejo de la palca de adquisición y la visualización de los datos.
- Concluir, mostrar los resultados y recomendar los aspectos más importantes que se tuvieron en cuenta durante la realización del Proyecto.

1.4 Trabajo propuesto

A lo largo del siguiente trabajo se pretende diseñar un sistema para medir Potenciales Evocados Auditivos analizando los métodos existentes en la literatura y en base a ellos generar un hardware apto para medir señales EEG, transmitir los datos a una PC para el correspondiente análisis de estas señales. Además se pretende diseñar un software capaz de crear los estímulos necesarios para generar Potenciales Evocados Auditivos y también permita la visualización de las señales EEG y la señal con la que se está estimulando al sujeto.

- **Capítulo 2:** Se estudia el estado de la cuestión con el propósito de analizar los métodos existentes con un enfoque comparativo, y por otro lado obtener las bases teóricas para el desarrollo del sistema propuesto.

- **Capítulo 3:** Se analizan distintos sistemas de adquisición de señales EEG. Se presenta el hardware a utilizar y el detalle de los componentes que integran el sistema de adquisición. También se describen los protocolos de comunicación a utilizar junto con un diagrama de flujo que explica el funcionamiento del programa en el microcontrolador. Por último se presenta un modelo 3D de la placa diseñada y una imagen de la placa terminada y en funcionamiento.

- **Capítulo 4:** Se presenta el entorno en donde se realizará el software. Un diagrama en bloque del software completo, con un diagrama de flujo que representa cada bloque y su respectivo análisis. Por último se presenta la Interfaz terminada en donde se explican los objetos visibles y la función que cumple cada uno para el correcto manejo del software.

- **Capítulo 5:** Se obtienen conclusiones del trabajo realizado junto con los resultados obtenidos, además se presentan las líneas a seguir en trabajos futuros.

Capítulo 2

MARCO TEÓRICO

2.1 Potenciales Evocados Auditivos

La función del sistema auditivo consiste en hacer perceptible un estímulo sonoro. Para ello el oído externo y el medio se encargan de la transmisión de las ondas sonoras hacia el oído interno, este se encarga de la transducción mecanoeléctrica y en último lugar las vías nerviosas van a llevar el impulso generado hacia el córtex cerebral⁽²⁾.

En el análisis de la señal el sistema auditivo periférico se comporta como una serie de filtros en cadena:

1. Mecánicos. Pasivos: membrana basilar, y activos: células ciliadas externas.
2. Neurales: sistema eferente olivococlear.

Gracias a ellos se realiza una discriminación de tres tipos:

a) **Discriminación en frecuencia desde 20 a 20.000 Hz.** El ser humano es capaz de detectar únicamente aquellos sonidos que se encuentren dentro de un determinado rango de frecuencias. Este rango de frecuencias puede verse en la Figura 2.1.

b) **Discriminación en intensidad de hasta 130 dB.** La respuesta de la intensidad de presión sonora en función de la frecuencia del sistema auditivo se presenta en la Figura 2.1. En la misma puede verse el mínimo nivel de energía sonora (curva verde) necesario para que un sonido sea percibido por una persona joven, saludable y en un entorno sin ruido. También puede verse las zonas en el extremo superior el máximo nivel soportado por una persona este límite es denominado umbral de dolor (curva roja).

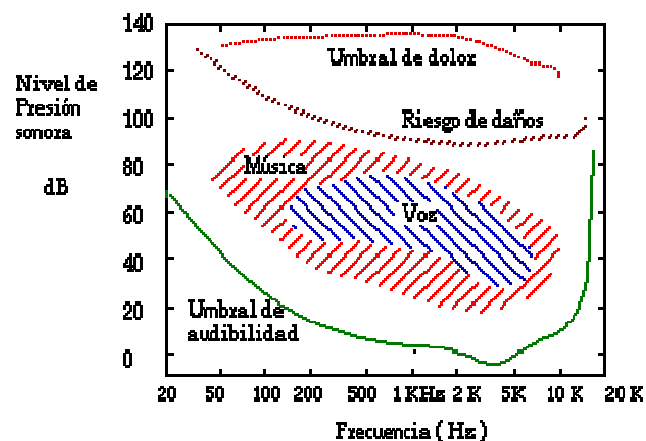


Figura 2. 1. En la Figura se observa el rango de frecuencias y amplitudes que pueden ser detectadas por el ser humano. Si bien un humano puede detectar más de 130 dB, superar este nivel produce daños sobre el oído.

Figura 2.1.

c) **Discriminación temporal de 1 ms.** Este efecto da lugar al “enmascaramiento temporal”, en el cual debido a los diversos recorridos de las señales eléctricas, debe existir una separación temporal entre sonidos con el fin de que una persona pueda distinguirlos.

En el sistema auditivo central se encuentra una serie de núcleos que no sólo constituyen conexiones hasta la corteza, sino que se comportan como centros de alta integración, que contribuyen a la discriminación binaural, a la discriminación en frecuencias y a la discriminación de modulaciones de la señal, tanto modulaciones en su frecuencia como modulaciones de la amplitud. Con todo ello el sistema auditivo humano realiza su función específica y dado el avance actual de la audiología, se hace imprescindible el diagnóstico y el tratamiento precoz y adecuado de las hipoacusias⁽²⁾. El desarrollo de métodos de evaluación funcional para los sistemas sensoriales ocupa actualmente un lugar relevante en el campo de las neurociencias. Particularmente los estudios acerca de la fisiología de la audición han sustentado la creación de novedosos mecanismos de exploración y rehabilitación auditiva, que se extienden desde los potenciales evocados auditivos de estado estable (PEAee) hasta dispositivos implantables que suplantán estructuras auditivas complejas, como los implantes cocleares. El campo de aplicación de estos avances tecnológicos, se orienta principalmente hacia el diagnóstico, tratamiento y rehabilitación de las personas con hipoacusias.

La pérdida de la audición o hipoacusia es una discapacidad con severos efectos sobre la salud humana. Sus consecuencias más graves se producen cuando aparece desde el nacimiento o en etapas tempranas de la vida, cuando el individuo en fase de formación aún no se ha apropiado del lenguaje. Inicialmente se afecta todo el proceso del neurodesarrollo, hasta tal punto que se generan cambios en la organización y maduración del sistema nervioso, conducentes a modificaciones funcionales y estructurales permanentes en la corteza cerebral. Como resultado, el niño o la niña quedará inhabilitado para adquirir y perfeccionar el lenguaje, lo cual afectará su desarrollo psicológico y cognitivo, así como su inserción social.

La detección y caracterización tempranas de la pérdida auditiva a partir del nacimiento mismo, constituyen la principal herramienta para prevenir la pérdida del lenguaje y el retardo cognitivo; no obstante, poder calibrar el nivel de audición en niños muy pequeños, es extremadamente difícil y complejo, de manera que la imposibilidad de que determinados individuos cooperaran con el examinador, condujo al desarrollo de procedimientos objetivos para evaluar esa condición, mediante los cuales pueden detectarse las respuestas del sistema nervioso a estímulos sonoros sin que intervenga la voluntad o manifestación conductual del paciente. Sobre esa base surgieron métodos electrofisiológicos como los potenciales evocados auditivos de tallo cerebral (PEATC) a estímulos tonales breves (ETB) o chasquidos (*clicks*), que provocan expresiones eléctricas cerebrales cuantificables. Esta técnica permitió constatar la existencia de pérdida auditiva o no, así como su gravedad, al permitir registrar los potenciales evocados a diferentes intensidades hasta alcanzar la de magnitud umbral (3).

Posteriormente fue desarrollado un mecanismo de estimulación acústica que utiliza tonos de frecuencia específica, modulados en amplitud, los cuales logran promover una

respuesta auditiva, activando el aparato coclear a una frecuencia específica. Surgió así la técnica de potenciales evocados de estado estable (PEAee), que tienen numerosas ventajas sobre los PEATC.

2.2 Comparación entre PEAee y PEATC

La técnica de potenciales evocados auditivos de tallo cerebral a chasquidos (*clicks*) de breve duración precedió a los PEAee en la práctica audiológica ⁽³⁾, si bien no ofrece las utilidades de estos últimos con respecto a especificidad en frecuencias y objetividad de detección, tiene la superioridad de que el origen de sus componentes ha sido claramente identificado. Ello ha permitido que sean ampliamente usados en la práctica clínica neurológica, fundamentalmente para la caracterización funcional de las estructuras del tallo cerebral involucradas en su génesis.

El estímulo más utilizado para la obtención de PEATC ha sido tradicionalmente el *click* (un ejemplo de la respuesta de este potencial se aprecia en la Figura 2.2) por tener la ventaja de activar la vía auditiva de una forma sincrónica debido a su corta duración. Pero esta brevedad trae aparejado un importante inconveniente al generar una amplia dispersión espectral, más específicamente, la energía se concentra en el rango de frecuencias agudas ⁽²⁾. Considerando que la mayor parte de las hipoacusias neurosensoriales severas o profundas conservan restos auditivos en frecuencias graves, se admite que esta técnica es insuficiente para detectar estos restos auditivos cuando la pérdida se acentúa en frecuencias más altas ⁽³⁾. Estas técnicas no llegaron a tener una aceptación clínica amplia debido a la dificultad técnica de su uso y a la gran cantidad de tiempo que precisan.

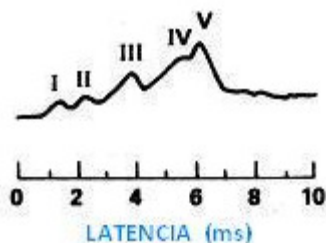


Figura 2. 2. Forma de onda de una señal de un potencial evocado transitorio

Esta limitación ha propiciado el desarrollo de nuevas modalidades de estímulo que permiten la determinación de umbrales específicamente por frecuencias. En este sentido, se desarrolló la técnica de PEAee ya que sus numerosas características favorecen su uso para la evaluación objetiva de la audición.

A los PEAee se le denomina estable en el tiempo porque a diferencia de los Potenciales transitorios por *click*, que se extinguen tras un determinado período de tiempo, esta respuesta se mantendrá en el tiempo así como lo haga el estímulo que la provoca. El estímulo acústico repetitivo es representado por un tono modulado en amplitud, la respuesta a este estímulo se

puede ver en la Figura 2.3 y es similar a la generada por *clicks*, solo que es repetitiva y los potenciales están solapados.

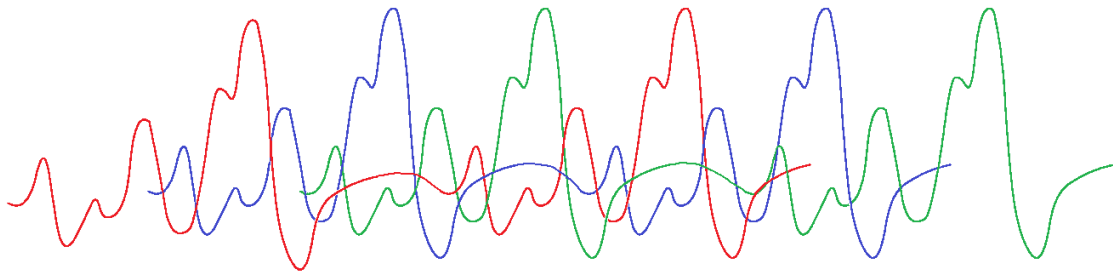


Figura 2. 3. Forma de onda de una señal de un potencial evocado periódico

Una ventaja que ofrecen los PEAA es la estimulación simultánea de varias frecuencias, e incluso la estimulación de ambos oídos en un mismo tiempo. A esta modalidad se le ha llamado multifrecuencia. El requisito indispensable para llevar a cabo una estimulación simultánea, es que cada uno de los tonos ha de estar modulado en amplitud a una frecuencia característica, diferente a las frecuencias de modulación del resto de tonos.

Las ventajas aportadas por los PEAA frente a otras técnicas electroaudiométricas (4) son las siguientes:

- **Posibilidad de determinar umbrales específicos por frecuencias.** Tanto los estímulos acústicos de larga duración, como los tonos modulados en amplitud (TMA) y su respuesta periódica se puede representar fácilmente en el dominio de la frecuencia, aplicando el algoritmo de la transformada rápida de Fourier (FFT), donde aparece como un pico o componente espectral a la frecuencia de modulación, de manera que facilita la detección automática de la respuesta por medio de indicadores estadísticos.

- **Pueden utilizarse estímulos acústicos compuestos (mezcla de tonos modulados).** Con esta variante de estimulación múltiple se evalúan simultáneamente varias frecuencias audiométricas e incluso ambos oídos a la vez, lo cual reduce el tiempo de análisis.

- **Es una técnica doblemente objetiva,** pues no depende de la subjetividad del individuo a explorar ni del explorador al interpretar la respuesta, por disponer de un aparato estadístico que establece la existencia de respuesta ⁽⁵⁾.

- **La respuesta no se pierde por la sedación,** como ocurre en otros registros como los Potenciales de Latencia Media.

Es relativamente reciente la implementación de equipos que permitan la obtención de PEAA, y por el momento son escasos los estudios que demuestren la precisión de este instrumento de diagnóstico en el ámbito clínico.

2.3 Estímulos acústicos para PEAA

Las variaciones de amplitud en la modulación (envolvente) de las señales del habla son las responsables de la prosodia, siendo por tanto esenciales para la comprensión del lenguaje ⁽⁶⁾. La envolvente de los sonidos del habla contiene en sí misma gran parte de la información

necesaria para la identificación de las palabras, las oraciones y las frases. Es decir, aunque la adecuada percepción de la palabra hablada requiere de una cantidad mínima de información espectral, la información contenida en los patrones temporales o envolvente resulta de mayor importancia.

Los procesos que afectan la sensibilidad del sistema auditivo para detectar los cambios en la envolvente de un estímulo acústico (agudeza auditiva temporal) ocasionan serias alteraciones en el lenguaje. La agudeza auditiva temporal se encuentra afectada en los ancianos, en los pacientes con neuropatía auditiva, esclerosis múltiple, o con pérdidas auditivas neurosensoriales, así como en niños con retraso primario en el desarrollo del lenguaje⁽⁶⁾.

Por lo tanto se establece que para obtener la mejor representación electrofisiológica, el tipo de estímulo empleado será de tonos modulados en amplitud (AM) (como los que se aprecian en la Figura 2.4). Con los PEAA se puede explorar una amplia gama de frecuencias, tanto de portadora como de modulantes, es decir, distintas moduladoras para una única frecuencia de portadora, y distintas portadoras para una única modulante. De esta manera es posible obtener de manera consecutiva múltiples respuestas por separado si cada señal se modula con una frecuencia diferente (7).

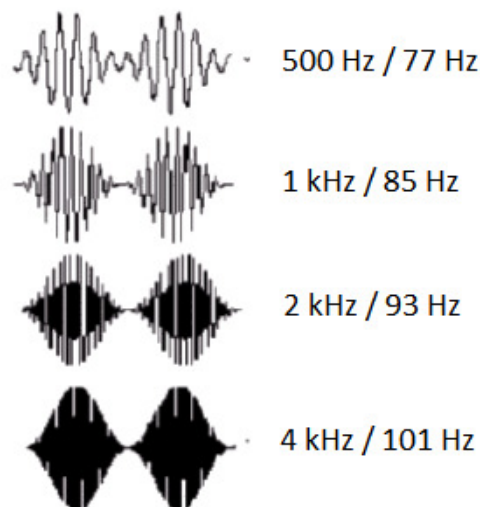


Figura 2. 4. Se muestra 4 tonos continuos o señales portadoras de 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz y 4 kHz que se modulan en amplitud a frecuencias de 77 Hz, 85 Hz, 93 Hz y 101 Hz respectivamente.

El tipo de respuesta que se genera cuando se presenta un estímulo depende de las frecuencias de modulación empleadas⁽²⁾:

- Frecuencias de modulación entre 4 Hz y 8 Hz darán lugar a respuestas que se superponen aproximadamente cada 100 ms; es decir, se van a originar por la superposición de los potenciales de tipo cortical.
- Frecuencias de modulación entre 20 Hz y 70 Hz darán lugar a respuestas que se superponen aproximadamente cada 30 ms o, lo que es lo mismo, por superposición de los potenciales de latencia media, y es clásico el test de los 40 Hz.

- Frecuencias de modulación entre 70 Hz y 110 Hz darán lugar a respuestas que se superponen cada 10 ms aproximadamente o, lo que es igual, por superposición de los potenciales de tronco cerebral.

Si bien se tiene en cuenta la frecuencia de modulación, que es la responsable del tipo de respuesta generada, la frecuencia de portadora cumple un rol aún más importante debido a que todos los resultados obtenidos serán respecto a esta última, es decir, si el paciente es incapaz de escuchar determinadas frecuencias, no importa el tipo de modulación que se utilice sobre la portadora, no se generará ninguna respuesta electrofisiológica.

Otra modalidad de estimulación es por medio de una mezcla de tonos modulados (un esquema de la misma se aprecia en la Figura 2.5), la variedad multifrecuencia. Con este tipo de estímulo se obtiene una respuesta periódica semisinusoidal; definida por unos parámetros de amplitud y frecuencia, este tipo de respuesta permite la aplicación de una FFT que los convierte en parámetros de amplitud y fase, y la respuesta queda representada como un pico espectral a la frecuencia de modulación. Gracias a ello se podrá utilizar una serie de estadígrafos que se calculan en el dominio de la frecuencia para determinar si hay o no respuesta ⁽⁷⁾.

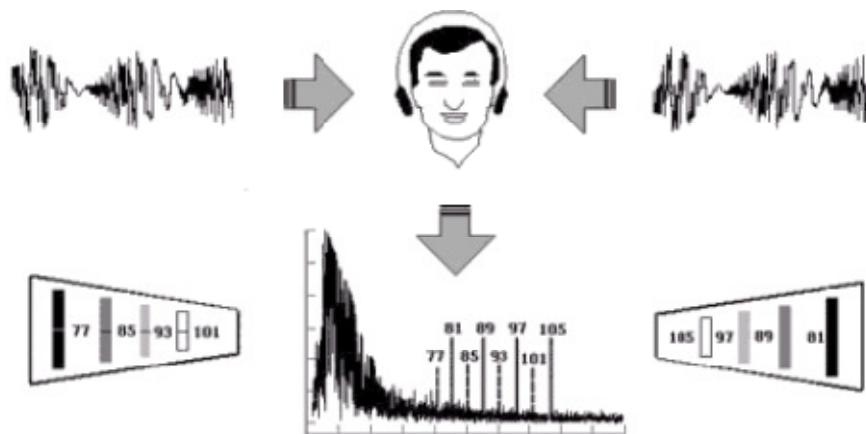


Figura 2. 5. Se esquematiza el procedimiento para obtener un PEAe a múltiples frecuencias. En la parte central se ve mediante el uso de la FFT la representación de las señales modulantes que la persona puede escuchar, donde cada una está así mismo asociada a una frecuencia de portadora.

En la Figura 2.5 por cada oído se presenta simultáneamente una señal acústica compleja compuesta por una suma de tonos portadores de 500Hz, 1kHz, 2kHz y 4 kHz, cada uno modulado en amplitud a una frecuencia distinta de 77 Hz, 85 Hz, 93 Hz, 101 Hz por el oído izquierdo y 81 Hz, 89 Hz, 97 Hz y 105 Hz por el oído derecho (trazo discontinuo). En el PEAe provocado por este tipo de estímulo (una vez transformado mediante la FFT) aparecen 8 componentes o picos espectrales a las frecuencias de modulación utilizadas. Cada pico señala la respuesta de frecuencia correspondiente al tono portador modulado a dicha frecuencia. De esta forma se exploran en forma simultánea y objetiva los umbrales audiométricos en 500Hz, 1 kHz, 2 kHz y 4 kHz en ambos oídos a la vez.

2.4 Análisis de la respuesta obtenida por PEAee

Para poder realizar un análisis de la respuesta electrofisiológica de los PEAee, es necesario previamente examinar la respuesta a estímulos por *click* (PEATC). A su vez, para una interpretación acertada de los registros de PEATC son necesarios conocer los valores de normalidad de la latencia y amplitud de los principales componentes y su relación con las distintas intensidades así como los valores de los intervalos interpulsos y las posibles diferencias interaurales.

Para ello hay que conocer y luego identificar las ondas generadas por los PEATC (Figura 2.6). Cada tipo de onda es generada por una parte del oído. Estas son:

- Onda I: Nervio Auditivo (NA)
- Onda II: Núcleos Cocleares (NC)
- Onda III: Oliva Superior (OS)
- Onda IV: Lemnisco Lateral (LL)
- Onda V: Colículo Inferior (CI)

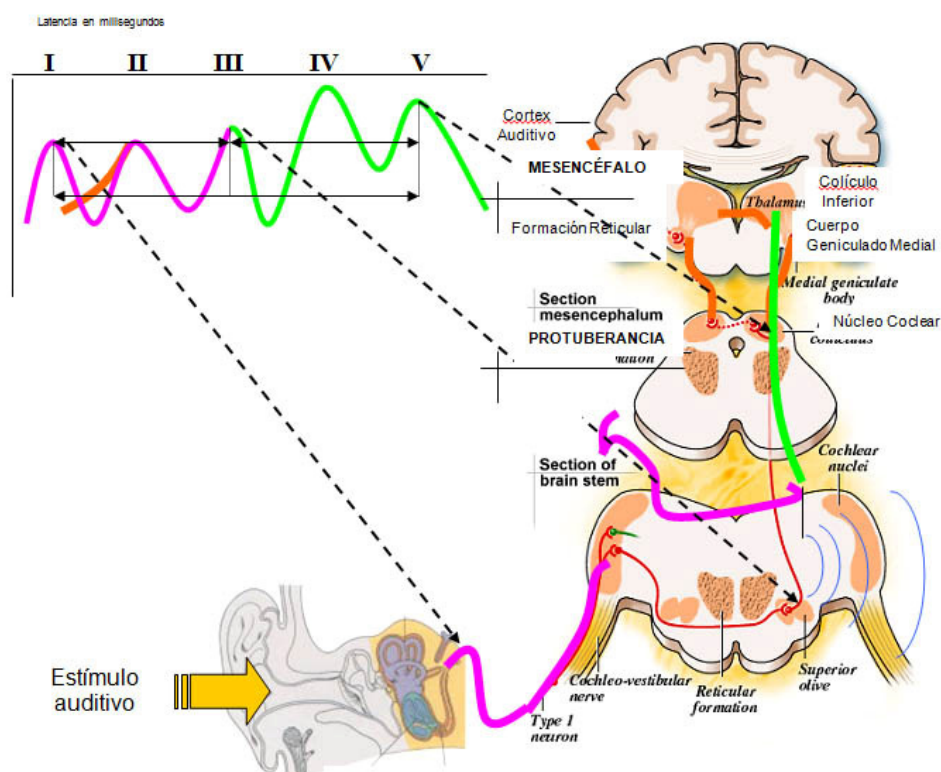


Figura 2. 6. Partes del oído que generan las ondas de los PEATC

Como se puede ver en la Figura 2.6, la onda generada en el Colículo Inferior (Onda V) es la de mayor amplitud y es esta la que se utiliza para el análisis. El estudio consiste en estimular al oído con intensidades entre 90 y 10 dB HL. Si el individuo escucha el sonido, se

producen las ondas PEATC. Si se quiere detectar el umbral auditivo, se va descendiendo la intensidad de los estímulos hasta dejar de reconocer la onda V. En el punto en el que no se reconoce la onda V, ese es el umbral de audición.

Un ejemplo de esto es el siguiente: en la Figura 2.7 se aprecia como la onda V aparece como la más visible en todo el rango de intensidades de los estímulos. A medida que se reduce la intensidad, la latencia de la onda V aumenta, sin embargo esta onda es la única que con la menor intensidad sigue siendo visible.

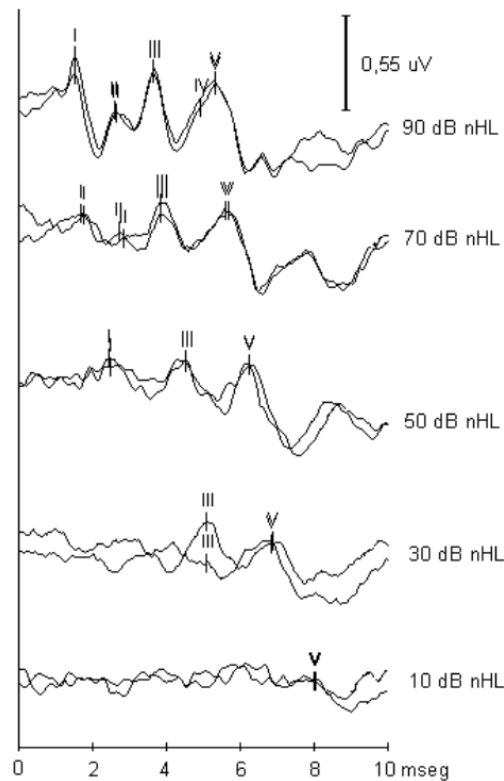


Figura 2. 7. Registro de PEATC de un paciente con un nivel de audición normal.

Los PEAAe a diferencia de los PEATC estimulan el oído de manera continua y esto produce que la respuesta también sea de manera continua. De esta forma las ondas producto de la estimulación se solapan, y se produce un cambio en el paradigma del análisis. Ya no se observa la respuesta en sí, es decir, las ondas que componen el potencial, tampoco se tiene en cuenta el nivel de tensión, el tiempo ni la latencia. A este potencial ya no se lo analiza como forma de onda, sino como un potencial oscilatorio, en el cual se observa el grado de sincronismo con el estímulo y a su vez se lo puede modular en amplitud. La modulación en el potencial se produce modulando la señal de estimulación como se ve en la Figura 2.8.

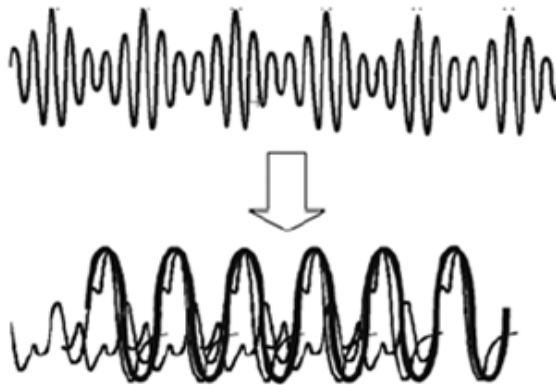


Figura 2. 8. En la parte superior se muestra un señal modulada en amplitud empleada para estimular el oído, y en la parte inferior la respuesta obtenida, de forma cuasi-senoidal del potencial evocado.

Al utilizar modulación sobre una señal sinusoidal de frecuencia audible (portadora) como estímulo, la onda V (estudiada anteriormente en el análisis de la respuesta de los PEATC), se va a superponer con la onda V generada por el siguiente tono modulado, de manera de generar una señal periódica de la misma frecuencia de señal de modulación. Esta respuesta solo será generada si el oído escucha o percibe la frecuencia de la portadora. Luego, mediante el análisis por Fourier de manera digital (FFT), se puede identificar la barra correspondiente a la señal modulante. Un ejemplo de este caso es el siguiente: Se estimuló el oído con una señal de portadora de 500 Hz y una señal modulante de 91 Hz, por lo tanto la respuesta posee la misma frecuencia de repetición que la señal modulante, esto se ve reflejado mediante la FFT y se muestra en la Figura 2.9.

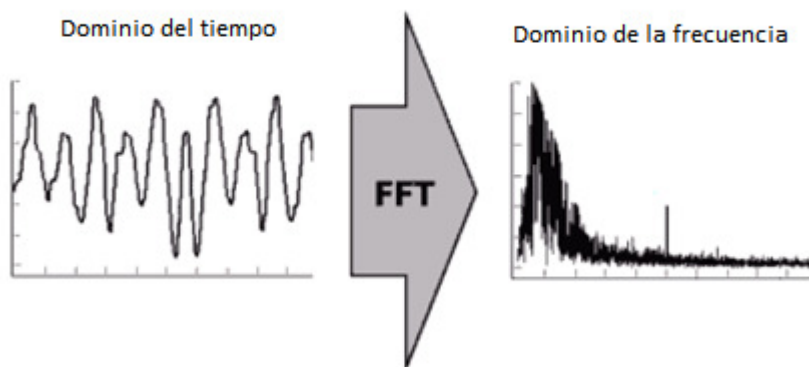


Figura 2. 9. A la derecha de la figura se muestra el registro promedio de un PEAAe a 91 Hz representado en el dominio del tiempo y a la derecha esa misma señal expresada en el dominio de la frecuencia, después de aplicar la transformada rápida de Fourier (FFT).

Debido a que todo el análisis de la respuesta de los PEAAe se hace mediante la FFT, se puede estimular ambos oídos al mismo tiempo. Pero para evaluar la misma frecuencia audible es necesario que ambos oídos reciban una estimulación con diferente señal de modulación. De esta manera, se va disminuyendo la potencia del estímulo hasta dejar de ver las barras espectrales de las frecuencias modulantes, y así determinar el umbral auditivo.

2.5 Equipos comerciales que Registran Potenciales Evocados Auditivos

En esta sección se describen equipos comerciales que registran Potenciales Evocados Auditivos, tales como las características técnicas más relevantes y se anexa un enlace para visualizar las especificaciones completas de cada equipo ⁽⁸⁾.

2.5.1 EP15 y EP25 Pruebas de PEATC Diagnóstico

El EP15 (Ver Figura 2.10 y Figura 2.11) es un ABR tradicional utilizado tanto para evaluación de umbrales como para *screening* neurológico. El EP15 confiere una gran confianza al usuario gracias a su completo juego de pruebas integradas, sus valiosas características añadidas respecto a la calidad objetiva del monitor y a reducción de los ruidos residuales y una realización más efectiva.



Figura 2. 10. Equipo EP25



Figura 2. 11. Equipo EP15

El sistema está conectado a una PC, el cual incluye posibilidades para medir todas las facetas de potenciales evocados auditivos y otoemisiones acústicas. Los datos se gestionan a través de una base de datos individual con informes en formato imprimible. El usuario puede incorporarlo a su propio sistema seleccionando sólo los módulos que necesite con la posibilidad de añadir más capacidades si las necesita.

Características	Descripción	
	EP15	EP25
Hardware	Plataforma Eclipse para conexión USB a PC	
Sistema Operativo	Windows® 7 (32 y 64 bits), Vista o XP, SP3 mínimo	
Base de datos	OtoAccess	
Control de Impedancia	Sí. Desconexión de electrodos no necesaria	
Canales de grabación	2	
Número de curvas	Ilimitado	
Pruebas automáticas	Incluido. Programables por usuario	
Datos normativos.Latencia	Incluido. Programables por usuario	
Tiempo de análisis	30ms	900ms
Pruebas	ABR	ABR, ECochG, AMLR, ALR, P300, MMN, EABR
Control de filtro	Filtrado visual durante y después de las pruebas. Filtrado de hardware ajustable.	
Estímulos	CE Chirp®, Clic, Tono burst, NB CE-Chirp® 0.5kHz, 1kHz, 2kHz, 4kHz	CE Chirp®, Clic, Tono burst, tono burst de larga duración, NB CE-Chirp® 0,5kHz, 1kHz, 2kHz, 4kHz
Intensidad	CA máxima 130dB peSPL / 100dBnHL	
Enmascaramiento	Sí	
Control de pruebas	Número de grabaciones aceptadas, manual, ,cálculo automático Fmp y/o de ruidos residuales	
Generador de informes	Sí	
Versión en red	Sí	
Transductores	Auriculares insertores Ear-Tone ABR, auriculares TDH39, conjunto vibrador B71	
Resolución A/D	Sistema de 16 bits	
Comunicación con el paciente	Micrófono transmisor(Talk Forward) y altavoz integrado (Talk Back)	
Alimentación del preamplificador	Desde unidad principal	
Aislamiento óptico	Incluido	
Marcado CE de productos sanitarios /FDA	Sí/Sí	

Tabla 2. 1 Ficha Técnica: EP15 y EP25

2.5.2 MADSEN Octavus

El MADSEN Octavus (Ver Figura 2.12) es un equipo completamente controlado por una PC y utilizado para medir las respuestas de audición (ABR) procedente de la corteza cerebral. Consiste en un hardware compacto y un software compatible con Windows. Ideal para el diagnóstico auditivo en niños.



Figura 2. 12. Equipo MADSEN Octavus

Características	Descripción
Estímulo	Click
Estimulación del nivel	0 – 100 dB, ajustable en incrementos de 10dB
Enmascaramiento (contralateral)	Ajustable en incrementos de 10 dB, con cierre
Tasa de Simulación	8, 16, 20, 24, 32 Hz.; Preestablecido: 20 Hz
Salidas	Auriculares (Holmco 95-01, HB-7 or ME70) y audífonos (E-ARTONE 3A)
Amplificación	93.5 – 114.5 dB. Ajustable en incrementos de 1.5 dB
Canales	1 o 2 (opcional)
Tiempo de Resolución	40 kHz – 0.025 msec
Rechazo en Modo Común	110 dB
Filtro en Hardware	Pasa alts 160 Hz y Pasa Bajas 4 KHz
Filtro en Software	Ajustable. Preestablecido: 160/1600 Hz
Filtro Notch	50Hz
Impedancia de Entrada	30 mΩ
Conexión al PC	Serial o Vía RS232/USB adapter
Potencia	60VA
Dimensiones	33.5x32.0x6.0 cm
Peso	Aproximadamente 2.5 Kg
Seguridad	Cumple con EN 60601-1 Tipo BF
Clase de Protección	Clase I

Tabla 2. 2. Ficha Técnica: MADSEN Octavus

2.5.3 GSI AUDIOScreener+

EL GSI AUDIOScreener+ (Ver Figura 2.12) ofrece solución para el screening auditivo con Otoemisiones Acústicas (OEA) y Potenciales Evocados Auditivos (ABR) integrados. El GSI AUDIOScreener+ incorpora algoritmos que ofrecen rapidez en el registro de los resultados, así como facilidad en el uso de los protocolos. La pantalla y la carátula han sido desarrolladas para una fácil lectura y entrada de los datos. Se ha incorporado una cavidad para el almacenamiento de la sonda, protegiendo a ésta de los golpes accidentales. Incorpora una memoria de hasta 300 pacientes, la transferencia de los datos sin cables y la base de datos AudioTrac.



Figura 2. 13. GSI AUDIOScreener+

Características	Descripción
<u>Especificaciones Generales</u>	
Dimensiones	19.7 cm. x 10.2 cm. x 4.5 cm.
Peso de envío	0.57 Kg.
Tipos de test	Otoemisiones Evocadas por Productos de Distorsión (DPOAE), Emisiones Otoacústicas Transitorias (TEOAE) y Potenciales Evocados Auditivos (ABR)
Métodos de screening	Presencia/Ausencia (DPOAE y ABR), nivel (DPOAE y TEOAE), o Latencia (ABR).
Display	Pass/Refer/Noise o Gráfico.
Informes	Simple o Detallado.
Test ABR	Protocolos incluidos
Almacenamiento	Hasta 300 pacientes.
Transferencia de datos	Infrarrojo al Computador Personal o a impresora
Software	Disponible en castellano
<u>Características principales del Software de ABR</u>	
Operaciones automáticas para un fácil y rápido screening.	
Test de impedancia.	
Comprobación y calibración.	
Protocolo de Pass criteria a NIH 2000 (configurable).	
Habilitado para crear la función de latencia/intensidad.	
Marcación manual de la onda V.	
Búsqueda manual del umbral.	
Progreso gráfico en tiempo real para la monitorización del resultado.	
Estímulos por click y tone pip disponibles.	
Frecuencia del estímulo entre 32 a 62 Hz	
Nivel del estímulo entre 0 y 98 dBSPL	
<u>Sistema de Calidad</u>	
Fabricado, diseñado y desarrollado	VIASYS Healthcare Inc. NeuroCare Group
Certificado de calidad	ISO13485, ISO 9001.
<u>Estándares</u>	
Estándares internacionales	USA, Canadá y Europa:
Standard for Safety Medical Equipment	UL 2601-1
Medical Electrical Equipment CISPR 11 (EN55011)	IEC 601-1-2
CE 0344	La marca CE en este producto, indica que está conforme con la Directiva de Equipos Médicos 93/42/EEC

Características	Descripción
Normas de Seguridad	IEC60601-1, Clase I, Tipo BF. IEC60601-2-26 Requerimientos particulares para seguridad en Encefalógrafos. IEC60601-2-40 Requerimientos particulares para seguridad de Electromiógrafos y equipos de respuesta evocada.
Sistema	De registro automático de Potenciales Evocados de Tronco Basado en computador personal.
Preamplificador	2 entradas elegibles por software
Estimulación	Clics de comprensión, rarefacción y alternados
Enmascaramiento	Ruido blanco +10 a -40 dB relativo al estímulo
Número de curvas por sesión	Hasta 32 trazos en pantalla
Adquisición de datos	Tiempo de análisis: 5 a 1000 mseg Resolución del convertor: A/D 13 bit
Ganancia	02µV a 50mV por cada división de pantalla
Filtros	Pasa-bajos y pasa-altos digital en tiempo real. Filtrado visual (Alisado). Banda pasante 0 a 7kHz
Base de datos de pacientes	Capacidad de almacenaje ilimitada.
Estudios Tonales	Tonos burst: de 250 a 8.000 Hz Tono logon: formato 1.5 y 3 ciclos Umbral: 30 a 65 dB Intensidad: 0 a 110 dB Ruido blanco contralateral: +10 a -40dB respecto al estímulo
Dimensiones	Interface: 15.7 x 9.4 x 3.9 cm Preamplificador: 13.1 x 6.5 x 2.5 cm

Tabla 2. 3. Ficha Técnica AudiScan Full

2.5.4 MAICO MB11

El MAICO MB11 es un instrumento portátil (Figura 2.14), de la firma MAICO, para el *screening* auditivo neonatal mediante el registro automático de Potenciales Evocados Auditivos con medida de los PEATC.



Figura 2. 14. Maico MB11

El fabricante resalta las siguientes características del equipo:

- Registro de PEA automáticos de manera fácil, rápida y objetiva.
- Tecnología BERAPHONE (sin electrodos desechables).
- Fácil manipulación para *screening* rápido
- Umbral de *screening* a 35 dB HL
- Nuevo CE- CHIRP que estimula todas las regiones de la cóclea al mismo tiempo, consiguiendo una mayor respuesta que el *click* estándar.
- Incorpora el registro de *Time-Step-Stimulus* para una búsqueda rápida del umbral auditivo.

- Incorpora el registro de los PEATC a distintas intensidades.
- Mínimo tiempo de preparación.
- Alta especificidad (>98%) y muy alta sensibilidad (>99,996%).
- No utiliza consumibles, repercutiendo en un bajo coste de la prueba.
- Complementando el fácil uso del equipo para el *screening*, el MB11 ofrece la posibilidad de registros avanzados como "Real EEG" o "Diagrama-PEA".
- Conexión USB, no necesita alimentación externa.
- Control continuo de calidad de la señal EEG.
- Precisa ordenador portátil no incluido en la oferta
- Certificación CE 0124.

Descripción	Características
Número de canales	1
Examen	
Tipo de estímulo	CE-Chirp stimulus™
Velocidad del estímulo	93/seg.
Niveles del estímulo	35 dB HL
Estímulo de paso de tiempo	
ABR (opción)	
Tipo de estímulo	Clic
Velocidad del estímulo	14/seg.
Nivel del estímulo	0 ... 70 dB HL
Transductores	Transductor dinámico (8 ohmios) incorporado en la sonda de medición del MB11® de MAICO
Amplificación del amplificador EEG	87 dB (23,000 veces)
Pantalla	Resultado de la prueba de modo normal (PASAR/REFERIR/ABORTAR), diagrama de la prueba, visualización de la calidad de la señal, luz de tráfico para la prueba de impedancia.
Verificación de la calidad de la señal	Por medio de barra de calidad de la señal (EEG), prueba FSS patentada de ABR-Algoritmo automático (estado uniforme rápido)
Sensibilidad	> 99,9 %
Especificidad	> 96,7 %
Normas	IEC 601-1, BF conforme a la directiva médica 93/42/EEC, CE 0124
Suministro de energía	Puerto USB, 5V de corriente continua máx. 400 mA
Requisitos de la computadora	Intel Pentium III compatible de 800 MHz, o mejor, RAM mín. de 256 MB, Disco Duro de 2 GB, o monitor o pantalla a color de 800x600, WINDOWS XP > SP1, Windows 2000 SP4, suministro de energía con conexión a tierra (3 clavijas)
Accesorios estándar	Sonda de medición del MB11® de MAICO, caja de MB11, estuche, software-CD, gel para electrodos, cable USB, manual del usuario

Tabla 2. 4. Ficha Técnica: MB11

2.6 Señales EEG

La respuesta a los Potenciales Evocados es una señal que está sobre de las señales de Electroencefalografía (EEG), entonces para poder detectar un potencial evocado primero hay que detectar una señal EEG.

Se observa que la mayoría de los equipos comerciales no solo están preparados para medir Potenciales Evocados Auditivos, sino también señales de Electromiografía (EMG), Electrooculografía (EOG) y alguno también pueden medir Potenciales Evocados Visuales (PEV).

La razón de esto es debido a que las señales EEG son las señales más pequeñas producidas por el cuerpo humano, por lo tanto si se logra realizar un equipo capaz de medir estas señales, este también estará preparado para medir cualquier otra señal Electrofisiológica.

2.6.1 Electroencefalografía

El electroencefalógrafo (EEG) es una representación gráfica en tiempo real de la actividad cerebral fluctuante, esta señal se la adquiere con electrodos apropiados y colocados en zonas específicas del cuero cabelludo. Mediante el EEG se realiza una exploración neurofisiológica que se basa en el registro de la actividad bioeléctrica cerebral en condiciones basales de reposo, en vigilia o sueño, y durante diversas activaciones (estimulación visual y auditiva).

La electroencefalografía mide la actividad eléctrica de la corteza cerebral, es decir, la capa superior del cerebro llamado córtex. Este fenómeno no es debido a la simple adición de los potenciales de acción de las neuronas que integran el cerebro. Las variaciones rítmicas en las ondas cerebrales registradas en el EEG, se deben a que una población grande de neuronas se pone a oscilar coherentemente⁽⁹⁾.

Las neuronas generan una señal de la misma frecuencia. La presencia de estos ritmos indica actividad cerebral a nivel de millones de neuronas actuando juntas de forma sincronizada. La forma de la señal EEG depende de la edad y del estado de alerta del individuo, cambiando de forma y es muy marcada durante la niñez.

El registro en tiempo real de la actividad eléctrica cerebral carece de un patrón reproducible, como se puede observar en la Figura 2.15, asemejándose a una señal muy irregular de muy pequeña amplitud, en torno a $10 \mu\text{V}$ - $100\mu\text{V}$. La señal captada por los electrodos es muy pequeña ya que se registra en el córtex cerebral y debido a esta corteza, la señal se atenúa, por lo tanto es fácil confundirla con ruido aleatorio.

En un cerebro sano, esta actividad es muy similar en las diferentes regiones del cerebro, por lo que no existirían diferencias apreciables entre las diferentes zonas del córtex.

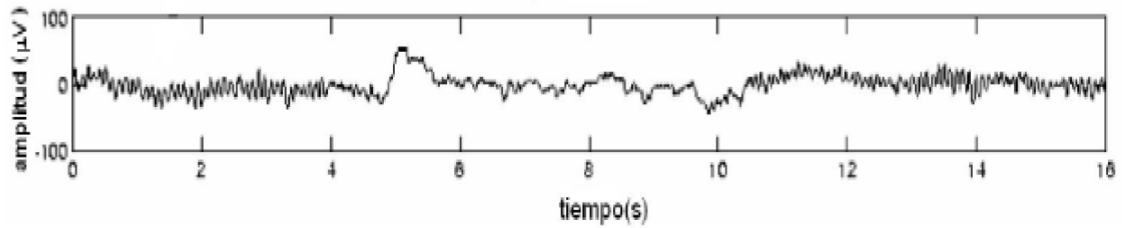


Figura 2. 15. Onda cerebral registrada en el encefalograma.

El EEG se mide como una diferencia de tensión entre dos electrodos. Para poder medir una señal tan pequeña, el contacto entre el electrodo y la piel debe ser bueno. Con frecuencia la piel recibe un tratamiento preparatorio, que consiste en eliminar de la superficie la grasa y las células muertas, para así disponer de un gel o una pasta conductora que mejore el contacto. Para conseguir buenos resultados, la impedancia no debe estar por encima de los $5k\Omega$.

2.6.2 Ondas Cerebrales

La onda cerebral es la actividad eléctrica producida por el cerebro y la complejidad de su detección es debido a la forma de la señal en el tiempo, normalmente los estudios de la señal EEG se centran en el espectro de potencias, mediante un análisis en su banda de frecuencia. Estas se clasifican en:

- Ondas Alfa
- Ondas Beta
- Ondas Theta
- Ondas Delta

Ondas Alfa

Son de amplitud de $20\mu V$ - $100\mu V$, tienen una frecuencia de 9Hz-12Hz y están asociadas con estado de relajación, poseen una alta periodicidad a esas frecuencias predominantes sobre la región occipital, pero aparecen en todo el córtex. Se registran especialmente en momentos antes de dormirse.

Sus efectos característicos son: relajación agradable, pensamientos tranquilos y despreocupados, optimismo y un sentimiento de integración de cuerpo y mente.

Ondas Beta

Estas señales de pequeña amplitud, por debajo de $20\mu V$, con una frecuencia comprendida entre 13Hz y 30Hz, originan un campo electromagnético. Estas ondas se registran cuando la persona se encuentra despierta y en plena actividad mental. Los sentidos se hallan volcados hacia el exterior, de manera que la irritación, inquietud y temores

repentinos pueden acompañar este estado. Son bastante comunes y predominan durante la edad adulta. Suelen dividirse en Beta baja, Beta media y Beta alta.

El ritmo Beta bajo se suele localizar en los lóbulos frontal y occipital. Los otros dos están menos localizados. Esta onda es más irregular que el ritmo Alfa.

Ondas Tetha

Estas ondas de amplitud inferior a 20 μV , con una frecuencia de 4Hz a 8Hz, se dan durante el proceso de maduración en toda la corteza cerebral, aunque predomina en la región occipital y temporal. Se producen durante el sueño (o en meditación profunda, yoga, o en alguna técnica psicoterapéutica), mientras actúan las formaciones del subconsciente. Las características de este estado son: memoria plástica, mayor capacidad de aprendizaje, fantasía, imaginación e inspiración creativa. Es dominante en niños entre 5 y 7 años y quedan rastros de ella hasta la juventud. En adultos y adolescentes se asocia a pensamientos de tipo creativo, a estrés o a desordenes psíquicos.

Ondas Delta

Ondas de baja frecuencia y alta intensidad (unas centenas de μV), con frecuencia de 1Hz a 3Hz. Aparecen en estado de sueño profundo, inconsciencia o situaciones que aumentan la presión intercranial como tumores cerebrales. Sus estados psíquicos correspondientes son de dormir sin sueños, el trance y la hipnosis profunda. Las ondas delta resultan de gran importancia en los procesos curativos y en el fortalecimiento del sistema inmunitario.

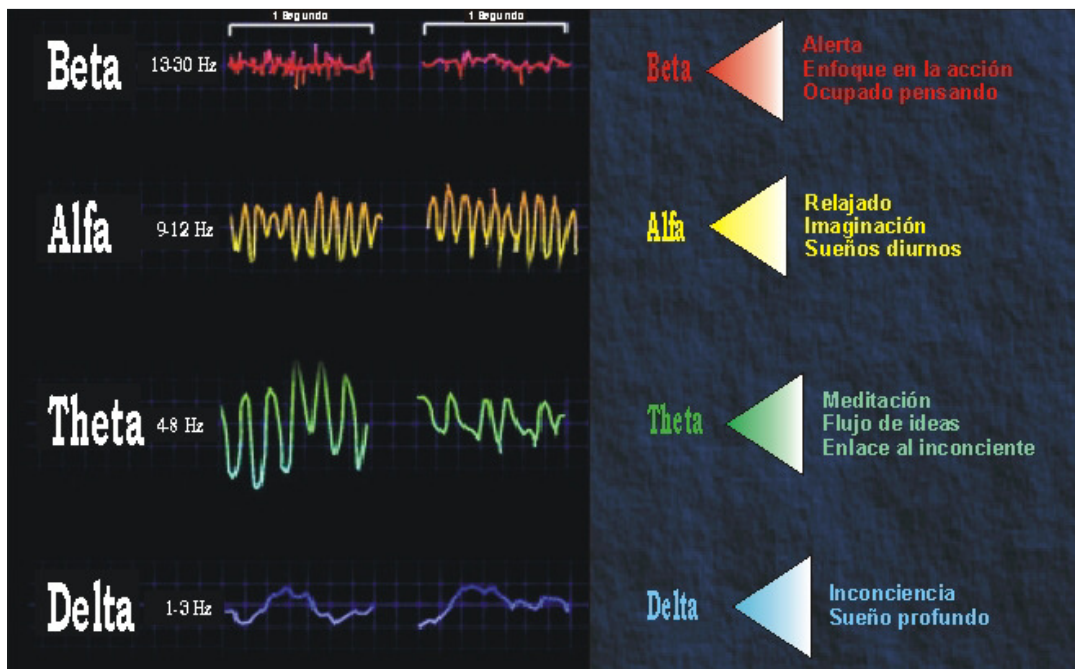


Figura 2. 16. Tipos de ondas encefalográficas normales.

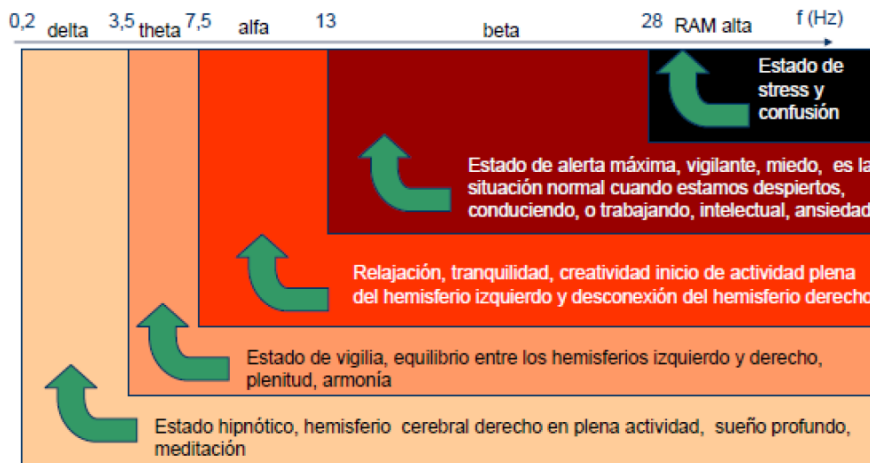


Figura 2. 17. Tipos de ondas cerebrales y sus frecuencias

2.6.3 Interpretación de las señales EEG

En la exploración de un adulto normal, estando en reposo, relajación muscular y sin estímulos sensoriales, aparecen en trazado modulaciones de frecuencias de ondas alfa con amplitud de $75\mu\text{V}$, el cual es un ritmo que proviene de la actividad vegetativa basal del encéfalo y que es sustituido con ondas beta de menor tensión. Debido a estos estímulos sensoriales, sobre todo visuales, estas ondas están en relación con la actividad eléctrica de las regiones sensitivo-motoras y yuxtasilvianas. Este conjunto de ritmos fisiológicos como el sueño y la actividad mental, la estimulación psíquica, la sensorial, la alcalosis, etc., pueden hacer variar mucho este ritmo.

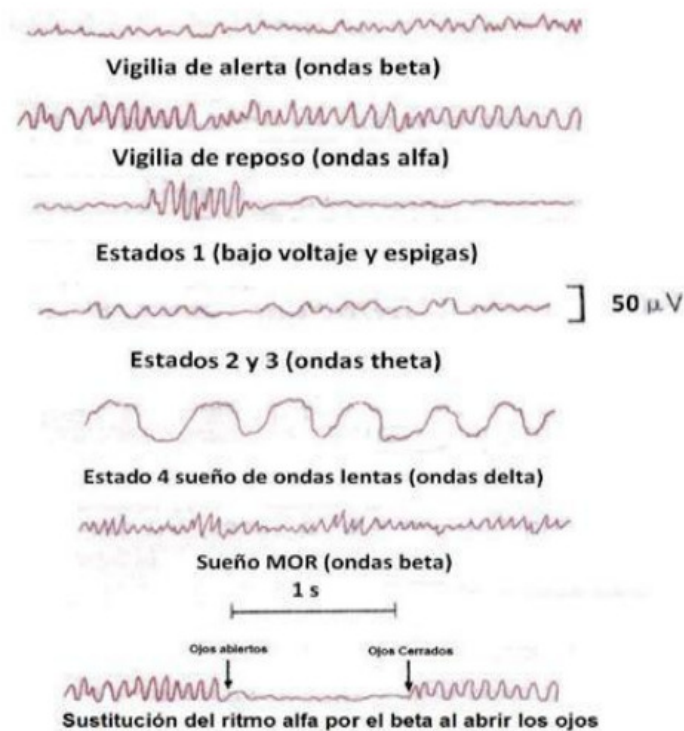


Figura 2. 18. Cambios en las ondas cerebrales: estados de vigilia y sueño

El electroencefalograma puede revelar distintas modificaciones patológicas. Las ondas de ritmo delta y subdelta, traducen estados patológicos del encéfalo. Los ritmos rápidos con frecuencias entre 25Hz y 30Hz señalan estados de excitación cortical. Atendiendo a la forma de las ondas se distingue el ritmo ondulado, con puntas y ondas alternantes, y las puntas rápidas altas con tensión elevada, propias del pequeño mal y de las crisis epilépticas.

También se señalan en estos pacientes las ondas psicomotoras, cuya representación gráfica son ondas de cúspide aplanada o dentellada.

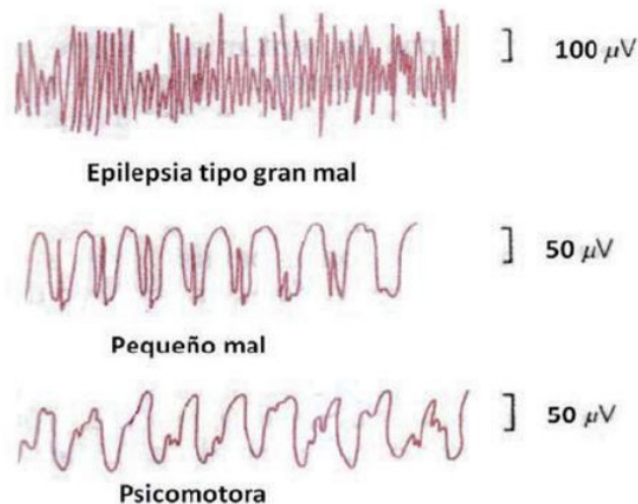


Figura 2. 19. Diferentes tipos de epilepsia

Cuando un trazo no tiene forma normal, pero es difícil de clasificar, se aplica el término de disritmia cerebral (y de disritmia lenta o bradidisritmia si su frecuencia es inferior al ritmo alfa), que puede registrarse en epilépticos, encefalíticos, tumores cerebrales, etc.

2.6.4 Electrodo

Técnicamente la actividad bioeléctrica cerebral es captada a nivel del cuero cabelludo por los electrodos, luego amplificada y, finalmente registrada.

Los electrodos deben ser diseñados y contruidos de tal manera que permitan registrar la actividad eléctrica en forma eficiente y con el mínimo de distorsión. En fisiología, las características de lo que se va a registrar y su situación anatómica determinan el tipo de electrodos a utilizar y estos, a su vez, el tipo de circuito amplificador que se necesita.

Aunque los electrodos pueden ser de tamaño, forma, materiales distintos, y aplicados sobre el cuero cabelludo por diferentes medios, deben tenerse en cuenta algunos principios generales para su diseño y uso.

Lo importante es resaltar es que nada sirve tener dispositivos de amplificación avanzados y de gran potencia, si de todos modos la señal va con distorsión desde los electrodos antes de llegar a los amplificadores.

2.6.4.1 Propiedades de los electrodos

Cuando se introduce un metal en una solución se produce una diferencia de potencial entre el metal y la solución, En esta etapa se realizan dos procesos electroquímicos de descarga de iones del metal hacia la solución. Cuando los iones que se separan del metal del electrodo superan a los que retornan, se produce un exceso de electrones en el metal. En este proceso se alcanza un equilibrio y es entonces cuando el electrodo muestra su potencial, que puede definirse como la diferencia de potencial entre el metal y el volumen de la solución. Cualquier tipo de electrodo tendrá su propio potencial que depende del metal con el que haya construido.

2.6.4.2 Tipos de Electroodos

Existen varios tipos de electrodos según la forma en que se obtiene el registro:

- Electroodos superficiales
- Electroodos basales
- Electroodos quirúrgicos
- Electroodos activos

El registro de la actividad bioeléctrica cerebral recibe distintos nombres según la forma de captación:

- Electroencefalograma (EEG): cuando se utilizan electrodos de superficie o basales.
- Electroocortigrama (ECoG): si se utilizan electrodos quirúrgicos en la superficie de la corteza.
- Estereo Electroencefalograma (E-EEG): cuando se utilizan electrodos quirúrgicos de aplicación profunda.

2.6.4.2.1 Electroodos superficiales

2.6.4.2.1.1 *Electrodos de cloruro de plata*

Es conocido por producir el más bajo y más estable potencial de juntura. Se adhieren a la piel y se necesita de gel.

2.6.4.2.1.2 *Electrodos de oro*

Son grandes conductores y no se mueven fácilmente. Existen algunos diseñados especialmente para que se puedan adherir en forma segura al cuero cabelludo. Se pueden diseñar con un tubo interno para que el gel conductor se pueda aplicar a través de él. Las desventajas de utilizar este tipo de electrodos en lugar de los de cloruro de plata es que son mucho más costosos?, tienen potenciales de juntura más grandes y son muy susceptibles a la radiación electromagnética. Por otro lado, estos mantienen una baja impedancia, no se mueven fácilmente y son reutilizables. Ver Figura 2.20.



Figura 2. 20. Electrodo de oro

2.6.4.2.1.3 Electrodo en casco de malla

Los electrodo 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, ver Figura 2.21.



Figura 2. 21. Electrodo en el casco de malla

2.6.4.2.2 Electrodo basales

Los anteriores tipos de electrodo mencionados registran la actividad eléctrica del cerebro solo a nivel de la convexidad del cráneo. Sin embargo queda por explorar la cara interna del hemisferio cerebral y su base. La cara interna del cerebro es imposible de explorar, no obstante, la parte basal tiene vías de acceso que permiten su exploración con electrodo especialmente diseñados para ello. De esta manera, se han introducido electrodo especiales, como el faríngeo, el esfenoidal y el timpánico. Que se denominan genéricamente “electrodo basales” porque exploran la base de los lóbulos frontales y temporales del cerebro, ver Figura 2.22.

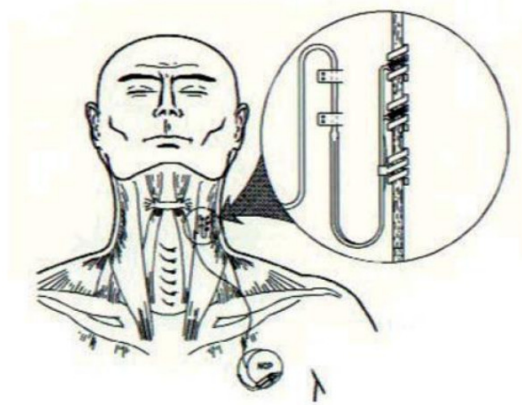


Figura 2. 22. Electrodo basal faríngeo

2.6.4.2.3 Electrodo quirúrgicos

2.6.4.2.3.1 *Electrodos de aguja*

Su uso es muy limitado, solo se emplean en recién nacidos y en Unidad de Cuidados Intensivos (UCI). Pueden ser desechables o de uso múltiple. En este caso, su esterilización y manipulación deben ser muy cuidadosas. Ver Figura 2.23.



Figura 2. 23. Electrodo de aguja

2.6.4.2.3.2 *Electrodos neuroquirúrgicos*

Se utilizan durante el acto quirúrgico y son manipulados exclusivamente por el neurocirujano. Pueden ser duros, corticales o intracerebrales. Ver Figura 2.24.



Figura 2. 24. Electrodo neuroquirúrgico

2.6.4.2.4 Electrodo Activos

Son electrodos activos miniatura integrados en un cable. Tienen amplificadores en el sitio de medida que mejoran la calidad de los registros. Ver Figura 2.25.

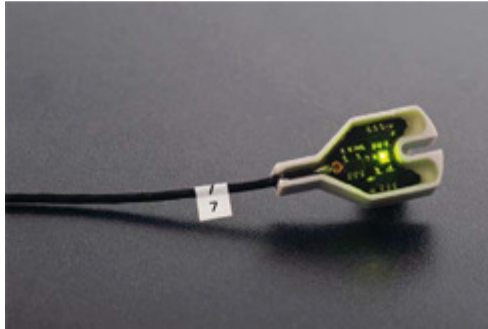


Figura 2. 25. Electrodo activo

Capítulo 3

Diseño y Construcción del Hardware

3.1 Introducción

En este Capítulo se analiza el diseño y la construcción del prototipo del sistema. En primer lugar, se describe un diagrama en bloques para tener una referencia de lo que se quiere construir. Luego, en base al mismo, se tratará la selección de los electrodos entre los diferentes tipos que existen y la elección del más óptimo para registrar dichas señales. Seguido por el estudio de circuitos capaces de adquirir señales muy pequeñas, haciendo hincapié en la comparación y elección de un diseño con componentes discretos, por ejemplo amplificadores operacionales y filtros analógicos, y circuitos integrados, los cuales poseen varias entradas de señal con entradas diferenciales, filtros, conversores de alta resolución y sobre todo son programables.

Otra parte muy importante es la adquisición de datos, es decir, la conversión de señales analógicas en señales digitales capaces de ser procesadas por un microcontrolador o procesador. En este proyecto se usará un microcontrolador el cual se comunicará con la PC y pasará los datos adquiridos para su posterior análisis y graficación.

También se presenta el diagrama de flujo del programa realizado en el microcontrolador acompañado de capturas de pantallas de las señales digitales involucradas para una mejor comprensión de la lógica del programa. Por último se muestra el circuito final, tanto el circuito esquemático con su correspondiente PCB e imágenes de la placa terminada y soldada.

3.2 Diagrama de bloques del sistema propuesto

En la Figura 3.1 se muestra el diagrama en bloques del sistema. En el mismo, se aprecian los bloques electrodos, circuito de adquisición y de comunicación con la PC que corresponden a la arquitectura del hardware que trata este Capítulo, mientras que los bloques PC y estimulación auditiva forman parte del procesamiento digital en la PC y se describirán en el Capítulo 4.

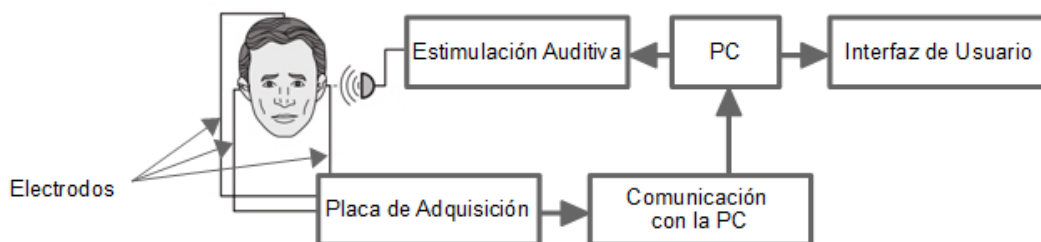


Figura 3. 1. Diagrama en bloque del sistema propuesto

Los bloques descriptos en este Capítulo realizan el acondicionamiento y la adquisición de datos. En esta sección es donde se acondiciona la señal de entrada analógica para luego ser convertida en formato digital y luego enviadas a la PC.

3.3 Electrodo

Para la observación de los potenciales de acción producidos por las células en el interior del cuerpo, estos deben llevarse a potenciales eléctricos. Para ello se utilizan conductores metálicos llamados electrodos. Cuando un disco metálico entra en contacto con una solución de electrolitos (los electrolitos son sustancias que confieren a la solución la propiedad de conducir corriente eléctrica), se produce un intercambio de iones y electrones, los iones metálicos entran a la solución y los iones de electrolitos se combinan con el metal del electrodo generando una distribución de cargas a lo largo de la zona de contacto de la interfaz metal-electrolito. Como resultado de la capa de carga se genera un potencial llamado potencial de media celda. El potencial en la interfaz del electrodo solo puede medirse con respecto a otro electrodo.

3.3.1 Impedancia de electrodo

La interfaz electrodo-electrolito posee una impedancia Z_e , la cual depende de la naturaleza de la capa de carga. Dado que la capa de carga posee cargas separadas por una pequeña distancia, existe una capacitancia (C_W) en la interfaz la cual puede ser de gran valor. El modelo de la interfaz electrodo-electrolito se representa en la Figura 3.2.

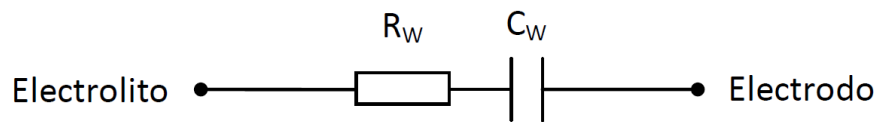


Figura 3. 2. Modelo de la interfaz electrodo-electrolito

Dado que la corriente continua puede atravesar la interfaz, se agrega una resistencia en paralelo (R_F). Se agrega también una fuente de continua para modelar el potencial de media celda ($E_{1/2}$). Finalmente el modelo completo es el de la Figura 3.3.

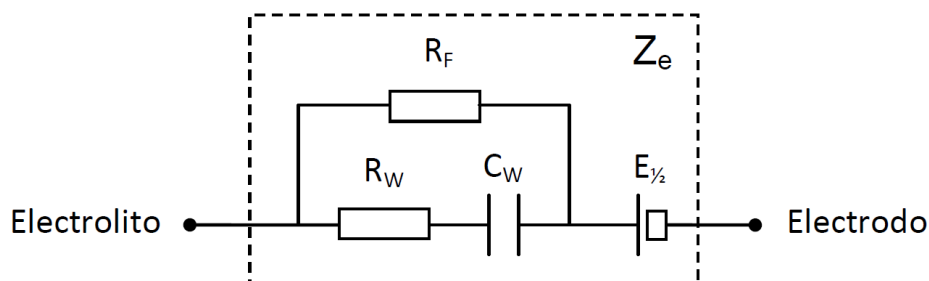


Figura 3. 3. Modelo completo del electrodo

3.3.2 Obtención de potenciales desde la superficie de la piel

Los campos eléctricos generados por la actividad de los tejidos excitables (nervios y músculos) en el cuerpo son conducidos a través del medio acuoso dentro del mismo para aparecer en la superficie de la piel. Por lo tanto, electrodos colocados en la superficie de la piel pueden detectar estos potenciales. Los mismos son acoplados a la piel por medio de un electrolito a modo de gel. Dado que la capa de la piel más externa (*stratum corneum*) consiste en una capa de células muertas, esta posee una alta impedancia. Los tejidos bajo el *stratum corneum* contienen iones disueltos, y dado que cuando un electrodo es acoplado a la piel mediante un gel electrolito el *stratum corneum* puede ser considerado una membrana semipermeable, se produce una diferencia de potencial a través de la piel. Con esto se puede obtener el modelo completo de un electrodo colocado en la superficie de la piel, tal como se diagrama en la Figura 3.4.

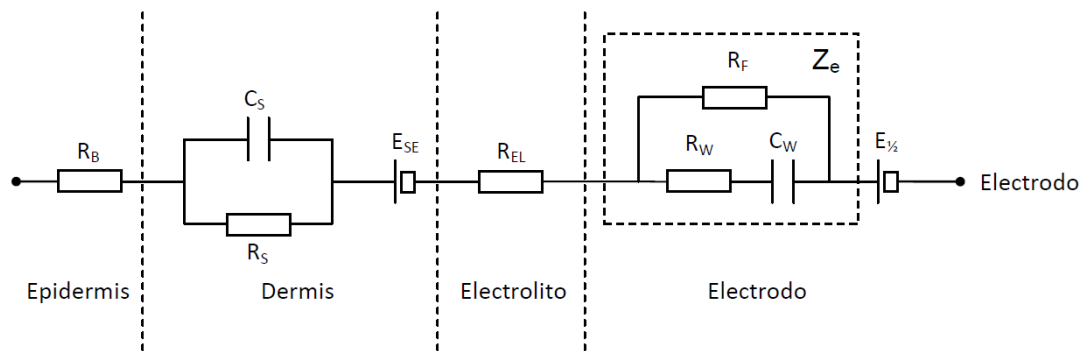


Figura 3. 4. Modelo completo del conjunto electrodo-piel

Dadas las propiedades de la interfaz electrodo-piel, esta resulta en dos temas de interés para la obtención de señales bioeléctricas:

- La alta impedancia de la piel resulta en una pobre detección de señal.
- El movimiento relativo entre el electrodo y la piel produce una interferencia llamado interferencia de movimiento.

A modo de reducir la impedancia de la piel pueden utilizarse diferentes métodos. Entre ellos se tiene el de abrasión de la piel, con lo que se remueve la capa de células muertas de la misma y posibilita al electrodo un contacto más directo con la dermis. También puede ejercerse una limpieza profunda de la piel con acetato o alcohol. La opción más usual es esta última junto con la utilización de gel electrolito entre la piel y el electrodo, logrando un contacto óptimo para este tipo de mediciones.

Hay dos fuentes de interferencias de movimiento en los electrodos de superficie: En primer lugar se tiene que el movimiento relativo entre el electrodo y la piel altera la capa de cargas en la interfaz electrodo-electrolito modificando de este modo el potencial de media celda. En segundo lugar si la piel bajo los electrodos es estirada o deformada, el potencial de la piel es alterado.

El primer tipo de interferencia de movimiento es atenuado utilizando gel electrolito el cual amortigua los movimientos entre el electrodo y la piel. El segundo tipo de interferencia de movimiento se reduce disminuyendo el valor de impedancia de la piel, para lo cual también el gel electrolito ayuda.

3.3.3 Valores típicos hallados experimentalmente

Los siguientes valores son los hallados experimentalmente para el caso de medición de señales bioeléctricas. Y son los que se utilizarán en el presente trabajo.

Impedancia de electrodo a 50 Hz $Z_e = 20 \text{ k}\Omega \pm 25\%$

Tensión de media celda $E_{1/2} = \pm 200 \text{ mV}$

Dada la tensión de media celda para un electrodo se estima que la tensión de continua diferencial desarrollada para un sistema consistente en dos electrodos es del orden de $\pm 500\text{mV}$.

2.4 Etapa de adquisición

El avance en los estudios de potenciales bioeléctricos del cuerpo humano ha permitido el desarrollo de sistemas embebidos de adquisición de datos que facilitan la implementación de sistemas más complejos para el análisis de dichas señales. En el mercado actual existen distintas tecnologías para adquirir señales EEG utilizando chips configurables que se ajustan a la necesidad de estos proyectos. Sin embargo, aún existen sistemas de adquisición de señales electrofisiológicas mediante diseños discretos, es decir, usando circuitos operacionales de instrumentación, filtrado analógico y conversión analógico-digital de baja resolución. En esta sección, se analizarán las ventajas y desventajas de un diseño discreto frente a la utilización de circuitos integrados dedicados a esta función.

En primera instancia se analiza un diseño discreto representativo y sin las características de los componentes. Este posee un amplificador operacional de instrumentación, seguido de una etapa de filtrado activo y su posterior conversión de señal analógica a digital mediante un microcontrolador, esto se puede ver en la Figura 3.5.



Figura 3. 5. Diagrama en bloques de un sistema de adquisición de señales con componentes discretos

La principal ventaja de este tipo de diseño es que al estar completamente discretizado, se tiene acceso a todas las señales analógicas intermedias. Es decir, que con un osciloscopio se podrían ver las señales de entrada, las señales intermedias y las de salida de las distintas etapas, menos en la última etapa, donde solo se puede tener acceso a la señal analógica de

entrada. La ventaja radica en que el diseñador puede modificar cada una de las etapas hasta lograr la salida deseada, es decir, se tiene control completo del sistema de adquisición. Por otro lado, la principal desventaja es que para obtener un mejor acondicionamiento de la señal se necesita incluir otras etapas, lo que trae aparejado problemas de ruido. Además, al usar los conversores de los microcontroladores, se están usando conversores de baja resolución, y como se desean medir señales de bajo nivel de tensión, esto implica que se necesita tener etapas con mucha ganancia para que estas señales entren dentro del rango dinámico del conversor, pero si se amplifica la señal también se amplifica el ruido y no se tiene una buena representación digital de la señal analógica. Entonces se necesita llegar a una relación de compromiso, es decir, amplificar lo necesario de forma que el conversor pueda detectar la señal y convertirla en formato digital.

Como segunda instancia se analizan chips configurables que se adapten a los requerimientos de este proyecto. Para lo cual existen diversos tipos y de distintas marcas, pero primero se presentarán sus características generales. Como se hizo con el análisis anterior, en este también se propone un diagrama en bloques representativo del diseño, este se puede ver en la Figura 3.6.



Figura 3. 6. Diagrama en bloques de un sistema de adquisición de señales con componentes integrados

Este diseño contempla como elemento principal el conversor analógico a digital de alta resolución, este es un conversor de 24 bits sigma-delta ($\Delta\Sigma$). El otro elemento importante es el amplificador de instrumentación, el cual es necesario debido al bajo nivel de tensión que presentan las señales electrofisiológicas.

Este tipo de diseño tiene muchas ventajas asociadas, una de ellas es que al usar un conversor con mayor rango dinámico (mayor número de bits), no es necesario amplificar demasiado la señal de entrada, por ende el ruido tampoco es amplificado. Cabe aclarar que si bien no es necesario tener mucha ganancia, en la salida de esta etapa tiene que haber una señal con una relación señal-ruido (SNR) aceptable para el conversor $\Delta\Sigma$. Esto es necesario, ya que de lo contrario, los bits menos significativos de la conversión quedarán inmersos en ruido debido al ENOB (número de bits eficaces). En cualquier conversor se puede decir que la mínima señal que se podría representar es $V_{\text{mínima}} = V_{\text{REF}} / (2^n - 1)$, donde n es la cantidad de bits y V_{REF} es la tensión de referencia del conversor. A esta tensión se la denomina resolución porque es la mínima tensión que se puede obtener, pero también se la llama ruido de cuantificación a causa del ruido propio del sistema. Esto quiere decir que debido al ruido eléctrico, este nivel de tensión puede variar mucho entre una muestra y la siguiente, por lo tanto se la considera ruido. Sin embargo, normalmente el ruido del sistema es mayor que la resolución, con lo cual

aparece el concepto de número efectivo de bits (ENOB). El número efectivo de bits está basado en la ecuación para un ADC ideal, en el cual su relación señal-ruido ideal $SNR = 6.02 * N + 1,76$ dB, donde N es la cantidad de bits. Si se elige un conversor de 24 bits, su SNR ideal es de 146,24 dB, esto solo se lograría si no existiera el ruido, pero en el mundo real nunca se logra la SNR ideal debido a su propio ruido y a los errores del sistema. Reacomodando la Ecuación 3.1 para obtener el N efectivo, se obtiene

$$ENOB = (SNR_{REAL} - 1,76) / 6,02 \quad \text{Ecuación 3.1}$$

donde la SNR_{REAL} indica la calidad (SNR) de la señal adquirida.

Otra ventaja que ofrecen los conversores $\Delta\Sigma$ es la conformación de ruido. Estos están constituidos por 2 etapas, el modulador y la etapa de filtrado-decimación, las cuales se pueden ver en la Figura 3.7.

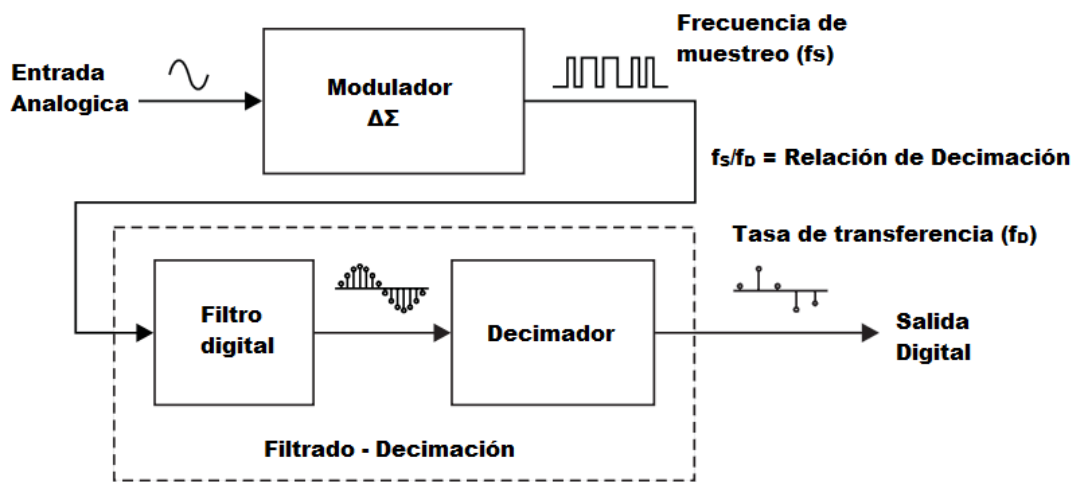


Figura 3. 7. Diagrama en bloques del conversor $\Delta\Sigma$

El modulador es el encargado de la conformación de ruido, en otras palabras, es quien lleva el ruido de baja frecuencia a frecuencias más altas. Lo hace convirtiendo la señal de entrada analógica en una onda pulsada modulada que es muestreada a una frecuencia muy alta (f_s) y de un solo bit, es decir, el modulador produce una secuencia de valores digitales que representan la tensión de entrada, en este caso una secuencia de 1 bit. A diferencia de la mayoría de los conversores, el modulador $\Delta\Sigma$ incluye un integrador, el cual tiene el efecto de conformar el ruido de cuantificación a frecuencias más altas. Como consecuencia, la salida del modulador es igual a la señal de entrada más el ruido de cuantificación, donde el espectro del ruido no es plano, de manera que en frecuencias bajas el ruido de cuantificación es bajo pero a medida que se acerca en frecuencia a f_s , frecuencia de muestreo, crece rápidamente y alcanza su máximo valor en f_s , esto se puede ver en la Figura 3.8.

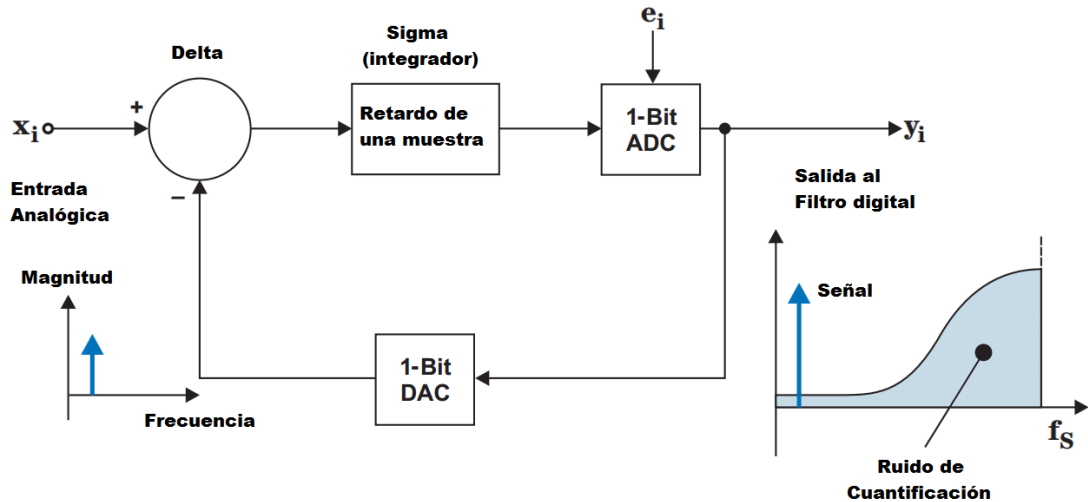


Figura 3. 8. Modulador $\Delta\Sigma$ de primer orden en el dominio de la frecuencia

La etapa de filtrado y decimación es la que se encarga de filtrar el ruido, que en su mayoría se concentra alrededor de f_s como se pudo observar en la Figura 3.8. Mientras que en la Figura 3.9 se ve que el ruido fue mayormente eliminado por el efecto del filtro antes mencionado, tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia.

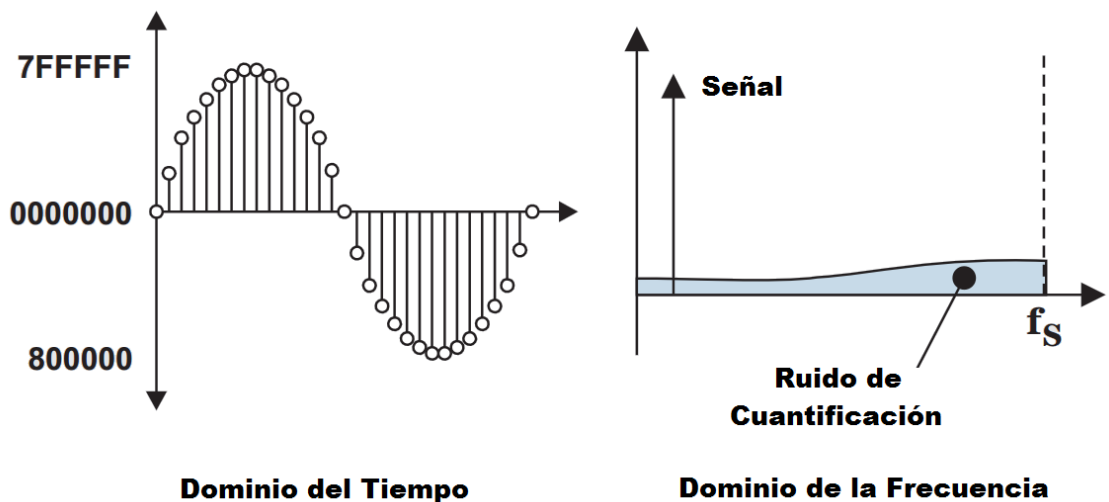


Figura 3. 9. Salida del filtro digital en el dominio del tiempo y de la frecuencia

No obstante es necesario aplicar una decimación al mismo tiempo que se está filtrando debido a que los datos a la salida del filtro tienen la misma frecuencia que la de muestreo. Con la decimación se logra reducir la velocidad de los datos de salida y estos no se ven afectados por el filtrado. Pero esta etapa tiene que ser tal que su ancho de banda sea suficientemente grande para poder adquirir las señales deseadas, como se ve en la Figura 3.10, respetando el teorema de Nyquist. Sin embargo no debe ser tan grande ya que mientras más grande sea, mayor cantidad de ruido entra al sistema, por ende su relación señal ruido SNR decrece y el ENOB también disminuye^{(10) (11)}.

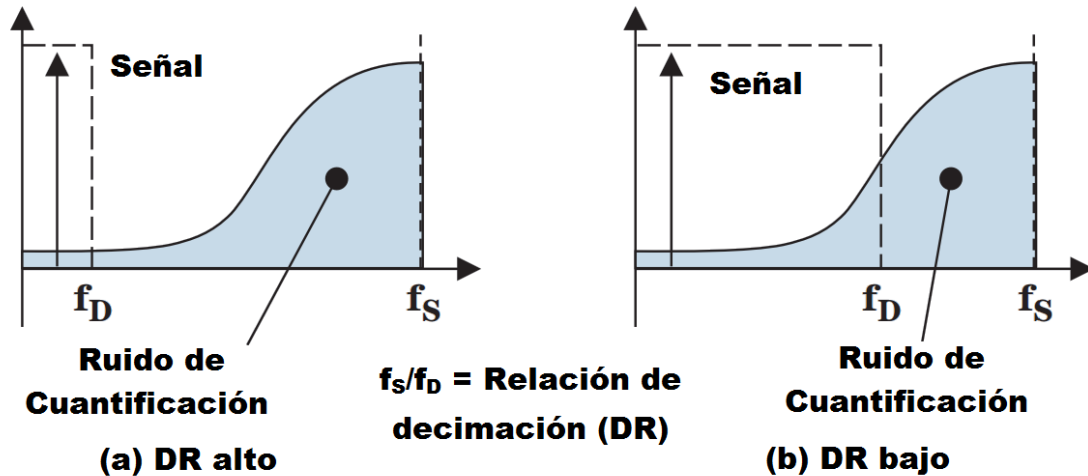


Figura 3. 10. En la parte (a) puede observar que un DR alto implica un ruido más bajo pero a su vez la señal de salida es más lenta. Mientras que en la parte (b), un DR bajo implica mayor ruido pero también un aumento en la velocidad de la señal de salida.

Por último, se puede decir que tener todos estos elementos dentro de un chip es una ventaja ya que facilita el diseño. Por ejemplo, las líneas de entrada al amplificador diferencial son muy similares, por ende el rechazo de modo común es mayor. Este tipo de características se ven favorecidas al tener un nivel alto de integración. Sin embargo, esta gran integración se puede ver como su mayor desventaja, al estar todo tan encapsulado, se pierde noción y control sobre lo que realmente está pasando dentro de cada chip, con esto es imposible sensar las señales dentro del chip y realizar cambios dentro del mismo.

A partir del análisis de la etapa de adquisición se elige usar chips configurables ya que estos proporcionan más ventajas respecto a un diseño discretizado, y estas son sobre todo, el mayor rango dinámico y la forma en que se elimina parte del ruido.

A continuación se presentan tres circuitos integrados, AD7770⁽¹²⁾, ADS1299⁽¹³⁾ y MAX11410K⁽¹⁴⁾, todos de distintos fabricantes. Para la elección del más indicado se realiza un cuadro comparativo respecto a los parámetros más sobresalientes de los mismos para este proyecto. Algunas de las características comparadas son, por ejemplo, la frecuencia de muestreo, cantidad de canales, etapa de amplificación incorporada, etc. Como se mencionó en el Capítulo 2, las señales que se pretenden medir son muy lentas, por lo tanto no es necesario tener una frecuencia de muestreo demasiada alta. A su vez, también se mencionó que estas son señales de muy baja amplitud y rondan los 10 μV , por lo tanto otra característica muy importante es el rango dinámico. A esta característica viene asociado el ENOB y el ruido.

Requerimientos	AD7770	ADS1299	MAX11410K
Cantidad de Entradas	8	8	10
Amplificadores de instrumentación	Si	Si	Si
Ganancia programable	Si	Si	Si
Rango Dinámico	103 dB	121 dB	100 dB
ADC Sigma Delta Cantidad de bits	24	24 bits	24 bits
ENOB mínimo	15 bits	16 bits	17 bits
Frecuencia de muestreo máxima	32 kSPS	16 kSPS	1,92 kSPS
Interface	SPI	SPI	SPI
Canal de Referencia	Si	Si	Si
<i>Clock</i> interno	No	Si	Si

Tabla 3. 1. Cuadro comparativo de circuitos integrados

De acuerdo a los parámetros vistos en la Tabla 3.1 se puede ver que el ADS1299 es el circuito integrado más apropiado para realizar adquisición de señales cerebrales, además este dispositivo integra varias funciones EEG que la hace muy apropiada para aplicaciones de electroencefalografía.

3.5 ADS1299

El ADS 1299 es un circuito integrado que posee 8 canales cada uno con convertor analógico digital delta-sigma ($\Delta\Sigma$) de 24 bits y de bajo nivel de ruido y amplificadores de ganancia programables (PGA). Tiene un multiplexor de entrada programable que se puede conectar de forma independiente a las señales. El ADS incorpora todas las características requeridas comúnmente para aplicaciones de EEG. Dado su alto nivel de integración, este permite crear sistemas de instrumentación medicas con tamaño, energía y costo reducido, por lo que se convierte en una opción interesante en este trabajo.

El multiplexor permite la selección de diferentes entradas, tales como la temperatura del dispositivo, la tensión de alimentación, la entrada de los canales y las mediciones de polarización (Bias), también permite proporcionar una referencia común para todos los canales, seleccionar un canal como electrodo de referencia y otro canal como 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 (*samples per second*) a 16 kSPS. La comunicación con el dispositivo se realiza mediante una interfaz SPI. El dispositivo cuenta con cuatro entradas/salidas de propósito general (GPIO).

Posee también la capacidad de conectar varios de estos dispositivos en cascada. Tiene una referencia interna y la posibilidad de conectar una referencia externa para el conversor. Tiene un oscilador interno que genera un reloj de 2,048 MHz y un pin en el cual es posible conectar un oscilador externo. Una esquema del hardware de contiene se puede ver en la Figura 3.11.

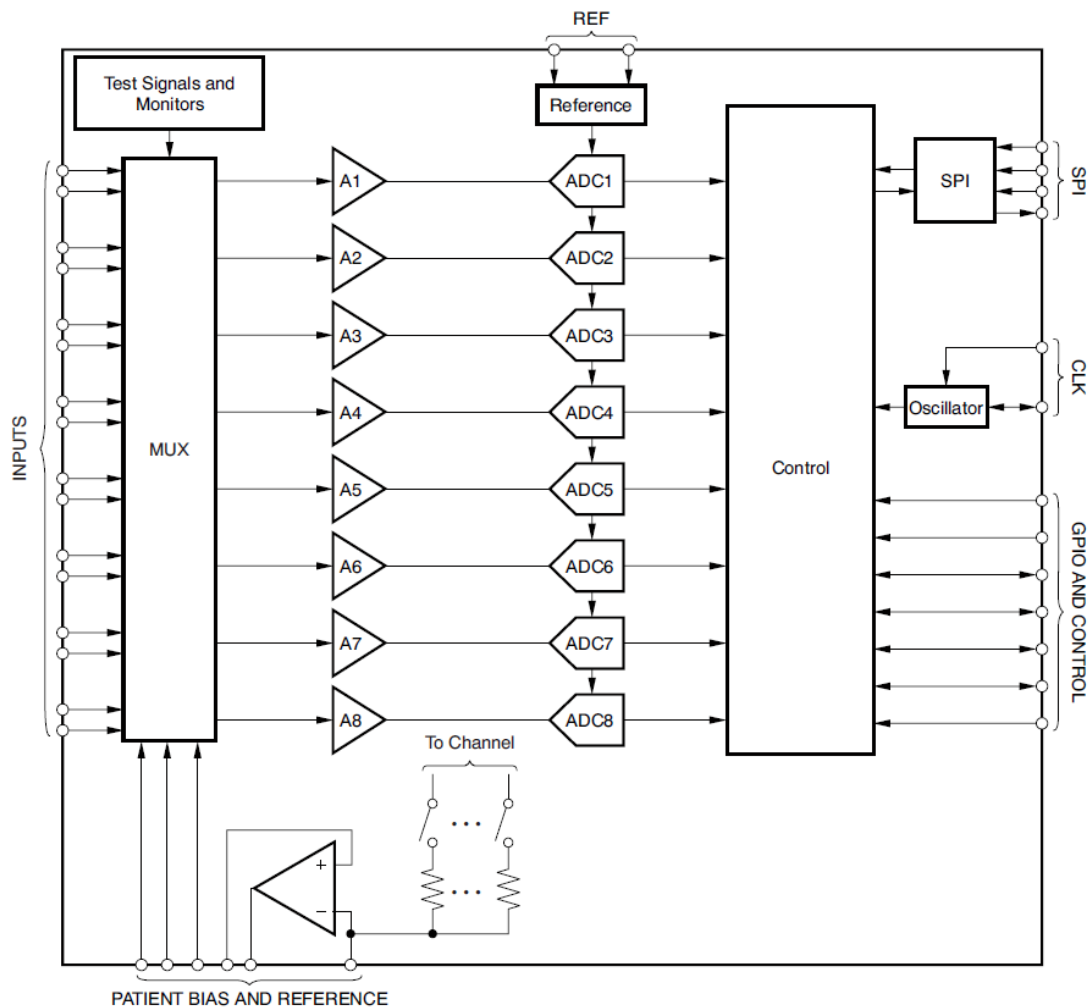


Figura 3. 11. Diagrama en bloques interno del ADS1299

3.5.1 Entradas de señal analógica

Las entradas analógicas del ADS1299 son completamente diferenciales y pueden variar entre $-V_{ref}$ y $+V_{ref}$. Hay dos métodos generales para manejar las entradas analógicas del ADS1299: entrada de modo común y modo diferencial (como se muestran en las Figura 3.12 y 3.13). Cuando la entrada es de modo común, la entrada INN se establece en voltaje de modo común, preferentemente a la mitad de tensión de alimentación, y la entrada INP varía alrededor de la misma tensión de modo común, donde la tensión pico a pico es $(V_{MODOCOMUN} \pm V_{REF}/2)/Gain$.

Cuando la entrada es diferencial, el modo común está dada por $[(INP+INN)/2]$. Tanto las entradas INP y INN varían en torno a la tensión de modo común. Para un rendimiento óptimo, se recomienda el ADS1299 para ser utilizado en una configuración diferencial.

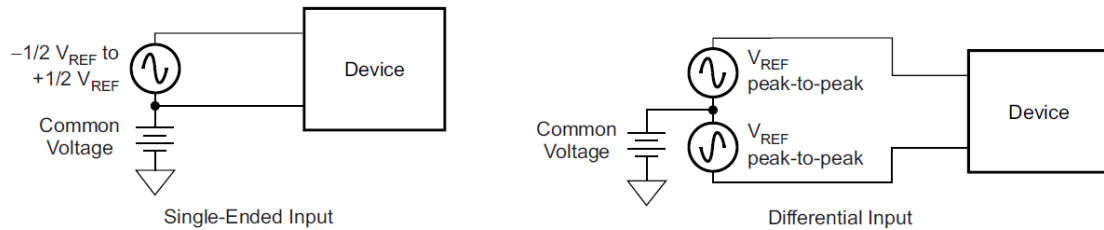


Figura 3. 12. Método de manejo del integrado: entrada de modo común y modo diferencial

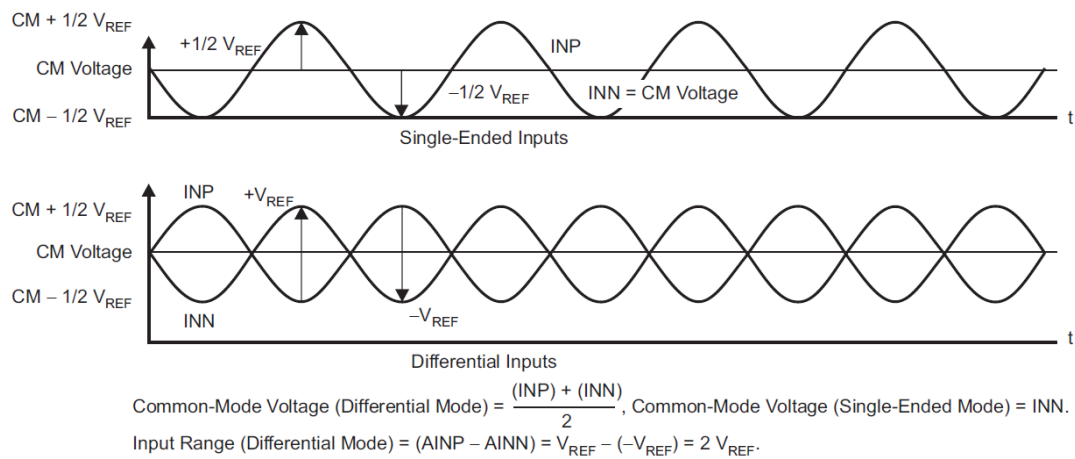


Figura 3. 13. Señal de entrada de modo común y de modo diferencial

3.5.2 Comunicación con el ADS1299

El ADS1299 necesita ser programado para operar a una velocidad de transferencia de datos específica. La única manera para comunicarse con el ADS1299 para programarlo, y leer los datos de conversión es mediante la comunicación SPI (*Serial Peripheral Interface*).

SPI es un estándar de comunicación ampliamente utilizado para comunicarse con diversos periféricos tales como sensores, dispositivos de control, lentes de cámara, memorias, etc.

En este estándar, los dispositivos se comunican en modo maestro/esclavo, donde el dispositivo maestro inicia la trama de datos.

La comunicación SPI consta de 4 señales: CS, SCLK, DIN y DOUT. Además, el ADS1299 agrega una señal más, DRDY, cuya salida se utiliza como una señal de estado para indicar cuando los datos están listos para leer.

El encargado de leer los datos de conversión, leer y escribir los registros, y controlar el funcionamiento ADS1299 es un microcontrolador, más específicamente un PIC18F4550 de Microchip. En las secciones siguientes se darán más detalles de este dispositivo y como interviene con el ADS1299.

En la Figura 3.14 se muestra el comportamiento de las señales del protocolo SPI y la señal DRDY.

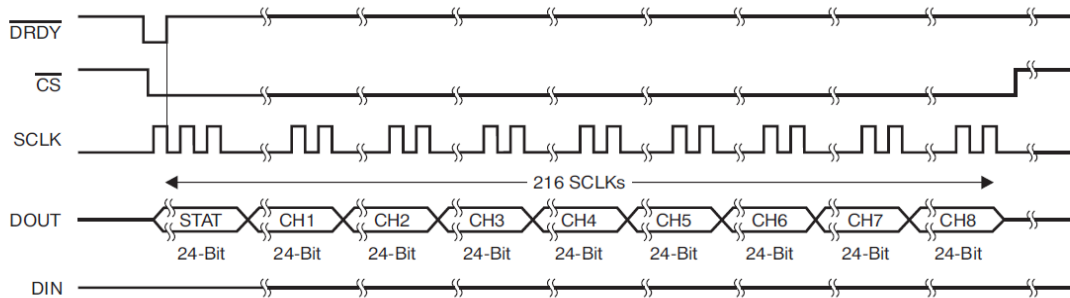


Figura 3. 14. Salida de datos por el bus SPI

Es necesario aclarar que la configuración SPI es: CPOL = 0 y CPHA = 1, es decir, el SPI funciona en modo 1. Y que es el microcontrolador funciona en modo master y el ADS1299 funciona en modo *slave*.

El formato de los datos de salida del dispositivo es en binario complemento a dos, donde se envía primero el byte más significativo (MSB). La Tabla 3.2 resume los códigos de salida ideales para diferentes señales de entrada donde se excluyen efectos de ruido, linealidad, *offset* y error de ganancia.

INPUT SIGNAL, V_{IN} (AINP – AINN)	IDEAL OUTPUT CODE ⁽²⁾
$\geq V_{REF}$	7FFFFFFh
$+V_{REF} / (2^{23} - 1)$	000001h
0	000000h
$-V_{REF} / (2^{23} - 1)$	FFFFFFh
$\leq -V_{REF} (2^{23} / 2^{23} - 1)$	800000h

Tabla 3. 2. Código de salida ideal en función de la señal de entrada

3.5.3 Definición de comando SPI

El ADS1299 proporciona una manera flexible de programación y configuración del dispositivo. Los comandos de código de operación, que se resumen en la Tabla 3, son los que se usan para controlar y configurar el funcionamiento del dispositivo.

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

Tabla 3. 3. Definición de los comandos SPI

Los comandos de operación son autónomos, con excepción de los comandos de lectura y escritura, las cuales requieren de más bytes.

Para reiniciar el dispositivo y configurar los registro a sus valores por defecto, se puede usar el comando “RESET” o también poner en bajo el pin “RESET”.

Lo mismo sucede para iniciar la conversión de datos, se puede enviar el comando “START” o bien poner en alto el pin “START”.

3.5.3.1 Lectura y escritura de Registros

RREG: Comando para leer Registros

El comando "Register Read" es un código de dos bytes. El primer byte contiene el código de comando más la dirección del registro. El segundo byte especifica la cantidad de registros a leer menos uno. Un ejemplo de este comando es el siguiente:

Se quieren leer 2 registros empezando por el Registro 00h, entonces el primer byte es 00100000, donde los bits marcado en azul representan el número de registro en el sistema hexadecimal. El segundo byte es 00000001, donde otra vez, los bits marcados en azul representan la cantidad de registros a leer menos uno.

En la Figura 3.15 se puede ver un diagrama temporal del protocolo SPI, en el cual el *master* SPI envía el comando RREG y el *slave* SPI envía el valor de los registros.

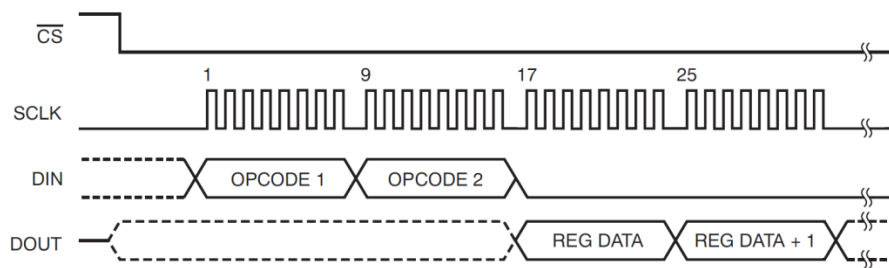


Figura 3. 15. Ejemplo del comando RREG: se leen dos registros empezando por el registro 00h

WREG: Comando para escribir Registros

El comando Register Write es un código de dos bytes seguido de los datos que se quieren escribir sobre los registros. El primer byte contiene el código de comando más la dirección del registro. El segundo byte especifica la cantidad de registros a leer menos uno. Después siguen tantos bytes como cantidad de registros se quieren escribir. Un ejemplo de esto es el siguiente:

Se quieren escribir 2 registros empezando por el Registro 01h, entonces el primer byte es 00100001, donde los bits marcados en azul representan el número de registro en el sistema hexadecimal. El segundo byte es 00000001, donde otra vez, los bits marcados en azul representan la cantidad de registros a leer menos uno. En este caso le seguirían 2 bytes más, los cuales son los datos que se quieren escribir en tales registros.

En la Figura 3.16 se puede ver un diagrama temporal del protocolo SPI, en el cual el *master* SPI envía el comando WREG y los datos a escribir.

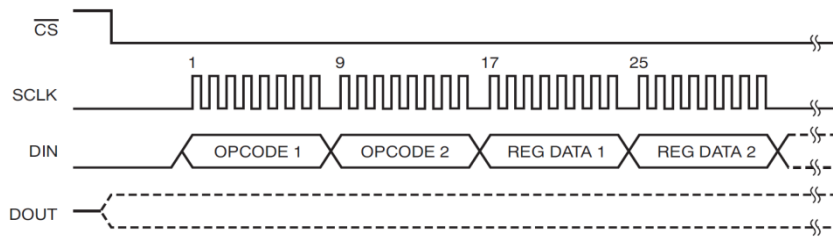


Figura 3. 16. Ejemplo del comando WREG: se escriben dos registros empezando por el registro 01h

3.5.4 Registros más importantes

El ADS1299 debe ser programado cambiando los valores de los registros. En esta sección se resaltarán algunas de las configuraciones básicas de los registros más importantes. Estas configuraciones básicas son tales como la frecuencia de muestreo, la ganancia programable, y la configuración del multiplexor interno de cada canal, entre otras.

Para definir la frecuencia de muestreo hay que configurar los últimos 3 bits del registro CONFIG1: *Configuration Register 1*. Esto se ve en la Figura 3.17.

fCLK es 2,048MHz

CONFIG1: Configuration Register 1

Address = 01h

BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
1	DAISY_EN	CLK_EN	1	0	DR2	DR1	DR0

Bits[2:0] DR[2:0]: Output data rate

$f_{MOD} = f_{CLK} / 2$.
These bits determine the output data rate of the device.

BIT	DATA RATE	SAMPLE RATE ⁽¹⁾
000	$f_{MOD} / 64$	16 kSPS
001	$f_{MOD} / 128$	8 kSPS
010	$f_{MOD} / 256$	4 kSPS
011	$f_{MOD} / 512$	2 kSPS
100	$f_{MOD} / 1024$	1 kSPS
101	$f_{MOD} / 2048$	500 SPS
110 (default)	$f_{MOD} / 4096$	250 SPS
111	Do not use	n/a

Figura 3. 17. Se muestra los posibles valores de DR[2:0] para configurar la frecuencia de muestreo

En el registro CONFIG3: *Configuration Register 3* (ver Figura 3.18), el bit 7 determina si se tomará una referencia externa para el ADC Sigma delta, o si se usará la referencia interna. En caso de elegir esta última, la referencia interna es de 4,5V.

CONFIG3: Configuration Register 3

Address = 03h

BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
PD_REFBUF	1	1	BIAS_MEAS	BIASREF_INT	PD_BIAS	BIAS_LOFF_SENS	BIAS_STAT

This register configures multi-reference and bias operations.

Bit 7 PD_REFBUF: Power-down reference buffer

This bit determines the power-down reference buffer state.
0 = Power-down internal reference buffer (default)
1 = Internal reference buffer enabled

Figura 3. 18. Se muestra el bit 7 del registro CONFIG 3, el cual determina el tipo de referencia a usar

Otro de los registros más importantes, sino es el más importante es el registro CHnSET: *Individual Channel Settings* (n = 1:8) (ver Figura 3.19), en el cual se configuran los parámetros respecto a los 8 canales. El bit 7 determina el modo de cada canal, es decir, si está apagado o si está en estado de operación normal. Los bits desde el 6 al 4, inclusive, configuran la ganancia. Por último los bits del 3 al 0 determinan el tipo de entrada a cada canal.

CHnSET: Individual Channel Settings (n = 1:8)

Address = 05h to 0Ch

BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
PD1	GAIN12	GAIN11	GAIN10	SRB2	MUX12	MUX11	MUX10

This register configures the power mode, PGA gain, and multiplexer settings channels. See the [Input Multiplexer](#) section for details. CH[2:8]SET are similar to CH1SET, corresponding to the respective channels.

- Bit 7** **PD: Power-down**
This bit determines the channel power mode for the corresponding channel.
0 = Normal operation (default)
1 = Channel power-down
- Bits[6:4]** **GAIN[2:0]: PGA gain**
These bits determine the PGA gain setting.
000 = 1
001 = 2
010 = 4
011 = 6
100 = 8
101 = 12
110 = 24 (default)
111 = n/a
- Bits[2:0]** **MUXn[2:0]: Channel input**
These bits determine the channel input selection.
000 = Normal electrode input (default)
001 = Input shorted (for offset or noise measurements)
010 = Used in conjunction with BIAS_MEAS bit for BIAS measurements. See the [Bias Drive \(DC Bias Circuit\)](#) subsection of the [EEG-Specific Functions](#) section for more details.
011 = MVDD for supply measurement
100 = Temperature sensor
101 = Test signal
110 = BIAS_DRP (positive electrode is the driver)
111 = BIAS_DRN (negative electrode is the driver)

Figura 3. 19. Se puede observar el registro completo de la configuración de cada canal. Entre las configuraciones más importantes esta la ganancia y el tipo de entrada a utilizar

3.5.5 Electrodo de Polarización

El modo diferencial ideal posee un CMRR (Relación de Rechazo de modo Común) infinito, esto es porque idealmente se toman las entradas al sistema iguales. Sin embargo el modo diferencial ideal no existe debido a la combinación de desajustes en la impedancia de los electrodos, la impedancia de los cables, y la dispersión propia de los componentes usados en el circuito⁽¹⁵⁾.

Existen varios métodos para mejorar el CMRR, el método que ofrece este dispositivo es *Driving the Common-Mode Voltage through a Resistor*, es decir, dirigir la tensión de modo común al cuerpo humano a través de una resistencia. En la Figura 3.20 se muestra como se

dirige la tensión de modo común al cuerpo humano a través del modelo de un electrodo.

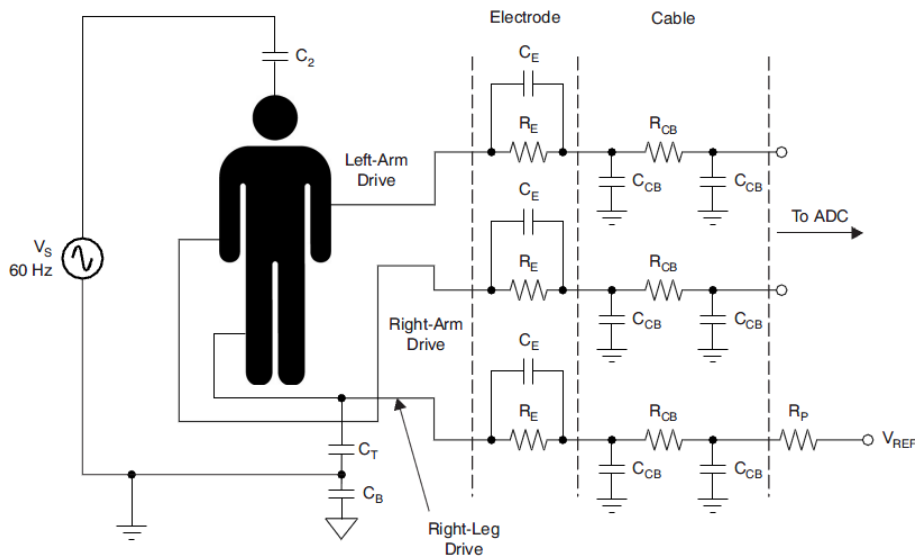


Figura 3. 20. Se observa que la tensión de modo común se aplica al cuerpo humano a través de un electrodo

Esta realimentación hacia el cuerpo se puede hacer sensando la tensión de modo común de cada entrada en la salida del amplificador de ganancia programable (PGA) y luego amplificarla usando el amplificador de polarización (*BIAS Amplifier*) como se muestra en la Figura 3.21.

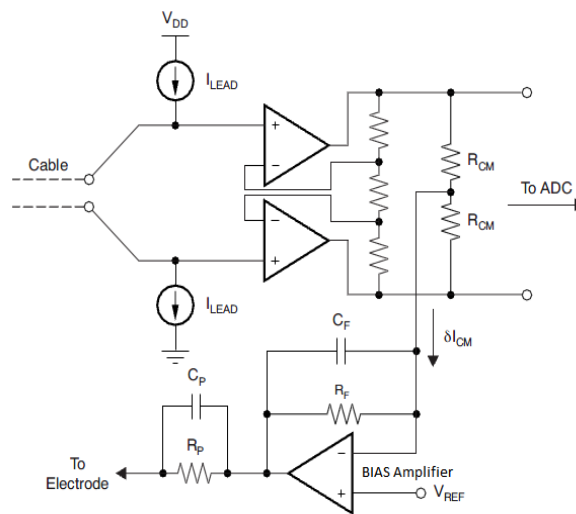


Figura 3. 21. En la Figura se puede observar que la tensión de modo común se obtiene del punto medio de las resistencias R_{CM} , esta tensión de modo común es enviada al cuerpo humano pero antes se la debe amplificar e invertir la fase

En la Figura 3.22 se puede ver la aplicación de esta realimentación sobre el chip ADS1298 ⁽¹⁶⁾ (modelo anterior al ADS1299). La explicación se hace sobre este integrado debido a que, a fines prácticos el objetivo es esta realimentación es la misma en ambos integrados.

El ADS1298 principalmente es usado en medición de señales ECG, en el cual esta realimentación es llamada “realimentación de pierna derecha”. En cambio el ADS1299, al ser el

modelo más nuevo, abarca las funciones del ADS1298 y también los modelos anteriores. En el caso de usar el ADS1299 en mediciones de señales EEG, como es este caso, el electrodo de realimentación debe conectarse en el lóbulo de la oreja.

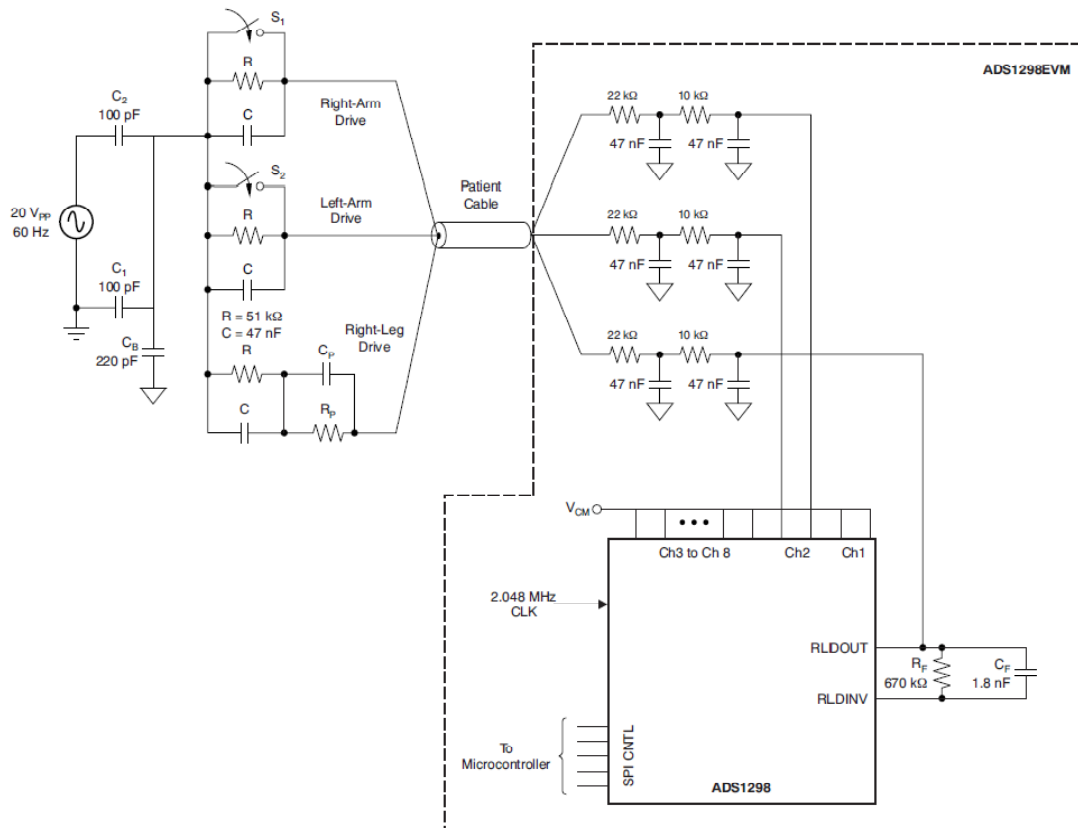


Figura 3. 22. Ejemplo de realimentación de la tensión de modo común utilizando el ADS1298. Se puede ver que la realimentación se logra conectando el electrodo de realimentación al pin RLDOUT

En el ADS1298, el pin de salida de la realimentación es el **RLDOUT**, mientras que en el ADS1299 el pin de salida de realimentación es **BIASOUT**. Este último dispositivo, mediante la configuración de los registros, puede seleccionar los canales que los cuales se quiere sensar la tensión de modo común, también hay que habilitar el amplificador de polarización (*BIAS Amplifier*) y elegir si la tensión de referencia se toma como interna ($(AVDD + AVSS)/2$) o una tensión externa. Además ofrece la posibilidad de usar cualquier electrodo como electrodo de salida, todo esto se puede ver en la Figura 3.23.

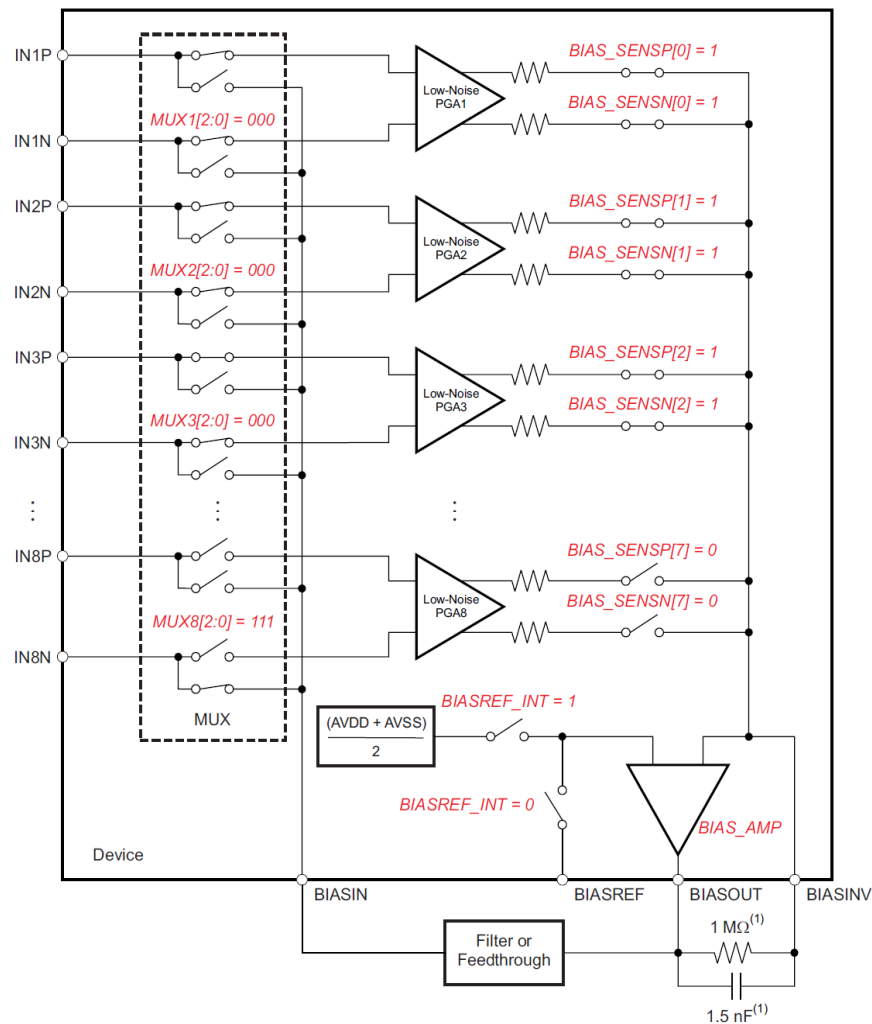


Figura 3. 23. Diagrama en bloques interno del ADS1299. Donde se muestra que se sensa la tensión de modo común de los canales 1 al 7, esta tensión es amplificada, polarizada y conectada al canal 8N para luego, mediante el electrodo de este canal realizar la realimentación deseada

3.6 PIC18f4550

En la propuesta del proyecto se optó por utilizar el microcontrolador PIC18F4550⁽¹⁷⁾ fabricado por la empresa Microchip, para ser usado como interfaz entre el circuito de adquisición de señales y la PC debido a su alto rendimiento, diversidad de periféricos, una memoria de programa Flash mejorada respecto a modelos anteriores y un precio económico. Estas y otras características más hacen de este microcontrolador una elección lógica para esta aplicación.

El PIC18F4550 (Figura 3.24) es un microcontrolador con una arquitectura de 8 bits, 12 MIPS (Millones de Instrucciones por segundo), 32 kB de memoria de programa, 2kB de memoria de datos, 256 Bytes de memoria EEPROM, oscilador interno de 8 MHz y oscilador externo que puede llegar hasta los 48 MHz. Además, posee una gran cantidad de periféricos que permiten el desarrollo del proyecto. Los periféricos necesarios para este proyecto son, un módulo SPI que puede funcionar en modo *master* o *slave*, un módulo serie RS232, un módulo

USB que funciona en modo *Low Speed* (1,5 Mbps) y *Full Speed* (12Mbps). Además, tiene interrupciones externas para el manejo de la señal DRDY, entre otros.

El microcontrolador es programado en el IDE de Microchip MPLAB, y se usa el Compilador C18.

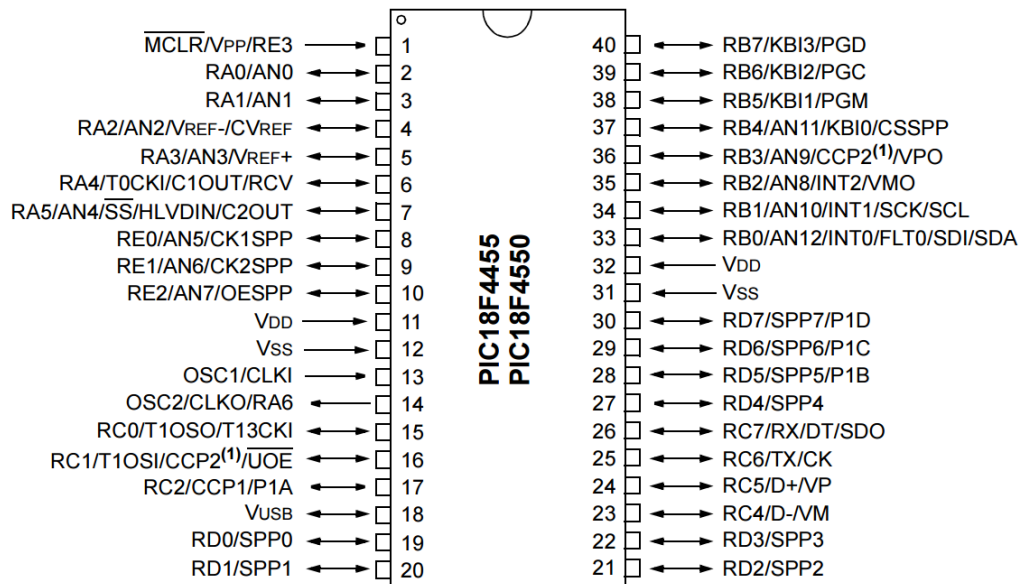


Figura 3. 24. Diagrama de pines del PIC18F4550

3.6.1 Etapas de Programación

El firmware del microcontrolador debe ser capaz de controlar el ADS1299 a través de la interfaz SPI. También debe ser capaz de controlar transmisión de datos desde y hacia la PC, es decir interpretar los comandos recibidos desde la PC y transmitirlos hacia el ADS1299, y a su vez responder los requerimientos de la PC, ya sea enviando comandos o datos de conversión. Para esto primero se propuso utilizar el protocolo RS232, sin embargo debido a problemas de *timing* no se obtuvieron los resultados correctos y se desistió de seguir por este camino. Como segunda propuesta surgió el protocolo USB y este fue el que se utilizó para la comunicación entre la PC y la placa de adquisición. Estos problemas de comunicación se ahondarán en la sección siguiente.

Para la comunicación entre el PIC y el ADS1299 se utilizó un Analizador Lógico sobre los pines de control, tales como el pin RESET y DRDY, y también sobre los pines del puerto SPI (MOSI, MISO, CLK y CS).

A continuación, en la Figura 3.25, se presenta el diagrama de flujo del firmware que se programó en el microcontrolador, para evitar confusiones en el bloque de transmisión de datos hacia la PC solo se hará mención de la transmisión sin mencionar el protocolo usado. No obstante se darán más detalles de algunos bloques del diagrama para un mejor entendimiento del funcionamiento del firmware.

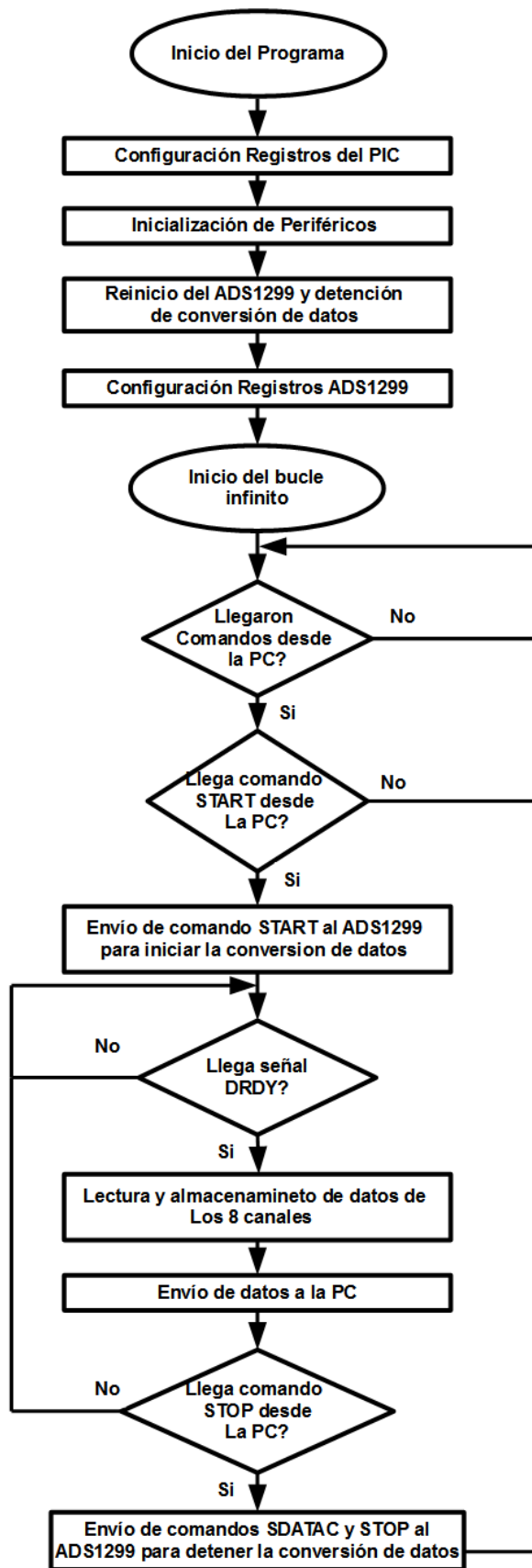


Figura 3. 25. Diagrama de flujo del firmware sobre el PIC

3.6.1.1 Configuración registros del PIC e inicialización de periféricos

El reloj del PIC se establece a 48MHz y se configuran los pines como entradas o salidas de acuerdo a su funcionalidad. También se configura el pin RB2 como pin de interrupción externa para la detección de la señal DRDY, se hace la correspondiente habilitación de la interrupción y se elige que la detección sea en el flanco descendente, esto es porque mientras que el ADS1299 está realizando la conversión de datos, la señal DRDY está en nivel alto, una vez terminada la conversión, esta se pone en nivel bajo indicando que los datos están listos para ser leídos por la interfaz SPI.

En lo que respecta a la interfaz SPI, se configura a una velocidad de 12 Mbps, se establece el modo master y la transmisión de datos en modo 1 (CPOL = 0 y CPHA = 1) para que concuerde con el modo de transmisión de datos del ADS1299.

El puerto RS232 se configura con bit de *stop*, sin bit de paridad y a una velocidad de 115200 bps.

El módulo USB se configura en modo *Full Speed* (12 Mbps) y tipo de transferencia *bulk* para transmitir una mayor cantidad de datos⁽¹⁸⁾.

3.6.1.2 Reinicio del ADS 1299 y detención de la conversión de datos

El reinicio del ADS 1299 se hace mediante el pin RESET del mismo, para ello es necesario mantener en estado bajo el pin RESET durante $18 t_{CLK}$ (aproximadamente 9 useg), y luego volver a estado alto (esto se observa en la Figura 3.26, el canal 4 (RESET) del analizador lógico muestra esta secuencia). Esto es requerido para completar la configuración de los registros a sus estados por defecto e iniciar el ciclo de conversión. Sin embargo se necesita modificar dichos registros y adaptar el dispositivo a las necesidades del proyecto, para esto se envía el comando SDATAC para cancelar el modo de lectura continua, seguido del comando STOP para detener el ciclo de conversión de datos, eso también se puede ver en la Figura 3.26, después del pulso de reset, en la imagen se ven 2 datos seguidos, estos corresponden el comando SDATAC y STOP.

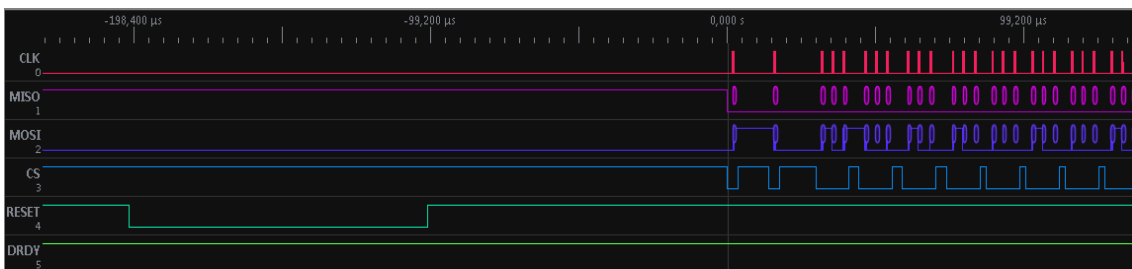


Figura 3. 26. En la captura se puede ver el pulso de reset (canal 4 del analizador lógico) para reiniciar el ADS1299, seguido de los comandos SDATAC y STOP para detener las conversiones de datos y por último los datos para configurar el ADS1299, tanto los comandos como los datos de configuración se ven en el canal 2 del analizador.

3.6.1.3 Configuración de Registros del ADS1299

Una vez que se detuvieron las conversiones de datos, se pueden configurar los registros del ADS1299 de la siguiente manera:

CONFIG1: 0b10010011 Principalmente se configura la velocidad de datos de salida a 2KSPS. Esta velocidad es necesaria ya que se pretenden adquirir señales con un ancho de banda de 150 Hz, por lo tanto con esta velocidad se obtendrían aproximadamente 13 muestras por ciclo de señal, con esta cantidad de muestras es posible representar la señal adquirida en la pantalla de la PC.

CONFIG2: por defecto.

CONFIG3: 0b111011 Se establece que la referencia para el convertor $\Delta\Sigma$ es la referencia interna del mismo dispositivo. La referencia de BIAS es generada internamente y se habilita el buffer de BIAS.

LOFF: por defecto.

CHnSET: 0b01100000 Se configuran idénticamente los 8 canales, en modo de operación normal, ganancia de 24 y entrada de electrodo normal.

BIAS_SENSP: 0b00001111 En este registro se seleccionaron las señales positivas de los canales 1, 2, 3 y 4, que son solo que se enviarán a la PC, para obtener la señal de BIAS, la cual mediante el amplificador de BIAS es realimentado al cuerpo humano.

BIAS_SENSN: 0b00001111 Ídem al registro anterior, pero seleccionando las señales negativas de los canales 1 al 4.

LOFF_SENSP: por defecto.

LOFF_SENSN: por defecto.

LOFF_FLIP: por defecto.

LOFF_STATP: por defecto.

LOFF_STATN: por defecto.

GPIO: por defecto.

MISC1: por defecto.

En la Figura 3.26, después de los comandos SDATEC y STOP, se pueden ver varios datos sobre el canal 2 (MOSI) del analizador lógico, estos representan los datos para configurar el ADS1299.

3.6.2 Comunicación con la PC

En la sección anterior se mencionaron algunos de los inconvenientes surgidos a la hora de comunicar la placa de adquisición y la PC. Para ahondar en la discusión primero se debe tener en cuenta el tiempo que se dispone para procesar datos en el microcontrolador, el mismo está dado por el tiempo entre muestras del ADS1299. Como la velocidad de datos fue configurada a 2000 SPS (*Samples per Second*), entonces se dispone de 500 μ s (Esto se muestra en Figura 3.27) para lectura de datos por SPI, el acondicionamiento de datos y la transmisión de los mismos a la PC.

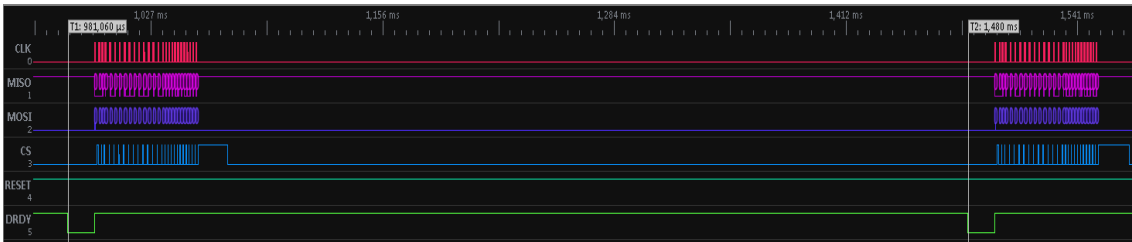


Figura 3. 27. En la Figura se muestra el tiempo entre un DRDY y el siguiente, la inversa de este tiempo determina la frecuencia de muestreo del ADS1299. En T1 se observa un tiempo de 981,06 μ s y en T2 un tiempo de 1,480 ms, al restar estos dos tiempo se obtiene 498,94 μ s. Al hacer la inversa de este tiempo se obtiene 2004,24 SPS, este valor corresponde a lo que configuró anteriormente.

El tiempo teórico que se requiere para leer una muestra del convertor se calcula tomando la cantidad total de bits enviados por este (216 bits, los cuales están compuestos por 24 bits de *status* + 24 bits x 8 canales), dividido por la velocidad del módulo SPI (12 Mbps). Esto da un tiempo de 18 μ s. Si bien la velocidad SPI es de 12 Mbps, esto no quiere decir que se leen todos los bits juntos, sino que se leen en palabras de 8 bits debido a que el micro es de 8 bits. Para medir el tiempo real que se utiliza en leer una muestra de los 8 canales, se utiliza nuevamente el analizador lógico. Para lo cual se utiliza un pin del PIC (canal 6: PIN_FLAG), este mientras no se recibieron datos, está en nivel alto, cuando se recibe un dato, este pasa a nivel bajo. En este caso, el flanco descendente de este pin se lo toma para indicar el inicio de la adquisición de datos por SPI. El tiempo entre que el PIN_FLAG se pone en estado bajo (T2: 243,52 μ s) y el tiempo que el pin CS (canal 3) marca el ultimo flanco ascendente (T3: 306,24 μ s), este se toma como el tiempo que demora en adquirir los datos por SPI, ambos tiempos se ven en la Figura 3.28, al restar T3 – T2, se obtiene un tiempo de 62,72 μ s.

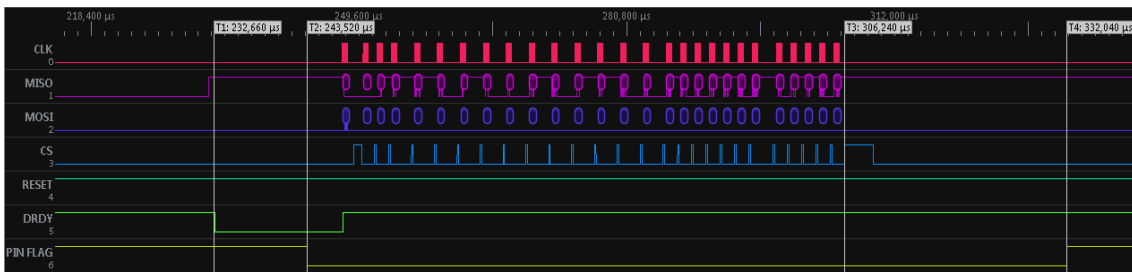


Figura 3. 28. En la Figura se muestran los tiempos que se necesitan para el procesamiento, tanto del puerto SPI como el de acondicionamiento de datos en el PIC. Al restar los tiempos T3 – T2, se obtiene el tiempo que necesita el puerto SPI en adquirir los 8 canales. Mientras que si se restan los tiempos T4 – T3, se obtienen el tiempo que necesita el PIC para acondicionar los datos antes de enviarlos a la PC.

Otro tiempo que se calcula es el tiempo de acondicionamiento de los datos, esto implica guardarlos en un buffer (depende del protocolo a usar) junto con el número de paquete que le corresponde, esto es para tener un control de flujo en la PC y verificar que los datos lleguen en orden y no se pierdan paquetes. Este tiempo se calcula utilizando un pin del microcontrolador como *flag* (PIN_FLAG), en donde primero este se inicia en estado alto. Cuando empieza la adquisición de los 216 bits por SPI, el pin de *flag* se pone en estado bajo, y antes de enviar los datos a la PC, este se pone nuevamente en estado alto. El tiempo de bajada y subida del pin de *flag* también se mide con el Analizador Lógico, el tiempo T2 indica el flanco

de bajada, mientras que el tiempo T4 indica el flanco de subida (Figura 3.28), los tiempos que marcan son 243,52 μ s y 332,04 μ s, respectivamente. Restando estos dos tiempos se obtiene un resultado de 88,52 μ s. Si a este tiempo se le resta el que se utiliza para la adquisición de datos por SPI, queda por resultado 25,8 μ s para acondicionamiento de los datos.

Recordando que se tiene 500 μ s entre una muestra y la siguiente, y teniendo en cuenta que se necesitan 62,72 μ s para leer una muestra por SPI y 28,8 μ s para acondicionar los datos, entonces solo restan 411,48 μ s para la transmisión de datos a la PC.

3.6.2.1 Transmisión de datos mediante Protocolo RS232

La implementación del protocolo RS232 se realizó bajo las siguientes configuraciones:

- *Baud rate* de 115200 bps
- Sin bit de paridad
- 1 bit de *Stop*
- 1 bit de *Start*

El protocolo RS232 envía paquetes de 10 bits (8 bits de datos + 1 bit de stop + 1 bit de start), entonces para enviar datos correspondientes a 4 canales adquiridos del ADS1299, se necesitan enviar 120 bits (24 bits de datos x 4 canales + 3 bits stop x 4 canales + 3 bits *start* x 4 canales). Al usar un *baud rate* de 115200 bps, el tiempo que se necesita para transmitir un bit es 8,68 μ s, en otras palabras, en teoría para transmitir 120 bits a una velocidad de 115200 bps se necesita 1,04 ms, pero llevado a la realidad esto puede demorar más tiempo debido a que sucede lo mismo que con el protocolo SPI, se transmiten paquetes de 10 bits, entonces entre paquete y paquete se necesita un tiempo mínimo para preparar en próximo paquete.

Anteriormente se mostró que las señales de entrada serán muestreadas a 2000 SPS, en el cual se analizó del tiempo que se dispone para transmitir los datos a la PC y este era aproximadamente de 410 μ s. En conclusión, se puede observar que este protocolo resulta ser lento para transmitir la cantidad de datos deseados.

A pesar de que el protocolo es lento, se hicieron pruebas pero con una velocidad de muestreo más baja (500 SPS). El tiempo entre muestras es de 2 ms, y si se toma que se necesitan aproximadamente 1,2 ms para transmitir 4 canales del ADS1299, entonces no hay problemas con los tiempos. Sin embargo existe un problema, el ancho de banda de las señales a medir es de aproximadamente de 150 Hz, entonces con una velocidad de muestreo de 500 SPS, se tienen 3,33 muestras para representar un ciclo de la señal de entrada. Esta cantidad de muestras no es suficiente para tener una buena representación de la señal en la pantalla de la PC. Por este problema se decide cambiar el protocolo para la comunicación entre la placa de adquisición y la PC.

3.6.2.2 Transmisión de datos con Protocolo USB

La elección de este protocolo de comunicaciones es debido a sus grandes ventajas respecto sobre todo a RS232, las cuales son entre otras:

- Detección de dispositivos
- Manejo del flujo de datos
- Aumento en la capacidad de datos a transferir
- Aumento en la velocidad de transferencia
- Detección de errores
- Habilidad para conectar varios dispositivos USB en un puerto
- Suministro de Energía
- Intercambio de datos con otros periféricos
- Soporte *Plug and Play*
- Versatilidad

Un tema importante a tratar es la velocidad de transferencia de datos y la latencia entre paquetes. USB soporta 3 tipos de velocidades de transmisión 1,5 Mbps (*Low Speed*), 12 Mbps (*Full Speed*) y 480 Mbps (*High Speed*). Como se puede ver, las velocidades manejadas por USB son superiores a las obtenidas con el protocolo RS232, sin embargo las transmisiones son *half dúplex*, es decir, en un solo sentido y se necesita de un host para el control de flujo de datos en ambas direcciones. Para el control de tráfico se divide el tiempo en intervalos llamados *frames* (para *low* y *full speed*) o *microframes* (para *high speed*). El host reserva una porción de cada *frame* o *microframe* para cada transferencia (ver Figura 3.29). Un *frame* tiene un periodo de 1 milisegundo y para tráfico *high speed*, el host divide el *frame* en 8 *microframes* de 125 microsegundos.

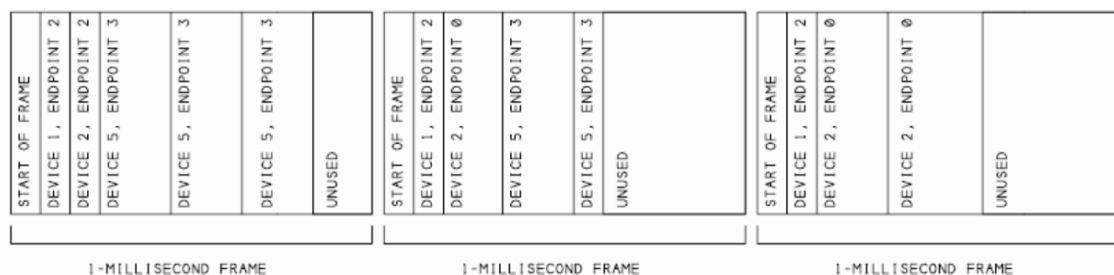


Figura 3. 29. *Frame* USB. En *low* y *full speed*, el host planifica las transacciones en *frames* de un milisegundo. EL host puede organizar transacciones en cualquier lugar dentro del *frame*. El proceso es similar en *high speed*, pero usando *microframes* de 125 microsegundos.

Dado que todo el tráfico comparte una línea de datos, cada transacción debe incluir una dirección del dispositivo que identifica al destinatario de la transacción. Cada dispositivo tiene una dirección asignada por el host, y todos los datos viajan hacia o desde el host. Cada dispositivo que reside en el USB tiene asignado una dirección solo conocida por el subsistema USB y no consume ningún recurso del sistema. Los dispositivos USB contienen números de registros individuales o puertos que pueden ser accedidos indirectamente por los controladores de dispositivo USB. Estos registros son conocidos como los *endpoints* USB. Cuando una transacción es enviada en el USB, todos los dispositivos (exceptuando los de baja velocidad) van a ver la transacción. Cada transacción comienza con la transmisión de un paquete que define el tipo de transacción a ser realizada por el dispositivo USB y la dirección del *endpoint*.

Esta dirección es manejada por el software USB. Cada dispositivo USB debe tener una dirección interna por defecto (llamada *endpoint* cero) que es reservada para configurar el dispositivo. Mediante el *endpoint* cero, el software del sistema USB lee los descriptores estándar del dispositivo. Estos descriptores proveen la información de configuración necesaria para la inicialización del software y el hardware. De esta manera el software del sistema puede detectar el tipo de dispositivo (o información de la clase) y determinar como el dispositivo se intenta acceder.

Existen cuatro tipos de transferencias, cada una maneja distintas necesidades, y los dispositivos pueden utilizar el tipo que mejor se adecua a sus propósitos. La tabla 3.4 muestra los distintos tipos de transferencias y sus características.

Tipo de transferencia	Control	Bulk	Interrupt	Isochronous
Uso típico	Identificación y configuración	Impresoras, scanners	Mouse, teclados	Streaming de audio y video
Requerido?	Si	No	No	No
Soporta low-speed?	Si	No	Si	No
bytes de datos/ms por transferencia, máximo posible por pipe (high speed).*	15872 (31 transacciones / microframe de 64-byte)	53248 (30 transacciones / microframe de 512-byte)	24576 (3 transacciones / microframe de 1024-byte)	24576 (3 transacciones / microframe de 1024-byte)
bytes de datos/ms por transferencia, máximo posible por pipe (full speed).*	832 (30 transacciones / microframe de 64-byte)	1216 (19 transacciones / microframe de 64-byte)	64 (1 transacciones / microframe de 64-byte)	1023 (1 transacciones / microframe de 1023-byte)
bytes de datos/ms por transferencia, máximo posible por pipe (low speed).*	24 (31 transacciones / microframe de 8-byte)	No permitido	0.8 (8 bytes cada 10 ms)	No permitido
Sentido del flujo de datos	Entrada y salida	Entrada o salida	Entrada o salida (USB 1.0 sólo soporta entrada)	Entrada o salida
Ancho de banda reservado para todas las transferencias del tipo (porcentaje)	10 a low / full speed, 20 a high speed (mínimos)	No	90 para low / full speed, 80 a high speed combinado para isochronous e interrupt (como máximo)	90 para low / full speed, 80 a high speed combinado para isochronous e interrupt (como máximo)
Corrección de errores?	Si	Si	Si	No
Message o stream data?	Message	Stream	Stream	Stream
Frecuencia de entrega garantizada	No	No	No	Si
¿Latencia garantizada (tiempo máximo entre transferencias)?	No	No	Si	Si
* Se asume que las transferencias usan el tamaño de paquete máximo				

Tabla 3. 4. Tipos de Transferencias USB

Las transferencias de **control** son las únicas que tienen funciones definidas por la especificación USB. Estas transferencias permiten al host leer información acerca del dispositivo, asignar una dirección a un dispositivo, seleccionar configuraciones y otras características. Todos los dispositivos USB deben soportar transferencias de control.

Las transferencias **bulk** están pensadas para situaciones donde la latencia de las transferencias no es crítica, como enviar un archivo a una impresora o acceder a un archivo en un disco. Si el bus está muy ocupado, las transferencias **bulk** son retardadas, pero si el bus está libre las transferencias **bulk** son muy rápidas. Solo los dispositivos full y *high speed* pueden hacer transferencias **bulk**.

Las transferencias **interrupt** son para dispositivos que deben recibir atención periódicamente del host. Aparte de las transferencias de control, las transferencias **interrupt** son la única forma de transferir datos para los dispositivos *low-speed*. Teclados y *mouses* utilizan este tipo de transferencias para enviar información.

Las transferencias **isochronous** tienen un tiempo de envío garantizado, pero no poseen control de errores. Son usadas para transmitir datos multimedia en aplicaciones de tiempo real. Es el único tipo de transferencia que no soporta retransmisión de datos recibidos con error. Solo los dispositivos full y *high speed* pueden hacer transferencias *isochronous*.

La elección de tipo de transferencia a usar se basa en gran medida en la información de la Tabla 3.4. El tipo de transferencia *isochronous* es el ideal para este proyecto ya que este tipo está diseñado para aplicaciones de tiempo real y envío de grandes cantidades de datos. Sin embargo en el momento de la programación, este resultó ser más complejo y no se pudo realizar una conexión exitosa con la PC. A su vez otro problema que había surgido es que no se encontraron librerías para la adquisición de datos del tipo *isochronous* en la PC. Como segunda opción estaba la transferencia tipo **bulk**, la cual posee la capacidad de enviar una cantidad aceptable de datos pero a gran velocidad. Su principal desventaja es que no tiene prioridad máxima del medio, es decir que si el bus está ocupado, este debe esperar que se libere el medio. A pesar de estas desventajas, se programó el protocolo USB con este tipo de transferencia obteniendo una conexión exitosa con la PC.

La interfaz de usuario que se realizó es para que funcione en una PC que, en lo posible solo este dedicada a esta aplicación, por este motivo el tipo de transferencia **bulk** se adaptó perfectamente para los propósitos requeridos

3.7 Diseño de placa de Adquisición PCB

El diseño del circuito se realizó mediante el uso de un software de diseño asistido por computadora, este es una aplicación que incorpora nuevas tecnologías y capacidades necesarias para el desarrollo completo de productos electrónicos. A partir de un circuito esquemático se obtiene su correspondiente circuito PCB con las características físicas de cada componente.

Para el diseño se utilizaron componentes de montaje superficial (SMD) y de montaje *Through Hole*. Este último tipo se usó solamente debido a que no se lograron conseguir en su equivalente SMD.

En cuanto al diseño propiamente dicho, se tomaron criterios básicos para la construcción del mismo, estos criterios son:

- En los circuitos de instrumentación y de medición, ubicar los componentes de tal forma que la longitud de las pistas sea lo más pequeña posible, para evitar efectos de carga en la línea de interconexión.
- En los circuitos que contienen una etapa analógica y una digital, separar los planos de masa de ambas (AGND: *Analog Ground* y DGND: *Digital Ground*) y luego unirlos en un solo punto del circuito.
- Los capacitores de desacople de los PINES de alimentación deben estar lo más cercano al integrado.
- En circuitos que poseen entradas diferenciales, las pistas de entrada diferencial deben tener la misma longitud.

Un criterio que necesita ser explicado en profundidad es el de dejar un margen de guarda entre la parte de adquisición analógica, es decir, el ADS1299 con sus respectivos componentes para su funcionamiento, y la parte de adquisición digital que es representado en su mayor parte por el PIC18F4550 (este margen de guarda se puede ver en el centro en la Figura 3.30, se ve claramente que este margen divide la zona del ADS1299 de la zona del PIC). Este margen de guarda es necesario para aislar las 2 alimentaciones, la alimentación que microcontrolador que es proporcionada por la PC y la alimentación para el ADS1299. Al ser un sistema que se conecta al cuerpo humano, se necesita que este, éste aislado de la línea eléctrica, para evitar daños físicos al sujeto por algún problema de fuga de corriente desde la PC hacia la placa de adquisición por medio del conector USB.

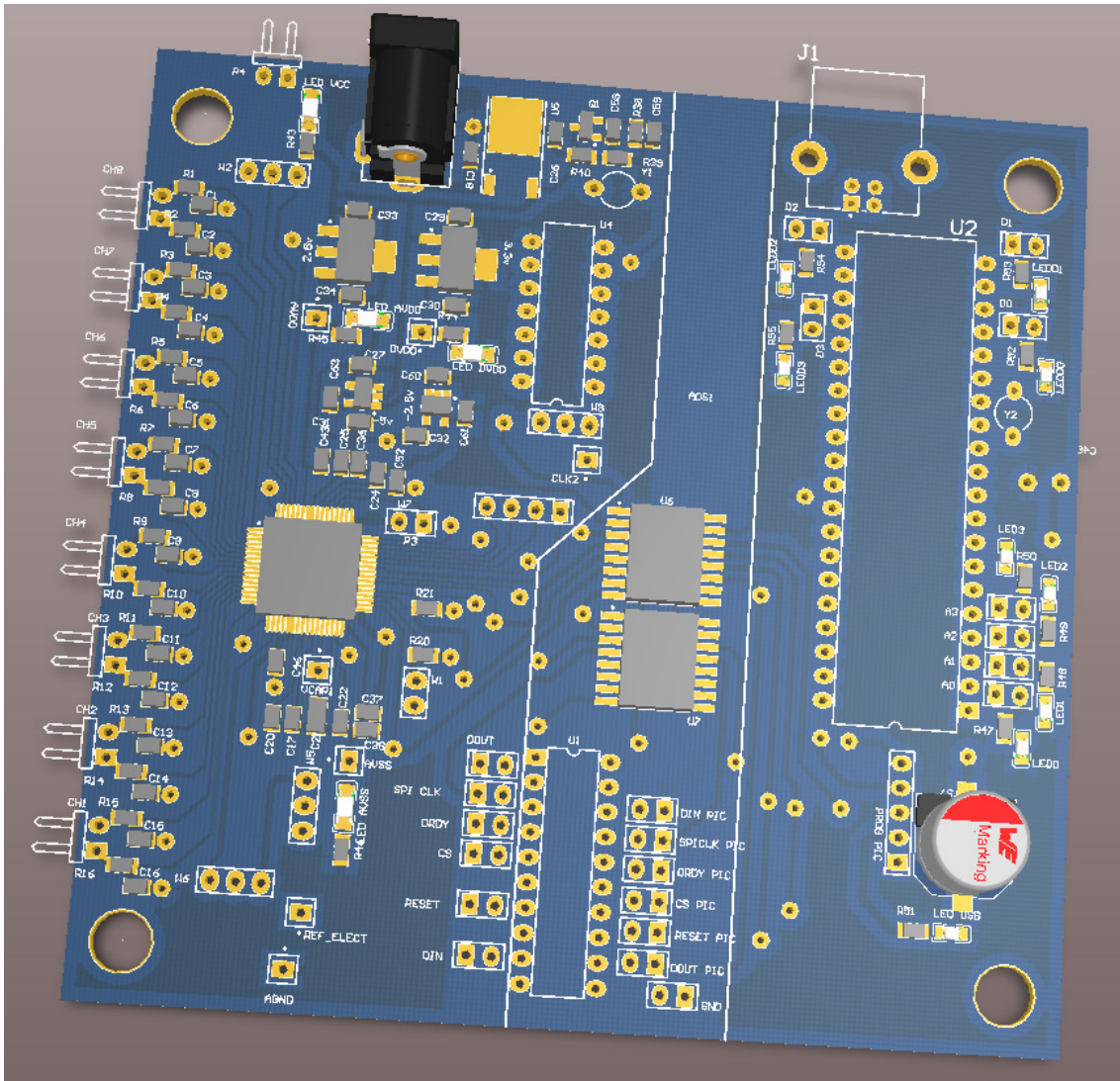


Figura 3. 30 .En la Figura se puede ver el diseño de la placa de adquisición de en su modelo 3D, donde se puede apreciar el margen de guarda que aísla la alimentación de la PC del sujeto bajo prueba. Además en el margen se guardase visualiza los 2 buffers de aislación y debajo de estos el buffer utilizado para las primeras pruebas.

Para conectar la parte analógica a la parte digital se utilizaron buffers aislados, donde incluso la masa también está aislada, de esta manera se evitan fugas de corriente desde la PC al sujeto por medio de la masa del circuito. Estos buffers también cumplen la función de adaptar niveles de tensión debido a que el PIC maneja niveles de 5v, mientras que el ADS1299 maneja niveles de 3,3v en la alimentación digital. El buffer utilizado es el ADUM6401 [citar hoja de datos], el diagrama en bloques del mismo se puede ver en la Figura 3.31. Para este proyecto se utilizaron 2 de estos buffer para conectar los pines del puerto SPI (CLK, MOSI, MISO y CS) y los pines de control (DRDY y RESET).

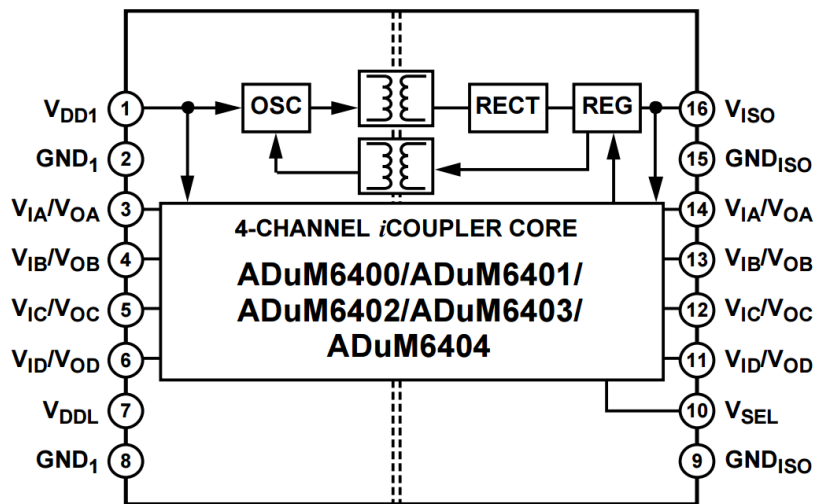


Figura 3. 31. Diagrama en Bloques del buffer ADuM, lo más relevante a destacar de este integrado es que aísla las masas de ambas partes del circuito y conexión es mediante transformadores de pulso.

En la Figura 3.30 también se puede ver un integrado, debajo de los ADuM, este es otro buffer, pero no de aislación, sino que se lo utilizó para adaptar niveles de tensión como se mencionó anteriormente. Este buffer fue el que se utilizó en las primeras pruebas ya que el buffer ADuM no se conseguía en el país y se debía importar.

En la Figura 3.32 se muestra la placa terminada y soldada. También se presentan los electrodos a utilizar.

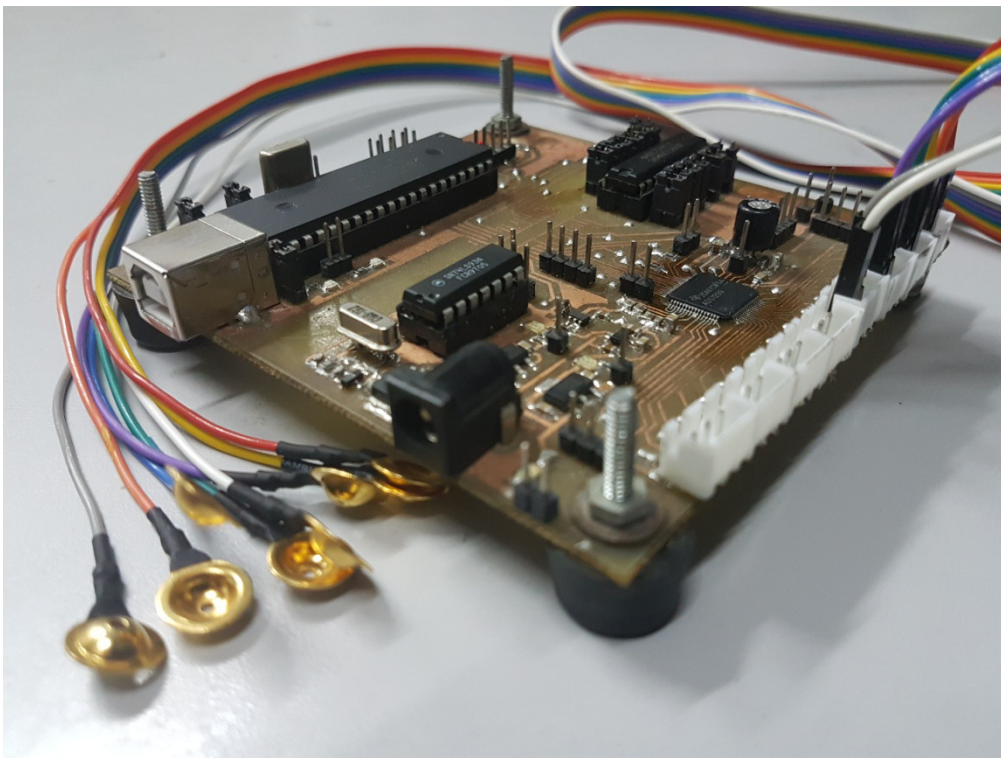


Figura 3. 32. Imagen de la placa terminada

Capítulo 4

Diseño del software para la computadora

4.1 Introducción

En este capítulo se presenta el diseño de la aplicación de computadora del sistema completo. Esta debe cumplir determinados requisitos básicos tales como, generar las señales para estimular el oído, recibir los datos enviados por la placa de adquisición y graficarlos en pantalla en tiempo real. Asimismo, debe tener el procesamiento tanto para observar con claridad las señales que son respuesta de los estímulos generados, como también procesamiento para el análisis de los datos capturados.

Se presentará la estructura de la aplicación, presentando los bloques que la componen y su respectiva descripción. Se ahondará sobre cada uno de ellos explicando los algoritmos y la lógica usada para lograr la funcionalidad del conjunto. También, se explica el uso de los *threads* para realizar múltiples tareas en paralelo y como con esta herramienta más el uso de una arquitectura *pipeline* se pueden visualizar los datos adquiridos en tiempo real.

Por último se presenta la interfaz de usuario y la función que cumple de cada objeto visible en la misma junto con el procesamiento asociado a cada uno.

4.2 Diagrama en bloques del software

La aplicación se compone de cuatro bloques como se ve en la Figura 4.1:

1. Estimulación Auditiva
2. Recepción
3. Control
4. Interfaz de Usuario.

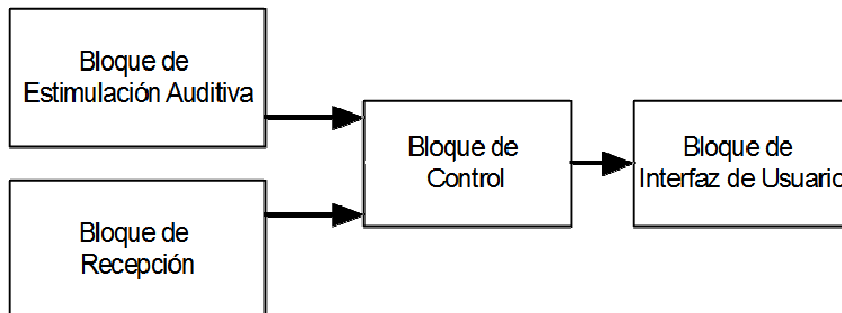


Figura 4. 1. Bloques que constituyen la aplicación.

Bloque de estimulación auditiva

Este bloque se hace cargo de generar los diferentes pulsos para estimular el oído, para esto se hace uso de la placa de audio de la PC. Los pulsos son generados con Matlab y guardados en dos formatos, uno en formato de audio y el otro en formato numérico para poder ser graficado con el software a medida que el sonido es reproducido.

Bloque de Recepción

Este bloque se encarga de tomar los datos enviados por la placa de adquisición a través del puerto USB, seguido del acondicionamiento de estos para luego ser transferidos al siguiente bloque. Para esto primero es necesario realizar una conexión entre la PC y la placa de adquisición.

Bloque de control

Este bloque básicamente se ocupa de conectar el bloque de Recepción y el de Estimulación Auditiva con el bloque de Interfaz de Usuario. Sin embargo su principal tarea es que el sistema pueda mostrar los datos adquiridos en tiempo real mientras se utiliza la placa de audio de la PC para generar los estímulos correspondientes al oído. Para esto se utiliza un sistema de *threads* los cuales permiten que ambas tareas sean ejecutadas en paralelo.

Bloque de Interfaz de Usuario

Este bloque es el visible por el usuario, por lo tanto deber cumplir con tareas gráficas y detrás de ellas código necesario para realizar estas tareas. Los principales requisitos que debe cumplir este bloque son los siguientes:

- Mostrar datos recibidos
- Mostrar señal de excitación
- Botones para procesamiento
- Botones para configurar la estimulación
- Tener control de los gráficos con la base de tiempo y amplitud

4.3 Threads

Para entender el funcionamiento de los *threads* es necesario primero hablar del multiprocesamiento (*multithreading*), esta es la habilidad de un sistema operativo para ejecutar más de un hilo de ejecución a vez. Si bien el procesador de cualquier máquina no ejecuta los procesos al mismo, sino que ejecuta unas pocas instrucciones de uno y después otras pocas instrucciones de otro, para el usuario esto es imperceptible y lo toma como si los procesos se ejecutaran al mismo tiempo. Cabe aclarar que en el caso de procesadores con varios núcleos, el procesador puede ejecutar tantos procesos como núcleos disponga, sin embargo cada núcleo trabaja de la forma descrita anteriormente.

Un *thread* es la unidad de procesamiento más pequeña que puede ser ejecutada por un sistema operativo. Como se dijo antes, esta sección de código puede ser ejecutada por el procesador simultáneamente junto a otros *threads*. Estos *threads* pueden interactuar entre si, por lo tanto es necesario implementar mecanismos de comunicación y sincronización debido a que la memoria de los mismo se comparte entre todos ellos por igual, y todos ellos tienen acceso al mismo segmento de memoria en cualquier momento, por lo que la integridad de los datos puede verse comprometida si no se usan instrucciones de sincronización.

El problema principal de usar un sistema con multiprocesamiento es sin duda la sincronización. Por ejemplo, se define un buffer de 128 bytes cargado con determinados valores, se le da la instrucción a un *thread* para leerlo, pero justo en ese mismo instante otro *thread* empieza a reescribir el buffer mientras el primer *thread* aun lo está leyendo. El buffer será sobrescrito por el segundo *thread* y como consecuencia el primer *thread* estará leyendo datos incorrectos lo que provocará errores arbitrarios y a veces difíciles de depurar.

4.3.1 Uso de *Threads* en este proyecto

En este proyecto se usarán varios *threads* pero de una manera distinta, si bien se explicó anteriormente que los *threads* son secciones de código independientes que pueden ser ejecutados al mismo tiempo, en este caso se iniciará con un *thread* principal y este, a medida que se necesiten realizar más tareas irá creando nuevos *threads* para que sean ejecutados a la par de este *thread* principal.

Para este sistema se usarán cuatro *threads*, uno por cada bloque que compone este sistema, es decir, existe un *thread* que maneja el bloque de Estimulación Auditiva, uno que maneja el bloque de Recepción, otro para el bloque de Control y por último uno para el bloque de Interfaz de Usuario. La creación de los cuatro *threads* se puede ver en la Figura 4.2, donde al iniciar el programa, este inicia el *thread* de Interfaz de Usuario, este establece sus parámetros y crea el *thread* de Control pasándole a su vez los parámetros para su funcionamiento y la orden de crear los *threads* de los bloques siguientes.

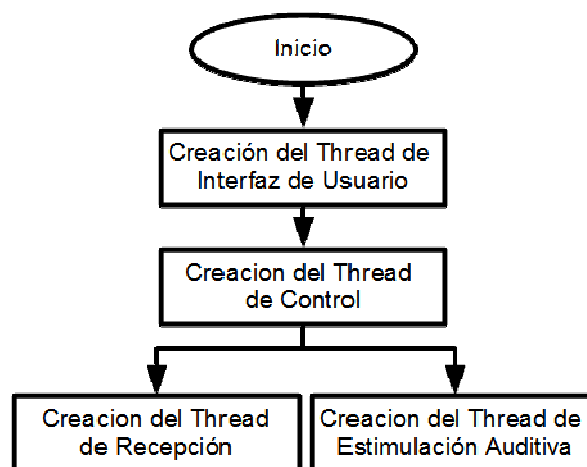


Figura 4. 2. Observar que la creación de los *threads* es de forma encadenada y secuencial.

El *thread* de Control crea los *threads* de Estimulación Auditiva y Recepción, pasándole sus respectivos parámetros para que estos se configuren, tales como la cantidad de datos que debe recibir el bloque de Recepción. En el caso del bloque de Estimulación Auditiva los parámetros más importantes que recibe del bloque de Control son, la cantidad de tonos modulados que debe generar, la frecuencia de portadora y la frecuencia de modulación. Según la Figura 4.2, se aprecia que los últimos dos *threads* son los únicos ejecutados en paralelo y que los otros *threads* funcionarán en cascada, sin embargo los 4 *threads* terminan funcionando en paralelo.

Respecto a la sincronización, cada *thread* genera una llamada de sincronismo cuando la necesite. Por ejemplo, cuando los bloques de Estimulación y Recepción, generan y reciben respectivamente un dato nuevo, se genera una llamada de sincronismo para guardar estos datos nuevos en memoria. En el caso del *thread* de Control, este genera una llamada de sincronismo para ver la cantidad de datos nuevos, cuando se guardaron una determinada cantidad de datos nuevos de ambos bloques, este genera otro sincronismo para avisar mediante un *flag* al bloque de Interfaz de Usuario que tiene datos listos para graficar. El bloque de Interfaz de Usuario genera sincronismos para testear el *flag* del bloque de control, cuando detecta que este es positivo, genera un sincronismo para leer la memoria y graficarlos en pantalla. A medida que se expliquen los bloques se darán más detalles del funcionamiento de estos.

4.4 Arquitectura *pipeline* para visualización de datos en tiempo real

Sin dudas para realizar varias tareas en paralelo es necesario el uso de *threads*, pero para realizar una visualización en tiempo real de los datos recibidos por la placa de adquisición es necesario usar una arquitectura *pipeline*. Esto significa que si bien todos los bloques son ejecutados en paralelo, las tareas que deben realizar deben ser secuenciales, es decir, una tarea depende de la anterior. Por lo tanto hasta que un bloque no haya terminado con su tarea, el siguiente bloque no puede realizar su tarea, pero debe estar atento y preparado para cuando el bloque anterior termine y sea su turno de actuar. Los únicos bloques cuyas tareas son completamente independientes a nivel de software, son los bloques de Estimulación Auditiva y Recepción.

Para un mejor entendimiento, se puede explicar el funcionamiento del sistema como dos *pipeline* que son ejecutados en paralelo, esto es solo para poder realizar una mejor explicación ya que dos bloques son comunes a ambos *pipeline*.

Los bloques de Recepción, Control e Interfaz de Usuario son los que componen el primer *pipeline*. En el primer paso de este funcionamiento, el bloque de Recepción recibe datos provenientes de la placa de adquisición y los guarda en memoria, mientras los otros dos bloques solo están esperando que este bloque termine con esta tarea. En el segundo paso, el bloque de Recepción terminó de recibir la cantidad de datos pedidos por el bloque de Control, este los detecta y copia estos datos a una memoria que solo comparte con el bloque de Interfaz de Usuario para poder procesarlos, mientras tanto el bloque de Recepción empieza a

recibir datos nuevos de la placa de adquisición. En el tercer paso tanto el bloque de Recepción como el de Control terminaron con sus respectivas tareas y es el momento en donde empieza a realizar sus tareas el bloque de Interfaz de Usuario, este copia los datos procesados por el bloque de Control en una memoria propia de este bloque y los grafica en pantalla, mientras tanto el bloque de Recepción empezó a recibir nuevos datos y le paso los datos anteriores al de Control para que este los procese. Esto se puede apreciar en la Figura 4.3. A partir de este punto, los pasos siguientes son todos iguales al tercer paso hasta que desde el bloque de Control finalice la ejecución de este proceso.

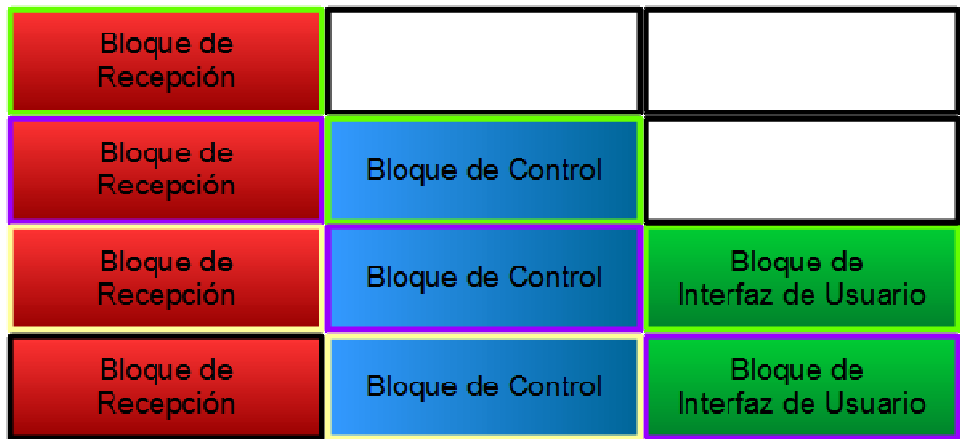


Figura 4. 3. Arquitectura *pipeline* de los bloques recepción, comunicación e Interfaz

Los bloques de Estimulación Auditiva, Control e Interfaz de Usuario componen el segundo *pipeline*, estos tres funcionan de la misma manera que el pipeline anterior, teniendo en cuenta que las tareas del bloque de Estimulación Auditiva son distintas a las del boque de Recepción. Reemplazando esto, el primer paso del funcionamiento de este *pipeline* lo realiza en bloque de Estimulación, este mediante la placa de audio reproduce un número finito de pulsos modulados, mientras estos están siendo reproducidos, guarda los datos numéricos de estos pulsos en memoria. En el segundo paso, el bloque de Control toma estos datos y los copia en otra memoria a la cual también tiene acceso el bloque de Interfaz de Usuario, mientras el bloque de Estimulación reproduce otra cantidad de pulsos y vuelve a guardar los datos numéricos en memoria. En el tercer paso, el bloque de Interfaz de Usuario toma los datos que compartió el bloque de control y los grafica en pantalla, mientras tanto el bloque de Estimulación reproduce y guarda en memoria más pulsos modulados y a su vez el bloque de control toma los datos anteriores y los copia en la memoria que comparte con el bloque de Interfaz de Usuario. Eso se puede ver en la Figura 4.4. Al igual que en el *pipeline* anterior, a partir del tercer paso, los siguientes serán iguales hasta que el bloque de control finalice con ambos procesos.

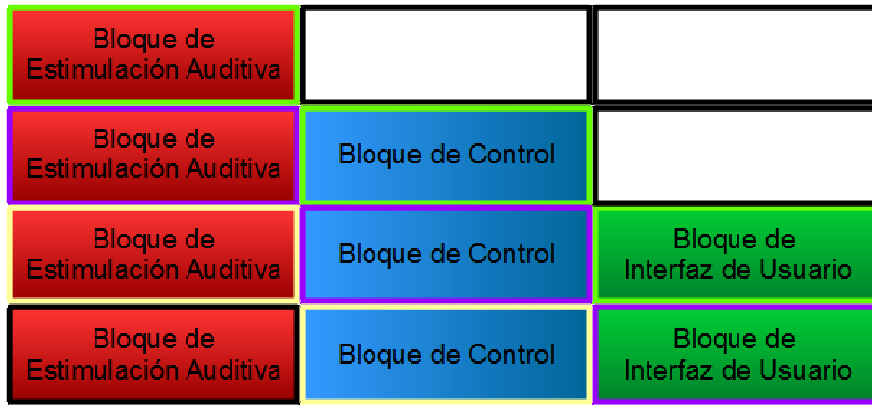


Figura 4. 4. Arquitectura *pipeline* de los bloques Estimulación, Comunicación e Interfaz

4.5 Elección del entorno (Qt Creator C++)

En la sección anterior se presentaron los requisitos mínimos que debe cumplir el software, por lo tanto se necesita de un entorno que facilite el desarrollo de aplicaciones, que sea multiplataforma, que contenga librerías para la comunicación con periféricos, librerías de graficación y también que sea un entorno donde se pueden aplicar los threads, estas características las posee **Qt Creator**. Este es un IDE libre, cuya programación es en C++, pero también soporta los lenguajes: C#.NET, Python, Pascal y PHP. Algo muy importante que posee este IDE es que tiene ayuda online, tiene un página de soporte donde explica el uso de todas sus clases. El entorno de programación se puede ver en la Figura 4.5.

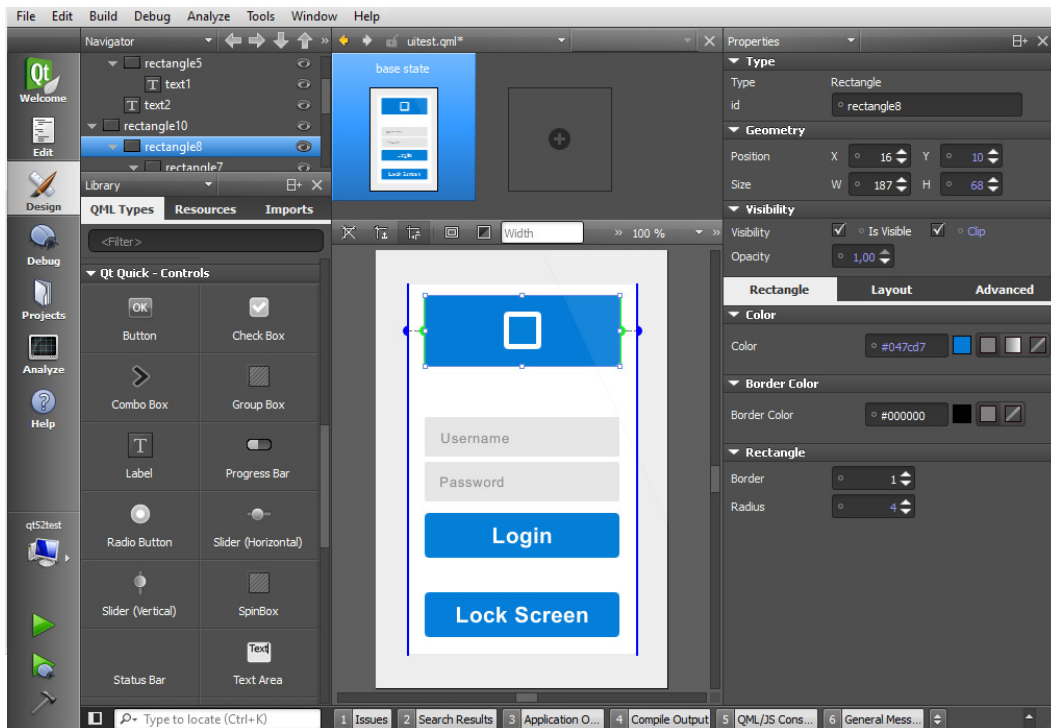


Figura 4. 5. Entorno de programación de Qt Creator

4.6 Bloque de estimulación Auditiva

Como se vio anteriormente en el Capítulo teórico, para obtener Potenciales Evocados Auditivos de Estados Estable, es necesario utilizar una estimulación adecuada, la cual consta de generar una señal portadora, de la frecuencia a estudiar, modulada por una señal de una frecuencia mucho más baja, cuyo período este dentro del rango de latencias generadas por el cerebro. Las frecuencias modulantes que se pueden elegir en el software son de 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100 y 110 Hz. Mientras que las frecuencias de portadora a elegir van desde 500 Hz hasta los 17kHz. Un ejemplo de las señales de estimulación se puede ver en la Figura 4.6 y Figura 4.7.

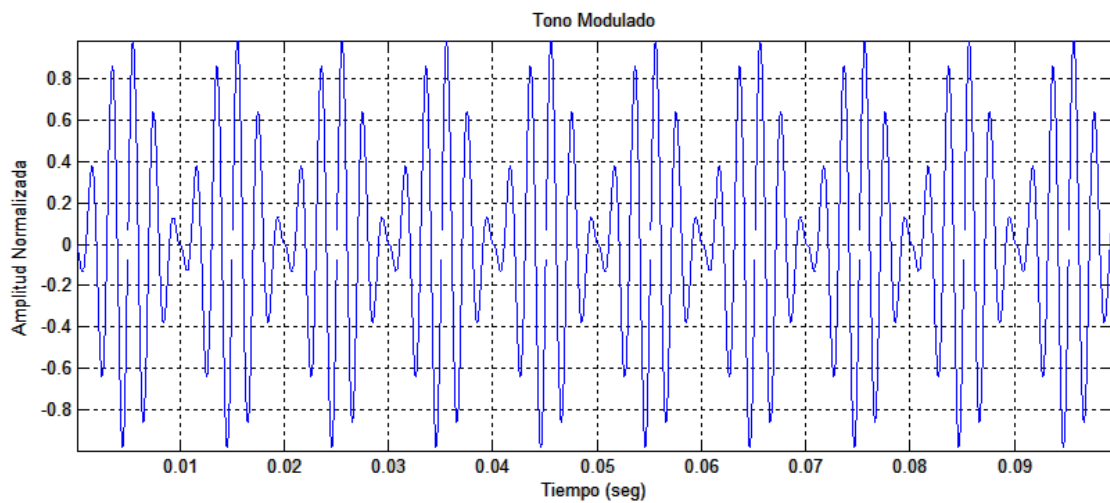


Figura 4. 6. Señal de estimulación auditiva. En la Figura a se puede ver una señal portadora de frecuencia 500 Hz modulada por una señal de 100Hz

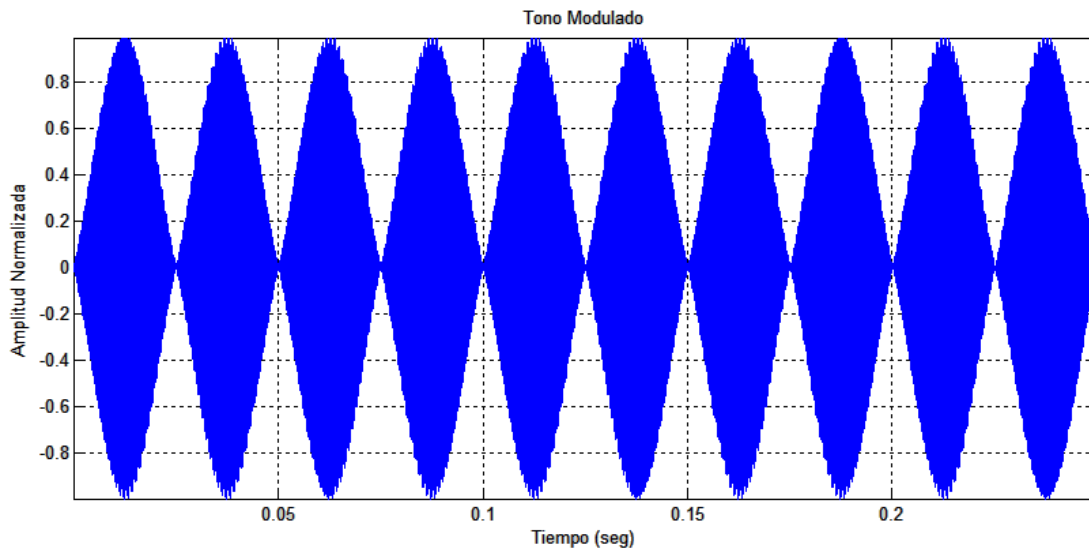


Figura 4. 7. En la Figura se puede la señal de excitación compuesta por una señal portadora de frecuencia 5 kHz modulada por una señal de 40 Hz

Se pensó en una resolución baja de frecuencias para realizar un primer análisis, en caso de ser necesario se pueden aumentar la resolución de frecuencias tanto en la portadora como en la modulante.

Las señales fueron generadas en *Matlab*, con una frecuencia de muestreo de 44,1 kHz, normalizadas en amplitud a 1 y guardadas en dos formatos. Se utilizó el formato de audio WAV para tener mayor calidad auditiva, y por otra parte se guardaron estas mismas señales en formato numérico en un archivo de texto (.txt) para posteriormente leerlos y graficarlos mientras el audio es reproducido. Tanto los archivos WAV como los archivos de texto fueron guardados en una base de datos y pueden ser levantados por el software en el momento de la configuración de los estímulos.

En este proyecto no se realizará el estudio de PEaee multifrecuencial, debido a que es estudio que no está completamente analizado, y se prefiere empezar con un análisis más básico, por lo tanto el estudio se realiza analizando un oído a la vez y modificando una única portadora en cada análisis.

4.6.1 Determinación de potencia de la placa de audio

La unidad de medida de la potencia sonora es dB SPL, pero ésta está compuesta por la potencia eléctrica dB SWL más la transferencia que poseen los parlantes, es decir la ganancia que resulta de transformar la potencia eléctrica en potencia sonora. Generalmente a la ganancia antes mencionada, técnicamente se la conoce como sensibilidad, esta sensibilidad se expresa en dBs/1mW, es decir, entrega una determinada potencia por cada mW eléctrico aplicado a su impedancia. En esta sección se analizará solamente la potencia eléctrica.

La potencia eléctrica depende de la impedancia, esto se puede apreciar en la ecuación 4.1, por lo tanto es necesario conocer las características técnicas del parlante, en este caso, auriculares.

$$P_{el\acute{e}ctrica} = \frac{V^2}{Z} \quad \text{Ecuación 4.1}$$

Las pruebas para determinar la potencia eléctrica que entrega la placa de audio de la PC se hizo sobre una impedancia de 32 Ω (este un valor típico que presentan los auriculares) y utilizando un osciloscopio.

También se realizó una pequeña interfaz en Qt Creator para cargar tonos (sinusoidales) de diferentes frecuencias, donde se tenía acceso al volumen suministrado por una clase de Qt Creator para manejar archivos multimedia.

La prueba consistía en cargar un tono y reproducirlo mediante la placa de audio sobre una impedancia de 32 Ω , sobre los terminales de esta se conectó la punta del osciloscopio. Los pasos que se siguieron son los siguientes: se configuró el valor de volumen máximo (100), se reprodujo el tono, y con el osciloscopio se registró el valor de tensión RMS producto de determinado valor de volumen. Los pasos siguientes fueron cambiar el valor del volumen y

realizar el mismo procedimiento para registrar los valores de tensión RMS. Esto se hizo hasta llegar al valor de volumen igual a cero y con señales sinusoidales de frecuencias de 500 Hz, 1 kHz, 5 kHz y 10 kHz. Las curvas que representan la tensión RMS en función del volumen se pueden ver en la Figura 4.8.

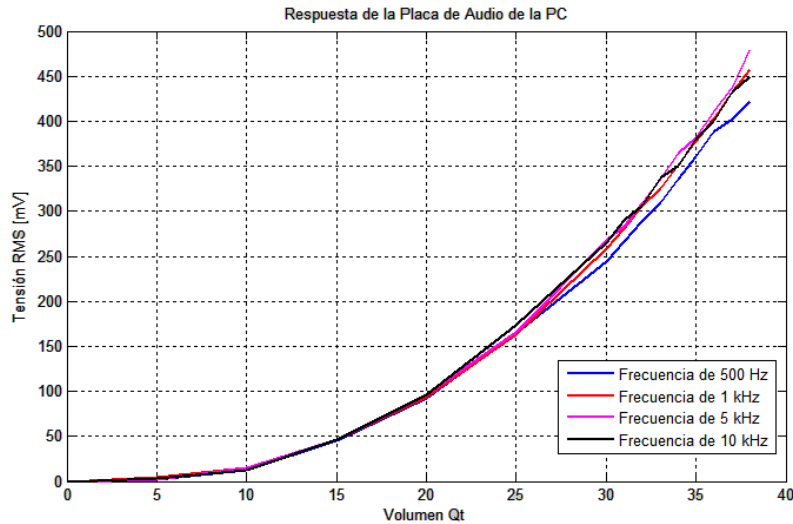


Figura 4. 8. En la imagen se pueden ver las diferentes curvas que representan a la placa de audio de la PC. Se puede ver que la respuesta es similar en todas las frecuencias testeadas

Al tomar pocos puntos para la graficación de estas curvas, es necesario determinar los valores intermedios, por lo tanto se utilizó la función *fitting* de Matlab, la cual permite realizar una interpolación de los puntos mediante polinomios, funciones exponenciales, funciones gaussianas, etc. Como se observa en la Figura 4.8 las curvas de tensión RMS en función del volumen es similar en todas las frecuencias, por lo tanto se decide utilizar los puntos correspondientes a la respuesta de la señal sinusoidal de frecuencia de 500 Hz, la curva de interpolación resultante se puede observar en la Figura 4.9.

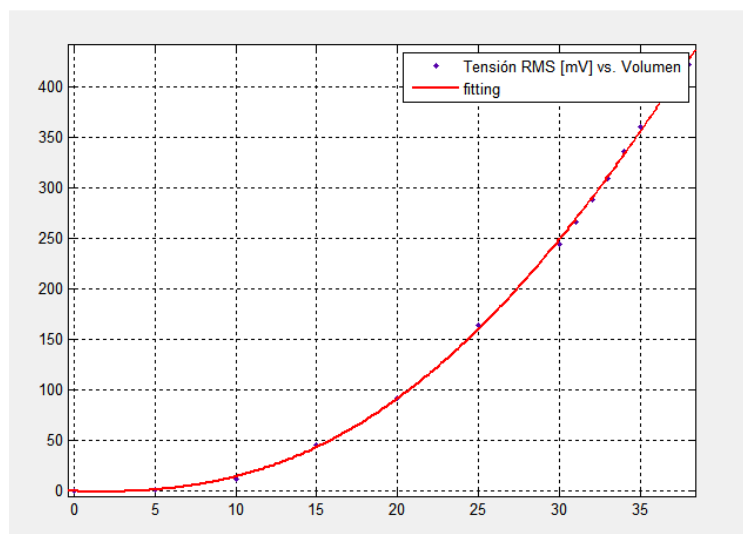


Figura 4. 9. Para esta interpolación se optó por usar la interpolación por polinomios ya que esta era la que más se asemejaba a los puntos obtenidos

Con la tensión RMS y la impedancia se puede determinar la curva de potencia que genera la placa de audio. Esto se puede ver en la Figura 4.10. Sin embargo para este software se utilizará la curva de tensión, esto es debido a que los auriculares presentan diferentes impedancias, y esto implica diferentes potencias, por lo tanto este software se adaptará a diferentes tipo de auricular, es decir, diferentes impedancias. Para esto se generará un archivo de texto denominado “config_audio.txt” donde se cargaran los datos técnicos del auricular, tales como la sensibilidad y la impedancia. Este archivo de texto puede ser modificado por el usuario para cargar lo datos del auricular a usar. Este software tomará estos datos y se configurará dependiendo las características del auricular obteniendo así las diferentes potencias de audio. Generalmente la sensibilidad de los auriculares es de 100 dB/mW y la impedancia va desde los 16 Ω hasta los 100 Ω , normalmente. Por lo tanto sumando la sensibilidad de un auricular promedio a la curva de potencia eléctrica obtenida, se obtienen potencias de audio entre 60 dB SPL y 110 dB SPL aproximadamente. Aunque esto también depende de la impedancia y se puede obtener potencias aún más bajas.

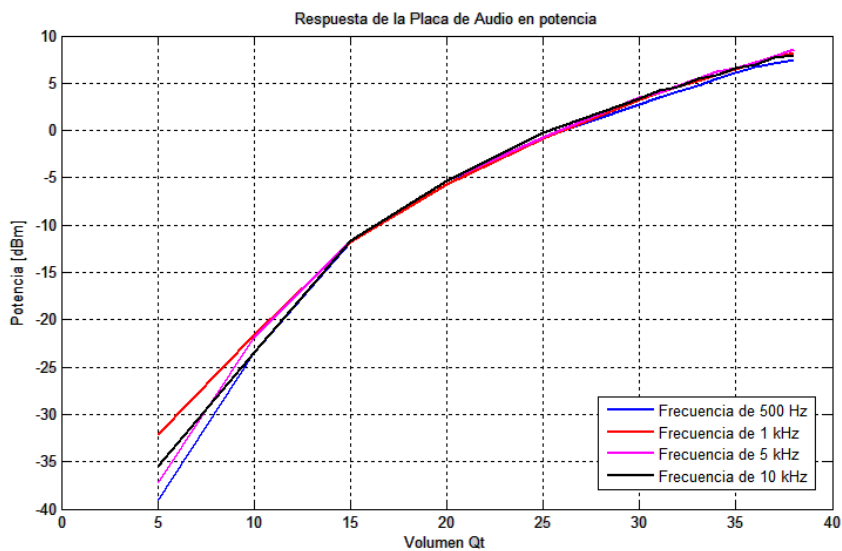


Figura 4. 10. En la imagen se aprecia la respuesta de la placa de audio pero representada en potencia sobre una impedancia de 32 Ω

4.6.2 Diagrama de Flujo del bloque de Estimulación Auditiva

Los pasos que sigue el programa de este bloque se puede ver representado en el diagrama de flujo de la Figura 4.11.

Los parámetros que recibe del bloque de Estimulación Auditiva para configurarse son:

- Cantidad de pulsos modulados a reproducir
- Punteros del buffer donde se guardan los datos
- Nombre de los archivos de texto y los archivos WAV para la generación de los pulsos
- Frecuencia de modulación
- Frecuencia portadora
- Potencia del audio

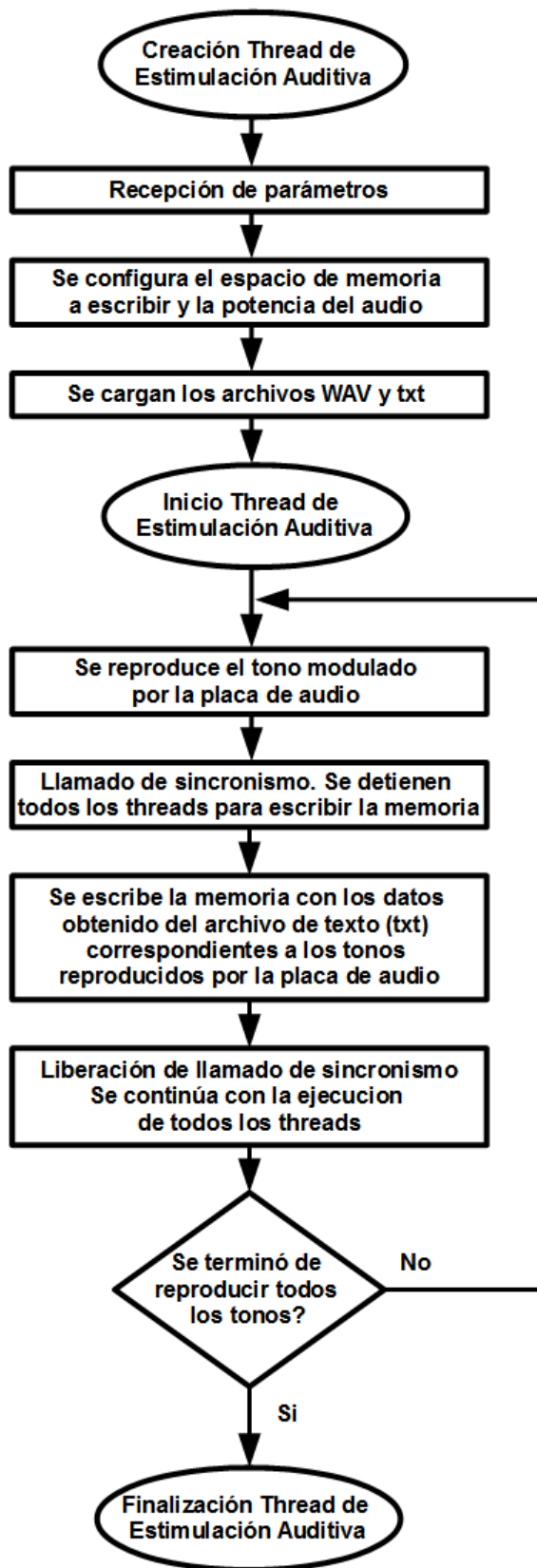


Figura 4. 11. Diagrama de flujo del Bloque de Estimulación Auditiva

4.7 Bloque de Recepción

En el Capítulo de Hardware se explicó que se usará el protocolo USB para transferir los datos desde la placa de adquisición a la PC, cuyas características particulares y más importantes para tener en cuenta en la programación son:

- Tamaño de paquete de 64 bytes.
- Latencia de 1ms.
- Velocidad de transferencia *Full Speed*
- Tipo de transferencia *BULK*.
- Números de identificación del dispositivo VID y PID

También se explicó que una transacción USB empieza con la transmisión de un paquete desde el *Host* (en nuestro caso la PC) hacia el dispositivo (Placa de adquisición) para definir los parámetros usados en dicha transacción. Para identificar al dispositivo, el *Host* debe tener previamente cargado el *Vendor ID* (VID: Identificación del vendedor) y el *Packet ID* (PID: Identificación de paquete).

Después de configurar el puerto USB, el usuario mediante la Interfaz de Usuario decide iniciar la adquisición de datos. Para esto se envía un comando para configurar la placa de adquisición y esta a su vez configure el ADS1299, después se envía otro comando para iniciar la adquisición de datos de la placa.

Los paquetes USB que llegan a la PC son de 64 bytes y con una latencia de 1 ms. El contenido del paquete USB de 64 bytes se muestra en la Figura 4.12, donde se puede ver que se envía información del número de muestra correspondiente a los cuatro canales. El número de muestra es para tener un control sobre los paquetes y poder observar si alguno de estos no llega a destino.

Al tener paquetes de longitud fija de 64 bytes, se optó por enviar desde la placa de adquisición cuatro muestras de los cuatro canales. De esta manera el microcontrolador espera hasta tener las cuatro muestras y procede a enviarlas a la PC. Se utilizan dos bytes por cada número de paquete y tres bytes por cada canal, realizando los cálculos necesarios, solo se ocupan 56 bytes de los 64 bytes disponibles. Los bytes no utilizados se lo rellena con ceros, esto es debido a que un cambio en el tamaño del paquete no produce un cambio significativo en la velocidad de los datos ya que la velocidad de transmisión es de 12 Mbps. Al tener una latencia fija de 1 ms, el tamaño del paquete tampoco produce cambios en la velocidad.

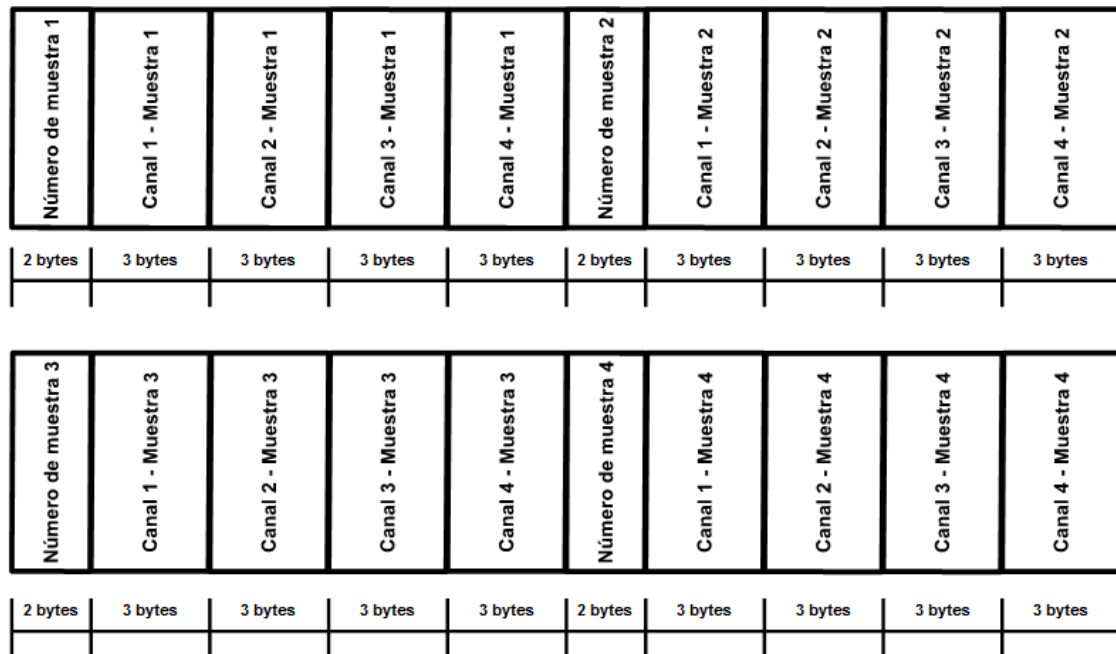


Figura 4. 12. Contenido del paquete USB de 64 bytes, observar que cada muestra tiene asociado su número de muestra

4.7.1 Librería USB “libusb.h”

Para poder realizar la conexión entre la PC y la placa de adquisición, es necesario realizar una serie de pasos muy específicos del manejo del hardware del puerto USB, para lo cual se utilizó la librería “libusb.h”. Estos pasos se pueden ver en el diagrama de flujo de la Figura 4.13.



Figura 4. 13. Diagrama de flujo de la configuración USB. Si alguno de estos pasos no se cumple, se aborta la comunicación y deberá intentarse nuevamente

4.7.2 Diagrama de flujo del bloque de Recepción

Los pasos que sigue este bloque del programa se pueden ver representados en el diagrama de flujo de la Figura 4.14.

Los parámetros que recibe del bloque de Recepción para configurarse son:

- Cantidad de datos que va a guardar en memoria antes que el bloque de control los tome.
- Punteros del buffer donde se guardan los datos

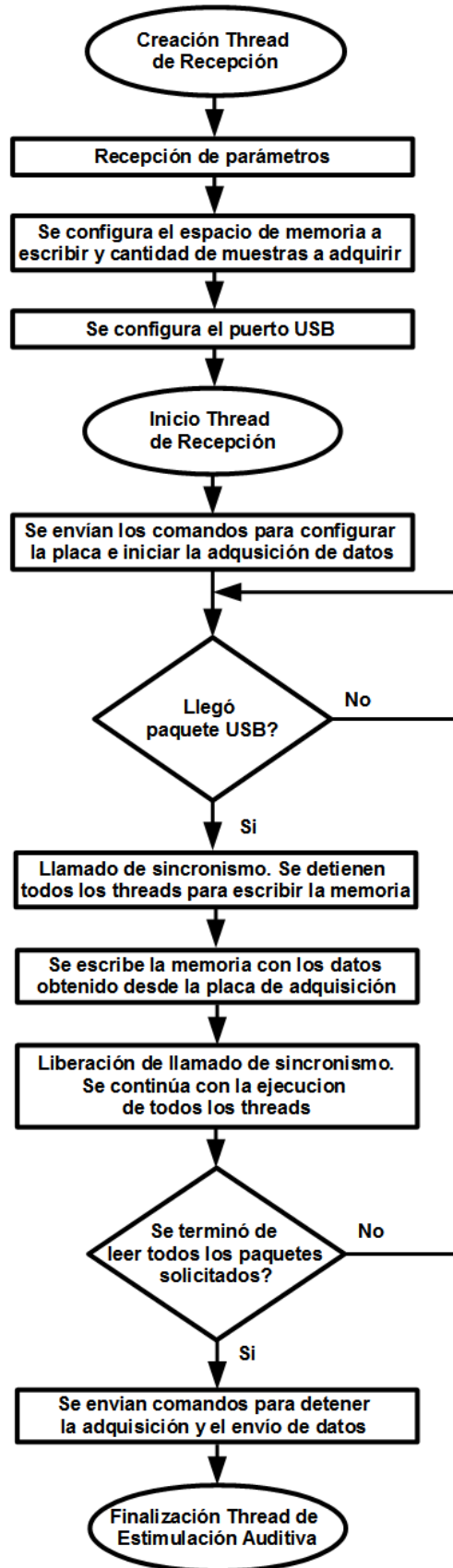


Figura 4. 14. Diagrama de flujo del bloque de Recepción

4.8 Bloque de Control

El bloque de control es la parte fundamental del software aunque no sea la parte visible del programa, este bloque, mediante el uso de *threads* tiene el control de todo el sistema y hace posible la adquisición de datos en tiempo real mientras se generan los estímulos auditivos. Además se ocupa de comunicar los últimos dos bloques con el bloque de Interfaz de Usuario, para que este tome los datos y pueda graficarlos en pantalla.

Pese a que este bloque es el que mantiene todo el sistema en funcionamiento, necesita ser iniciado desde la interfaz de usuario, por lo tanto este bloque debe ser configurado antes de ser iniciado. También necesita recibir los parámetros para crear los *threads* de los últimos dos bloques.

En lo que respecta al bloque de Recepción, el bloque de Control tiene una tarea adicional, este debe procesar los datos, más precisamente debe aplicar filtros digitales para limpiar la señal antes de que el bloque de Interfaz de Usuario los tome y los grafique en pantalla.

4.8.2 Configuración del bloque de Control

Este bloque como se mencionó antes es un *thread* creado por la Interfaz de Usuario, después de ser creado, se le envían parámetros para que este realice sus tareas, las cuales son tomar el control del sistema supervisando los tiempos de los *threads*, otra tarea importantes es crear los *threads* del bloque de Recepción y Estimulación. Los parámetros recibidos del bloque de Interfaz de Usuario son los siguientes:

- Cantidad de pulsos modulados a reproducir
- Cantidad de datos que guardará en memoria el bloque de Estimulación antes de que el de Control los tome.
- Punteros y tamaño del buffer donde se guardan los datos de los pulsos modulados
- Frecuencia de modulación
- Frecuencia portadora
- Potencia del audio
- Cantidad de datos que guardará en memoria el bloque de Recepción antes de que el de Control los tome.
- Punteros y tamaño del buffer donde se guardan los datos del bloque de Recepción

Utilizando estos parámetros, este determina los nuevos parámetros que enviará a los *threads* que este cree.

4.8.2.1 Configuración para el *thread* de Estimulación Auditiva

Para el *thread* de Estimulación, se utilizan los datos de frecuencia de modulación y frecuencia portadora para determinar el nombre de los archivos txt y WAV para la generación de los pulsos de excitación. A partir de los punteros y el tamaño de este, se generan nuevos *buffers* del mismo tamaño, a los cuales solo tienen acceso este bloque y el de Estimulación.

La cantidad de datos que guardará en memoria el bloque de Estimulación tiene un valor por defecto, este se programó para que sea equivalente a 10 ciclos de la señal modulante. Por ejemplo, si se toma una señal modulante de 40 Hz, el tiempo que se guardará en memoria antes que el *thread* de control los tome es de 250 ms. Como los archivos para audio se guardaron con una frecuencia de muestreo de 44,1 KSPS (muestras por segundo), los 250 ms se traducen en 11025 muestras. Por lo tanto el *thread* de control estará observando la cantidad de muestras de audio, cuando las muestras lleguen a 11025, este *thread* realizara una llamada de sincronismo para tomar estos datos y pasarlos al boque de Interfaz de Usuario. Con esto queda fijado el mínimo número de pulsos que se puede generar y reproducir es 10. Para facilitar el procesamiento posterior, la cantidad de pulsos debe ser múltiplo de 10.

Los parámetros tales como potencia de audio y la cantidad de pulsos a reproducir, el bloque de control los pasa sin hacer cambios al *thread* de Estimulación.

4.8.2.1 Configuración para el *thread* de Recepción

Para el *thread* de Recepción, se utilizan los datos de frecuencia de modulación y cantidad de pulsos a reproducir para determinar la cantidad total de datos a adquirir en total. Por ejemplo, la frecuencia de muestreo con la que la placa adquiere los datos es de 2000 SPS (muestras por segundo), entonces si se quiere adquirir datos correspondientes a 50 pulsos de excitación y utilizando una frecuencia modulante de 40Hz, se deben adquirir 1,25 segundos, este cálculo se puede ver en la Ecuación 4.2.

$$Tiempo_{Adquisición} = CantidaddePulsosde \frac{excitación*1}{Frecuencia_{Modulante}}$$

$$Tiempo_{Adquisición} = 50 * 25ms = 1,25seg \quad \text{Ecuación 4.2}$$

Esto significa que se necesitan adquirir 2500 muestras por cada canal. El cálculo para determinar la cantidad de muestras que se necesitan para adquirir 1,25 segundos se muestran en la Ecuación 4.3.

$$Muestras_{Adquisición} = Tiempo_{Adquisición} * Frecuencia_{Muestreo}$$

$$Muestras_{Adquisición} = 1,25seg * 2000 \frac{muestras}{seg} = 2500muestras \quad \text{Ecuación 4.3}$$

Otro parámetro que recibe el *thread* de Recepción es la cantidad de datos que va a guardar en memoria el bloque de Recepción antes que el bloque de Control los tome para procesarlos. Este valor por defecto se programó para que sea de 500 muestras, es decir, cada 250 ms el *thread* de control generará una llamada de sincronismo para copiar los datos guardados por el bloque de Recepción para procesarlos y luego, pasarlos al siguiente bloque.

Como se vio en la descripción del bloque de Recepción, cada paquete USB posee cuatrp muestras de cada canal, por lo tanto el valor que este bloque le pasa al de Recepción es 125, este es el resultado de 500 muestras dividido las cuatro muestras por cada paquete USB.

Si esta división no da como resultado un número entero, siempre se redondea hacia arriba. Esto quiere decir que se tomarán más muestras de las que se necesitan.

El otro parámetro que se recibe son los punteros y sus respectivos tamaños, para generar nuevos *buffers* de los mismos tamaños a los cuales solo tienen acceso los bloques de Control y Recepción.

4.8.3 Diagrama de flujo del bloque de Control

El funcionamiento completo del bloque de Control se puede ver en el diagrama de flujo de la Figura 4.15.

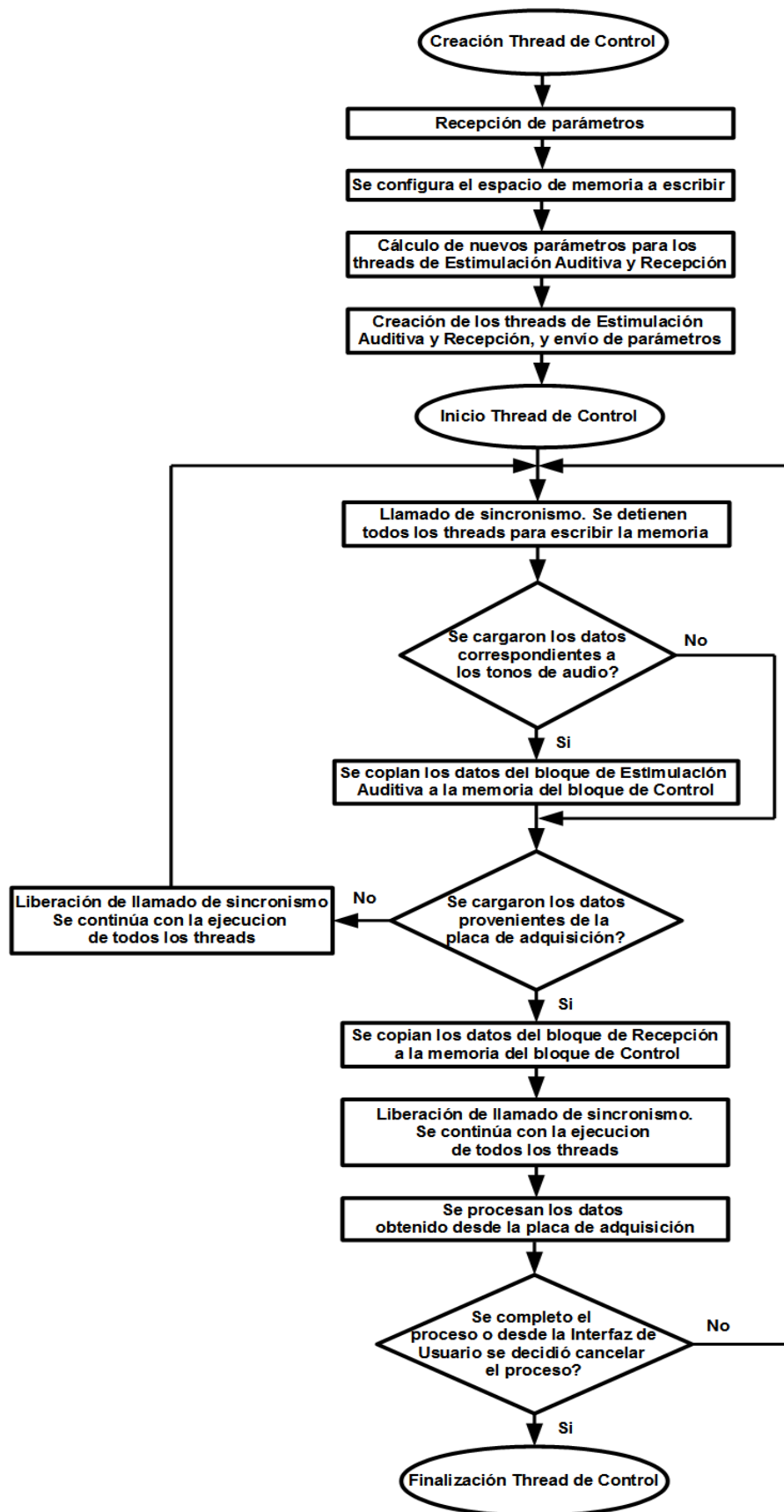


Figura 4. 15. Diagrama de flujo del bloque de Control

4.8.4 Procesamiento para datos del bloque de Recepción - Filtros

Existen diversas fuentes de ruido que afectan a las señales que se quieren medir en este proyecto, la razón principal es que estas señales son muy pequeñas. A lo largo de este informe se presentaron dos tipos de ruidos. En primer lugar, se describió el ruido generado por el cuerpo humano y el que se genera en los circuitos electrónicos, por otro lado se habló del ruido de inducción de línea, la tensión de línea es de un valor muy grande respecto a las señales que se quieren registrar por lo tanto, esta tensión de línea se induce en el circuito y aparecen superpuestas a las señales deseadas. Este último problema se intentó resolver a nivel de hardware utilizando entradas de modo diferencial para eliminar la tensión de modo común, sin embargo como es bien sabido, las entradas de modo diferencial ofrecen una gran rechazo a la tensión de modo común pero no la eliminan por completo, por esto es que se debe utilizar un procesamiento a nivel de software para limpiar las señales electrofisiológicas.

Los filtros deben ser activados desde la Interfaz de Usuario, pueden ser activados uno a la vez o simultáneamente.

4.8.4.1 Filtro *Notch* para eliminar la tensión de línea

Es bien conocido que la tensión de línea tiene una frecuencia de 50 Hz, por lo tanto es necesario realizar un filtro *notch* a dicha frecuencia. Para el diseño del filtro y obtener los coeficientes del mismo se utilizó Matlab. Se optó por utilizar un filtro IIR de segundo orden para esta tarea, donde la respuesta en frecuencia del filtro se puede ver en la figura 4.16.

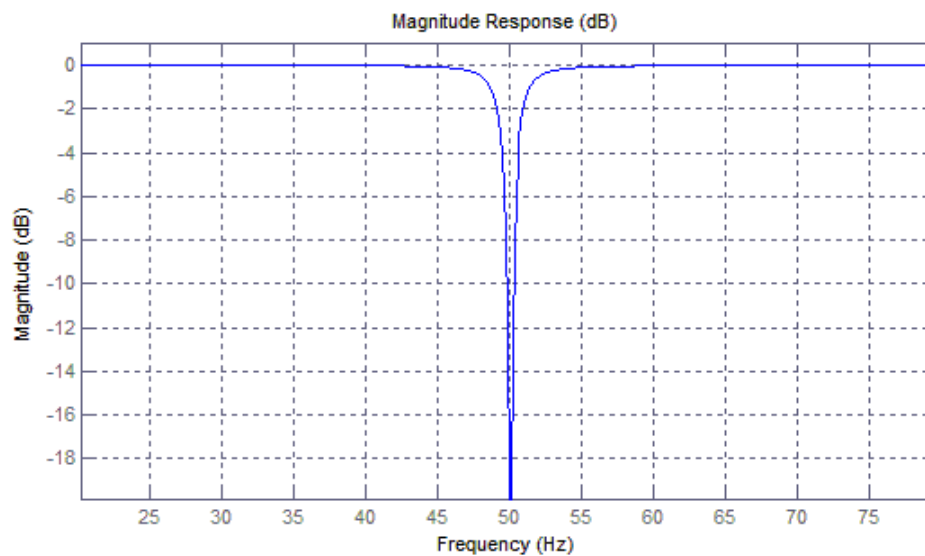


Figura 4. 16. Respuesta en frecuencia del Filtro Notch a 50 Hz

Para verificar el correcto funcionamiento de este filtro se inyectó una señal con una componente de 50Hz, se aplicó el filtrado y se verificó que la señal interferente desapareciera. Un ejemplo de esto se verá más adelante.

4.8.4.2 Filtros pasa bajos para la eliminación del ruido

Para eliminar el ruido proveniente del cuerpo humano y el ruido generado por los circuitos electrónicos se decide utilizar filtros pasa bajos con diferentes frecuencias de corte.

Las señales a medir son de frecuencia baja (hasta 120 Hz), por lo tanto se decidió optar por las siguientes frecuencias de corte: 10, 20, 30, 40, 50 y 100 Hz, para eliminar el ruido de más alta frecuencia.

Para el diseño de los filtros y obtener sus coeficientes también se utilizó Matlab. Se utilizaron filtros IIR de quinto orden para obtener mejor rechazo a las frecuencias no deseadas.

La respuesta en frecuencia de algunos filtros se puede ver en la Figura 4.17 y 4.18

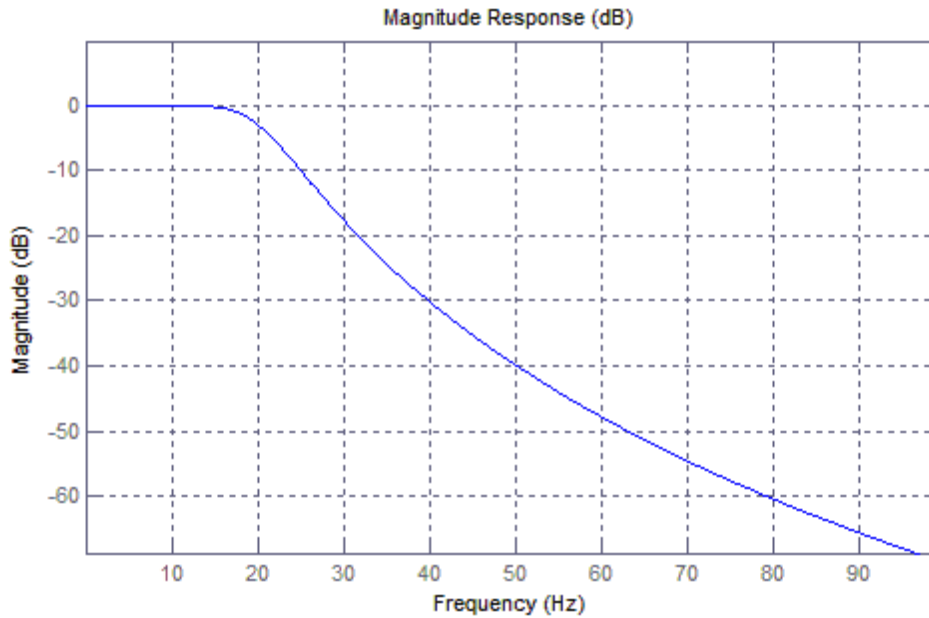


Figura 4. 17. Respuesta en frecuencia del filtro de 20 Hz

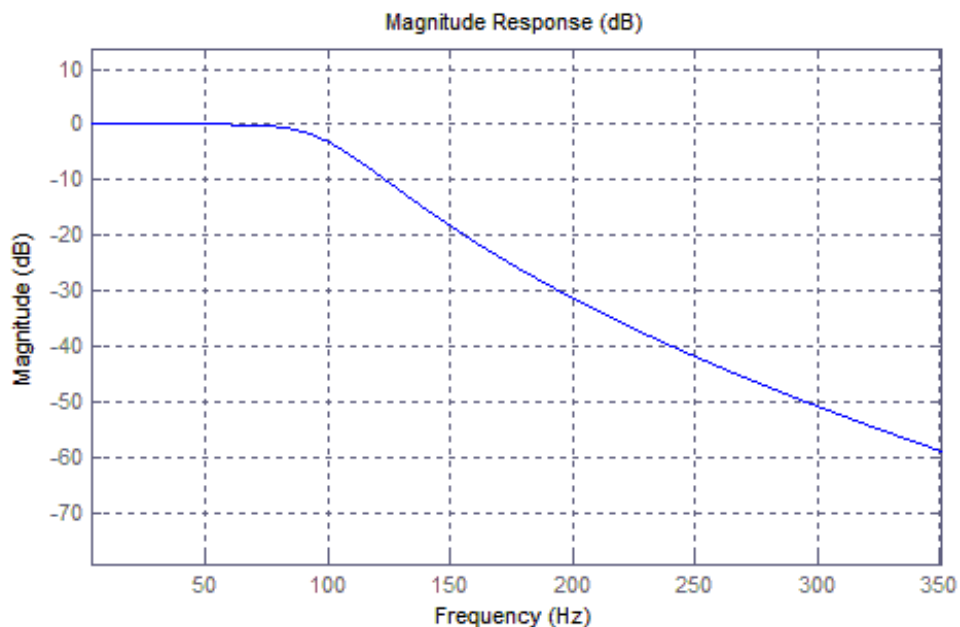


Figura 4. 18. Respuesta en frecuencia del filtro de 100 Hz

4.8.4.3 Problemas con el tiempo de establecimiento de los filtros entre paquetes de muestras

Uno de los problemas al programar estos filtros es que, al ser este un sistema de adquisición en tiempo real, los filtros también deben actuar en tiempo real. Se sabe que los filtros digitales deben esperar una determinada cantidad de muestras para establecerse, pero en este caso no debe hacerlo cada vez que llegue un paquete con nuevos datos, sino que debe tener en el inicio un único régimen transitorio y a partir de ese punto entrar en régimen permanente sin importar los paquetes posteriores.

La elección de usar filtros IIR es porque la aplicación debe procesar los datos en tiempo real, por lo tanto se necesitan que estos actúen rápido. Los filtros IIR ofrecen eficiencia de cómputo y esto es debido a que usan un número de coeficientes mucho menor que un filtro FIR, por ende, los cálculos también son mucho menores. Otra característica que ofrecen estos filtros es que las bandas de transición son estrechas (filtros con cortes muy abruptos), con esto se llega a tener un gran rechazo a las frecuencia no deseadas. También es fácil de implementar ya que se puede utilizar un filtro analógico convencional y convertirlo en un filtro digital IIR equivalente que satisfaga las especificaciones del diseño. La ecuación de que representa un filtro IIR en el campo transformado Z se muestra en la Ecuación 4.4 y el diagrama en bloques del mismo se puede ver en la Figura 4.19.

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^M b_k z^{-k}}{\sum_{k=0}^N a_k z^{-k}} \quad \text{Ecuación 4.4}$$

Donde M es la cantidad de coeficientes que posee el numerador, N es la cantidad de coeficientes que posee el denominador, esta última variable también indica el orden del filtro.

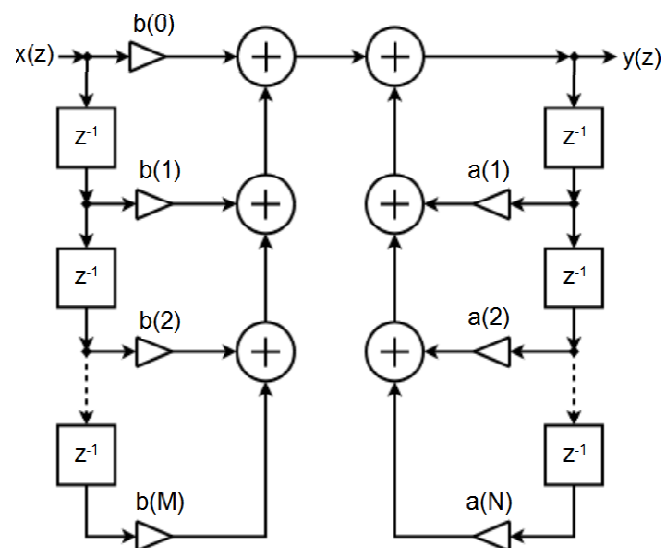


Figura 4. 19. Representación en diagrama de bloques del filtro IIR

El problema se puede ver en la Figura 4.19, los filtros IIR son recursivos, por lo tanto para obtener una nueva muestra filtrada es necesario tener tanto las entradas anteriores

como las salidas anteriores. La manera de solucionarlo es guardando las últimas muestras del paquete actual y utilizarlas como muestras anteriores en el paquete siguiente.

Los filtros pasabajos y el filtro *notch* son de distinto orden, por lo cual se guardarán tantas muestras del paquete anterior (entrada y salida) como el número del orden del filtro más grande más uno. En este caso el filtro de mayor orden es de orden 5, por lo tanto se guardarán seis muestras de la entrada y salida del paquete anterior. Cabe aclarar que ambos filtros no se pueden aplicar al mismo tiempo debido a que son de distinto orden.

4.8.5 Medición de otras señales electrofisiológicas

El proyecto fue planteado para medir, mediante la adquisición de señales EEG, potenciales evocados auditivos de estado estable (PEAee). Sin embargo en el Capítulo 1 se observó que algunos equipos comerciales, no solo son capaces de medir señales EEG, sino que también pueden medir otras señales electrofisiológicas. Esta misma capacidad se le agregó a este sistema realizando cambios en el software, más precisamente, cambios al bloque de Control.

En la Sección 4.4 de este capítulo se explicó la arquitectura *pipeline* que rige el funcionamiento del software. En ese segmento, para un mejor entendimiento, se explicó el funcionamiento con dos *pipeline*, uno que tiene en cuenta el bloque de Recepción y otro que hace énfasis en el bloque de Estimulación Auditiva. Para medir otras señales electrofisiológicas se agregó un botón de selección en la Interfaz de Usuario, lo que hace este botón es elegir entre una adquisición de potenciales evocados, denominada en la Interfaz como “Adquisición Modo PEAee”, para lo cual utiliza todo el sistema como hasta ahora se describió; o una adquisición de otras señales electrofisiológicas denominada en la interfaz como “Adquisición Modo Continuo”. Para este último modo se quitó el *pipeline* que contiene el bloque de Estimulación Auditiva, por lo tanto solo se utilizan los bloques de Recepción, Control e Interfaz de Usuario. Otro cambio que se hace en el software es en los parámetros que el bloque de Interfaz de Usuario pasa al bloque de Control.

Es evidente que no se enviará la orden de crear el *thread* de Estimulación auditiva y tampoco los parámetros asociados a la creación de este, como consecuencia, el bloque de control no posee los datos para realizar los cálculos para determinar la cantidad de datos totales a adquirir. Se planteó de esta manera para no tener un número fijo de datos a adquirir, sino que se van a adquirir datos y pasar al bloque de Interfaz hasta que este por orden del usuario decida detener la recepción de datos provenientes de la placa de adquisición, debido a esto, se decidió denominar a este modo, “Adquisición Modo Continuo”.

Este modo en el bloque de Interfaz de Usuario también presenta otros cambios respecto a su visualización pero se explicaran en la sección correspondiente.

4.8.6 Creación de un Historial

Otra característica que poseen los equipos médicos es tener una base de datos donde se guardan los datos de los pacientes con sus respectivos análisis.

La funcionalidad que presenta esta sección de código se la denominó “Historial”, este consiste en guardar los datos recibidos desde la placa de adquisición sin ningún tipo de procesamiento en un archivo de texto (.txt).

En el caso de la adquisición de PEAAe no solo se guardan los datos provenientes de la placa de adquisición, sino que también se guardan los datos de la señal de excitación. Esto es para que cuando se reproduzca el historial, este también muestre la señal con la cual se excitó el oído.

4.8.6.1 Reproducción del Historial

La Interfaz de Usuario posee un botón para la reproducción de los diferentes archivos de texto (.txt) guardados como historial; dependiendo del modo que este seleccionado este realizara diferentes acciones.

Si se selecciona la reproducción del historial de PEAAe, al presionar el botón de reproducción, este bloque dará la orden junto con los parámetros necesarios para que el bloque de Control cree dos *threads* nuevos, estos *threads* emularán las funciones de los *threads* de Estimulación Auditiva y el de Recepción, pero no completamente. El *thread* que emula las funciones del *thread* Estimulación Auditiva no generará los tonos modulados a través de la placa de audio, pero si cargará los datos guardados correspondiente a la señal que se utilizó para la excitación del oído, posteriormente los escribirá en memoria para que el *thread* de control los tome y los pase al bloque de Interfaz de Usuario para su correspondiente graficación.

En cuanto a los datos adquiridos y guardados, se crea el segundo *thread*. Este no usará el puerto USB para obtener datos, sino que cargará el archivo que elige el usuario y usando la misma lógica que el bloque de Recepción, este los escribirá en memoria para que el bloque de control los reciba y si el usuario lo desea se le aplique algún tipo de procesamiento (filtros). Luego este bloque los transferirá al de Interfaz de Usuario para graficarlos. Si se selecciona la reproducción del historial de adquisición de modo continuo, el procedimiento es similar al anterior, solo que se creará un *thread* que emule las funciones del *thread* de Recepción. Este se ocupará de cargar el archivo que el usuario eligió, escribirá los datos leídos en memoria para que luego, el bloque de control los reciba, les aplique el procesamiento (filtros) que el usuario desea y en la Interfaz de Usuario sean graficados.

4.9 Bloque de Interfaz de Usuario

El bloque de Interfaz de Usuario es el bloque visible del software, por lo tanto en este se presentará toda la parte grafica asociada al procesamiento que conlleva cada objeto visible en pantalla.

En la Interfaz no solo se presenta la graficación de los datos después del procesamiento (filtros), sino que también aparecen objetos (de c++) visibles que ayudan al usuario a visualizar con mejor calidad las señales adquiridas. En la Figura 4.20 se visualiza la Interfaz completa.

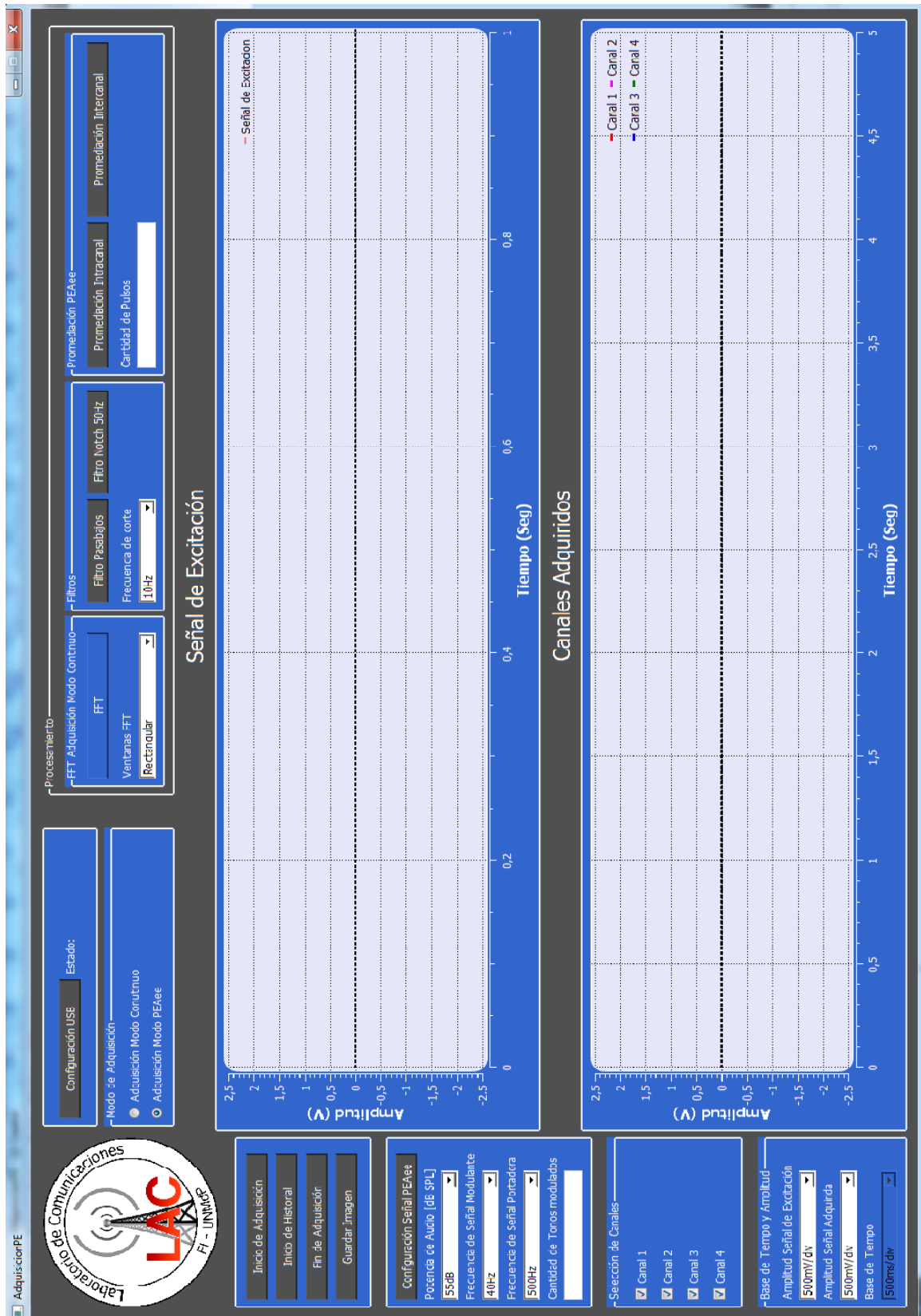


Figura 4. 20. Interfaz Finalizada

4.9.1 Objetos visuales

A continuación se presentarán los objetos que se utilizaron para la construcción de la Interfaz de Usuario y también la funcionalidad de cada uno. En algunos casos también se explicará el procesamiento para el análisis objetivo de las señales.

4.9.1.1 Configuración del Puerto USB

Esta sección presenta un *button* y un *label* (Figura 4.21) para configurar el puerto USB y dar información del estado de la conexión, respectivamente. Al presionarlo se ejecuta el código correspondiente a la librería "libusb.h". Si el código es ejecutado satisfactoriamente y se pudo realizar la conexión entre la PC y la placa de adquisición, el estado cambia a "Estado: Activo". Si ocurre algún problema y no se puede realizar la conexión, el estado cambia a "Estado: Desactivo", además se genera un *Messagebox*, este es un mensaje avisando que no se pudo realizar la conexión, pidiéndole que verifique si el dispositivo está conectado y que lo intente nuevamente, este mensaje se puede ver en la Figura 4.22.

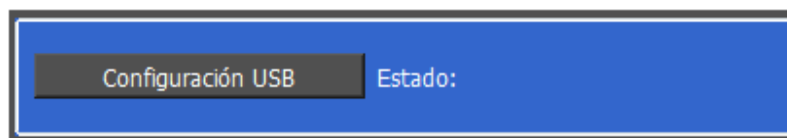


Figura 4. 21. En la Figura se observa el botón para configurar el puerto USB y a la derecha el *label* que indica el estado de la conexión

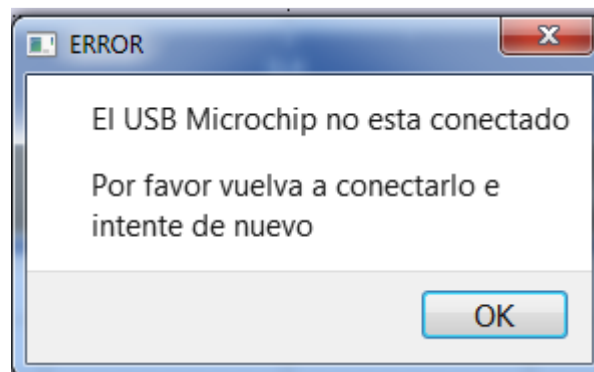


Figura 4. 22. La Figura muestra el mensaje de ERROR que se genera cuando no se puede realizar la conexión entre la PC y la placa de adquisición

4.9.1.2 Elección del modo de Adquisición

La elección del modo de adquisición se produce en el sector de la Interfaz de Usuario que se muestra en la Figura 4.23. Esta elección no solo produce cambios en la programación del bloque de Control, sino también produce cambios en la Interfaz de Usuario. Específicamente produce cambios en algunos objetos, deshabilita alguno de estos porque de la manera en que se programó este software, nos son necesarios para determinado modo de adquisición. En los objetos de procesamiento y visualización de los datos, se explicará su funcionamiento y a cual modo corresponden.

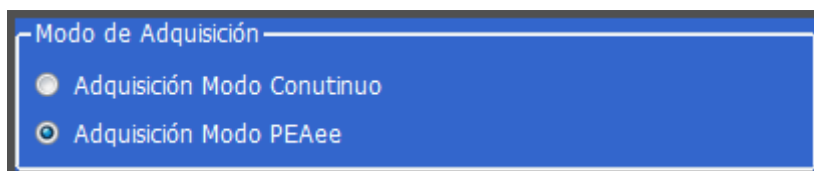


Figura 4. 23. En la Figura se puede apreciar la zona de la interfaz donde se selecciona el modo de adquisición

4.9.1.3 Control de Datos

El sector donde se maneja el Inicio de adquisición, Reproducción del historial, Fin de adquisición y el guardado de las imágenes se ve en la Figura 4.24.

La función de todos estos *buttons* es la misma sin importar el modo de adquisición que se seleccionó. Sin embargo dependiendo del modo, este ejecutará diferentes secciones de código.

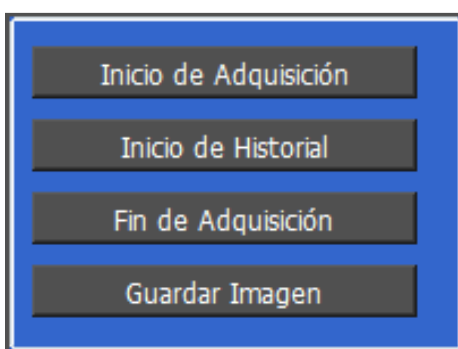


Figura 4. 24. *Buttons* que manejan el bloque de Control

Button “Inicio de Adquisición”. Al presionarlo, este crea el *thread* de Control y envía los parámetros dependiendo al modo de adquisición como se vio en la sección Bloque de Control. El bloque de control crea los *threads* de Estimulación Auditiva y de Recepción en el caso de haber seleccionado el modo de PE Ae, en caso de seleccionar el modo de Adquisición Continua solo crea el *thread* de Recepción el inicia con el procedimiento que se explicó en las secciones anteriores.

Button “Reproducción del Historial”. La función que posee este *button* es también crear el *thread* de Control pero con otros parámetros. Estos parámetros indican crear otros u otro, dependiendo del modo de adquisición, *thread* para cargar los datos guardados, leerlos y pasarlos al bloque de Interfaz de Usuario como se explicó en la sección 4.8.6.

Button “Fin de Adquisición”. La función de este *button* es finalizar el *thread* de control, y así mismo los *thread* creados por este último sin importar el modo de adquisición seleccionado.

Button “Guardar Imágenes”. Como lo dice su nombre, la función de este es guardar las imágenes. Si se seleccionó el modo de PE Ae, se guardarán los gráficos “Señal de Excitación” y “Canales Adquiridos”. En cambio sí se seleccionó el modo de adquisición continua, solo se guardará el grafico “Canales Adquiridos”.

4.9.1.4 Configuración de la señal de estimulación

En la Sección 4.6 se explicó que, para la reproducción de los tonos de estimulación auditiva era necesario recibir previamente los parámetros para configurar los. No solo era necesario recibir la frecuencia de portadora y la frecuencia modulante para cargar el archivo WAV y el archivo de texto con los datos correspondientes, sino también era necesario recibir la potencia del audio y la cantidad de tonos a reproducir. Todos estos parámetros se cargan en el sector de la Interfaz de Usuario que se muestra en la Figura 4.25.

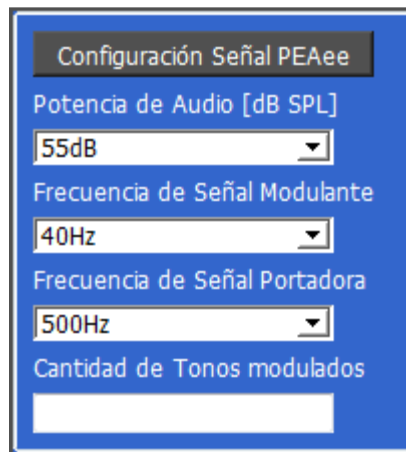


Figura 4. 25. La Figura muestra el sector donde se deben cargar los parámetros para configurar los tonos modulados

En la Sección 4.6.1 se explicó la forma en que se determinó la potencia de la placa de audio, de acuerdo a estas mediciones, se determinaron las siguientes potencias de excitación: 40 dB, 45 dB, 50 dB, 55 dB, 60 dB, 65 dB, 70 dB, 75 dB, 80 dB, 90 dB, 100 dB y 110 dB. Las diferentes potencias de excitación que se eligieron también se pueden ver en la Figura 4.26.



Figura 4. 26. Se pueden ver los diferentes valores de potencia disponibles en el software, cabe aclarar que la unidad de medida de la potencia sonora es de dB SPL

Los tonos modulados están compuestos por una frecuencia portadora y una frecuencia modulante. Las frecuencias modulantes disponibles para el estudio se pueden ver en la Figura 4.27, mientras que las frecuencias de portadora disponibles se muestran en la Figura 4.28.

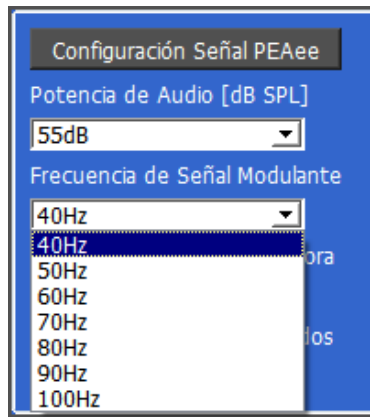


Figura 4. 27. En la Figura se pueden ver las frecuencias modulantes disponibles

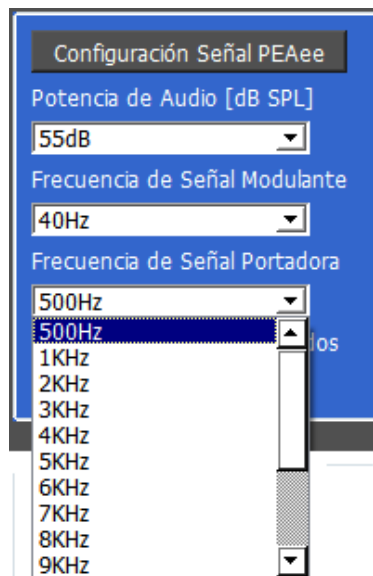


Figura 4. 28. En la Figura se pueden ver las frecuencias portadoras disponibles

4.9.1.5 Selección de canales

La selección de canales a visualizar se puede elegir en el sector de pantalla que muestra la Figura 23. Para esta función se eligieron los objetos *check box*, cada canal tiene asociado un *check box*, si el canal se quiere visualizar en pantalla, se debe tildar el cuadro que se muestra en la parte izquierda de la Figura 4.29. Esta función se comporta de la misma manera para ambos modos de adquisición.

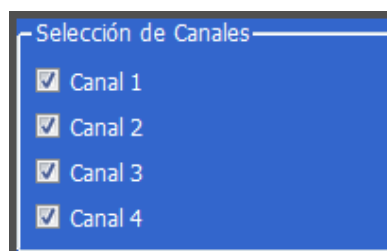


Figura 4. 29. En la Figura se puede apreciar que los 4 canales están seleccionados, por lo tanto todos serán graficados en pantalla

4.9.1.6 Base de tiempo y base de amplitud

La Base de tiempo y de amplitud son herramientas para el usuario, estas tienen las mismas funciones que las de un osciloscopio y se pueden ver en la Figura 4.30. Se decidió incorporar estas herramientas debido al modo de adquisición continua, como se explicó anteriormente en este capítulo, se creó este modo para poder visualizar otras señales electrofisiológicas, con lo cual, tanto la amplitud como la frecuencia de estas señales varían una respecto a otra. Por lo tanto era indispensable incorporar una herramienta que permita cambiar la escala del gráfico tanto en amplitud como en tiempo. Una vez incorporada esta herramienta, se decidió extenderla al modo de PEAAe para mejorar la visualización tanto de la señal de excitación como la de los canales adquiridos. Sin embargo dependiendo del modo de adquisición, alguno de estos objetos se activa se desactiva.

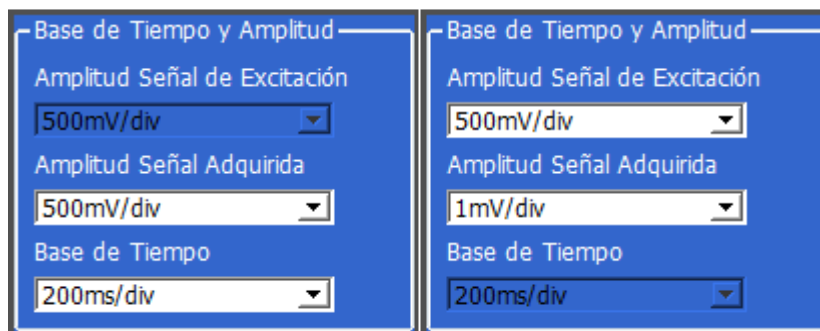


Figura 4. 30. En la parte izquierda de la Figura se puede ver cómo se comporta la base de tiempo y amplitud en el modo de adquisición continua, mientras que en la parte derecha se ve el comportamiento del mismo en el modo de PEAAe

Adquisición Modo PEAAe. En este modo, la base de tiempo se desactiva ya que al cargar los parámetros para la configuración de los tonos modulados, indirectamente se fijó el tiempo que demoraría la adquisición de los datos pedidos. Por lo tanto el tiempo es fijo y no es necesario utilizar la base de tiempo. El rango de valores que posee la amplitud de la señal de excitación se puede ver en la Figura 4.31.a. El rango de valores que posee la amplitud de la señal adquirida se puede ver en la Figura 4.31.b.

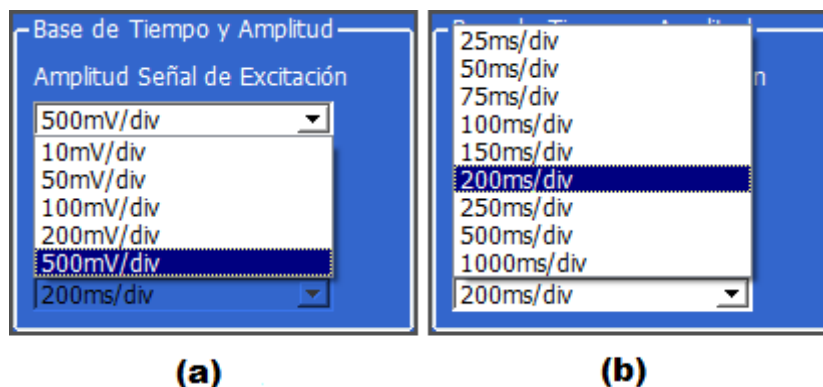


Figura 4. 31. En la Figura (a) se pueden ver las escala de amplitud para la señal de Excitación. Mientras que en la Figura (b) se puede ver la escala de amplitud correspondiente a la señal adquirida

Adquisición Modo Continuo. En este modo se desactiva la amplitud de la señal de excitación ya que no se hará uso de esta. El rango de valores que posee la amplitud de la señal adquirida es la misma que para el modo de PEAA. En lo que respecta a la base de tiempo, esta no solo indica el tiempo por división, también indica el tamaño de la pantalla expresado en segundos. Por ejemplo, la pantalla posee 10 divisiones, entonces si se selecciona una base de tiempo de 200ms/div, la pantalla mostrará un total de 2 segundos. Al ser este un sistema de adquisición en tiempo real, estos 2 segundos no serán estáticos, sino que se moverán de acuerdo a como progresa la señal adquirida, es decir, en el primer instante, el eje de tiempo marcará un mínimo de 0 segundos y un máximo de 2 segundos, pero pasados 5 segundos, la escala de tiempo marcará un mínimo de 5 segundos y un máximo de 7 segundos. Las opciones disponibles para la base de tiempo se pueden ver en la Figura 4.32.

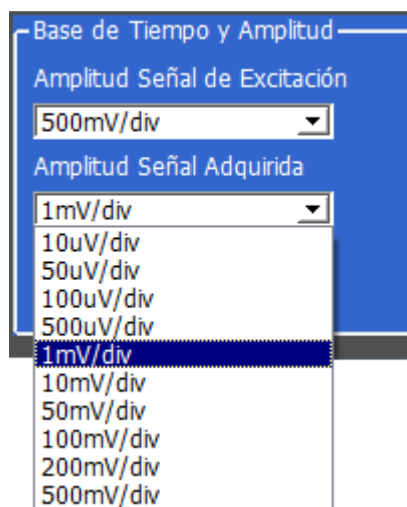


Figura 4. 32. En la Figura se puede observar la escala de la base de tiempo disponible

4.9.1.7 Gráficos

Uno de los objetivos de este proyecto es adquirir señales electrofisiológicas en tiempo real, si bien existe un procesamiento y una arquitectura que permiten realizar esta acción, es en los gráficos donde se ve reflejado todo el análisis y la programación utilizada.

En la Figura 4.33 se muestra el gráfico “Señal de Excitación”, y es donde se graficarán los datos enviados desde el bloque de Estimulación Auditiva, siempre y cuando se haya seleccionado ese modo de adquisición. En esta también se ve que la escala de amplitud esta en 200 mV/div, mientras que en la escala de tiempo, si bien se ve una división, esta no corresponde con la base de tiempo como se explicó anteriormente. Esta escala de tiempo se modificará cuando se configuren los parámetros para los pulsos modulados.

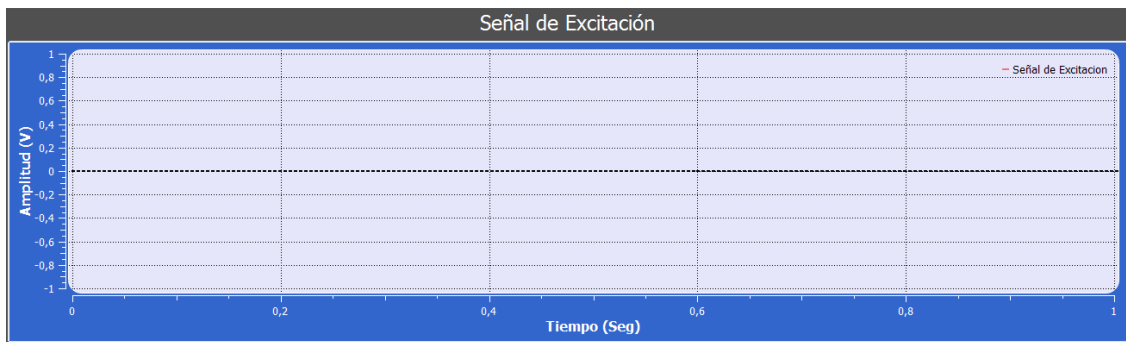


Figura 4. 33. La Figura muestra es sector de pantalla donde se graficarán los datos provenientes del bloque de Estimulación Auditiva

En la Figura 4.34 se muestra el gráfico “Canales Adquiridos”, es donde se graficarán los datos enviados por la placa de adquisición a través del boque de Recepción. El modo de adquisición solo se verá reflejado en la escala de tiempo, si se seleccionó el modo de PEAAe, se ignorará la base de tiempo y se establecerá una escala de tiempo fija como en el caso del gráfico “Señal de Excitación”. Pero si se seleccionó el modo continuo, la escala de tiempo se corresponderá con la base de tiempo e irá cambiando en relación con los datos como se explicó en la sección 4.9.1.6.

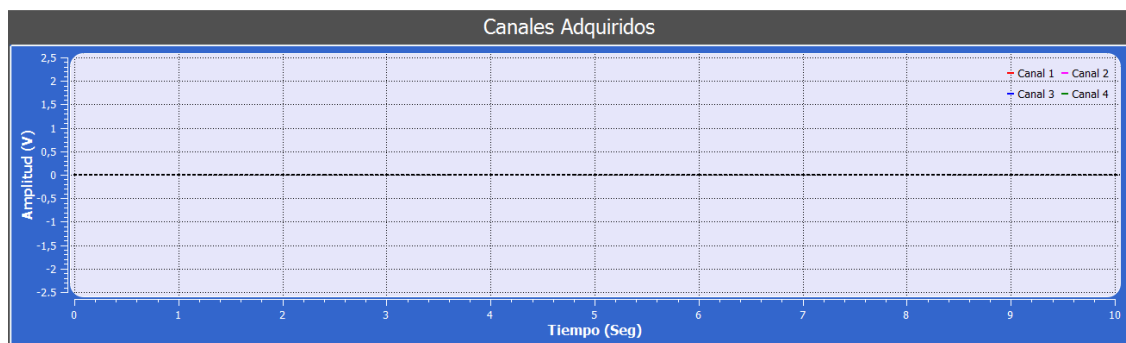


Figura 4. 34. La Figura muestra es sector de pantalla donde se graficarán los datos provenientes de la placa de adquisición, también que para el grafico esta aplicado una base de tiempo de 1000 ms/ div y una escala de amplitud de 500 mV/div

Tanto en la Figura 4.33 como en la Figura 4.34, en zona superior izquierda se pueden ver etiquetas, cada una de estas corresponde a una señal y además tiene asociado un color a cada una. Por ejemplo el canal 3 está asociado al color azul.

A los gráficos también se le aplicó otras herramientas tales como *zoom* y *legend cursor*. El *zoom* se aplica con el *mouse*, haciendo un recuadro sobre el sector del grafico que se quiere ampliar. Esto se puede ver en la Figura 4.35. El *legend cursor* es una etiqueta que aparece sobre el gráfico cuando se hace clic con el botón derecho del *mouse*, esta etiqueta brinda los valores x e y del punto seleccionado y se puede ver un ejemplo en la Figura 4.36. Estas herramientas adicionales ayudan al usuario a ver detalles y valores que con las otras herramientas no podrían.

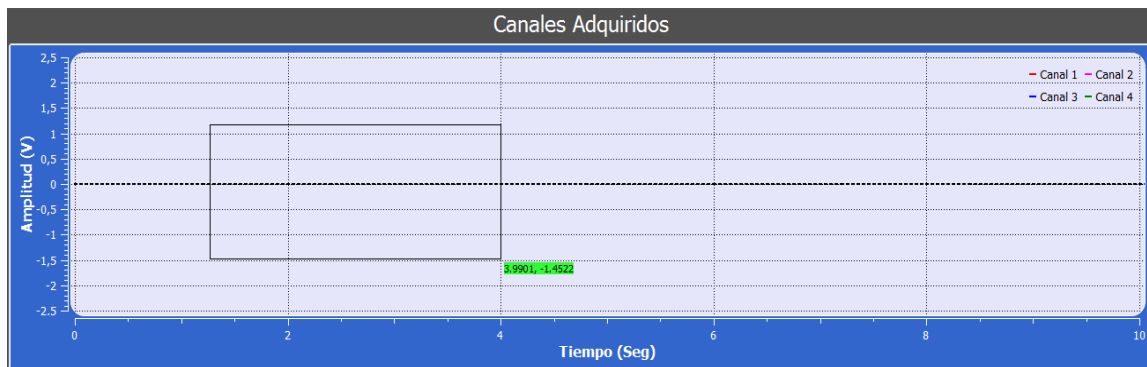


Figura 4. 35. Se puede observar el recuadro sobre la imagen que se quiere ampliar, a su vez también se ve que en la zona inferior derecha del recuadro aparece una etiqueta con fondo verde indicando el valor x e y del punto al igual que lo hace el *legend cursor*

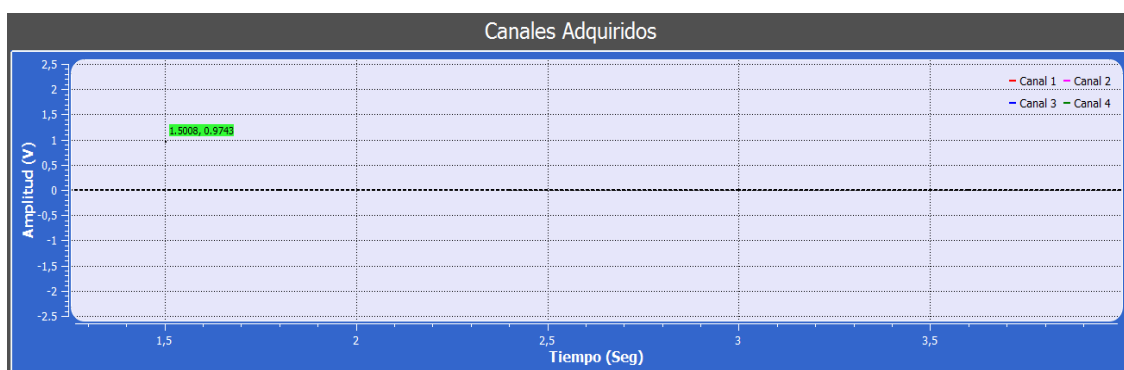


Figura 4. 36. En la Figura se puede ver que se seleccionó un punto del gráfico, arriba de este aparece una etiqueta con fondo verde que da los valores x e y del punto seleccionado

4.9.1.8 Procesamiento

Existen dos tipos de procesamiento, uno que se realiza mientras se están adquiriendo los datos y otro es el que se hace una vez que se tienen todos los datos necesarios. El primero de estos procesamientos son los filtros, estos actúan mientras se están adquiriendo los datos y pueden ser elegidos desde la Interfaz por el usuario en el momento que este lo crea conveniente.

El segundo tipo de procesamiento lo componen la promediación y la FFT. Para la promediación es necesario tener finalizada la adquisición de datos, de esta manera se dispone de un *buffer* con datos y de longitud fija para procesarlos de la manera que el usuario disponga. En cuanto a la FFT, esta se puede hacer en tiempo de ejecución, es decir, obtener una FFT en tiempo real, sin embargo esto consume muchos recursos debido a la cantidad de cálculos que debe hacer para realizar la transformación al plano de la frecuencia. Por lo tanto se decidió dar la opción de realizar la FFT una vez finalizada la adquisición de datos. En la Figura 4.37 se puede ver el sector donde se tiene acceso a los tres tipos de procesamientos.

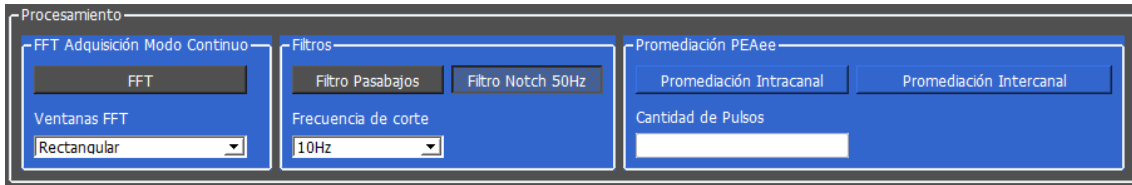


Figura 4. 37. La Figura presenta los tres tipos de procesamientos que se pueden aplicar sobre los datos adquiridos

4.9.1.8.1 Transformada rápida de Fourier (FFT)

La FFT (**Fast Fourier Transform**) es un algoritmo eficiente que permite calcular la Transformada de Fourier discreta teniendo en cuenta algunos detalles. En el Capítulo 2 se explicó la necesidad de contar con este procesamiento para el estudio de los PEAAe. Sin embargo, lo que se muestra en la Figura 4.38 es la FFT pero para el modo de adquisición continuo, para poder hacer análisis sobre otras señales electrofisiológicas. No obstante, existe una FFT para el modo de PEAAe pero primero es necesario realizar una promediación, esto se explicará en la sección de Promediación.

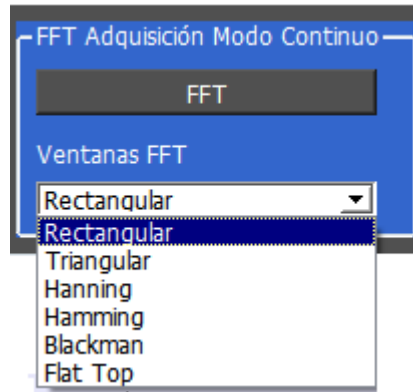


Figura 4. 38. Se muestra la zona de la interfaz en donde se encuentra el procesamiento para realizar una FFT, también se pueden ver las distintas ventas que se dispone

Como se dijo al inicio de esta sección, para realizar la FFT primero es necesario que haya finalizado la adquisición de datos. La FFT se realizara sobre los datos que se muestra en pantalla en ese momento, es decir, los datos dependen de la base de tiempo. Por ejemplo si se utiliza una base de tiempo de 100 ms, el tiempo total de pantalla es de 1000 ms, estos 1000 ms dividido el tiempo de muestreo (inversa de la frecuencia de muestreo) da como resultado 2000 muestras para la FFT. Este software ofrece también la posibilidad de utilizar ventanas, estas se muestran en la Figura 4.38. Por defecto está programado para usar la ventana rectangular. Después de elegir la ventana, se presiona sobre el *button* "FFT" y se realiza el algoritmo correspondiente.

Un ejemplo se puede ver a continuación. En la Figura 4.39 se puede observar el grafico "Canales Adquiridos" donde se muestra una señal correspondiente al canal 4 (color verde). Esta señal fue generada internamente por el propio software para prueba, esta es la suma de 2 señales, una senoidal de 50 Hz más una senoidal de 25 Hz. La escala de amplitud seleccionada fue de 500 mV/div, mientras que la base de tiempo fue de 75 ms/div. Con esta base de tiempo se obtienen 1500 muestras para la FFT. No se le aplicó ninguna ventana y el resultado de la FFT

se puede ver en la Figura 34, esta muestra las 2 señales que componen la señal vista en la Figura 33, dando información de la frecuencia de cada una de ella.

La Figura 4.40 es una ventana que se genera a la par de la ventana principal para mostrar el resultado de la FFT. Presenta la misma estructura que los gráficos donde se muestran las señales adquiridas tales como las etiquetas en la zona superior derecha donde se informa el color asociado a cada canal, las herramientas de *zoom* y *legend cursor*. También en la parte derecha de la misma se observan 4 *check box* con la misma funcionalidad que los vistos anteriormente.

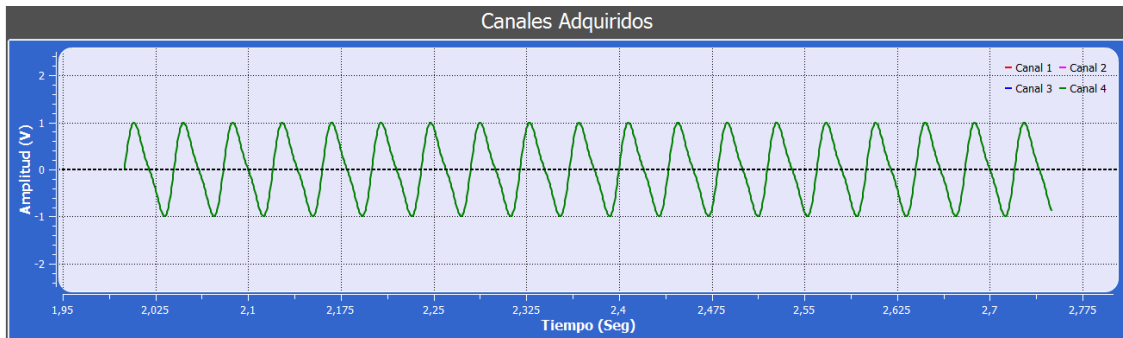


Figura 4. 39. En la Figura se puede ver una señal que es el resultado de la suma de otras 2 señales, una de 50 Hz y otra de 25 Hz

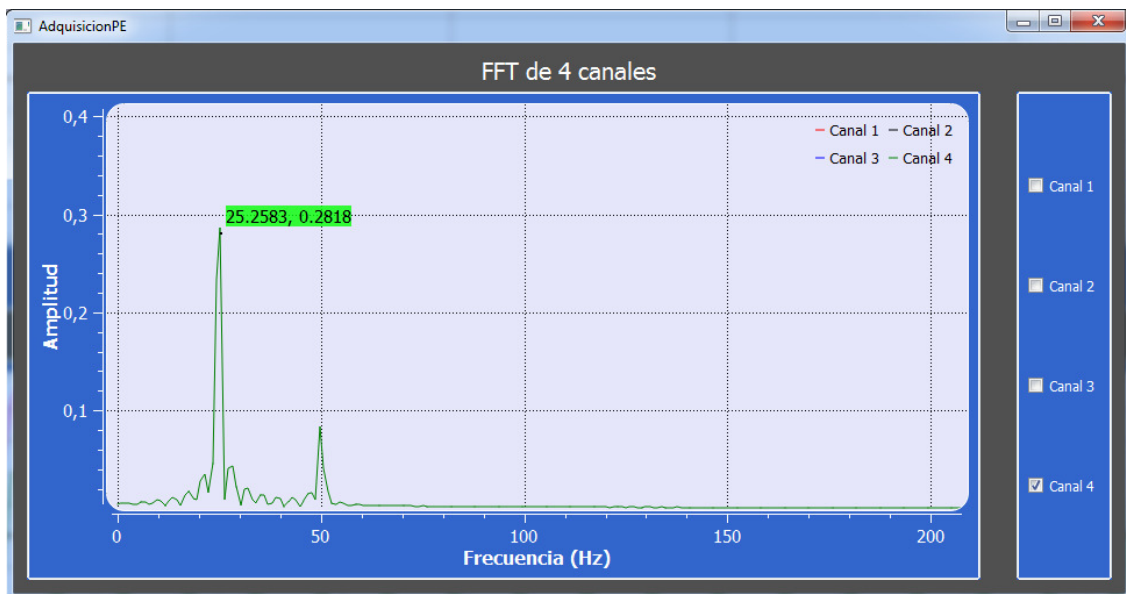


Figura 4. 40. En la Figura se ve la señal de la Figura 33 pero en el dominio de la frecuencia. Se observa claramente esta última señal está compuesta por 2 señales sinusoidales de 25 Hz y de 50 Hz

4.9.1.8.2 Filtros

En la sección 4.8.4 se explicó el funcionamiento tanto del filtro *notch* como el de los pasabajos. Desde la Interfaz se controla el uso o no de este procesamiento sobre los datos adquiridos, esto se hace presionando el o los *buttons* “Filtro Notch 50 Hz” y “Filtro Pasabajos” que se muestran en la Figura 4.41. Esta también muestra las frecuencias de corte disponibles a usar para el filtro pasabajos.

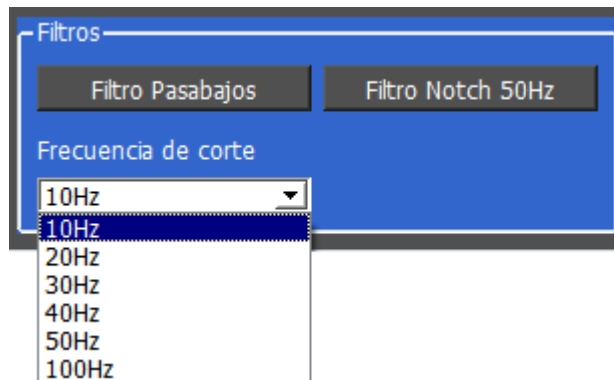


Figura 4. 41. En la Figura se puede apreciar los 2 *buttons* que determinan el uso o no de estos sobre los datos adquiridos. También debajo del *button* “Filtro Pasabajos” se pueden ver las diferentes frecuencias de corte del filtro que se dispone

Un ejemplo del filtro pasabajos se puede ver a continuación. En la figura 4.42 se observa el gráfico “Canales Adquiridos”, el cual contiene en el inicio una señal que es la suma de dos senoidales, una de 50 Hz y otra de 250 Hz. Después de transcurrir 1,75 segundos, aproximadamente, se aplicó el filtro pasabajos con frecuencia de corte en 100Hz, el resultado se puede ver claramente después de los 1,8 segundos. Se obtiene una señal senoidal de 50 Hz limpia. La escala de amplitud estaba en 5 mV/div y la base de tiempo en 100 ms/div.

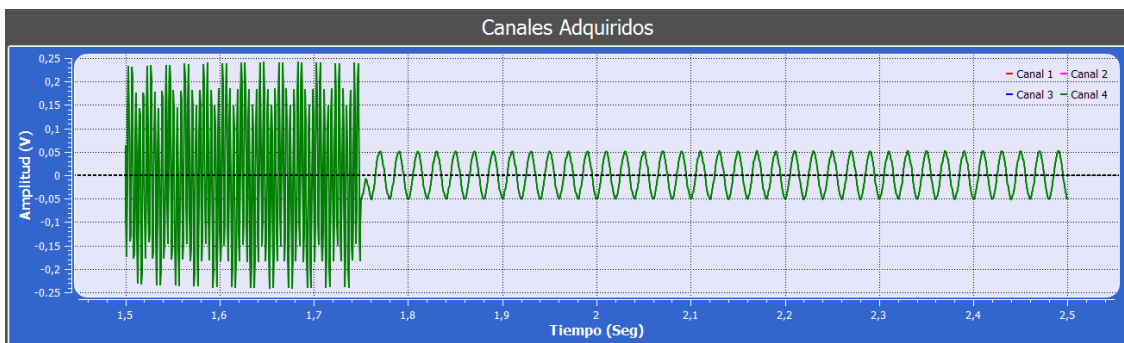


Figura 4. 42. . En la Figura, entre los tiempos 2 y 2,1 segundos se pueden observar 5 ciclos de la señal, esto corresponde a una señal de 50 Hz ya que su período es de 20 ms y la base de tiempo estaba ajustad en 100 ms/div

En la Figura 4.43 se puede ver el ejemplo de la aplicación del filtro notch, el cual es aplicado sobre los 4 canales al mismo tiempo y mientras estos son adquiridos. En la misma se puede ver al canal 1 (color rojo) que está compuesto por la suma de 2 sinusoidales, una de 7 Hz y otra de 50 Hz, el canal 2 (color magenta) está compuesto por una señal de 17 Hz más otra señal de 50 Hz, el canal 3 (color azul) está compuesto por señales de 12 Hz más 50 Hz y el canal 4 (color verde) está compuesto por señales de 25 Hz más 50 Hz. Luego de aplicarles el filtro *notch*, se puede ver como todas quedan sin la componente de 50 Hz.

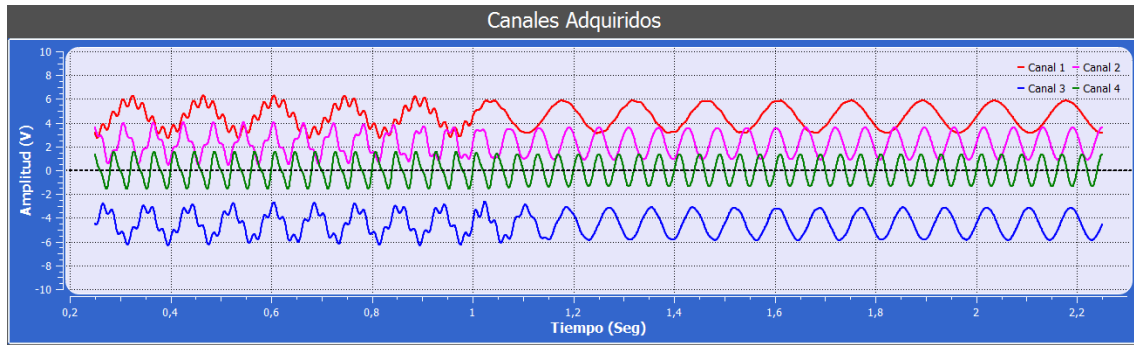


Figura 4. 43. Se puede apreciar que a partir de los 1,05 segundos, aproximadamente, el filtro *notch* es aplicado y todas las señales quedan libre de la componente de 50 Hz

4.9.1.8.3 Promediación

Para poder extraer un potencial evocado auditivo (PEA) es necesario separar la respuesta eléctrica provocada por el estímulo acústico de la actividad electroencefalográfica de base no relacionada con dicho estímulo. Esto se logra mediante la promediación de un conjunto de segmentos que son respuesta a los estímulos acústicos que se presentan en forma repetitiva.

En el presente proyecto se optaron por 2 alternativas para la promediación:

- Promediación intercanal
- Promediación intracanal

Estas 2 alternativas se pueden ver en la Figura 4.44.

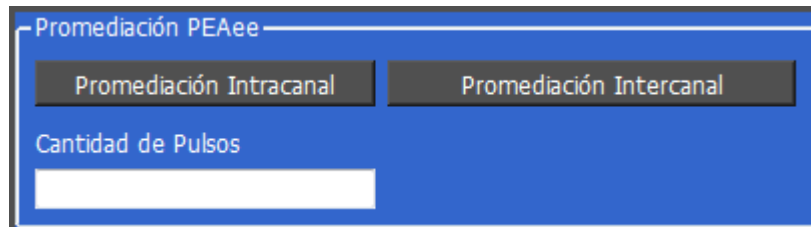


Figura 4. 44. En la Figura se ven los 2 *buttons* correspondiente a ambos procesamientos. Debajo del *button* Promediación Intracanal se encuentra un *Edit Text*, el cual se utiliza en conjunto en este último *button*

4.9.1.8.3.1 Promediación intercanal

La promediación intercanal es lo mismo que decir promediación en el ensamble, esto consiste en tomar los canales que están seleccionados en el bloque “selección de canales” visto en la sección 4.9.1.5, para luego promediarlos y obtener una única señal. Al presionar el *button* “Promediación Intercanal” se ejecuta el código correspondiente a este procesamiento y se crea otra ventana, en la cual se muestra el resultado de la promediación. Esto se puede ver en la Figura 4.45. En la Figura 4.45 se ve las 4 señales a las cuales se les aplica la promediación.

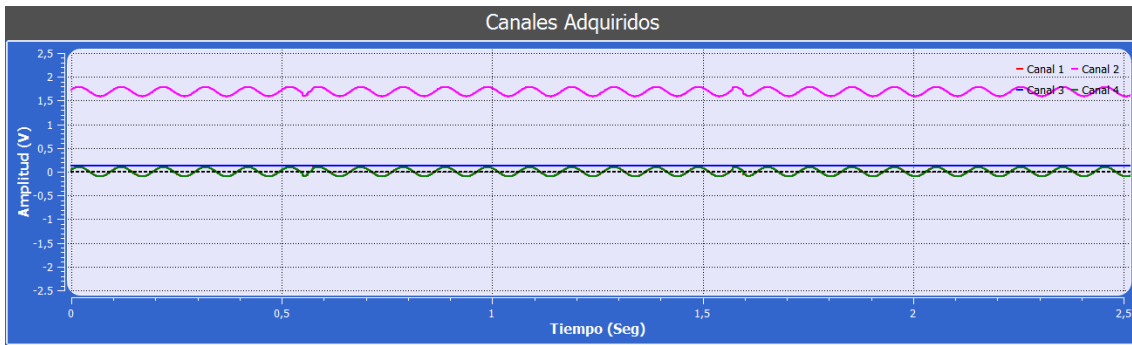


Figura 4. 45. Se muestran las 4 señales que se utilizaron para el ejemplo de promediación

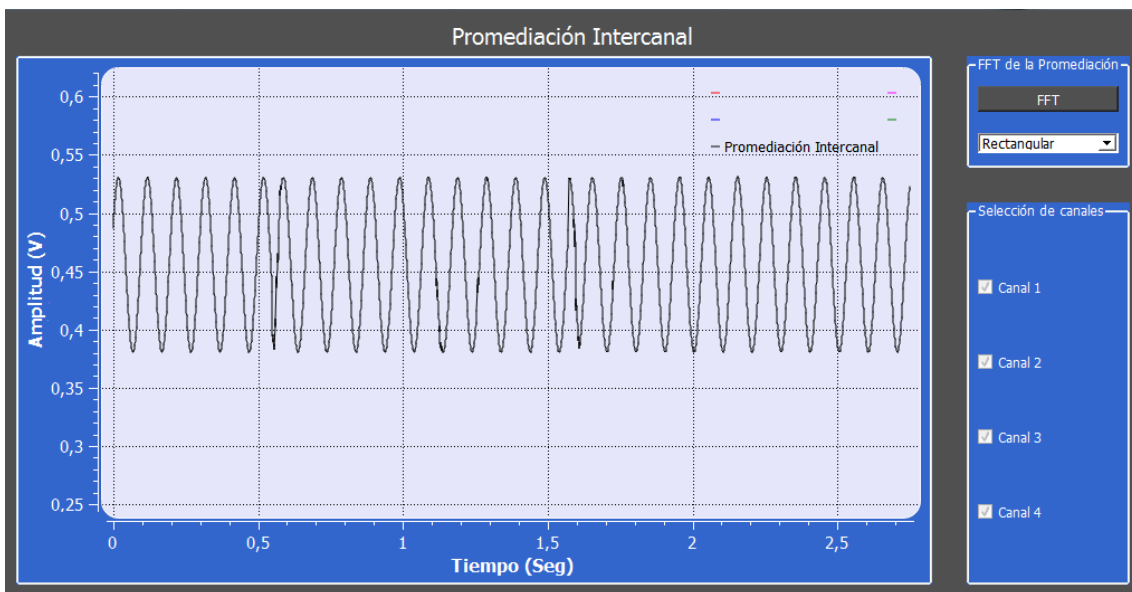


Figura 4. 46. El resultado de la promediación intercanal se puede observar sobre la curva de color negro. También se puede ver que el bloque de selección de canales, a la derecha del gráfico, está deshabilitado ya que se tiene una sola curva a observar

4.9.1.8.3.2 Promediación intracanal

La promediación Intracanal es tomar los 4 canales por separado, en este caso tomar el buffer de cada canal, segmentarlo en tantos múltiplos de 10 como el usuario crea conveniente, y promediar estos segmentos hasta obtener un único segmento por cada canal. Este segmento se graficará en otra ventana, la cual se puede ver en la Figura 4.47. En total se mostrarán 4 segmentos, uno por cada canal. En la Figura 4.44, en el *Edit Text* correspondiente a la Promediación Intracanal, se debe cargar el tamaño del segmento que se desea obtener al final de la promediación, este valor debe ser múltiplo de 10.

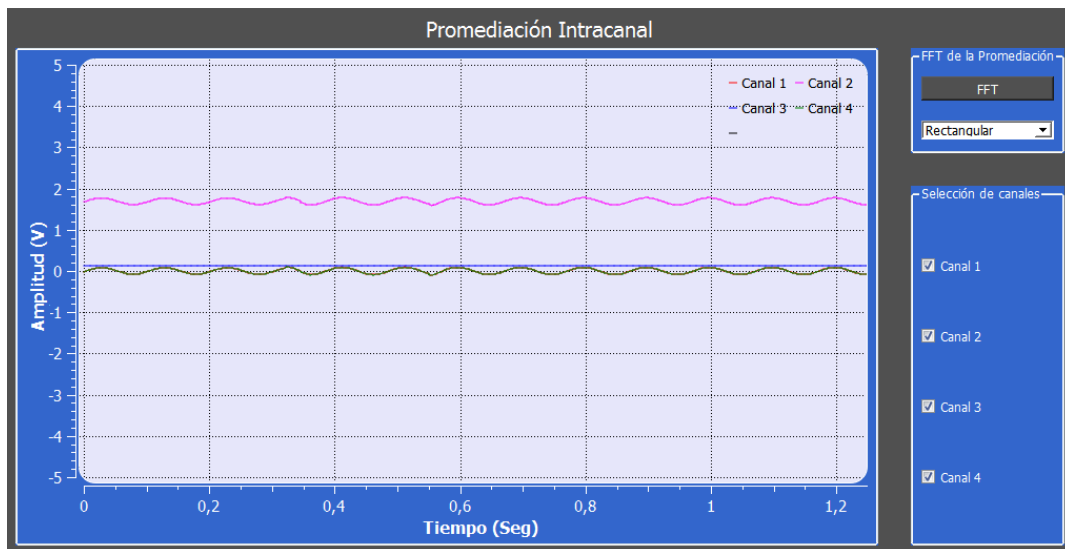


Figura 4. 47. El resultado de la promediación intracanal se puede observar sobre las 4 curvas. También se puede ver que el bloque de selección de canales, a la derecha del gráfico, está habilitado

Al igual que en el gráfico “Adquisición de Canales” visto en la sección 4.9.1.7. En el gráfico de “Promediación Intracanal” de la Figura 4.47, también presenta a la derecha del gráfico un bloque en donde se seleccionan los canales que se quieren ver.

4.9.1.8.3.3 FFT sobre la promediación

En el Capítulo 2 y en la sección 4.9.1.8.1 se explicó la necesidad de este procesamiento. La FFT para PEAA se aplicará sobre la ventana que se creó después de realizar la promediación sin importar cuál de los dos métodos se haya usado. Tanto en la Figura 4.46 como en la Figura 4.47, en la zona superior derecha existe un *button* con el nombre “FFT” con la opción de ventanas. Al presionarlo se ejecuta el código de la FFT y se abre otra ventana, donde se muestra el análisis espectral después de la promediación. En la Figura 4.48 se muestra la FFT que corresponde a la curva de la Figura 4.46, mientras que en Figura 4.49 se muestra la FFT correspondiente a las curvas de los 4 canales de la Figura 4.47.

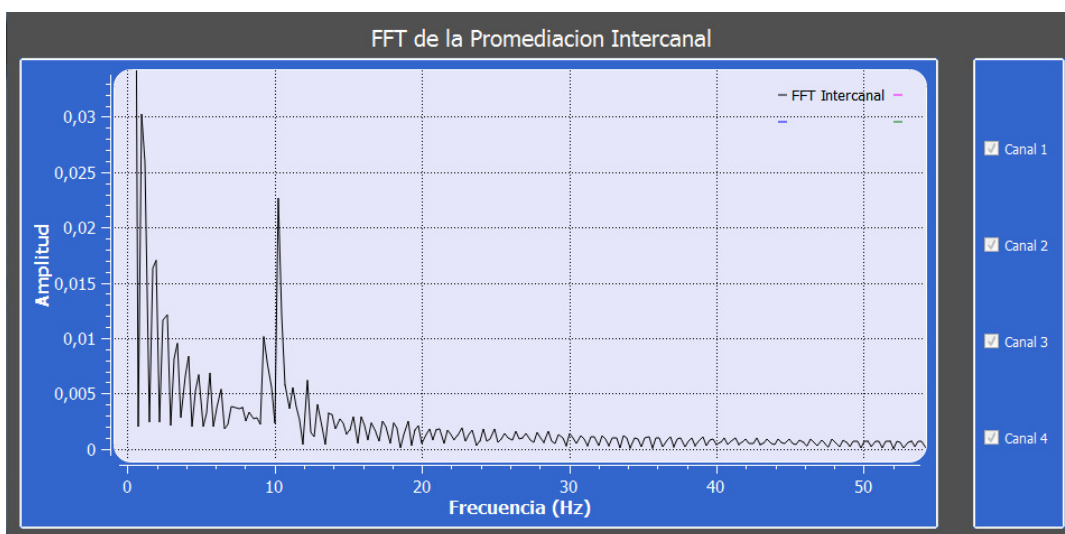


Figura 4. 48. FFT Promediación Intercanal

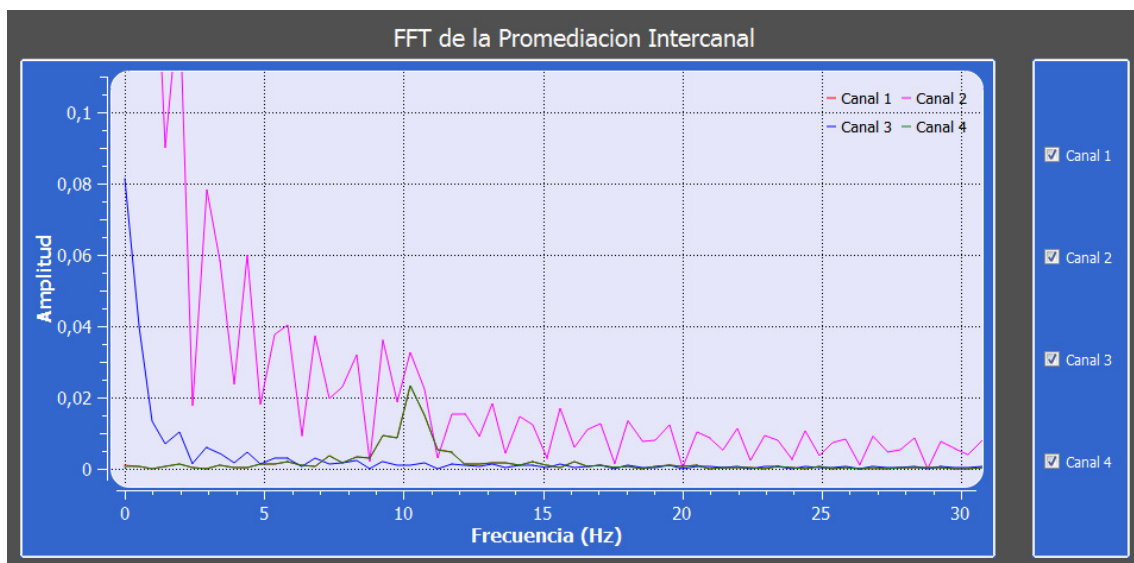


Figura 4. 49. FFT Promediación Intracanal

4.10 Pasos para la adquisición de PEAAe

Los pasos para realizar una medición de PEAAe se pueden ver en la Figura 4.50. Una vez finalizado el ciclo y si se desea realizar un nuevo análisis de PEAAe, se puede realizar sobre los parámetros ya configurados o se pueden cambiar totalmente los parámetros de configuración de los estímulos acústicos e iniciar el ciclo cuantas veces se quiera.

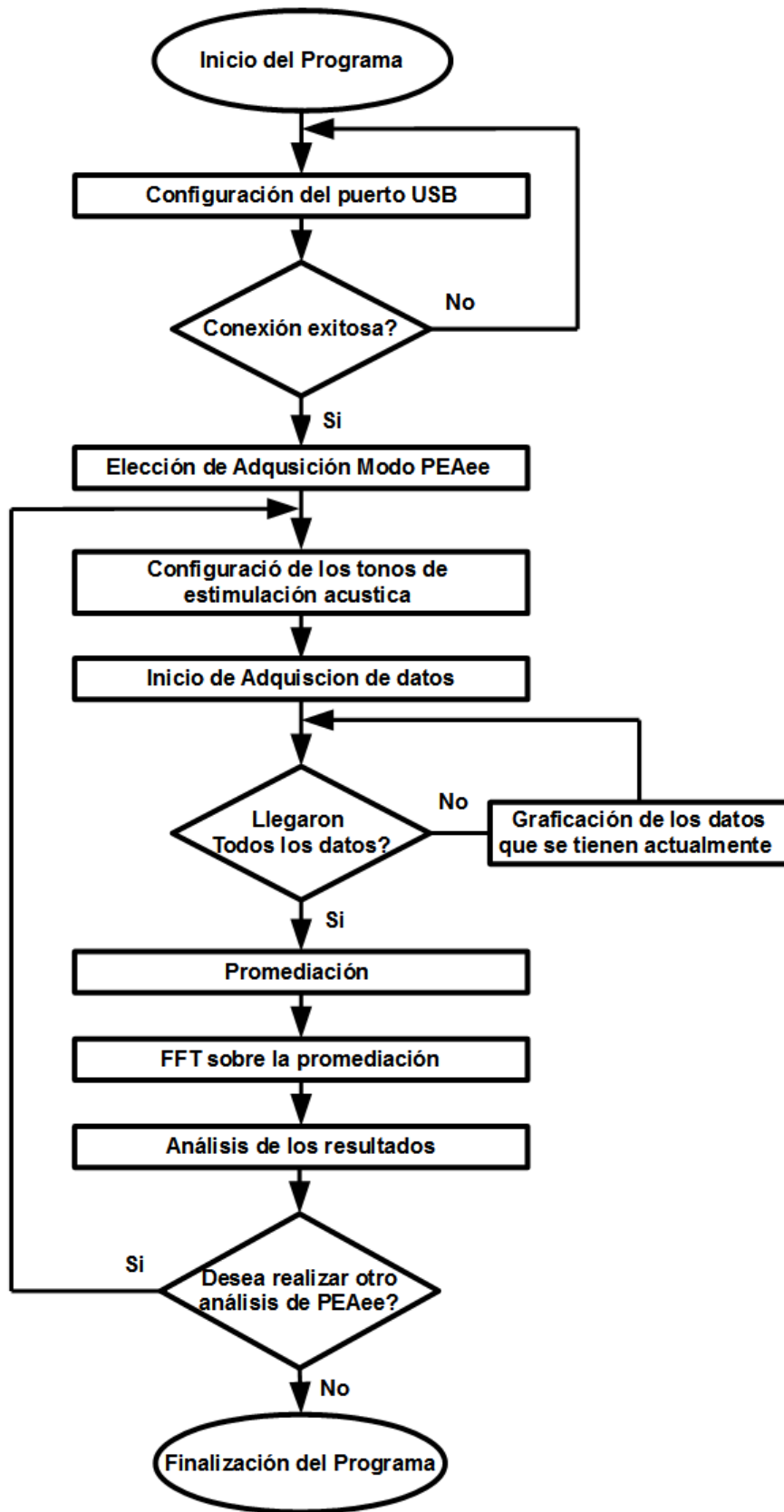


Figura 4. 50. Diagrama de flujo correspondiente a la adquisición de PEAee

Capítulo 5

Discusión y Conclusiones

5.1 Mediciones

En esta Sección del Capítulo, para corroborar el funcionamiento del sistema, se realizan diferentes pruebas en todas sus posibles configuraciones, es decir, para los modos de adquisición continua y adquisición PEAA. A su vez se verificará el desempeño de los algoritmos de procesamiento sobre señales reales.

5.1.1 Medición de sensibilidad del sistema

Se define sensibilidad a la mínima tensión que se puede observar libre de ruido. Para determinarla se hizo uso de un generador de señales (HP 33120A) y un atenuador variable. El generador de señales se configuró para entregar una señal sinusoidal de 500 mVpp con una frecuencia de 20 Hz. El atenuador tiene pasos de 20dB, 40dB, 60dB, 80dB y 100dB.

Al tener el ADS1299 entradas de alta impedancia, el sistema no está adaptado, por lo tanto las señales que se deben visualizar en pantalla deben ser el doble de lo configurado en el generador de señales.

Primer medición. Esta fue realizada con el atenuador ajustado en 100 dB, considerando que el sistema no está adaptado, la señal que debe visualizarse debe tener una amplitud de 10 μ Vpp. En la Figura 5.1 se puede apreciar la señal adquirida, donde la amplitud pico a pico es aproximadamente 15 μ Vpp. Si bien se puede ver que la señal posee ruido, aún así, se puede distinguir la forma de onda sinusoidal. Aplicando el filtro pasabajos con frecuencia de corte en 30 Hz, el ruido desaparece casi completamente. Por último para corroborar la frecuencia de la señal se implementó una FFT sobre los datos adquiridos, y efectivamente aparece un pico en los 20 Hz, todo esto puede verse en la Figura 5.1.

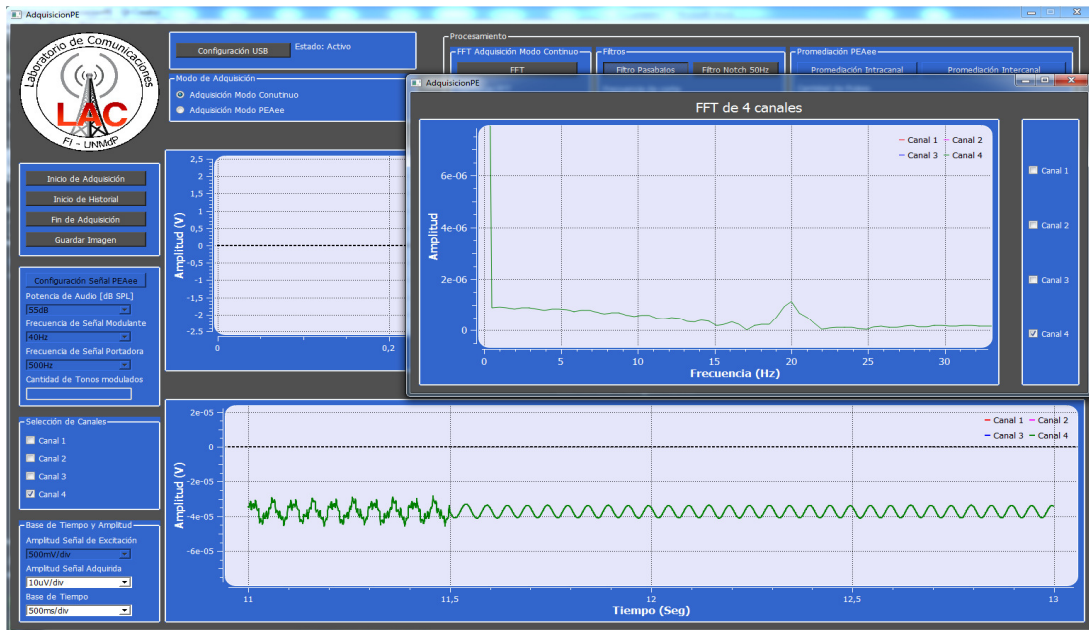


Figura 5. 1. Primer medición. En la figura se visualiza la prueba de sensibilidad. En la imagen inferior se puede ver la señal adquirida, la cual es de aproximadamente $15 \mu\text{Vpp}$, mientras que en la ventana donde se visualiza la FFT, se ve que la señal efectivamente es de 20 Hz

Segunda medición. Esta medición es con el atenuador ajustado en 80 dB, por lo tanto la señal a visualizarse debe ser de $100 \mu\text{Vpp}$, considerando otra vez que el sistema no está adaptado. En la Figura 5.2 se ve el resultado de la medición, en la cual, la amplitud de la señal que se visualiza es de aproximadamente $100 \mu\text{Vpp}$. En esta prueba no hubo necesidad de utilizar ningún filtro ya que la señal está bastante libre de ruido. Para corroborar la frecuencia de la señal se realizó la FFT, dando como resultado un pico en 20 Hz.

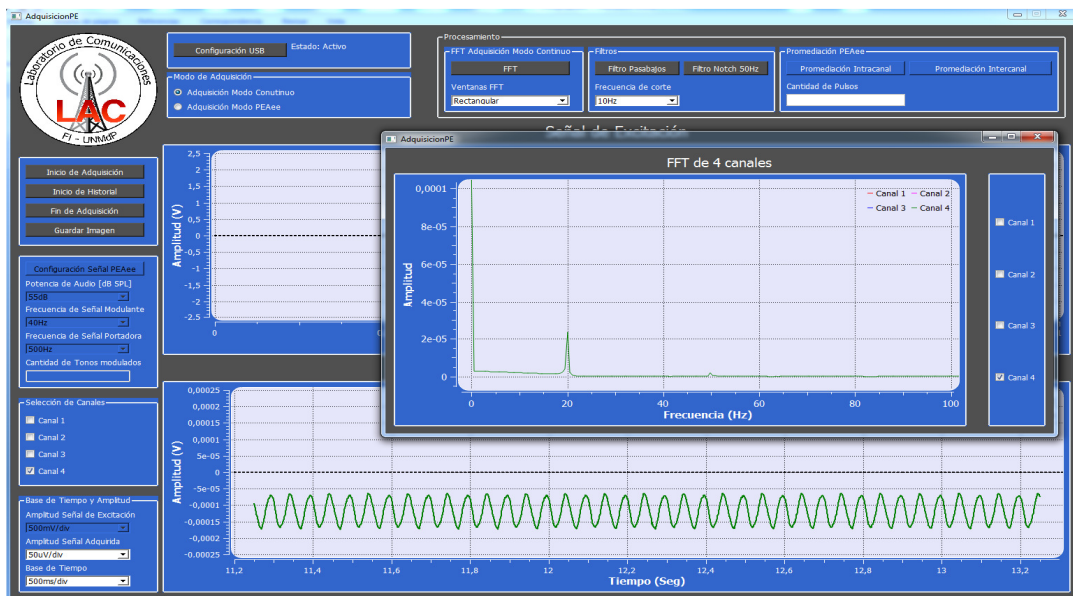


Figura 5. 2. Segunda medición. En la figura, en la parte inferior se visualiza la adquisición de una señal de 1 Vpp atenuada 10000 veces, obteniendo un resultado de una señal de amplitud de aproximadamente $100 \mu\text{Vpp}$. En la ventana donde se visualiza la FFT, se visualiza la respuesta en frecuencia de la señal adquirida donde se ve que su frecuencia es de 20 Hz

Tomando estas dos mediciones se puede decir que, la sensibilidad en sentido estricto es de 100 μVpp , ya que con esta amplitud de tensión se puede ver la señal libre de ruido. Sin embargo, si se utilizan los filtros digitales, la sensibilidad puede ser mucho mejor y poder llegar a medir señales del orden de los 10 μVpp .

5.1.2 Prueba del sistema en el modo de PEAAe

En el Capítulo 2 se hizo referencia a la amplitud de los potenciales evocados auditivos, los cuales rondan aproximadamente entre los 0,5 μV y 2 μV . Los PEAAe están inmersos en las señales EEG, las cuales depende el estado de las personas, varían tanto en amplitud como en frecuencia, sin embargo, el rango de amplitud de las señales EEG va desde 10 μV hasta las centenas de microvoltios.

En la sección anterior se midió la sensibilidad del sistema y es evidente que la sensibilidad lograda no alcanza para medir PEAAe. Además la sensibilidad antes medida fue en condiciones no reales, al conectar los electrodos sobre la zona a medir, sobre estos aparecen muchos potenciales, propios del cuerpo y otros que son externos a este, con lo cual el ruido aumenta considerablemente. Este es el principal obstáculo que impide la medición de los potenciales evocados.

No obstante, se propuso una manera de probar el algoritmo para medir los PEAAe. Esta es utilizar nuevamente el generador de señales y configurarlo para que entregue una señal sinusoidal de frecuencia igual a la frecuencia modulante del tono de estimulación. Como se vio en el Capítulo 2, a la persona a estudiar se le aplica un estímulo auditivo, dicho estímulo está compuesto por dos tonos, un tono modulante y un tono portadora, donde la frecuencia a estudiar sobre la persona es la frecuencia de portadora, sin embargo el tono modulante es el que se utiliza para detectar si la persona escuchó, o no, la frecuencia portadora. Por este motivo, si al sistema ingresa una señal con frecuencia igual a la frecuencia modulante, se puede tomar como una respuesta positiva de que la persona escuchó dicho estímulo.

En la Figura 5.3 se aprecia el resultado de la propuesta para verificar el funcionamiento del algoritmo del modo PEAAe. En el gráfico "Señal de Excitación" efectivamente se ven los tonos modulados, estos tonos tienen una frecuencia modulante de 40 HZ y una frecuencia portadora de 500 Hz. Mientras que en el gráfico "Canales Adquiridos" se ve la señal del canal 4 y el canal 2, a ambos se le aplico la misma forma de onda, solo que al canal 2 además se le aplicó una atenuación y un offset para poder visualizar mejor ambas señales en pantalla.

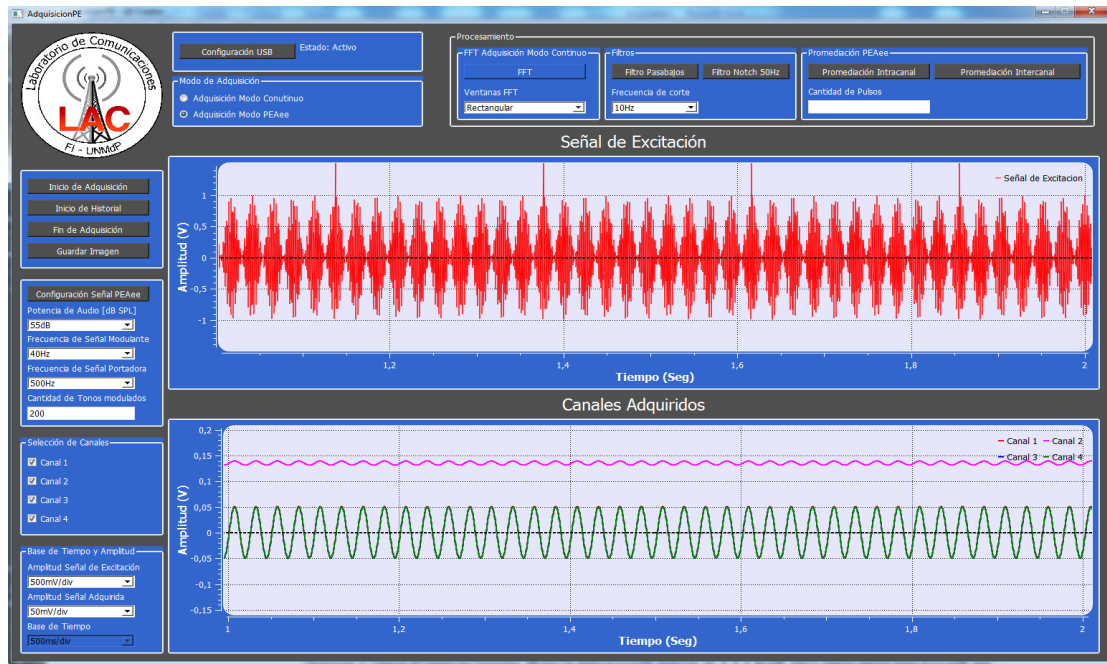


Figura 5. 3. La Figura presenta las señales de estimulación y las señales adquiridas con el hardware, ambas señales tienen aplicadas un zoom para su mejor visualización

En la Figura 5.4 se aprecia el procesamiento aplicado sobre los datos adquiridos, en este caso se le aplicó la promediación intercanal, la cual consiste en tomar los canales 2 y 4, y promediarlos, el resultado de esta promediación en el gráfico “Promediación Intercanal”. Luego a los datos promediados se le aplicó la FFT, el resultado se puede ver sobre el gráfico “FFT de la Promediación Intercanal”. En este último gráfico se aprecia que la señal capturada con la placa de adquisición es de la misma frecuencia que la frecuencia modulante del tono de excitación.

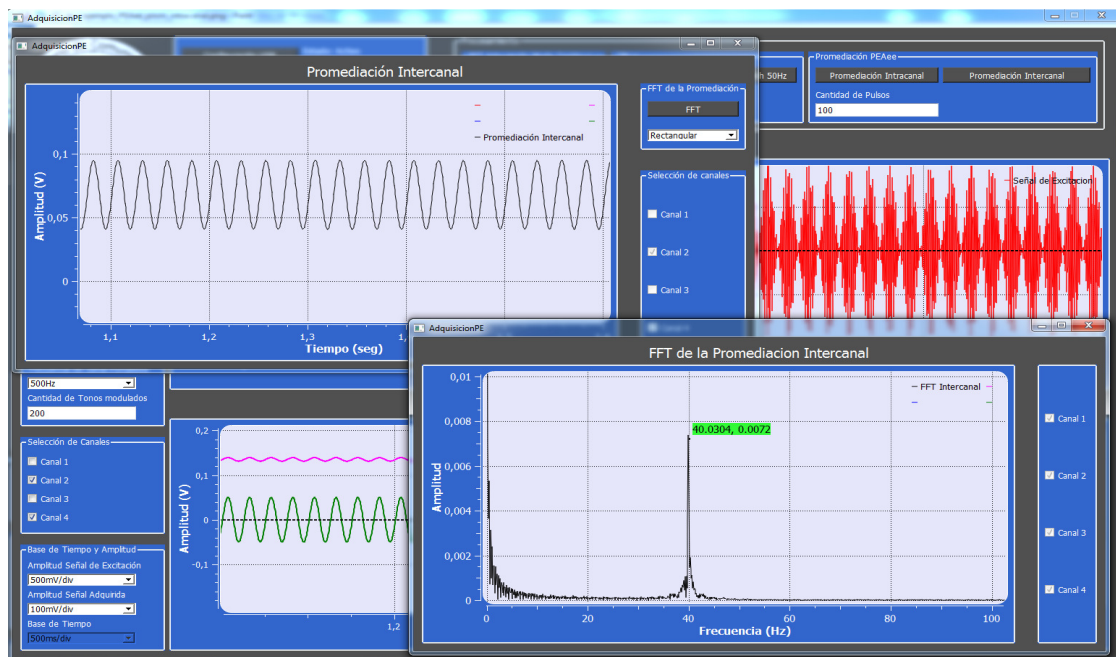


Figura 5. 4. En la imagen se aprecia las ventanas que componen la “promediación Intercanal”

La Figura 5.5 presenta la promediación intracanal, la cual consiste en segmentar los canales adquiridos según como se indique en el cuadro “Cantidad de Pulsos” del bloque “Promediación PEaee”. En este caso se configuró el sistema para que genere 200 tonos modulados, como se muestra en el cuadro “Cantidad de tonos Modulados”, en el cuadro “Cantidad de Pulsos” se puso 100, por lo tanto se segmentará cada canal en dos y se promediarán. El resultado de dicha promediación se puede ver en el gráfico “Promediación Intracanal”. Luego aplicando la FFT se obtiene su respuesta en el dominio de la frecuencia en el gráfico “FFT de la Promediación Intracanal”. En este último gráfico se observa que ambos canales tienen una frecuencia de 40 Hz, igual a la frecuencia del tono modulado usado para la excitación auditiva.

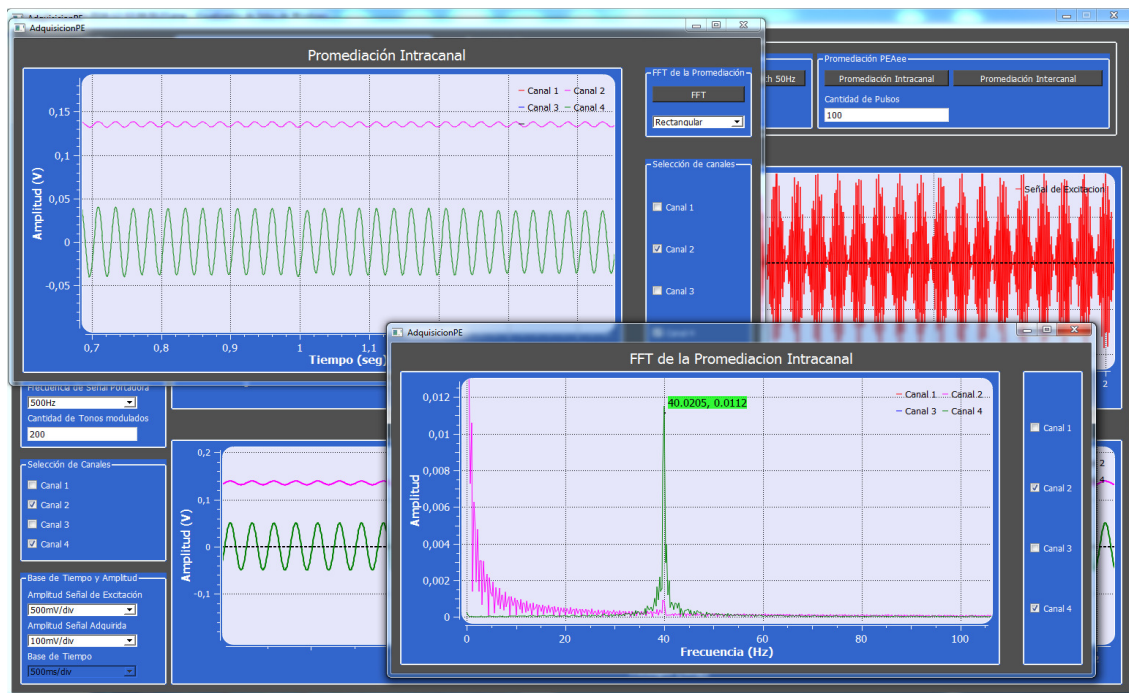


Figura 5.5. . En la imagen se aprecia las ventanas que componen la “promediación Intracanal”

5.1.3 Medición de señales de Electrooculografía (EOG)

En el Capítulo 4 se explica la forma de convertir el sistema para adquirir PEaee, en un sistema que puede medir otras señales electrofisiológicas, a este modo se lo denominó “Modo de Adquisición Continua”, ya que no necesita ser configurado previamente, sino que se va configurando a medida que se van tomando nuevos datos correspondientes a las señales a estudiar, esto es para que el modo sea adaptativo y no esté limitado en tiempo ni en amplitud.

El ejemplo que se presenta el gráfico “Canales Adquiridos” en la Figura 5.5 es la medición de una señal EOG sobre el ojo derecho de una persona, los electrodos se ubicaron de la siguiente manera: el electrodo P se ubicó zona superior del ojo derecho, el electrodo N se ubicó en la zona inferior del ojo derecho y el electrodo de referencia sobre el lóbulo de la oreja derecha. Para una mejor visualización se le aplicó un filtro digital con frecuencia de corte de 10 Hz, se decidió utilizar una frecuencia de corte baja ya que las señales EOG son señales de

continua, por lo tanto, mientras más baja sea la frecuencia de corte del filtro, menor ruido sobre la señal resultante.

Se observa sobre el gráfico “Canales Adquiridos” de la Figura 5.6, entre los 13,2 segundos y los 13,6 segundos, la persona estaba en estado de reposo, es decir, mirando hacia el frente. En el tiempo 13,6 segundos la persona mira hacia arriba hasta los 14,5 segundos, aproximadamente. Después de este tiempo vuelve al estado de reposo.

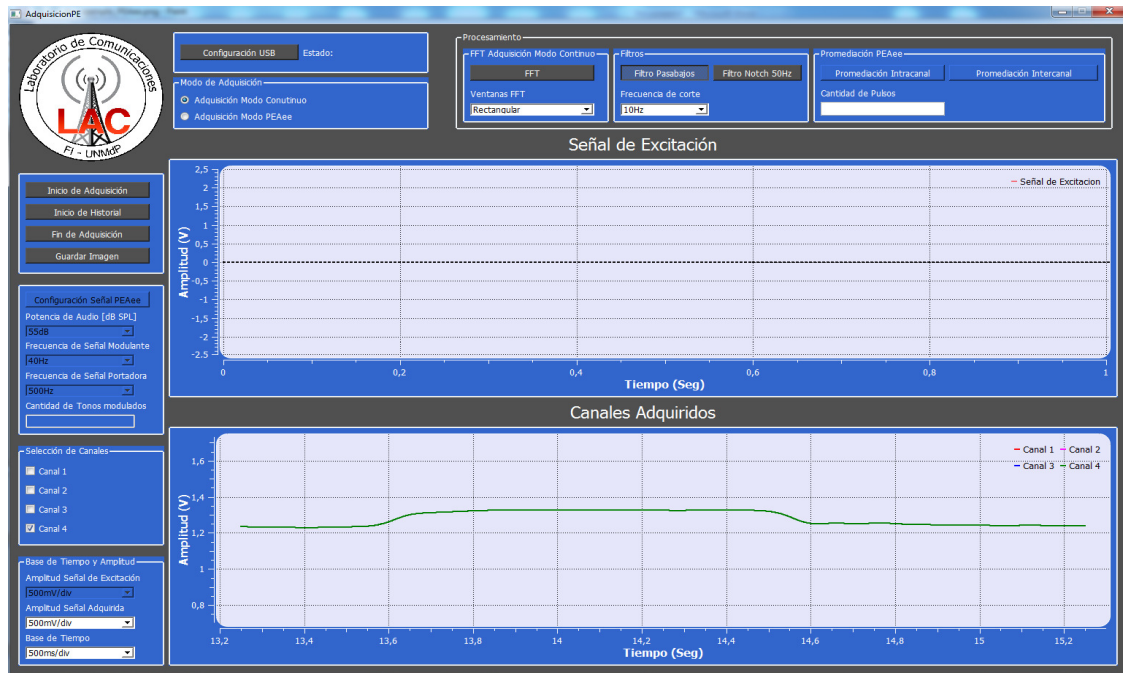


Figura 5. 6. Ejemplo de una señal EOG

5.2 Trabajos a futuro

El sistema completo funciona en su mayoría, si bien presenta dificultades para medir potenciales evocados, cumple con los demás requisitos y con los procesamientos adecuados. No obstante existen cosas a modificar, tanto en hardware como en software, en esta sección se describirán las propuestas para mejorar el equipo y así lograr el objetivo principal de medir PEaee.

5.2.1 Mejoras sobre el hardware – Etapa de adquisición

Sobre este bloque del sistema existe uno de los principalmente problemas, el ruido. Al intentar medir señales muy pequeñas, menores que el ruido de un equipo electrónico, es necesario diseñar muy bien esta etapa. Las recomendaciones son las siguientes:

- No usar solo el ADS1299, es decir, usar una etapa de pre amplificación de manera de poder aprovechar mejor el rango dinámico del chip. Esta etapa de pre amplificación también trae asociado otros beneficios, tales como incluir filtros activos sobre el mismo amplificador, de esta manera se reduce más el ruido a la entrada del ADS1299.

- Con el agregado de una etapa de pre amplificación también se puede usar otro convertor sigma-delta. Incluyendo las resistencias a la salida del amplificador, se obtiene la tensión de modo común del punto medio como se explico en el Capítulo 3, esta tensión se la toma para regresar al cuerpo mediante el electrodo de referencia.
- Utilizar un converor sigma-delta con mayor número de bits, por ejemplo 32 bits, o con un ENOB más grande, de modo de obtener mayor rango dinámico.

5.2.2 Mejoras sobre el hardware – Comunicación con la PC

El ADS1299 está configurado para adquirir datos con una frecuencia de muestreo de 2 kSPS, sin embargo no se está aprovechando por completo este chip ya que la máxima frecuencia de muestreo disponible es de 16 kSPS. Lo que está limitando esto es la comunicación con la PC, si bien la velocidad de transferencia de datos del protocolo USB es de 12 Mbps, tiene una latencia de 1 ms, que en aplicaciones de adquisición en tiempo real es demasiado tiempo. Otro problema que presenta el USB es que los paquetes de 64 bytes resultan ser chicos cuando se intentan enviar datos de 24 bits. A continuación se presentan dos alternativas:

- **Mejorar el protocolo USB.** El protocolo actual programado en el microcontrolador PIC 18F4550 es usando un *endpoint*, esto significa que se envían 64 bytes cada 1 ms, entonces en un segundo se envían 64 kbytes, convirtiendo los bytes en bits, se tienen una transferencia de 512 kbps, esta es la mayor transferencia teórica que se logra con un *endpoint*. Como se vio en la sección 3.6.2.2, se pueden usar 16 *endpoints* sobre un mismo dispositivo USB. Entonces se puede decir que, si con un *endpoint* se puede enviar un paquete cada un ms, con 16 *endpoints* se pueden enviar 16 paquetes por ms, con lo cual la transferencia teórica de datos aumenta a 8,192 Mbps.
- **Cambiar a una conexión LAN.** El protocolo LAN es mucho más eficiente que el USB, es mucho más rápido, el tamaño de paquete por cada transmisión es más grande (1500 bytes), además posee un control de flujo controlado por el protocolo TCP.

Para ambas propuestas es necesario hacer un cambio en el microcontrolador, se necesita uno que posea un reloj más rápido, mayor MIPS y con más bits (por ejemplo un microcontrolador de 24 ó 32 bits).

5.2.4 Mejoras sobre el hardware – Placa de audio

Actualmente los tonos de estimulación auditiva son generados con el software y reproducidos mediante la palca de audio de la PC, si bien el sistemas se desempeña correctamente, se podría diseñar una placa de audio que no necesite ser controlado directamente por la PC, es decir, que solo este dedicada a la reproducción de audio, se le podrían cargar los diferentes tonos y con comandos de configuración se podría seleccionar las frecuencias modulante y portadora. De esta manera se tendrían dos sistemas independientes y se lograría una mejor eficiencia. Otra ventaja de usar una placa de audio independiente es que la potencia eléctrica de la placa es fija y conocida, no depende de la PC donde se ejecute el software.

5.2.5 Mejoras sobre el software

Para realizar mejoras sobre el procesamiento de los datos adquiridos es necesario hacer un análisis más profundo sobre las señales cerebrales, y por ende sobre los potenciales evocados, pero relacionadas con la utilización de técnicas de procesamiento estadístico de orden superior [*Higher-order statistical analysis: an useful tool for signal processing*] de señales para aplicaciones que en las que técnicas clásicas no resultan efectivas. Sobre todo técnicas para eliminar el ruido.

5.3 Conclusiones Particulares

Al finalizar el presente trabajo se puede concluir de forma particular lo siguiente:

1. Se investigó sobre la problemática en lo que respecta a la pérdida de audición o patologías relacionadas a estas. En este punto se consiguió conocimiento no solo de los problemas de las personas, sino la manera que existe para poder ayudar y mejorar su estilo de vida, también se obtuvo métodos teóricos para la medición de estas señales electrofisiológicas.
2. Se investigó sobre los distintos diseños electrónicos que se utilizan para la adquisición de señales electrofisiológicas. En el cual se obtuvo conocimiento de tecnologías que hasta el momento no se tenían presentes, por ejemplo, el uso de conversores analógico-digital de alta resolución en equipos orientados al registro de señales generadas por el cuerpo humano.
3. Se aprendieron técnicas y en criterios para el diseño de PCB. Además se consiguió aprender el manejo de componentes SMD, el soldado de los mismos y sus características.
4. En lo que respecta al microcontrolador, se tenían conocimientos previos al proyecto, sin embargo resultó un desafío la programación del mismo ya que se utilizó un IDE diferente al utilizado en proyectos anteriores. Asimismo se lograron programar dos protocolos de comunicaciones para comunicar el ADS1299 con la PC. Sobre todo se aprendió como utilizar y programar un puerto USB.
5. Una vez finalizada la construcción de la placa y la programación del microcontrolador, se puso en marcha el hardware completo, donde se hicieron muchos cambios sobre el programa para configurar de manera efectiva el ADS1299. En este punto fue de gran utilidad aprender el uso del Analizador Lógico, ya que este era el único medio para ver los datos que se enviaban desde el PIC al ADS y viceversa.
6. La interfaz de la PC tuvo varias versiones, en un principio se la realizó utilizando el GUI de Matlab, debido a que se tenían conocimientos amplios en el manejo de este entorno, además este también poseen una amplia cantidad de librerías con diversos tipos de procesamientos que serían de utilidad al proyecto. Sin embargo por problemas de velocidad, principalmente, se desistió de usar este entorno. La segunda versión tuvo lugar en el entorno de programación Visual C++, sobre esta se adquirieron conocimiento sobre la programación orientada a objetos, Sin embargo por falta de documentación sobre el uso correcto de este IDE y problemas para lograr un *plot* dinámico, también se desistió de continuar. Cabe aclarar que con ambos entornos se llegó a realizar una conexión con la placa de adquisición, se recibieron datos y se graficaron en pantalla. La tercer y última versión fue realizada en Qt Creator C++, si

bien antes de obtener la versión final que se muestra en este informe, se pasaron por distintas etapas para lograr el buen funcionamiento de la interfaz.

7. La parte a destacar del proyecto, sin dudas, es la programación de la interfaz gráfica, donde se adquirieron conocimientos sobre la estructura de la programación orientada a objetos, el uso correcto de las clases propias del entorno, la creación de clases y objetos, el concepto y uso de herencias. También se obtuvo una forma de programación genérica, es decir, las clases están programadas de manera que no solo se puedan utilizar en este proyecto, sino que se las puede incluir desde otro proyecto y mediante funciones públicas se puede acceder a la misma.
8. Mediante el uso de C++, se pudo poner en práctica algunos conocimientos que se obtuvieron a lo largo de la carrera, y que antes no pudieron realizarse. Estos son los algoritmos para generar filtros digitales y el algoritmo para realizar la FFT. Sobre estos algoritmos se hicieron modificaciones para adaptarlos a este proyecto, por ejemplo, se modificó el algoritmo de los filtros para que estos puedan filtrar la señal adquirida en tiempo real. Sobre lo FFT también se logró aplicar ventanas para la mejor visualización en el campo transformado de la frecuencia. Además se consiguió realizar procesamientos vistos en el marco teórico, tales como la promediación en sus dos versiones.

5.4 Conclusiones generales

El objetivo planteado inicialmente de medir potenciales evocados auditivos de estado estable (PEAee) no fue cumplido, esto debido principalmente a problemas con la cancelación del ruido tanto sobre la placa de adquisición como en los algoritmos sobre la PC. Sin embargo, para medir señales con niveles de tensión más grandes que las señales EEG, el sistema funciona correctamente.

La realización del proyecto fue de gran utilidad ya que brindó muchos conocimientos, no solo técnicos sino de carácter general. Estos conocimientos adquiridos serán de gran utilidad en el desempeño laboral, puesto que se realizó un diseño completo, desde la búsqueda de la resolución del problema, el análisis de la tecnología electrónica disponible para el diseño de un prototipo, protocolos de comunicación entre un dispositivo y la PC, y la realización de una interfaz fácil e intuitiva para el usuario.

Bibliografía

1. **ACTUALIZACIONES EN NEUROLOGIA INFANTIL. Oscar Papazian, Israel Alfonso, Ricardo Luzondo.** 647-660, Buenos Aires : Medicina, 2007, Vol. 67 (6/1). ISSN 00257680.
2. *Estudio comparativo entre potenciales evocados auditivos de estado estable, potenciales evocados auditivos de tronco cerebral y audiometría tonal liminar.* **Asunción Martínez Fernández, Miguel Ángel Alañón Fernández, Luis Félix Ayala Martínez.** 290 - 295, Granada - España : s.n., 2007, Vol. 58(7).
3. *Potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias: valoración de los estudios sobre localización de sus generadores cerebrales.* **Pedron, Dr. Arquímedes Montoya.** Santiago de Cuba, Cuba : s.n., 2011, Vol. vol.15 no.9. ISSN 1029-3019.
4. *Potenciales evocados auditivos de estado estable a multifrecuencia como técnica de determinación de umbrales auditivos.* **P. MARTÍNEZ-BENEITO, A. MORANT VENTURA, M. I. PITARCH RIBAS.** 707 - 717, Valencia, España : s.n., 2002, Vol. 53.
5. *Frequency-Specific Audiometry Using Steady-State Responses.* **Lins, Otavio G., y otros.** 81 - 96, 1996, Vol. 17.
6. *Caracterización electrofisiológica del potencial evocado auditivo de seguimiento a la modulación del estímulo acústico.* **Eleina Mijares Nodarse, María Cecilia Pérez Abalo, Alejandro Torres Fortuny, Mayrim Vega Hernández.** 425 -431, La Habana, Cuba : s.n., 2011, Vol. 62.
7. *Los potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias y su valor en la evaluación objetiva de la audición.* **Abalo, Maria Cecilia Pérez, y otros.** La Habana, Cuba : s.n., 2003, Vol. 2.
8. **Arévalo, Alexis Meneses y Cano, Daissy Carola Toloza.** *Revisión bibliográfica sobre últimos equipos y.* Bogotá, Colombia : s.n., 2012.
9. **González, Juan Paul y Avecillas, Manuel.** *Diseño y construcción de un prototipo de electroencefalografía para adquisición de señales cerebrales.* Cuenca, Ecuador : s.n., 2010.
10. **Texas Instruments.** How delta-sigma ADCs work, Part 1. [En línea] [Citado el: 16 de Octubre de 2016.] <http://www.ti.com/lit/an/slyt423a/slyt423a.pdf>.
11. —. How delta-sigma ADCs work, Part 2. [En línea] [Citado el: 16 de Octubre de 2016.] <http://www.ti.com/lit/an/slyt438/slyt438.pdf>.
12. **Analog Devices.** AD7770. [En línea] [Citado el: 20 de Octubre de 2016.] <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD7770.pdf>.
13. **Texas Instruments.** ADS1299. [En línea] [Citado el: 20 de Octubre de 2016.] <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1299.pdf>.

14. **Maxim Integrated.** MAX11410. [En línea] [Citado el: 20 de Octubre de 2016.]
<https://www.maximintegrated.com/en/products/analog/data-converters/analog-to-digital-converters/MAX11410.html>.
15. **Texas Instruments.** Improving Common-Mode Rejection Using the Right-Leg. [En línea] [Citado el: 20 de Octubre de 2016.] <http://www.ti.com/lit/an/sbaa188/sbaa188.pdf>.
16. —. ADS1298. [En línea] [Citado el: 20 de Octubre de 2016.]
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1298.pdf>.
17. **Microchip.** PIC18F2455/2550/4455/4550. [En línea] [Citado el: 21 de Octubre de 2016.]
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632e.pdf>.
18. **Aguirre, Andrés, Fernández, Pablo y Grossy, Carlos.** *Interfaz USB genérica para comunicación con dispositivos electrónicos.* Uruguay : s.n., 2007.