

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE AUDIOMETRÍA CAPAZ DE
MONITOREAR LA ACTIVIDAD NEURONAL RELACIONADA CON LA
AUDICIÓN DEL PACIENTE**

**OLIVER SUAZA MEDINA
FAIBER ERNESTO CALDERÓN ANAYA**

**UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERIA ELECTRÓNICA
NEIVA-HUILA
2014**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE AUDIOMETRÍA CAPAZ DE
MONITOREAR LA ACTIVIDAD NEURONAL RELACIONADA CON LA
AUDICIÓN DEL PACIENTE**

**OLIVER SUAZA MEDINA
FAIBER ERNESTO CALDERÓN ANAYA**

**Proyecto de grado presentado como requisito para optar al título de
Ingeniero Electrónico**

**Director:
AGUSTÍN SOTO OTÁLORA
Ingeniero Electrónico**

**UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA
FACULTAD DE INGENIERIA
PROGRAMA DE INGENIERIA ELECTRÓNICA
NEIVA-HUILA
2014**

Nota de aceptación:

Firma del Director del proyecto

Firma del primer jurado

Firma del segundo jurado

Neiva, 17 de octubre de 2014

Dedico este trabajo principalmente a Dios quien nos inspiró a continuar a pesar de las dificultades de toda índole que se presentaron a lo largo del camino.

A la Profesora Gloria Solórzano de Triana por apoyar el proyecto de vida de aquel joven estudiante de bachillerato que apenas conocía por su desempeño académico.

A mi compañero Oliver Suaza, quien presentó todos sus esfuerzos para culminar completamente el proyecto.

A IINTELREDES S.A.S. más que una empresa de telecomunicaciones, es una familia que siempre expresó su apoyo económico y logístico para que culmináramos este proyecto.

A mis maestros, compañeros y administrativos del programa de ingeniería electrónica quienes nos acompañaron en este largo proceso de formación.

A los compañeros que se presentaron como voluntarios para la adquisición de datos y realización de pruebas del sistema.

Por último, quiero dedicar este trabajo a mi motivación e inspiración, a aquellas personas que siempre me han acompañado sin importar las circunstancias, Mi Madre, mi señor padre, a mi hermano y mi hermanita hermosa.

FAIBER ERNESTO CALDERÓN ANAYA

A la memoria de mi padre.

A mi familia, en especial a mi madre, abuela y hermanos, son los pilares fundamentales en mi vida y fuente de motivación.

A mi novia, por su apoyo incondicional, comprensión y ser mi conjuro contra la mala jornada.

OLIVER SUAZA MEDINA

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan su agradecimiento:

A Dios.

A nuestras familias por el apoyo incondicional en cada etapa de nuestras vidas.

Al ingeniero Agustín Soto Otálora, por brindarnos su apoyo y colaboración durante el desarrollo del proyecto.

Al ingeniero Faiber Ignacio Robayo, por su colaboración en la etapa de formulación del proyecto.

A los docentes, por compartir sus conocimientos a lo largo de nuestra permanencia en la universidad y no dudar en brindarnos su asesoría en los momentos más oportunos.

A la familia IINTELREDES S.A.S, por su apoyo para la culminación de esta etapa de nuestras vidas y su gran aporte a nuestro futuro profesional.

A nuestros compañeros y demás personas, que con sus conocimientos, habilidades y consejos nos brindaron su apoyo durante el desarrollo del proyecto y nos alentaron en los momentos difíciles.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN.....	18
1. MARCO TEÓRICO	19
1.1 EL SISTEMA NERVIOSO.....	19
1.1.1 Generalidades.....	19
1.1.2 La neurona	21
1.1.2.1 Clasificación de las células nerviosas según su función.....	23
1.1.2.2 Excitabilidad neuronal.....	23
1.1.3 Organización tonotópica del oído.....	24
1.2 ELECTROENCEFALOGRAFÍA	25
1.2.1 Posicionamiento de electrodos sobre el cuero cabelludo.....	26
1.3 RIESGO ELÉCTRICO Y NORMAS DE SEGURIDAD EN EQUIPOS BIOMÉDICOS	31
1.3.1 Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica.....	31
1.3.2 Riesgos de descargas por problemas eléctricos del equipo.	32
1.3.2.1 Riesgo de macroshock.	33
1.3.2.2 Riesgo de microshock	34
1.4 EL OÍDO	35
1.4.1 Anatomía del sistema auditivo	35
1.4.1.1 El oído externo.....	35
1.4.1.2 El oído medio.....	36
1.4.1.3 El oído interno.....	36

1.5	TEORÍA ACUSTICA	37
1.5.1	Física del sonido	37
1.5.2	Percepción del sonido.....	38
1.5.2.1	Presión sonora.....	38
1.6	AUDIÓMETRO	39
1.7	PRUEBAS AUDIOLÓGICAS	40
1.7.1	Audiometría tonal.	40
1.7.2	Potenciales evocados auditivos.	40
1.7.2.1	Potenciales evocados auditivos de tronco cerebral.....	41
1.7.2.2	Potenciales evocados auditivos de estado estable (PEAEE)	42
1.8	ATXMEGA128A4U	42
2.	DESARROLLO DEL PROYECTO	44
2.1	ELECTROENCEFALÓGRAFO	44
2.1.1	Etapas de preamplificación y establecimiento de referencia activa	45
2.1.2	Aislamiento eléctrico.	46
2.1.3	Filtrado analógico	47
2.1.3.1	Filtro pasa-bajas Butterworth.....	48
2.1.3.2	Filtro pasa-altas Butterworth.....	48
2.1.3.3	Filtro muesca de 60 Hz.....	48
2.1.4	Amplificación	49
2.2	EQUIPO AUDIOMÉTRICO	50
2.2.1	Generador de señales.....	50
2.2.2	Acondicionamiento de la señal.....	53
2.2.2.1	Filtro pasa alto de primer orden.....	54

2.2.2.2	Filtro pasa bajo de primer orden.....	55
2.2.2.3	Acople de impedancia.....	55
2.2.2.4	Primera etapa de la atenuación.....	56
2.2.2.5	Multiplexor.....	57
2.2.2.6	Segunda etapa de la atenuación.....	57
2.2.3	Transductores audiométricos.....	60
2.3	ADQUISICIÓN Y CONTROL.....	62
2.3.1	Adquisición.....	62
2.3.2	Control del dispositivo.....	62
2.4	COMUNICACIÓN.....	66
2.4.1	Comunicación entre el microcontrolador y la DAQ.....	66
2.4.2	Comunicación entre la DAQ y LabVIEW.....	67
2.5	INTERFÁZ GRÁFICA.....	68
3.	RESULTADOS.....	72
3.1	TARJETAS DE CIRCUITO IMPRESO.....	72
3.2	AUDIOMETRO.....	73
3.2.1	Generación de tonos puros.....	73
3.2.2	Generación de tonos modulados.....	74
3.3	EXAMEN OBJETIVO DE LA AUDICIÓN.....	74
3.3.1	Análisis de los resultados del examen.....	75
4.	CONCLUSIONES.....	78
5.	RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO.....	80
	BIBLIOGRAFÍA.....	81
	ANEXOS.....	84

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Funciones de los controles del panel de control del audiómetro.....	69
Tabla 2. Funciones de los controles del panel del examen objetivo de la audición	70
Tabla 3. Funciones de los controles del panel de resultados de la audiometría	71
Tabla 4. Registro de frecuencias de las señales sinusoidales	74
Tabla 5. Registro de frecuencias de las señales moduladas	74
Tabla 6. Comparación entre audiómetros comerciales y el diseñado e implementado durante el trabajo de grado.	79

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. El cerebro	19
Figura 2. Médula espinal.....	20
Figura 3. Esquema teórico de la neurona	22
Figura 4. Potencial de acción neuronal.....	24
Figura 5. Ubicación de los puntos O y Fp en el sistema 10-20.....	27
Figura 6. Ubicación de los puntos Fz, Cz y Pz. En el sistema internacional 10-20.	27
Figura 7. Ubicación de los puntos T3 y T4 En el sistema internacional 10-20.....	28
Figura 8. Ubicación de los puntos C3 y C4. En el sistema internacional 10-20	28
Figura 9. Ubicación de los puntos F3 y F4. En el sistema internacional 10-20.....	29
Figura 10. Ubicación de los puntos P3 y P4. En el sistema internacional 10-20 ...	29
Figura 11. Ubicación de los puntos F7, F8, T5, T6, FP1, P2, O1 y O2. En el sistema internacional 10-20	30
Figura 12. Ubicación de los puntos A1 y A2. En el sistema internacional 10-20 ...	30
Figura 13. Sistema de colocación de electrodos según versión europea. A. Vista de perfil. B. Vista superior	31
Figura 14. Efectos fisiológicos de la electricidad.....	33
Figura 15. Efectos de los puntos de entrada en la distribución de la corriente por el cuerpo.....	33
Figura 16. Riesgos de macroshock.....	34
Figura 17. Anatomía del sistema auditivo	35
Figura 18. Diagrama de bloques de un audiómetro	39
Figura 19. Diagrama en bloque y distribución de pines del ATXMEGA128A4U	43
Figura 20. Diagrama en bloque del dispositivo	44
Figura 21. Diagrama en bloques del sistema sensor	45
Figura 22. Etapa de preamplificación y establecimiento de referencia activa	46

Figura 23. Configuración básica amplificador de aislamiento	47
Figura 24. Diagrama esquemático del filtro pasa-bajas Butterworth	48
Figura 25. Diagrama esquemático del filtro pasa-altas Butterworth.....	49
Figura 26. Diagrama esquemático del filtro muesca de 60 Hz.....	49
Figura 27. Diagrama en bloque del audiómetro	50
Figura 28. Generador de Ruido Blanco	51
Figura 29. Tono Puro	52
Figura 30. Tono Modulado	53
Figura 31. Ruido Blanco	53
Figura 32. Diagrama en bloque del acondicionamiento de la señal.....	54
Figura 33. Filtro pasivo pasa alto	55
Figura 34. Filtro pasivo pasa bajo	55
Figura 35. Circuito de acople de impedancia con OPA44277PA.....	56
Figura 36. Etapa I del atenuador.....	57
Figura 37. Diagrama funcional del multiplexor 74HC4053	58
Figura 38. Control de volumen PGA2310	61
Figura 39. Auriculares Circumaurales.....	61
Figura 40. Conexiones del microcontrolador ATXMEGA128A4U	62
Figura 41. Diagrama de flujo general del algoritmo del microcontrolador	63
Figura 42. Diagrama de flujo de la función START	64
Figura 43. Diagrama de flujo de la función STOP.....	65
Figura 44. Diagrama de flujo de la atención a la interrupción en Puerto C	65
Figura 45. Diagrama de flujo de la atención a la interrupción del TC0.....	66
Figura 46. Diagrama de la conexión entre el AVR y la DAQ.....	67
Figura 47. Vista del panel de control del audiómetro	68
Figura 48. Vista del panel de control del examen objetivo de la audición.....	69
Figura 49. Vista del panel de resultados de la audiometría	70
Figura 50. Vista superior del PCB del EEG	72
Figura 51. Vista superior del PCB del audiómetro	73

Figura 52. Análisis espectral del resultado de la promediación coherente con 12 épocas a 60 dB.....	75
Figura 53. Análisis espectral del resultado de la promediación coherente con 12 épocas a 10 dB.....	76
Figura 54. Audiograma oído izquierdo con el audiómetro implementado	76
Figura 55. Audiograma oído izquierdo con audiómetro clínico	77
Figura 56. Análisis espectral del resultado del examen con frecuencia de 1000 Hz e intensidad de 30 dB.	77

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
ANEXO A. Tabla de los niveles de tensión para el transductor TDH39.....	84
ANEXO B. Plantilla del reporte del examen audiométrico.....	84
ANEXO C. Procedimiento para realizar el examen.....	85

GLOSARIO

ARTEFACTO: En neurología, un artefacto es una fuente de ruido que denigra la SNR de la señal a investigar.

AUDIOGRÁMA: Un audiograma es un gráfico que describe la capacidad auditiva y el grado de pérdida auditiva de una persona en cada uno de los oídos mostrando los umbrales de audición ante varias frecuencias.

AUDIOMETRÍA: Examen que evalúa la capacidad auditiva de una persona y consiste en la aplicación de estímulos sonoros a diferentes frecuencias e intensidades. Su objetivo es determinar el umbral de audición.

AURICULARES CIRCUMAURALES: Transductores que generan un nivel de presión sonora a partir de una señal eléctrica. Se caracterizan por su posición de aplicación, rodeando por completo el pabellón auditivo.

AVR: Es una familia de microcontroladores con arquitectura RISC, fabricado por Atmel.

DESCOMPOSICIÓN MODAL EMPÍRICA: Método de procesamiento de señales no estacionarias que consiste en separar una señal, extrayendo la energía asociada a diferentes escalas de tiempo intrínsecas, en una suma finita de modos oscilatorios.

ELECTRODO: Extremo de un conductor en contacto con el cuero cabelludo (neurología), del cual recibe una corriente eléctrica.

ELECTROENCEFALOGRAFÍA: Rama de la medicina que se enfoca en la obtención e interpretación del electroencefalograma.

ELECTROENCEFALOGRAFO: Según la RAE (real academia española), el electroencefalógrafo es el registrador gráfico de las descargas eléctricas de la corteza cerebral.

ELECTROENCEFALOGRAMA: Gráfico obtenido por el electroencefalógrafo.

ÉPOCA: En potenciales evocados, se reconoce una época, como un arreglo de datos que contiene el Potencial Evocado inmerso en una gran cantidad de ruido

pseudoaleatorio, por lo cual no es posible extraerlo con métodos de filtrado convencionales.

POTENCIAL EVOCADO (PE): Exploración neurofisiológica que evalúa la función del sistema sensorial (acústico, visual, somatosensorial) y sus vías por medio de respuestas provocadas por un estímulo conocido y normalizado.

POTENCIAL EVOCADO AUDITIVO (PEA): Exploración neurofisiológica que evalúa el órgano de la audición con la aplicación de estímulos acústicos.

POTENCIAL EVOCADO AUDITIVO DEL TRONCO CEREBRAL (PEATC): Exploración neurofisiológica que evalúa la función del sistema auditivo sin información específica por frecuencia.

POTENCIAL EVOCADO AUDITIVO DE ESTADO ESTABLE (PEAEE): Exploración neurofisiológica que evalúa la respuesta del sistema auditivo a frecuencias de estimulación específicas.

PROMEDIACIÓN COHERENTE: Proceso de filtrado utilizado para extraer información el PE de una cantidad de registros determinado.

RETSPL: Nivel umbral de presión sonora equivalente de referencia. A una frecuencia determinada, el valor medio/modal de los niveles umbrales de presión sonora equivalentes de un número suficientemente grande de oídos de sujetos otológicamente normales de uno y otro sexo, de edades comprendidas entre los 18 y los 30 años inclusive, expresando el umbral de audición en un acoplador acústico u oído artificial especificado, para un tipo de auricular determinado.

SUJETO OTOLÓGICAMENTE NORMAL: Es una persona en un estado de salud normal, su canal auditivo no presenta obstrucción, no presenta síntomas de enfermedades del oído y no tiene antecedentes de exposición indebida al ruido.

TRANSFORMADA WAVELETS: La transformada wavelet es un tipo especial de transformada de Fourier que representa una señal en términos de versiones trasladadas y dilatadas de una onda finita.

UMBRAL DE AUDICIÓN: Es el nivel de presión sonora mínimo capaz de evocar una sensación auditiva.

RESUMEN

El proyecto realizado consiste en el diseño e implementación de un sistema de audiometría controlado por software con la capacidad de monitorear la respuesta neuronal relacionada con la audición del usuario. Cuenta con un audiómetro para la generación de los estímulos, un electroencefalógrafo para obtener la respuesta del cerebro y una interfaz gráfica en Labview 2012 para el manejo del sistema y procesamiento de las señales nerviosas.

Para el desarrollo del sistema se emplea el microcontrolador ATXMEGA128A4U de Atmel. Este dispositivo digitaliza las señales captadas por el electroencefalógrafo, sintetiza los tonos del audiómetro y además, está dotado de una interfaz USB que le proporciona comunicación con un computador.

Palabras claves: Audiómetro, electroencefalógrafo, monitoreo, Labview, USB, Atmel.

ABSTRACT

The project developed involves the design and implementation of a system audiometry controlled by software with the ability to monitor the related neural response to the user's hearing. It has an audiometer to produce stimuli, an electroencephalograph to track neuronal changes, and a Labview 2012 interface that controls hardware and processes nerve signals.

This system uses an Atmel microcontroller (ATXMEGA128A4U), a device that scans the signals recorded by the electroencephalograph, synthesizes tones used by the audiometer, and is equipped with a USB port that allows for connection to a computer.

INTRODUCCIÓN

En la sociedad actual la generación de conocimientos y tecnologías que contribuyan al desarrollo y evolución de los procesos médicos hace pensar en la posibilidad de aumentar la confiabilidad de exámenes clínicos como la audiometría. Un examen audiométrico es muy susceptible a errores, debido a que el diagnóstico es realizado basado en la información brindada por el usuario, el cual es expuesto a ciertos estímulos acústicos, por ello se han desarrollado para este campo de la salud sistemas de mayor confiabilidad como los procedimientos de potenciales evocados auditivos, (PEA) que al medir (electrónicamente) las respuestas neuronales producidas por los estímulos acústicos entregados al paciente, generan mayor seguridad para este tipo de exámenes.

En ocasiones algunos pacientes brindan información falsa a los especialistas para obtener resultados favorables que, por ejemplo, le garanticen continuidad en las fases de selección de personal, la consecución de contratos, pensiones, etc. representando un riesgo para las empresas que generan empleo basándose en los resultados de exámenes de este tipo.

El desarrollo de un sistema de audiometría tonal capaz de monitorear la actividad neuronal relacionada con el órgano auditivo del paciente, es idóneo para incrementar la confiabilidad del examen haciendo más sencilla la detección de irregularidades en los mismos.

Esto se logra a través de la construcción de un equipo audiométrico competente con dispositivos electrónicos de tecnología reciente y de bajo costo; también, se ha desarrollado un electroencefalógrafo de un canal para obtener la respuesta neuronal y mediante técnicas avanzadas de filtración de ruido y análisis de datos determinar si el nervio auditivo responde al estímulo.

La tesis está estructurada en cinco capítulos más un conjunto de anexos y bibliografía respectiva. En el primer capítulo, se presenta la teoría necesaria para una comprensión del diseño. El segundo capítulo presenta el desarrollo del equipo partiendo del diagrama de bloques macro hasta llegar a los bloques básicos. El tercer capítulo expone todos los resultados obtenidos con su respectivo análisis. El cuarto capítulo presenta las conclusiones y finalmente en el capítulo cinco se encuentran las recomendaciones y las líneas futuras para el presente proyecto.

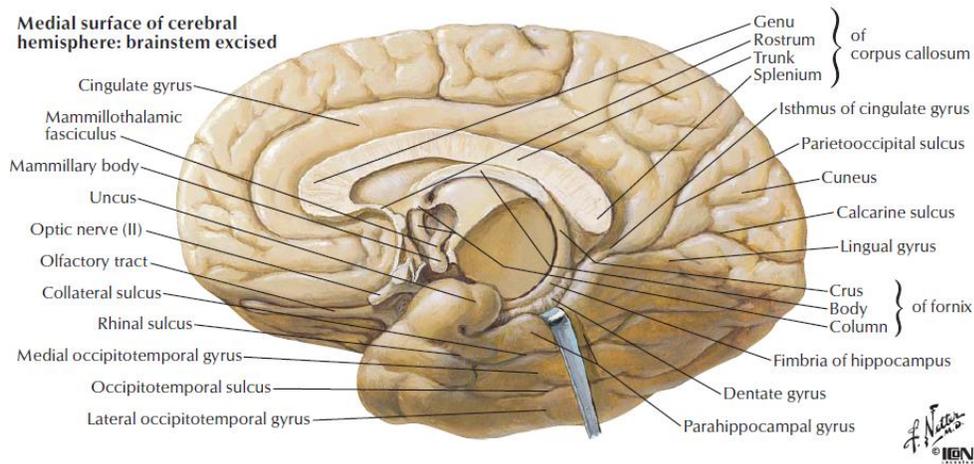
1. MARCO TEÓRICO

1.1 EL SISTEMA NERVIOSO

1.1.1 Generalidades. El sistema nervioso es una red de tejidos de origen ectodérmico presente en los animales, cuya unidad básica de funcionalidad es la neurona (Bergman & Afifi, 1986). Su principal función es captar, procesar y transmitir rápidamente las señales procedentes del cerebro o de células sensitivas especializadas, ejerciendo control y coordinación sobre otros tejidos para lograr una oportuna y eficaz interacción con el medioambiente cambiante. La rapidez de la respuesta que proporciona la presencia de este sistema en los animales los diferencia claramente de seres vivos carentes de este sistema como las plantas, hongos, mohos o algas.

La gran importancia del sistema nervioso, se debe a que además de permitirnos interactuar con el medio exterior cambiante, también controla todos los procesos que lleva a cabo el cuerpo consciente o inconscientemente (respiración, digestión, equilibrio). El cerebro es considerado la unidad central de procesamiento que se encarga de recepcionar las señales provenientes de todo el cuerpo, interpretarlas y tomar acciones de acuerdo a la información que representan estas bioseñales.

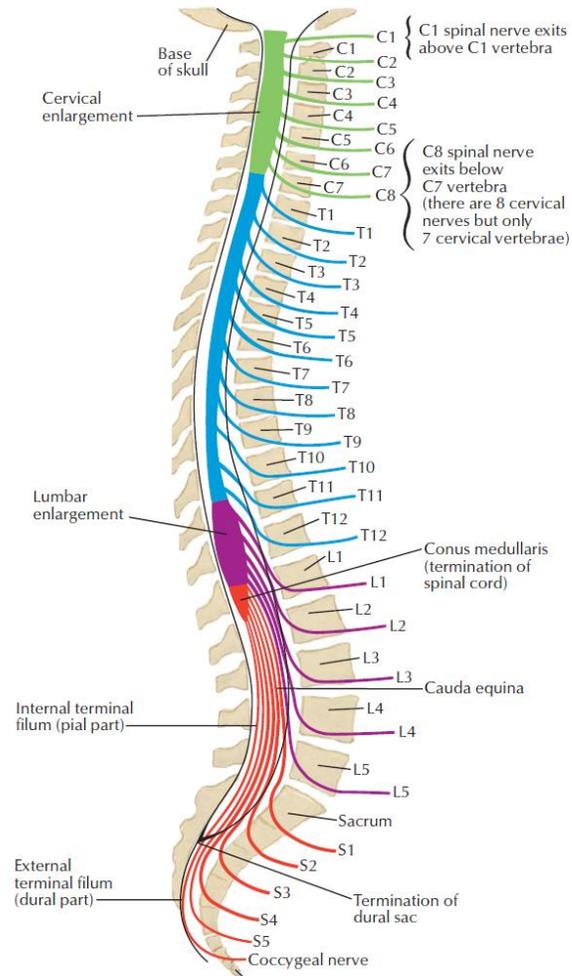
Figura 1. El cerebro



Fuente: (Hansen, Koeppen, Netter, Craig, & Perkins, 2002)

El cerebro (Figura 1), cerebelo y bulbo raquídeo conforman una masa que se conoce como encéfalo y está ubicada en la cavidad craneana junto con la médula espinal (Figura 2), estos órganos forman parte de una subdivisión del sistema nervioso identificada como sistema nervioso central (SNC), que se reconoce como una estructura biológica que se encuentra protegida por la piamadre, aracnoides y la duramadre que son membranas denominadas genéricamente como meninges; más externamente se encuentra recubierto por estructuras óseas como lo son el cráneo (encéfalo) y la columna vertebral (médula espinal) (Rodríguez Rey, 2002), tiene como función el procesamiento y transmisión de grandes cantidades de información.

Figura 2. Médula espinal



Fuente: (Hansen, Koeppen, Netter, Craig, & Perkins, 2002)

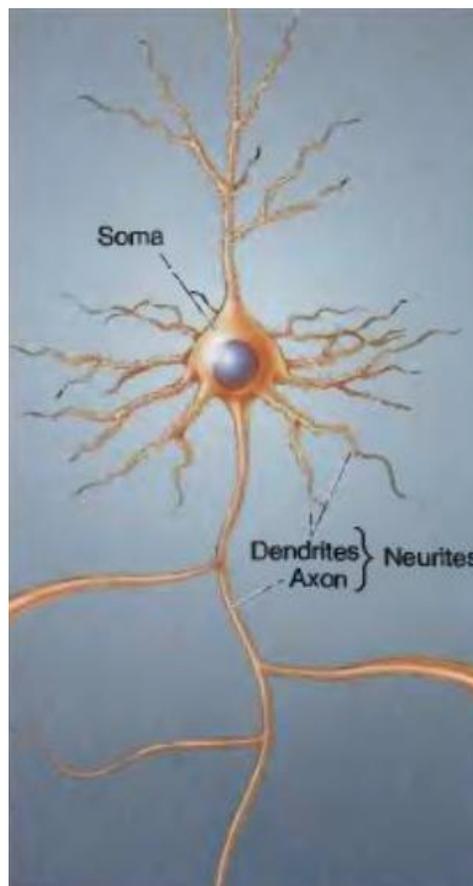
El sistema nervioso periférico (SNP), es el apartado del sistema nervioso formado por nervios y neuronas que se ubican o se extienden desde el sistema nervioso central (SNC) hacia los diferentes órganos del cuerpo. La diferencia entre el SNC y el SNP está en que el sistema nervioso periférico no está protegido por huesos o por la barrera hematoencefálica, lo que lo hace vulnerable a daños mecánicos y exposición a neurotoxinas. El sistema nervioso periférico es el encargado de transmitir información desde el SNC a los órganos y viceversa, permitiendo así el control consciente o inconsciente de las funciones corporales.

1.1.2 La neurona. En la estructura inicialmente planteada del sistema nervioso, sostenida por Van Geuchten y Camilo Golgi a mediados de siglo XIX, proponía que el sistema nervioso era formado por fibras continuas que transmitían impulsos eléctricos. Una mirada inicial con el microscopio a un corte de tejido nervioso revela un retículo fibrilar unido a las prolongaciones de los cuerpos celulares. Esa fue una idea ampliamente aceptada al iniciar las investigaciones sobre el tejido nervioso, luego de un tiempo y con el desarrollo y aplicación de técnicas histológicas más adecuadas, como la impregnación argéntica y el método supravital de Ehrlich, y en especial con las observaciones de Ramón y Cajal, se desarrolló la doctrina neuronal que aún hoy en día es aceptada por la comunidad científica y que inicialmente se basó en los siguientes postulados esenciales (Bustamante B., 2007):

- a. La neurona es la unidad anatómica del tejido nervioso y sus ramificaciones terminan en contacto con otras neuronas sin que exista continuidad entre las mismas.
- b. Cada neurona es una unidad funcional; el impulso nervioso pasa de una célula a otra a través de sus contactos, los cuales fueron llamados sinapsis por Sherrington.
- c. Las neuronas tienen una unidad embriológica, ya que se originan de neuroblastos independientes cuyas prolongaciones crecen aisladas a partir de terminaciones llamadas conos de crecimiento.
- d. Las neuronas son unidades tróficas cuyo cuerpo actúa como centro vital de las prolongaciones.

La Neurona es la unidad fundamental del sistema nervioso, y en ella podemos identificar el soma o cuerpo celular y sus prolongaciones (dendritas y axón) (Bergman & Afifi, 1986). En la Figura 3 se aprecia un esquema teórico de una neurona con sus características estructurales más importantes. Las dendritas son prolongaciones finamente ramificadas que se originan cerca del cuerpo celular y su principal función es la recepción de impulsos activadores o inhibidores que se transmiten por químicos conocidos como neurotransmisores (Neurohistología). En el citoplasma se encuentran las organelas incluido el núcleo que posee la cromatina o material genético de la célula. El núcleo de la neurona es atípico en comparación con otras células, pues aunque contiene ADN, éste no participa en el proceso de división celular; es decir, después de alcanzar la madurez las células nerviosas no se dividen (excepto las neuronas del epitelio olfatorio).

Figura 3. Esquema teórico de la neurona



Fuente: (Bear, Connors, & Paradiso, 2007)

La neurona posee elementos fibrilares que forman su esqueleto y juegan un papel importante en la función trófica de esta, pues actúan como vehículos de transmisión. El transporte axonal puede ser anterógrado (el impulso es transmitido desde el cuerpo hasta el axón terminal) o retrógrado (el impulso va desde el axón terminal hasta el cuerpo celular). Por sus funciones, actualmente se reconoce a las neuronas como células secretoras modificadas, forman gránulos secretores que almacenan en vesículas sinápticas que se liberan posteriormente como sustancias neurotransmisoras, los mensajeros químicos entre células nerviosas.

Ramón y Cajal se dedicó a realizar experimentos que tenían como objetivo examinar la estructura de las neuronas en casi todas las regiones del sistema nervioso y su relación con las de otras regiones. Experimentos, que permitieron describir las diferencias entre las clases de células nerviosas y de trazar las conexiones precisas entre un buen número de ellas. De esta manera formuló, además de la doctrina de la neurona, los principios de polarización dinámica y conectividad específica que serían especialmente valiosos en el estudio de la comunicación en el sistema nervioso.

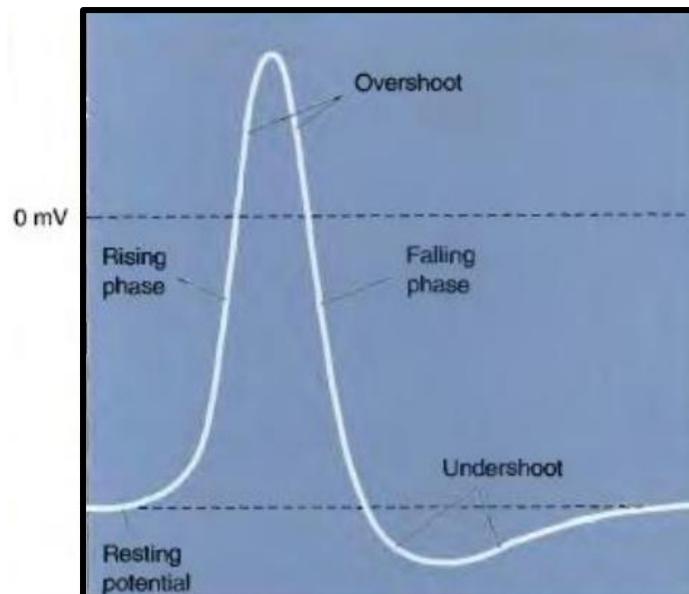
1.1.2.1 Clasificación de las células nerviosas según su función. Las neuronas según la función que desempeñan dentro del sistema nervioso se clasifican en motoras, sensoriales e interneuronas. Las motoneuronas son células pertenecientes al sistema nervioso central que proyectan su axón hacia un músculo o glándula y están involucradas generalmente con procesos de locomoción consciente o inconsciente. Las neuronas sensoriales se conocen típicamente como las neuronas responsables de la conversión de los estímulos externos del medio en estímulos internos, transmitiendo de esta forma proyecciones de la realidad al sistema nervioso central para su procesamiento. Las interneuronas por otro lado son células de axón corto que se ubican en los centros nerviosos superiores e interconecta neuronas sensitivas y motoras, su función radica en el análisis y almacenamiento de información sensorial que permite ejecutar acciones por reflejo, transformando un estímulo en una respuesta a nivel medular.

1.1.2.2 Excitabilidad neuronal. Las neuronas son capaces de transmitir impulsos eléctricos que se deben a la diferencia de concentración iónica intra y extra-celular. La diferencia de concentración de aniones y cationes en el exterior e interior de la célula, conlleva a la aparición de una diferencia de potencial que

estando la neurona en reposo se conoce como potencial de membrana (70 mV). El potencial producto de la concentración de cada uno de los iones, puede ser calculado usando la ecuación de Nernst, que establece que dicho potencial es proporcional al logaritmo de las concentraciones intra y extra-celular de dicho ion.

La representación gráfica de la variación de potencial respecto al tiempo es conocida como potencial de acción (Figura 4). La amplitud mínima del estímulo que se aplica a la célula para causar su activación es reconocida como umbral de excitabilidad; cuando un estímulo supera dicho valor mínimo ocasiona una despolarización que se propaga por toda la neurona que posteriormente ante la reacción química interna, pasa por un proceso de repolarización. Durante este periodo de tiempo, la neurona no logra ser excitada por estímulo alguno hasta que el potencial de membrana vuelva al potencial de reposo.

Figura 4. Potencial de acción neuronal



Fuente: (Bear, Connors, & Paradiso, 2007)

1.1.3 Organización tonotópica del oído. La cóclea, se ubica en la región más profunda del oído, y es allí (conducto coclear) donde se ubica la membrana basilar, el órgano de corti y con él, las células ciliares que al moverse por la vibración de la membrana basilar, estimulan las fibras nerviosas del órgano de corti que a través del nervio auditivo, envía una serie

de impulsos eléctricos que contienen la información a la corteza auditiva primaria.

Las diferencias en la percepción de los sonidos, llevó al fisiólogo y físico alemán Hermann von Helmholtz, a plantear una teoría tonotópica de la audición, en su publicación (1863) *Die lehre von den tonepfindungen* (Sobre las sensaciones del tono). En dicho texto, el autor propone que las células ciliares tienen frecuencias de resonancia distintas en función de la variación de longitud y diámetro de las mismas, siendo las más compactas y cortas las ubicadas en la zona proximal (con frecuencia de resonancia de alrededor de 15KHz) y las más largas y flexibles, en la zona distal (frecuencia de resonancia de 200 Hz). De esta manera, se plantea que la estimulación auditiva con un tono puro, produce una activación en una porción de la membrana basilar que tiene una frecuencia de resonancia igual a la del estímulo.

El concepto de distribución tonotópica de las células nerviosas involucradas en la percepción de los sonidos, se ha mantenido durante muchos años, pero estudios de Georg von Békésy realizados sobre el oído interno de un cadáver fresco de un ser humano, indican que al estimular la membrana basilar con tonos de diferente frecuencia, la membrana vibra en forma de onda viajera alcanzando su máxima amplitud en un lugar específico de acuerdo con la frecuencia del estímulo. Tesis que elimina la distribución planteada inicialmente por Helmholtz pero confirma la organización tonotópica del sistema auditivo.

1.2 ELECTROENCEFALOGRAFÍA

La medición de los potenciales eléctricos del cuerpo humano, es producto de la aplicación de las observaciones de Luigi Galvani en las investigaciones que desarrollaba en el año 1770 y de los posteriores trabajos de Emil du Bois Raymond, quien publicó dos volúmenes del libro "Investigación sobre la electricidad animal" entre 1848 y 1849. Las primeras descripciones sobre la existencia de la actividad eléctrica cerebral, fueron efectuadas por el médico Richard Catón en 1875 (Navarro) cuando usó un galvanómetro para observar las fluctuaciones eléctricas en los tejidos cerebrales de algunos animales vivos.

Con el descubrimiento de la actividad eléctrica cerebral y la posibilidad de cuantificar dicha actividad eléctrica, Hans Berger consiguió implementar el primer electroencefalógrafo y con él logró clasificar la actividad neuronal de acuerdo a la

frecuencia de la misma, por eso las ondas alfa (8 -12 Hz) también son conocidas como ondas Berger.

El electroencefalograma, es un examen en el cuál se registra la actividad eléctrica de la corteza cerebral. Para el registro de dicha actividad eléctrica se requiere el uso de electrodos normalmente ubicados sobre la superficie de la piel craneana lo cual influye directamente en la amplitud de las ondas cerebrales (microvoltios). Con el objetivo de corregir el factor de atenuación y amplificación para el correcto registro de los biopotenciales, el registro neuronal debe ser procesado y amplificado en un factor de 1'000.000 dependiendo del hardware de adquisición y visualización.

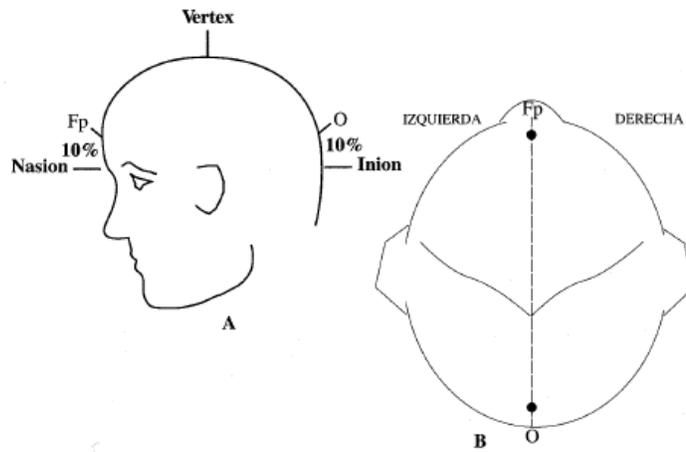
El electroencefalógrafo anteriormente era muy utilizado en aplicaciones como detección de anomalías neuronales y/o monitoreo de pacientes con enfermedades de este tipo. Con el paso de los años y las tecnologías crecientes, se empezaron a implementar diversas aplicaciones para los EEG, entre ellas la más popular es la interfaz cerebro-computadora; una aplicación que consigue adaptar prótesis mecánicas a pacientes con discapacidades, controlar equipos remotamente sin necesidad de utilizar mandos, etc.

Para realizar un registro de la actividad eléctrica del cerebro, se requieren la utilización de algunos electrodos que se ubican en diferentes regiones dependiendo del tipo de examen. En un electroencefalograma, se utilizan electrodos de superficie mientras que en un Electroencefalograma (ECoG) o un Estereo electroencefalograma (E-EEG), se utilizan electrodos quirúrgicos en la corteza (ECoG) o en lo profundo del cerebro (E-EEG).

1.2.1 Posicionamiento de electrodos sobre el cuero cabelludo. Existen varios estándares para la ubicación de los electrodos sobre el cuero cabelludo, a saber: Illinois, Monteral, Aird, Cohn, Schwab, Oastaut, Marshall, etc. En la actualidad, el estándar más comúnmente utilizado, es el sistema diez-veinte (Trans Cranial Technologies, 2012). El procedimiento para determinar los puntos sugeridos, es el enunciado a continuación:

- Medir la distancia entre el anión y el Inion pasando por el vertex. El 10% de dicha distancia sobre el Nasion señala el punto frontal (Fp) y sobre el Inion señala el occipital (O) (figura 5).

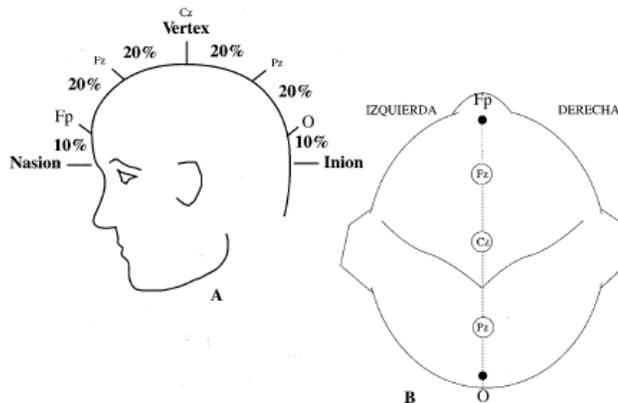
Figura 5. Ubicación de los puntos O y Fp en el sistema 10-20



Fuente: (Navarro).

- Entre FP y O, se sitúan los puntos FZ, CZ y Pz (nombrado desde el más cercano a FP hasta el más lejano) de manera que la distancia entre ellos corresponda con el 20% de la medida Nasion - Inion (figura 6).

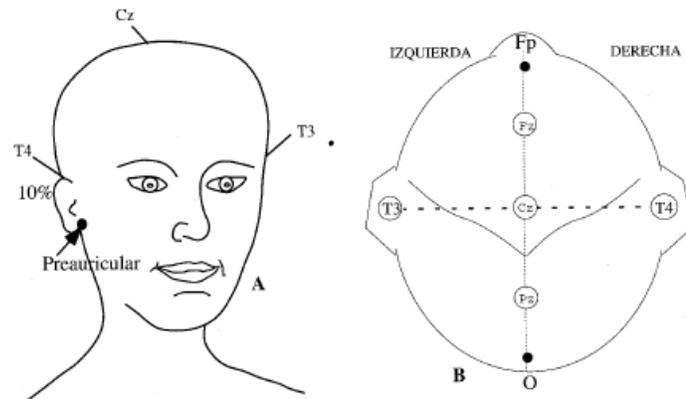
Figura 6. Ubicación de los puntos Fz, Cz y Pz. En el sistema internacional 10-20.



Fuente: (Navarro).

- Ubicar T3 (izquierdo) y T4 (derecho) a una distancia del 10 % de la distancia total que existe entre los puntos pre-auriculares parando por el Vertex (figura 7).

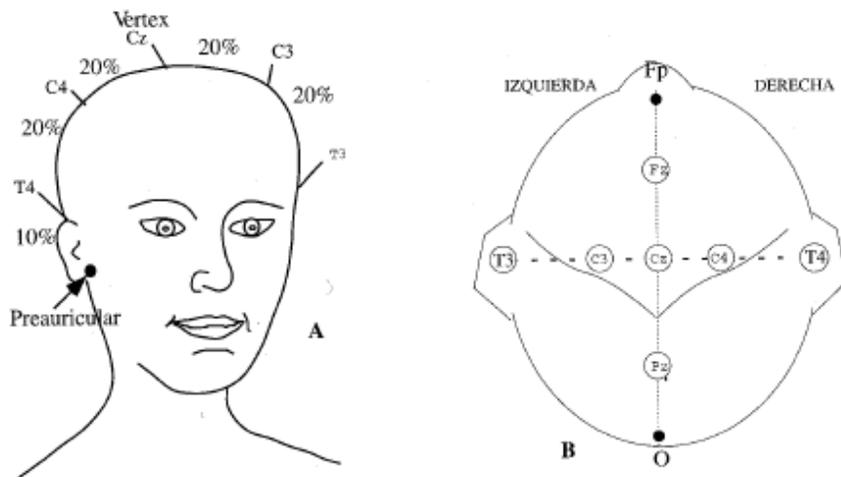
Figura 7. Ubicación de los puntos T3 y T4 En el sistema internacional 10-20



Fuente: (Navarro).

- A un 20 % de la medida entre puntos preauriculares, por sobre los temporales t3 y t4, se ubican los electrodos C3 (izquiero) y c4 (derecho) (figura 8).

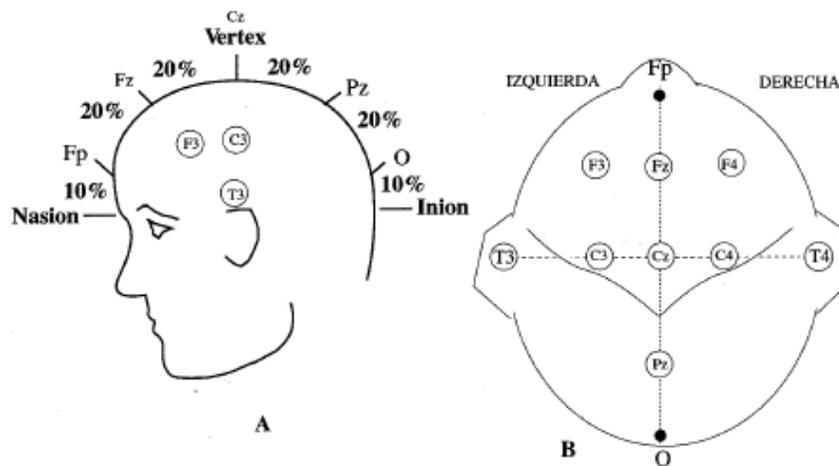
Figura 8. Ubicación de los puntos C3 y C4. En el sistema internacional 10-20



Fuente: (Navarro).

- Los electrodos F3 y F4 se sitúan de forma equidistante entre el punto frontal medio (Fz) y la línea de electrodos temporales (figura 9).

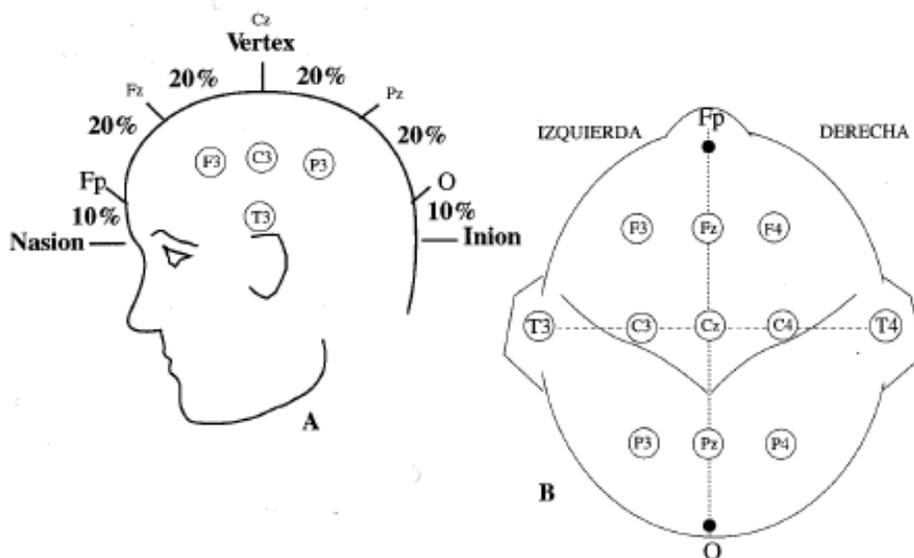
Figura 9. Ubicación de los puntos F3 y F4. En el sistema internacional 10-20



Fuente: (Navarro).

- Los electrodos P3 y P4, equidistan entre el punto P medio y a línea de los electrodos temporales (figura 10).

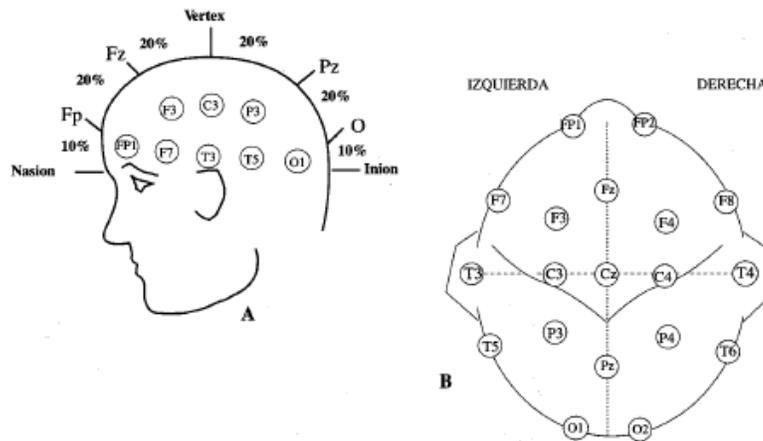
Figura 10. Ubicación de los puntos P3 y P4. En el sistema internacional 10-20



Fuente: (Navarro).

- Se mide la distancia entre Fp y O a través de T3; el 10% de dicha distancia a través de Fp corresponde a los electrodos FP1 y FP2. El 10% de esta distancia a través de O, corresponde a los electrodos O1 y O2. F7 y F8, se sitúan equidistantes entre los puntos FP1-T3 y Fp2-T4. T5 y T6 se sitúan en la línea media entre T3-O1 y T4-O2. Respectivamente (figura 11).

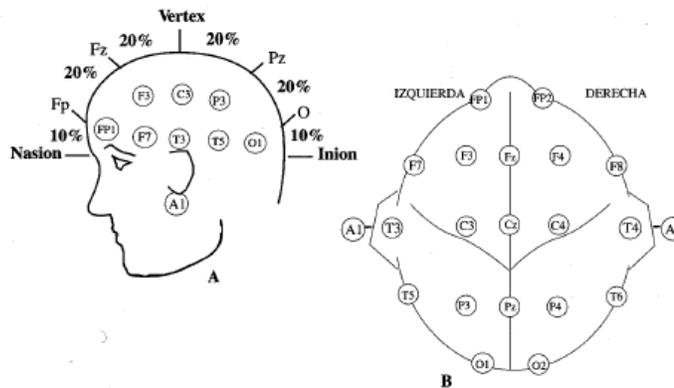
Figura 11. Ubicación de los puntos F7, F8, T5, T6, FP1, P2, O1 y O2. En el sistema internacional 10-20



Fuente: (Navarro).

- Se ubican los puntos auriculares A1 y A2 (figura 12).

Figura 12. Ubicación de los puntos A1 y A2. En el sistema internacional 10-20

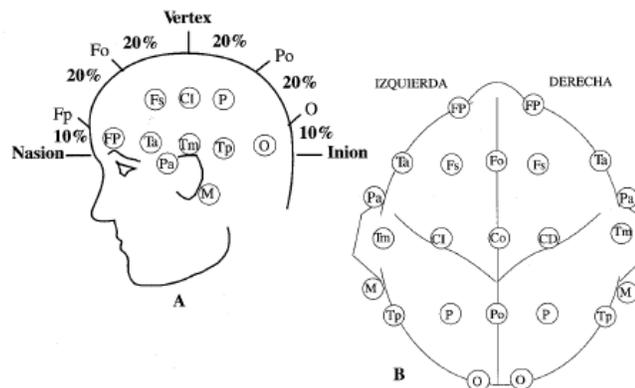


Fuente: (Navarro).

Como regla general, los electrodos situados en el hemisferio izquierdo del cráneo, se numeran impares, mientras los situados en el derecho, llevan numeración par. Además los electrodos de la línea media, tienen el subíndice z.

La versión europea del sistema 10-20 (figura 13) difiere un poco a la actualmente mostrada, pues cambia la posición de algunos electrodos y adiciona algunos más.

Figura 13. Sistema de colocación de electrodos según versión europea. A. Vista de perfil. B. Vista superior



Fuente: (Navarro).

1.3 RIESGO ELÉCTRICO Y NORMAS DE SEGURIDAD EN EQUIPOS BIOMÉDICOS

La tecnología médica ha avanzado enormemente en los últimos años y con dicho avance, se han llevado a cabo mejoras en los sistemas de protección del paciente contra descargas eléctricas. En la actualidad, los estándares de seguridad de los equipos que se utilizan sobre los pacientes están normalizados y son un requisito a la hora de someter al paciente a un examen.

1.3.1 Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica. Para que la corriente cause efectos en el organismo, éste debe convertirse en un circuito eléctrico conectado a una diferencia de potencial bien sea generada por potenciales externos o internos. Los tejidos humanos están compuestos en una gran parte por agua, lo cual hace que tengan una característica altamente conductiva con resistencias muy bajas, sin embargo la epidermis presenta resistencias más

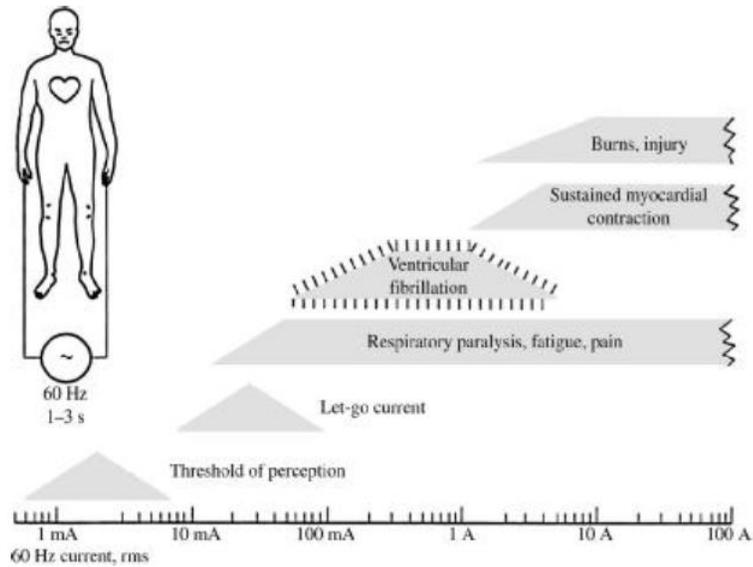
elevadas, por lo que el cuerpo puede considerarse un conductor eléctrico volumétrico no homogéneo, en donde la distribución del flujo de corriente viene dada por la resistividad local del tejido.

La corriente eléctrica puede afectar el cuerpo humano (figura 14) de dos formas principalmente: en primer lugar se produce una estimulación eléctrica en tejidos excitables (nervios y músculos) ocasionando sensación de hormigueo, dolor y movimientos involuntarios dependiendo de la amplitud y frecuencia de la corriente que circula por el tejido. En segundo lugar, la potencia disipada por los tejidos sometidos a una diferencia de potencial, conlleva un aumento en la temperatura de la zona, al existir una excitación de mucha amplitud puede generar quemaduras en el cuerpo del paciente.

El corazón es el órgano más sensible a corrientes eléctricas. Un estímulo eléctrico con suficiente amplitud, puede provocar la contracción completa del miocardio lo cual, detiene la acción de bombeo e interrumpe la circulación sanguínea. Si la circulación no se restablece en pocos minutos, la falta de oxígeno en el cerebro causa lesiones múltiples en los tejidos cerebrales. Si la corriente se elimina al cabo de un corto periodo de tiempo, el latido del corazón se reanuda de forma espontánea. Las corrientes de baja amplitud inducidas sobre el corazón, pueden ser más peligrosas pues al excitar sólo una porción de las fibras musculares cardíacas, puede cambiar las vías eléctricas de propagación del miocardio desincronizando la actividad del corazón. Este fenómeno es conocido como fibrilación el cual es la causa de muerte más común en accidentes eléctricos.

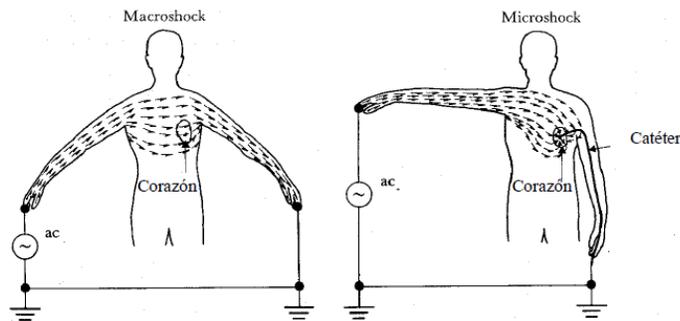
1.3.2 Riesgos de descargas por problemas eléctricos del equipo. Como se evidenció anteriormente, las descargas eléctricas pueden afectar diversos órganos en función de la magnitud del impulso y del camino que recorre. El órgano más susceptible es el corazón puesto que una alteración eléctrica puede llevar incluso a la muerte del paciente. Según el camino recorrido por la corriente, existen dos tipos de descarga a saber: macroshock y microshock (figura 15).

Figura 14. Efectos fisiológicos de la electricidad



Fuente: (Webster, 2009).

Figura 15. Efectos de los puntos de entrada en la distribución de la corriente por el cuerpo

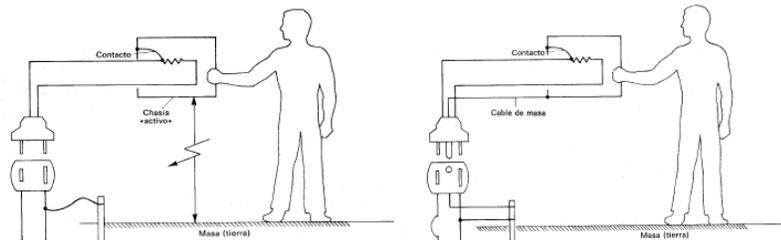


Fuente: (Webster, 2009).

1.3.2.1 Riesgo de macroschock. Para exponerse al peligro de un macroschock eléctrico, se requiere contacto directo con ambos conductores, el activo y el neutro o dos conductores activos que se encuentren desfasados. Básicamente existe riesgo de macroschock cuando el paciente se expone directamente a dos conductores que poseen una gran diferencia de potencial, por ello el diseño de equipos biomédicos centra su atención en el

correcto aislamiento del paciente de la red eléctrica, teniendo en cuenta posibles fallas en los equipos de medida.

Figura 16. Riesgos de macroschoc



Fuente: (Webster, 2009).

Es de gran importancia el aislamiento del conductor activo en la sala donde se realizan los exámenes, además de que todos los circuitos deben estar equipotenciados. Para aislar el conductor activo del paciente, normalmente los equipos cuentan con un chasis metálico que se conecta a un electrodo de tierra física ya que al existir una falla en el circuito y la fase se acople con el chasis, la corriente se filtra por el electrodo de tierra física sin representar riesgo alguno para el paciente. El acople chasis- Tierra física, debe estar en perfecto estado, pues un valor de resistencia alto, ocasiona una diferencia de potencial entre el chasis y el electrodo, incrementando la probabilidad de accidente por aislamiento eléctrico.

1.3.2.2 Riesgo de microshock. El riesgo de macroschoc sólo se produce cuando existe un problema con el aislamiento. Cuando el aislamiento se encuentra en buen estado, pero existe un acople capacitivo entre el cable activo y el chasis del equipo (no conectado a tierra), existen corrientes de magnitud suficientemente grandes para presentar un riesgo de microshock. Las principales causas de riesgo de microshock son las siguientes:

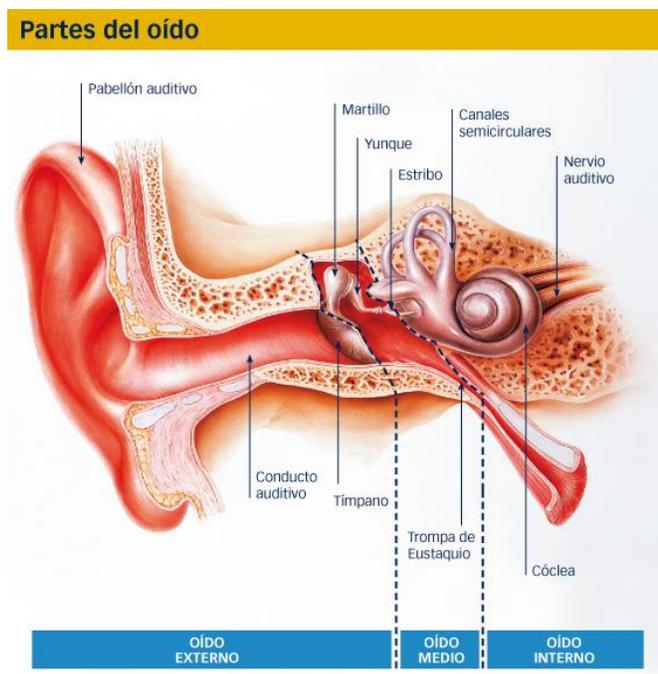
- Ruptura del conector de puesta a tierra.
- Superficies metálicas cercanas al paciente sin puesta a tierra.
- Equipos conectados a diferentes potenciales de masas.

1.4 EL OÍDO

1.4.1 Anatomía del sistema auditivo. El oído está formado por tres secciones principales: el oído externo, el oído medio y el oído interno, en la figura 17 se observa las tres secciones principales.

1.4.1.1 El oído externo. El oído externo está formado por el pabellón auricular y el conducto auditivo externo. El pabellón auditivo es una estructura formada por tejido cartilaginoso y una delgada capa de piel. Las variantes anatómicas del pabellón son complejas pero fácilmente distinguibles (Oghalai & Brownell, 2005).

Figura 17. Anatomía del sistema auditivo



Fuente: *Website* "Su audición Audiopacks. Audiología y logopedia".

El pabellón auricular concentra las ondas sonoras desde el medio externo hacia el conducto auditivo. La forma intrincada del pabellón auricular tiene efecto sobre la respuesta de frecuencia de modo diferente al sonido que se capta, dependiendo de la posición vertical en la que el sonido se origina. Esta información es usada

por el cerebro para localizar la fuente del sonido en el espacio tridimensional (Oghalai & Brownell, 2005).

El conducto auditivo externo está formado por la porción cartilaginosa lateral y la porción ósea medial. La membrana timpánica es el final del conducto auditivo y separa el oído externo del oído medio.

1.4.1.2 El oído medio. El oído medio acopla mecánicamente el tímpano con el oído interno y está constituido por la membrana timpánica, la trompa de Eustaquio y la caja timpánica.

La trompa de Eustaquio comunica la cavidad rinofaríngea con la caja timpánica y consta de una parte cartilaginosa que es el orificio de la trompa y una parte ósea la cual es la parte más estrecha de la trompa.

La caja timpánica es una cavidad que contiene una cadena de huesecillos que transmiten el movimiento vibratorio desde el tímpano hacia el oído interno. La cadena de huesecillos está constituida por tres huesos: el *martillo*, que se conecta al tímpano, el *estribo*, que está conectado con la ventana oval y el *yunque*, que interconecta a los dos huesos anteriores (Oghalai & Brownell, 2005).

Existen dos músculos pequeños en el oído medio, uno conectado con el martillo llamado *tímpano tensor* y otro conectado con el estribo que lleva el nombre de *músculo del estribo*, tienen dos funciones, la primera es la de nivelar para acoplar correctamente el tímpano a la ventana oval, su otro propósito es servir como mecanismo protector, limitando el movimiento transmitido a la ventana oval, el mecanismo es activado cuando se percibe sonidos muy altos, produciendo una contracción de los dos músculos.

1.4.1.3 El oído interno. El oído interno está situado en la región del hueso temporal, en su interior se encuentran las terminaciones nerviosas auditivas que aportan los sentidos del equilibrio y la audición, las cuales terminan en la *cóclea*. El oído interno está dividido en dos cámaras, una contiene a la otra y están llenas de líquidos que difieren en su composición uno del otro.

La energía acústica que ingresa por la ventana oval pone en movimiento la membrana basilar; la porción de la membrana basilar que es altamente excitada

depende de la frecuencia de la onda sonora de estimulación. Según Cyril M. Harris “Las frecuencias altas producen mayor excitación cerca de la ventana oval, y las frecuencias bajas, cerca del otro extremo (ápico) de la espiral” (Harris, 1998).

Las células pilosas son componentes del órgano de corti que a su vez se ubica en la membrana basilar y son tan importantes para el sentido del oído interno como los fotorreceptores para la visión. Las células pilosas son transductores que convierten el estímulo mecánico en información nerviosa para la transmisión hacia el cerebro.

1.5 TEORÍA ACUSTICA

1.5.1 Física del sonido. El sonido es la sensación auditiva producto de una perturbación física en un medio, dicha perturbación puede ser detectada por el oído humano. Por ejemplo, cuando una persona habla, el sonido es emitido por las vibraciones de sus cuerdas vocales, causando alteraciones en la presión del aire.

Las ondas sonoras tienen propiedades tales como frecuencia, longitud de onda, presión sonora, potencia sonora, entre otras. Hay tres características con las cuales se puede describir cualquier sonido sencillo: el tono, la intensidad y el timbre. Estas características corresponden a tres propiedades físicas: la frecuencia, la amplitud y la forma de la onda o su composición armónica.

La frecuencia de un fenómeno periódico, como una onda sonora, es el número de veces que este fenómeno se repite a sí mismo en un segundo (el número de ciclos por segundo) (Harris, 1998). Se tiene que una mayor frecuencia el sonido será más agudo; el oído humano es sensible a frecuencias que oscilan entre 20 y 20 000 ciclos por segundo (Hz).

La intensidad hace referencia a la amplitud de la onda y su medida depende de la presión ejercida por la onda sonora sobre un área, su unidad de medida es el decibelio, la cual es una medida comparativa entre dos sonidos.

La forma de onda o la composición armónica de una onda no es más que todo el espectro de frecuencia de un sonido, es decir, la suma de armónicos a una frecuencia fundamental o central y esto es lo que llamamos timbre.

1.5.2 Percepción del sonido.

1.5.2.1 Presión sonora. La presión sonora es una variación de la presión del aire con respecto a la presión atmosférica este cambio de presión es producto de las ondas sonoras.

El Nivel de presión sonora (Sound Pressure Level, SPL) indica la presión sonora en relación con el sonido más débil que puede oír una persona con una audición normal. 0 dB SPL indica el sonido más débil que puede percibir un sujeto otológicamente normal y por lo tanto es el nivel de referencia, la presión sonora se expresa en dB_{SPL} y se calcula con la ecuación 1.

Ecuación 1.

$$L_{P(dB_{SPL})} = 20 * \log \frac{P_{e(pa)}}{P_{ref (pa)}}$$

Siendo $P_{ref} = 0.0002 \text{ dinas/cm}^2$ (Gómez Gómez, y otros, 2006), que equivalen $20\mu Pa$, siendo el mínimo umbral que puede oír una persona.

Los decibeles SPL no son adecuados para valorar la audición de un paciente ya que un mismo nivel no representa la misma sensación de sonoridad, el umbral de audición depende de la frecuencia. Los decibeles de nivel auditivo (Hearing Level. HL) tiene en cuenta esas variaciones.

La norma NTC2884-1 define el nivel de audición de un tono puro (HL) de la siguiente manera: *“a una frecuencia específica, para un tipo de transductor determinado y para una manera de aplicación especificada, es la diferencia entre el nivel de presión sonora o el nivel de fuerza vibratoria producida por el transductor en un simulador de oído específico o en un acoplador mecánico, y el RETSPL o el RETFL que corresponda en cada caso”* (ICONTEC, 2005). Lo anterior indica que en un momento dado los niveles de presión sonora se pueden calcular con la ecuación 2.

Ecuación 2

$$L_p = HL + RETSPL$$

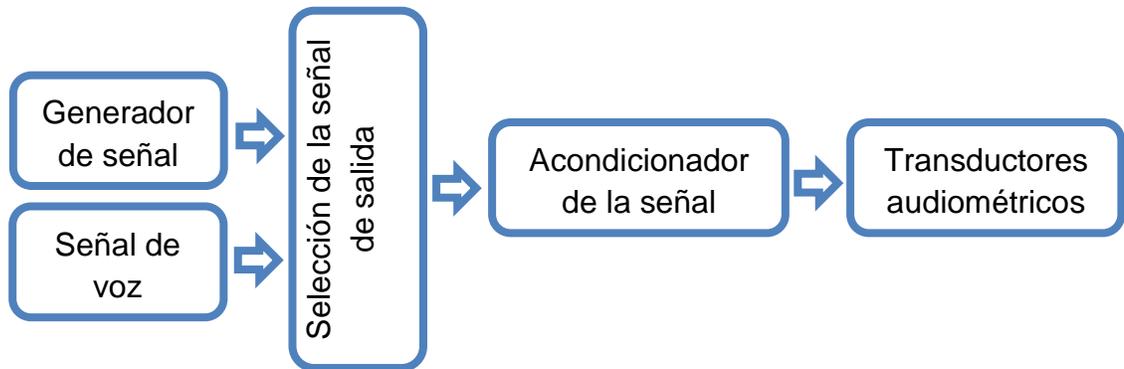
Donde $RETSPL$ es el nivel de fuerza umbral equivalente de referencia.

1.6 AUDIOMETRO

El audiómetro, instrumento de vital importancia en la audiología, permite realizar los exámenes para obtener el umbral de audición, es manipulado por un operador calificado que ejecuta el procedimiento y registra los resultados en un formato especial llamado audiograma.

El audiómetro cuenta con las funciones básicas de generar tonos a las diferentes intensidades y frecuencias que el operador del instrumento desee y generar ruido blanco cuando se requiera, su composición más simple se observa en la Figura 18. La función del generador de señal es la de generar tonos puros, ruido o señales especiales, ruido blanco; la señal de voz es captada por un micrófono y es usada en pruebas especiales como la logaudiometría; el acondicionador de la señal se encarga de adecuar los niveles de amplitud de las señales según se requiera y los transductores audiométricos son los auriculares utilizados para evaluar vía aérea y el vibrador óseo utilizado para evaluar la vía ósea.

Figura 18. Diagrama de bloques de un audiómetro



En la Norma Técnica Colombiana NTC 2884-1 se especifican cuatro tipos diferentes de audiómetros, teniendo en cuenta las características mínimas obligatorias que deben cumplir según su aplicación principal.

Los tipos de audiómetros son: despistaje o control (Tipo 4), diagnóstico básico (Tipo 3), clínico (Tipo 3) e Investigación clínica avanzada (Tipo 1).

1.7 PRUEBAS AUDIOLÓGICAS

1.7.1 Audiometría tonal. La audiometría es un examen que evalúa la capacidad auditiva de una persona y consiste en la aplicación de estímulos sonoros a diferentes frecuencias e intensidades. Según Olga Gómez, fonoaudióloga y especialista en audiología, la audiometría tonal tiene por objetivo inmediato determinar el umbral auditivo, definido éste como la presión sonora mínima de una señal que es capaz de evocar una sensación auditiva (Gómez Gómez, y otros, 2006).

Las pruebas de audiometría se realizan en un área insonorizada o a campo abierto. El especialista usa un audiómetro para producir sonidos de diferentes frecuencias e intensidades y se los transmite al paciente por medio de audífonos o parlantes según corresponda a la prueba, el paciente indica si puede escuchar los sonidos que se generan y los resultados de la prueba se registran en una gráfica llamada audiograma (Brender, 2006).

1.7.2 Potenciales evocados auditivos. La respuesta neuro-eléctrica de las vías nerviosas producto de estimulaciones acústicas específicas del sistema auditivo, se conocen en la medicina como potenciales evocados auditivos (PEA). Un examen de este tipo, requiere de un sistema de estimulación acústico y un sistema de adquisición de señales neuronales.

Un examen de potenciales evocados auditivos, consiste en la aplicación de sonidos con patrones determinados, y buscar si neuronalmente existe una respuesta a dicho estímulo, en cuyo caso se puede inferir que el paciente escucha el sonido. El registro de las señales nerviosas, varía dependiendo de la ubicación de los sensores que miden las señales neuronales; dichas señales neuronales, se encuentran inmersos en una suma de otros potenciales generados por diversas fuentes fisiológicas (electroencefalograma, electromiograma, electrocardiograma etc.) y no fisiológicas (ruido eléctrico de 60 Hz producto de la red de distribución comercial de energía, señales de radio, ruido de instrumentación, entre otros).

Los potenciales evocados auditivos presentan un espectro en frecuencia en la misma banda del resto de actividad neuronal del paciente, lo cual lleva a que la señal adquirida para el PEA tenga una relación señal a ruido (SNR) demasiado baja, lo cual dificulta la extracción del mismo en una sola iteración.

Con el objetivo de mejorar la SNR del registro que contiene el potencial evocado auditivo, se realizan múltiples registros de la señal neuronal, teniendo en cuenta el sincronismo con la aplicación del estímulo. Adicionalmente, se asume que al no estar presentando correlación con el PEA, la actividad neuronal de fondo tiene un comportamiento aleatorio y presenta un valor medio cero (Posada Zuluaga & Acevedo, 2008). Esta técnica de filtrado, se conoce como promediación coherente y es la técnica más usual para la extracción PEA. Cada uno de los registros se conoce como época y la cantidad de épocas varía dependiendo del tipo de potencial a evaluar.

Ecuación 3

$$y_k[n] = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x_k[n] = S[n] + \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K r_k[n]$$

La ecuación 3 describe el proceso de promediación coherente, donde $x_k[n]$ es la k-ésima época del potencial registrado, $S[n]$ es la señal del PEA, $r_k[n]$ es la k-ésima señal de ruido con varianza σ^2 y K es el total de épocas. De esta forma al ser $\sum_{k=1}^K r_k[n]$ la suma de las señales aleatorias con diferentes varianzas y media cero, el resultado tiene una varianza σ^2/K produciéndose un mejoramiento de la SNR en un factor de \sqrt{K} (Herrera, Biurrun, & Acevedo, 2007).

1.7.2.1 Potenciales evocados auditivos de tronco cerebral. Los PEATC representan las respuestas bioeléctricas provocadas en el sistema auditivo nervioso central a la altura del tronco cerebral tras la presentación de un estímulo acústico transitorio (Delgado Hernández, Zenker Castro, & Barajas, 2003). El estímulo aplicado es el clic o un todo breve y las respuestas buscadas son picos que aparecen a los 10 ms de ocurrido el estímulo, se debe tener en cuenta que los PEATC no miden la audición en un sentido estricto, si no que establecen la competencia e integridad del sistema auditivo periférico hasta un determinado nivel (Barajas de Prat, Zenker Castro, & Fernández Belda, Potenciales Evocados Auditivos, 2007).

Para obtener los resultados de los estímulos aplicados se debe procesar la señal obtenida a través del electroencefalograma (EEG), esto comúnmente se hace con promediación coherente, pero se han hecho estudios para buscar otras técnicas y métodos que mejoren la estimación de los PEATC, como es el caso de un estudio realizado en la universidad Tecnológica de Pereira en el año 2008 (Herrera, Posada, & Acevedo, 2008).

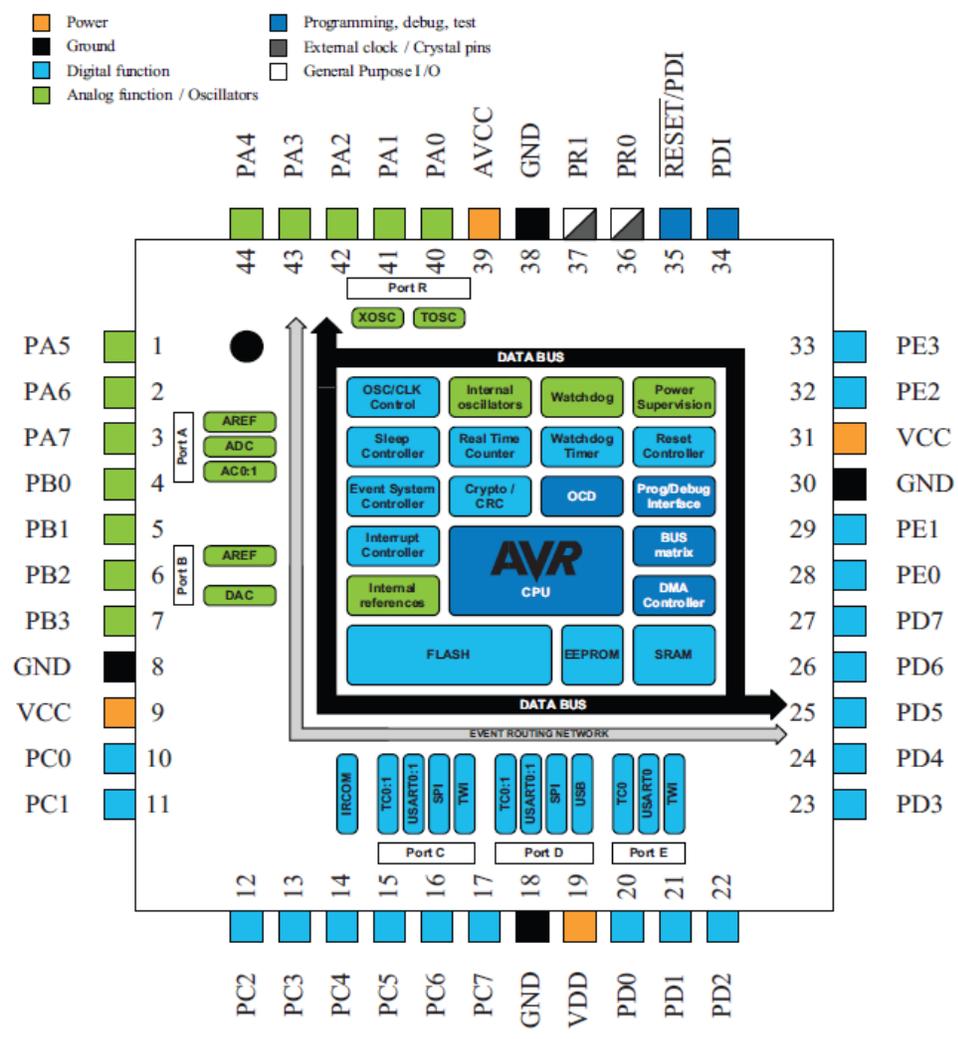
1.7.2.2 Potenciales evocados auditivos de estado estable (PEAEE). Los PEAEE se fundamentan en que al aplicar un estímulo repetitivo, genera señales repetitivas, cada una de las respuestas correspondientes a cada estímulo se superpondrá a la siguiente dando lugar a una respuesta periódica (Martínez Beneito, Marrant Ventura, Pitarch Ribas, García Callejo, & Algarra, 2002), el estímulo utilizado es un tono modulado en amplitud, en el hospital universitario de Valencia cuentan con equipos adecuados para realizar este tipo de prueba quienes han visto la necesidad de hacer estudios para evaluar las posibles limitaciones ya que es una técnica no muy explorada pero que ha mostrado resultados interesantes (Martínez Beneito, Marrant Ventura, Pitarch Ribas, García Callejo, & Algarra, 2002).

1.8 ATXMEGA128A4U

El microcontrolador es de la familia AVR XMEGA de la empresa ATMEL, es un dispositivo de bajo consumo y alto rendimiento, basado en la arquitectura RISC AVR mejorada. Mediante la ejecución de instrucciones en un solo ciclo de reloj, los dispositivos XMEGA AVR lograr el rendimiento de la CPU que se acerca a un millón de instrucciones por segundo (MIPS) por mega Hertz, lo que permite al diseñador del sistema para optimizar el consumo de energía en comparación con la velocidad de procesamiento (Atmel, 2013).

Los dispositivos AVR XMEGA A4U proporcionan las siguientes características: memoria flash programable con la capacidad de leer mientras escribe; memorias EEPROM y SRAM internas; cuatro canales de controlador DMA, 34 líneas I/O de propósito general; cinco *timer/counters* de 16 bit con canales de comparación y PWM; un DAC de 12 bits y dos canales; para obtener información más detallada acerca de las características del dispositivo se puede consultar el *datasheet* del mismo, (Atmel, 2013). Los anteriores periféricos y otros más se pueden observar en el diagrama en bloque del dispositivo, mostrado en la figura 19.

Figura 19. Diagrama en bloque y distribución de pines del ATXMEGA128A4U



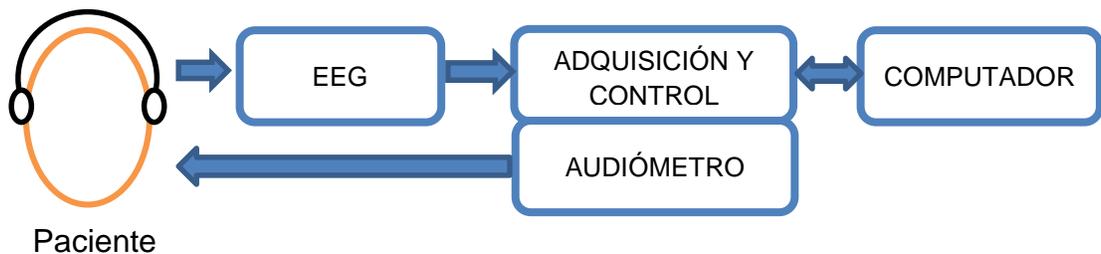
Fuente: (Atmel, 2013).

2. DESARROLLO DEL PROYECTO

El objetivo de esta sección es describir todos los elementos que componen el dispositivo implementado. Inicialmente se describe el hardware que compone el electroencefalógrafo (EEG), se continúa con los elementos que compone el audiómetro, seguido de los elementos para la adquisición de datos y el control del dispositivo y se finaliza con el proceso de comunicación y el software desarrollado como interfaz gráfica.

En la figura 21 se encuentran los módulos que constituyen el dispositivo.

Figura 20. Diagrama en bloque del dispositivo

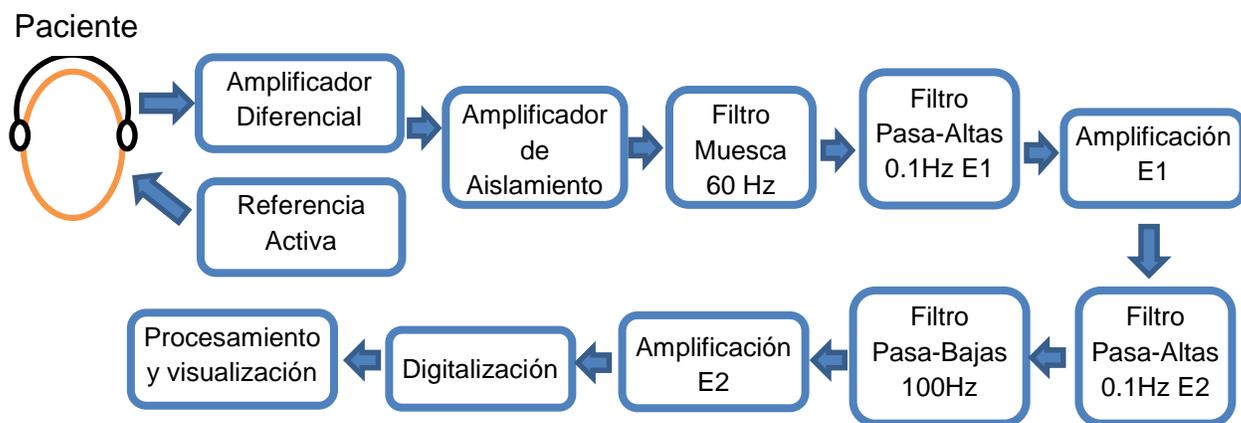


2.1 ELECTROENCEFALÓGRAFO

Para realizar el sensado de las señales neuronales, se hace necesaria la implementación de un electroencefalógrafo que manipule las señales tomadas por los electrodos de montaje superficial para realizar una posterior digitalización de los datos, con lo cual se realiza un análisis objetivo de las señales del cerebro para interpretar los complejos relacionados con el órgano auditivo del paciente.

El diagrama en bloques propuesto del sistema sensor es el observado en la figura 22.

Figura 21. Diagrama en bloques del sistema sensor



Para realizar la adquisición de los biopotenciales neuronales se utilizan electrodos de copa, pues su naturaleza no invasiva facilita la realización de pruebas sobre el sistema. La ubicación de los electrodos se va a realizar según el estándar internacional para posicionamiento de electrodos en electroencefalografía 10-20.

La ubicación de los electrodos sobre el cuero cabelludo, se define teniendo como base el registro de los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral, en cuyo caso particular, el electrodo positivo se coloca en la frente alta, el electrodo negativo se ubica en lóbulo del pabellón auricular o mastoides ipsilateral y el electrodo de tierra se sitúa en el lóbulo del pabellón auricular o mastoides contralateral (Rodríguez Medrano & Rodríguez Medrano). La aplicación de esta distribución de electrodos en el examen diseñado para la evaluación objetiva de la audición no es óptima, pues se requiere de un sistema de electroencefalografía de dos canales y un sistema de procesamiento digital de señales avanzado para la reducción del artefacto EOG (que se incrementa con respecto al PEATC ya que el paciente está despierto).

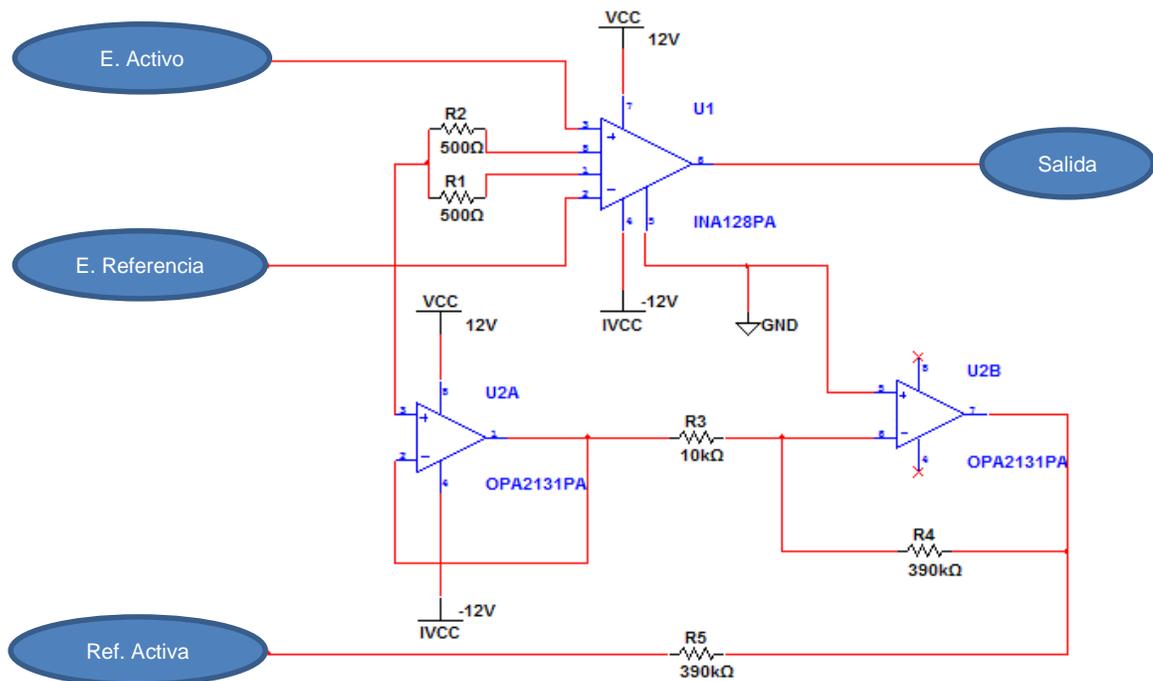
La posición del electrodo de tierra se cambia del lóbulo auricular o mastoides contralateral al punto Fp (sistema 10-20) buscando disminuir el artefacto de EOG, luego de hacer este cambio, el electrodo positivo se ubica en Cz (Barajas de Prat, Zenker Castro, & Fernández Belda, 2007), y el electrodo negativo se ubica en el Inion.

2.1.1 Etapa de preamplificación y establecimiento de referencia activa. En la primera etapa del circuito encargado de medir las señales bioeléctricas

provenientes del cerebro, se instala un amplificador diferencial, en nuestro caso es el INA128 que se eligió de entre otros muchos por su alto rechazo en modo común que permite una disminución evidente en el ruido de red que está acoplado al paciente, y su característica de respuesta en frecuencia es idónea para la aplicación.

El amplificador diferencial se configura con una ganancia de 50 con el objetivo de incrementar los niveles de tensión sin saturar los amplificadores por efectos de ruido. Se equipa esta etapa con una realimentación activa que cumple un papel importante en la reducción de ruido eléctrico de 60Hz. Lo anterior se observa en la figura 23.

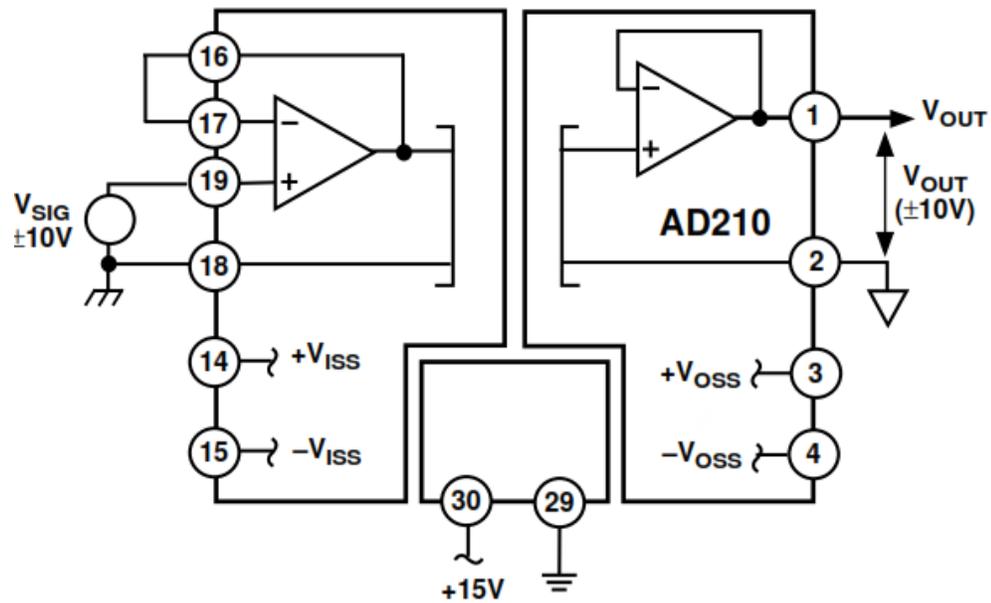
Figura 22. Etapa de preamplificación y establecimiento de referencia activa



2.1.2 Aislamiento eléctrico. Con el objetivo de disminuir las corrientes que se fugan hacia el paciente y las posibles descargas que este podría sufrir, se utiliza un amplificador de aislamiento que se configura con ganancia unitaria, pues se realiza el proceso de filtrado de la señal antes de una amplificación, evitando de esta forma inducir regiones de no-linealidad por saturación de los dispositivos (ganancias altas de una señal con nivel DC o ruido de 60 Hz de amplitud considerable), lo cual significa una pérdida de información. Existen

diferentes fabricantes de este tipo de dispositivos, pero se eligió el AD210 debido a la alta fidelidad que existe en la señal de salida respecto de la entrada, su alta linealidad y sobre todo porque este dispositivo suministra los potenciales eléctricos de alimentación a los puertos aislados.

Figura 23. Configuración básica amplificador de aislamiento



Fuente: *Datasheet AD210 de Analog Devices, Figure 2. Basic Unity Gain Configuration.*

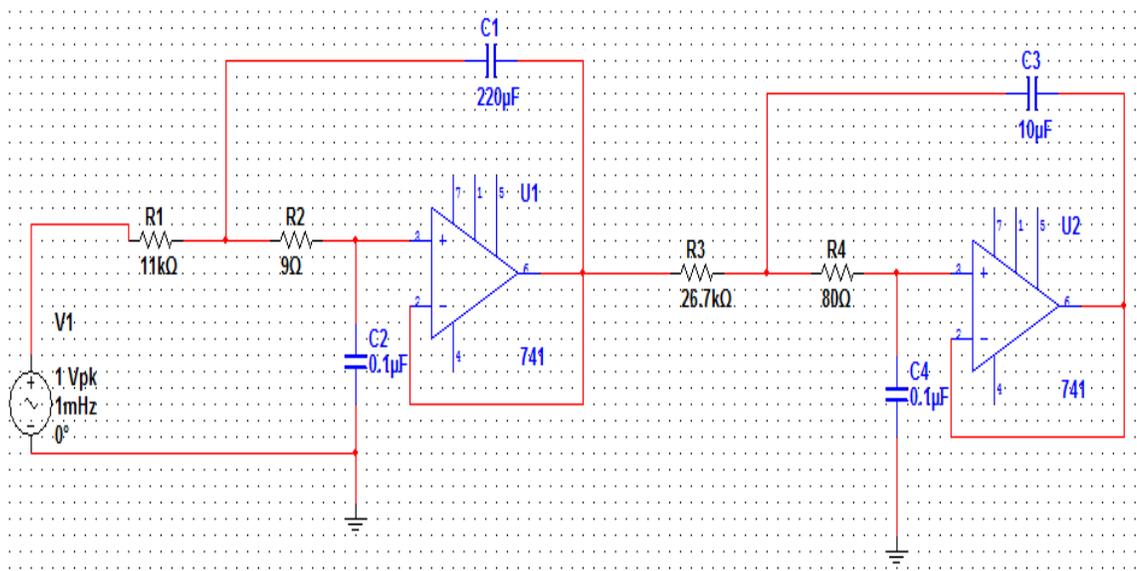
2.1.3 Filtrado analógico. El sistema de filtrado consta de:

- a. Filtro butterworth pasa-bajas de cuarto orden con una frecuencia de corte de 100 Hz.
- b. Filtro butterworth pasa-altas de cuarto orden con una frecuencia de corte de 0,1 Hz.
- c. Filtro muesca de 60 Hz.

Los filtros pasa-bajas y pasa-altas limitan el ancho de banda de la señal que será digitalizada y el filtro muesca se utiliza para reducir el ruido eléctrico causado por la red de distribución domiciliaria.

2.1.3.1 Filtro pasa-bajas Butterworth. Con el objetivo de eliminar la probabilidad de adquirir ruido por efecto alias en el momento de la digitalización de la señal neuronal, se diseña un filtro pasa-bajas (Figura 25) que atenúe los segmentos de la señal que posean componentes con espectros en frecuencia mayores a 100 Hz.

Figura 24. Diagrama esquemático del filtro pasa-bajas Butterworth



2.1.3.2 Filtro pasa-altas Butterworth. El sistema también cuenta con un filtro que rechaza el nivel DC de la señal de neurología, pues podría saturar los amplificadores ocasionando una pérdida de información. El diagrama esquemático del filtro se muestra en la figura 26.

2.1.3.3 Filtro muesca de 60 Hz. Para el diseño del filtro muesca (Figura 27), se utilizó el IC UAF42 que es un dispositivo configurable. Para elegir el valor de los resistores de configuración, el fabricante provee un manual con posibles configuraciones de acuerdo al tipo de filtro a implementar y los valores de los elementos externos los calcula un software compatible con DOS que se ejecuta

sobre Windows XP sin evidencia de que sea posible correrlo en otro sistema operativo.

Figura 25. Diagrama esquemático del filtro pasa-altas Butterworth

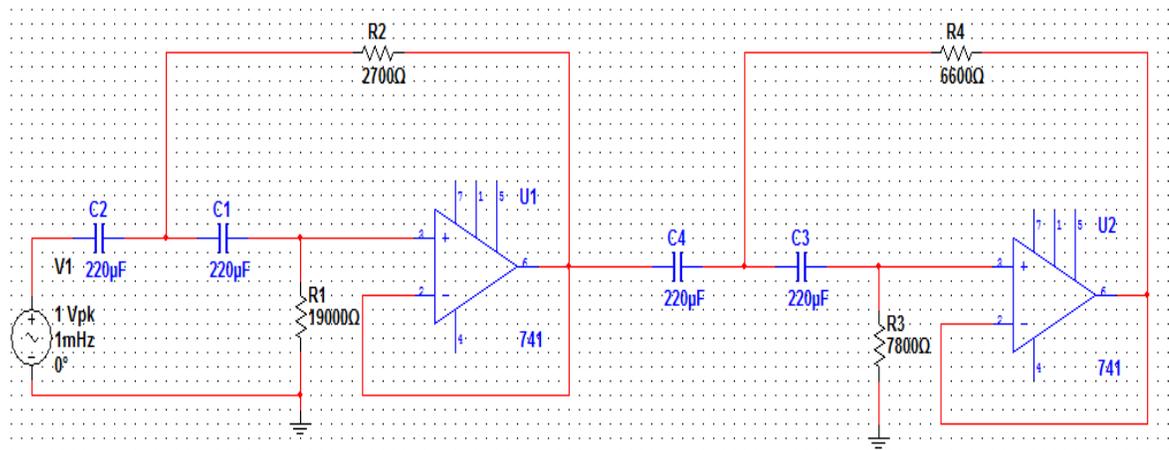
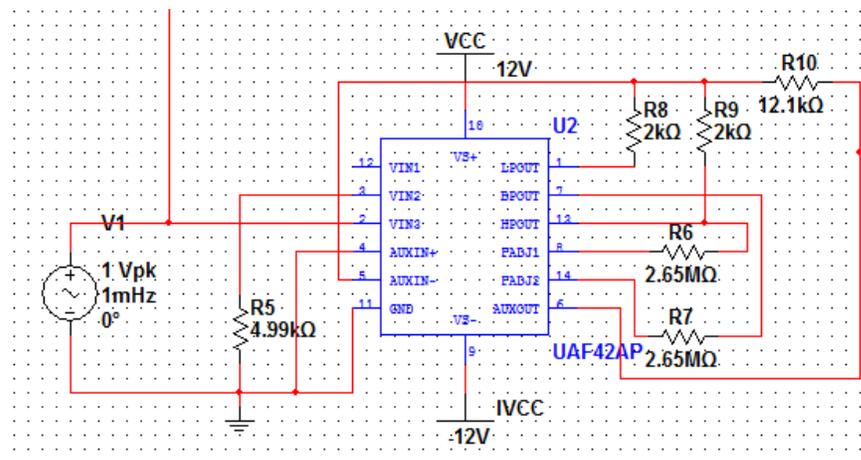


Figura 26. Diagrama esquemático del filtro muesca de 60 Hz



2.1.4 Amplificación. La amplificación se realiza con un amplificador inversor montado con IC's AD 706 cuya salida se conecta a una tarjeta de adquisición de datos, que se encarga de realizar la digitalización de las señales para su almacenamiento, visualización y posterior procesamiento.

Ecuación 4

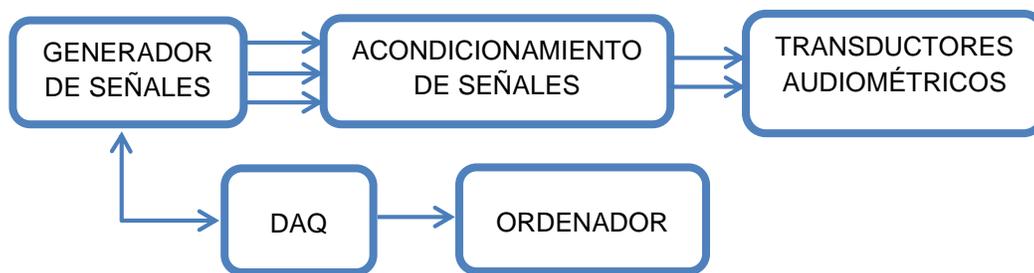
$$A = \left(1 + \frac{50000}{1000}\right) * A_p = 51000 \text{ de donde } A_p = 1000$$

La ecuación 4 muestra el cálculo de la ganancia de la etapa de amplificación.

2.2 EQUIPO AUDIOMÉTRICO

En esta sección se describe los elementos que componen el audiómetro desarrollado. En la Figura 28, se observa un diagrama en bloque del hardware que se propone para la implementación del audiómetro.

Figura 27. Diagrama en bloque del audiómetro

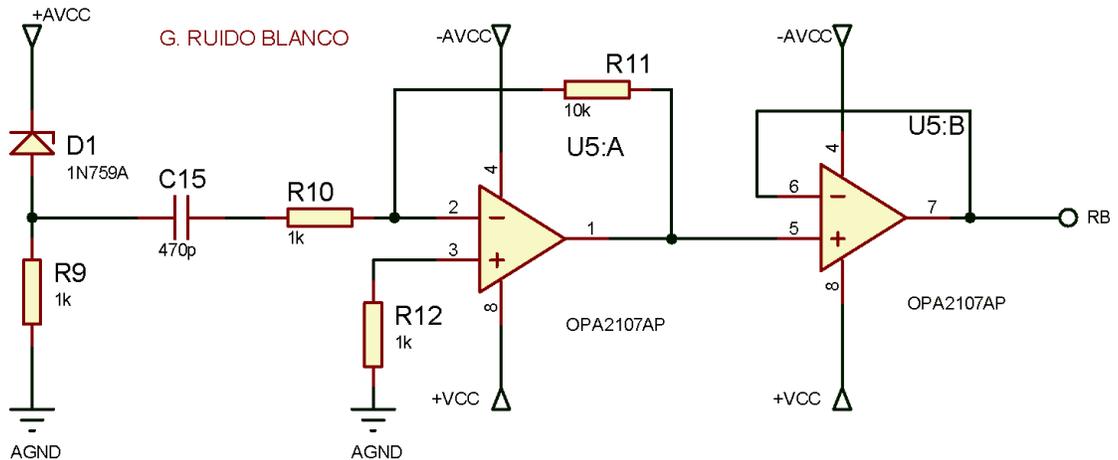


2.2.1 Generador de señales. El bloque se compone de dos partes, la primera es un circuito generador de ruido blanco basado en el efecto avalancha de un diodo *zener*, la segunda parte se encarga de generar los tonos y se compone de un AVR XMEGA de la empresa ATMEL con referencia ATXMEGA128A4U, el cual ofrece, entre otros, un módulo conversor Digital/Análogo (DAC) de dos canales, en la siguiente sección se describe con mayor detalle el microcontrolador.

El generador de ruido blanco, como se mencionó anteriormente, se fundamenta en el ruido generado por el efecto avalancha de un diodo *zener*, esto ocurre cuando la unión PN opera en modo de ruptura inversa. El circuito mostrado en la figura 29 se basa en la nota de aplicación 3469 *Building a Low-Cost White-Noise Generator* de *Maxim Integrated*.

Para el circuito implementado se hace uso del diodo zener de referencia 1N759, elementos resistivos, capacitivos y el circuito integrado OPA2107, éste último cuenta con dos amplificadores operacionales uno de ellos es utilizado para amplificar la señal por un factor de 10 y el otro para realizar un acople de impedancia con el multiplexor análogo mediante la configuración de seguidor de voltaje.

Figura 28. Generador de Ruido Blanco



En cuanto al generador de tonos, se emplean los módulos DAC y TC del AVR. El módulo TIMER/COUNTER (TC), está configurado para generar una interrupción por desbordamiento en un intervalo de tiempo igual al periodo de muestreo de las señales; la frecuencia de muestreo es de 96 KHz. En cada interrupción se toman los datos equivalentes a los valores de tensión del tono deseado y se colocan en el buffer de salida del módulo DAC para iniciar la conversión, ésta interrupción se ejecutará hasta que se cumpla la condición de *Stop*.

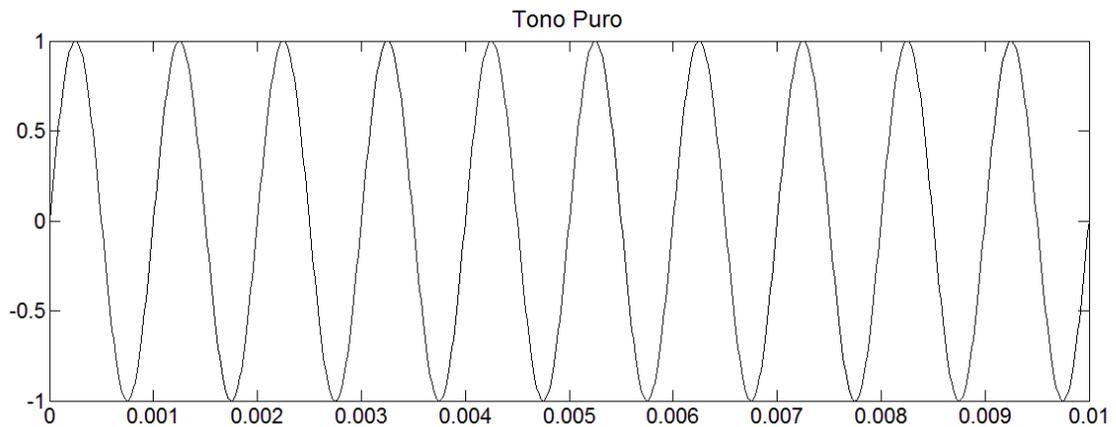
El módulo DAC cuenta con dos canales, cada uno con 12 bits de resolución, una tasa de conversión de hasta un millón de muestras por segundo, además entre otras características, tiene la capacidad de manejar cargas capacitivas, resistivas y una combinación de las dos anteriores. Se encuentra configurado para que inicie una conversión Digital/Análoga cada vez que se coloque un nuevo dato en el buffer de salida del canal que corresponda, dado que los dos canales comparten el mismo bloque de conversión es necesario un tiempo mínimo de retardo entre el inicio de conversión de un canal hasta que pueda iniciar la conversión del otro

canal. Este tiempo de retardo mínimo es de $1\mu\text{s}$, lo que limita la frecuencia de muestreo.

Las señales generadas son de tres tipos: Tono puro, tono modulado en amplitud y ruido blanco.

- **Tono puro**, corresponde a una señal sinusoidal, la cual se observa en la figura 30, la frecuencia del tono se deberá escoger entre 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz y 8000 Hz. Estas señales se encuentra almacenadas en la memoria de datos del microcontrolador y fueron calculadas en el software Matlab.

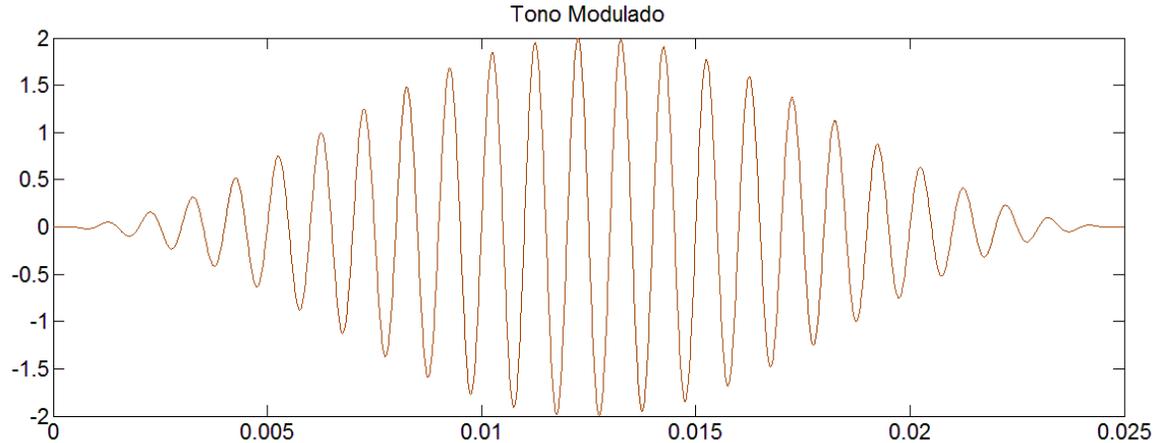
Figura 29. Tono Puro



- **Tonos modulados en amplitud**, Es un tipo de señal utilizado frecuentemente en pruebas de Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEAEE); la tasa de modulación del tono es de 40 Hz, valor que se elige debido a que las tasas de modulación de entre 20 y 70 Hz evocan respuestas similares a las de latencia media (PEATC) cuyos generadores se encuentran en las radiaciones tálamocorticales y corteza auditiva primaria (Rodríguez Medrano & Rodríguez Medrano) y presentan una respuesta de gran amplitud por lo que se distingue fácilmente al realizar un análisis visual del trazado.

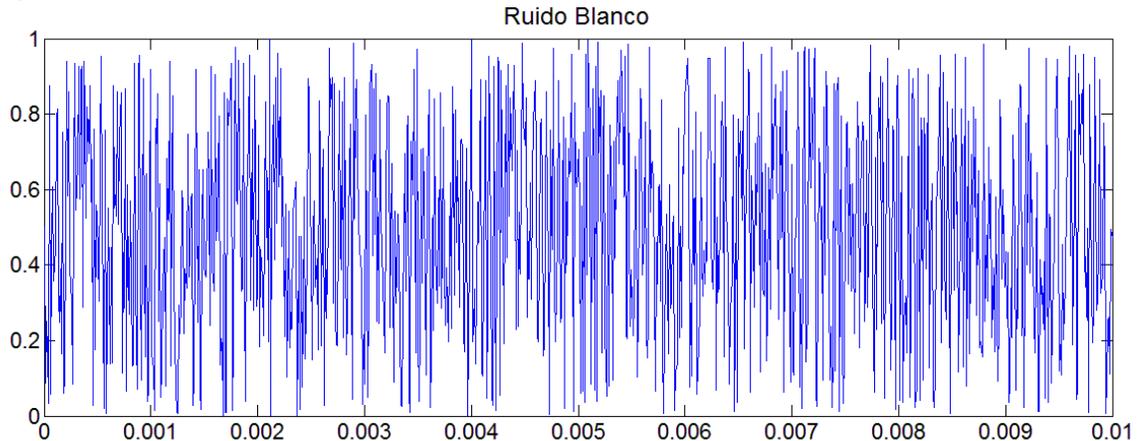
El vector de amplitud del tono modulado (Figura 31), se calculó en el software Matlab y se almacena en la memoria flash del microcontrolador para su posterior uso.

Figura 30. Tono Modulado



- **Ruido blanco**, se caracteriza por tener un espectro de potencia constante, un ejemplo de forma de onda de éste tipo de señal se observa en la figura 32. El ruido blanco se utiliza para realizar enmascaramiento, se entiende por enmascaramiento cuando un sonido impide la percepción de otro, desplazando el umbral de audibilidad del paciente; en audiometría cuando se le aplica a un oído un tono puro, éste se propaga y puede ser escuchado en el oído contrario [Mariano Ruiz- Tesis doctoral], para evitar este fenómeno se utiliza la técnica de enmascaramiento.

Figura 31. Ruido Blanco



2.2.2 Acondicionamiento de la señal. El audiómetro consta de dos canales, canal derecho y canal izquierdo, la circuitería de ambos es totalmente idéntica. A continuación, se describe el hardware usado para un solo canal.

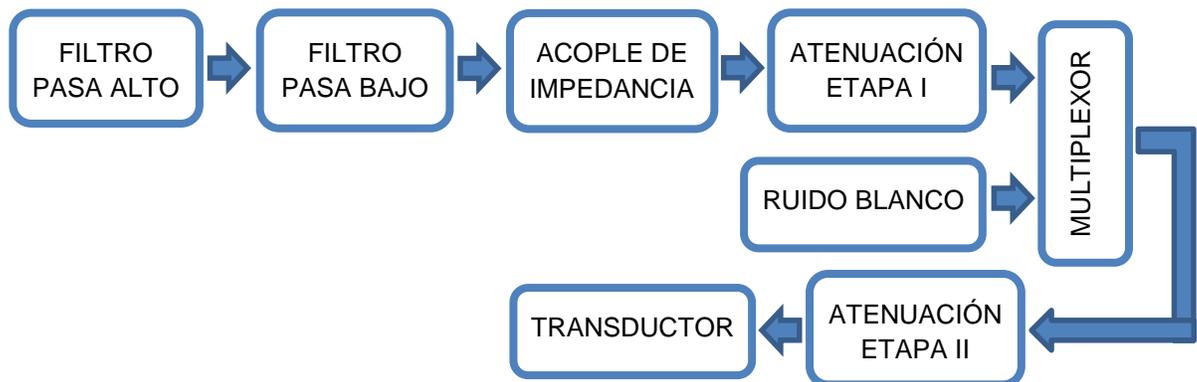
El diagrama en bloque del acondicionador de señal propuesto se muestra en la Figura 33, se observa los elementos necesarios para conseguir la variación de la intensidad de las señales para ser entregadas a los transductores.

2.2.2.1 Filtro pasa alto de primer orden. El filtro pasa alto es necesario para eliminar el componente DC de la señal procedente del DAC, para ello se fija su frecuencia lo más bajo posible de tal forma que no afecte los tonos, se eligió una frecuencia de corte (f_c) de 6 Hz ya que cumple la anterior condición y por la facilidad de obtener el mencionado valor a partir de valores comerciales de capacitores y resistores. Se trata de un filtro pasivo compuesto por una resistencia y un capacitor, cuyos valores pueden ser calculados con la Ecuación 5.

Ecuación 5

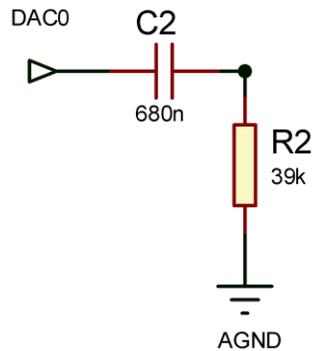
$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Figura 32. Diagrama en bloque del acondicionamiento de la señal



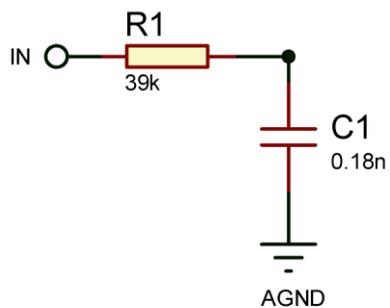
En la Figura 34 se observa el circuito del filtro implementado.

Figura 33. Filtro pasivo pasa alto



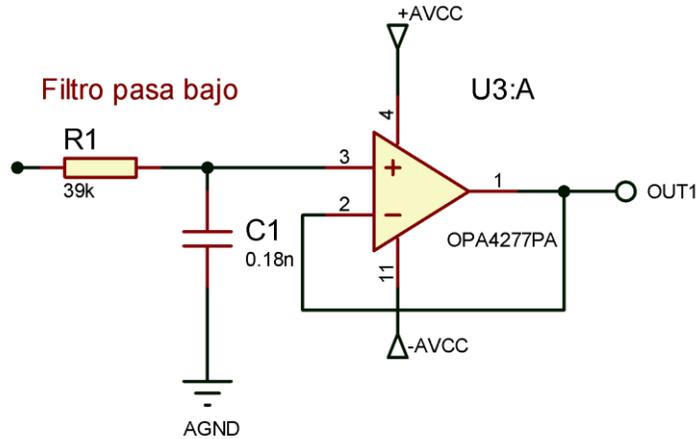
2.2.2.2 Filtro pasa bajo de primer orden. Se trata de un filtro pasivo de primer orden (Figura 35), utilizado para eliminar los armónicos de la señal generados por la frecuencia de muestreo, los valores de los componentes se calculan con la Ecuación 5.

Figura 34. Filtro pasivo pasa bajo



2.2.2.3 Acople de impedancia. Para este fin se implementó un seguidor de tensión como se muestra en figura 36.

Figura 35. Circuito de acople de impedancia con OPA44277PA



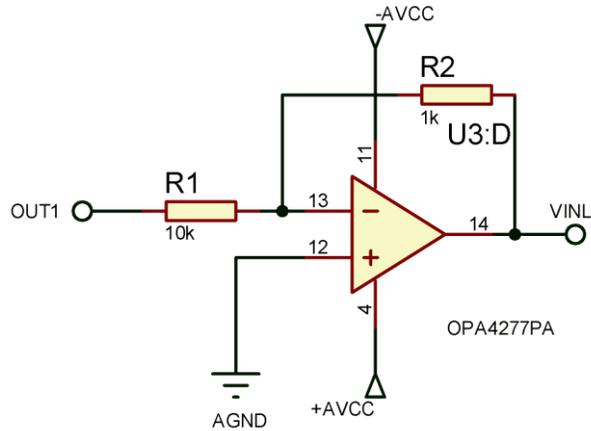
Se utilizó el circuito integrado de referencia OPA4277P de Texas Instruments, ya que cuenta con cuatro amplificadores operacionales y una distorsión armónica de 0.002 %.

2.2.2.4 Primera etapa de la atenuación. En este punto del acondicionamiento de las señales, éstas presentarán valores en un rango de -1 a 1 Voltios, siendo niveles elevados para poder generar las intensidades de los tonos en todo el rango que se exige (0dB_{HL} a 70dB_{HL}). Se hace necesaria una primera etapa de atenuación (figura 37); se trata del mismo circuito integrado utilizado en el acople de impedancias, dando uso de los dos amplificadores operacionales restantes, con los cuales se implementan un circuito atenuador inversor con factor de ganancia (G) igual a 0.1, lo anterior puede ser calculado con la Ecuación 6.

Ecuación 6

$$G = - \frac{R_2}{R_1}$$

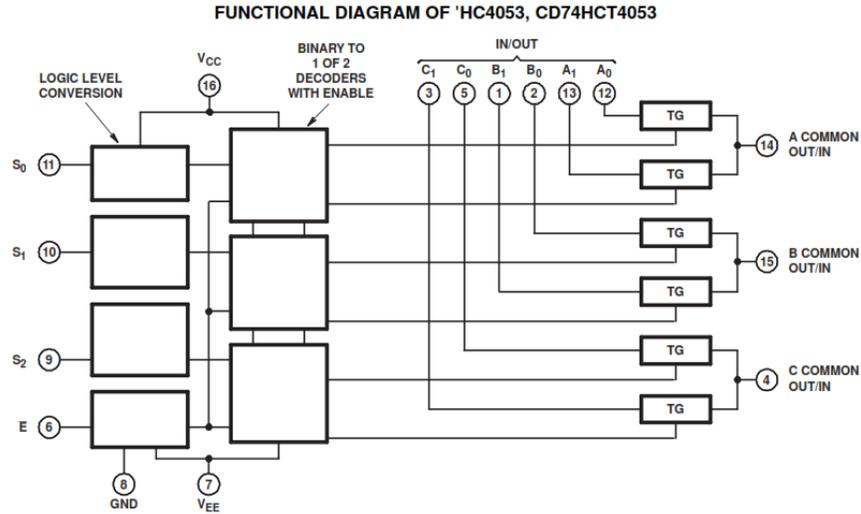
Figura 36. Etapa I del atenuador



2.2.2.5 Multiplexor. El multiplexor permite seleccionar entre el paso de la señal proveniente del microcontrolador o del ruido blanco para cada canal, haciendo uso de dos de los tres canales con los que cuenta el dispositivo (Canal A y canal B). El circuito integrado que se utiliza es el 74HC4053 de *Texas Instruments*, el cual es controlado digitalmente por el AVR a través de los pines S_0 , S_1 y S_2 , para esta labor se emplean los pines PD0, PD1 y PD2 del puerto D. El multiplexor cuenta con pin de control para habilitar o deshabilitar el dispositivo, lo anterior se puede observar en el diagrama funcional del mismo (figura 38).

2.2.2.6 Segunda etapa de la atenuación. Se encargará de entregar al transductor los niveles de tensión adecuados, cuyos valores deben ser calculados según la intensidad del tono que se va a generar; a continuación se realizan los cálculos teóricos para los transductores TDH39.

Figura 37. Diagrama funcional del multiplexor 74HC4053



Fuente: *Datasheet* SCHS122J de *Texas Instruments*.

Siguiendo de cerca el trabajo de Ruiz González (2002), a continuación se realizarán los cálculos teóricos para los transductores.

Los fabricantes especifican la sensibilidad de los transductores a una frecuencia de referencia (1KHz), en donde se relaciona el nivel de presión y la tensión aplicada, Ecuación 7.

Ecuación 7

$$S_{(Pa/V)} = \frac{Pe_{(Pa)}}{V_{(V)}}$$

Despejando Pe de la ecuación 1 y reemplazando en la ecuación 7, se obtiene:

Ecuación 8

$$S_{(Pa/V)} = \frac{P_{ref} * 10^{\frac{L_P(dBSPL)}{20}} (Pa)}{V_{(V)}}$$

La ecuación 8 se ha generalizado para que aparezca la resistencia y potencia nominal del transductor obteniendo la ecuación 9.

Ecuación 9

$$S_{(Pa/V)} = \frac{P_{e1KHz(Pa)}}{V_{1KHz(V)}} = \frac{P_{ref} * 10^{\frac{L_{P1KHz(dBSPL)}}{20}}}{\sqrt{P_{1KHz(W)} * R_{1KHz(\Omega)}}} \quad (Pa)$$

La sensibilidad del transductor varía con respecto a la frecuencia (Δ_f) y es un parámetro a tener en cuenta.

Ecuación 10

$$v = \sqrt{P_{1KHz(w)} * R_{1KHz(\Omega)}} * 10^{\frac{Lp(dBSPL) - \Delta_f(dBSPL) - L_{P1KHz(dbSPL)}}{20}}$$

Como se indicó anteriormente el nivel de presión sonora se puede expresar a partir del RETSPL y del nivel de audición de un tono (Ecuación 2), obteniendo la siguiente ecuación:

Ecuación 11

$$v = \sqrt{P_{1KHz(w)} * R_{1KHz(\Omega)}} * 10^{\frac{HTL(dB_{HTL}) + RETSPL_{(dB_{SPL})} - \Delta_f(dB_{SPL}) - L_{P1KHz(db_{SPL})}}{20}}$$

En este caso los transductores utilizados son los TDH-39, cuenta con una impedancia nominal de 10 Ohm, una potencia nominal de 1 mW y un nivel de SPL de referencia de 108 dB_{SPL}.

Teniendo en cuenta los valores anteriormente descritos, la ecuación 11 queda de la siguiente forma:

Ecuación 12

$$v = \sqrt{10 * 10^{-3} * 10} * 10^{\frac{HTL(dB_{HTL}) + RETSPL_{(dB_{SPL})} - \Delta_f(dB_{SPL}) - 108_{dB_{SPL}}}{20}}$$

En el anexo A se encuentra la tabla con los valores de tensión calculados que se deben aplicar al transductor para obtener los niveles de sensación auditiva deseados.

Es de especial interés la etapa de atenuación de la señal, ya que el control óptimo de ésta se permitirá la variación de intensidad de los tonos, los valores de tensión

están en el orden de los microvoltios y los milivoltios, esto aporta un grado mayor de complejidad al momento de atenuar la señal.

La segunda etapa de atenuación consta de un dispositivo atenuador-amplificador de Texas Instruments de referencia PGA2310. Es un control de volumen estéreo con una interfaz de control serie de tres hilos y proporciona un rango de ganancia y atenuación que varía de 31,5 dB a -91,5 dB en pasos de 0,5 dB.

La ganancia para los dos canales es configurada mediante una palabra de 16 bits, los primeros 8 bits corresponden al canal derecho y los siguientes al canal izquierdo. En la ecuación 13 se muestra la relación para el ajuste de la ganancia, siendo N el valor decimal equivalente de los 8 bits del canal que corresponda.

La configuración es realizada por el microcontrolador mediante comunicación SPI, para ello se asignan los pines PC4, PC5 y PC7 del puerto C del AVR como selección de esclavo, salida de datos y señal de reloj respectivamente.

Ecuación 13

$$Gain (dB) = 31.5 - [0.5 (255 - N)] \text{ (Texas Instruments, 2001)}$$

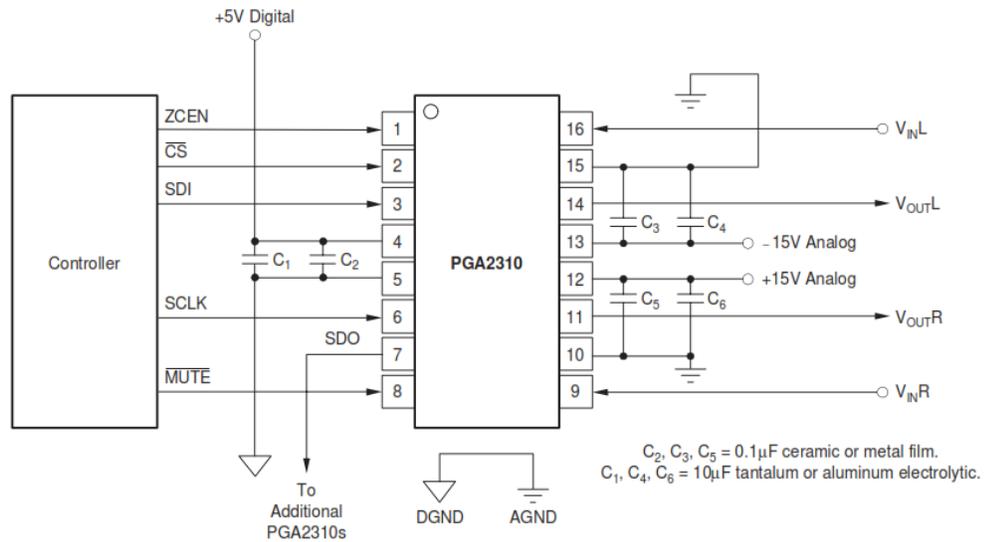
El montaje usado es el recomendado por el fabricante (Figura 39).

2.2.3 Transductores audiométricos. Se emplean auriculares tipo circumaural de referencia TDH 39 como transductores, éstos generan un nivel de presión sonora a partir de una señal eléctrica. Este tipo de auriculares se caracterizan por su posición de aplicación ya que rodean por completo el pabellón auditivo (Ruiz González, 2002), (ver figura 40).

Los auriculares tipo circumaural mejoran el aislamiento del ruido externo, permitiendo la posibilidad de realizar un ensayo audiométrico sin la necesidad de una cámara insonorizada, por esta razón se elige trabajar con ellos.

En cuanto a sus características eléctricas, se encuentra que poseen un nivel de presión sonora de referencia igual a 108 dB_{SPL}, una impedancia y una potencia nominal de 10 Ω y 10 mW respectivamente, esto es la impedancia y potencia eléctrica que poseen los auriculares a una frecuencia de 1 KHz.

Figura 38. Control de volumen PGA2310



Fuente: Datasheet PGA2310, Figura 5 “Recommended Connection Diagram” (Texas Instruments, 2001).

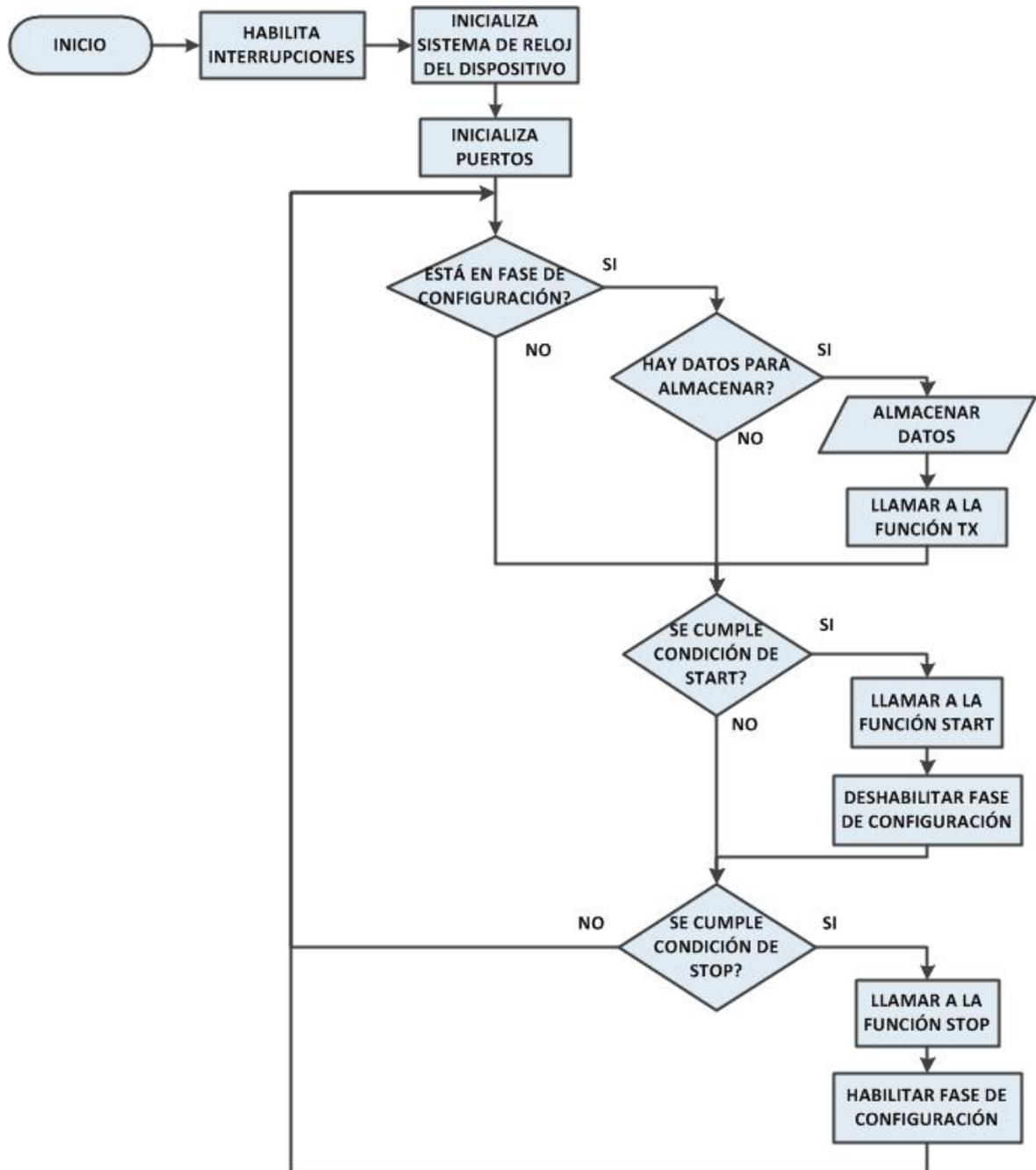
Figura 39. Auriculares Circumaurales



Fuente: Website “Find The Best”

La programación fue realizada en lenguaje C bajo la plataforma de desarrollo integrado **Atmel Studio 6**. En la figura 42 se muestra el diagrama de flujo general del algoritmo diseñado para el microcontrolador.

Figura 41. Diagrama de flujo general del algoritmo del microcontrolador



Para un adecuado desempeño del microcontrolador de acuerdo a las necesidades, se hizo necesario realizar la configuración manual de cada uno de los módulos e interrupciones del dispositivo, ya que el uso de las librerías ofrecidas por Atmel Studio dificultaba el manejo de los periféricos y adicionaba líneas de código, haciendo los procesos menos eficientes.

A continuación se hace una descripción de las funciones e interrupciones involucradas en el algoritmo principal del microcontrolador.

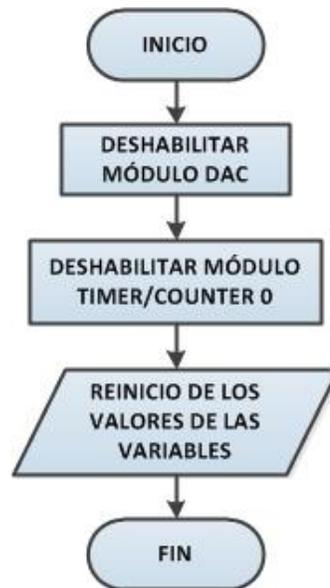
La función START de acuerdo a los datos recibidos configura los módulos y ejecuta los procesos para dar inicio a la síntesis del tono elegido por el usuario, de esta forma se involucran los módulos: Conversor Digital/Análogo (DAC), Timer/Counter 0 (TC0) y el módulo de comunicación serial SPI. El diagrama de flujo se puede observar en la figura 43.

Figura 42. Diagrama de flujo de la función START



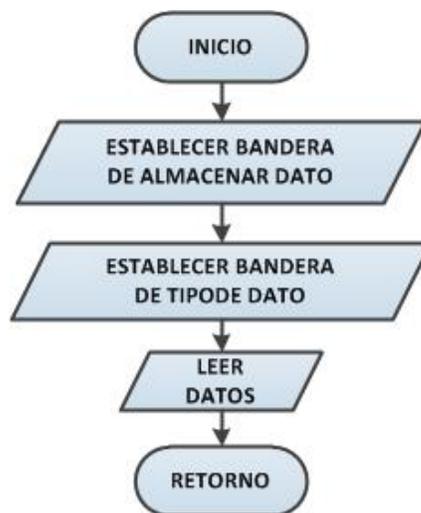
La función STOP (Figura 44) por su parte, se encarga de detener la generación de la señal, deshabilitando los módulos DAC y TC0, para luego reiniciar los valores de las variables involucradas.

Figura 43. Diagrama de flujo de la función STOP



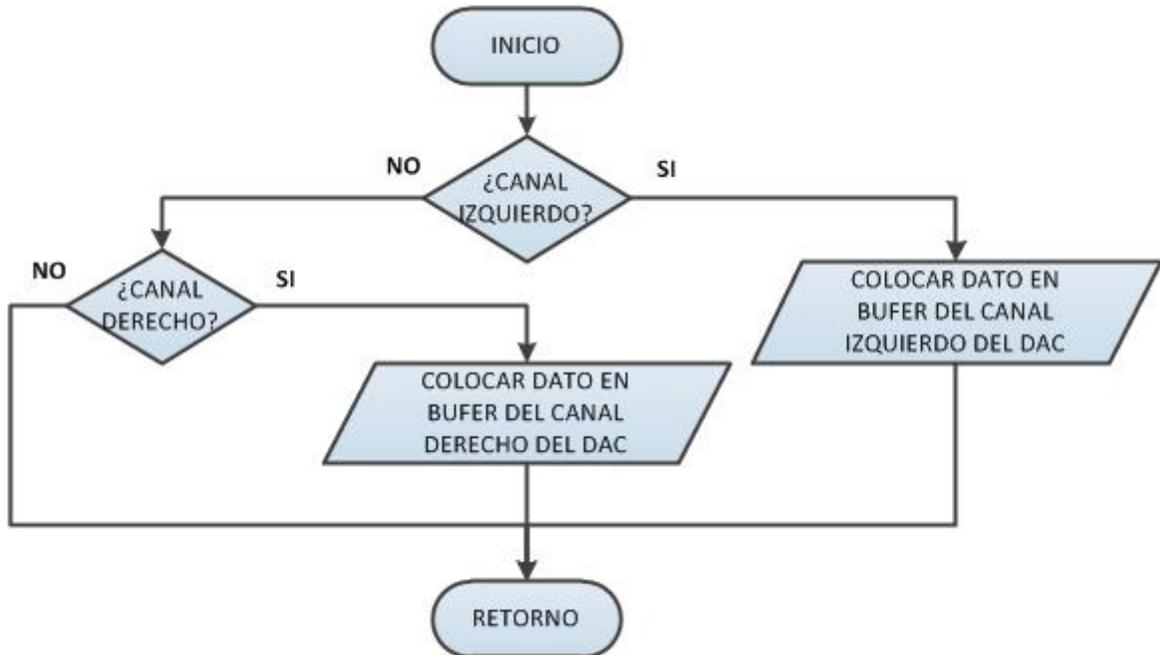
La interrupción en el Puerto C ocurre cuando en el pin PC2 se lleva a cabo una transición de un nivel bajo a un nivel alto; esta interrupción se utiliza para indicar que existe un dato nuevo para ser leído y procesado. En la figura 45 se observa el diagrama de flujo de atención a la interrupción en el puerto C.

Figura 44. Diagrama de flujo de la atención a la interrupción en Puerto C



La interrupción que se genera por el desbordamiento del *Timer*, se encargará de colocar los datos necesarios en el buffer correcto para la sintetización de la señal. El diagrama de flujo correspondiente se observa en la figura 46.

Figura 45. Diagrama de flujo de la atención a la interrupción del TC0



2.4 COMUNICACIÓN

Un proceso de vital importancia es tener una confiable comunicación entre el módulo de control y el software que se ejecuta en el computador, para dar solución a lo anterior se ha diseñado un proceso entre el microcontrolador, la DAQ y el software del usuario. El proceso se ha dividido en dos partes, la primera describe la comunicación entre la DAQ y el microcontrolador y la segunda parte trata la comunicación entre la DAQ y el software.

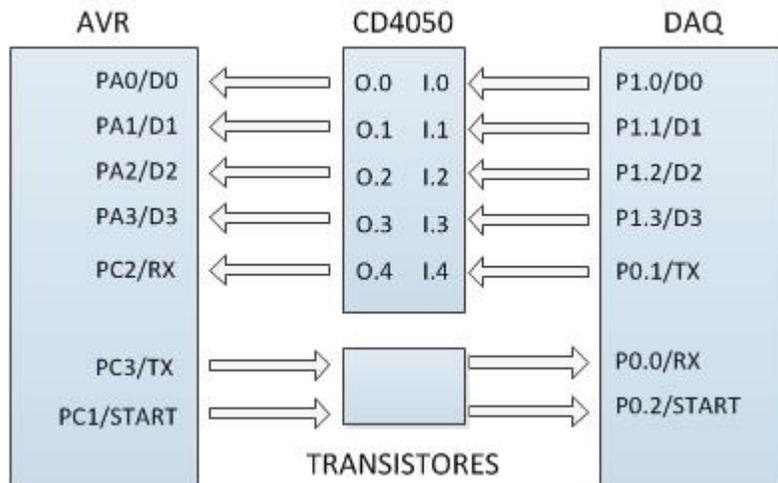
2.4.1 Comunicación entre el microcontrolador y la DAQ. La DAQ USB-6008 a través de sus puertos digitales se comunica con el microcontrolador. Se diseñó una comunicación paralela unidireccional con cuatro bits de datos (D0, D1, D2 y D3) y tres bits de control (TX, RX y START), logrando transmitir sin errores los datos para realizar la configuración del dispositivo. Las líneas de datos, como su nombre lo indica son usadas para la trasmisión de los datos; las líneas TX y RX son usadas para señalar que un dato ha sido enviado o

recibido y la línea START es usada para indicar al programa que se ha iniciado la sintetización del tono y puede iniciar con la adquisición de la señal del EEG.

En la DAQ se usa el Puerto 1 (P1) para la transmisión de datos y las líneas P0.0, P0.1 y P0.2 para RX, TX y START respectivamente. Debido a que los puertos digitales de la DAQ no son compatibles con los del microcontrolador, se hace necesaria una interfaz para adecuar los niveles de tensión, para ello se usa un buffer no inversor de referencia CD4050 y dos transistores 2N2222 trabajando en la región de corte y saturación, lo anterior se puede observar en la figura 47.

El circuito integrado CD4050 es usado para convertir los niveles lógicos de la DAQ en niveles lógicos compatibles con el microcontrolador, es decir, se usa para las líneas de datos y la línea RX del AVR. Por su parte, los transistores se usan en las líneas TX y START del AVR.

Figura 46. Diagrama de la conexión entre el AVR y la DAQ



2.4.2 Comunicación entre la DAQ y LabVIEW. Para terminar con el proceso de comunicación, la DAQ dispone de una interfaz USB, a través de ella LabVIEW maneja las tareas que debe ejecutar la tarjeta, ya sea de adquisición o de configuración del dispositivo.

Se ha establecido cinco tareas las cuales son: DataOut, RX, TX, START y DataIn. Una forma de configurar las tareas de la tarjeta es a través del software *Measurement and Automation Explorer*, desde el cual se especifica el tipo de tarea, el puerto y las líneas del mismo que se van a usar, entre otros parámetros.

La siguiente forma de configurar las tareas es a través del *DAQ Assistant*, desde la cual se realizan las mismas configuraciones que con el método anterior. El *DAQ Assistant* se puede encontrar en el menú *Measurement I/O* del *Block Diagram* del VI.

2.5 INTERFÁZ GRÁFICA

Es importante proporcionar al usuario una interfaz gráfica para que interactúe con el dispositivo, de esta forma podrá realizar las configuraciones necesarias, obtener la respuesta neuronal y generar un reporte con los resultados. A continuación se describe cada una de las vistas de la interfaz gráfica.

El panel de control del audiómetro (Figura 48), ofrece al usuario utilizar el dispositivo en la modalidad de audiómetro permitiendo escoger el canal a usar, el tipo de señal (Tono modulado, tono puro y ruido blanco) y la intensidad del tono. Los controles numerados en la figura 48 son descritos en la tabla 1.

Figura 47. Vista del panel de control del audiómetro

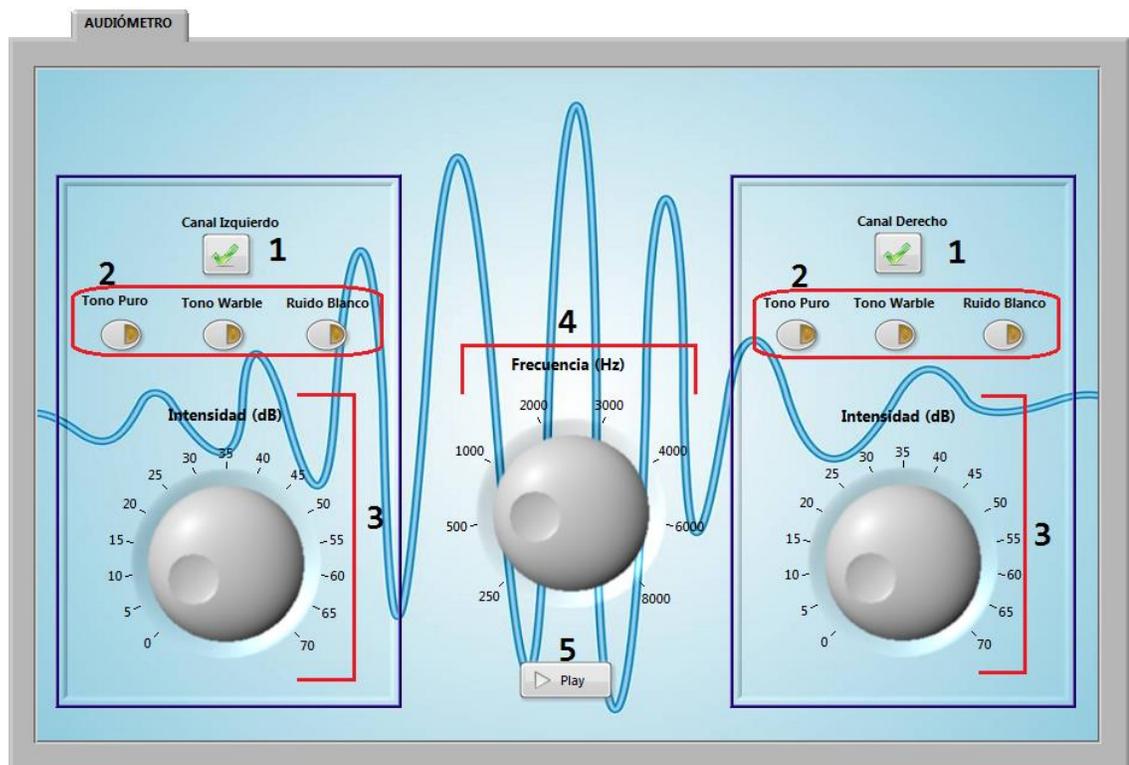


Tabla 1. Funciones de los controles del panel de control del audiómetro

Numeral	Nombre	Función
1	<ul style="list-style-type: none"> • Canal Izquierdo • Canal Derecho 	Permite activar o desactivar el canal izquierdo y el canal derecho.
2	<ul style="list-style-type: none"> • Tono Puro • Tono Warble • Ruido Blanco 	Permite seleccionar un tipo de señal para generar a través del canal correspondiente.
3	Intensidad (dB)	Selecciona el nivel de intensidad en decibeles SPL de la señal generada.
4	Frecuencia (Hz)	Selecciona la frecuencia del tono puro o la frecuencia portadora del tono modulado.
5	Play	Da inicio a la generación del tono seleccionado.

La siguiente vista corresponde al panel del examen objetivo de la audición (EOA), Figura 49, en ella se encuentran los elementos necesarios para configurar y dar inicio al examen, además, se proporciona una gráfica para visualizar el resultado del examen. Los controles numerados en la figura 49 son descritos en la tabla 2.

Figura 48. Vista del panel de control del examen objetivo de la audición

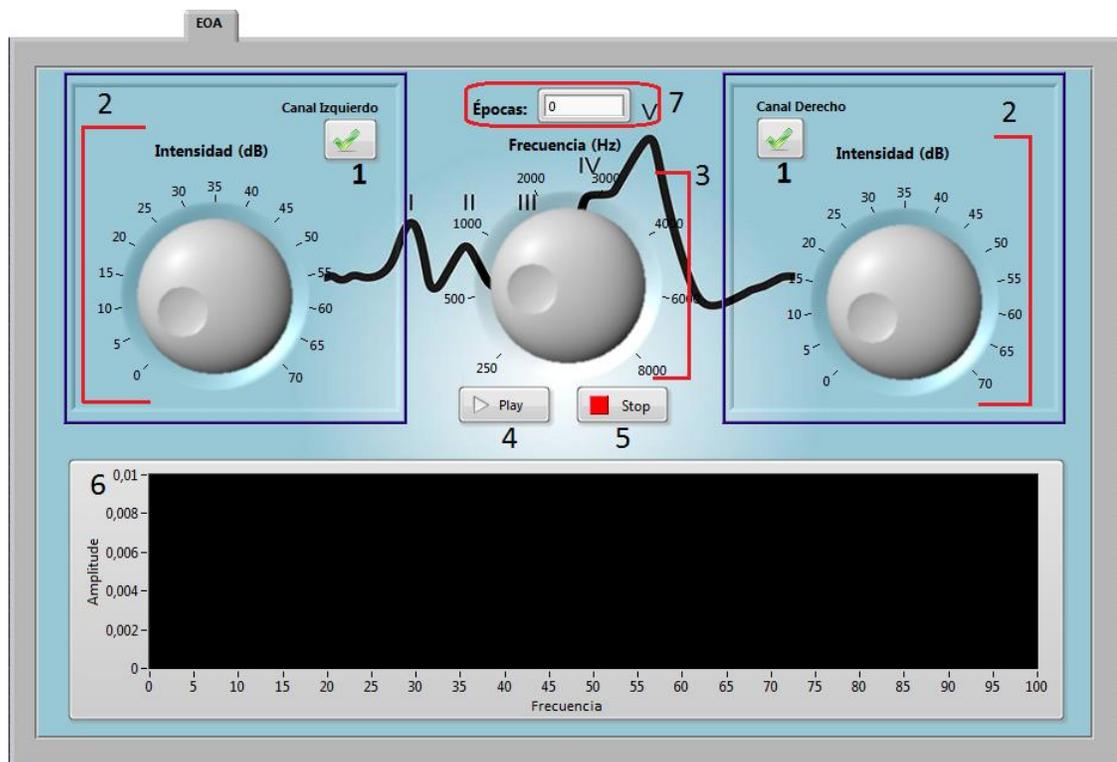
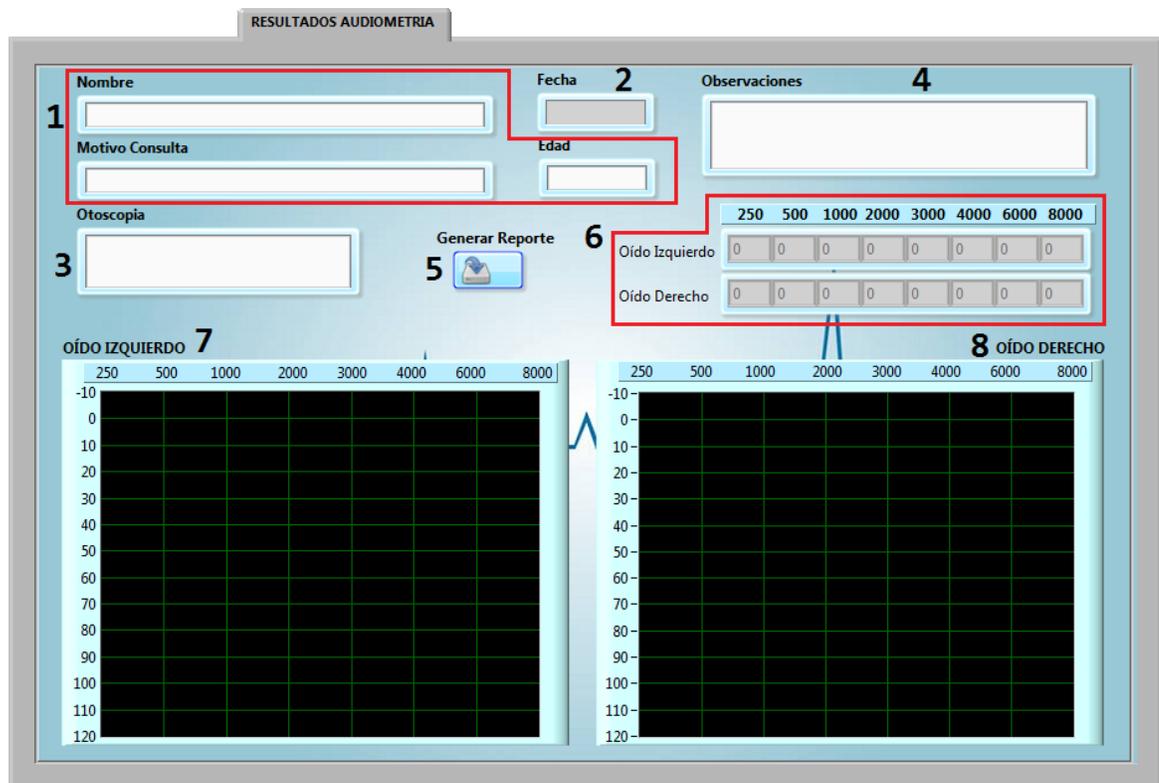


Tabla 2. Funciones de los controles del panel del examen objetivo de la audición

Numeral	Nombre	Función
1	<ul style="list-style-type: none"> • Canal Izquierdo • Canal Derecho 	Permite activar o desactivar el canal izquierdo y el canal derecho.
2	Intensidad (dB)	Selecciona el nivel de intensidad en decibeles SPL de la señal generada.
3	Frecuencia (Hz)	Selecciona la frecuencia del tono puro o la frecuencia portadora del tono modulado.
4	Play	Da inicio a la generación del tono y a la recolección de datos.
5	Stop	Detiene el tono y la recolección de datos.
6	Gráfica	Permite visualizar el resultado del examen.
7	Épocas	Indica el número de arreglos de datos que se usaran para el examen, controlando la duración del mismo, se recomienda un valor superior a 12.

Figura 49. Vista del panel de resultados de la audiometría



El panel de resultados de la audiometría se observa en la figura 50, permite ingresar los datos del paciente y del examen para generar un documento con los resultados. El reporte es realizado haciendo uso del *Toolkit: LabVIEW Report Generation for Microsoft Office*, de propiedad de *National Instruments*; la plantilla usada para el reporte del examen se encuentra en el anexo B. Los controles numerados en la figura 50 son descritos en la tabla 3.

Tabla 3. Funciones de los controles del panel de resultados de la audiometría

Numeral	Nombre	Función
1	Datos del paciente	Permite ingresar el nombre, la edad y el motivo de consulta del paciente.
2	Fecha	Muestra la fecha en la que se realiza el examen.
3	Otoscopia	Permite al evaluador ingresar el resultado de la otoscopia realizada en el paciente.
4	Observaciones	Permite al evaluador ingresar las observaciones sobre el resultado del examen.
5	Generar reporte	Genera un reporte en Word con los resultados de la audiometría.
6	Panel audiograma	Permite al evaluador ingresar los valores en dB de del umbral de la audición del paciente y de esta forma generar el audiograma.
7	Audiograma oído izquierdo	Muestra la gráfica correspondiente al audiograma del oído izquierdo.
8	Audiograma oído derecho	Muestra la gráfica correspondiente al audiograma del oído derecho.

3. RESULTADOS

3.1 TARJETAS DE CIRCUITO IMPRESO

Se desarrolló dos tarjetas de circuito impreso (PCB), bajo las herramientas *Multisim 11.0* y *Ultiboard 11.0* de *National Instruments*; la primera tarjeta corresponde al electroencefalógrafo y la segunda corresponde a la circuitería del audiómetro.

En las figuras 51 y 52 se observa la visualización 3D de los PCB correspondientes al EEG y el audiómetro, se trata de dos tarjetas doble capa y cuentan con elementos tanto de montaje superficial como de inserción, la totalidad de los componentes se encuentran ubicados en la parte superior de las tarjetas.

Figura 50. Vista superior del PCB del EEG

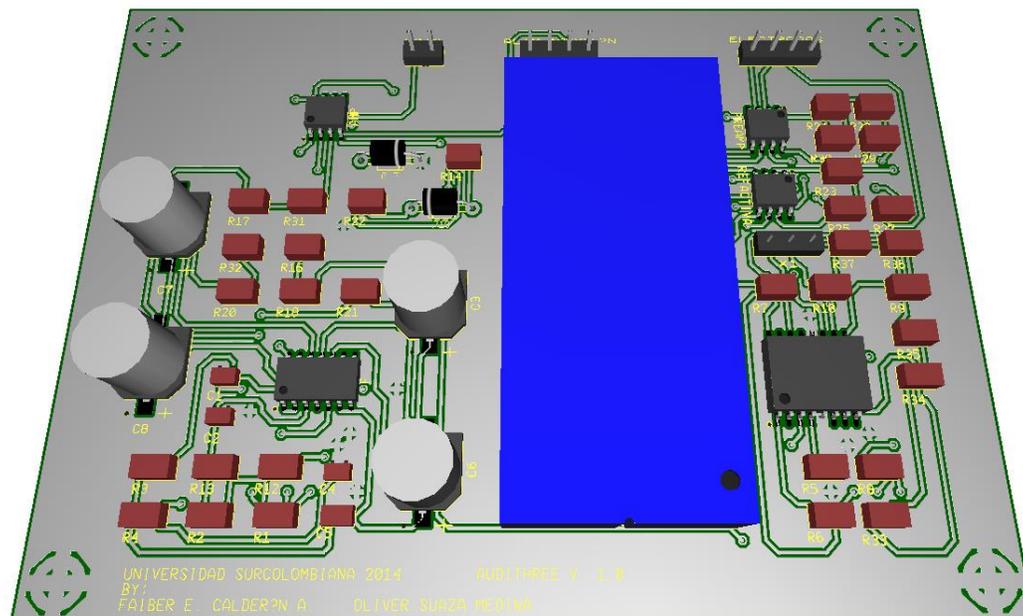
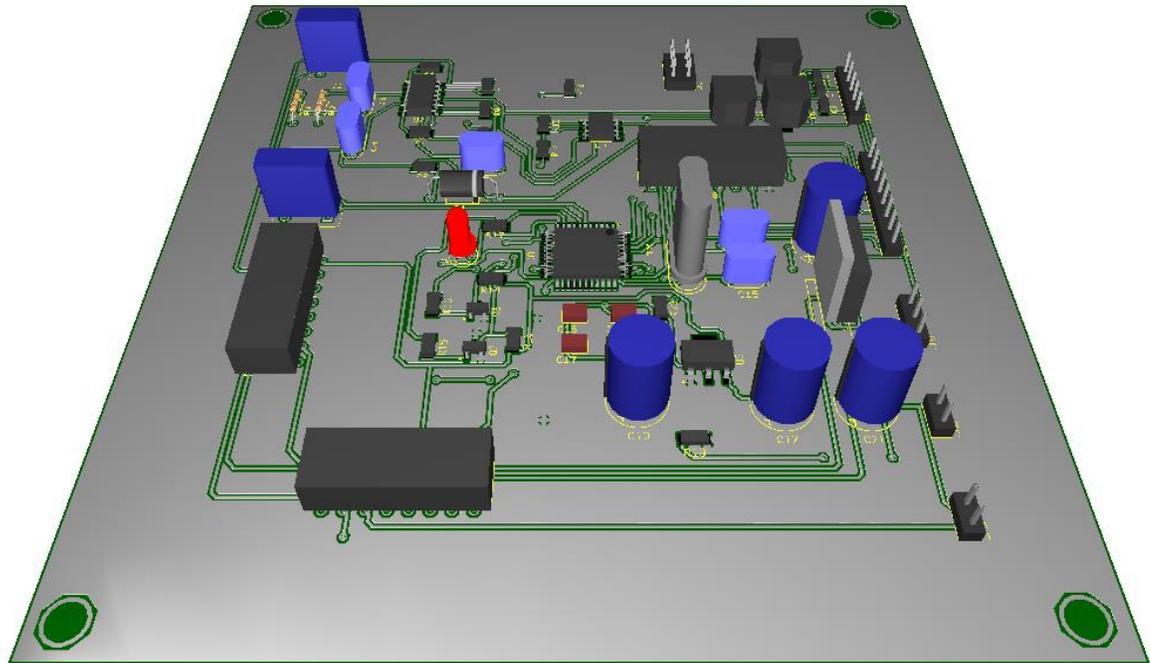


Figura 51. Vista superior del PCB del audiómetro



3.2 AUDIOMETRO

El equipo diseñado e implementado permite generar tonos puros y modulados en los siguientes valores de frecuencias: 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz y 8000 Hz; La variación de intensidad se puede realizar desde 0 hasta 70 dB en pasos de 5 dB, acorde a los requisitos que exige la norma NTC2884-1 (ICONTEC, 2005).

3.2.1 Generación de tonos puros. Para cada una de las señales generadas se realizó un registro (tabla 4) de su frecuencia utilizando un osciloscopio GW Instek GDS-2062 y se calculó el porcentaje de error, obteniendo que estos valores se encuentran dentro del rango de precisión que exige la norma ($\pm 2\%$ para audiómetros tipo 3 y 4). Las medidas fueron tomadas a la salida de la primera etapa de atenuación.

Tabla 4. Registro de frecuencias de las señales sinusoidales

Frecuencia deseada de la señal sinusoidal (Hz)	Frecuencia medida de la señal sinusoidal (Hz)	Porcentaje de error (%)
250	248,5	-0,60
500	496	-0,80
1000	996	-0,40
2000	1988	-0,60
3000	2976	-0,80
4000	3975	-0,62
6000	5967	-0,55
8000	7937	-0,79

3.2.2 Generación de tonos modulados. En cuanto a las señales moduladas también se realizó un registro similar al indicado en el numeral anterior, utilizando el mismo equipo, obteniendo como resultado que los valores registrados se encuentran dentro del rango de precisión que exige la norma ($\pm 3\%$ sobre el valor establecido).

Tabla 5. Registro de frecuencias de las señales moduladas

Frecuencia deseada de la señal modulada (Hz)	Frecuencia medida de la señal modulada (Hz)	Porcentaje de error (%)
250	247,1	-1,16
500	495	-1,00
1000	1000	0,00
2000	1987	-0,65
3000	2980	-0,67
4000	3977	-0,57
6000	5963	-0,55
8000	7957	-0,62

3.3 EXAMEN OBJETIVO DE LA AUDICIÓN

El examen de un oído a una frecuencia específica, tiene una duración de entre 22,5 y 33,75 segundos dependiendo de la intensidad del tono aplicado, ya que entre menor intensidad, mayor debe ser el número de épocas.

El estímulo aplicado en las pruebas realizadas a los pacientes, tiene una frecuencia de modulación de 40 Hz y una profundidad de modulación del 100%. A continuación se analiza los resultados de un examen realizado a un paciente. El procedimiento consiste en aplicar 90 ciclos de la señal por cada época, lo cual conlleva a que el examen tenga una duración de 2,25 segundos por época.

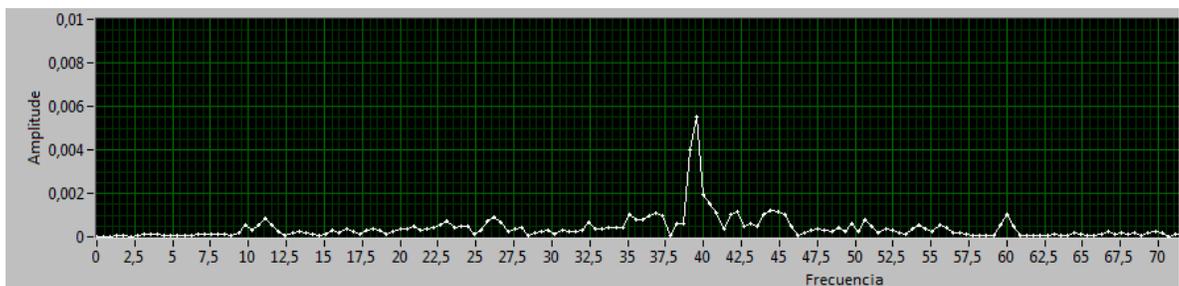
El software del dispositivo se encarga de realizar la configuración para dar inicio al examen. Luego, él se encarga del registro y procesamiento de la señal neuronal para detectar patrones que permitan deducir si el paciente realmente experimenta una sensación a nivel neuronal producto de la excitación de su sistema auditivo.

El procesamiento por software de la señal, consiste básicamente en la promediación coherente de las épocas adquiridas y en la elaboración de un análisis espectral del resultado. Se espera que con una frecuencia de estimulación de 40 Hz, se origine una superposición de los potenciales evocados auditivos de latencia media, generando una respuesta con periodicidad igual a 1/40 segundos.

En cuanto al procedimiento para la toma del examen se puede encontrar en el anexo C del presente libro.

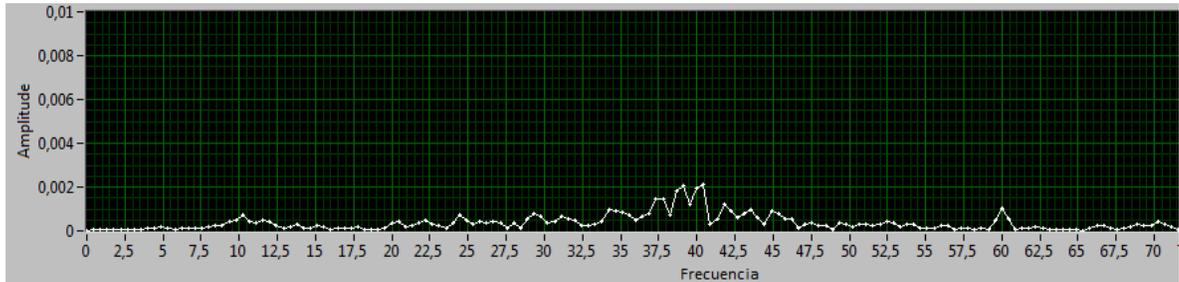
3.3.1 Análisis de los resultados del examen. El resultado de uno de los exámenes, en el cuál se evaluó la respuesta durante 12 épocas se observa en la figura 53. En la gráfica se observa una cresta a 40 Hz que evidencia claramente, que en el paciente existe una respuesta a nivel neuronal producto de la excitación acústica.

Figura 52. Análisis espectral del resultado de la promediación coherente con 12 épocas a 60 dB



En la figura 54, se observa que el paciente presenta una respuesta mínima en torno a los 40 Hz, lo anterior se debe a las características del tono, ya que a una intensidad de 10 dB el estímulo del nervio auditivo es mínimo.

Figura 53. Análisis espectral del resultado de la promediación coherente con 12 épocas a 10 dB



A continuación se describe el procedimiento realizado en un paciente voluntario. Se practicó un examen audiométrico al paciente con el equipo implementado, el audiograma para el oído izquierdo se puede visualizar en la figura 54, se observa que presenta una leve caída en la frecuencia de 4000 Hz. Se realiza una comparación con los resultados de una audiometría realizada al mismo paciente con un audiómetro clínico de la unidad de otorrinolaringología de la Clínica de Marly S.A de Bogotá, cuyo resultado se observa en la figura 55. Se obtiene que existe una diferencia no mayor a 10 dB en cada frecuencia.

Figura 54. Audiograma oído izquierdo con el audiómetro implementado

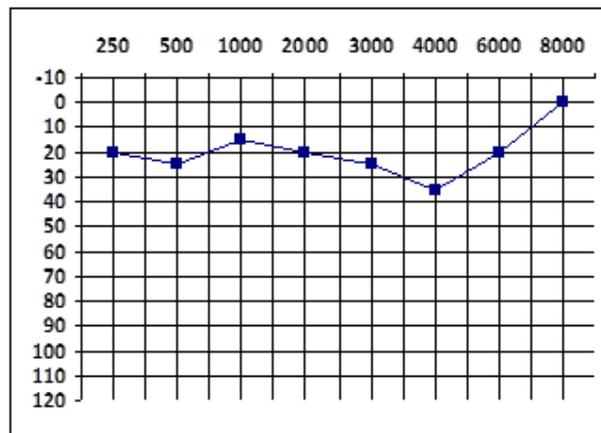
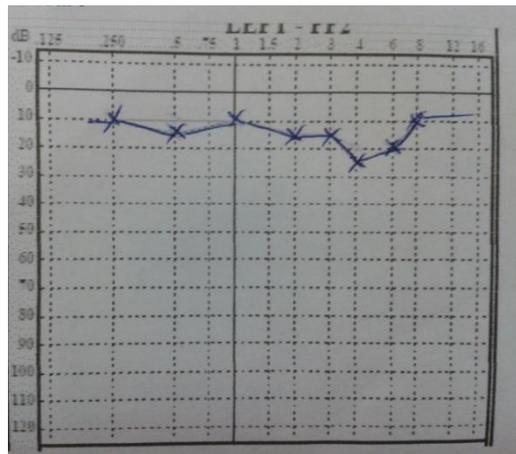
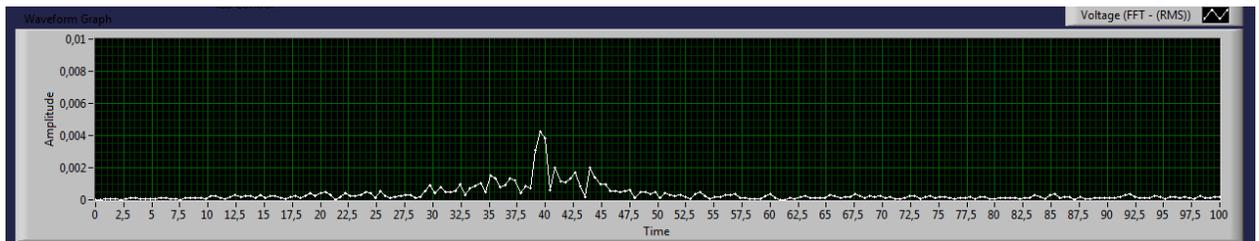


Figura 55. Audiograma oído izquierdo con audiómetro clínico



Se realizó el examen objetivo de la audición al mismo paciente, a una frecuencia de 1000 Hz e intensidad de 30 dB, obteniendo los resultados observados en la figura 56. Se evidencia claramente que en el paciente existe una respuesta a nivel neuronal producto de la excitación acústica.

Figura 56. Análisis espectral del resultado del examen con frecuencia de 1000 Hz e intensidad de 30 dB.



4. CONCLUSIONES

- Se desarrolló e implementó un sistema de electroencefalografía de un canal como dispositivo para la adquisición de bioseñales neuronales.
- Se estableció que para la adquisición de los biopotenciales generados por el nervio auditivo la ubicación más adecuada de electrodos corresponde a la siguiente: el electrodo de referencia se sitúa en el Inion, el electrodo activo se ubica en el Centrex (Cx), y el electrodo de tierra se ubica en la zona frontal del cráneo (Fp 10-20).
- Se ha diseñado e implementado un audiómetro controlado por computador que cumple con las funcionalidades de un equipo audiométrico tipo 4, se le ha dotado de un software para su control y presentación de los resultados.
- Un elemento importante del diseño de un equipo audiométrico es la variación de intensidad de las señales ya que de él depende la calidad del examen, teniendo en cuenta las características de la señal a entregar al transductor se pudo comprobar que el circuito integrado PGA2310 como última etapa del control de los niveles de voltaje responde de la forma deseada, permitiendo la generación de diferentes intensidades a frecuencias específicas.
- El proceso de diseño del software de control del dispositivo es muy delicado, por el alto grado de precisión que se requiere a la hora de buscar la sincronización entre la aplicación del estímulo acústico al paciente y el inicio de la adquisición de datos de cada una de las épocas del examen. Una pequeña variación en este ítem, ocasiona un desfase de la señal que durante el proceso de promediación coherente, traerá como resultado una disminución del nivel SNR de la señal.
- En los exámenes, fue posible determinar si el paciente miente cuando la diferencia de intensidad entre el tono que se le aplica y el umbral mínimo de audición a esa frecuencia, supera los 30 dB. Teniendo en cuenta que la prueba tiene una duración demasiado alta comparada con la respuesta del paciente al aplicar el estímulo.
- Para la implementación de un equipo que monitoree la actividad neuronal del paciente durante un examen de audiometría tonal liminar, se requieren métodos de filtrado muy robustos, ya que las características de modulación del tono en este tipo de exámenes, coincide con la actividad neuronal normal del cerebro humano (modulación con frecuencia de modulación de 5 Hz a 20 Hz).

- Se encuentra que con los equipos de audiometría existentes se realiza el proceso de toma de resultados de acuerdo a la información brindada por el paciente, haciendo de ésta una prueba subjetiva. El equipo diseñado e implementado cuenta con la posibilidad de realizar una evaluación objetiva de la audición, donde el resultado se basa en la respuesta neuronal del paciente, adicionalmente, el equipo cuenta con la herramienta de generación de reportes, la cual no está presente en algunos de los audiómetros modernos tipo IV. Lo anterior se puede evidenciar en la tabla 6.

Tabla 6. Comparación entre audiómetros comerciales y el diseñado e implementado durante el trabajo de grado.

CARACTERÍSTICAS	INTERACOUSTICS AS608	GSI 18	EQUIPO USCO
Rango de Nivel de intensidad	-10 a 100 dB HL en pasos de 5 dB HL	-10 a 90 dB HL en pasos de 5 dB HL	0 a 70 dB HL en pasos de 5 dB HL
Rango de frecuencias	125 a 8000 Hz	125 a 8000 Hz	250 a 8000 Hz
Señales de prueba	Tono puro, tono modulado	Tono puro	Tono puro, tono modulado
Controlado por software	Si	No	Si
Generación de Reporte	Si	No	Si
Dimensiones (WxDxH)	22.5 x 18 x 5.5 cm	32 x 22.3 x 8.1 cm	25 x 19 x 12 cm
Auriculares	DD 65 Supra-aurales	DD 45 Supra-aurales	TDH 39 Circum-aurales
Electroencefalografía	No	No	Si
Electrodos	No	No	Cadwell Gold-covered
Electro-audiometría	No	No	Si
Identificación de la veracidad de la respuesta del paciente	No	No	Si
Precio	COP 2'403.968.84	COP 4'187.000	COP 3.800.000

5. RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO

Con el fin de mejorar las prestaciones del equipo audiométrico se recomienda el uso de un conversor digital análogo con una resolución mayor o igual a 16 bits.

Se recomienda implementar un electroencefalógrafo de 8 o 16 canales para la adquisición de las señales neuronales, con esa información utilizar métodos de filtrado como la separación ciega de fuentes y transformadas operacionales para la eliminación de artefactos (EoG, ECG, etc), incrementar el SNR y de esta forma disminuir el número de épocas necesarias para hallar una respuesta confiable.

Examinar los resultados del sistema si se utiliza un electroencefalógrafo alimentado con baterías DC y que utilice un transmisor RF para enviar los datos al centro de procesamiento. La disminución del ruido eléctrico de 60Hz, lleva a la disminución de circuitos de filtrado, con lo cual se puede optimizar el diseño hardware del dispositivo.

Integrar un dispositivo que se encargue de monitorear en tiempo real la medida de la resistencia de la interfaz electrodo-piel teniendo como objetivo minimizar la amplitud del ruido no biológico.

Para garantizar la seguridad del paciente, se sugiere revisar el sistema de puesta a tierra del sitio donde se vayan a realizar las pruebas. La medida de tensión neutro tierra debe cumplir con las especificaciones enunciadas en la norma RETIE y la NTC 2050.

BIBLIOGRAFÍA

- Alvarez Leefmans, F. J. (Junio de 1995). Las neuronas de don Santiago Ramón y Cajal. *Avance y Perspectiva*, 193-196.
- Atmel. (02 de 2013). *Atmel*. Recuperado el 03 de 2013, de AVR XMEGA Microcontrollers: http://www.atmel.com/Images/Atmel-8387-8-and16-bit-AVR-Microcontroller-XMEGA-A4U_Datasheet.pdf
- Barajas de Prat, J. J., Zenker Castro, F., & Fernández Belda, R. (2007). Potenciales Evocados Auditivos. En C. Suarez Nieto, *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello* (2° ed., Vol. II). Madrid: Médica Panamericana.
- Bear, M. F., Connors, B. W., & Paradiso, M. A. (2007). *NEUROSCIENCE Exploring the brain*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Bergman, R. A., & Afifi, A. K. (1986). *Basic Neuroscience: A Structural and Functional Approach*. Baltimore: Urban & Schwarzenberg.
- Brender, E. (25 de Enero de 2006). Audiometría. (R. M. Glass, Ed.) *Asociación Médica Americana*, 295(4).
- Bustamante B., J. (2007). *Neuroanatomía* (4 ed.). Bogotá, Colombia: Médica Celsus.
- Chile, E. d. (s.f.). Curso de Neuroanatomía. Santiago de Chile, Chile.
- Delgado Hernández, J., Zenker Castro, F., & Barajas, J. J. (2003). Normalización de los potenciales evocados auditivos de tronco cerebral I: Resultados en una muestra de adultos normoyentes. *AUDITIO, Revista Electrónica de Audiología, Vol 2*.
- Gómez Gómez, O., Ángel Obando, F. R., Casas Monsegny, A. M., Guzmán Mellado, A., Pérez Arana, M. T., Restrepo Arias, C., y otros. (2006). *Audiología básica*. (O. Gómez Gómez, Ed.) Bogotá, D.C: Universidad Nacional de Colombia.
- Hansen, J. T., Koeppe, B. M., Netter, F. H., Craig, J. A., & Perkins, J. (2002). *Atlas of Neuroanatomy and Neurophysiology*. Austin, Texas, United States: Icon Custom Communications.

- Harris, C. M. (1998). *Manual de medidas acústicas y control de ruido* (Tercera ed., Vol. I). Madrid: McGraw-Hill.
- Herrera, A., Biurrun, J., & Acevedo, R. (2007). Promediación coherente mejorada mediante transformada wavelet de potenciales evocados auditivos del tronco cerebral. *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007*, 183-187.
- Herrera, A., Posada, C., & Acevedo, R. (Diciembre de 2008). Estimación de potenciales evocados auditivos mediante transformada wavelet y descomposición modal empírica. Un análisis comparativo. *Scientia et Technica*(No. 40).
- ICONTEC. (2005). *Norma técnica colombiana NTC 2884-1*. Bogotá, D.C.
- Martínez Beneito, P., Marrant Ventura, A., Pitarch Ribas, M. I., García Callejo, F. J., & Algarra, M. J. (2002). Potenciales evocados auditivos de estado estable a multifrecuencia como técnica de determinación de umbrales auditivos. *Acta Otorrinolaringológica Española*, Vol 53(No 10), 707-717.
- Martínez Fernández, A. (2005). Comparación del umbral auditivo obtenido mediante potenciales auditivos de estado estable, audiometría tonal liminar y potenciales de tronco cerebral. (E. d. Granada, Ed.) Granada, España.
- Menezes, P. (2008). Desenvolvimento de um dispositivo capaz de registrar e analisar potenciais evocados auditivos nos domínios do tempo e das frequências. Ribeirão Preto, São Paulo, Brazil.
- Mergler, D. (2001). Sistema Nervioso. En *Enciclopedia de la OIT* (págs. 7.2 - 7.25).
- Molina, J., & Stitt, R. M. (july de 1993). Filter design program for the UAF42 universal active filter. U.S.A.
- National Instruments. (02 de 2012). *National Instruments*. Recuperado el 03 de 2013, de National Instruments: <http://www.ni.com/pdf/manuals/371303m.pdf>
- Navarro, R. B. (s.f.). Electroencefalografía. Madrid, España.
- Oghalai, J. S., & Brownell, W. E. (2005). Anatomía y fisiología del oído. En A. K. Lalwani, *Diagnóstico y tratamiento en otorrinolaringología, cirugía de cabeza y cuello* (págs. 591-609). México, D.F.: El Manual Moderno, S.A. de C.V.

- Pérez Abalo, M. C., Torres Fortuny, A., & Suarez, E. E. (2003). Los potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias y su valor en la evaluación objetiva de la audición. *Auditio: Revista Electrónica de Audiología*, 2, 42-50.
- Posada Zuluaga, C., & Acevedo, R. C. (2008). Estimación de potenciales evocados auditivos del tronco cerebral mediante descomposición modal empírica. *Revista de Ingeniería Biomédica*, 25-30.
- Ramon Suárez, G. (s.f.). Procesador central: el Cerebro. Medellín, Antioquia, Colombia.
- Rodriguez Rey, R. (2002). *Fundamentos de Neurología y Neurocirugía*. San Miguel de Tucuman, Tucumán, Argentina: Magna Publicaciones.
- Ruiz González, M. (2002). *Aplicación de las nuevas tecnologías en audiómetros de tonos puros de altas prestaciones*. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid.
- Texas Instruments. (Octubre de 2001). *Stereo Audio Volume Control*. Recuperado el 20 de Noviembre de 2013, de Texas Instruments: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/pga2310.pdf>
- Trans Cranial Technologies. (2012). 10/20 SYSTEM POSITIONING MANUAL. Wachai, Hong Kong, China.
- Volantines Rivera, A. I. (2006). *Diseño de un driver para dispositivos de almacenamiento masivo USB*. Valparaíso.
- Webster, J. G. (2009). *Medical Instrumentation Application and Design* (4 ed.). Jhon Wiley & Sons, INC.

ANEXOS

ANEXO A. Tabla de los niveles de tensión para el transductor TDH39

Frecuencia (Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000	6000	8000
RETSPL (dB _{SPL})	18	9,5	6,5	3	3	8,5	9,5	16
$\Delta_f(\text{dB}_{\text{SPL}})$	3	2	0	2	-4	-8	-12	-10
Vo[HTL = 0] μV	2,239	0,944	0,841	0,447	0,891	2,661	4,732	7,943
Vo[HTL = 5] μV	3,981	1,679	1,496	0,794	1,585	4,732	8,414	14,125
Vo[HTL = 10] μV	7,079	2,985	2,661	1,413	2,818	8,414	14,962	25,118
Vo[HTL = 15] μV	12,589	5,309	4,731	2,512	5,012	14,962	26,607	44,668
Vo[HTL = 20] μV	22,387	9,441	8,414	4,467	8,913	26,607	47,315	79,433
Vo[HTL = 25] μV	39,811	16,788	14,962	7,943	15,849	47,315	84,140	141,254
Vo[HTL = 30] μV	70,795	29,854	26,607	14,125	28,184	84,140	149,624	251,189
Vo[HTL = 35] μV	125,893	53,088	47,315	25,119	50,119	149,624	266,073	446,687
Vo[HTL = 40] mV	0,222	0,094	0,084	0,045	0,089	0,266	0,473	0,794
Vo[HTL = 45] mV	0,398	0,168	0,150	0,079	0,159	0,473	0,841	1,413
Vo[HTL = 50] mV	0,708	0,299	0,266	0,141	0,282	0,841	1,496	2,512
Vo[HTL = 55] mV	1,259	0,531	0,473	0,251	0,501	1,496	2,661	4,467
Vo[HTL = 60] mV	2,239	0,944	0,841	0,447	0,891	2,661	4,732	7,943
Vo[HTL = 65] mV	3,981	1,679	1,496	0,794	1,585	4,732	8,414	14,125
Vo[HTL = 70] mV	7,079	2,985	2,661	1,413	2,818	8,414	14,962	25,119

ANEXO B. Plantilla del reporte del examen audiométrico

Este anexo se encuentra en el CD que acompaña este libro.

ANEXO C. Procedimiento para realizar el examen

Antes de comenzar, se debe tener en cuenta las normas de seguridad de quipos biomédicos y riesgo eléctrico, siguiendo esta recomendación se procede a ubicar el paciente en una silla aislada eléctricamente.

El paciente debe ubicarse de la manera más cómoda posible, de tal forma que se eviten movimientos bruscos. Una vez ubicado, se procede a realizar una limpieza de la zona en el cuero cabelludo donde se colocarán los electrodos, su ubicación será en Fp (electrodo de referencia), Cz (electrodo positivo) y en el Inion (electrodo negativo).

Una vez ubicados los electrodos se debe colocar los auriculares al paciente atendiendo al código de colores (azul para el oído izquierdo y rojo para el oído derecho).

A continuación se debe dar las instrucciones al paciente: “Usted va a escuchar unos sonidos durante una duración de veintitrés a treinta y cuatro segundos y debe evitar realizar movimientos bruscos”.

Se procede con la configuración de los parámetros del estímulo a aplicar como la intensidad, oído a diagnosticar, frecuencia de la portadora y épocas a adquirir. Luego, se da inicio a la generación del tono y a la recolección de las bioseñales neuronales.

Terminado el examen, el evaluador se encargará de examinar los resultados y determinar si el paciente ha escuchado.

