



**FACULTAD DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**DESARROLLO DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA
DETERMINACIÓN DEL UMBRAL AUDITIVO POR CONDUCCIÓN
AÉREA, ÓSEA Y CON PRUEBAS DE DETECCIÓN DEL HABLA**

PRESENTADA POR

**HECTOR ALEJANDRO BUDIEL ECHEVARRIA
SINDY CALLE GABONAL**

ASESORES

**CHRISTIAN CARLOS DEL CARPIO DAMIAN
FERNANDO JIMENEZ MOTTE**

TESIS

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO ELECTRÓNICO

LIMA – PERÚ

2018



CC BY-NC-SA

Reconocimiento – No comercial – Compartir igual

El autor permite transformar (traducir, adaptar o compilar) a partir de esta obra con fines no comerciales, siempre y cuando se reconozca la autoría y las nuevas creaciones estén bajo una licencia con los mismos términos.

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>



USMP
UNIVERSIDAD DE
SAN MARTÍN DE PORRES

FACULTAD DE
INGENIERÍA Y ARQUITECTURA

ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**DESARROLLO DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA
DETERMINACIÓN DEL UMBRAL AUDITIVO POR
CONDUCCIÓN AÉREA, ÓSEA Y CON PRUEBAS DE
DETECCIÓN DEL HABLA**

TESIS

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO
ELECTRÓNICO**

PRESENTADA POR

**BUDIEL ECHEVARRIA HECTOR ALEJANDRO
CALLE GAMONAL SINDY**

ASESORES

**M.SC. CHRISTIAN CARLOS DEL CARPIO DAMIAN
M.SC. FERNANDO JIMENEZ MOTTE**

LIMA – PERÚ

2018

Dedicatoria

Primero, a nuestros padres y familiares, quienes, con su incansable apoyo y ejemplo de buenos principios, nos impulsaron a crecer como personas y a superarnos cada día.

Segundo, a la Universidad San Martín de Porres, por habernos acogido en sus aulas, y en ellas designarnos excelentes maestros, quienes continuamente depositaron su confianza en nosotros y nunca desistieron de transmitirnos sus vastos conocimientos y formarnos como profesionales competitivos.

ÍNDICE

	Página
RESUMEN	X
ABSTRACT.....	XI
INTRODUCCIÓN	XII
CAPITULO I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	1
1.1.Planteamiento del problema	1
1.2.Situación problemática	2
1.3.Objetivos	4
1.4.Justificación.....	4
1.5.Limitación.....	5
1.6.Viabilidad.....	6
CAPITULO II. MARCO TEÓRICO.....	9
2.1.Antecedentes y estado del arte	9
2.2.Bases Teóricas	15
2.3.Análisis del sistema	29
CAPITULO III. METODOLOGIA.....	71
3.1.Metodología.....	71
3.2.Materiales	73
CAPÍTULO IV. DESARROLLO DEL PROYECTO	83
4.1.Especificaciones de diseño	83
4.2.Diseño de la sección de generación de tonos.	86
4.3.Diseño de la sección de generación de ruido blanco.	101
4.4.Diseño de la sección de adquisición de habla.	103
4.5.Diseño de la sección de multiplexación de señales.....	105
4.6.Diseño de la sección de visualización e interacción.....	109
CAPITULO V. PRUEBAS Y RESULTADOS	118
5.1.Pruebas y Resultados	118
CONCLUSIONES	136
FUENTES DE INFORMACIÓN.....	139

ANEXOS	142
ANEXO A: ESTADÍSTICAS SOBRE DISCAPACIDAD EN EL PERÚ.....	143
ANEXO B	147
ANEXO C. NORMATIVA (MARIANNE VAN ZYL)	149
ANEXO D. DIAGRAMA CIRCUITAL MODULO SPARKFUN MINIGEN	152
ANEXO E. PCB DISEÑADOS E IMPLEMENTADOS DEL SISTEMA	153
ANEXO F. CERTIFICADO DE CALIBRACION DE AUDIOMETRO	157

LISTA DE TABLAS

	Página
Tabla 1.1. Presupuesto final para el desarrollo del proyecto.	7
Tabla 2.1. Escala decibélica HL y su referente en db SPL	18
Tabla 2.2. Frecuencias y niveles dB HL máximos requeridos para audiómetros de tono puro.....	19
Tabla 2.3. Normativa internacional de audiómetros.....	26
Tabla 2.4. Comparación de los requerimientos de tolerancia para audiómetros entre ANSI S3.6 – 1989 Y ANSI S3.6 – 1996	27
Tabla 2.5. Referencia equivalente de los niveles de presión sonora del umbral para auriculares supra aurales.	27
Tabla 2.6. Comparación entre American National Standards Institutes y la International Standards Audiometric Standards.....	28
Tabla 2.7. Tabla general de parámetros	68
Tabla 3.1. Especificaciones técnicas del audífono TDH-39.....	80
Tabla 3.2 Tono puro RETSPL's.....	81
Tabla 3.3. Especificaciones técnicas del transductor óseo B71	82
Tabla 4.1. Requisitos de la amplitud de los tonos de frecuencia fija	85
Tabla 4.2. Parámetros especificados para el integrado AD9837.....	86
Tabla 4.3. Especificaciones para el integrado AD9837	86
Tabla 4.4. Parámetros del filtro pasa-banda de reconstrucción.....	89
Tabla 4.5. Potencias y voltajes para el rango de amplitudes de señal para el audífono TDH 39 a 1 KHz.....	91
Tabla 4.6. Voltajes pico a pico (en V) para generar la intensidad dB HL (± 3 dB) en la frecuencia seleccionada	92
Tabla 4.7. Valores de atenuación de un potenciómetro digital equivalente dependiendo de la resolución original n	99
Tabla 4.8. Tabla de valores de los RTW para obtener la atenuación requerida usando dos potenciómetros de 8 bits.....	100
Tabla 4.9. Valores de las señales de control para obtener una entrada y salida específicas	109

Tabla 5.1. Diferencia en dB de la amplitud entre la señal generada por el audiómetro Interacoustics AD226 y la señal generada por el equipo propuesto para el auricular derecho.....	121
Tabla 5.2. Diferencia en dB de la amplitud entre la señal generada por el audiómetro Interacoustics AD226 y la señal generada por el equipo propuesto para el auricular izquierdo	122
Tabla 5.3. Diferencia en dB de la amplitud entre la señal generada por el audiómetro Interacoustics AD226 y la señal generada por el equipo propuesto para el transductor óseo.....	123
Tabla 5.4. Niveles de precisión medidos durante la certificación del equipo propuesto.	124
Tabla 5.5. Resultados del Análisis en frecuencia para la verificación de la precisión en frecuencia del equipo propuesto.....	126
Tabla 5.6. THD de las señales generadas por el equipo propuesto.....	128
Tabla 5.7. SNR de las señales generadas a 1 KHz.....	130

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 2.1. Diagrama de bloques del audiómetro portable propuesto en	11
Figura 2.2. Diseño de un audiómetro basado en la técnica de DDS.....	12
Figura 2.3. Diagrama de bloques del sistema propuesto en	12
Figura 2.4. El modelo r17a, de la empresa RESONANCE.....	14
Figura 2.5. Esquema del proceso de audición: 1. Foco emisor, 2. Perturbación (onda sonora), 3. Medio de propagación, 4. Receptor.....	15
Figura 2.6. Expresión gráfica del sonido, significado de la frecuencia en un oscilograma.....	16
Figura 2.7. Espectro sonoro promediado en bandas de octavas.	17
Figura 2.8. Simbología utilizada en el audiograma.....	20
Figura 2.9. Diagrama de bloques del sistema propuesto	30
Figura 2.10. Diagrama de bloques de la sección de generación de señales	31
Figura 2.11. Esquema General de un Sistema DDS (Devices, 2012a).....	32
Figura 2.12. Diagrama de tiempo del proceso de acumulación (Devices, 2012b)	33
Figura 2.13. Señal analógica usando palabras digitales de 4 bits	37
Figura 2.14. Funciones de transferencia de un DAC ideal y distorsionado.....	37
Figura 2.15. Comparación del espectro de salida de un DAC ideal y real	38
Figura 2.16. Espectro en Frecuencia de la Salida del DAC (Devices, 2012c) ..	42
Figura 2.17. Filtro pasabanda.	43
Figura 2.18. Análisis del circuito filtro pasabanda, con $V_{in} = 0$	44
Figura 2.19. Analisis del filtro pasabanda con $V_{cc} = 0$	45
Figura 2.20. Filtro activo pasabajo	47
Figura 2.21. Esquema del circuito de atenuación y amplificación.	50
Figura 2.22. Configuración inversora sumadora (Mancini, 2002).....	51
Figura 2.23. Voltaje de Ruido Equivalente de Entrada vs Frecuencia del Opamp NE5532 (Mancini, 2002).....	52
Figura 2.24. Diagrama de bloques de la sección de generación de ruido Blanco	55
Figura 2.25. Densidad espectral de frecuencia de ruido blanco.....	56

Figura 2.26. PDF de una distribución uniforme	57
Figura 2.27. PDF de una distribución normal	57
Figura 2.28. Diagrama de bloques de la sección de adquisición de habla.	60
Figura 2.29. Respuesta en frecuencia de un micrófono	61
Figura 2.30. Modelo eléctrico de la conexión entre un micrófono y su preamplificador. El micrófono tiene una impedancia Z y el preamplificador tiene una impedancia de entrada <i>Zentrada</i>	63
Figura 2.31. Esquema del bloque de preamplificación	63
Figura 2.32. Diagrama de la sección de multiplexación de señales.....	66
Figura 2.33. Diagrama de Bloques de la Sección de Visualización e Interacción	67
Figura 3.1. Secuencia De Bloques Del Método Científico Americano USA.....	71
Figura 3.2. Microcontrolador Atmel SAM3X8E en la plataforma Arduino Due..	73
Figura 3.3. Módulo de desarrollo Sparkfun MiniGen	74
Figura 3.4. Integrado AD9837	75
Figura 3.5. Pinout y funciones de cada pin del NE5532P	76
Figura 3.6. Diagrama de bloques del amplificador TDA7052A.....	77
Figura 3.7. Ganancia del amplificador TDA7052A en función del voltaje de control	77
Figura 3.8. Pinouts del potenciómetro digital MCP41X1	78
Figura 3.9. Raspberry Pi 3 Modelo B+	78
Figura 3.10. Pantalla táctil de 7 pulgadas oficial para el Raspberry Pi	79
Figura 3.11. Audífono TDH-39	80
Figura 3.12. Transductor Óseo B71	81
Figura 3.13 RETSPL de tono puro.....	82
Figura 4.1. Respuesta en frecuencia del filtro de reconstrucción de la sección de generación de señales.....	88
Figura 4.2. Diagrama de un potenciómetro digital de 7 y 8 bits.	94
Figura 4.3. Estructura RTW equivalente	97
Figura 4.4. Respuesta en frecuencia del filtro de reconstrucción de la sección de generación de ruido blanco	103
Figura 4.5. Micrófono electret utilizado	104
Figura 4.6. Esquema del bloque de preamplificación	104
Figura 4.7. Diagrama del diseño de la sección multiplexación de señales	106

Figura 4.8. Circuito equivalente a un switch SPST usando un relé.....	107
Figura 4.9. Circuito equivalente parcial 1 de la sección de multiplexación de señales.....	108
Figura 4.10. Circuito equivalente parcial 2 de la sección de multiplexación de señales.....	108
Figura 4.11. Pestaña de Inicio de la GUI	110
Figura 4.12. Pestaña de Prueba Aérea de la GUI	111
Figura 4.13. Pestaña de Selección de Señal de la GUI	112
Figura 4.14. Pestaña de Prueba Ósea de la GUI	113
Figura 4.15. Pestaña de Logaudiometría de la GUI	114
Figura 4.16. Pestaña de Configuración de la GUI	115
Figura 4.17. Diagrama general de todo el sistema propuesto.....	117
Figura 5.1. Audiómetro para diagnóstico Interaoustics AD226	119
Figura 5.2. Señal generada por el equipo propuesto para el auricular derecho a una frecuencia de 125 Hz y amplitud de 70 dB HL	120
Figura 5.3. Señal generada por el audiómetro AD226 para el auricular derecho a una frecuencia de 125 Hz y amplitud de 70 dB HL.....	120
Figura 5.4. Sonómetro Brüel & Kjær	124
Figura 5.5. Espectro en frecuencia alrededor de la fundamental de la señal generada a 1500 Hz como salida del auricular derecho.....	125
Figura 5.6. Señal fundamental y 9 armónicos considerados para el cálculo de THD de la señal de 125 Hz a 70 dB HL en la salida del auricular derecho	128
Figura 5.7. Señal fundamental y señal de ruido considerados para el cálculo de SNR de la señal de 1000 Hz a 120 dB HL en la salida del auricular derecho.	130
Figura 5.8. Señal de ruido generado por el equipo propuesto.	131
Figura 5.9. Espectro de potencia del ruido generado por el equipo propuesto.	132
Figura 5.10. Señal de voz saliente por el equipo propuesto.....	133
Figura 5.11. Interfaz gráfica de usuario en la pantalla táctil del equipo propuesto.	134
Figura 5.12. Audiograma generado en formato PDF por el equipo propuesto	135

RESUMEN

En la presente tesis, se propone una solución para la implementación, utilización, verificación y calibración de un audiómetro de Tipo 3, el cual servirá únicamente como apoyo al diagnóstico de pérdida auditiva, mediante la generación de un audiograma, que será leído e interpretado por el personal médico a cargo.

En el Perú, a diferencia de otros países, pocos son los estudios realizados en cuanto a salud auditiva, y esto se refleja en el hecho de que no existen datos estadísticos, ni estimaciones a futuro del incremento en el número de la población que padecerán este tipo de condición. Por otra parte, los equipos audiométricos comúnmente adquiridos por los centros médicos, a pesar de cumplir con los estándares requeridos, no son prácticos y cuentan con un elevado precio y tiempo de adquisición.

Ante esta problemática, se desarrolló un sistema con tecnología de software y hardware actualizados, que cuenta con una interfaz gráfica de uso específico, implementada sobre una computadora de placa única Raspberry Pi 3B+, una sección de control por medio de un microcontrolador Atmel SAM3X8E, y etapas de hardware para la adecuación de la señales adquiridas y generadas. Todas estas etapas fueron integradas creando así un equipo de bajo costo, compacto y portátil.

Además, se realizó el análisis teórico de los parámetros involucrados en la generación de los tonos, ruido, además de la atenuación y amplificación de estas señales, para posteriormente establecer los valores de las variables involucradas en el diseño de un audiómetro, ajustándose a los requisitos detallados en la normativa ANSI S3.6 1996.

Finalmente, el equipo fue verificado y calibrado por un profesional autorizado utilizando un sonómetro, tímpano artificial y mastoide artificial, cumpliendo con el objetivo de la tesis.

ABSTRACT

In this thesis, a solution for the implementation, use, verification and calibration of a type 3 audiometer is proposed. This audiometer will serve uniquely as a support tool for the diagnostic of hearing problems, through the generation of an audiogram, which will be read and interpreted by the medical professional in charge.

In Peru, unlike other countries, there are almost no studies done regarding hearing health, and this reflects the lack of statistics or data of this problem. Moreover, audiometers that are commonly acquired by medical centers require a high cost and acquisition time.

The present work gives a solution to the previously mentioned using updated hardware and software, including a graphical user interface, implemented on the Raspberry Pi SBC, a control section using an Atmel SAM3X8E microcontroller, and hardware stages for the generated and acquired signal conditioning. All these stages were integrated creating a portable, compact and low-cost device.

Additionally, the theoretical analysis of the parameters involved in the tones and noise generation, attenuation and amplification of the signals was done. The values for these parameters was established such that the characteristics of the generated signals were within the range specified by the ANSI S3.6 1996 standard.

Finally, the proposed device was verified and calibrated by an authorized professional, using a sound meter, an artificial tympanic membrane and an artificial mastoid bone, therefore achieving the objective of this thesis.

INTRODUCCIÓN

El ser humano es un ser social por excelencia. Es gracias a su habilidad de comunicarse que lo hace único entre los seres vivos y a su vez lo ha puesto en la cima de la pirámide de estos. Los personajes principales para que haya una buena comunicación son: el hablante y el oyente. De no existir uno de los dos, la comunicación se verá truncada y por ende, el proceso de socialización.

La pérdida de audición es un problema que se va incrementando conforme el ser humano va envejeciendo, esto es algo natural. Sin embargo, existe un número de la población en Sudamérica que padece de esta condición a temprana edad, y que por falta de interés de las autoridades competentes no se ejecuta un plan de detección y prevención, así como tampoco se ha realizado un registro estadístico de las condiciones de quienes padecen de este mal.

En el año 2012, la encuesta del INEI sobre personas con discapacidad en el Perú arrojó el dato de un aproximado de 532 mil personas que padecen de pérdida de audición a nivel nacional. Además, el número de casos de trabajadores con hipoacusia asociada al ruido ha ido en aumento en América Latina, como es el caso de Chile el cual para el año 2004 contaba con el 30% de sus trabajadores con este mal. La Organización Panamericana de la Salud señala una prevalencia promedio de hipoacusia del 17% para trabajadores con jornadas de 8 horas diarias cinco días a la semana que se objetiva entre los 10 y 15 años de exposición.

En el Perú, no se ha realizado una encuesta que defina este dato, es por esto que se debe promover la prevención y diagnóstico oportuno de pérdida auditiva, e incentivar a la población para que se realice evaluaciones audiológicas periódicas.

No obstante, los dispositivos electrónicos que sirven como apoyo al diagnóstico de este tipo de mal son de alto costo y en su totalidad importados, lo que genera que su nivel de adquisición sea bajo.

Ante esto, surge la idea de desarrollar este tipo de dispositivos de manera local y certificarlo, ahorrándose el tiempo de adquisición y dinero de aranceles de ingreso al país. Con esto se promovería que los exámenes de despistaje sean mucho más económicos, de igual manera a la realización de las estadísticas sobre esta enfermedad que, según lo considera la Organización Mundial de la Salud, es “una epidemia silenciosa”.

CAPITULO I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1. Planteamiento del problema

¿Cómo desarrollar un sistema electrónico para la determinación del umbral auditivo, por conducción aérea, ósea y con pruebas de detección del habla?

En Perú, los equipos audiométricos más populares y utilizados por la gran mayoría de hospitales y clínicas son modelos antiguos que, si bien es cierto cumplen con la normativa del Ministerio de Salud para este tipo de dispositivos, no son funcionales a nivel de hardware y software; tienen gran tamaño, peso y dependen de una PC adicional para realizar la visualización de la interfaz de usuario.

A nivel local, los equipos electrónicos de este tipo son en su totalidad importados, lo cual genera que su costo de adquisición sea elevado debido a que se le suman los aranceles, servicio de transporte y además debe considerar el tiempo de importación y el trámite de ingreso al país. Como se puede ver en los anexos la Tabla B-01 muestra que, por ejemplo, para el año 2017 el costo de ingreso al país del audiómetro tipo AD226 fue de \$1491.970 (el de menor costo) y que el modelo MADSEN Itera II ingresó con un costo de \$2268.715.

Ante esto, suponer el desarrollo local de manufactura evocada a la comercialización de audiómetros, haría que los costos disminuyan en gran cantidad y que el tiempo de adquisición sea mucho más corto, por no decir inmediato.

Es por esto, que los autores de la presente tesis tendrán en cuenta que el dispositivo final cumpla con los requerimientos propuestos, sea de fácil adquisición y accesible para las áreas competentes.

1.2. Situación problemática

El oído es un órgano sensible y el principal receptor de los diferentes tipos de ruido en el entorno, razón por la cual, tarde o temprano la capacidad de audición se pierde. La capacidad de audición disminuye naturalmente a partir de los 30-40 años y al alcanzar los 80 años, más de la mitad de las personas sufren una pérdida de audición significativa. A pesar de que, la pérdida de audición es una consecuencia natural del envejecimiento, existen otros factores (congénitos o adquiridos) causantes de que este proceso se acelere, y se presente en las personas a temprana y mediana edad.

Según los datos registrados por Organización Mundial de la Salud (OMS), en la actualidad “Más del 5% de la población mundial (466 millones de personas) padece pérdida de audición discapacitante (432 millones de adultos y 34 millones de niños) (Organization, 2018)”. E incluso, en este mismo artículo se hace una estimación al año 2050, donde una de cada diez personas (más de 900 millones) presentará pérdida de audición.

Las estadísticas recogidas por el portal Hear-it (Hear-It) muestran que: en Europa el 16% de las personas entre 18 a 80 años presentan pérdida auditiva mayor a los 25dB y en Norteamérica el 10% de la población padece este mal. Por otro lado, en Latinoamérica no se encuentran datos específicos sobre los problemas auditivos en su población. En esta región, los países no cuentan con un plan de prevención y tratamiento de la pérdida de audición, debido a que este mal no representa una prioridad.

El Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI) peruano, realizó la Encuesta Nacional Especializada Sobre Discapacidad (2013), los resultados de esta encuesta muestran que la pérdida de audición es la tercera discapacidad con un mayor número de personas que la padecen, ascendiendo a un total de 532 209 habitantes con limitación permanente para oír. (Perú, 2012)

Se estima que, en el caso de las personas que han presentado de manera súbita o progresiva la pérdida de audición, pudieron haberla prevenido de haber tenido un diagnóstico a temprana edad de este. Tanto es así que, el artículo de la OMS descrito anteriormente, señala que el “60% de los casos de pérdida de audición en niños se deben a causas prevenibles.” Y también, menciona que “1100 millones de jóvenes (entre 12 y 35 años) están en riesgo de padecer pérdida de audición por su exposición al ruido en contextos recreativos.” (Organization, 2018)

La pérdida auditiva inducida por el ruido hace que quienes la padecen vean afectada su capacidad de interactuar y comunicarse tanto en el trabajo como socialmente, provocando incluso aislamiento social en el peor de los casos (soycalama, 2015). En el año 2013, la Organización Panamericana de la Salud/ Organización Mundial de la Salud (OPS/OMS) informó mediante un artículo que “Alrededor de 770 nuevos casos de personas con enfermedades profesionales se registran a diario en las Américas” (Salud, 2013), entre ellas menciona la hipoacusia como el factor principal de sordera en los profesionales.

Actualmente, a nivel nacional no se han realizado estudios epidemiológicos sobre hipoacusia inducida por ruido, ni tampoco se conoce su riesgo como accidente de trabajo. Por otro lado, en el caso de Chile y Uruguay, ocupa la primera ubicación como enfermedad profesional; y para Brasil y Argentina es la segunda (W. A. F. Rodríguez, 2004).

La realización de un diagnóstico de valoración auditiva que permita medir los niveles de audición de una manera fiable, rápida y sencilla es un método de evaluación que detecta prematuramente las pérdidas auditivas causadas por exposición al ruido. Asimismo, se pueden establecer medidas de control oportunas en el individuo, lo cual se ha convertido imprescindible para lograr una mayor cobertura y control de los pacientes. (Julian Gerardo Gomez Cepeda. Julio Enrique Duarte, 2005)

A nivel local, los equipos empleados para la realización de las pruebas audiométricas son importados, costosos y de difícil mantenimiento; por lo que son únicamente adquiridos por clínicas y hospitales ubicados en las principales ciudades del territorio peruano, ya que su traslado a sitios apartados y centros de salud de bajos recursos es casi nulo.

Se espera que, con la implementación de manera local de un sistema práctico, de fácil adquisición y manipulación, se fomente la cultura de prevención sobre la pérdida de audición en el Perú y que este tema sea tratado con la importancia debida.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Desarrollar un sistema electrónico para la determinación del umbral auditivo por conducción aérea, ósea y con pruebas de detección del habla.

1.3.2. Objetivos específicos

- Desarrollar un sistema que cumplan con los requerimientos del estándar ANSI S3.6 1996, establecidos como especificaciones de diseño en la sección 4.1.
- Desarrollar una interfaz gráfica de usuario (GUI) para el control de las señales y la visualización de datos y resultados.
- Generar el audiograma correspondiente a la prueba audiométrica (audiograma) que se realice, el cuál será exportado en formato PDF.
- Verificación oficial del funcionamiento del equipo de acuerdo con el estándar ANSI S3.6 1996.

1.4. Justificación

En el mercado peruano de equipos biomédicos, se puede verificar que en su totalidad son importados por empresas extranjeras, lo que ocasiona que el tiempo y costos de adquisición se eleven. Anexo B (Tabla B-01 y Tabla B-02).

Además, es importante señalar que los equipos de detección y diagnóstico son altamente demandados por las clínicas especializadas en

salud ocupacional, rubro que está creciendo en el país y que a la fecha cuenta con un total de “201 establecimientos de Salud Ocupacional (acreditados y en proceso de acreditación)”.(Ambienta)

En el Perú, no existen empresas dedicadas a la fabricación y comercialización de equipos certificados para audiometría, es por esto por lo que se crea la necesidad de su realización de manera local, y así, reducir los costos y el tiempo de adquisición de equipos electrónicos de este tipo.

Considerando los conocimientos en electrónica adquiridos durante la etapa de pregrado, se hará el análisis del problema y se desarrollará el sistema propuesto como alternativa de solución.

1.5. Limitación

El sistema estará enfocado en el despistaje y apoyo al diagnóstico mediante audiometría aérea, ósea, discriminación del habla (logoaudiometría) con y sin enmascaramiento. El diseño del equipo está basado en las características técnicas de un audiómetro Tipo III, siguiendo con la normativa ANSI S3.6 que regula este tipo de audiómetros y opera con los transductores aéreo y óseo de tipo TDH 39 y B71, respectivamente.

Dado que el sistema solo será utilizado como apoyo al diagnóstico, los resultados del examen audiométrico serán representados por un audiograma, que podrá ser exportado para su uso externo, según sea conveniente.

El equipo será únicamente operado por personal médico calificado para la realización del examen audiométrico (audiometría no automática).

Teniendo en cuenta, que la medida del umbral de audición requiere de una cierta comprensión y colaboración activa del paciente, el equipo estará destinado para el uso en pacientes que cumplan con lo antes descrito (no recomendado en niños de corta edad o adultos mayores)

1.6. Viabilidad

1.6.1. Viabilidad técnica

- Aplicando los conocimientos en electrónica, se hará el análisis previo de las rutas de solución a los objetivos trazados, eligiendo de manera eficiente el tipo y número de componentes a emplearse en el desarrollo del sistema.

- El equipo propuesto cumplirá con el estándar internacional ANSI S3.6 1996, el cual es el encargado de verificar el funcionamiento de audiómetros a nivel mundial.

- Los equipos de medición y/o diagnóstico serán proporcionados por los laboratorios de la Facultad de Ingeniería y Arquitectura de la Universidad de San Martín de Porres (durante las primeras calibraciones) y por el laboratorio de electroacústica de la empresa Phonix World (durante las últimas calibraciones).

1.6.2. Viabilidad económica

- Económicamente los desarrolladores emplearon sus propios recursos para adquirir de manera local o importar todos los componentes utilizados durante el desarrollo del dispositivo final.

- En la **Tabla 1.1**, se ha enumerado el total de componentes adquiridos necesarios para la realización del proyecto, y el costo de inversión total (los precios corresponden al segundo semestre del año 2018).

Tabla 1.1. Presupuesto final para el desarrollo del proyecto.

Fuente: Propia

Componente	Tipo/Modelo	Cant.	Costo Unitario	Costo Total	Cambio PEN
Minigen	Módulo Sparkfun	1	\$29.95	\$29.95	S/99.79
Resistencia variable digital	MCP4131	7	\$1.50	\$10.50	S/34.99
ATMEGA	Atmel SAM3X8E	1	\$38.50	\$38.50	S/128.28
OPAMP	NE5532P	5	S/1.50	S/7.50	S/7.50
Relé	Q3F-1Z	6	S/2.00	S/12.00	S/12.00
Mosfet	IRF 540N	6	S/5.00	S/30.00	S/30.00
Amplificador	TDA7052A	3	S/7.00	S/21.00	S/21.00
Base Pantalla		1	\$24.95	\$24.95	S/83.13
Pantalla		1	\$64.95	\$64.95	S/216.41
Raspberry Pi	3 B+	1	\$39.95	\$39.95	S/133.11
Resistencias	valores varios	25	S/0.10	S/2.50	S/2.50
Resistencias	variables de precisión	2	S/5.00	S/10.00	S/10.00
Capacitores	electrolíticos	10	S/0.50	S/5.00	S/5.00
Capacitores	cerámicos	20	S/0.20	S/4.00	S/4.00
Molex		12	S/2.00	S/24.00	S/24.00
Placas					S/87.00
Fuentes		3	S/25.00	S/75.00	S/75.00
Caja				S/70.00	S/70.00
Certificado		1	S/1200.00		S/1200.00
Costos de envío				S/45.00	S/45.00
Total					S/2,288.58

El costo incluye el certificado de verificación y calibración del equipo, el cual es necesario para su funcionamiento como equipo de diagnóstico médico.

El audífono audiométrico y el transductor óseo no están incluidos, debido a su calidad de préstamo por parte de la empresa Phonix World.

1.6.3. Viabilidad social

- El sistema se centrará en otorgar a los usuarios una solución de fácil uso y adquisición, que sirva como apoyo a la detección temprana de enfermedades relacionadas con el oído, mediante técnicas de audiometría.
- De esta forma, se contribuye a que las pruebas de detección auditiva se vuelvan más accesibles y que las enfermedades relacionadas con

la pérdida de la capacidad auditiva se puedan prevenir de manera temprana en los individuos que la padecen.

1.6.4. Viabilidad operativa

- El sistema en general será diseñado de manera que sea de fácil uso, ya que contará con una interfaz gráfica amigable para con el usuario.
- El dispositivo será independiente, ya que contará hardware rígido que se manipulará a través de una GUI (Interfaz gráfica de usuario), implementada con el lenguaje de programación Python. Es decir, no será necesario el uso de una PC ni la instalación de un programa para ser operado.

CAPITULO II. MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes y estado del arte

En el registro de la historia sobre sistemas de audiometría, se pueden observar intentos por detectar el nivel de audición por los individuos mediante técnicas empíricas, donde se medía la mínima distancia en la cual se lograba escuchar ciertos sonidos o palabras. Con el tiempo, se construyeron equipos los cuales contaban con cierto nivel tecnológico de acuerdo con la época, tales como el silbato de Galton o el monocordio de Struycken. Así mismo, estos dispositivos trabajaban en conjunto con el fonógrafo de Koëinig.

Con el avance en el campo de la electrónica, en el año 1914 la marca *Western Electric* patentó y lanzó al mercado el primer audiómetro comercial, denominado el *Western Electric 1A*. Este dispositivo, diseñado por E. P. Fowler and R. L. Wegel y con un costo de \$1500, lo que para esa época era ligeramente menor al costo de una casa, permitió pruebas de audición entre los 32 a 16,384 Hz. (Fowler E. P., 1922)

En el año 1923, se introdujo en el mercado la segunda versión del *Western Electric 2A*. El equipo trabajaba con pilas secas, era de bajo costo y mucho más transportable que su primera versión. Asimismo, no existía un estándar para la calibración del dispositivo y los valores umbral para cada frecuencia tenían que ser establecidos al inicio de cada prueba y así proporcionar una referencia. Aparte, el equipo estaba limitado a 8 frecuencias divididas en octavas, partiendo de los 64 hasta 8192 Hz. (Fowler E. P., 1922)

Siendo así, en el año 1969 se instituyó la *American National Standards Institute* – ANSI, con el fin de estandarizar todos los equipos y máquinas eléctricas a nivel mundial. A consecuencia de esto, siendo los audiómetros equipos electrónicos, tuvieron que regirse a la norma impuesta por la

asociación. La normativa ANSI S3.6 del año 1996, la cual ha sido revisada por diferentes textos relacionados con el diseño de equipos audiométricos a nivel mundial, y es sobre la que se ha basado el diseño, menciona las frecuencias, ganancia (dB HL) y tipo de ruido a utilizarse en las pruebas audiométricas. El Ministerio de Salud peruano norma los equipos según la normativa ANSI S3.6 1996, a pesar de que la última versión haya sido publicada en el año 2010.

Avanzando a lo largo de las siguientes décadas, la electrónica fue imponiéndose en la biomedicina, mediante el diseño e implementación de equipos de soporte para detección y/o diagnóstico de enfermedades. En apoyo a la audiometría, se fueron desarrollando diversos equipos analógicos que, a pesar de cumplir con lo deseado, tenían un diseño poco amigable, costosos, de difícil transporte y dependientes de un computador para generar y visualizar los audiogramas.

Hoy en día, se cuenta con equipos de tipo digital, independientes y que cumplen con las normas estandarizadas a nivel mundial. Entre los equipos más populares de este tipo se destaca el uso de una PC para la interacción entre el usuario y el dispositivo audiométrico, limitándolo a que sea de tipo dependiente. A continuación, se presentarán los equipos audiométricos más destacados, y sobre los que se ha basado la tecnología propuesta por los tesisistas.

2.1.1. Sistemas audiométricos no comerciales

- ***IEEE - Portable Audiometer for Detecting Hearing Disorder at an Early Stage for Cancer Patient (2016) (Ritu Rani, 2016)***; los autores describen el diseño de un audiómetro portable para la detección temprana de la pérdida de la audición en pacientes con cáncer.

El sistema propuesto utiliza el integrado ICL 8038 para la generación de los tonos de frecuencia pura, un Arduino UNO como Microcontrolador del sistema y un LM324 como amplificador de audio.

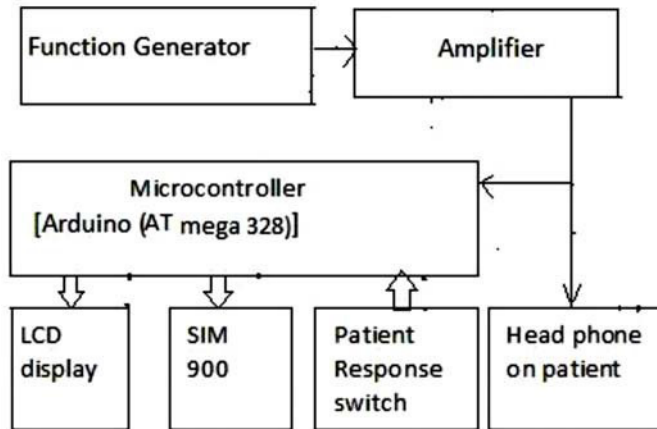


Figura 2.1. Diagrama de bloques del Audiómetro portable propuesto en
Fuente: (Ritu Rani, 2016)

Este artículo se usó como referencia en la conexión de los bloques de amplificación y el microcontrolador mediante el uso del Atmega. En cuanto a las demás etapas, su uso no fue considerado debido a que los componentes empleados se encuentran fuera del mercado. Asimismo, el sistema propuesto por este artículo no contará con una salida para un transductor óseo, logaudiometría, ruido de enmascaramiento o un audiograma para la visualización de los resultados.

- **IEEE - *Speech-Enabled Pure Tone Audiometer (2007) (Tan, Loh, & Chee, 2007)***; El sistema propuesto está dirigido a integrar el lenguaje multilingüe pregrabados en un sistema basado en microcontrolador con el fin de lograr una prueba independiente, portátil y totalmente automatizada. El proyecto está basado en un microcontrolador de propósito general de 16 bits y la generación de la señal mediante la técnica de DDS (direct digital synthesizer).

El sistema propuesto en este artículo no incluye la generación de señales para transductores óseos, la generación de un audiograma, o la integración del computador dentro del sistema. De igual manera, no se considera su adecuación con respecto a los estándares internacionales como el ANSI S3.6 1996.

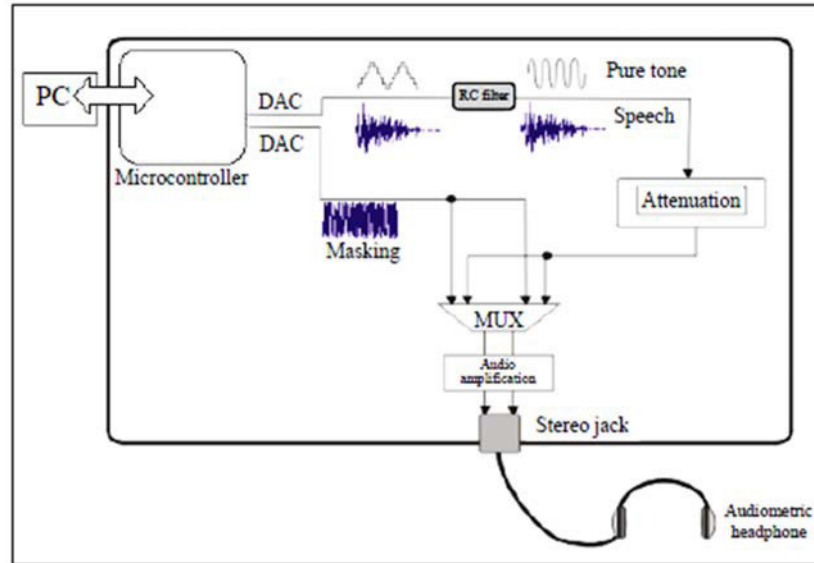


Figura 2.2. Diseño de un audiómetro basado en la técnica de DDS
Fuente: (Tan et al., 2007).

• *International Conference on Innovations in Non-Destructive Testing - Pure-tone audiometer*, los autores proponen el diseño de audiómetro de tonos puros, dedicado a pacientes ancianos y niños de corta edad. El diseño está basado en el microcontrolador STM32F407VG y un potenciómetro digital para controlar la atenuación de la señal de salida.

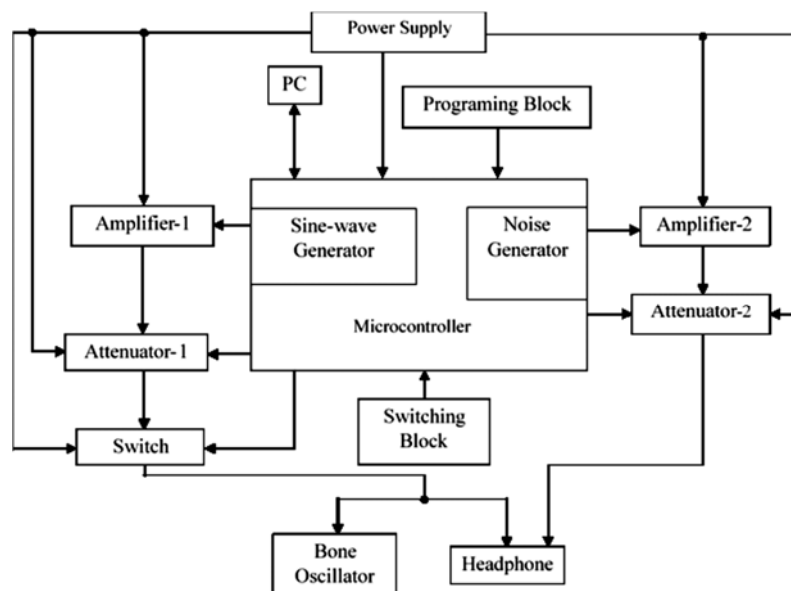


Figura 2.3. Diagrama de bloques del sistema propuesto en
Fuente: (Kapul, Zubova, Torgaev, & Drobchik, 2017)

El diseño del dispositivo propuesto por el artículo no contempla todas las bandas de octava en frecuencia, por lo cual no cumple como un audiómetro de tono puro en Tipo III. Igualmente, no hay mención sobre su cumplimiento con estándares internacionales en audiometría, ni la inclusión de pruebas logaudiométricas.

2.1.2. Audiómetros controlados mediante El PC

- **Otometrics - MADSEN ITERA II (2018) (Otometrics, 2018)**; la empresa Otometrics ofrece audiómetros digitales en diferentes modelos, uno de los cuales es el Madsen Itera II. Este equipo trabaja con conexión a la PC, para visualización de data. Utiliza el TDH 39 para realizar pruebas de descarte por vía ósea y el B71 para las pruebas de vía ósea.

- **Otometrics - MADSEN A450 (2017) (Otometrics)**; no cuenta con botones (analógicos o digitales) para el control de las señales de salida siendo entonces completamente manipulado desde el software que será instalado en la PC, de igual manera mostrará los datos en la interfaz del software instalado.

- **Amplivox Ltd. - Otosure Automatic Audiometer (AMPLIVOX)**; Otro modelo que trabaja con un dispositivo intermediario, entre el PC y los periféricos mediante USB, es el proporcionado por AMPLIVOX. Este equipo se puede usar únicamente para audiometría de tipo aérea, y utiliza un switch el cual es operado por el paciente al detectar el sonido, y posteriormente ser guardado por el software instalado en el computador.

2.1.3. Audiómetros independientes

- **Melmedtronics – iAudiometer Standard (MELMEDTRONICS)**; Audiómetro clínico totalmente funcional con iPad, cumpliendo con los estándares ANSI 3.6 2010 y EN. Este equipo está enfocado para pruebas de tono y logaudiometría. Su costo es de USD 4799 sin incluir impuestos ni gastos de envío por el hardware y USD 99 al mes por el software.

- **Amplivox - CA850 Series 5 (AMPLIVOX)**; dispone de audiometría automática, tres métodos de testeo incluyendo el test Bekesey, muestra de

pantalla, categorización de resultados HSE, base de datos interna con acceso por contraseña, interfaz bi direccional con la PC, teclado integral.

• **RESONANCE - R17A (RESONANCE, 2016)**; este modelo es el que cuenta con las características similares al se desea implementar en la presente tesis [Figura 2.4] este audiómetro hace el testeo para el rango de frecuencias entre 125- 8000 Hz. Tipo de señales: Onda Seno con 125 a 8000 Hz, Warble, ruido blanco, etc.



Figura 2.4. El modelo r17a, de la empresa RESONANCE.
Fuente: Fabricante

Como se puede observar, con respecto a los artículos presentados, ninguno cumple en su totalidad con los objetivos establecidos en la presente tesis ni se establece el cumplimiento de estándares internacionales en audiometría. A diferencia de estos, el equipo propuesto por los autores de esta tesis propone como uno de los objetivos principales el cumplimiento del estándar S3.6 1996, generación de señales para auriculares y transductores óseos, generación de un audiograma, así como también la integración de la computadora dentro del sistema, lo que resulta en un equipo standalone que puede funcionar sin ningún equipamiento externo adicional.

Con respecto a los audiómetros comerciales, existen equipos que cumplen con la mayoría (como el Amplivox CA850) o con todos los objetivos

especificados en la presente tesis (como el iAudiometer Standard). Sin embargo, debido a la tecnología propietaria empleada, el costo de dichos equipos se vuelve extremadamente prohibitivo. Por ejemplo, el iAudiometer Standard cumple con todos los objetivos, pero cada equipo completo cuesta USD 4799 sin incluir el costo mensual del software ni el costo de envío más impuesto del hardware. Como se estableció en la sección **1.6.2.**, el costo de desarrollo del proyecto fue de PEN 2288 (aproximadamente USD 685) incluyendo el certificado de verificación del estándar ANSI S3.6 1996, lo cual es sustancialmente más económico que estas opciones comerciales.

2.2. Bases Teóricas

2.2.1. La Audición y el Sonido

Desde un punto de vista mecánico, se podría decir que el oído es un transductor de señal, que capta una perturbación externa producida por un foco emisor, el cual la propaga por un medio (comúnmente el aire), modificándola y transformándola en señal eléctrica para ser enviada al cerebro, quien actuará como receptor encargado de procesar, interpretarla y darle sentido [ver **Figura 2.5**].

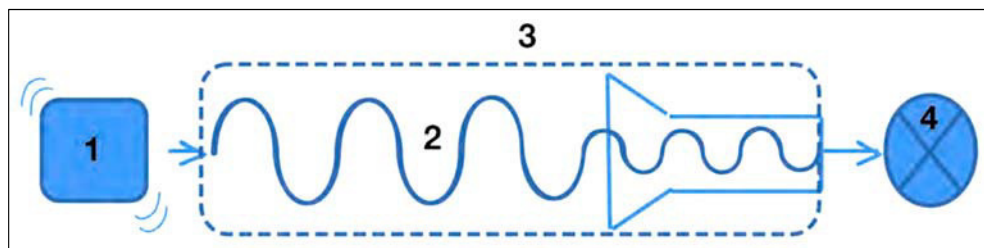


Figura 2.5. Esquema del proceso de audición: 1. Foco emisor, 2. Perturbación (onda sonora), 3. Medio de propagación, 4. Receptor

Fuente: (M. M. Rodríguez & Algarra, 2014).

Debido a que los gases que se hallan en el medio ambiente (aire) no soportan las tensiones transversales, las partículas en movimiento producidas por la perturbación del emisor se propagan en el mismo sentido de la vibración del emisor (longitudinalmente). Cuando la perturbación llega al receptor (oído), este se percata o no de su presencia y esto dependerá de la energía (intensidad expresada en decibelios) y de la forma de variar con el

tiempo (frecuencia expresada en hercios) de la perturbación (M. M. Rodríguez & Algarra, 2014).

Para que se produzca la sensación de oír, las oscilaciones de presión que llegan al oído deberán estar dentro del intervalo de frecuencias audibles (entre 16 Hz y 20000 Hz) y la presión e intensidad de estas entre: 2×10^{-5} y 20 N/m^2 (para la amplitud de la presión) y desde 10^{-12} hasta 1 w/m^2 (para la intensidad). El valor más bajo donde se perciba la sensación de oír, se toma como umbral de audición y el más alto como umbral de dolor (Ortiz., 2010).

Según la Real Academia Española (RAE), el sonido es definido como la “Sensación producida en el órgano del oído por el movimiento vibratorio de los cuerpos, transmitido por un medio elástico, como el aire”. Si se observa la representación gráfica del sonido de la **Figura 2.6**, ubicándola en el espacio Presión vs Tiempo, la onda generada tiene una forma compleja, que ha sido capturada para un tiempo de 1 segundo dentro del cual ha generado 12 ciclos, por lo que la frecuencia es de 12 Hz.

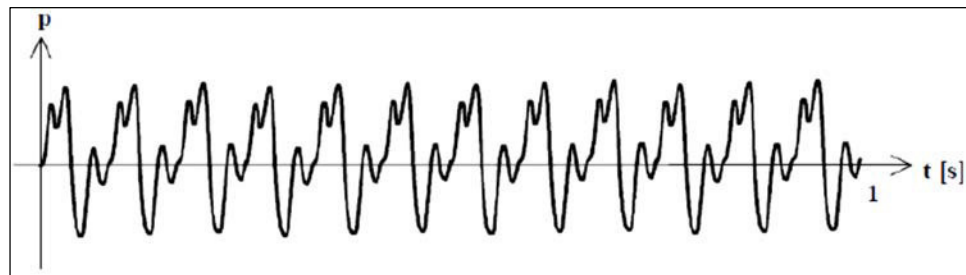


Figura 2.6. Expresión gráfica del sonido, significado de la frecuencia en un oscilograma.

Fuente: (Ortiz., 2010)

2.2.1.1. Bandas de octava

La audición humana es sensible a proporciones de frecuencias más que a frecuencias, en otras palabras, la percepción de la intensidad del sonido es proporcional al logaritmo de la frecuencia de este.

La octava es un intervalo de frecuencias para el oído. En la **Figura 2.7** se muestran las bandas de octava, donde la anchura de cada banda es de alrededor del 70% de su frecuencia central.

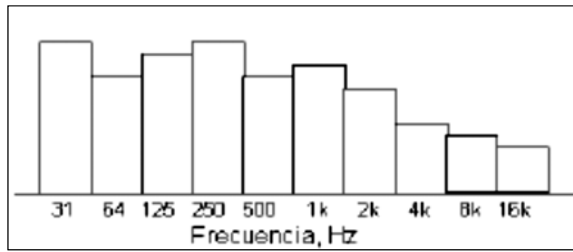


Figura 2.7. Espectro sonoro promediado en bandas de octavas.
Fuente: (Ortiz., 2010)

2.2.1.2. El decibel

El decibel nace como una forma de abreviar la longitud numérica de la intensidad mínima ($1 \cdot 10^{-12} \text{ W/m}^2$) y máxima ($>1 \cdot 10^{12} \text{ W/m}^2$) detectable por el oído, así como hacerlas muchas más prácticas para su uso. Siendo la gama de intensidades tan extensa, se abrevia utilizando múltiplos de 10 mediante la función logaritmo. Además, esta es relativa, pues se obtiene de la relación entre la intensidad (I) y una intensidad referencial (I_{ref}), la cual comúnmente usada es la del umbral auditivo. (M. M. Rodríguez & Algarra, 2014)

2.2.1.3. Nivel de presión sonora (dB SPL)

La escala de dB SPL es una escala logarítmica utilizada para representar la amplitud física de las variaciones de presión acústica. 0 dB SPL significará una variación de presión de $20 \mu\text{Pa}$, y cada 20 dB en la escala se relaciona con un aumento de 10^x en variación de presión. La escala es conveniente porque comienza cerca del umbral de audición y tiene intervalos que son aproximadamente iguales en el cambio de volumen percibido.

El nivel de presión sonora se define en la **Ecuación 2.1**, expresada a continuación (Ortiz., 2010):

$$SPL = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{P}{P_{ref}} \right) dB$$

Ecuación 2.1

Donde:

P = Presión hallada

P_{ref} = Presión referencial de 20 μ Pa

SPL = Nivel de presión sonora equivalente a la presión hallada

2.2.1.4. Nivel de audición (dB HL)

Para esta escala decibélica, el 0 de referencia se elige, para cada frecuencia, como el promedio de los umbrales de audición normal en un grupo de sujetos jóvenes y normales oyentes. Es decir, que los 0 dB HL se seleccionan en base a un criterio psico-acústico, y no en base a un valor físico como en los dB SPL.

En esta escala, en cada frecuencia los 0 dB HL corresponden a diferentes niveles de dB SPL, tal y como se observa en la tabla de la **Tabla 2.1** donde se muestra la escala decibélica HL y su referente en dB SPL para diferentes frecuencias.

Tabla 2.1. Escala decibélica HL y su referente en db SPL

Frecuencia	dB SPL	dB HL
125 Hz	47,5	0
250 Hz	26,5	0
500 Hz	13,5	0
1000 Hz	7,5	0
2000 Hz	11	0
4000 Hz	10,5	0
8000 Hz	13	0

Tabla 2.2. Frecuencias y niveles dB HL máximos requeridos para audiómetros de tono puro

Fuente: ANSI S 3.6, 1996

Frec. (Hz)	Tipo 1		Tipo 2		Tipo 3		Tipo 4
	dB HL		dB HL		dB HL		dB HL
	CA	CO	CA	CO	CA	CO	CA
125	70	-	60	-	-	-	-
250	90	45	80	45	70	35	-
500	120	60	110	60	100	50	70
750	120	60	-	-	-	-	-
1000	120	70	110	70	100	60	70
1500	120	70	110	70	-	-	-
2000	120	70	110	70	100	60	70
3000	120	70	110	70	100	60	70
4000	120	60	110	60	100	50	70
6000	110	50	100	-	90	-	70
8000	100	-	90	-	80	-	-

2.2.2. Audiómetro y audiograma

El audiómetro es un instrumento electrónico de tecnología analógica, digital o análogo-digital y diseño compacto, que se utiliza para realizar pruebas de audición por vía aérea, por vía ósea y logo audiometrías con micrófono o grabador, permitiendo determinar el nivel auditivo de un paciente en cada uno de sus oídos, mediante test audiométricos completos y específicos.

Las pruebas de vía aérea son realizadas mediante el uso de unos audífonos especiales, que inician su escala tonal en la frecuencia de 125 Hz, siguiendo con 250, 500 (750), 1000, 2000, 4000 y 8000 Hz. El volumen de este va desde lo no audible, hasta el límite superior del dispositivo por lo cual se debe tener el debido cuidado de no alcanzar las intensidades extremas, pues puede llegar a provocar molestia.

Posee un par de audífonos especiales utilizados para realizar la audiometría aérea, logoaudiometría, entre otras, y vendrán marcado uno en color rojo (oído izquierdo), y otro en color azul (oído derecho). La prueba que se realiza con él se llama audiometría, y el profesional que se dedica a hacer

estas pruebas es conocido como audiometrista (Dr. César Rodríguez Medrano).

El audiograma es un gráfico (ver **Figura 2.8**) que muestra la pérdida de la audición en decibeles y en su frecuencia correspondiente. En el eje de las ordenadas estarán las marcas de los dB con graduación de 10 en 10 y con líneas intermedias de 5 dB. Para el eje de las coordenadas, estarán las frecuencias fijadas y mencionadas líneas arriba.



Figura 2.8. Simbología utilizada en el audiograma
Fuente: Blauton (Dr. César Rodríguez Medrano)

2.2.2.1. Partes de un audiómetro

A. Componentes internos

- Oscilador o generador electroacústico: es el que emite las frecuencias de tonos puros, que varían en octavas desde los 125 hasta los 8000 Hz.
- Amplificador: aumenta a 120 dB la ganancia de las frecuencias producidas por el generador electroacústico.
- Atenuador: se encarga de controlar la intensidad de los tonos amplificados de -10 a 120dB.

B. Componentes externos

- Micrófono.
- Pantalla/display: pequeña pantalla donde se pueden ver los parámetros y resultados.
 - Controles de operación: posibilita iniciar o acabar el estímulo, así como editar los parámetros de la selección actual.
 - Control de feed-back: permite al audiometrista la retroalimentación tanto auditiva como visual de los estímulos enviados, así como de la respuesta del paciente.
 - Panel de transductores y selectores: los transductores son los encargados de convertir la señal eléctrica en una señal acústica.
 - Botón de estímulo: es el encargado de generar los estímulos.
 - Control de cambio de oído: permite seleccionar enviar los estímulos al oído derecho o al izquierdo

2.2.2.2. Tipos

Existen tres tipos de este aparato, que son los siguientes:

- De tonos puros: generan señales sinusoidales de frecuencia fija y distorsión baja en los que los niveles de amplitud se pueden controlar. Normalmente son controlados por el profesional que realiza la prueba, quien va emitiendo los pitidos según va respondiendo el paciente.
- De tonos puros de alta frecuencia: estos equipos son iguales que los anteriores, pero su rango llega hasta los 16 KHz.
- De registro automático: como su nombre indica, los pitidos se emiten de manera semiautomática variando el nivel de la señal y su frecuencia en función de la respuesta del paciente.

2.2.3. Audiometría

La audiometría representa una de las pruebas fundamentales en los estudios de diagnóstico auditivos. Esta prueba consiste en la exploración de la función auditiva para obtener los umbrales de audición en las distintas frecuencias, siendo el umbral auditivo la mínima intensidad que una persona

necesita para detectar la presencia de un sonido aproximadamente la mitad de las veces.

En los siguientes párrafos se explicará el desarrollo de cada una de las pruebas audiométricas existentes; conducción aérea, conducción ósea y logaudiometría, y cada una con o sin enmascaramiento contralateral. Se debe tener en cuenta que, el procedimiento para la realización del examen puede variar dependiendo del profesional a cargo.

2.2.3.1. Audiometría por vía aérea

La audiometría tonal liminar por vía aérea estudia la vía completa que normalmente sigue el sonido en condiciones normales. (Audiología)

A. Principios básicos:

El objetivo de esta prueba es localizar el umbral auditivo de un oído, utilizando como estímulo tonos puros en cada una de las frecuencias transmitidas por el dispositivo, es decir, la intensidad más baja a la que el oído percibe el sonido en dichas frecuencias.

B. Método para encontrar el umbral:

- Proporcionar un tono claramente audible, a 1000 Hz, bien estimando el umbral o bien realizando una aproximación ascendente en aumentos de 10 dB hasta que el sujeto responda.
- Reducir la intensidad del tono en etapas de 10 dB hasta que no se obtenga respuesta y a partir de ahí buscar el umbral de manera precisa.
- Llevar a cabo una aproximación ascendente aumentando la intensidad de 5 en 5 dB hasta que aparezca respuesta nuevamente.
- Tras hallar este “umbral provisional”, se constata disminuyendo la intensidad nuevamente en 10 dB y comenzando otra serie ascendente en pasos de 5 dB hasta que el sujeto responda.
- Posteriormente, se procede con la siguiente frecuencia, empezando a una intensidad claramente audible, y descendiendo de 10 dB y posterior ascenso de 5 dB como en el paso anterior.

Para este examen, se puede emplear (a discreción del personal encargado de la prueba), las siguientes modalidades de tono:

- Tono Puro.
- Tono Warble (tono de frecuencia variable).
- Impulso (tono puro de baja duración).
- Pulso (tono intermitente).

2.2.3.2. Audiometría por vía ósea

La audiometría ósea profundiza en la parte más interna del sistema completo. Su interés es evidente en aquellos casos en los que se obtiene un resultado anormal (umbrales superiores a 25 dB) en la audiometría por vía aérea (audiología).

A. Principios básicos

El vibrador óseo se coloca normalmente sobre la apófisis mastoides en contacto directo con la piel, lo más cercano posible del pabellón auditivo y en el oído con peor audición (detectado en la audiometría por vía aérea, considerando la media de umbrales entre los 500 y 4000 Hz). Las instrucciones serán las mismas que para la audiometría por vía aérea, descritas en el Apartado 2.2.3.1. haciendo especial énfasis en que el sujeto responda independientemente del lado en que perciba el sonido.

B. Método para encontrar el umbral

La audiometría por conducción ósea específica para cada oído precisa enmascaramiento en el oído contralateral al de prueba. Cuando no se requiere una medida específica de cada oído, la vía ósea puede medirse sin enmascaramiento. El oído que está siendo examinado no debe ocluirse, salvo excepciones, y de ser así, debe anotarse en el audiograma.

C. Umbrales vibrotáctiles

Para la ubicación en mastoides del vibrador óseo, el umbral vibrotáctil (intensidad a la que se nota la vibración) puede ser del orden de 25 dB a 250 Hz, 55 dB a 500 Hz y 70 dB a 1000 Hz. Por tanto, cuanto más grave la frecuencia, más fácil detectar la vibración. Sin embargo, hay una gran variación inter-sujetos en estos umbrales vibrotáctiles.

Para este examen, al igual que para la audiometría aérea, se puede emplear (a discreción del personal encargado de la prueba), las siguientes modalidades de tono:

- Tono Puro.
- Tono Warble (tono de frecuencia variable).
- Impulso (tono puro de baja duración).
- Pulso (tono intermitente).

2.2.3.3. Audiometría verbal o logaudiometría

La audiometría verbal o logaudiometría, es todo estudio de la audición en el que los estímulos a los que se ha de responder son señales verbales, bien sean fonemas, palabras, frases, discurso continuado etc. Su objetivo es determinar la capacidad de una persona para percibir el lenguaje hablado. Su principal aplicación clínica es en la localización y cuantificación de una disfunción en el sistema auditivo. En la adaptación protésica es imprescindible tanto para la selección de las características del audífono como para la comprobación de la calidad de la adaptación. (Audiología, 2002)

A. Principios básicos

- Pruebas preliminares: Son las que buscan el umbral, esto es, el mínimo nivel de intensidad al que se percibe la señal verbal el 50% de las veces que se presenta. Las dos más habituales son: el umbral de detección verbal, en la que el sujeto indica cuándo detecta una voz humana, sin necesidad de que entienda su significado, y el umbral de comprensión verbal, en la que el sujeto indica cuándo entiende una palabra.

- Pruebas supra liminares: Son las que estudian mediante señales verbales la función auditiva por encima del umbral auditivo de un sujeto.

B. Umbral de recepción verbal

- El oyente debe estar en la cámara aislada, y el técnico oye la grabación y recibe la respuesta a través del auricular de control.

- Explicar al oyente en qué consiste la prueba y lo que se espera de él con palabras como "va usted a oír una lista de palabras, cada

vez a menor intensidad. Repítalas una por una y cuando no las oiga con claridad, intente adivinar de qué palabra se trata".

- A través de los auriculares, comenzando por el oído mejor, empezar presentado al sujeto dos palabras a 20-30 dB por encima de lo que se sospeche, sea su umbral.

- Si las repite correctamente, bajar 10 dB y presentar otra. Continuar bajando y presentado una palabra hasta que la respuesta sea incorrecta.

- Subir entonces 15 dB. Presentar 4 palabras y, si repite las 4, bajar 5 dB y repetir hasta que solo repita 2 palabras.

- El umbral de recepción verbal estará a la intensidad a la que repita correctamente 2 de las 4 palabras. Si en 5 dB pasa a oír más de la mitad a menos de la mitad, el umbral estará a la mínima intensidad a la que repitió correctamente más de la mitad de las palabras.

C. Enmascaramiento

Se debe enmascarar el oído contrario siempre que haya sospecha de que pueda intervenir en los resultados del oído en prueba. El ruido enmascarante empleado es el "ruido verbal" (speech noise). En su defecto se puede enmascarar con ruido blanco. No se puede aplicar aquí el método utilizado en la audiometría tonal, ya que en ésta se trabaja con intensidades a umbral mientras que en las pruebas verbales se mantiene niveles por encima del umbral tonal.

2.2.4. Normas y estándares

Dentro de los sistemas audiométricos comerciales a nivel mundial, deben cumplir como mínimo con las normas ANSI S3.6 (Años 1996 y 2010), IEC 60601-1 y la IEC62353 (**Tabla 2.3**). A pesar de que adquirir la norma completa tiene un costo elevado, se ha encontrado artículos que analizan la norma en el marco de generación de señales, ruido y calibración de equipos audiométricos que servirán como base para el desarrollo del equipo a implementarse.

Tabla 2.3. Normativa internacional de Audiómetros

Fuente: Propia

NORMA	OBJETO
ANSI S3.6-1996	Especificación de todo tipo de audiómetros.
IEC 60645-1:1992 Ed. 1.0 IEC 60645-1:2001 Ed. 2.0	Especificación de audiómetros de tonos puros.
IEC 60645-2:1997	Especificación de audiómetros de palabra.
IEC 60645-3:1994	Señales de corta duración para ensayos auditivos con fines audiométricos y otoneurológicos.
IEC 60645-4:1994	Equipos para la audiometría extendida al dominio de la alta frecuencia.

A la fecha existen 3 versiones de esta norma, las publicadas en los años 1989, 1996 y 2010.(Jiang, 1998)

- De todos los estándares relacionados a la audiolología para audiómetros, el American National Standard Specifications, designa al ANSI S3.6 como uno de los más importantes, en la definición de los requerimientos para diversos tipos de audiómetros, fuentes de señal, niveles de señal, transductores y procedimientos para la calibración. En la revisión de la normativa ANSI S3.6 de los años 1989 y 1996 (Jiang, 1998), se halló las tablas de: tolerancia sobre frecuencia y distorsión armónica (**Tabla 2.4**) y de los niveles de presión para los audífonos (**Tabla 2.5**).

- Existe relación entre varios estándares mundiales: IEC, ISO y ANSI (John R. Franks). Se puede observar en la **Tabla 2.6**, que los estándares pueden ser aplicados de acuerdo con el área requerida por la audiometría.

Tabla 2.4. Comparación de los requerimientos de tolerancia para audiómetros entre ANSI S3.6 – 1989 Y ANSI S3.6 – 1996

Tolerances	1989	1996
Frequency Accuracy		
Type 1	±3%	±1%
Type 2	±3%	±2%
Type 3, 4 & 5	±3%	±3%
Total Harmonic Distortion	3%	2.5%
Frequency Response		
±3dB	125 – 4000 Hz	125 – 5000 Hz
±5dB	6000 & 8000 Hz	6000 and higher

Tabla 2.5. Referencia equivalente de los niveles de presión sonora del umbral para auriculares supra aurales.

Frequency (Hz)	Supra-aural Earphone		
	TDH Type ^a	TDH 39	TDH 49/50
	IEC 318	NBS 9A	NBS 9A
125	45.0	45.0	47.5
160	38.5		
200	32.5		
250	27.0	25.5	26.5
315	22.0		
400	17.0		
500	13.5	11.5	13.5
630	10.5		
750	9.0	8.0	8.5
800	8.5		
1000	7.5	7.0	7.5
1250	7.5		
1500	7.5	6.5	7.5
1600	8.0		
2000	9.0	9.0	11.0
2500	10.5		
3000	11.5	10.0	9.5
3150	11.5		
4000	12.0	9.5	10.5
5000	11.0		
6000	16.0	15.5	13.5
6300	21.0		
8000	15.5	13.0	13.0
Speech	20.0	19.5	20.0

Tabla 2.6. Comparación entre American National Standards Institutes y la International Standards Audiometric Standards.

Topic Area	ANSI Standard	ISO Standard
Audiometer Calibration	S3.6-1996 Specifications for Audiometers	ISO 8253 Audiometric Test Methods - Part 1 (1989): Basic Pure Tone and Bone Conduction Audiometry; Part 2 (1991): Sound Field Audiometry; Part 3 (199x): Speech Audiometry ISO 389-1985: Acoustics - Standard reference zero for the calibration of pure tone air conduction audiometers and Addendums 1, 2, and 3 IEC 60645-Part 1 (1987) Pure Tone Audiometers: Part 2 (199x) Equipment for speech audiometry, Part 3 (199x) Specifications of reference audiometric test signals of short duration, Part 4 (199x) Equipment for extended high frequency audiometry
Test Room Noise Levels	S3.1-1991 Maximum Permissible Ambient Noise Levels for Audiometric Test Rooms	ISO 8253(1) 1989 Audiometric Test Methods - Part 1: Basic Pure Tone Air and Bone Conduction Audiometry ISO 6189-1983 Acoustics-Pure Tone Air Conduction Threshold Audiometry for Hearing Conservation Purposes
Sound Level Meters	S1.4-1983 (1990) American National Standard Specification for Sound Level Meters; S1.4A-1985 Amendment to ANSI S1.4-1983; S1.25 American National Standard for Personal Noise Dosimeters; S1.43-1997 American National Standard Specification for Integrating-Averaging Sound Level Meters	IEC 60651 (1979) IEC 60804 (1985)
Estimation of Noise-Induced Hearing Loss	S3.44-1997	ISO-1999 (1992)

- A nivel local, el MINSA es el encargado de regular que los dispositivos electrónicos cumplan con los estándares establecidos. Siendo así, el Centro Nacional de Salud Ocupacional menciona que “El audiómetro debe cumplir como mínimo con los requerimientos técnicos para un audiómetro de tipo 2, según norma IEC 60645-1: 2001 o ANSI S3.6-1996” (CENSOPAS, 2008)

2.3. Análisis del sistema

En la **Figura 2.9** se especifica el Diagrama de Bloques del Sistema Propuesto, y basado en los diagramas de bloque presentados en (Nalamwar), (Tan et al., 2007) y (Kapul et al., 2017). En base a este diagrama, se pueden identificar 6 áreas de sistema que pueden ser analizadas por separado, todas con una conexión directa de control por parte del microcontrolador:

- Sección de Generación de Tonos; la cual incluye los bloques de Generación de Señales, Atenuación y Amplificación. Esta Sección está conectada con el Microcontrolador y con la Sección de Multiplexación de Señales.
- Sección de Generación de Ruido Blanco, la cual incluye los bloques de Generación de Ruido, Atenuación y Amplificación. Esta Sección está conectada con el Microcontrolador y con la Sección de Multiplexación de Señales.
- Sección de Adquisición de Habla, compuesta por los bloques de Pre-amplificación, Atenuación y Amplificación. Esta se conecta con el Microcontrolador y con el Micrófono para la adquisición de señales de habla.
- Sección de Multiplexación de Señales, conformada por el bloque de Multiplexación de Señales, además está conectada con el microcontrolador y las Secciones de Generación de Tonos, Generación de Ruido Blanco y Adquisición de Habla. Asimismo, esta Sección interactúa con el Transductor Óseo y el Audífono, ambos externos al sistema.
- Sección de Visualización e Interacción, contiene el bloque de Visualización e Interacción y está conectada con el Microcontrolador. Asimismo, esta sección interactúa directamente con el Profesional en Audiometría

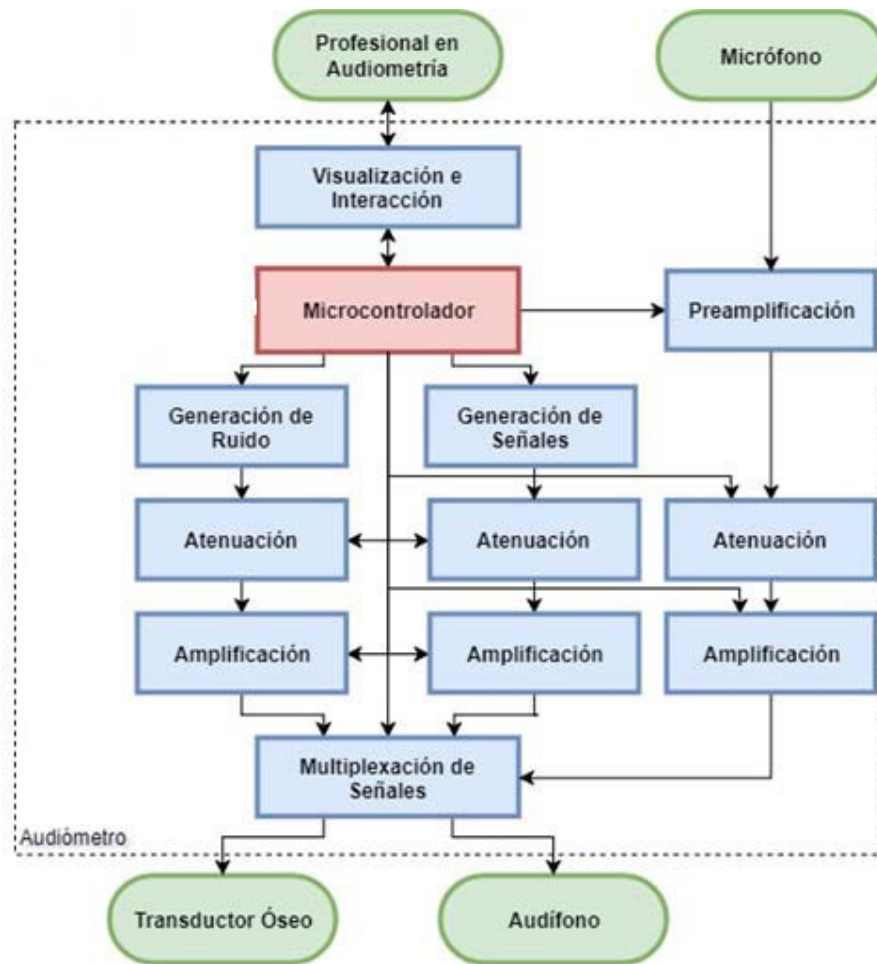


Figura 2.9. Diagrama de Bloques del sistema propuesto
Fuente: Propia

2.3.1. Sección de Generación de Tonos

Esta Sección está encargada de la generación de los tonos sinusoidales usados por las pruebas audiométricas aéreas y óseas; y está compuesta por los bloques de Generación de Señales, Atenuación y Amplificación conectados y mostrados en **Figura 2.10**.

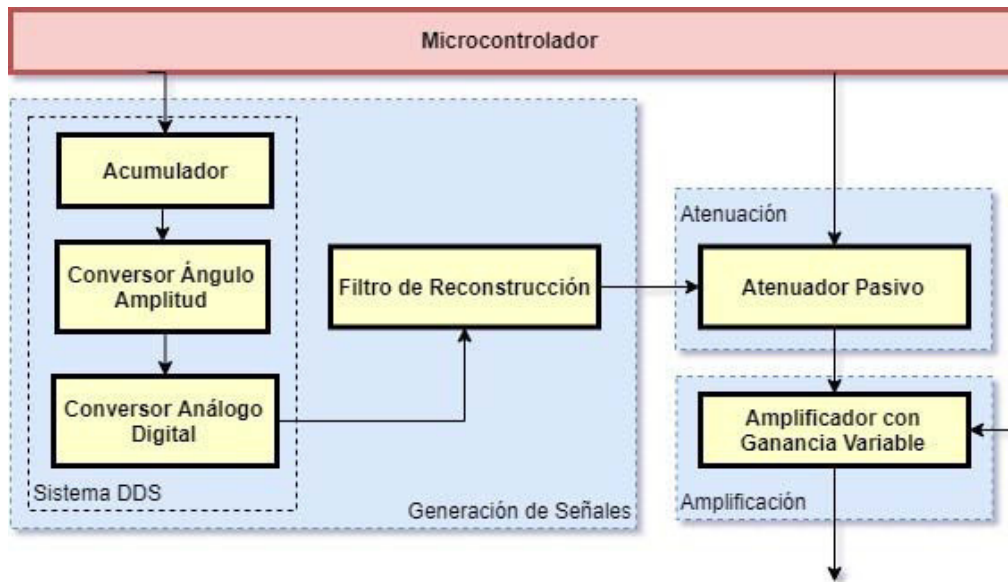


Figura 2.10. Diagrama de Bloques de la Sección de Generación de Señales

Fuente: Propia

2.3.1.1. Generación de Señales: Sistema DDS

Para la generación de señales sinusoidales, se eligió la técnica de Síntesis Directa Digital o DDS (Direct Digital Synthesis), usada también en (Tan et al., 2007) y (Kapul et al., 2017).

La Síntesis Directa Digital (DDS) es una técnica usada para generar una señal analógica (como una señal senoidal o triangular) usando técnicas digitales. Las señales son sintetizadas usando valores guardados en memoria. Una “plantilla” que contiene los valores de amplitud para todas las fases de la forma de onda son guardadas en memoria y usadas para recrear la señal. Con DDS, las señales pueden ser sintetizadas directamente de la plantilla sin requerir de bucles de enganche de fase (PLL) que otras técnicas podrían requerir. Diferentes frecuencias son producidas cambiando la velocidad con la que los valores de fase son procesados y usando técnicas para adicionar, multiplicar y escalar señales, varios tipos de señales pueden ser generados. Las señales sintetizadas son repetibles y las frecuencias precisas. Técnicas de comunicación como Espectro Ensanchado por Salto de Frecuencia (*Spread Spectrum Frequency Hopping*) usan DDS para cambiar rápidamente de frecuencias. (Christiano, 2015)

Ventajas de la técnica de Síntesis Directa Digital (Christiano, 2015)

- Resolución en la salida de frecuencia de μHz bajo un control digital completo.
- Alta velocidad de cambio de la frecuencia.
- La arquitectura DDS elimina la necesidad de un sistema manual de afinación asociado con la degradación con el tiempo de los componentes y la desviación de temperatura de sintetizadores analógicos.
- La interfaz de control digital de la arquitectura DDS facilita un medio donde los sistemas pueden ser remotamente controlados y optimizados, bajo el control de un procesador.
- Cuando es utilizado como un sintetizador de cuadratura, la arquitectura DDS permite un control y emparejamiento ejemplar de las salidas I y Q.

Sistema DDS

Un sistema DDS básico es formado por tres bloques: un acumulador, un conversor de ángulo a amplitud, y un conversor digital-análogo (o DAC). Este sistema básico DDS requiere 2 entradas: una señal de reloj del sistema y un valor numérico digital, denominado como Palabra de Sintonía de Frecuencia (FTW, Frequency Tuning Word). El reloj del sistema es usado como una referencia para el DDS, mientras la FTW controla la frecuencia de salida del DDS. (Devices, 2012a)

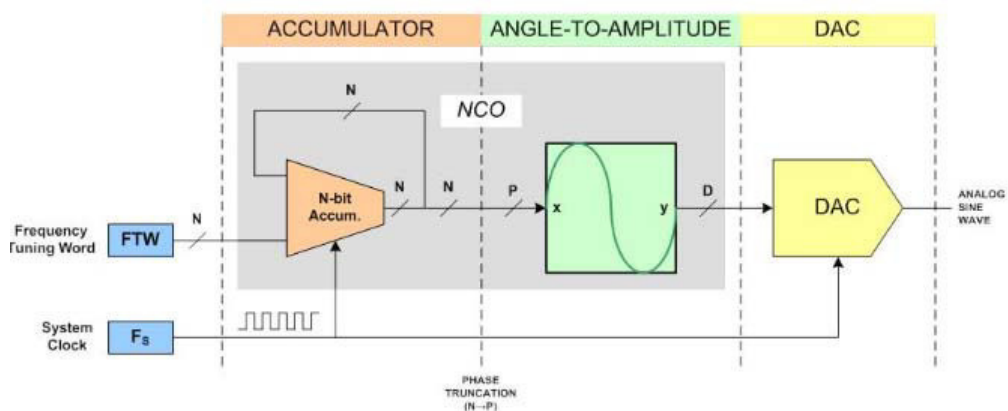


Figura 2.11. Esquema General de un Sistema DDS (Devices, 2012a)

El acumulador y el conversor de ángulo a amplitud en conjunto constituyen un Oscilador Controlado Numéricamente (NCO, *Numerically Controlled Oscillator*). La salida del NCO es una serie de palabras digitales que representan a una señal sinusoidal muestreada a la frecuencia del reloj del sistema, pero que posee una frecuencia dictada por el FTW. (Devices, 2012a)

El DAC convierte la serie de palabras digitales producidas por el NCO a una forma de onda analógica. N, P y D constituyen el tamaño de las palabras digitales de los buses de conexión en bits. (Devices, 2012a)

A. Acumulador

El rol del acumulador es el de establecer la frecuencia de la señal senoidal de salida del DDS usando la señal de reloj del sistema como referencia. (Devices, 2012b)

En la **Figura 2.12.**, se puede observar un diagrama de tiempo del proceso de acumulación. El valor de salida del acumulador empieza en 0 y con cada pulso de reloj del sistema, la salida del acumulador aumenta su valor de acuerdo con el valor del FTW a la entrada. Debido al tamaño fijo del FTW, la cantidad de valores únicos que puede tomar la salida del acumulador es también fijo, el cual es denominado como capacidad del acumulador (C).

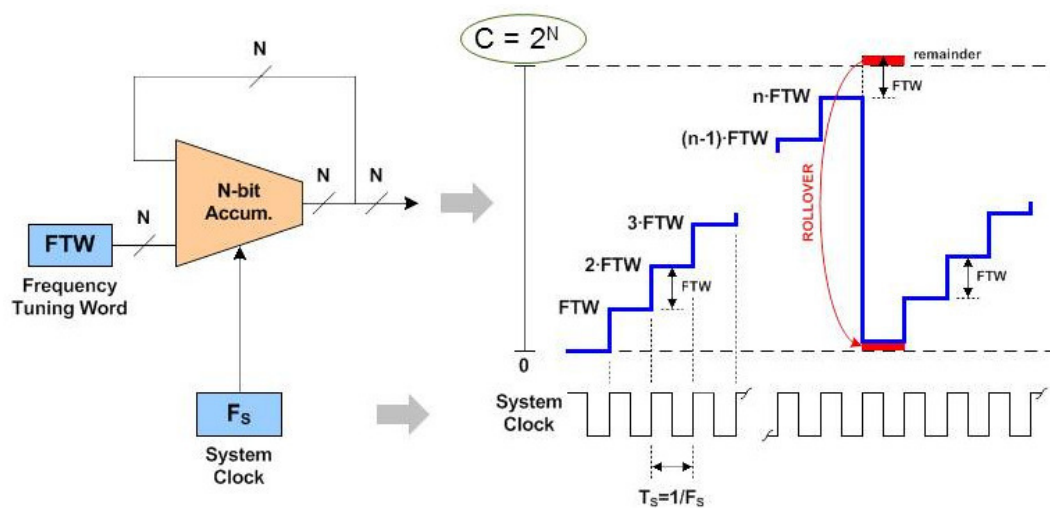


Figura 2.12. Diagrama de tiempo del proceso de acumulación (Devices, 2012b)

Una vez que la acumulación sobrepasa el valor máximo de valores, el acumulador calcula el residuo de dicho sobrepase restando el valor sobrepasado con el valor máximo permitido. Este residuo es luego utilizado como nuevo punto inicial en el siguiente ciclo de valores, y la acumulación continúa con los pulsos del reloj de sistema.

Parámetros:

- **Palabra digital de entrada (FTW):** palabra digital usada para controlar el valor del ángulo de la señal senoidal.
- **Frecuencia del sistema (F_s):** frecuencia del reloj de sistema usado.
- **Tamaño del FTW (N).**
- **Capacidad del Acumulador (C):** indica la cantidad de valores únicos que puede tomar la salida del acumulador, teniendo en cuenta el tamaño del FTW como N .

$$C = 2^N$$

Ecuación 2.2.

Donde:

C = Capacidad del Acumulador

N = Tamaño de la palabra digital de entrada

- **Resolución de Frecuencia (Δ_F):** indica la resolución de frecuencia que podrá generar el sistema DDS. En otros términos, indica el cambio en frecuencia que produce el aumento en 1 bit de la FTW .

$$\Delta_F = \frac{F_s}{2^N}$$

Ecuación 2.3.

Donde:

Δ_F = Resolución de Frecuencia

F_s = Frecuencia del sistema

N = Tamaño de la palabra digital de entrada

- **Frecuencia de salida del Acumulador (F_0):** la frecuencia de salida del Acumulador depende de la frecuencia del reloj del sistema F_s , de la palabra digital de entrada FTW y la capacidad del acumulador C .

$$F_0 = \frac{F_s \cdot FTW}{C}$$

Ecuación 2.4.

Donde:

F_0 = Frecuencia de salida del acumulador

F_s = Frecuencia del sistema

FTW = Palabra digital de entrada

C = Capacidad del acumulador

B. Conversor Ángulo Amplitud

El Conversor Angulo Amplitud (también denominado Conversor Fase Amplitud) interpreta la salida del acumulador (una palabra digital de tamaño N) como un valor de ángulo (o fase) de la señal senoidal entre 0 y 2π radianes. (Devices, 2013)

A pesar de contar con N bits de información de entrada, el conversor puede no usar todos. En general, considera P bits, los cuales pueden ser menores o iguales a N . En consecuencia, la cantidad de valores de ángulo considerados es de 2^P (entre 0 y 2^P-1).

Una vez interpretado el valor de ángulo, se procede a usar el valor de amplitud de la señal senoidal asociado con dicho ángulo. Este valor de amplitud será expresado como una palabra digital de D bits, siendo esta palabra la señal de salida del conversor.

Parámetros:

- **Nivel Máximo de Espurios (MSL):** especifica el nivel del máximo espurio resultante debido al truncamiento de fase entre el acumulador y el conversor ángulo amplitud. Está dado en dBc (o dB con respecto a la señal de frecuencia principal). El rango para este parámetro varía de acuerdo a si la implementación del algoritmo es en un microcontrolador o en un chip integrado, pero generalmente está comprendido entre -60.2 dBc y -120.4 dBc.

$$MSL \cong -6.02P$$

Ecuación 2.5.

Donde:

MSL = Nivel Máximo de Espurios

P = Tamaño de la palabra digital considerada para calcular los valores de ángulo

C. Conversor Digital Análogo

Una vez obtenido el valor de Amplitud de la señal senoidal a transmitir, es necesaria su conversión de señal digital a señal analógica. Es aquí donde es necesario un Conversor Digital Análogo (DAC).

El DAC utiliza un Zero-Order Hold (ZOH) para mantener el valor analógico del valor de amplitud digital recibido hasta que este último cambie y el ZOH mantenga el nuevo valor. Esto genera una señal analógica “escalonada”, como se puede observar en la **Figura 2.13**.

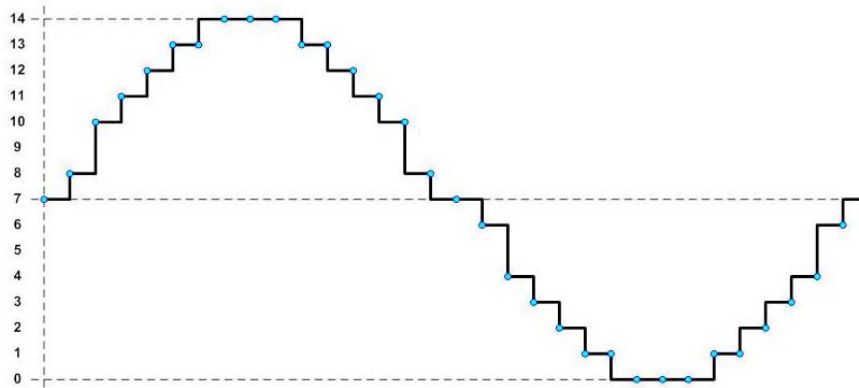


Figura 2.13. Señal Analógica usando palabras digitales de 4 bits

La función de transferencia de un DAC ideal es lineal, con una correspondencia de 1 a 1 entre los códigos de entrada y los valores de salida. Sin embargo, un DAC real posee error que resulta en una función de transferencia distorsionada [Figura 2.14], la cual causa distorsión en su espectro de salida.

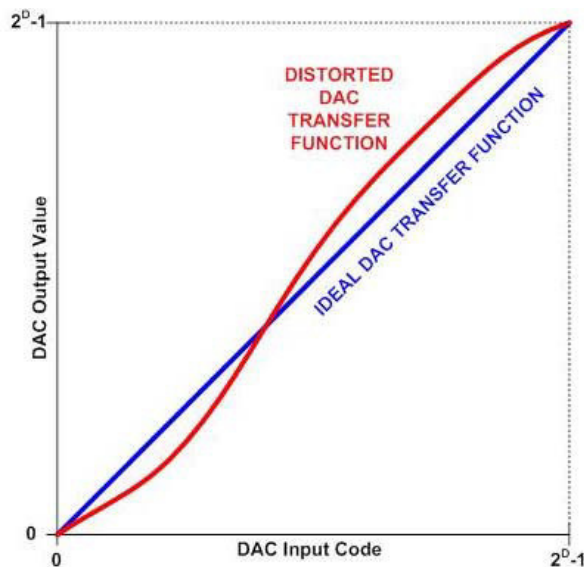


Figura 2.14. Funciones de transferencia de un DAC ideal y distorsionado

Además de la distorsión en el espectro de salida, un DAC real también posee errores aleatorios de cuantización ($> 0.5 \text{ LSB}$), los cuales aumenta el piso de ruido, como se puede observar en la Figura 2.15 .

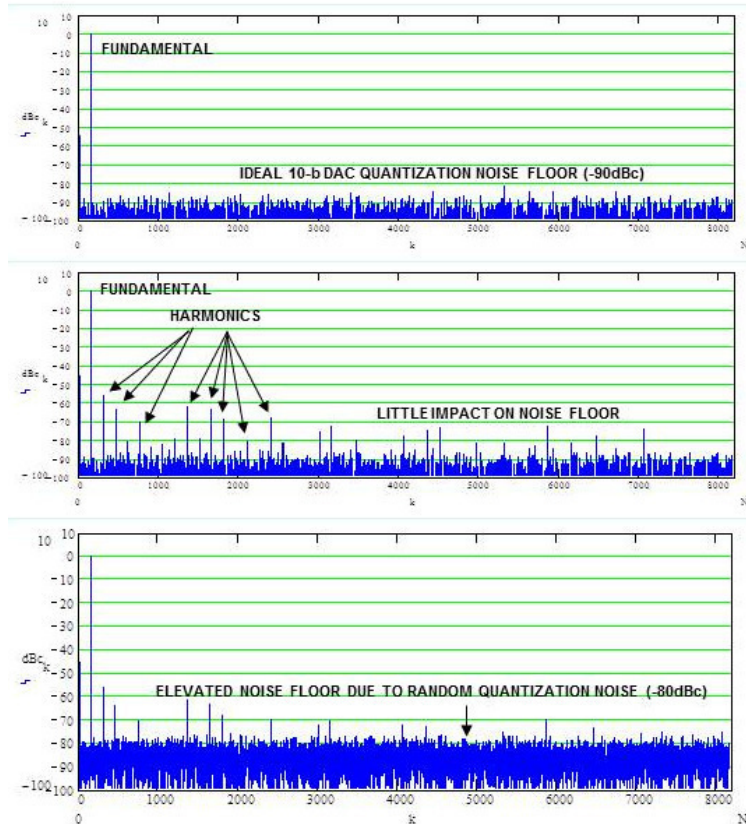


Figura 2.15. Comparación del espectro de salida de un DAC ideal y real

Parámetros:

- **Distorsión Total Armónica (THD):** La distorsión total armónica mide la deformación de una onda senoidal, y que se manifestará mediante la adición de cierto número de armónicos. La distorsión total armónica se definiría de esta manera:

$$THD = \sqrt{\frac{\sum_{i>1} V_i^2}{V_1^2}}$$

Ecuación 2.6.

Donde:

THD = Distorsión Total Armónica

V₁ = Valor eficaz de la señal fundamental

V_i = Valor eficaz del armónico *i*-1

La TDH se define entonces como el cociente entre el valor eficaz de los armónicos y el valor eficaz de la fundamental, y su valor puede ser expresado de dos formas, porcentaje (%) o decibelios (dB), ambos con respecto al valor eficaz de la onda fundamental.

$$THD_{\%} = 100\% \times \sqrt{\frac{\sum_{i>1} V_i^2}{V_1^2}}$$

Ecuación 2.7.

Donde:

$THD_{\%}$ = Distorsión Total Armónica

V_1 = Valor eficaz de la señal fundamental

V_i = Valor eficaz del armónico $i-1$

$$THD_{dB} = 20 \log \sqrt{\frac{\sum_{i>1} V_i^2}{V_1^2}}$$

Ecuación 2.8.

Donde:

THD_{dB} = Distorsión Total Armónica en dB

V_1 = Valor eficaz de la señal fundamental

V_i = Valor eficaz del armónico $i-1$

Esta distorsión es generada por la función de transferencia distorsionada de un DAC real.

- **Rango Dinámico Libre de Espurios (SFDR):**

Junto a la señal de interés, armónicos de la frecuencia fundamental e imágenes de estas frecuencias están presentes en la salida del DAC. El **SFDR** indica la atenuación en dB de la armónica más grande con respecto a la

frecuencia fundamental en un rango de 0 hasta la frecuencia de Nyquist (*SFDR* de banda ancha), o en un rango de ± 200 KHz (*SFDR* de banda estrecha).

- **Relación Señal a Ruido (SNR):** La *SNR* es relación entre el valor RMS de la señal fundamental y la suma RMS de todos los componentes espectrales por debajo de la frecuencia de Nyquist. Este valor es expresado en dB.

- **Resolución de Amplitud del DAC (D):** La resolución de amplitud del DAC es indicado por el número de bits de la palabra digital de entrada del DAC.

- **Relación Señal a Ruido de Cuantización (SQR):** Considerando la operación del DAC sobre todo su rango de valores, la **SQR** está dada por la **Ecuación 2.9.** (Devices, 2012d)

$$SQR = 1.76 + 6.02D$$

Ecuación 2.9.

Donde:

SQR = Relación Señal a Ruido de Cuantización

D = Resolución de amplitud del DAC

Si el DAC opera a una fracción *FFS* (donde 1 es el valor máximo de operación) del valor máximo de operación, la **Ecuación 2.9.**, queda como se detalla en la **Ecuación 2.10.**

$$SQR = 1.76 + 6.02D + 20 \log(FFS)$$

Ecuación 2.10.

Donde:

SQR = Relación Señal a Ruido de Cuantización

D = Resolución de amplitud del DAC

FFS = Fracción del nivel máximo de operación (≤ 1)

Finalmente, si el DAC utiliza una frecuencia de muestreo F_{OS} mayor a la frecuencia de Nyquist para el ancho de banda de la señal, la SQR quedará como se aprecia en **Ecuación 2.11**.

$$SQR = 1.76 + 6.02D + 20 \log(FFS) + 10 \log(F_{OS}/F_N)$$

Ecuación 2.11.

Donde:

SQR = Relación Señal a Ruido de Cuantización.

D = Resolución de amplitud del DAC.

FFS = Fracción del nivel máximo de operación (≤ 1).

F_{OS} = Frecuencia de muestreo (sobremuestreo).

F_N = Frecuencia de muestreo de Nyquist.

D. Filtro de Reconstrucción

En la **Figura 2.16**, se puede observar el Espectro en Frecuencia de la señal de salida ideal del DAC usando ZOH. Matemáticamente, esta señal de salida se define en la **Ecuación 2.12**:

$$x_{ZOH}(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x_{\delta}[n] \times \text{rect}\left(\frac{t - \frac{T_s}{2} - nT_s}{T_s}\right)$$

Ecuación 2.12

Donde

$x_{ZOH}(t)$ = Señal reconstruida usando ZOH.

$\text{rect}()$ = Función rectangular.

$x_{\delta}[n]$ = Señal senoidal muestreada.

T_s = Periodo de muestreo.

Usando la Transformada de Fourier para encontrar el espectro de la señal $x_{ZOH}(t)$, se tiene la **Ecuación 2.13.**:

$$X_{ZOH}(f) = \frac{e^{-j\pi f T_s} \text{sinc}(f T_s)}{T_s} \sum_{n=-\infty}^{\infty} X(f - n f_s)$$

Ecuación 2.13.

Donde

$X_{ZOH}(f)$ = Espectro en frecuencia de la señal reconstruida usando ZOH.

$\text{sinc}()$ = Función sinc.

$X(f)$ = Espectro en frecuencia de la señal original.

T_s = Periodo de muestreo.

f_s = Frecuencia de muestreo.

Para una señal con frecuencia fundamental f_0 y frecuencia de muestreo de f_s , el espectro puede ser observado en la **Figura 2.16.**

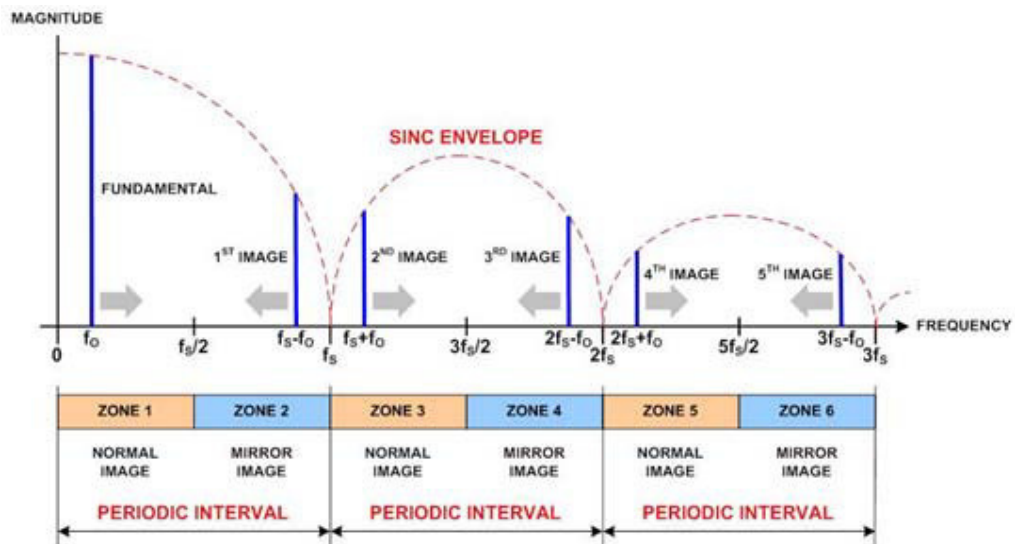


Figura 2.16. Espectro en Frecuencia de la Salida del DAC (Devices, 2012c)

Debido a la presencia de armónicos por el proceso de muestreo de la señal, es necesario su filtrado para obtener sólo la señal de frecuencia deseada. El filtro de reconstrucción se encarga de cumplir ese objetivo. Este tipo consta de un filtro pasabajo y uno pasaalta o propiamente dicho: un pasabanda. Para ello, se utilizó la configuración Sallen – Key, cuyo esquema eléctrico se muestra en la **Figura 2.17**.

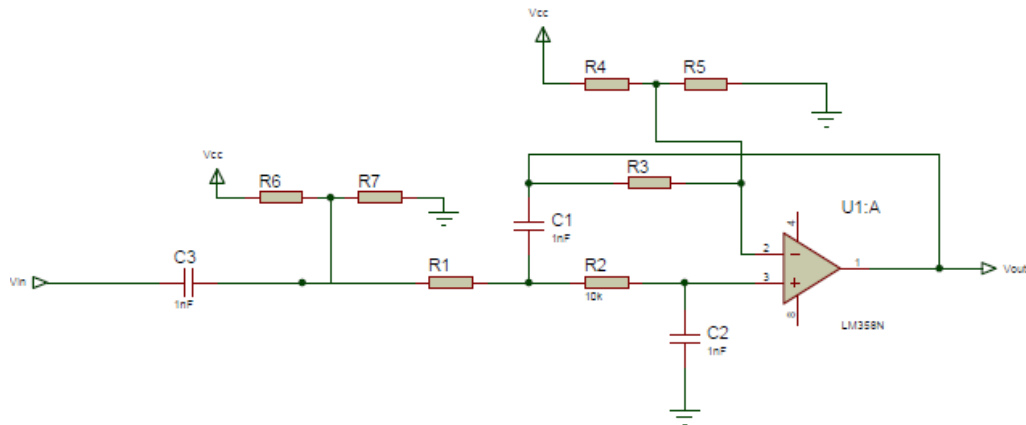


Figura 2.17. Filtro pasabanda.
Fuente: Propia

Analizando los parámetros:

- **Función de transferencia $H(s)$:** conocer este parámetro analítico, permitirá conocer la respuesta en frecuencia del circuito. Esta herramienta se define como “la relación entre una función forzada y una función de excitación (o, entre una salida y una entrada) dependiente de la frecuencia” (Alexander & Sadiku, 2006).

Analizando el diagrama eléctrico mostrado en la **Figura 2.17.**, mediante la técnica de superposición, reemplazando los valores en el circuito, la función de transferencia se define en la **Ecuación 2.14**:

- $V_{in} = 0$

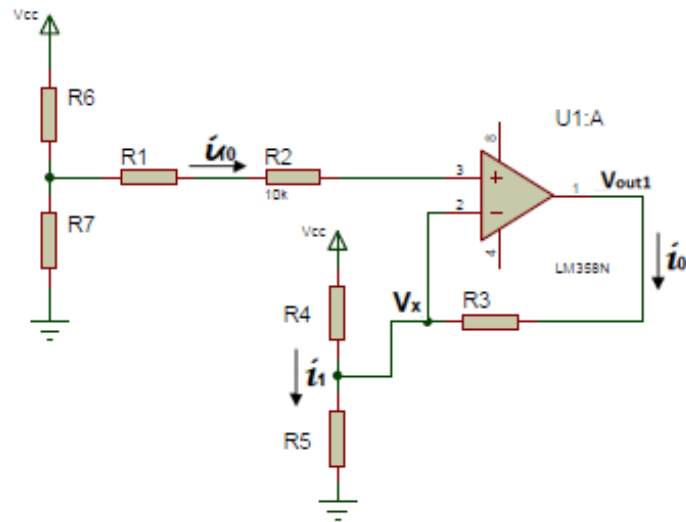


Figura 2.18. Análisis del circuito filtro pasabanda, con $V_{in} = 0$
Fuente: propia.

La tensión que sale del divisor de tensión aplicado entre las resistencias R_6 y R_7 , corresponde a:

$$\frac{V_{cc} \times R_7}{R_6 + R_7}$$

$i_0 = \frac{V_{out1} - V_x}{R_3}$	$i_1 = \frac{V_{cc} - V_x}{R_4}$	$V_x = \frac{V_{cc} \times R_7}{R_6 + R_7}$
------------------------------------	----------------------------------	---

$$V_x = (i_0 + i_1) \times R_5$$

$$V_x = \frac{R_5}{R_3} (V_{out1} - V_x) + \frac{R_5}{R_4} (V_{cc} - V_x)$$

$$V_x = \frac{R_5}{R_3} V_{out1} + \frac{R_5}{R_4} V_{cc} - \left(\frac{R_5}{R_3} + \frac{R_5}{R_4} \right) V_x$$

$$\left(1 + \frac{R_5}{R_3} + \frac{R_5}{R_4} \right) V_x - \frac{R_5}{R_4} V_{cc} = \frac{R_5}{R_3} V_{out1}$$

$$\left(1 + \frac{R_5}{R_3} + \frac{R_5}{R_4} \right) \left(\frac{R_7}{R_6 + R_7} \right) V_{cc} - \frac{R_5}{R_4} V_{cc} = \frac{R_5}{R_3} V_{out1}$$

$$\left[\left(1 + \frac{R_5}{R_3} + \frac{R_5}{R_4} \right) \left(\frac{R_7}{R_6 + R_7} \right) - \frac{R_5}{R_4} \right] V_{cc} = \frac{R_5}{R_3} V_{out1}$$

$$\left[\left(\frac{R_3}{R_5} + 1 + \frac{R_3}{R_4} \right) \left(\frac{R_7}{R_6 + R_7} \right) - \frac{R_3}{R_4} \right] V_{cc} = V_{out1}$$

$$\left[\left(\frac{R_3}{R_5} + 1 + \frac{R_3}{R_4} \right) \left(\frac{R_7}{R_6 + R_7} \right) - \frac{R_3}{R_4} \right] = \frac{V_{out1}}{V_{cc}}$$

Ecuación 2.14

Donde:

V_{out1} = Voltaje de salida cuando sólo hay voltaje de alimentación

V_{cc} = Voltaje de alimentación

R_3, R_4, R_5, R_6, R_7 = Resistencias en el circuito de la **Figura 2.17** y **Figura 2.18**.

- **Haciendo $V_{cc}=0$**

Se tiene un filtro pasa banda, conformado por un filtro RC pasaalta y un pasabaja activo. Analizando el filtro bajo esta condición, el diagrama circuital quedaría como se ve en la **Figura 2.19**:

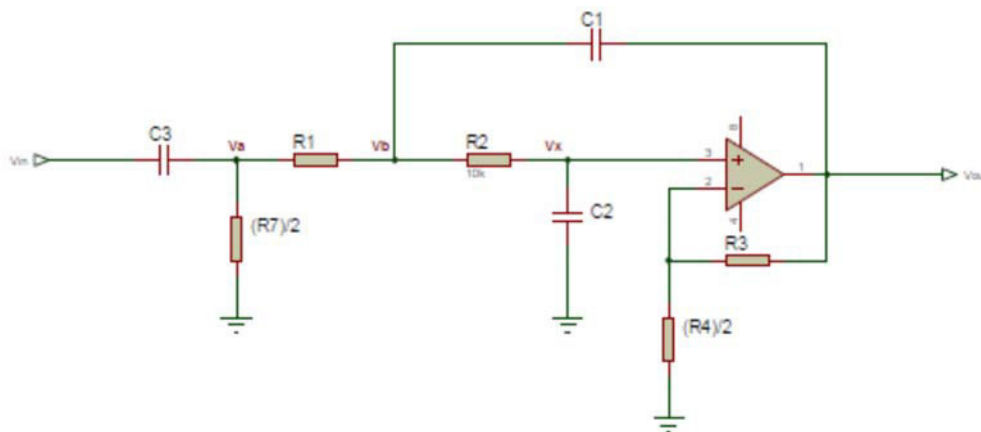


Figura 2.19. Análisis del filtro pasabanda con $V_{cc} = 0$

Fuente: propia.

La función de transferencia para el filtro RC pasaalta conformado por $\left(\frac{R_7}{2}\right)$ y C_3 , queda como se observa en la **Ecuación 2.15**

$$V_a = \frac{V_{in} \left(\frac{R_7}{2}\right)}{\frac{R_7}{2} + \frac{1}{sC_3}}$$

$$V_a = V_{in} \frac{(R_7 C_3 s)}{R_7 C_3 s + 2}$$

Ecuación 2.15.

Donde:

V_a = Voltaje de salida del filtro RC pasaalta conformado por $\left(\frac{R_7}{2}\right)$ y C_3

V_{in} = Voltaje de entrada al circuito

R_7 = Resistencia en el circuito de la **Figura 2.17**, **Figura 2.18** y **Figura 2.19**

C_3 = Condensador en el circuito de la **Figura 2.17** y **Figura 2.19**.

Continuando, se tomó V_a como señal de entrada del filtro activo pasabajo, obteniéndose el diagrama eléctrico de la **Figura 2.20** y con función de transferencia descrita en la **Ecuación 2.16**. :

$$H(s) = \frac{G}{s^2(R_1 R_2 C_1 C_2) + (C_1(R_1 + R_2) + R_1 C_2(1 - G))s + 1}$$

Ecuación 2.16.

Donde:

G = Ganancia,

R_1, R_2 = Resistencias en el circuito de la **Figura 2.17**, **Figura 2.18** y **Figura 2.19**

C_1, C_2 = Condensadores en el circuito de la **Figura 2.17** y **Figura 2.19**.

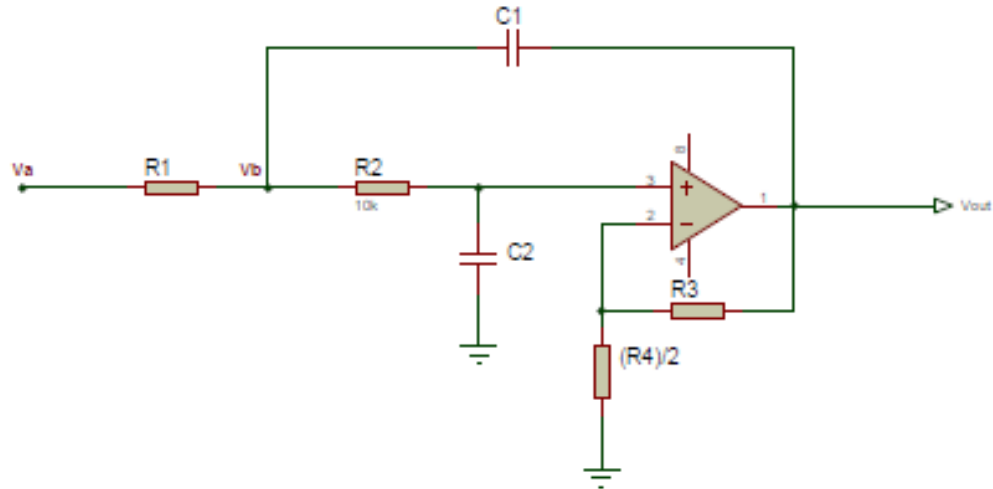


Figura 2.20. Filtro activo pasabajo
Fuente: Propia.

- **Frecuencia de corte (f_c):** es aquella para a la cual la función de transferencia $H(s)$, disminuye en magnitud hasta 70.71% de su valor máximo. (Alexander & Sadiku, 2006). El filtro pasabanda de la **Figura 2.19** tendrá dos frecuencias de corte: una para el filtro pasaaltas y otra para el filtro pasabajos.

La frecuencia de corte del filtro pasivo pasaaltas (f_{c1}), ya ha sido definida en el texto de (Alexander & Sadiku, 2006) y aplicando los valores usados en el filtro, se define como se ve en la **Ecuación 2.17**.

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi \frac{R_7}{2} C_3}$$

Ecuación 2.17

Donde:

f_{c1} = Frecuencia de corte del filtro pasivo pasa altas conformado por $\left(\frac{R_7}{2}\right)$ y C_3

R_7 = Resistencia en el circuito de la **Figura 2.17**, **Figura 2.18** y **Figura 2.19**

C_3 = Condensador en el circuito de la **Figura 2.17** y **Figura 2.19**.

La frecuencia de corte del filtro activo pasabajas (f_{c2}), definido en (Instrument, 2002), con los valores usados en el filtro, quedaría como sigue en la **Ecuación 2.18**.

$$f_{c2} = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_2C_1C_2}}$$

Ecuación 2.18

Donde:

f_{c2} = Frecuencia de corte del filtro activo pasabajas.

R_1, R_2 = Resistencias en el circuito de la **Figura 2.17**, **Figura 2.18** y **Figura 2.19**.

C_1, C_2 = Condensadores en el circuito de la **Figura 2.17** y **Figura 2.19**.

• **Factor de calidad (Q):** este valor se define en **Ecuación 2.19**. como una medida de la selectividad (o “agudeza” de resonancia) del circuito.(Alexander & Sadiku, 2006). Para el filtro activo pasa bajo del filtro pasabanda, se define el factor de calidad en la **Ecuación 2.19**

$$Q = \frac{\sqrt{R_1R_2C_1C_2}}{R_1C_2 + R_2C_2 + R_1C_1(1 - K)}$$

Ecuación 2.19.

Donde:

Q = Factor de calidad del filtro

R_1, R_2 = Resistencias en el circuito de la **Figura 2.17**,
Figura 2.18 y **Figura 2.19**.

C_1, C_2 = Condensadores en el circuito de la **Figura**
2.17 y **Figura 2.19**.

- **Ganancia (G):** la ganancia en este tipo de configuraciones de filtro se definirá tal y como se ve en la **Ecuación 2.20**. (Instrument, 2002):

$$G = 1 + \frac{2R_3}{R_4}$$

Ecuación 2.20.

Donde:

G = Ganancia,

R_3, R_4 = Resistencias en el circuito de la **Figura 2.17**,
Figura 2.18 y **Figura 2.19**

2.3.1.2. Atenuación y amplificación: atenuador y amplificador con ganancia variable

Los Bloques de Atenuación y Amplificación tienen el objetivo de graduar la ganancia de la señal de frecuencia de acuerdo con la intensidad requerida por el sistema. En la **Figura 2.21**, se muestra el esquema del Atenuador y Amplificador con ganancia variable.

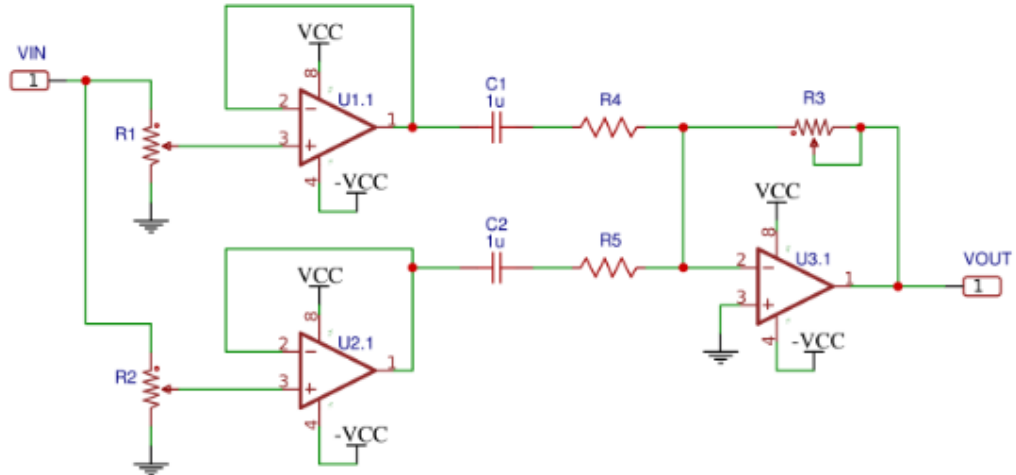


Figura 2.21. Esquema del Circuito de Atenuación y Amplificación.
Fuente: Propia, basado en (Semiconductor, 2013)

Este circuito es basado en 3 resistencias variables, 2 amplificadores operacionales en configuración de seguidor de voltaje y un amplificador en configuración sumador integrador para producir una amplificación en la suma ponderada de los dos seguidores de voltaje.

Los dos primeros amplificadores operacionales U1.1 y U2.1, se encargan de recibir el voltaje de entrada que es atenuado por medio de dos potenciómetros R_1 y R_2 , siendo el voltaje de entrada de cada amplificador V_{IN1} y V_{IN2} , respectivamente.

Estos amplificadores, por medio de una configuración de seguidor de voltaje, permiten la conducción del mismo voltaje recibido hacia la siguiente etapa del circuito. En consecuencia, la salida de los amplificadores seguirá siendo V_{IN1} y V_{IN2} .

Los condensadores C_1 y C_2 se encargan de filtrar el voltaje continuo que puedan tener V_{IN1} y V_{IN2} . Si dichas señales no poseen voltaje continuo, es posible no usar dichos condensadores.

La última etapa del circuito es un amplificador operacional en configuración Inversora Sumadora como se muestra en la **Figura 2.22**.

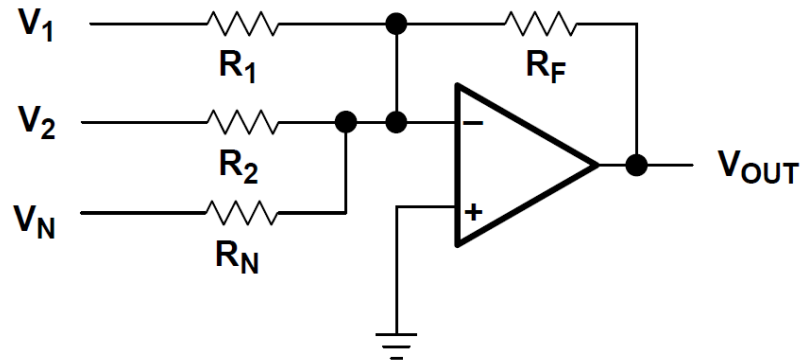


Figura 2.22. Configuración Inversora Sumadora (Mancini, 2002)

Esta configuración posee una Ganancia que depende del valor de las resistencias elegidas. Para las resistencias establecidas en la **Figura 2.22**, la fórmula para calcular el voltaje de salida se define en la **Ecuación 2.21**:

$$V_{OUT} = -\left(\frac{R_F}{R_1}V_1 + \frac{R_F}{R_2}V_2 + \frac{R_F}{R_N}V_N\right)$$

Ecuación 2.21

Donde:

V_{OUT} = Voltaje de salida del circuito de la **Figura 2.22**.

V_1, V_2, V_N = Voltajes de entrada del circuito de la **Figura 2.22**.

R_1, R_2, R_N, R_F = Resistencias utilizadas en el circuito de la

Figura 2.22.

En el caso de la etapa sumadora del circuito de la **Figura 2.21**, la fórmula del voltaje de salida quedaría como se ve en la **Ecuación 2.22**

$$V_{OUT} = -\left(\frac{R_3}{R_4}V_{IN1} + \frac{R_3}{R_5}V_{IN2}\right)$$

Ecuación 2.22

Donde:

V_{OUT} = Voltaje de salida del circuito de la **Figura 2.21**.

V_{IN1}, V_{IN2} = Voltajes de entrada del circuito de la **Figura 2.21**.

R_3, R_4, R_5 = Resistencias utilizadas en el circuito de la **Figura 2.21**.

Si se usa una fuente de alimentación negativa en lugar del punto de tierra para el amplificador, la conexión de la entrada no inversora del amplificador iría a tierra, como se muestra en la **Figura 2.22**.

Parámetros

- **Ruido equivalente de entrada:** Todos los amplificadores operacionales tienen fuentes internas de ruido parásito. El ruido es medido a la salida de un OpAmp y es referenciado de vuelta a la entrada, denominándose Ruido Equivalente de Entrada. (Mancini, 2002)

El Ruido Equivalente de Entrada es usualmente especificado como voltaje V , (o corriente A) sobre raíz cuadrada de Hz (V/\sqrt{Hz}). Para amplificadores operacionales usados para frecuencias de audio, un gráfico es usualmente incluido para mostrar el ruido sobre la banda de audio, como el mostrado en la **Figura 2.23**.

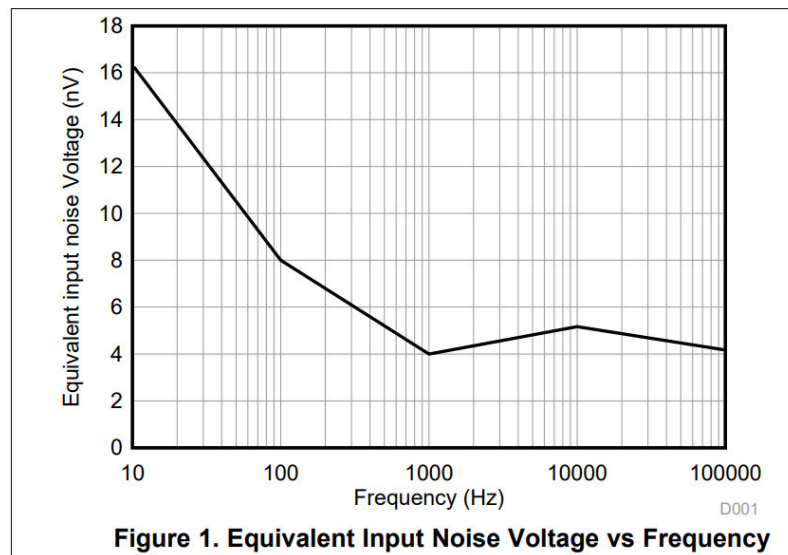


Figura 2.23. Voltaje de Ruido Equivalente de Entrada vs Frecuencia del Opamp NE5532 (Mancini, 2002)

- **Impedancia de entrada (Z_I):** Z_I está definida como la impedancia para señal pequeña entre el terminal de salida y tierra. Esta impedancia puede tener valores entre 50 Ω y 200 Ω .

- **Impedancia de salida (Z_0):** Z_0 está definida como la impedancia para señal pequeña entre el terminal de salida y tierra. Esta impedancia puede tener valores entre 50 Ω y 200 Ω .

- **Oscilación Máxima del Voltaje de Salida ($V_{OM\pm}$):** La Oscilación Máxima del Voltaje de Salida es definida como el máximo voltaje de salida pico (positivo o negativo) que puede ser obtenido sin producir recortado de la onda. Este valor está limitado por la Impedancia de Salida del amplificador, el voltaje de saturación de los transistores de salida y los voltajes de alimentación.

2.3.1.3. Generación del Tono Warble

Si un tono de frecuencia audible es modulado en frecuencia (FM) por un tono puro de frecuencia menor (típicamente de unos cuantos Hz) la señal percibida es a menudo referida como tono warble. (R. W. Stewart, 1998)

Los tonos warble son frecuentemente usados en pruebas audiométricas donde las señales son reproducidas por medio de parlantes en una cámara de pruebas. Si los tonos puros fuesen usados, existe la posibilidad de que una zona con interferencia acústica destructiva sea creada en la cabeza del paciente o cerca de ella, provocando errores en las pruebas audiométricas. El uso de tonos warble reduce significativamente esta posibilidad, al hacer que estas zonas no sean estáticas. (R. W. Stewart, 1998)

Para producir un tono warble $w(t)$, se considera la **Ecuación 2.23**:

$$w(t) = \sin(2\pi f_p t + \beta \sin(2\pi f_m t)) = \sin \theta(t)$$

Ecuación 2.23.

Donde:

$w(t)$ = Tono warble.

f_p = Frecuencia de la señal portadora.

f_m = Frecuencia de la señal modulante.

β = Índice de modulación

En base a **Ecuación 2.23.**, se puede encontrar la frecuencia instantánea de un tono warble, f_i , la cual se puede hallar usando **Ecuación 2.24.**

$$f_i(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d\theta(t)}{dt} = f_p + \beta f_m \cos 2\pi f_m t$$

Ecuación 2.24.

Donde:

$f_i(t)$ = Frecuencia instantánea del tono warble.

f_p = Frecuencia de la señal portadora.

f_m = Frecuencia de la señal modulante.

β = Índice de modulación

Para el sistema propuesto, el tono warble será generado usando el sistema DDS y la expresión de frecuencia instantánea especificada en la **Ecuación 2.24.**

2.3.2. Sección de Generación de Ruido Blanco

Esta Sección está encargada de la Generación de la señal de ruido blanco usada en el enmascaramiento en las pruebas aéreas, óseas y de detección de habla.

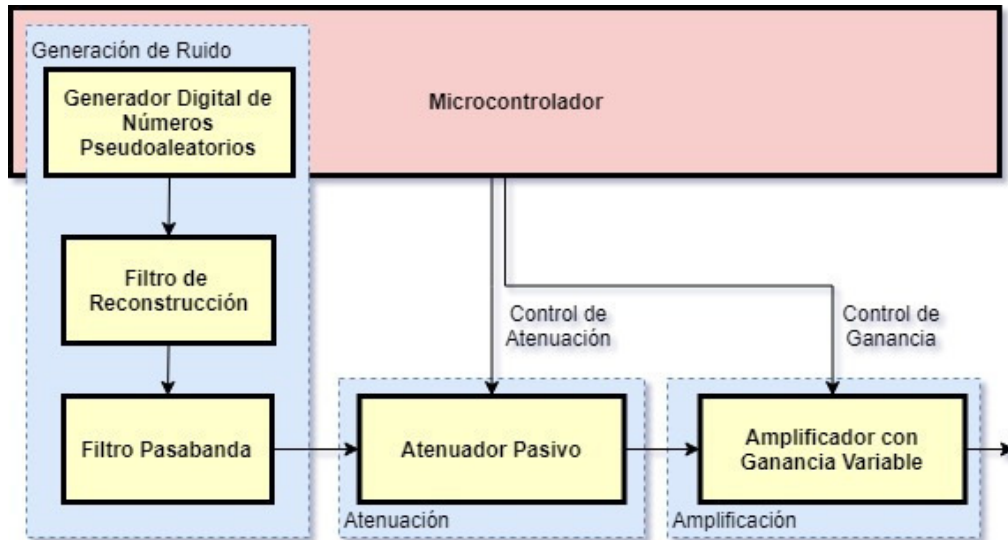


Figura 2.24. Diagrama de Bloques de la Sección de Generación de Ruido Blanco

Fuente: Propia

La señal de ruido puede ser caracterizada como un proceso aleatorio continuo en el tiempo. Si $w(t)$ es dicho proceso, donde $t \in \mathbb{R}$, $w(t)$ es un proceso de ruido blanco si, y solo si, su función de media y función de autocorrelación satisfacen lo siguiente:

$$\begin{aligned}\mu_w &= E\{w(k)\} = 0 \\ R_{ww}(\Delta) &= E\{w(k) \times w(k - \Delta)\} = \sigma^2 \delta(\Delta)\end{aligned}$$

Ecuación 2.25.

Donde:

μ_w = Media del proceso aleatorio.

$R_{ww}(\Delta)$ = Autocorrelación del proceso aleatorio.

$\delta(\Delta)$ = Función impulso, tal que $\delta(\Delta) = 1$, cuando $\Delta = 0$.

σ^2 = Varianza del proceso aleatorio.

En consecuencia, en un proceso con media 0 y con una función de autocorrelación con un valor de σ^2 cuando la separación de dos muestras es 0. Esto significa que, si se toman dos muestras del proceso, a menos que sean las mismas, las dos serán no correlacionadas.

Esta Función de Autocorrelación también implica la siguiente Densidad Espectral de Potencia:

$$S_{xx}(f) = \mathcal{F}\{R_{ww}(\Delta)\} = \mathcal{F}\{\sigma^2 \delta(\Delta)\} = \sigma^2$$

Ecuación 2.26.

Donde:

$S_{xx}(f)$ = Densidad Espectral de Potencia.

$R_{ww}(\Delta)$ = Autocorrelación del proceso aleatorio.

$\delta(\Delta)$ = Función impulso, tal que $\delta(\Delta) = 1$, cuando $\Delta = 0$.

σ^2 = Varianza del proceso aleatorio.

Como se puede observar, la Densidad Espectral de Potencia de esta señal es constante para todas las frecuencias. Esto se puede verificar en la **Figura 2.25.**

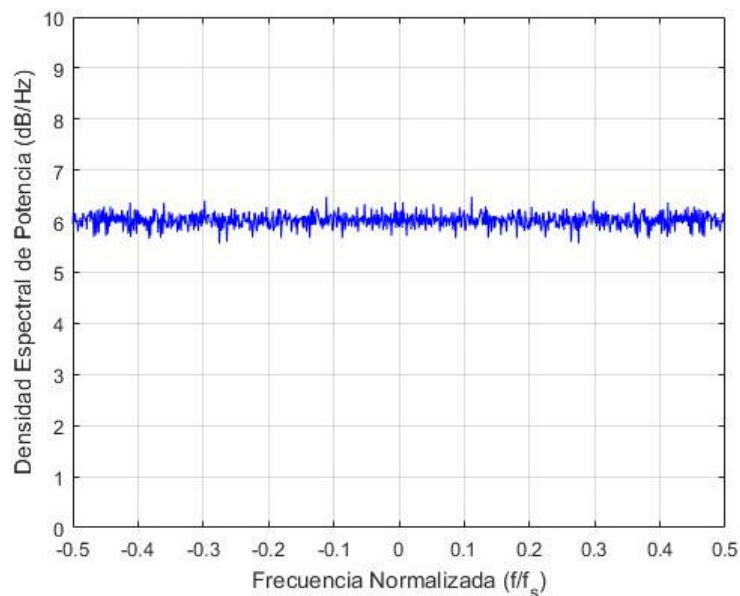


Figura 2.25. Densidad Espectral de Frecuencia de Ruido Blanco
Fuente: Propia

La noción de Densidad Espectral de Potencia constante del ruido blanco no indica cómo está distribuida la amplitud de las muestras del proceso, solo indica la correlación entre los valores de dos muestras.

Para evaluar la distribución de los valores de amplitud del proceso, se evalúa su función de Densidad de Probabilidad (*PDF*). Entre las *PDF* más usadas para caracterizar ruido blanco se tiene la Distribución Uniforme [Figura 2.26] y la Distribución Normal o Gaussiana [Figura 2.27].

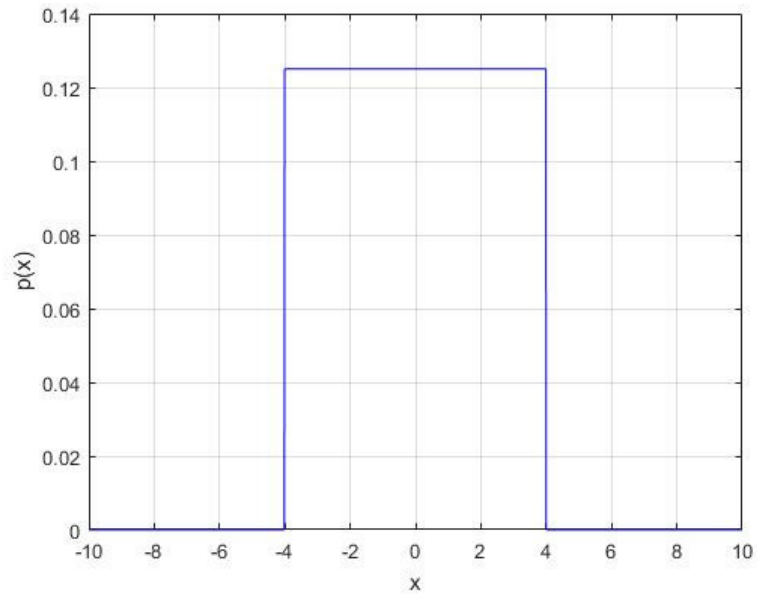


Figura 2.26. PDF de una Distribución Uniforme
Fuente: Propia

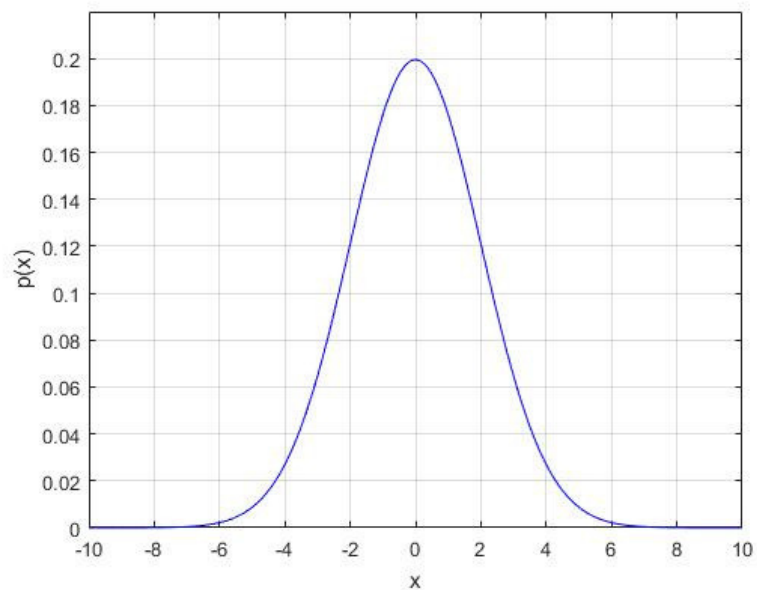


Figura 2.27. PDF de una Distribución Normal
Fuente: Propia

2.3.2.1. Generación de Ruido: Generador de Números Pseudo aleatorios

El bloque de Generación genera la señal de ruido que será atenuada o amplificada en los bloques siguientes de acuerdo con los requerimientos del sistema. Para la generación de la señal de ruido, para el sistema propuesto se eligió la técnica de Generación de Números Pseudoaleatorios.

La Generación de números pseudoaleatorios es una técnica para generar números aleatorios de forma digital utilizando fórmulas matemáticas o tablas pre-calculadas. A pesar de aparecer aleatorios, estos números son realmente predeterminados. No obstante, existen algoritmos modernos para generar números pseudoaleatorios que son tan buenos y eficientes, que los números generados parecen realmente aleatorios. (Haahr)

Una gran ventaja de esta técnica es su eficiencia. (Haahr) Dado que el sistema requiere la generación de ruido blanco para el enmascaramiento, se requiere la generación de muchos números aleatorios en un tiempo corto. De esta forma, debido al no requerimiento de una aleatoriedad total de los números (como podría requerir un sistema de encriptación), la técnica es efectiva para producir la señal de ruido blanco.

El microcontrolador puede generar números digitales pseudoaleatorios y convertirlos a señales analógicas por medio de un DAC.

Parámetros:

- **Función de Densidad de Probabilidad(*PDF*):** La Función de Densidad de Probabilidad describe la probabilidad relativa según la cual dicha variable aleatoria tomará determinado valor. Los valores de amplitud del ruido se pueden caracterizar como una variable aleatoria y por lo tanto, tiene su correspondiente *PDF*. (NationalInstruments, 2016)

2.3.2.2. Filtro de Reconstrucción y Filtro Pasabanda

Debido a que, los números pseudoaleatorios son generados analógicamente por medio de un DAC, es necesario el uso de un filtro de reconstrucción.

Ahora bien, como la señal de ruido blanco utilizado no puede tener ancho de banda infinito (como una señal de ruido blanco ideal), es necesario el establecimiento de un ancho de banda efectivo. En consecuencia, es posible unir ambos filtros y diseñar un solo filtro pasabanda que cumpla los requisitos del sistema.

Para diseñar un filtro pasabanda, se eligió la configuración Sallen-Key utilizada también en la sección **D. Filtro de Reconstrucción**, cuyo esquema eléctrico general de este tipo de filtros es tal y como se muestra en la **Figura 2.17**.

En consecuencia, los parámetros y ecuaciones de diseño serán los mismos. Sin embargo, los requerimientos de dichos parámetros pueden variar en la etapa de análisis.

2.3.2.3. Atenuación y Amplificación: Atenuador y Amplificador con Ganancia Variable

Los Bloques de Atenuación y Amplificación para la Sección de Generación de Ruido Blanco cumplen los mismos objetivos que los bloques de Atenuación y Amplificación de la Sección de Generación de Tonos. En ese caso, los parámetros y ecuaciones de diseño serán los mismos. Por otro lado, los requerimientos de dichos parámetros pueden variar en la etapa de análisis. El esquema del circuito para este bloque se contempla en la **Figura 2.21**.

2.3.3. Sección de Adquisición de Habla

Esta Sección está encargada de la adquisición de la señal de habla que será utilizada en la prueba de detección del habla. Como se muestra en la **Figura 2.28**, esta sección está compuesta por un bloque de amplificación conectado con un micrófono (en este caso, con un micrófono electret) y con el microcontrolador para el control de la ganancia del amplificador.

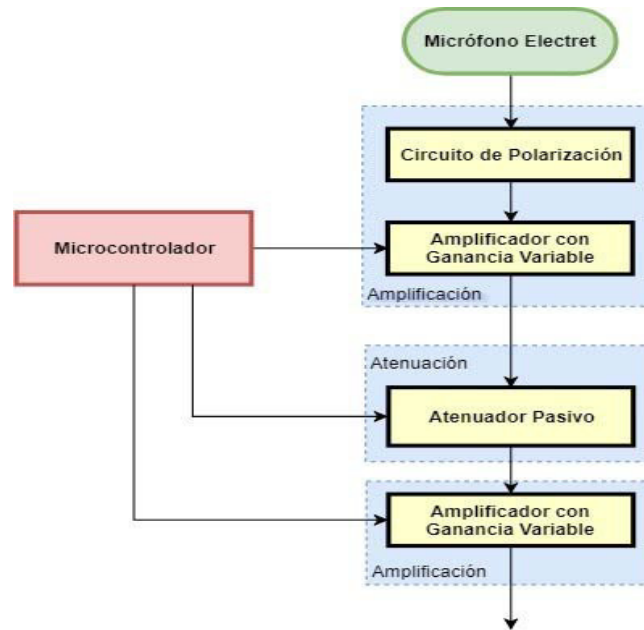


Figura 2.28. Diagrama de Bloques de la Sección de Adquisición de Habla.
Fuente: Propia

2.3.3.1. Micrófono: Micrófono Electret

Como ya se mencionó antes, debido a la aplicación que se le dará, el tipo de micrófono a utilizarse será el micrófono electret ya que cuenta con un diseño a base condensadores y previamente polarizado con material dieléctrico, permitiendo que siempre se mantenga eléctricamente polarizado.

Parámetros:

- **Sensibilidad (S):** según el texto de Federico M (Miyara, 1999), define la sensibilidad como el cociente entre la tensión producida (v) y la presión (p) que le da origen, de la siguiente forma:

$$S = \frac{v}{p}$$

Ecuación 2.27.

Donde:

S = Sensibilidad.

v = Tensión producida.

p = Presión original.

Las unidades que miden la anterior expresión serían: V/Pa . Sin embargo, estas unidades no son muy útiles en el diseño del sistema, por lo que se medirá en dB referidos a $1V/Pa$, tal y como se ve a continuación:

$$S_{dB} = 20 \log_{10} \frac{S}{S_{ref}}$$

Ecuación 2.28.

Donde:

S_{dB} = Sensibilidad en dB.

S = Sensibilidad en V/Pa .

S_{ref} = Sensibilidad de referencia ($1V/Pa$).

El micrófono electret a utilizarse en el diseño del circuito, cuenta con una sensibilidad entre los -50 dB y -70 dB (Estudio).

• **Respuesta en frecuencia:** la respuesta en frecuencia de un micrófono viene a ser una gráfica en la que se indica la sensibilidad (S) en dB, con respecto a la frecuencia (f). Esta curva se puede observar en la **Figura 2.29**, donde se muestra la respuesta en frecuencia típica de un micrófono:

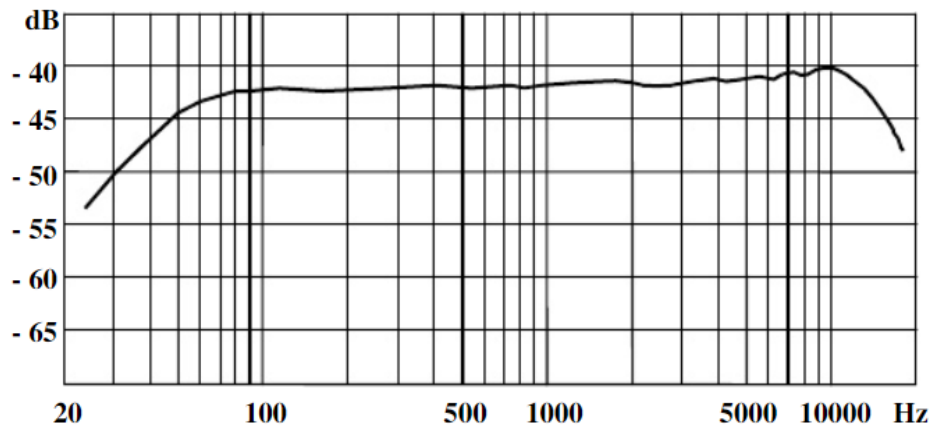


Figura 2.29. Respuesta en frecuencia de un micrófono

La respuesta no es plana, es decir no es constante con la frecuencia.

• **Relación Señal/Ruido (SNR):** este parámetro hace referencia al ruido eléctrico del micrófono y se define como el cociente entre la señal y el ruido, expresada en dB (Miyara, 1999):

$$SNR = 20 \log_{10} \frac{V_{señal}}{V_{ruido}}$$

Ecuación 2.29.

Donde:

SNR = Relación Señal a Ruido en dB del micrófono.

V_{señal} = Voltaje eficaz de la señal adquirida por el micrófono.

V_{ruido} = Voltaje eficaz del ruido

El micrófono electret trabaja con una relación **SNR** mayor que 60 dB.

• **Impedancia:** el micrófono puede ser de alta impedancia (superior a los 10 kΩ) o de baja impedancia (menor que 500Ω). Los micrófonos electret utilizan este segundo tipo de impedancia y debido a que son menos ruidosos. No obstante, debido a tener una impedancia muy pequeña, es necesario que siempre vayan acompañados de un circuito preamplificador, por lo cual es necesario tener en cuenta lo siguiente:

$$V_{amp} = \frac{Z_{entrada}}{Z + Z_{entrada}} v$$

Ecuación 2.30.

Donde:

V_{amp} = Señal de entrada al preamplificador.

Z_{entrada} = Impedancia de entrada del preamplificador.

Z = Impedancia del micrófono.

v = Señal generada por el micrófono.

En la **Figura 2.30.** se puede observar el tipo de conexión eléctrica que se debe utilizar, entre el micrófono y el preamplificador.

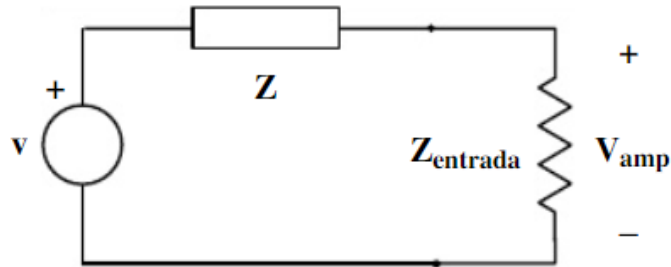


Figura 2.30. Modelo eléctrico de la conexión entre un micrófono y su preamplificador. El micrófono tiene una impedancia Z y el preamplificador tiene una impedancia de entrada $Z_{entrada}$

2.3.3.2. Preamplificación

Como se puede observar en la **Figura 2.31.**, el bloque de Preamplificación está dividido en dos partes: el Circuito de polarización y el Amplificador con ganancia variable.

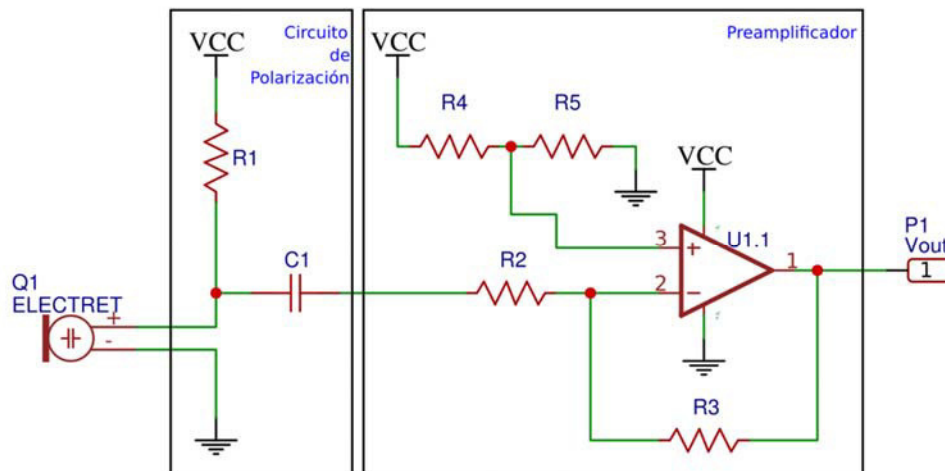


Figura 2.31. Esquema del bloque de preamplificación

Fuente: Propia

A. Circuito de Polarización

Debido al uso de un micrófono electret, es necesario la implementación de un circuito de polarización, ya que de otra forma no funcionará.

Para valores bajos de polarización el consumo se mantiene más o menos estable, lo que permite grandes variaciones en cuanto al voltaje de alimentación. Hay que destacar que la polaridad es importante, porque en la mayoría de casos la cápsula de aluminio que cubre la pastilla está eléctricamente unida al terminal negativo, ante esto, los diseños deberían tener tierra negativa para obtener buenos resultados y aprovechar el blindaje de la cápsula del micrófono (Hinostroza, 2014).

Parámetros:

- **Impedancia de salida (Z_{OUT}):** El valor de esta impedancia está dada por el valor de la resistencia de polarización R_1 , la cual tiene como función alimentar el preamplificador interno del micrófono. El valor de esta resistencia debe de llegar a un valor tal, que cuando se haga la medición del voltaje a través del micrófono, este sea igual a la mitad del valor del voltaje de alimentación VCC .

- **Capacitor de acoplo (C_1):** este capacitor se encarga de separar las polarizaciones de corriente continua del micro y la entrada del amplificador. Además, se puede usar como parte de un filtro pasa alto si se conoce la impedancia de entrada del preamplificador.

B. Preamplificador

Después del circuito de polarización, es necesaria la implementación de un amplificador con ganancia fija. Este amplificador estará basado en la configuración no inversora de un amplificador operacional.

Parámetros:

- **Ganancia (G):** la ganancia en este tipo de amplificador inversor se definirá tal y como se ve a continuación (Instrument, 2002):

$$G = \frac{-R_3}{R_2}$$

Ecuación 2.31.

Donde:

G = Ganancia del preamplificador.

R₂, R₃ = Resistencias usadas en el circuito de la **Figura 2.31.**

- Los demás parámetros inherentes correspondientes a amplificadores operacionales fueron definidos en la sección **2.3.1.2.**

2.3.3.3. Atenuación y amplificación: atenuador y amplificador con ganancia variable

Los Bloques de Atenuación y Amplificación para la Sección de adquisición del habla cumplen los mismos objetivos que los bloques de atenuación y amplificación de la Sección de Generación de Tonos (**2.3.1.2.**). Por consiguiente, los parámetros y ecuaciones de diseño serán los mismos. No obstante, los requerimientos de dichos parámetros pueden variar en la etapa de análisis.

2.3.4. Sección de Multiplexación de Señales

Esta sección está encargada de seleccionar la salida de las señales generadas en las secciones precedentes para que sean recibidas por el transductor óseo y los auriculares derecho e izquierdo del audífono audiométrico.

En la **Figura 2.32**, se puede observar el diagrama general de la multiplexación de las señales. Sin ningún otro requerimiento, esta sección seguirá este modelo, con cada multiplexor teniendo 4 entradas y una salida.

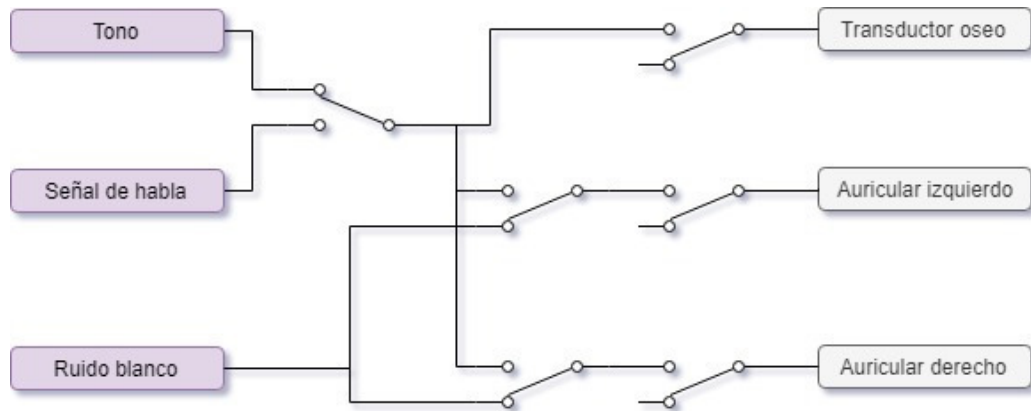


Figura 2.32. Diagrama de la sección de multiplexación de señales
Fuente: Propia

2.3.5. Sección de Visualización e Interacción

Esta sección está encargada de detallar el proceso de visualización, el cual involucra la interacción entre el sistema y el profesional en audiometría. En la **Figura 2.33** se muestra el diagrama que define la comunicación entre Microcontrolador – PC – Pantalla táctil.

- La pantalla táctil: es el dispositivo del sistema encargado de mostrar la interfaz gráfica que será operada por el profesional en audiometría, y que a su vez tendrá comunicación de envío y recepción de data, hacia y desde el microcontrolador.

- PC: la PC desempeña el papel de mediador entre el microcontrolador y la pantalla táctil; esta se encarga de procesar las órdenes digitadas en la pantalla mediante la interfaz gráfica, y enviarlas al microcontrolador, el cual a su vez ordenará la data que va hacia las salidas y la que va de retorno al PC para ser mostrada en la pantalla.

A modo de resumen, se puede decir que el proceso empieza con el encendido del sistema; la PC en conjunto con la pantalla táctil encienden, mostrándose en esta última la interfaz gráfica que será operada por el profesional en audiometría. Una vez elegidas las opciones en la pantalla táctil, serán enviadas para ser procesadas en el PC, y este a su vez hará envío y recepción de data hacia el microcontrolador.

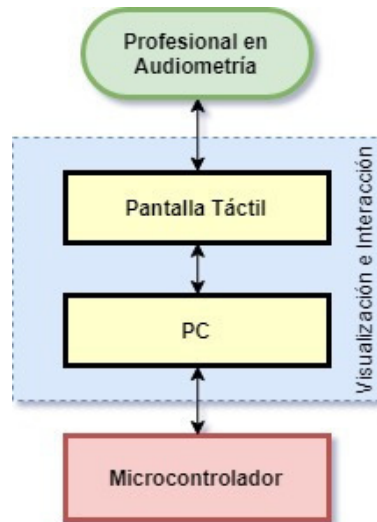


Figura 2.33. Diagrama de Bloques de la Sección de Visualización e Interacción

Fuente: Propia

2.3.6. Tabla de parámetros

Tabla 2.7. Tabla General de Parámetros

Fuente: Propia

Sección	Parámetro	Símbolo	Min. Valor	Máx. Valor	Unidad
A	Palabra digital de entrada	FTW	0	$2^N - 1$	-
	Tamaño del FTW	N	0	-	bits
	Frecuencia del sistema	F_s	-	-	Hz
	Capacidad del acumulador	C	-	2^N	-
	Resolución de frecuencia	Δ_F	0	-	Hz
	Frecuencia de salida del acumulador	F_0	0	F_s	Hz
B	Resolución de ángulo	P	0	-	bits
	Nivel Máximo de Espurios	MSL	-	0	dBc
C	Resolución del DAC	D	0	-	bits
	Distorsión Total Armónica	THD	-	-	dB
	No Linealidad Integral	INL	0	-	LSB
	No Linealidad Diferencial	DNL	0	-	LSB
	Rango Dinámico Libre de Espurios	$SFDR$	0	-	dB
	Relación Señal a Ruido de Cuantización	SQR	0	-	dB
D	Frecuencia de corte inferior	f_{c1}	0	-	Hz
	Frecuencia de corte superior	f_{c1}	0	-	Hz
	Factor de calidad	Q	-	-	-
	Ganancia en banda de paso	G	-	-	dB
2.3.1.2.	Resistencia generada en una resistencia digital de $R \Omega$	R_f	0	R	Ω
	Ganancia del circuito atenuador	G_a	-	-	dB
	Ganancia del circuito amplificador	G_A	-	-	dB

Tabla 2.7. Tabla General de Parámetros (cont.)

	Ruido Equivalente de entrada	v_n	0	-	V/\sqrt{Hz}
	Impedancia de entrada	Z_I	0	-	Ω
	Impedancia de salida	Z_O	0	-	Ω
	Oscilación Máxima del Voltaje de Salida	$V_{OM\pm}$	0	-	V
2.3.1.3.	Frecuencia de señal portadora	f_p	0	-	Hz
	Frecuencia de señal modulante	f_m	0	-	Hz
	Índice de modulación	β	0	-	
	Frecuencia instantánea de tono warble	f_i	0	-	Hz
2.3.2.1.	Media de ruido	μ	-	-	
	Varianza de ruido	σ^2	0	-	
	Resolución del DAC	D	0	-	bits
2.3.2.2.	Frecuencia de corte inferior	f_{c1}	0	-	Hz
	Frecuencia de corte superior	f_{c2}	0	-	Hz
	Factor de calidad	Q	-	-	
	Ganancia en banda de paso	G	-	-	dB
2.3.2.3.	Resistencia generada en una resistencia digital de R Ω	R_f	0	R	Ω
	Ganancia del circuito atenuador	G_a	-	-	dB
	Ganancia del circuito amplificador	G_A	-	-	dB
	Ruido Equivalente de entrada	v_n	0	-	V/\sqrt{Hz}
	Impedancia de entrada	Z_I	0	-	Ω
	Impedancia de salida	Z_O	0	-	Ω
	Oscilación Máxima del Voltaje de Salida	$V_{OM\pm}$	0	-	V
2.3.3.1.	Sensibilidad	S	-	-	V/Pa
	Relación Señal a Ruido	SNR	-	-	dB
	Impedancia	Z	-	-	Ω

2.3.3.2.	Impedancia de salida	Z_o	0	-	Ω
	Capacitor de acoplo	C_1	-	-	F
	Ganancia	G	-	-	dB
2.3.3.3.	Resistencia generada en una resistencia digital de R Ω	R_f	0	R	Ω
	Ganancia del circuito atenuador	G_a	-	-	dB
	Ganancia del circuito amplificador	G_A	-	-	dB
	Ruido Equivalente de entrada	v_n	0	-	V/\sqrt{Hz}
	Impedancia de entrada	Z_I	0	-	Ω
	Impedancia de salida	Z_o	0	-	Ω
	Oscilación Máxima del Voltaje de Salida	$V_{OM\pm}$	0	-	V

CAPITULO III. METODOLOGIA

3.1. Metodología

El tipo de metodología utilizada para el diseño y desarrollo del sistema fue el Método Científico Americano USA y en la **Figura 3.1.** se detallan los bloques del método:

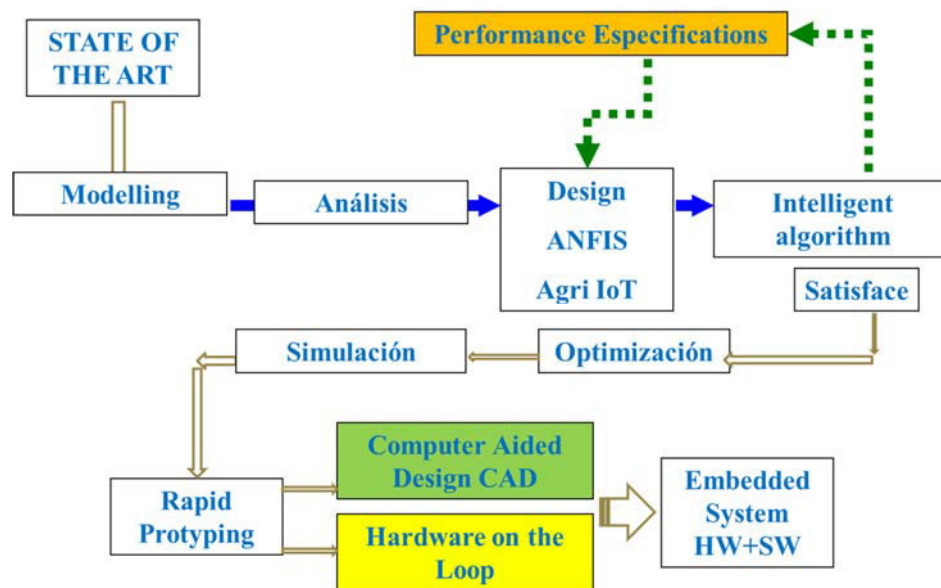


Figura 3.1. Secuencia De Bloques Del Método Científico Americano USA
Fuente: (Motte)

- **Estado del arte (*State of the Art*):** Esta primera etapa permite el estudio del conocimiento acumulado (escrito en textos) dentro de un área específica. Los autores de la tesis contextualizaron, clasificaron y

categorizaron los escritos de Sociedades, Institutos de investigación, Universidades, Libros y *Datasheets* con respecto al tema propuesto. El resultado de esta etapa puede ser observado en las secciones **2.1. 2.2. Antecedentes y estado del arte, y 2.2. Bases Teóricas** del presente trabajo. Asimismo, las especificaciones de diseño pueden ser observadas en las secciones **2.2. Bases Teóricas y 4.1. Especificaciones de diseño.**

- **Modelamiento (*Modelling*):** La etapa del modelamiento busca mejorar el conocimiento y la comprensión de un fenómeno o proceso y ello involucra el estudio de la interacción entre las partes de un sistema, y el sistema como un todo. En esta se plantea la solución elegida, sus bloques, diagramas circuitales generales y esquema general del sistema, cuyos resultados pueden ser observados como parte de la sección **2.3. Análisis del sistema.**

- **Análisis (*Analysis*):** En esta etapa se analiza el análisis se describen e interpretan los valores obtenidos de cada una de las partes del sistema, incluyendo las expresiones matemáticas de los circuitos, parámetros y su relación. Los resultados de dicha etapa pueden ser observados en la sección **2.3. Análisis del sistema.**

- **Diseño (*Design*):** En esta etapa se procede al desarrollo del proyecto de acuerdo con el sistema propuesto en las etapas anteriores y a las especificaciones de diseño requeridas para el cumplimiento de los objetivos y así responder al problema propuesto al inicio de la presente tesis. Los resultados y procedimiento seguido de esta etapa pueden ser observados en el **CAPÍTULO IV. DESARROLLO DEL PROYECTO.**

- **Simulación (*Simulation*):** En esta etapa se recrea el entorno real, utilizando variables y premisas controladas, para comprobar que los cálculos obtenidos en el análisis – diseño se asemejan a la realidad. En el caso de este proyecto, se realizó la simulación de secciones del sistema para comprobar el comportamiento del sistema de acuerdo con el diseño especificado. Los resultados de dichas simulaciones pueden ser observados en el **CAPÍTULO IV. DESARROLLO DEL PROYECTO.**

- **Optimización (*Optimization*) y Prototipado rápido (*Rapid Prototype*):** Estas etapas hacen referencia a la mejora del sistema en cuanto

a las diferentes variables que involucra, que pueden ser velocidad, eficiencia, etc. Esto conlleva al cambio de los subsistemas del proyecto de acuerdo con su comportamiento en su versión implementada. En el caso de este proyecto, se realizaron diversas mejoras con respecto a la distribución de los PCBs y organización de los subsistemas del equipo para reducir la cantidad de ruido presente en las señales generadas y así cumplir con los objetivos planteados. Los resultados finales de estas etapas pueden ser observadas en el **CAPITULO IV: DESARROLLO DEL PROYECTO** y **CAPITULO V: PRUEBAS Y RESULTADOS**.

3.2. Materiales

3.2.1. Microcontrolador Atmel SAM3X8E

El Atmel SAM3X8E es un miembro de la familia de microcontroladores flash basados en el procesador RISC de 32-bits ARM Cortex-M3. Opera a una velocidad máxima de 84 MHz y posee hasta 512 Kbytes de memoria flash y 96 Kbytes de SRAM. (Atmel, 2015)

Entre los periféricos que posee este microcontrolador se tiene un transceiver USB de alta velocidad, 4 SPIs, tres temporizadores de propósito general, un ADC y DAC de 12 bits.



Figura 3.2. Microcontrolador Atmel SAM3X8E en la plataforma Arduino Due
Fuente: Arduino LLC

3.2.2. Módulo De Desarrollo Sparkfun Minigen

Este componente electrónico es un generador de señal, capaz de producir señales sinusoidales, cuadradas o triangulares de hasta 3MHz, y aproximadamente 1Vp-p.

El MiniGen ofrece dos fuentes de salida para su uso: un cabezal espaciado de 0.1" de 2 clavijas y un conector u.FL. La salida está en un DC offset de $V_{cc}/2$, sin embargo, no se pueden variar el offset y la amplitud. Por defecto, los MiniGen vienen configurados con un regulador de 3.3V habilitado y solo deben usarse con señales de 3.3V (o 3.3V Pro Minis si está usando esto como un escudo) a menos que el jumper en la parte posterior esté soldado para desviar el regulador para uso de 5V .

Este módulo posee las siguientes secciones:

- El integrado AD9837.
- Un cristal de 16 MHz como reloj del sistema para el AD9837.
- Un filtro de reconstrucción pasabajo en configuración Sallen Key basado en el amplificador operacional AD8045.
- Un Regulador de voltaje de 3.3 V para la alimentación del AD9837 y AD8045.

El diagrama esquemático completo del circuito de este módulo se muestra en la **Figura D-01 (Anexos)**

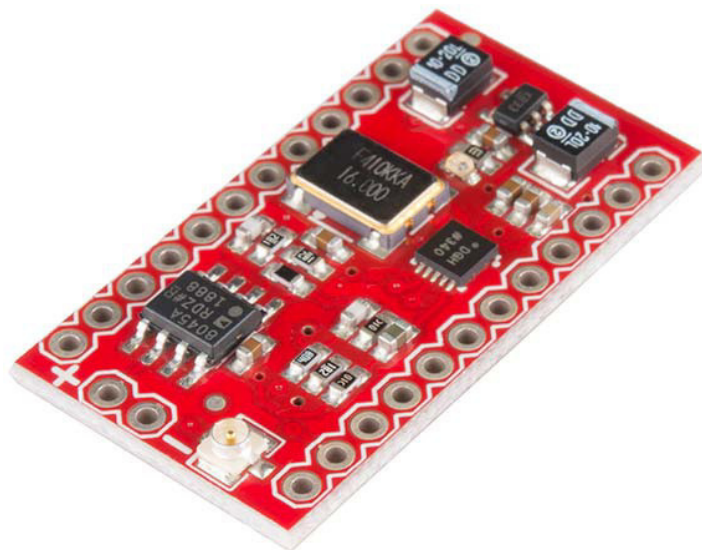


Figura 3.3. Módulo de desarrollo Sparkfun MiniGen

Fuente: sparkfun.com

3.2.3. Circuito Integrado AD9837

El AD9837 es un generador de ondas programable, de baja potencia, capaz de producir onda seno, triangular y cuadrada. La generación de este tipo de formas de onda es requerida en varios tipos de detección, actuación y aplicaciones de reflectometría en el dominio del tiempo (TDR). La frecuencia de salida y fase son programables por software, permitiendo una fácil sintonización. Los registros de frecuencia son de 28 bits de ancho:

- Con una frecuencia de reloj de 16 MHz, se puede lograr una resolución de 0.06 Hz.
- Con una frecuencia de reloj de 5 MHz, se puede sintonizar el AD9837 a 0.02 Hz de resolución.

El AD9837 se comunica a través de una interfaz serial de 3 hilos. Esta interfaz serial funciona a velocidades de reloj de hasta 40 MHz y es compatible con estándares DSP y microcontroladores. El dispositivo funciona con una fuente de alimentación de 2.3 V a 5.5 V.

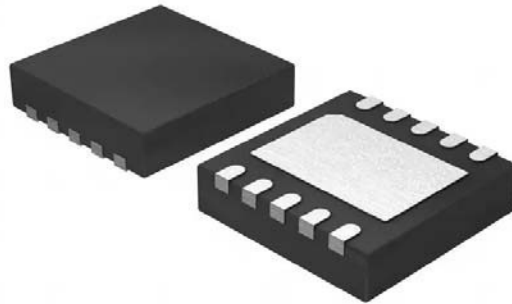
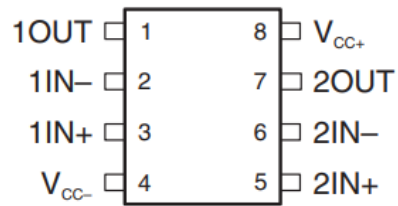


Figura 3.4. Integrado AD9837
Fuente: Analog Devices

3.2.4. NE5532P

El NE5532P es un amplificador operacional de alto desempeño fabricado por Texas Instruments en un empaquetamiento PDIP. Una de sus principales características es su bajo voltaje equivalente de ruido ($5 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$). El pinout de este amplificador y las funciones de cada pin pueden ser observados en la **Figura 3.5**.



PIN		TYPE	DESCRIPTION
NAME	NO.		
1IN+	3	I	Noninverting input
1IN-	2	I	Inverting Input
OUT1	1	O	Output
2IN+	5	I	Noninverting input
2IN-	6	I	Inverting Input
2OUT	7	O	Output
VCC+	8	—	Positive Supply
VCC-	4	—	Negative Supply

Figura 3.5. Pinout y funciones de cada pin del NE5532P
Fuente: Fabricante

3.2.5. TDA7052A

El TDA7052A es un amplificador mono con una salida BTL (Bridge Tied Load), que posee un control de ganancia con un voltaje continuo. El diagrama de bloque de este amplificador puede ser observado en la **Figura 3.6.** y la relación del voltaje de control y la ganancia del amplificador puede ser observado en la **Figura 3.7.**

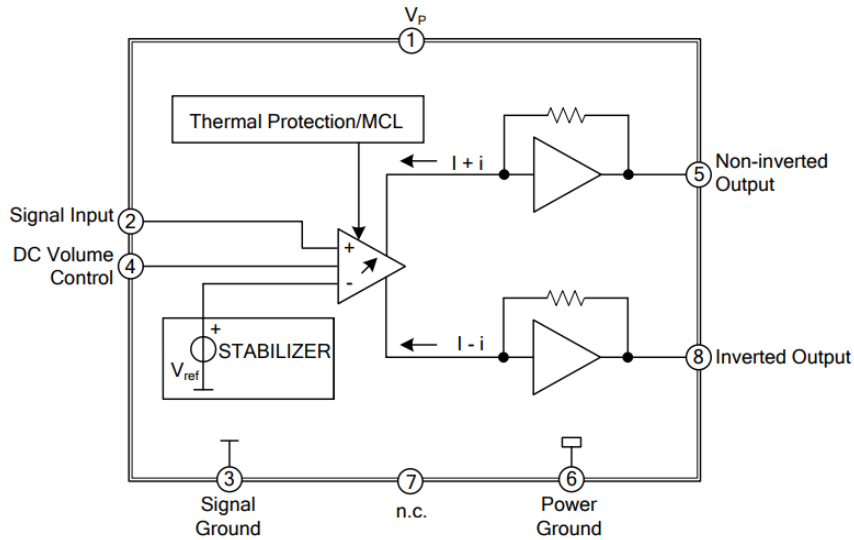


Figura 3.6. Diagrama de bloques del amplificador TDA7052A
Fuente: Fabricante

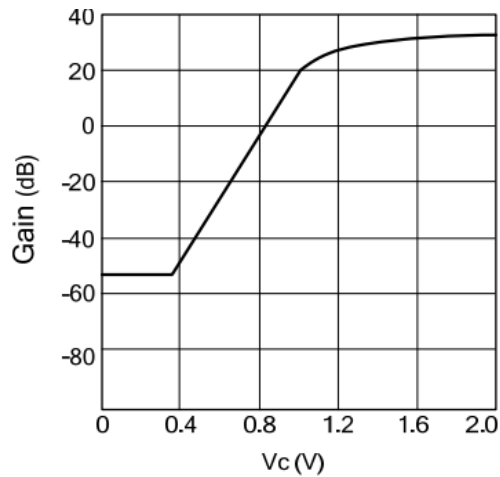


Figura 3.7. Ganancia del amplificador TDA7052A en función del voltaje de control

Fuente: Fabricante

3.2.6. MCP4131

El MCP4131 es un potenciómetro digital lineal fabricado por Microchip que posee una resolución de control de 7 bits utilizando el protocolo de comunicación SPI. El pinout de este potenciómetro se puede observar en la **Figura 3.8**. Los pines 1, 2 y 3 son empleados por el protocolo SPI, y los pines 5, 6 y 7 son los pines propios del potenciómetro.

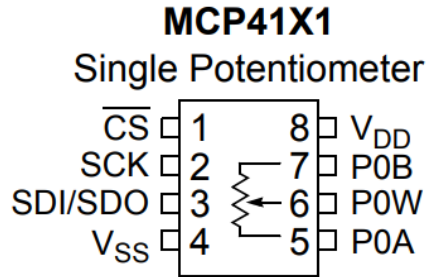


Figura 3.8. Pinouts del potenciómetro digital MCP41X1
Fuente: Fabricante

3.2.7. Raspberry Pi 3 B+

El Raspberry Pi es un computador de placa reducida, computador de placa única o computador de placa simple (SBC) de bajo costo desarrollado en Reino Unido por la Fundación Raspberry Pi, con el objetivo de estimular la enseñanza de ciencias de la computación en las escuelas. Hasta el momento, han vendido más de 17 millones de Raspberry Pi a nivel mundial (RaspberryPiFoundation, 2017).



Figura 3.9. Raspberry Pi 3 Modelo B+
Fuente: Fundación Raspberry Pi

En todas sus versiones incluye un procesador Broadcom, una memoria RAM, una GPU, puertos USB, HDMI, Ethernet (El primer modelo no lo tenía), 40 pines GPIO y un conector para cámara. Ninguna de sus ediciones incluye memoria, siendo esta en su primera versión una tarjeta SD y en ediciones posteriores una tarjeta MicroSD.

La fundación da soporte para las descargas de las distribuciones para arquitectura ARM, Raspbian (derivada de Debian), RISC OS 5, Arch Linux ARM (derivado de Arch Linux) y Pidora (derivado de Fedora); y promueve principalmente el aprendizaje del lenguaje de programación Python. Otros lenguajes también soportados son Tiny BASIC, C, Perl4 y Ruby.

3.2.8. Pantalla táctil de 7 pulgadas oficial para el Raspberry Pi

La pantalla táctil de 7 pulgadas oficial para el Raspberry Pi, proporciona la habilidad de crear un dispositivo *standalone* que puede ser utilizado como una Tablet o una interfaz interactiva usando un Raspberry Pi. Esta pantalla LCD posee un display táctil capacitivo con una resolución de 800 x 480.

Con ayuda de una tarjeta adaptadora, esta pantalla solo necesita una conexión de alimentación y un cable conector al Puerto DSI presente en todos los Raspberry Pis.



Figura 3.10. Pantalla táctil de 7 pulgadas oficial para el Raspberry Pi

Fuente: Fabricante

3.2.9. Audífono TDH-39.

El TDH-39 es un audífono usado en pruebas audiométricas por conducción aérea. Para su uso es necesaria su calibración con el equipo con el cual se realizarán las pruebas.



Figura 3.11. Audífono TDH-39
Fuente: Fabricante

De acuerdo con el documento de características técnicas, el audífono posee las especificaciones establecidas en la **Tabla 3.1**.

Tabla 3.1. Especificaciones técnicas del audífono TDH-39
Fuente: Fabricante

Característica	Valores
Impedancia	10 Ω
Respuesta en frecuencia	100 Hz a 8000 Hz
Potencia continua nominal	300 mW
Linealidad	Lineal para potencias entre 0 y 400 mW
Sensibilidad	108 dB \pm 2 dB SPL para 1 mW a 1 KHz
Distorsión	<1%

Tabla 3.2 Tono puro RETSPL's
Fuente: Frye Electronics.

Frequency (Hz)	TDH39
125	45.0
250	25.5
500	11.5
750	8.0
1000	7.0
1500	6.5
2000	9.0
3000	10.0
4000	9.5
6000	15.5
8000	13.0
12000	17.5
speech	19.5

3.2.10. Transductor Óseo B71.

Desde su introducción en los 70, el transductor óseo B71 ha sido el transductor óseo por excelencia para las pruebas por conducción ósea. Al igual que con el audífono TDH-39, es necesaria su calibración con el equipo con el cual se realizarán las pruebas.



Figura 3.12. Transductor Óseo B71
Fuente: Fabricante

De acuerdo con el documento de características técnicas, el audífono posee las especificaciones establecidas en la **Tabla 3.3**.

Tabla 3.3. Especificaciones técnicas del transductor óseo B71

Fuente: Fabricante

Características	Valores
Impedancias comunes	10 Ω , 32 Ω , 50 Ω , 100 Ω , 300 Ω
Respuesta en frecuencia	250 Hz a 4000 Hz
Máxima potencia de entrada	100 mW
Peso	24 g
Distorsión típica	THD < 2.3% para 250 Hz THD < 1.1% para 500 Hz, 750 Hz THD < 0.3% para 1 KHz – 4 KHz
Distorsión máxima	THD = 2.3%
Sensibilidad (voltaje de entrada para generar 40 dB HL \pm 3 dB para una impedancia de 10 Ω)	515.9 mV para 250 Hz 69.0 mV para 500 Hz 43.9 mV para 750 Hz 25.5 mV para 1 KHz 10.1 mV para 1.5 KHz 11.8 mV para 2 KHz 31.5 mV para 3 KHz 27.2 mV para 4 KHz

Figura 3.13 RETSPL de tono puro

Fuente: Frye Electronics

Frequency (Hz)	B71
125	
250	67.0
500	58.0
750	42.5
1000	51.0
1500	36.5
2000	31.0
3000	30.0
4000	35.5
6000	51.0
8000	50.0
12000	
speech	55.0

CAPÍTULO IV. DESARROLLO DEL PROYECTO

4.1. Especificaciones de diseño

- La precisión en frecuencia de todo el sistema deberá ser menor al 3%.
- La Distorsión Total Armónica (THD) debe ser menor al 2.5% (menor de -32 dB).
- Para el correcto funcionamiento del sistema, la señal de ruido blanco deberá cumplir con los siguientes requerimientos: Ancho de banda eléctrico de 100 a 20000 Hz con una distribución uniforme.

4.1.1. Requerimientos generales

Conforme a los estándares especificados anteriormente como el estándar ANSI S3.6 del año 1996, un audiómetro tipo 3 como el planteado en la presente tesis deberá cumplir con diversos requisitos generales. Estos requisitos son los siguientes:

- Conexiones para auriculares derecho e izquierdo.
- Conexión para transductor óseo.
- Cambio por parte del operador del sistema, de la frecuencia y la intensidad de la señal audiométrica (Tonos de frecuencia para conducción aérea y ósea).
- Enmascaramiento con ruido blanco por el auricular contralateral.

Para este sistema, además, se plantearon los siguientes requisitos adicionales, requeridos para audiómetros de tipo superior:

- Señal modulada en frecuencia (tono warble). (Tipo 1 y 2)
- Micrófono para la adquisición de señal de habla.

4.1.2. Requerimientos específicos

Dentro de los requerimientos específicos del sistema se tienen requerimientos para el tono de frecuencia fija, el tono modulado en frecuencia y el ruido blanco.

4.1.2.1. Tono de frecuencia fija

- Los tonos puros de frecuencia serán generados con una precisión menor al 3% y una distorsión armónica total (THD) menor al 2.5% (según ANSI S3.6 1996 para audiómetros tipo 3).

- Uno de los requisitos para el tono de frecuencia fija es el nivel en dB HL de señal máxima de conducción aérea y ósea que el sistema debe generar. De acuerdo con el estándar ANSI S3.6 del año 1996, estos niveles están especificados en la **Tabla 2.2**.

- Como el sistema propuesto está especificado como un audiómetro tipo 3, éste debe de cumplir con los niveles y frecuencias especificados en la **Tabla 2.2**. Debido a que los niveles especificados son el mínimo requerido, el sistema propuesto será diseñado para cumplir con los niveles mínimos requeridos por un audiómetro tipo 1.

- Los tonos de frecuencia fija estarán comprendidos en el rango de 125 y 8000 Hz para las pruebas de conducción aérea, y el rango de 250 y 6000 Hz para las pruebas de conducción ósea.

- En resumen, los tonos de frecuencia fija cumplirán los requisitos de la **Tabla 4.1**.

Tabla 4.1. Requisitos de la amplitud de los tonos de frecuencia fija

Frecuencias (Hz)	Precisión	C. Aérea (dB HL)	C. Ósea (dB HL)
125	±3 dB	-10 a 70	-
250	±3 dB	-10 a 90	-10 a 45
500	±3 dB	-10 a 120	-10 a 60
750	±3 dB	-10 a 120	-10 a 60
1000	±3 dB	-10 a 120	-10 a 70
1500	±3 dB	-10 a 120	-10 a 70
2000	±3 dB	-10 a 120	-10 a 70
3000	±5 dB	-10 a 120	-10 a 70
4000	±5 dB	-10 a 120	-10 a 60
6000	±5 dB	-10 a 110	-10 a 50
8000	±5 dB	-10 a 100	-

4.1.2.2. Tono modulado en frecuencia

Los tonos modulados en frecuencia deberán cumplir con los siguientes requerimientos:

- Frecuencia central seleccionable entre las siguientes: 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 750 Hz, 1000 Hz, 1500 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz y 8000 Hz.
- Velocidad de modulación seleccionable entre el rango de 1 y 20 Hz, con una resolución de 1 Hz en la selección. Por defecto, este valor será de 5 Hz.
- Profundidad de modulación seleccionable entre 1 y 25% de la frecuencia central, con una resolución de 1% en la selección. Por defecto, este valor será de 5%.

4.1.2.3. Ruido blanco

La señal de ruido blanco deberá cumplir con los siguientes requerimientos:

- Ancho de banda eléctrico de 100 a 20000 Hz con una distribución uniforme.

4.2. Diseño de la sección de generación de tonos.

4.2.1. Bloque de generación de señales

El diseño de esta sección inicia con el diseño del bloque de generación de señales. Para este bloque se consideraron la generación de dos tipos de señales: tonos de frecuencia fija y tonos de frecuencia modulada (FM).

Para ambos tipos de señales se usó como base un sistema DDS, usando el integrado AD9837, uno de los integrados DDS disponibles en el mercado. En la **Tabla 4.2** se especificaron parámetros usados por este integrado para la evaluación de sus características.

Tabla 4.2. Parámetros especificados para el integrado AD9837

Fuente: Propia

AD9837	
<i>N</i> (bits)	28
<i>P</i> (bits)	12
<i>D</i> (bits)	10
<i>F_s</i> (KHz)	16000

En base a los parámetros especificados y fijando la banda de interés hasta 10 KHz, se pudieron calcular las especificaciones mostradas en la **Tabla 4.3**.

Tabla 4.3. Especificaciones para el integrado AD9837

Fuente: Propia

AD9837	
<i>SQR</i> (dB)	90.99 dB
<i>MSL</i> (dBc)	-72.24
Δ_F (Hz)	0.0596

Unos de los requerimientos especificados en la **Tabla 4.1** indica que el tono de frecuencia fija de 125 Hz debe tener una precisión de $\pm 3\%$, lo que indica una variación máxima de ± 0.375 Hz.

Como se puede observar en la **Tabla 4.3**, el integrado AD9837 cumple con el requerimiento de poseer una precisión menor a 0.375 Hz, por lo que puede ser usado en el diseño del sistema.

Para la utilización del integrado AD9837, se utilizó el módulo de desarrollo Sparkfun MiniGen basado en este integrado. Los autores de la presente tesis no diseñaron este módulo, pero fue elegido como parte del diseño total del sistema.

Según el datasheet técnico, la señal de salida del AD9837 está comprendida entre 37 y 645 mV, alcanzando una amplitud típica de 0.61 V pico a pico. Esta señal ingresada al filtro pasabanda especificado y analizado en el esquema **D. Filtro de Reconstrucción**, y analizando la **Ecuación 2.14**:

Reemplazando los valores de $R_6 = R_7$, y que $R_4 = R_5$, la expresión anterior se reduciría así:

$$\left[\left(1 + 2 \frac{R_3}{R_4} \right) \left(\frac{1}{2} \right) - \frac{R_3}{R_4} \right] V_{cc} = V_{out1}$$

$$V_{out1} = \left(\frac{1}{2} \right) V_{cc}$$

Para hallar la frecuencia de corte pasaltas f_{c1} , se evaluó la **Ecuación 2.17** con los valores de: $R_7 = 10 \text{ k}\Omega$ y $C_3 = 10 \mu\text{F}$, quedando como sigue a continuación:

$$f_{c1} = 3.18 \text{ Hz}$$

La frecuencia de corte del filtro pasabajas, definida en la **Ecuación 2.18** analizando con los valores de R y C propuestos por el fabricante, el valor de f_{c2} será como se ve en **Ecuación 4.1**

$$R_1 = 1.8 \text{ k}\Omega \quad C_1 = 18 \text{ pF}$$

$$R_2 = 2.55 \text{ k}\Omega \quad C_2 = 18 \text{ pF}$$

$$f_{c2} = 4.13 \text{ MHz}$$

Ecuación 4.1

Por otro lado, el valor de la ganancia G se definió en **Ecuación 2.20** y haciendo $R_3 = 787\Omega$ y $R_4 = 900\Omega$, el valor de la ganancia de banda de paso sería como se ve en la **Ecuación 4.2**

$$G = 8.78 \text{ dB}$$

Ecuación 4.2

Asimismo, se simuló la respuesta en frecuencia del filtro obteniendo los resultados presentes en la **Figura 4.1**. Como se puede observar, el circuito se comporta como diseñado.

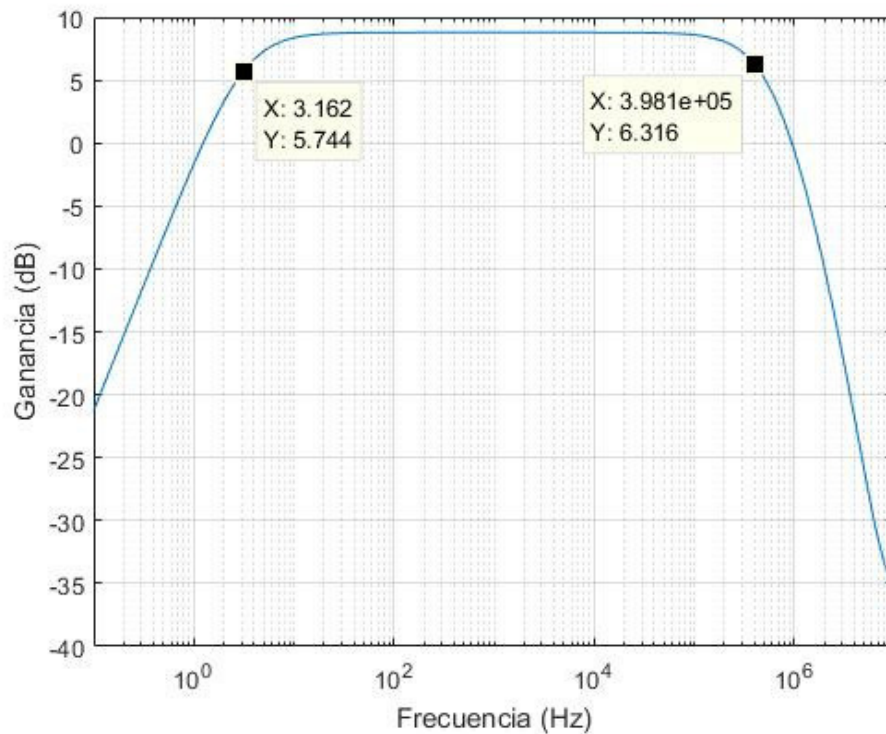


Figura 4.1. Respuesta en frecuencia del filtro de reconstrucción de la sección de generación de señales.

Fuente: Propia

De acuerdo con el análisis de este filtro pasabanda y a los valores utilizados en el módulo Sparkfun MiniGen, se calcularon los siguientes parámetros:

Tabla 4.4. Parámetros del filtro pasa-banda de reconstrucción
Fuente: Propia

Parámetro	Valor	Unidades
Frecuencia de corte inferior (f_{c1})	3.18	Hz
Atenuación para $f < f_{c1}$	-20	dB/década
Frecuencia de corte superior (f_{c2})	4.13	MHz
Atenuación para $f > f_{c2}$	-40	dB/década
Ganancia en Banda de Paso	5.46	dB
Polarización de voltaje continuo	1.65	V

En base a estos parámetros, se tiene una señal de salida constante para toda la banda de interés entre 93.75 Hz hasta 10 KHz (incluyendo el rango de frecuencias en los tonos de frecuencia modulada), con un nivel de salida de 1.14 V pico a pico y una polarización de voltaje continuo de 1.65 V.

El tono de frecuencia fija es generado enviando el FTW directamente al AD9837. Para el tono de frecuencia variable, se implementó un sistema DDS parcial, incluyendo solo el acumulador y el conversor ángulo amplitud para generar la señal de frecuencia modulante entre el rango de 1 Hz a 20 Hz, como se especificó en los requerimientos.

Para el requerimiento de la profundidad de modulación p_m , se utilizó la expresión de la **Ecuación 4.3** para hallar el índice de modulación:

$$\beta = \frac{p_m \times f_p}{f_m}$$

Ecuación 4.3

Donde:

β = Índice de modulación.

p_m = Profundidad de modulación.

f_p = Frecuencia de la portadora.

f_m = Frecuencia modulante

En consecuencia, usando la β para hallar la frecuencia instantánea, con los valores de la frecuencia modulante f_m , la frecuencia portadora (o modulada) f_p y la profundidad de modulación p_m , se calculó en la **Ecuación 4.4** la frecuencia instantánea que se envía al AD9837 para su generación.

$$f_i = f_p + p_m f_p \cos 2\pi f_m t$$

Ecuación 4.4

Donde:

β = Índice de modulación.

p_m = Profundidad de modulación.

f_p = Frecuencia de la portadora.

f_m = Frecuencia modulante

La señal $\cos 2\pi f_m t$ se generó utilizando un sistema DDS parcial implementado en el microcontrolador. Este sistema DDS parcial genera la frecuencia modulante de 1 a 20 Hz, usando un bloque acumulador y un bloque conversor ángulo amplitud (sin utilizar un DAC).

4.2.2. Bloques de atenuación y amplificación.

Una vez obtenida la salida del bloque de generación de señales, se diseñó el bloque de atenuación y amplificación teniendo en cuenta las especificaciones de amplitud de la señal de tono.

Se comenzó calculando el rango dinámico del amplificador de acuerdo con las especificaciones de amplitud de señal establecidas en la **Tabla 4.1**.

En conformidad con las especificaciones del audífono TDH 39 establecidas en la **Tabla 3.1.**, para la frecuencia de 1 KHz, 1 mW de entrada equivale a un nivel de señal de 108 dB \pm 4 dB SPL. Considerando la impedancia de 10 Ω del audífono, esto equivale a una entrada de **100 mV_{RMS}**

ó **282.8 mV_{p-p}**. Finalmente, para 1 KHz, esto es equivalente a 101 dB ± 4 dB HL.

Siguiendo las especificaciones de amplitud de la señal, para una frecuencia de 1 KHz, la señal debe de ser generada en el rango de -10 a 120 dB HL. Teniendo en cuenta que para generar 107 dB ± 4 dB HL, se necesitan **282.8 V_{p-p}**, se pueden calcular los voltajes necesarios para generar todo el rango de señales requerido. Los resultados de este cálculo están registrados en la **Tabla 4.5**.

Tabla 4.5. Potencias y voltajes para el rango de amplitudes de señal para el audífono TDH 39 a 1 KHz

Fuente: Propia

Potencia	V _{p-p}	Intensidad
251.19 mW	3.99 V	124 dB HL ± 4 dB
79.43 mW	2.52 V	120 dB HL ± 4 dB
1.51 mW	0.45 V	105 dB HL ± 4 dB
1 mW	0.2828 V	101 dB HL ± 4 dB
0.79 mW	0.252 V	100 dB HL ± 4 dB
7.94 nW	0.79 mV	50 dB HL ± 4 dB
79.43 fW	25.21 μV	0 dB HL ± 4 dB
7.94 fW	0.797 μV	-10 dB HL ± 4 dB
2.51 fW	0.503 μV	-14 dB HL ± 4 dB

Como se puede observar, la sensibilidad del audífono sólo menciona la respuesta a 1 KHz. Esto es debido a que para el resto de las frecuencias los niveles de señales en dB HL se encuentran en el mismo rango que el de 1 KHz. Es decir, para cualquier frecuencia, el nivel de señal en voltios estará comprendida en este rango de 0.797 μV_{p-p} a 2.52 V_{p-p} (de -10 a 120 dB HL, respectivamente). Debido a las variaciones de ± 4 dB (debido a la diferencia entre audífonos), se considerará el diseño para señales entre -15 a 124 dB HL (0.503 μV_{p-p} a 3.99 V_{p-p}, respectivamente).

De forma similar al análisis realizado para el audífono TDH 39, de acuerdo con las especificaciones del transductor B71 establecidas en la **Tabla**

3.3, y transformando de V_{RMS} a V_{p-p} se tienen los valores de voltaje pico a pico calculados en la

Tabla 4.6, para generar la intensidad dB HL (± 3 dB) en cada frecuencia para un transductor óseo B71 de 10Ω de impedancia.

Tabla 4.6. Voltajes pico a pico (en V) para generar la intensidad dB HL (± 3 dB) en la frecuencia seleccionada

Fuente: Propia

	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1 KHz	1.5 KHz	2 KHz	3 KHz	4 KHz
75 dB HL	82.06	10.97	6.98	4.06	1.61	1.88	5.01	4.33
70 dB HL	46.14	6.17	3.93	2.28	0.90	1.06	2.82	2.43
65 dB HL	25.94	3.47	2.21	1.28	0.51	0.59	1.58	1.37
60 dB HL	14.59	1.95	1.24	0.72	0.29	0.33	0.89	0.77
50 dB HL	4.61	0.62	0.39	0.23	0.09	0.11	0.28	0.24
45 dB HL	2.59	0.35	0.22	0.13	0.05	0.06	0.16	0.14
40 dB HL	1.46	0.195	0.124	72m	29m	33m	89m	77m
0 dB HL	14.59m	1.95m	1.24m	0.72m	0.29m	0.33m	0.89m	0.77m
-10dB HL	4.6m	0.62m	0.39m	0.22m	90.3 μ	0.11m	0.28m	0.24m
-15dB HL	2.59m	0.3m	0.2m	0.1m	50.8 μ	59.3 μ	0.16m	0.14m

Tabla 4.6, se pueden observar celdas con un sombreado gris claro. Estas celdas indican los niveles de amplitud en dB HL requeridos para las señales de conducción ósea sacados de la **Tabla 4.1**. Debido a los ± 3 dB de variación entre transductores se tomará en cuenta los voltajes 3 dB por encima del límite superior y 5 dB por debajo del límite inferior. En consecuencia, el nivel total de voltaje que se deberá manejar para señales de conducción ósea será entre $63.95 \mu V_{p-p}$ ($50.8 \mu V_{p-p} + 2 \text{ dB}$) y $3.97 V_{p-p}$ ($5V_{p-p} - 2 \text{ dB}$).

Usando los rangos de amplitud de las señales de conducción aérea y ósea se puede observar que el rango de las señales óseas está comprendido en el rango de las señales aéreas, por lo que se tomará esta última como el rango general de señales del atenuador/amplificador.

Por consiguiente, teniendo una salida del bloque de generación de señal de $1.14 V_{p-p}$ y una polarización de voltaje continuo de $1.65 V$, se requiere amplificar y atenuar para llegar a un rango de señal entre $0.503 \mu V_{p-p}$ a $3.99 V_{p-p}$, lo que significa una atenuación y amplificación respectiva de -127.11 dB y $+10.88$ dB, respectivamente.

Una vez establecido el nivel de señales a manejar para las señales de conducción aérea, se procede a establecer los valores de componentes para el circuito atenuador / amplificador modelado en **2.3.1.2.** y mostrado en la **Figura 2.21.**

En base al circuito, el control principal de la atenuación será vía las resistencias variables R_1 y R_2 . Usando potenciómetros digitales, es posible controlar dichas resistencias con el microcontrolador. Estos potenciómetros digitales constan de una llamada “escalera de resistencias”, una cadena de resistencias idénticas conectadas en serie. Cada paso en la escalera puede ser seleccionado con la ayuda de un switch, y la cantidad de pasos determina la resolución del potenciómetro.

En la **Figura 4.2.** se puede observar el diagrama de un potenciómetro que puede tener 7 u 8 bits de resolución. Este potenciómetro posee R_s como una de las resistencias conectadas en serie y R_w como resistencia del seleccionador. El seleccionador es fijado utilizando una palabra digital (también denominada RTW) enviada usando un protocolo de comunicación como I²C o SPI, y posee un rango de valores entre 0 y 2^n .

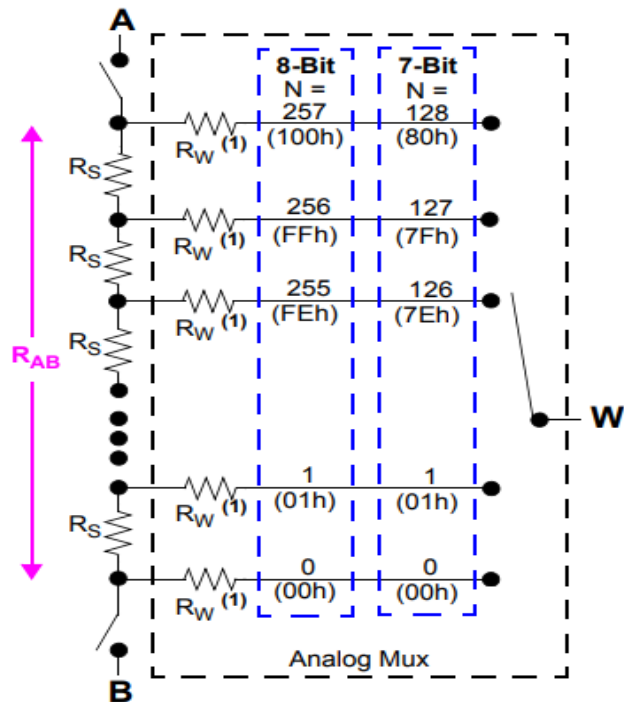


Figura 4.2. Diagrama de un potenciómetro digital de 7 y 8 bits.

Fuente: Microchip

Teniendo un potenciómetro con n bits de resolución, R_s como resistencia individual de la escalera y un código de control RTW , se puede hallar la resistencia entre W y B (R_{WB}) utilizando la **Ecuación 4.5**. Si se tiene la resistencia total R_{AB} , R_s se puede calcular fácilmente usando la **Ecuación 4.6**.

$$R_{WB} = RTW \times R_s + R_w$$

Ecuación 4.5

Donde:

R_{WB} = Resistencia entre los terminales W y B.

RTW = Código de control.

R_s = Resistencia individual de la escalera de resistencias.

R_w = Resistencia del seleccionador (wiper)

$$R_s = \frac{R_{AB}}{2^n}$$

Ecuación 4.6

Donde:

R_{WB} = Resistencia entre los terminales W y B.

RTW = Código de control.

R_s = Resistencia individual de la escalera de resistencias.

n = Bits de resolución.

R_w = Resistencia del seleccionador (wiper)

Por consiguiente, reemplazando la **Ecuación 4.6** en **Ecuación 4.5** para hallar la resistencia efectiva R_{WB} , se tiene el resultado en la **Ecuación 4.7**.

$$R_s = \frac{RTW \times R_{AB}}{2^n} + R_w$$

Ecuación 4.7.

Donde:

R_s = Resistencia individual de la escalera de resistencias.

RTW = Código de control.

R_{AB} = Resistencia entre los terminales A y B.

n = Bits de resolución.

R_w = Resistencia del seleccionador (wiper)

La señal de entrada del circuito se conecta con el pin A de ambos potenciómetros digitales R_1 y R_2 ; y el pin B se conecta a tierra. Así, los potenciómetros atenuarán la señal de entrada de acuerdo con sus resistencias efectivas R_{WB_1} y R_{WB_2} .

Debido al uso de un amplificador operacional, que generalmente posee una impedancia de entrada alta en comparación con R_w , la influencia

de ésta en la salida atenuada del potenciómetro será considerada como despreciable, por lo que el voltaje efectivo a la entrada del seguidor de voltaje de cada amplificador podrá ser calculado de acuerdo con la **Ecuación 4.8** y **Ecuación 4.9**.

$$V_1 = \frac{RTW}{2^n} V_{IN}$$

Ecuación 4.8

Donde:

V_1 = Voltaje de salida entre los terminales W y B de la primera resistencia digital.

RTW = Código de control de la primera resistencia digital.

n = Bits de resolución.

V_{IN} = Voltaje de entrada entre los terminales A y B de la primera resistencia digital.

$$V_2 = \frac{RTW}{2^n} V_{IN}$$

Ecuación 4.9

Donde:

V_2 = Voltaje de salida entre los terminales W y B de la segunda resistencia digital.

RTW = Código de control de la segunda resistencia digital.

n = Bits de resolución.

V_{IN} = Voltaje de entrada entre los terminales A y B de la segunda resistencia digital.

Cada salida de los seguidores de voltaje se suma y se amplifica de acuerdo con la relación entre las resistencias R_3 , R_4 y R_5 expresada en la **Ecuación 4.10**.

$$V_{OUT} = -R_3 \left(\frac{1}{R_4} V_1 + \frac{1}{R_5} V_2 \right)$$

Ecuación 4.10

Donde:

V_{OUT} = Voltaje de salida del circuito de amplificación y atenuación.

R_3, R_4, R_5 = Resistencias usadas por el circuito en la **Figura 2.21**.

V_1 = Voltaje de entrada entre los terminales A y B de la primera resistencia digital

V_2 = Voltaje de entrada entre los terminales A y B de la segunda resistencia digital.

Si se selecciona $R_5 = nR_4$, la relación entre V_1 y V_2 depende solamente de n. Seleccionando ambas resistencias R_1 y R_2 con el mismo valor y misma resolución n, el voltaje resultante del sumador puede ser interpretado como un simple amplificador inversor, pero con un voltaje de entrada dependiente de un solo potenciómetro digital equivalente con una resolución de 2n. Este potenciómetro digital poseerá un RTW_T con un rango de valores entre 0 y 2^{2n} , resultando en la estructura expuesta en la **Figura 4.3**.

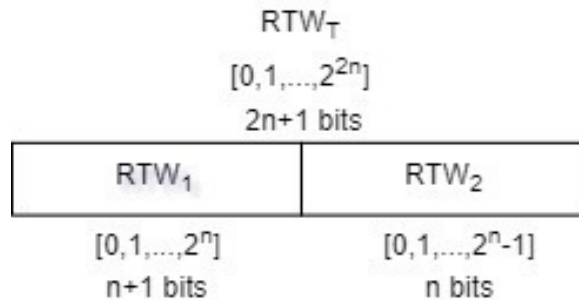


Figura 4.3. Estructura RTW equivalente

Este RTW_T equivalente será la concatenación de los RTW usados para los dos potenciómetros digitales R_1 y R_2 , siendo RTW_2 los n bits menos significativos y RTW_1 , los $n+1$ bits mas significativos. La nueva expresión del voltaje de salida cambiará de la **Ecuación 4.10** a la **Ecuación 4.11**.

$$V_{OUT} = - \left(\frac{R_3}{R_4} \right) \left(\frac{RTW_T}{2^{2n}} V_{IN} \right)$$

Ecuación 4.11

Donde:

V_{OUT} = Voltaje de salida del circuito de amplificación y atenuación.

R_3, R_4 = Resistencias usadas por el circuito en la **Figura 2.21**.

RTW_T = Código de control de la resistencia digital total.

n = Bits de resolución.

V_{IN} = Voltaje de entrada entre los terminales A y B de la resistencia digital.

La mínima atenuación de este circuito cuando $R_3 = R_4$, será cuando el RTW_T tenga el valor de 1 (valor de un paso de la escalera de resistencias). Esta atenuación será de 2^{-2n} , y para varios valores de n tendrá el equivalente en dB de los valores expresados en la **Tabla 4.7**.

Tabla 4.7. Valores de atenuación de un potenciómetro digital equivalente dependiendo de la resolución original n

Fuente: Propia

Resolución (bits)	Atenuación (dB)
5	-60.21
6	-72.24
7	-84.29
8	-96.33
9	-108.37
10	-120.41
11	-132.45

Conforme a la **Tabla 4.7**, si se utilizase dos potenciómetros digitales, cada uno con una resolución de 5 bits, la máxima atenuación posible sería de -60.21 dB.

Para llegar a la atenuación requerida de -127.11 dB, es posible utilizar dos potenciómetros de 11 bits de resolución, o usar uno de menos resolución y utilizar otra etapa de atenuación.

Para resolver esta etapa en el diseño se resolvió utilizar dos potenciómetros digitales de 7 bits, alcanzando una resolución de -84.29 dB. Para alcanzar las atenuaciones requeridas con una resolución de 5 dB, se establece un patrón de barrido logarítmico de los potenciómetros digitales. Este barrido de valores de RTW para alcanzar las atenuaciones requeridas se puede observar en la **Tabla 4.8**.

Tabla 4.8. Tabla de valores de los RTW para obtener la atenuación requerida usando dos potenciómetros de 8 bits

Fuente: Propia

RTW1	RTW2	RTWT	Atenuación Generada (dB)	Atenuación Requerida (dB)	Diferencia de Atenuaciones (dB)
256	0	65536	0	0	0
143	246	36854	-4.99990598	-5	-9.4018E-05
80	244	20724	-10.0001269	-10	0.00012694
45	134	11654	-15.0000983	-15	9.8337E-05
25	154	6554	-19.9994699	-20	-0.00053013
14	101	3685	-25.0008488	-25	0.00084877
8	24	2072	-30.0018036	-30	0.00180359
4	141	1165	-35.0030801	-35	0.00308011
2	143	655	-40.0047726	-40	0.00477261
1	112	368	-45.0126422	-45	0.01264224
0	207	207	-50.0101917	-50	0.0101917
0	116	116	-55.0404388	-55	0.04043883
0	66	66	-59.9387199	-60	-0.0612801
0	37	37	-64.9655641	-65	-0.03443587
0	21	21	-69.8852127	-70	-0.11478728
0	12	12	-74.7459737	-75	-0.25402631
0	7	7	-79.4276378	-80	-0.57236219
0	4	4	-84.2883988	-85	-0.71160121
0	2	2	-90.3089987	-90	0.3089987
0	1	1	-96.3295986	-95	1.32959861

Como se puede apreciar en la tabla **Tabla 4.8**, utilizando los valores indicados de RTW1 y RTW2, se puede alcanzar una atenuación máxima de -84.29 dB o -85 dB con un error de atenuación de 0.7116 dB. Para los demás valores, se alcanzan los valores de atenuación requeridos con un error de atenuación máximo de 1.7322 dB, estando dentro de la tolerancia de 3 dB.

Para alcanzar la atenuación total requerida de -127.11 se utilizó un amplificador de potencia (que pueda alimentar una carga de más de 4 Ω) TDA7052A.

El amplificador de potencia TDA7052A posee las siguientes características que resultan útiles para el diseño de esta sección:

- Control de volumen con rango de ganancia de entre -44 dB y 34.5 dB. Con este control de volumen se puede alcanzar una atenuación de hasta -128.9 dB, e igualando R_3 y R_4 , es posible llegar a la atenuación requerida de 10.88 dB con facilidad.

- THD < 1% para potencias de 500 mW. Teniendo en cuenta que el voltaje máximo es de $4 V_{p-p}$ (equivalente a 200 mW), la distorsión será mantenida en un rango aceptable.

- Modo de operación en puente (Bridge Tied Load), la cual aísla la salida del ruido en la tierra del circuito.

4.3. Diseño de la sección de generación de ruido blanco.

El diseño de la sección de generación de ruido blanco se inició utilizando la función *random()* de generación de números pseudoaleatorios basada en la biblioteca de tiempo de ejecución estándar del lenguaje C de GNU (también llamada glibc). Esta función puede ser utilizada para la plataforma Atmel utilizando el software Atmel Studio o el Arduino IDE. Para el caso del diseño propuesto, se utilizó el Arduino IDE.

Se decidió generar la señal aleatoria utilizando todo el rango del módulo DAC del microcontrolador SAM 3X8E. Dado que el módulo DAC puede ser usado con una resolución de 12 bits, el valor de la señal aleatoria estará dentro del rango de 0 a 4095.

A diferencia de la señal de tono, es posible modificar la amplitud de la señal de ruido directamente en el microcontrolador sin depender completamente del atenuador. Sin embargo, el circuito atenuador es aún necesario para alcanzar niveles específicos de atenuación.

La señal sale del microcontrolador e ingresa al filtro pasabanda, el cual ya fue analizado en la sección **2.3.2.2**.

Reemplazando los valores de $R_6 = R_7$, y que $R_4 = R_5$, la expresión anterior se reduciría así:

$$\left[\left(1 + 2 \frac{R_3}{R_4} \right) \left(\frac{1}{2} \right) - \frac{R_3}{R_4} \right] V_{cc} = V_{out1}$$
$$V_{out1} = \left(\frac{1}{2} \right) V_{cc}$$

Para hallar la frecuencia de corte pasaltas f_{c1} , se evaluó la **Ecuación 2.17** con los valores de: $R_7 = 3000 \text{ k}\Omega$ y $C_3 = 1 \mu\text{F}$, quedando como sigue a continuación:

$$f_{c1} = 106.1 \text{ Hz}$$

La frecuencia de corte del filtro pasabajas, definida en la **Ecuación 2.18**, el valor de f_{c2} será como se ve a continuación:

$$R_1 = 1.5 \text{ k}\Omega \quad C_1 = 4.7 \text{ nF}$$

$$R_2 = 1.5 \text{ k}\Omega \quad C_2 = 4.7 \text{ nF}$$

$$f_{c2} = 22.575 \text{ KHz}$$

Por otro lado, el valor de la ganancia G se definió en **Ecuación 2.20** y haciendo $R_3 = 510 \Omega$ y $R_4 = 1.5 \text{ K}\Omega$, el valor de la ganancia de banda de paso sería como se ve en la **Ecuación 4.2**

$$G = 4.5 \text{ dB}$$

Ecuación 4.12

Asimismo, se simuló la respuesta en frecuencia del filtro obteniendo los resultados presentes en la **Figura 4.4**. Como se puede observar, el circuito se comporta como diseñado.

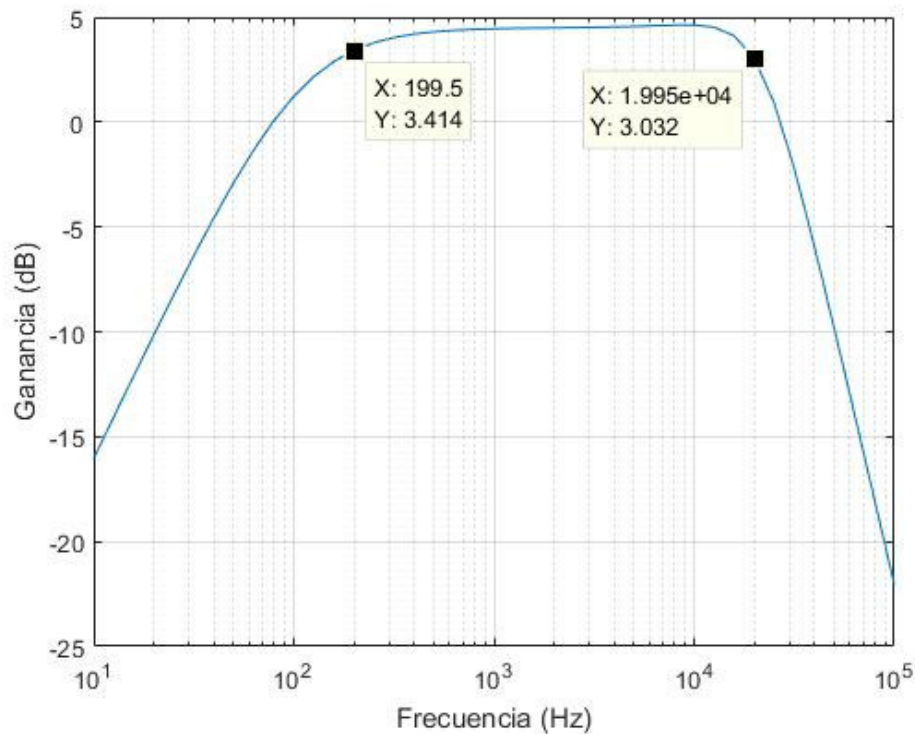


Figura 4.4. Respuesta en frecuencia del filtro de reconstrucción de la sección de generación de ruido blanco

Fuente: Propia

Esta señal de salida puede entrar en el circuito atenuador amplificador diseñado en **Figura 2.21**, siendo necesaria una calibración de ganancias (valores de atenuación y amplificación) para su uso final en el sistema. Esta calibración se debe realizar con un sonómetro, un tímpano artificial y un mastoide artificial.

4.4. Diseño de la sección de adquisición de habla.

El diseño de la sección de adquisición de habla depende primordialmente de la respuesta del micrófono. Esta respuesta puede variar entre micrófono y micrófono, y también varía dependiendo de la distancia a la cual el profesional en audiometría está hablando con respecto al micrófono.



Figura 4.5. Micrófono Electret utilizado

Fuente: Propia

Se realizaron pruebas preliminares sobre un micrófono de diadema (también denominado micrófono headset) utilizando sólo el circuito de polarización del micrófono, mostrado en la **Figura 4.6**, con $R_1 = 1\text{ K}\Omega$ y $C_1 = 33\ \mu\text{F}$. Con esta configuración se obtuvo una señal máxima de 48.4 mV_{p-p} , hablando a una distancia aproximada de 5 cm del micrófono.

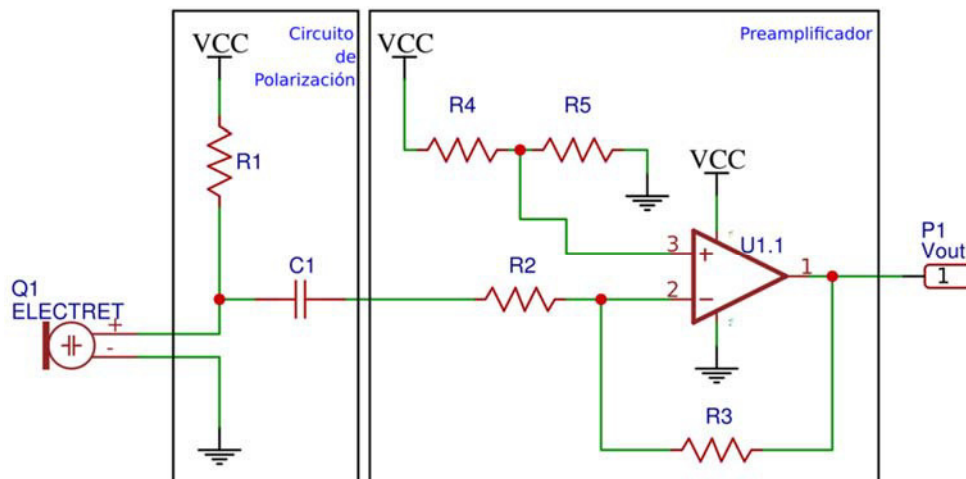


Figura 4.6.Esquema del bloque de preamplificación

Fuente: propia.

Debido a que la señal utilizará el mismo diseño de atenuador / amplificador que la sección de generación de tonos, la señal de habla que sale del preamplificador debe de llegar al mismo nivel de señal que la señal saliente del bloque de generación de señales.

Por lo tanto, el nivel de salida objetivos es de aproximadamente $1.14 V_{p-p}$ con 1.65 V de polarización de voltaje continuo. Seleccionando $R_2 = 1 K\Omega$, $R_3 = 25 K\Omega$, $R_4 = 1 K\Omega$ y $R_5 = 1 K\Omega$, se tiene un voltaje de salida máxima de $1.21 V_{p-p}$ con una polarización de voltaje continuo de 1.65 V.

Esta señal de salida puede entrar en el circuito atenuador amplificador diseñado en **Figura 2.21**, siendo necesaria una calibración de ganancias (valores de atenuación y amplificación) para su uso final en el sistema. Esta calibración se debe realizar con un sonómetro, un tímpano artificial y un mastoide artificial.

4.5. Diseño de la sección de multiplexación de señales.

El objetivo de la sección de multiplexación de señales es la de direccionar las señales generadas y adquiridas hacia los transductores que las requieran.

Se tiene 3 tipos de señales generadas o adquiridas: tonos, ruido blanco y señal de habla; y 3 salidas: auricular izquierdo, auricular derecho y transductor óseo.

Sin ningún otro requerimiento y asumiendo una señal única para cada salida, se podría diseñar tres multiplexores de señal, como se muestran en la **Figura 2.32**. (modelamiento de esta sección). No obstante, existe algunas consideraciones en el uso del sistema audiométrico que pueden simplificar el diseño:

- Los tonos y la señal de habla no pueden ser usados al mismo tiempo, debido a que ambos son usados en pruebas audiométricas diferentes. Esto implicaría la posibilidad de reutilizar algunos bloques en el diseño final.
- La señal de ruido sólo puede usarse en los auriculares izquierdo y derecho.
- Se puede activar y desactivar la generación de la señal de ruido y de los tonos desde el microcontrolador.

Según la primera consideración, se puede introducir un switch SPST simple para seleccionar entre la señal de habla y los tonos, reduciendo la cantidad de entradas de todos los multiplexores a 3.

Conforme a la segunda consideración, la cantidad de entradas del multiplexor del transductor óseo se reduce a 2. En resumen, se tienen los siguientes elementos en esta sección:

- 1 switch SPST para seleccionar entre la señal de habla y los tonos.
- 1 multiplexor de 2 entradas para el transductor óseo. Este multiplexor puede ser modelado como un switch SPST.
- 2 multiplexores de 3 entradas para el auricular izquierdo y derecho respectivamente. Cada multiplexor puede ser modelado como 2 switches SPDT interconectados.

El diagrama de este diseño puede ser observado en la **Figura 4.7**.

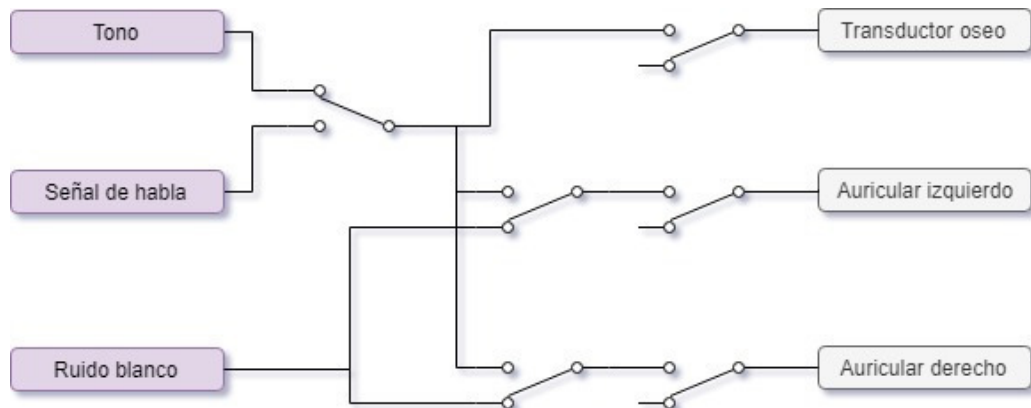


Figura 4.7. Diagrama del diseño de la sección multiplexación de señales

Fuente: Propia

Para la implementación de los switches SPST se eligió el uso de relés. La utilización de estos relés cumple dos propósitos: no introducir distorsiones en la señal conmutada y aislar la señal analógica de la señal de control digital, la cual puede introducir ruido digital.

El circuito de cada switch SPST fue implementado usando un circuito de control digital con ayuda de un relé, un diodo flywheel, un transistor MOSFET de canal n y una resistencia, como se puede observar en la **Figura 4.8**. En este circuito, el transistor MOSFET está conectado en una configuración

fuente común. Cuando la señal PIN_X es cero ($V_{GS} = 0$), el transistor no será activado y actuará como un switch abierto, sin dejar pasar corriente entre su terminal de drenador y fuente. En cambio, cuando la señal PIN_X es mayor a V_T ($V_{GS} > V_T$), el transistor se activa, dejando pasar corriente entre su drenador y fuente, activando en consecuencia el relé.

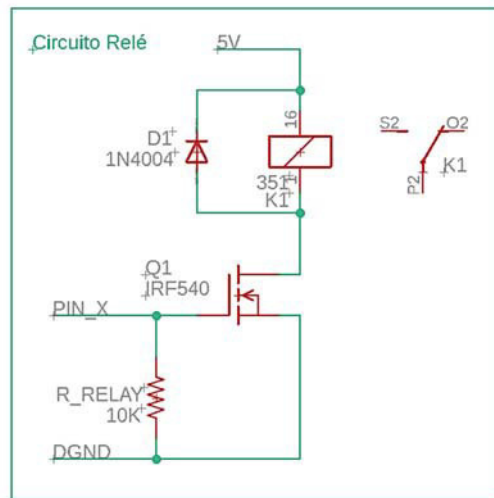


Figura 4.8. Circuito equivalente a un switch SPST usando un relé

Fuente: Propia

El uso de un diodo en el circuito es debido a la bobina del relé. Cuando el relé está activado, almacena energía dentro del campo magnético generado. Al desactivarse, la corriente que fluye en la bobina se reduce colapsando el campo magnético. No obstante, la energía almacenada en este campo magnético genera un pico de voltaje inverso mientras intenta mantener la corriente en la bobina del relé. Este voltaje inverso puede dañar al transistor si no es controlado. El diodo permite limitar el voltaje inverso a aproximadamente 0.7 V, y disipar la energía almacenada, protegiendo al transistor.

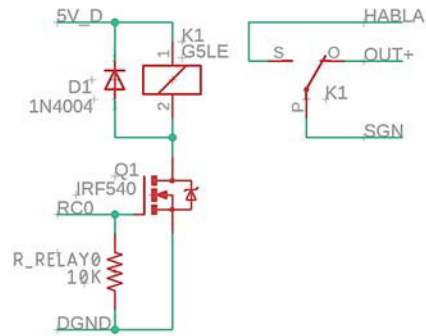


Figura 4.9. Circuito equivalente parcial 1 de la sección de multiplexación de señales
Fuente: Propia

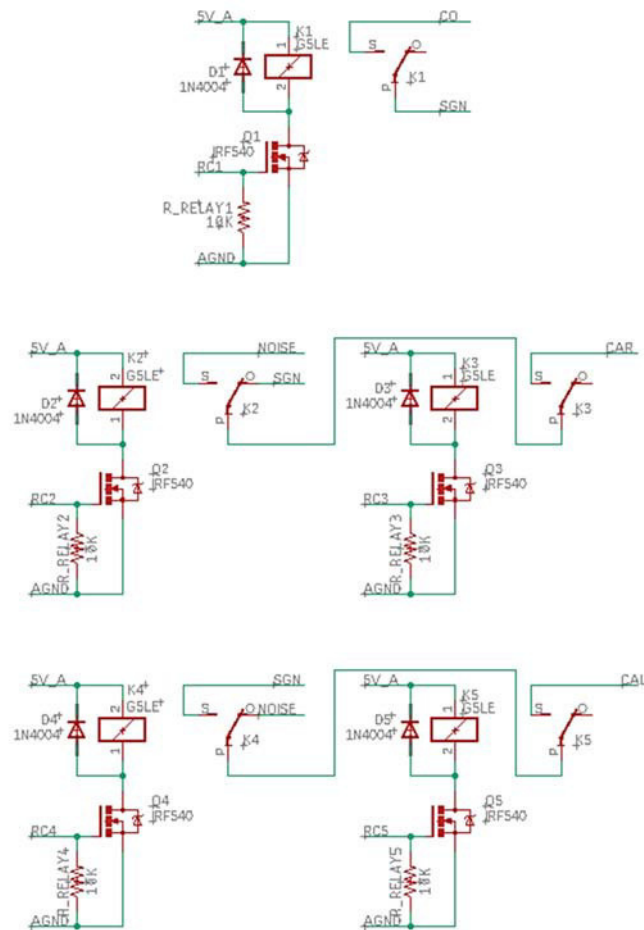


Figura 4.10. Circuito equivalente parcial 2 de la sección de multiplexación de señales.

Fuente: Propia

El circuito mostrado en la **Figura 4.9** puede ser usado para el switch de selección (por medio de la señal de control RC0) entre la señal de tono (OUT+) y la señal de habla (HABLA). Para el resto de los switches, el circuito equivalente es mostrado en la **Figura 4.10**.

En esta **Figura 4.10**, las señales de control RC1, RC2, RC3, RC4 y RC5 son usadas para controlar las señales SGN (previamente seleccionada para ser la señal de habla (HABLA) o la señal de tono (OUT+) y la señal de ruido NOISE, para su salida al transductor óseo (CO), audífono derecho (CAR) y audífono izquierdo (CAL). Para el enrutamiento de la señal requerida a la salida requerida se siguió los valores de activación especificados en la **Tabla 4.9**.

Tabla 4.9. Valores de las señales de control para obtener una entrada y salida específicas
Fuente: Propia

Entrada	Señales de control (5V o 0V)						Salida
	RC0	RC1	RC2	RC3	RC4	RC5	
<i>OUT+</i>	0V	5V	-	-	-	-	CO
<i>OUT+</i>	0V	-	0V	5V	-	-	CAR
<i>OUT+</i>	0V	-	-	-	5V	5V	CAL
<i>HABLA</i>	5V	5V	-	-	-	-	CO
<i>HABLA</i>	5V	-	0V	5V	-	-	CAR
<i>HABLA</i>	5V	-	-	-	5V	5V	CAL
<i>NOISE</i>	-	-	5V	5V	-	-	CAR
<i>NOISE</i>	-	-	-	-	0V	5V	CAL

4.6. Diseño de la sección de visualización e interacción.

Para la sección de visualización e interacción se utilizó un Raspberry Pi 3 B+ y una pantalla táctil de 7 pulgadas oficial para este Raspberry Pi.

La pantalla táctil funciona como el modo de interacción con el sistema, ya sea para poder controlar las señales que se desea utilizar, así como también visualizar los resultados del examen en un audiograma.

Se diseñó una interfaz GUI utilizando el lenguaje de programación Python y la librería Tkinter.

La interfaz se dividió en 5 pestañas:

4.6.1. Inicio.

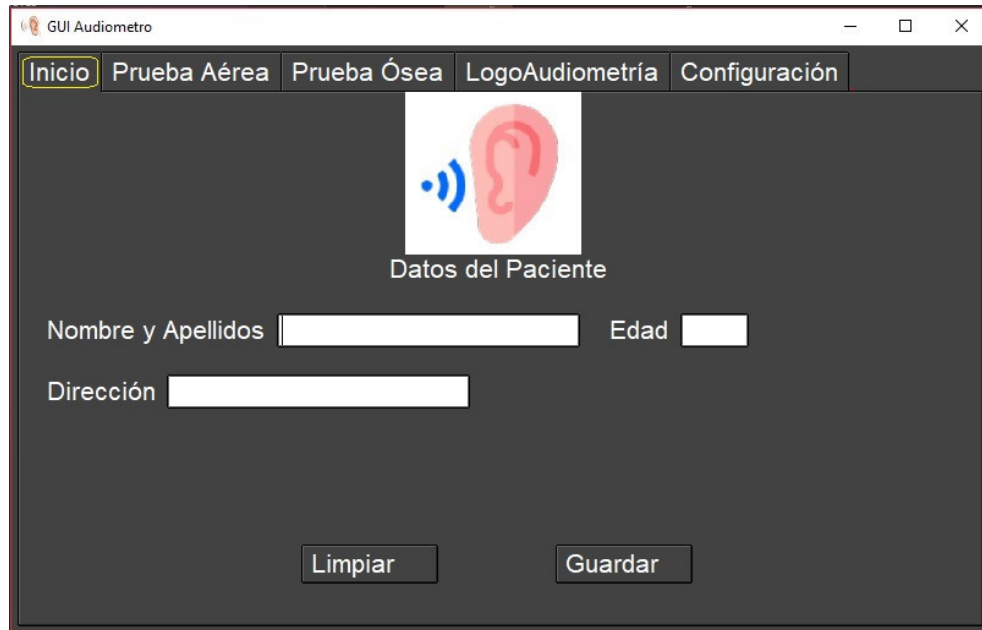


Figura 4.11. Pestaña de Inicio de la GUI

Fuente: propia

- En la pestaña de Inicio se ingresarán los datos del paciente, tales como Nombres y Apellidos, Edad y Dirección, los cuales serán guardados y posteriormente agregados, al audiograma exportable en formato .pdf.

4.6.2. Prueba aérea.



Figura 4.12. Pestaña de Prueba Aérea de la GUI

Fuente: propia

El audiometrista deberá seleccionar los valores iniciales para realizar el examen, en la **Figura 4.12** **Figura 4.12.** Pestaña de Prueba Aérea de la GUI se detallan las acciones que se pueden generar desde este:

- a. En esta sección el personal escogerá el oído por donde empezará la prueba,
 - a.1. Indica que la señal saldrá por el lado derecho del auricular TDH39.
 - a.2. Indica que la señal saldrá por el lado izquierdo del auricular TDH39.
- b. Esta sección servirá para controlar el nivel de frecuencia de la señal de salida
 - b.1. Aumentará la frecuencia de acuerdo con los valores preestablecidos, en la **Tabla 2.2** en a la vez que se moverá el cursor sobre la coordenada de frecuencia en gráfica i.
 - b.2. Disminuirá la frecuencia de acuerdo con los valores preestablecidos, en la **Tabla 2.2** a la vez que se moverá el cursor sobre la coordenada de frecuencia en la gráfica i.

- c. Esta sección servirá para controlar la ganancia de salida de la señal de ruido
 - c.1. Aumentará la ganancia en -5 dB de acuerdo con los valores preestablecidos en la **Tabla 2.2**, a la vez que se moverá el cursor sobre la coordenada de ganancia en la gráfica i.
 - c.2. Disminuirá la ganancia en +5 dB de acuerdo con los valores preestablecidos, en la **Tabla 2.2**, a la vez que se moverá el cursor sobre la coordenada de ganancia en la gráfica i.
- d. El botón de esta sección abrirá la subventana de selección de configuración de señal, y descrita en el ítem **4.6.3**.
- e. Este botón hace referencia al enmascaramiento, y es opcional según el tipo de examen elegido por el especialista. Al seleccionar este botón, se enviará la señal de ruido al oído examinado contrario.
- f. Este botón se encargará de colocar la marca de ubicación del umbral, en la intersección de frecuencia vs ganancia del audiograma (i).
- g. Este botón se encargará de restablecerlos todos campos antes descritos y que hayan sido seleccionados, a su valor inicial.
- h. El botón de exportar va a exportar el audiograma a un formato .pdf y guardarlo en la ubicación deseada dentro de la PC.
- i. El área donde se irán ubicando y visualizando los umbrales auditivos del paciente, mediante el botón (f).

4.6.3. Seleccionar señal.

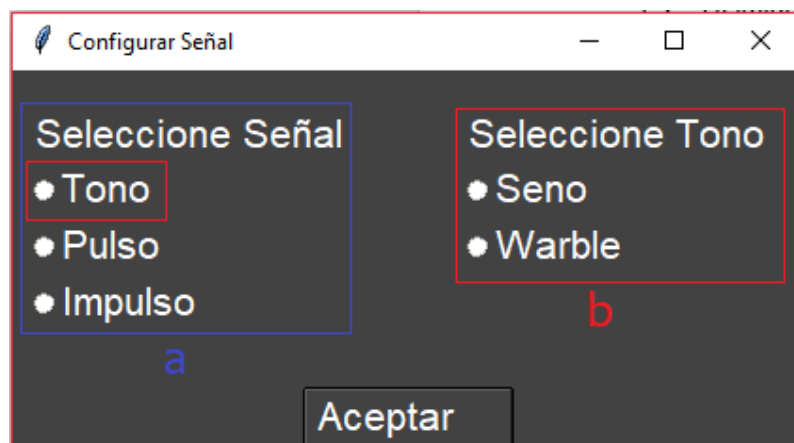


Figura 4.13. Pestaña de selección de señal de la GUI

Fuente: propia

- a. La sección de selección de señal está compuesta por 3 *Radiobutton* (Tono, Pulso e Impulso), dependiendo del valor seleccionado, será el tipo de señal de salida.
- b. De escogerse en el campo a el valor Tono, se deberá especificar en el campo b el tipo de tono a utilizarse en la salida (Seno o Warble).

4.6.4. Prueba ósea.



Figura 4.14. Pestaña de Prueba Ósea de la GUI

Fuente: propia

- Esta pestaña contiene los mismos botones que la prueba aérea, y ya descritos en la sección 4.6.2. El único cambio es en cuanto a la señal de salida, que será enviada al transductor óseo B79

4.6.5. Logoaudiometría (detección del habla)

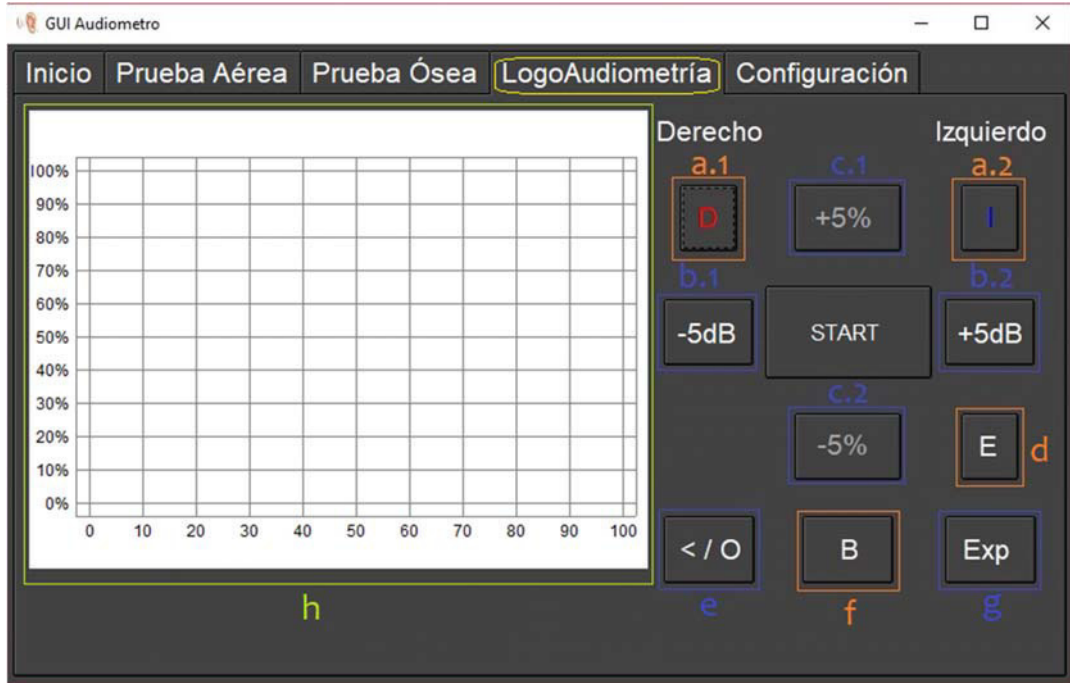


Figura 4.15. Pestaña de Logoaudiometría de la GUI

Fuente: propia

- a. en esta sección el personal escogerá el oído por donde empezará la prueba,
 - a.1. Indica que la señal saldrá por el lado derecho del auricular TDH39.
 - a.2. Indica que la señal saldrá por el lado izquierdo del auricular TDH39.
- b. Esta sección servirá para controlar la ganancia de salida de la señal de ruido
 - b.1. Aumentará la ganancia en -5 dB de acuerdo con los valores preestablecidos para este tipo de examen, a la vez que se moverá el cursor sobre la coordenada de ganancia en la gráfica h.
 - b.2. Disminuirá la ganancia en +5 dB de acuerdo con los valores preestablecidos para este tipo de examen, a la vez que se moverá el cursor sobre la coordenada de ganancia en la gráfica h.
- c. Esta sección servirá para controlar la ubicación del cursor en la gráfica logoaudiométrica h
 - c.1. Aumentará el porcentaje de detección en 5 % de acuerdo con los valores preestablecidos para este tipo de examen.

- c.2. Disminuirá el porcentaje de detección en 5 % de acuerdo con los valores preestablecidos para este tipo de examen.
- d. Este botón hace referencia al enmascaramiento, y es opcional según el tipo de examen elegido por el especialista. Al seleccionar este botón, se enviará la señal de ruido al oído examinado contrario.
- e. Este botón se encargará de colocar la marca de ubicación del umbral, en la intersección de frecuencia vs ganancia del audiograma (i).
- f. Este botón se encargará de restablecerlos todos campos antes descritos y que hayan sido seleccionados, a su valor inicial.
- g. El botón de exportar va a exportar el audiograma a un formato .pdf y guardarlo en la ubicación deseada dentro de la PC.
- h. El área donde se irán ubicando y visualizando los umbrales auditivos del paciente, mediante el botón (f).

4.6.6. Configuración

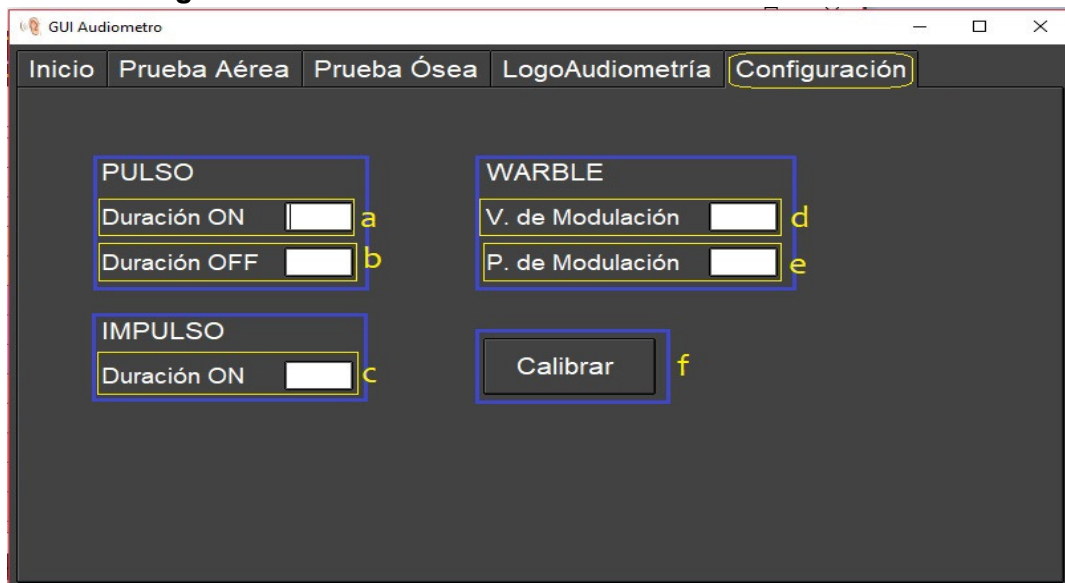


Figura 4.16. Pestaña de Configuración de la GUI
Fuente: propia

- a. Se deberá ingresar el tiempo de duración en estado ON de la señal pulso.
- b. Se deberá ingresar el tiempo de duración en estado OFF de la señal pulso.

- c. Se deberá ingresar el tiempo de duración en estado ON de la señal impulso.
- d. Se deberá ingresar la velocidad de modulación del tono Warble.
- e. Se deberá ingresar la profundidad de modulación del tono Warble.
- f. Este botón servirá para Calibrar las amplitudes de los tonos para la conducción aérea y ósea; y Calibrar las amplitudes de la señal de ruido y la señal de habla.

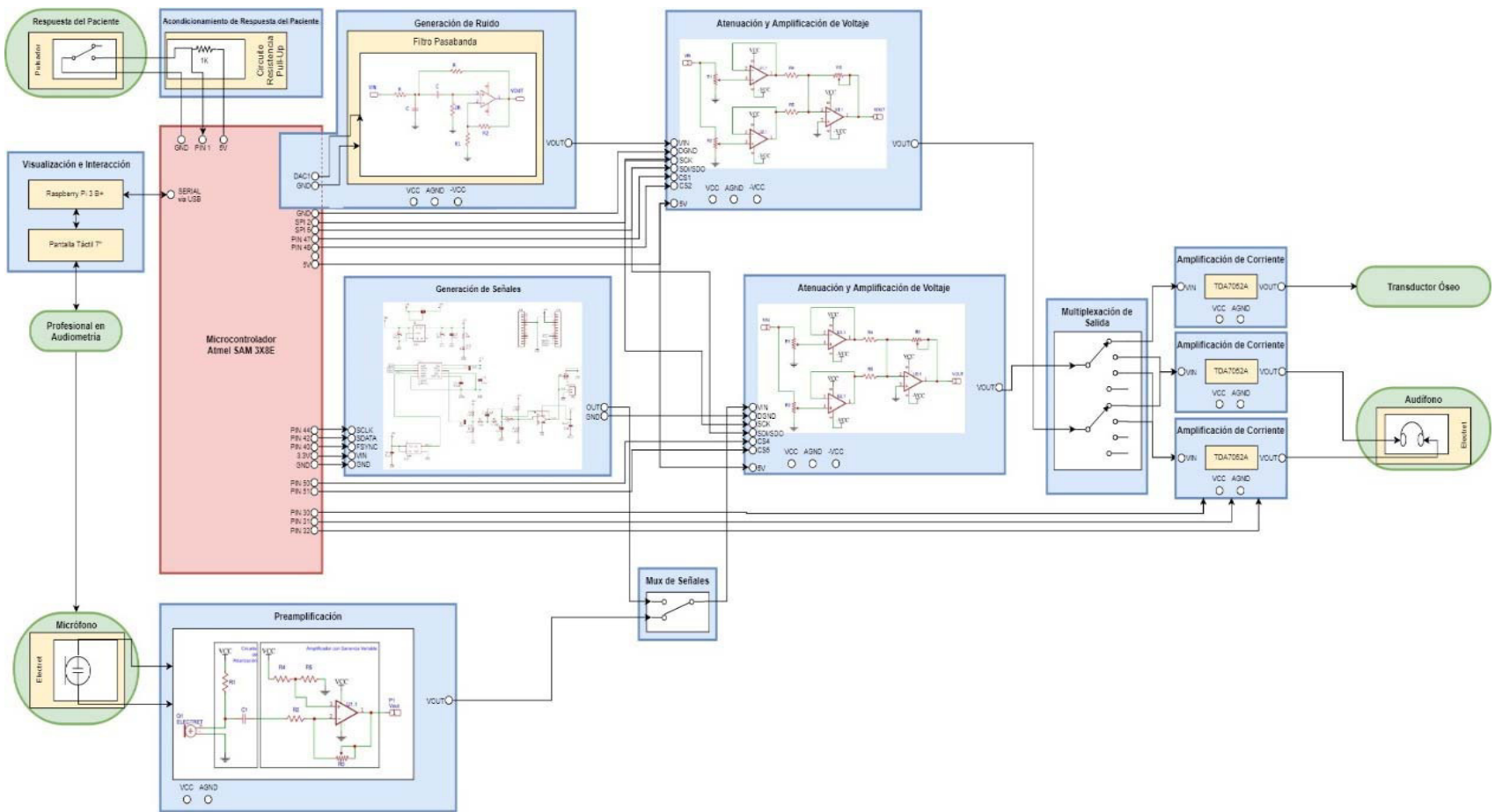


Figura 4.17. Diagrama general de todo el sistema propuesto.

Fuente: propia.

CAPITULO V. PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1. Pruebas y Resultados

En primer lugar, se realizó la medida de las señales generadas por el equipo propuesto en el conector del auricular derecho, conector del auricular izquierdo y conector del transductor óseo. Esta medida fue realizada utilizando un osciloscopio digital Uni-Trend UTD2052CEX, una sonda original del fabricante y los transductores externos utilizados para las pruebas audiométricas (un audífono TDH-39 y un transductor óseo B-71).

El osciloscopio digital utilizado posee la capacidad de extraer y exportar las señales adquiridas por medio de un dispositivo de almacenamiento extraíble (memoria USB) para su posterior análisis en una computadora. Es así, que las señales medidas fueron extraídas y analizadas utilizando el software Matlab.

5.1.1. Características del tono generado

Utilizando las mediciones de las señales se analizaron las siguientes características del tono generado, comparándolas con las especificaciones de diseño requeridas por el estándar ANSI S3.6 1996:

- **Precisión en amplitud**

(Se usó el audiómetro AD226 y un sonómetro para comparar los valores deseados con los valores generados)

Para la verificación de la precisión en amplitud se realizó la medición de la amplitud de las señales de salida del equipo propuesto y se lo

comparó con las señales producidas por un audiómetro de diagnóstico certificado, el Interacoustics® AD226 (**Figura 5.1**).



Figura 5.1. Audiómetro para diagnóstico Interacoustics AD226

Fuente: Fabricante

Para las mediciones en ambos equipos se utilizaron los mismos audífonos audiométricos y el mismo transductor óseo que se usaron para la calibración del audiómetro AD226.

En la **Figura 5.2** se puede observar la señal generada por el equipo propuesto para el auricular derecho a una frecuencia de 125 Hz y a una amplitud de 70 dB HL. Asimismo, en la **Figura 5.3**, se puede observar la señal generada por el audiómetro Interacoustics AD226 a la misma frecuencia, amplitud y salida del auricular correspondiente.

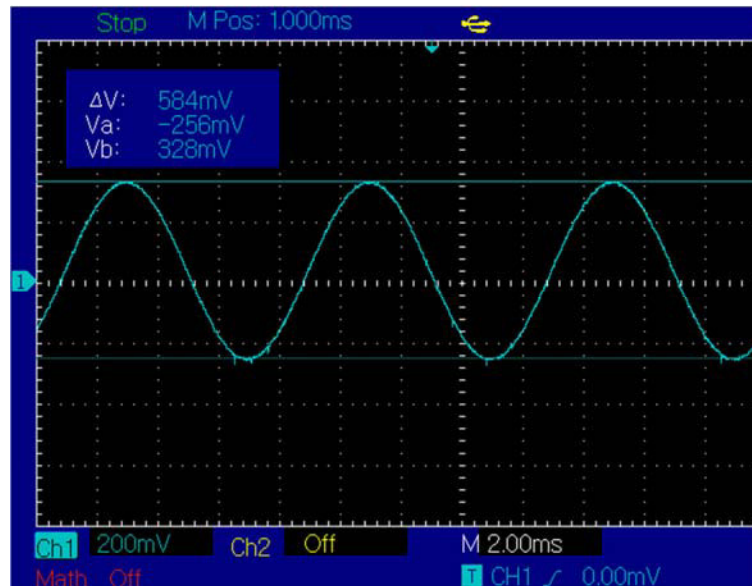


Figura 5.2. Señal generada por el equipo propuesto para el auricular derecho a una frecuencia de 125 Hz y amplitud de 70 dB HL

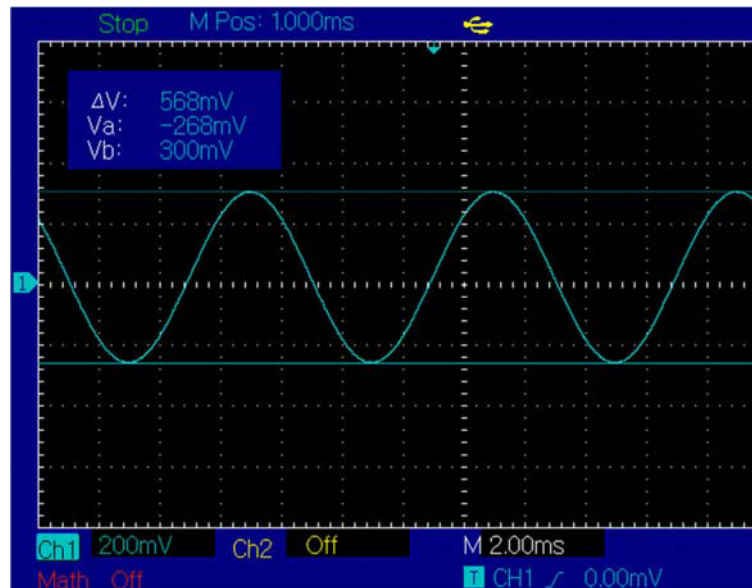


Figura 5.3. Señal generada por el audiómetro AD226 para el auricular derecho a una frecuencia de 125 Hz y amplitud de 70 dB HL

Al comparar ambas señales se puede apreciar la diferencia de amplitud entre la salida generada por el equipo propuesto y la salida generada por el audiómetro AD226. Al ser el equipo AD226 un audiómetro calibrado y certificado, se tomó en cuenta la salida de este como la salida con amplitud correcta equivalente a 70 dB HL para 125 Hz.

Por tanto, se puede utilizar la diferencia entre el voltaje generado por el equipo propuesto y el voltaje generado por el audiómetro AD226 como la precisión en amplitud a verificar. Para el caso de la frecuencia de 125 Hz a 70 dB HL, se tiene una diferencia en dB de 0.24 dB ($20 \cdot \log_{10}(0.584/0.568)$).

De la misma manera, se puede calcular la diferencia en dB de las señales para todas las frecuencias, la mayoría de las amplitudes (para amplitudes muy pequeñas es difícil distinguir la señal generada del ruido por medio del osciloscopio), y las tres salidas (auricular derecho, auricular izquierdo y transductor óseo). Los resultados de dichos cálculos pueden ser observados en la **Tabla 5.1**, **Tabla 5.2** y **Tabla 5.3**, para la salida del auricular derecho, auricular izquierdo y transductor óseo respectivamente.

Tabla 5.1. Diferencia en dB de la amplitud entre la señal generada por el audiómetro Interacoustics AD226 y la señal generada por el equipo propuesto para el auricular derecho

Fuente: Propia

dB HL \ Hz	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000	8000
40	0.28										
45	0.29										
50	0.29										
55	0.25										
60	0.28	-0.60									-0.64
65	0.24	-0.63								-0.16	-0.67
70	0.24	-0.63							-0.57	-0.14	-0.61
75		-0.61	0.15		0.43	0.72	-0.09		-0.50	-0.17	-0.66
80		-0.60	0.14	0.48	0.43	0.76	-0.09	0.36	-0.54	-0.11	-0.62
85		-0.59	0.19	0.44	0.46	0.74	-0.01	0.32	-0.52	-0.12	-0.64
90		-0.62	0.15	0.47	0.48	0.76	-0.04	0.34	-0.57	-0.12	-0.61
95			0.15	0.46	0.43	0.72	-0.05	0.35	-0.55	-0.17	
100			0.16	0.48	0.47	0.76	-0.07	0.39	-0.54	-0.18	

Tabla 5.2. Diferencia en dB de la amplitud entre la señal generada por el audiómetro Interacoustics AD226 y la señal generada por el equipo propuesto para el auricular izquierdo

Fuente: Propia

dB HL \ Hz	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000	8000
40	0.14										
45	0.12										
50	0.17										
55	0.13										
60	0.14	0.24									0.47
65	0.12	0.26								-0.54	0.47
70	0.17	0.27								-0.53	0.47
75		0.22	0.72		-0.33	0.12	0.55		-0.54	-0.52	0.43
80		0.24	0.74	-0.13	-0.32	0.16	0.57	0.29	-0.53	-0.56	0.47
85		0.26	0.76	-0.14	-0.33	0.14	0.56	0.28	-0.57	-0.59	0.45
90		0.27	0.77	-0.15	-0.33	0.17	0.55	0.22	-0.55	-0.56	0.42
95			0.72	-0.13	-0.33	0.12	0.55	0.29	-0.59	-0.52	
100			0.74	-0.17	-0.32	0.16	0.51	0.29	-0.51	-0.56	

Tabla 5.3. Diferencia en dB de la amplitud entre la señal generada por el audiómetro Interacoustics AD226 y la señal generada por el equipo propuesto para el transductor óseo

Fuente: Propia

dB HL \ Hz	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
-10	0.23								
-5	0.25								-0.90
0	0.26								-0.93
5	0.26								-0.98
10	0.28	-0.11							-0.91
15	0.24	-0.12							-0.90
20	0.28	-0.15	-0.61	0.63			-0.74	-0.36	-0.93
25	0.21	-0.27	-0.61	0.64			-0.75	-0.32	-0.90
30	0.22	-0.18	-0.64	0.65	-0.55	-0.27	-0.76	-0.33	-0.95
35	0.24	-0.12	-0.61	0.63	-0.56	-0.29	-0.72	-0.33	-0.90
40	0.28	-0.12	-0.66	0.63	-0.56	-0.29	-0.74	-0.36	-0.98
45	0.21	-0.15	-0.61	0.64	-0.54	-0.25	-0.75	-0.39	-0.98
50		-0.18	-0.64	0.65	-0.55	-0.27	-0.71	-0.33	-0.95
55		-0.12	-0.61	0.61	-0.56	-0.29	-0.78	-0.33	
60		-0.11	-0.62	0.63	-0.56	-0.29	-0.74	-0.36	
65				0.64	-0.54	-0.25	-0.75		
70				0.65	-0.55	-0.29	-0.74		

Como se puede observar, los cálculos demuestran que la precisión en amplitud del equipo generado no sobrepasa el límite establecido por el estándar S3.6 1996, por lo menos para las amplitudes que han podido ser medidas.

Para las demás amplitudes, es razonable extrapolar que la diferencia en amplitud no sobrepasará el límite establecido por el estándar. A pesar de ello, para confirmar la verificación se procedió a la verificación de todas las amplitudes por medio de una calibración oficial realizada por personal calificado.

La calibración se efectuó con la ayuda de un sonómetro (como el mostrado en la **Figura 5.4**, para la medición acústica en dB SPL), un tímpano artificial (para la medición y calibración con los auriculares derecho e

izquierdo) y un mastoide artificial (para la medición y calibración del transductor óseo).



Figura 5.4. Sonómetro Brüel & Kjær

Fuente: Fabricante

Los resultados correspondientes a la precisión en amplitud pueden ser observados en la **Tabla 5.4**. El documento oficial expedido por el profesional encargado está incluido como anexo de la presente tesis.

Tabla 5.4. Niveles de precisión medidos durante la certificación del equipo propuesto.

Fuente: Propia, basada en el Certificado de Calibración presente en el **Anexo F**

Frecuencia (Hz)	dB SPL	C.A. Izquierda	dB SPL	C.A. Derecha	dB SPL	C. Ósea
125	70.00	70.17	70.00	70.24		
250	70.00	70.27	70.00	69.94	30.00	30.22
500	70.00	70.73	70.00	70.15	40.00	39.88
750	70.00	69.86	70.00	70.45	50.00	49.36
1000	70.00	69.67	70.00	70.42	50.00	50.65
1500	70.00	70.12	70.00	70.71	50.00	49.45
2000	70.00	70.55	70.00	69.92	50.00	49.73
3000	70.00	70.28	70.00	70.34	40.00	39.26
4000	70.00	69.48	70.00	69.43	40.00	39.64
6000	70.00	69.47	70.00	69.86	30.00	29.05
8000	70.00	70.47	70.00	69.39		

Como puede ser observado, la diferencia en amplitud es menor a 3 dB, como lo establece el estándar S3.6 1996.

- **Precisión en Frecuencia**

Para la verificación de la precisión en frecuencia, primero se realizó la medición de las señales generadas por el equipo propuesto. Luego, dichas mediciones fueron exportadas para su análisis en frecuencia utilizando el software Matlab.

Por ejemplo, para la frecuencia de 1500 Hz, se exportaron 7000 muestras de la señal a una frecuencia de muestreo de 50 KHz. Para el análisis en frecuencia se utilizó la aplicación Analizador de Señal presente dentro del software Matlab, resultando en la respuesta alrededor de la fundamental como se muestra en la **Figura 5.5**, para una señal de 1500 Hz como salida del auricular derecho.

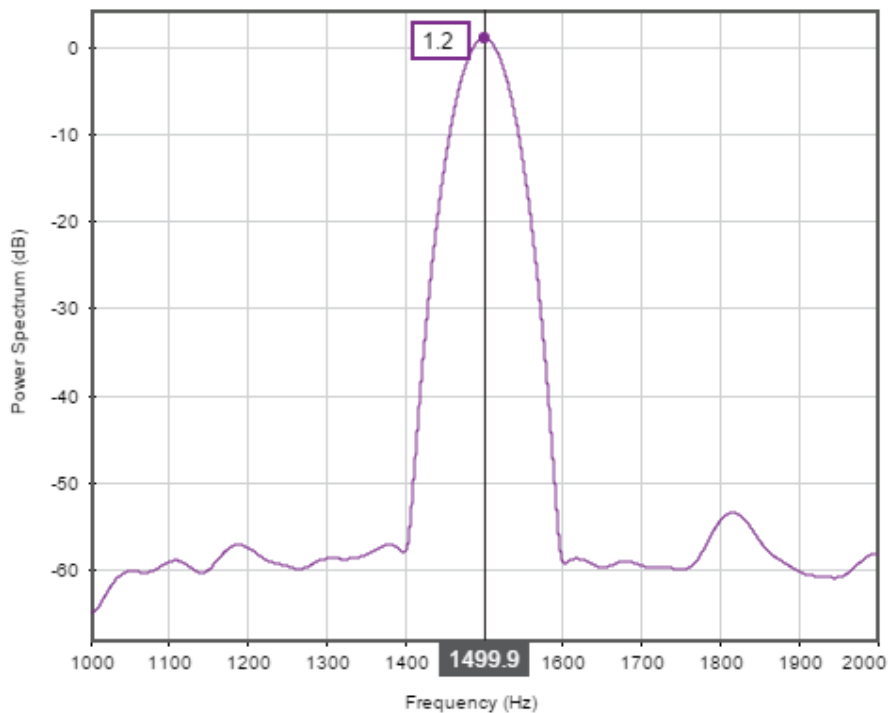


Figura 5.5. Espectro en Frecuencia alrededor de la fundamental de la señal generada a 1500 Hz como salida del auricular derecho

Fuente: Propia

La especificación del estándar S3.6 1996 establece la precisión en frecuencia con respecto al valor máximo de la frecuencia fundamental de la señal. Así, para la señal generada a 1500 Hz como salida del auricular

derecho, el valor de la frecuencia fundamental será 1499.9 Hz, incurriendo en un error de 0.1 Hz o 0.007% con respecto a la fundamental.

De la misma forma, al analizar todas las señales generadas para todas las frecuencias y todas las salidas, se obtuvo los resultados presentes en la **Tabla 5.5**.

Tabla 5.5. Resultados del Análisis en frecuencia para la verificación de la precisión en frecuencia del equipo propuesto

Fuente: Propia

Frecuencia Requerida (Hz)	Auricular Derecho		Auricular Izquierdo		Transductor Óseo	
	Frec. Medida (Hz)	Diferencia Req. Y Med. (%)	Frec. Medida (Hz)	Diferencia Req. Y Med. (%)	Frec. Medida (Hz)	Diferencia Req. Y Med. (%)
125	124.8	0.160	125.1	0.080		
250	249.8	0.080	250.1	0.040	249.9	0.040
500	499.7	0.060	499.2	0.160	499.5	0.100
750	750.3	0.040	750.3	0.040	749.8	0.027
1000	999.5	0.050	999.6	0.040	999.8	0.020
1500	1499.9	0.007	1499.3	0.047	1501.0	0.067
2000	1999.8	0.010	2000.2	0.010	1999.7	0.015
3000	3003.0	0.100	2998.8	0.040	2998.5	0.050
4000	3998.9	0.028	4001.9	0.048	3996.8	0.080
6000	5993.0	0.117	6003.6	0.060	5996.7	0.055
8000	8003.7	0.046	7995.9	0.051		

Como se puede observar, ninguna señal supera el 3% de tolerancia establecida por el estándar S3.6 1996, por lo que, el equipo propuesto cumple con el requerimiento de precisión en frecuencia.

- **Distorsión Armónica Total (THD)**

Para la verificación de la THD, primero se realizó la medición de las señales generadas por el equipo propuesto. Luego, dichas mediciones fueron exportadas para su análisis en frecuencia utilizando el software Matlab y la función thd().

La función thd() está incluida en el toolbox de procesamiento de señales de Matlab y calcula la THD de una señal sinusoidal distorsionada,

utilizando un periodograma modificado (con una ventana Kaiser con $\beta=38$). La THD resultante es expresada en dBc, entre la frecuencia fundamental y una cantidad a especificar de armónicos.

Como se expresó en la **Ecuación 2.7** y **Ecuación 2.8**, la THD puede ser expresada tanto en dB como en porcentaje. Por lo tanto, el THD resultante de la función $\text{thd}()$ (THD_{dB}) puede ser convertida en porcentaje ($THD_{\%}$) utilizando la **Ecuación 5.1**, para ser comparada con las especificaciones del estándar S3.6 1996.

$$THD_{\%} = 100 \times 10^{\left(\frac{THD_{dB}}{20}\right)\%}$$

Ecuación 5.1.

Debido a que la especificación del estándar S3.6 1996 establece un valor máximo de THD, se utilizaron para la medición de las señales, los valores máximos en dB HL para cada frecuencia generada por el equipo propuesto y para cada salida de este. Esto es, a causa de la presencia de mayor distorsión a mayores valores de la señal (generalmente debido a la mayor amplificación de la distorsión ya presente de la señal entrante del amplificador y a la saturación del mismo amplificador a niveles altos de señal), por lo que, si la distorsión se encuentra por debajo del límite a estos niveles de señal, ningún otro valor tendrá una mayor distorsión.

En la **Figura 2.1** se presenta el resultado de la función $\text{thd}()$ considerando 9 armónicos de la salida de 125 Hz a 70 dB HL del auricular derecho del equipo propuesto. El THD calculado es de -36.8 dB, el cual, utilizando la **Ecuación 5.1.**, es equivalente a 1.45%.

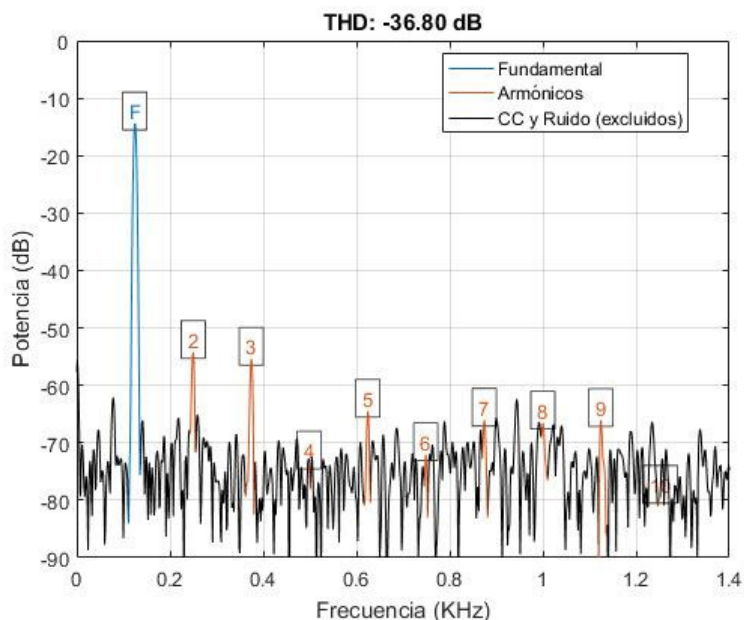


Figura 5.6. Señal fundamental y 9 armónicos considerados para el cálculo de THD de la señal de 125 Hz a 70 dB HL en la salida del auricular derecho

Igualmente, se realizó la medición de las señales en las 3 salidas (auricular derecho, auricular izquierdo y transductor óseo), en todas las frecuencias (125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 750 Hz, 1000 Hz, 1500 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz y 8000 Hz) a la máxima amplitud por frecuencia, resultando en las THD presentadas en la **Tabla 5.6**.

Tabla 5.6. THD de las señales generadas por el equipo propuesto.
Fuente: Propia

Frecuencia (Hz)	Auricular Derecho		Auricular Izquierdo		Transductor Óseo	
	THD (dB)	THD (%)	THD (dB)	THD (%)	THD (dB)	THD (%)
125	-36.80	1.44	-39.64	1.04		
250	-44.28	0.61	-39.67	1.04	-37.21	1.38
500	-37.98	1.26	-37.51	1.33	-40.70	0.92
750	-43.85	0.64	-39.82	1.02	-39.80	1.02
1000	-44.83	0.57	-41.89	0.80	-39.28	1.09
1500	-44.87	0.57	-41.28	0.86	-40.43	0.95
2000	-44.71	0.58	-42.47	0.75	-37.07	1.40
3000	-46.86	0.45	-41.10	0.88	-45.80	0.51
4000	-43.92	0.64	-44.32	0.61	-40.95	0.89
6000	-44.06	0.63	-40.2	0.98	-47.47	0.42
8000	-47.69	0.41	-46.37	0.48		

Como se puede observar, ninguna señal supera la distorsión máxima requerida por el estándar S3.6 1996 de 2.5%, por lo que el equipo propuesto cumple con el mismo en esta instancia.

- **Relación Señal a Ruido (SNR)**

A pesar de no encontrarse como parámetro especificado por el estándar S3.6 1996, la relación señal a ruido es una importante característica de una señal eléctrica. En base a esto, se realizó la medición para obtener el valor referencial de la SNR y así poder compararla con valores usados en la transmisión de audio de alta calidad.

Para la verificación de la SNR, primero se realizó la medición de las señales generadas por el equipo propuesto a la frecuencia de 1 KHz y a las intensidades de 100 dB HL y 120 dB HL. Luego, dichas mediciones fueron exportadas para su análisis en frecuencia utilizando el software Matlab y la función `snr()`.

La función `snr()` está incluida en el toolbox de procesamiento de señales de Matlab y calcula la SNR de una señal sinusoidal distorsionada, utilizando un periodograma modificado (con una ventana Kaiser con $\beta=38$). La THD resultante es expresada en dBc, entre la frecuencia fundamental y el nivel de ruido, sin incluir la cantidad especificada de armónicos (si esta cantidad no es especificada, se consideran los primeros 6 armónicos).

En la **Figura 5.7** se presenta el resultado de la función `snr()` considerando 9 armónicos para la señal de salida de 1 KHz a 120 dB HL por el auricular derecho.

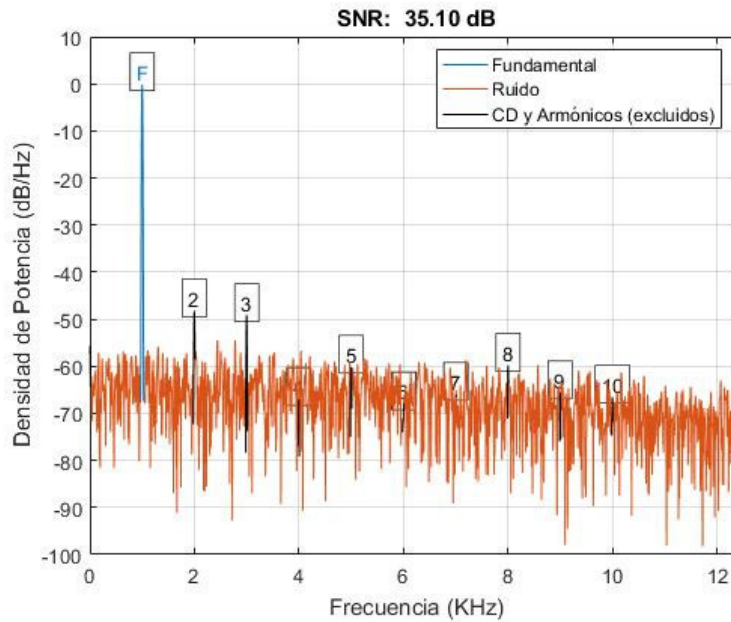


Figura 5.7. Señal fundamental y señal de ruido considerados para el cálculo de SNR de la señal de 1000 Hz a 120 dB HL en la salida del auricular derecho.
Fuente: Propia

Del mismo modo, se realizó la medición de las señales a las intensidades de 100 dB HL, 105 dB HL, 110 dB HL y 115 dB HL por el auricular derecho, y las señales de 100 dB HL, 105 dB HL, 110 dB HL, 115 dB HL y 120 dB HL a 1 KHz por el auricular izquierdo. Los resultados de la SNR de dichas señales pueden ser observados en la **Tabla 5.7.**

Tabla 5.7. SNR de las señales generadas a 1 KHz
Fuente: Propia

<i>Intensidad</i>	<i>Auricular Derecho</i>	<i>Auricular Izquierdo</i>
<i>100 dB HL</i>	34.80 dB	36.41 dB
<i>105 dB HL</i>	38.03 dB	33.98 dB
<i>110 dB HL</i>	38.56 dB	37.45 dB
<i>115 dB HL</i>	35.89 dB	34.22 dB
<i>120 dB HL</i>	35.10 dB	32.50 dB

Como se puede observar, las señales medidas presentan una relación señal a ruido mayor a 32 dB. Para una señal de audio de habla, una SNR de 30 dB o mayor es considerada como una señal limpia, por lo que, a

los niveles de intensidad especificados, la señal senoidal puede ser considerada como una señal limpia.

5.1.2. Características del ruido generado.

Una de las características más importantes del ruido generado es el espectro y el ancho de banda de éste. Conforme al estándar ANSI S3.6 1996, el espectro del ruido debe de ser blanco alrededor del espectro auditivo audible, esto es, entre 100 Hz y 20 KHz.

La señal de ruido generada por el equipo está mostrada en la **Figura 5.8**.

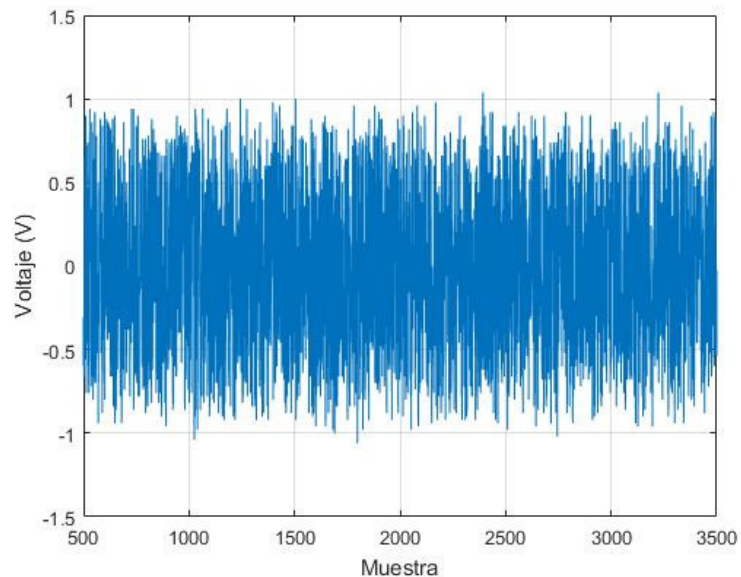


Figura 5.8. Señal de ruido generado por el equipo propuesto.

Fuente: Propia

Para analizar la señal de ruido se utilizó la aplicación Analizador de Señales (Signal Analyzer), dentro del software Matlab, obteniendo su Espectro de Potencia mostrado en la **Figura 5.9**.

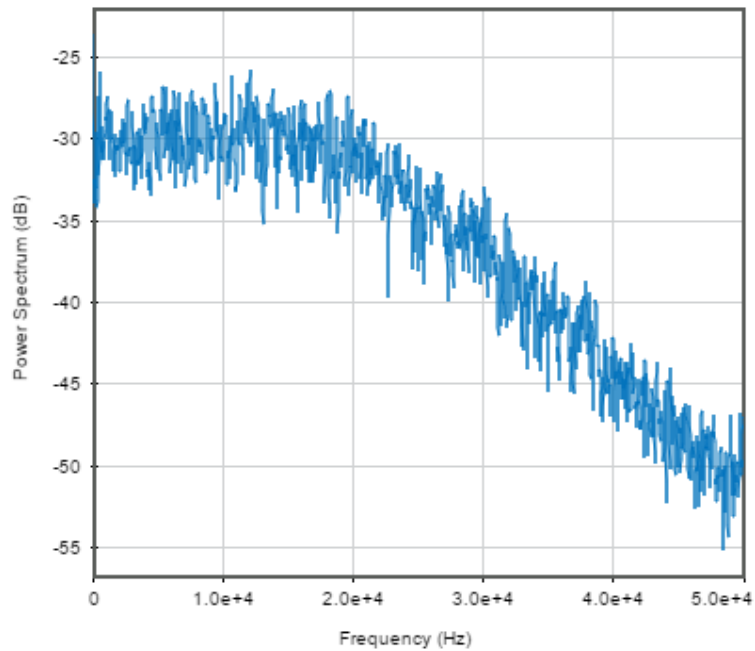


Figura 5.9. Espectro de Potencia del ruido generado por el equipo propuesto.
Fuente: Propia

Como se puede observar, alrededor del espectro auditivo audible, el espectro del ruido es blanco, por lo que en lo que respecta a la respuesta en frecuencia, la señal de ruido generado cumple con el estándar S3.6 1996.

En el momento de la certificación, y de acuerdo con la intensidad de los tonos puros medida, se procedió con la calibración de la señal de ruido requerida para el enmascaramiento de las pruebas audiométricas. Esto está presente en el certificado de calibración situado en el **Anexo F**.

5.1.3. Características de la Señal del Voz.

Con ayuda de un micrófono electret, se procedió a recibir la señal de voz requerida para las pruebas logaudiométricas. Se realizó la medida de esta señal en el auricular derecho con 0 dB de amplificación, resultando en la señal mostrada en la **Figura 5.10**.

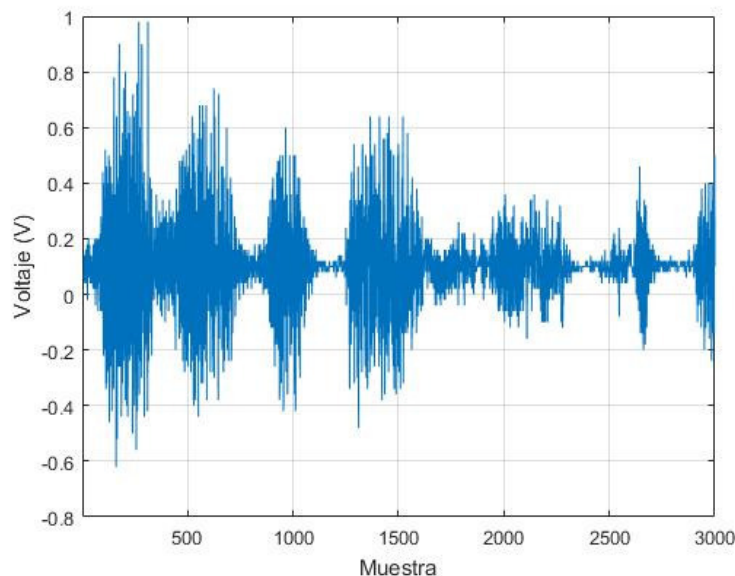


Figura 5.10. Señal de voz saliente por el equipo propuesto.
Fuente: Propia

Se efectuó la medida de SNR de la señal de habla con respecto a la señal de ruido (medida en silencio) utilizando la función `snr()` del software Matlab. Para la señal mostrada en la **Figura 5.10**, la medida resultó en un SNR de 22 dB. A partir de 20 dB, la mejora en la calidad de la señal es generalmente imperceptible por una persona normal, de manera que una SNR de 22 dB posee una calidad suficiente para las pruebas logaudiométricas

Con respecto a los requisitos del estándar ANSI S3.6 1996 sobre la señal de voz a ser utilizada, el requerimiento indica una calibración del micrófono previa prueba logaudiométrica. Esto es debido a que el micrófono a usar puede poseer diferente sensibilidad y diferencia intensidad de señal dependiendo de donde está colocado. Esta calibración se realiza en el momento de la realización de la certificación del equipo y después de la renovación del micrófono a usar.

En el momento de la certificación, y de acuerdo con la intensidad de los tonos puros medida, se procedió con la calibración de la señal de voz requerida para las pruebas logaudiométricas. Esto está presente en el certificado de calibración situado en el **Anexo F**.

5.1.4. Interfaz Gráfica de Usuario y Audiograma.

La Interfaz Gráfica de Usuario fue implementada en el Raspberry Pi 3B+ utilizando la modalidad de pantalla completa dentro de una pantalla táctil de 7 pulgadas, tal como se muestra en la **Figura 5.11**.

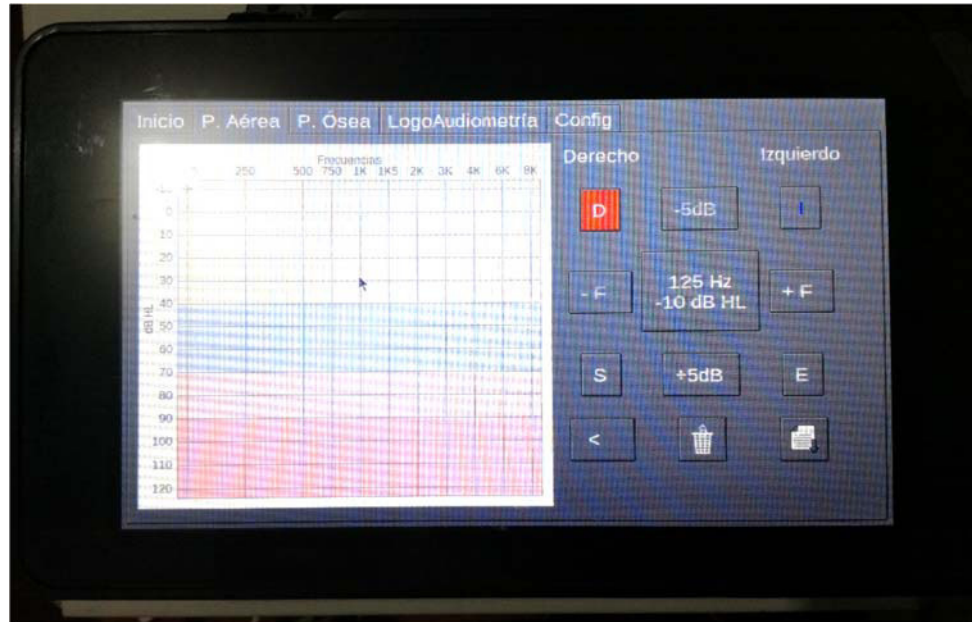


Figura 5.11. Interfaz gráfica de usuario en la pantalla táctil del equipo propuesto.
Fuente: Propia

Asimismo, la implementación de la exportación del audiograma fue completado. Como se muestra en la **Figura 5.12**, el audiograma puede ser exportado en formato PDF, adicionando el nombre y edad del paciente sobre el cual se ha desarrollado la prueba audiométrica.

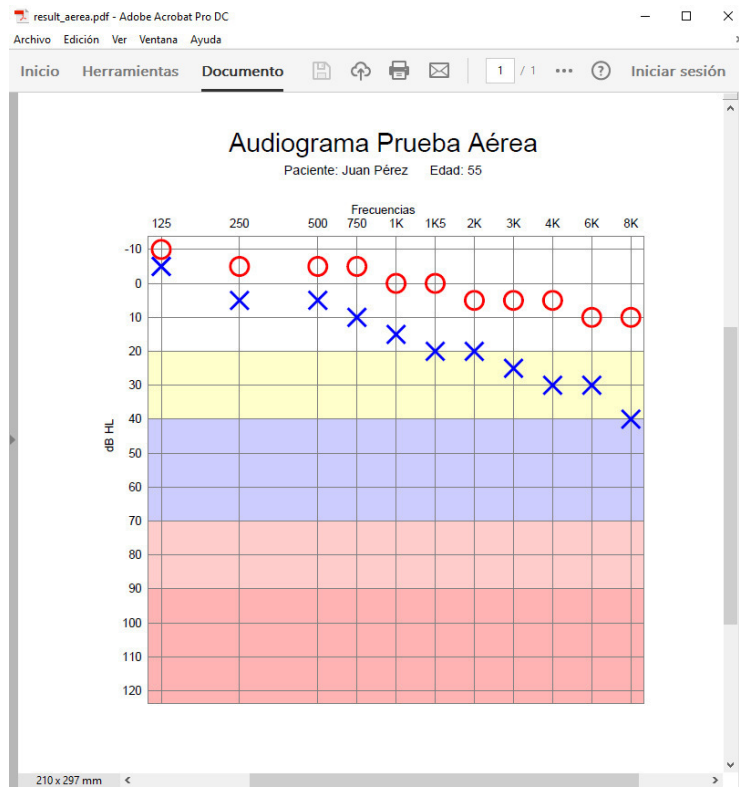


Figura 5.12. Audiograma generado en formato PDF por el equipo propuesto
Fuente: Propia

CONCLUSIONES

• Se logró desarrollar un sistema que cumplan con los requerimientos del estándar ANSI S3.6 1996, establecidos como especificaciones de diseño en la sección 4.1. A continuación, se muestran dichas especificaciones y su grado de cumplimiento:

Característica	Valor requerido	Valor medido	Grado de Cumplimiento
Diferencia en Frecuencia Máxima	<3%	0.16%	Cumplido
Distorsión Total Armónica	<2.5%	1.44%	Cumplido
Rango de frecuencias para conducción aérea	125 Hz - 8000 Hz	125 Hz - 8000 Hz	Cumplido
Rango de frecuencias para conducción ósea	250 Hz - 6000 Hz	250 Hz - 6000 Hz	Cumplido
Precisión en Amplitud	<3 dB	1 dB	Cumplido
Rango de Velocidad de Modulación	1-20Hz	1-20Hz	Cumplido
Rango de Profundidad de Modulación	1-25%	1-25%	Cumplido

• Asimismo, el equipo propuesto consideró las siguientes especificaciones adicionales:

- Conexiones para auriculares derecho e izquierdo.
- Conexión para transductor óseo.
- Cambio por parte del operador del sistema, de la frecuencia y la intensidad de la señal audiométrica (Tonos de frecuencia para conducción aérea y ósea).
- Enmascaramiento con ruido blanco por el auricular contralateral.

- Señal modulada en frecuencia (tono warble).
- Micrófono para la adquisición de señal de habla.

- La señal de ruido y la señal de voz adquirida con el micrófono fueron calibradas durante el procedimiento de certificación y calibración, como puede ser observado en dicho documento.

- Se logró desarrollar una interfaz gráfica de usuario (GUI) para el control de las señales y la visualización de datos y resultados, utilizando la pantalla táctil y el Raspberry Pi 3 B+.

- Se pudo generar el audiograma correspondiente a la prueba audiométrica (audiograma) que se realizó, el cuál fue exportado en formato PDF, para su extracción y uso externo por el profesional audiométrico.

- Se verificó oficialmente el funcionamiento del equipo de acuerdo con el estándar ANSI S3.6 1996.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda realizar una prueba de testeo A/B para la selección de la interfaz GUI ideal para diferentes usuarios.
- Se sugiere la creación de un sistema de almacenamiento remoto para el guardado y recuperación de los audiogramas generados por el equipo. De esta manera, el profesional puede acceder y enviar los resultados virtualmente a quien lo necesite de manera más práctica.
- Se propone la inclusión de otras pruebas audiométricas como el SISI (Short Increment Sensitivity Index) para aumentar el alcance y utilidad del equipo.

FUENTES DE INFORMACIÓN

- Alexander, C. K., & Sadiku, M. N. O. (2006). *FUNDAMENTOS DE CIRCUITOS ELÉCTRICOS* (M.-H. Interamericana Ed. 3era ed.). México.
- Ambienta, D. G. d. S. Retrieved from www.digesa.minsa.gob.pe
AMPLIVOX. CA850 SERIES 5 AUTOMATIC AUDIOMETER. Retrieved from Reino Unido:
AMPLIVOX. OTOSURE AUTOMATIC AUDIOMETER OPERATING MANUAL (DESKTOP VERSION). Retrieved from
- Atmel. (2015). *Atmel SMART ARM-based MCU SAM3X Series Datasheet*. Retrieved from
- Audiología, A. E. d. *Guía de Práctica Clínica de Audiometría Tonal por Vía Aérea y Ósea con y sin Enmascaramiento*. Retrieved from
- Audiología, A. E. d. (2002). *Normalización de las pruebas audiológicas (II): La audiometría verbal o logaudiometría*. Retrieved from <http://www.auditio.com>
- CENSOPAS. (2008). *GUIA TECNICA PARA REALIZAR AUDIOMETRIA OCUPACIONAL*. Lima, Perú.
- Christiano, M. (2015). Everything You Need to Know About Direct Digital Synthesis. Retrieved from <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/direct-digital-synthesis/>
- Devices, A. (2012a). Direct Digital Synthesis Tutorial Series (1 of 7): Introduction. *Direct Digital Synthesis Tutorial Series*.
- Devices, A. (2012b). Direct Digital Synthesis Tutorial Series (2 of 7): The Accumulator. *Direct Digital Synthesis Tutorial Series*.
- Devices, A. (2012c). Direct Digital Synthesis Tutorial Series (5 of 7): Digital-to-Analog Reconstruction Filter. *Direct Digital Synthesis Tutorial Series*.
- Devices, A. (2012d). Direct Digital Synthesis Tutorial Series (7 of 7): DDS in Action. *Direct Digital Synthesis Tutorial Series*.
- Devices, A. (2013). Direct Digital Synthesis Tutorial Series (3 of 7): Angle to Amplitude Converter. *Direct Digital Synthesis Tutorial Series*.
- Dr. César Rodríguez Medrano, D. R. R. M. *Audiología Clínica y Electrodiagnóstico*. México: Blauton.
- Estudio, E. MICRÓFONOS ELECTRET. Retrieved from http://www.electronicaestudio.com/docs/SHT-014_info.pdf
- Fowler E. P., W. R. L. (1922). Audiometric methods and the application. Transactions of the 28th Annual Meeting of the American Laryngological, Rhinological and Otological Society. 98–132.
- Haahr, D. M. Introduction to Randomness and Random Numbers.
- Hear-It. La pérdida de audición en distintos países. Retrieved from <https://www.hear-it.org/es/la-perdida-de-audicion-en-distintos-paises>
- Hinostrroza, T. (2014). Pre-Amplificadores para Micrófonos Electret – Parte 1.
- Instrument, T. (2002). *Analysis of the Sallen-Key Architecture*. Retrieved from www.ti.com: <http://www.ti.com/lit/an/sloa024b/sloa024b.pdf>

- Jiang, T. (1998). Important Revision of ANSI S3.6-1989: ANSI S3.6-1996 American National Standard Specification for Audiometers. *REVUE D'ORTHOPHONIE ET D'AUDIOLOGIE*.
- John R. Franks, P. D. HEARING MEASUREMENT. In.
- Julian Gerardo Gomez Cepeda, Julio Enrique Duarte, F. H. F. M. (2005). Desarrollo de un audiómetro digital. *Bistua: Revista de la Facultad de Ciencias Básicas*, 3, 91-98.
- Kapul, A. A., Zubova, E. I., Torgaev, S. N., & Drobchik, V. V. (2017). *Pure-tone audiometer*. Paper presented at the International Conference on Innovations in Non-Destructive Testing / Journal of Physics: Conference Series.
- Mancini, R. (2002). *Op Amps For Everyone: Design Reference*.
- Marianne van Zyl, D. W. S. H. C. M. (2018). Modernising speech audiometry: using a smartphone application to test word recognition. *International Journal of Audiology*.
- MELMEDTRONICS. *iAudiometer Standard*. Retrieved from
- Miyara, F. (1999). *ACUSTICA Y SISTEMAS DE SONIDO* (U. EDITORA Ed.). Rosario, Argentina.
- Motte, F. J. *Método Científico Americano USA*.
- Nalamwar, M. K. *Advanced Audiometer: A novel Signal Generator Technique*. Retrieved from
- National Instruments. (2016). *An Introduction to Noise Signals*. Retrieved from
- Organization, W. H. (2018). Sordera y pérdida de la audición. Retrieved from <http://www.who.int/es/news-room/factsheets/detail/deafness-and-hearing-loss>
- Ortiz, I. J. G. C. (2010). *ACUSTICA Y FUNDAMENTOS DEL SONIDO*. ESCUELA DE CIENCIAS BÁSICAS, TECNOLOGÍA E INGENIERÍA. UNIVERSIDAD NACIONAL ABIERTA Y A DISTANCIA - UNAD. Bogotá, Colombia.
- Otometrics. *MADSEN A450*. Retrieved from
- Otometrics. (2018). *MADSEN Itera II Guía del usuario*. Retrieved from
- Perú, I. N. d. E. e. I. (2012). *Instituto Nacional de Estadística e Informática - Primera Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad*.
- R. W. Stewart, M. W. H. (1998). *Digital Signal Processing An "A" to "Z"*.
- RaspberryPiFoundation. (2017). *Annual Review 2017*. Retrieved from
- RESONANCE. (2016). *R17 Portable Touch Screen Audiometer. Designed for Screening Projects*. Retrieved from Italia:
- Ritu Rani, P. H. T. P. (2016). Portable Audiometer for Detecting Hearing Disorder at an Early Stage for Cancer Patient. *IEEE*, 119-123.
- Rodríguez, M. M., & Algarra, J. M. (2014). *Audiología* (P. E. CYAN, S.A. Ed.). España: Sociedad Española de Otorrinolaringología y Patología Cérvico-Facial.
- Rodríguez, W. A. F. (2004, 24-09-2012). Prevención de la hipoacusia inducida por ruido. *Seguridad Minera*.
- Salud, O. P. d. I. (2013). OPS/OMS estima que hay 770 nuevos casos diarios de personas con enfermedades profesionales en las Américas. Retrieved from https://www.paho.org/per/index.php?option=com_content&view=article&id=2114:ops-oms-estima-que-hay-770-nuevos-casos-

[diarios-personas-enfermedades-profesionales-
americas&Itemid=900](#)

Semiconductor, O. (2013). *Everything You Wanted to Know About Digital Potentiometer (POT)*. Retrieved from

soycalama. (2015). Realizan un curso preventivo sobre la hipoacusia a trabajadores de Calama. *soychile*.

Tan, S., Loh, S., & Chee, W. (2007). Speech-Enabled Pure Tone Audiometer. *IEEE*.

ANEXOS

ANEXO A: ESTADÍSTICAS SOBRE DISCAPACIDAD EN EL PERÚ

Personas con alguna discapacidad



Figura A-01.- Personas con alguna discapacidad. *

Tipo de limitación

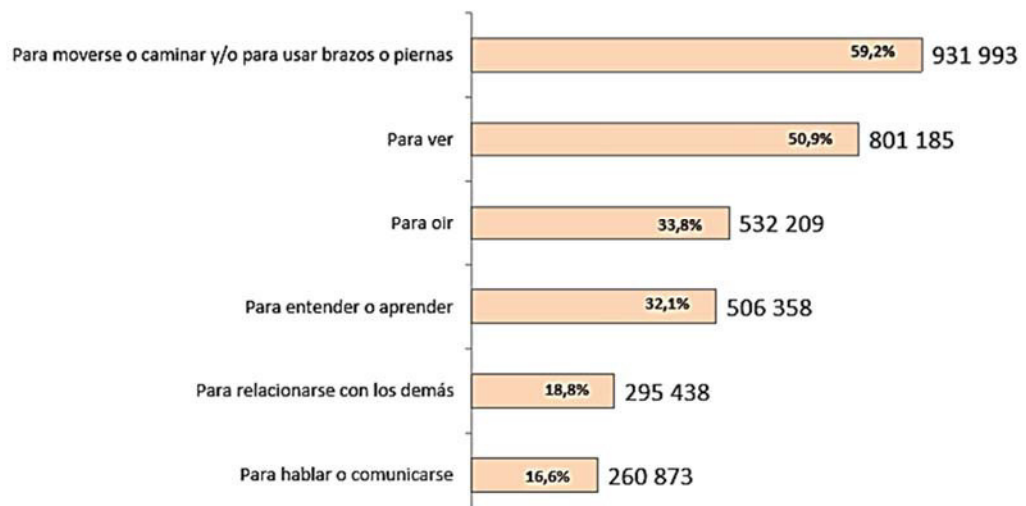


Figura A-02.- Estadísticas según Tipo de Limitación. *

*Fuente: Instituto Nacional de Estadística e Informática - Primera Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad, 2012



532 mil personas con limitación de forma permanente para oír, aún usando audífonos

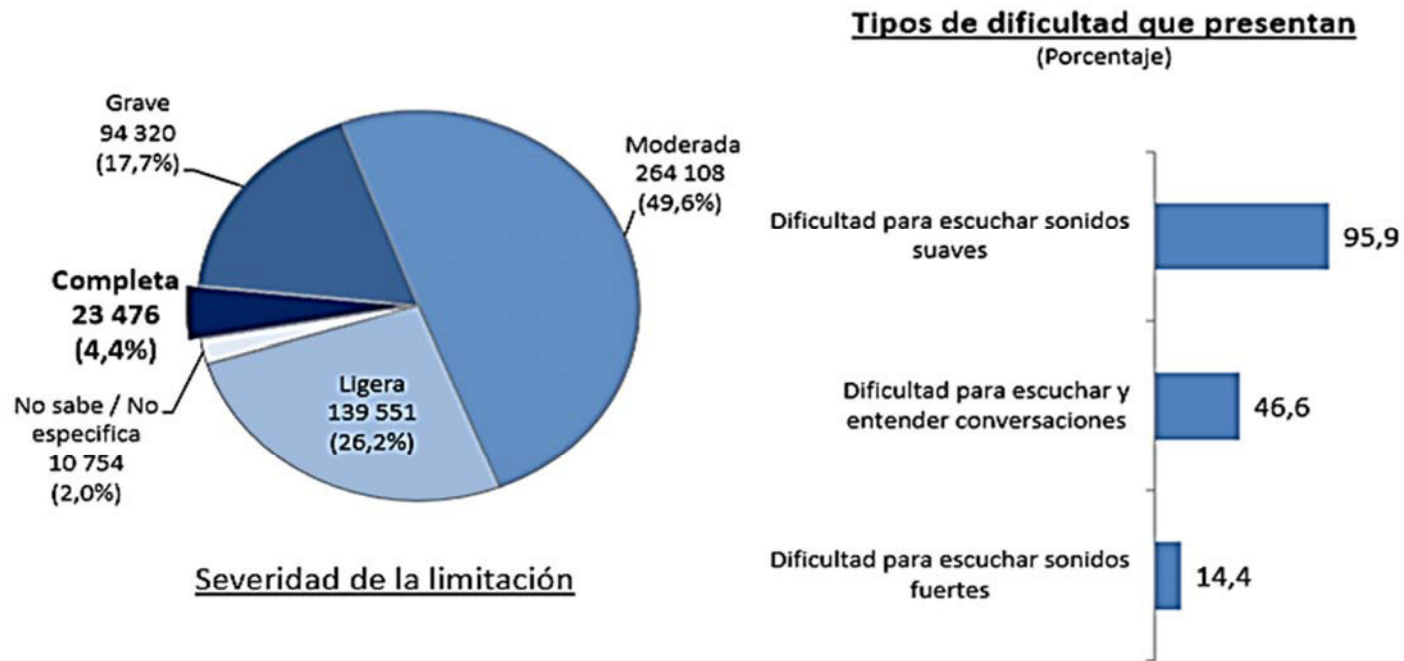


Figura A-03.- Tipos de dificultad que presentan las personas con limitación para oír.



Personas con limitación de forma permanente para oír, aún usando audífonos



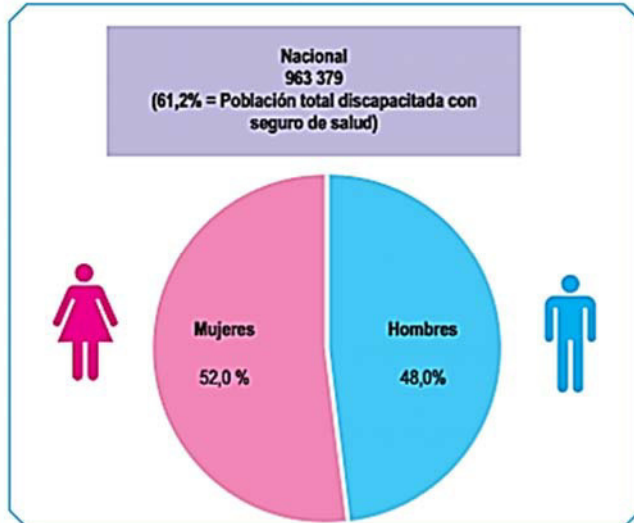
Figura A-04.- Apoyo para comunicarse y Origen de la limitación de las personas con limitaciones para oír.

4. Población con alguna discapacidad afiliada a Seguro de Salud

De la población que manifestó tener alguna discapacidad, el 61.2% se encuentra afiliada a algún Seguro de Salud, según sexo los porcentajes se muestran diferenciados, así, el 48.0% de los hombres y el 52.0% de las mujeres se encuentran afiliadas a algún seguro de salud.

Un 38.8% de la población que presenta alguna discapacidad no estaría protegida con algún seguro de salud, evidenciándose que este grupo poblacional presenta una doble vulnerabilidad.

Gráfico N° 11
PERÚ: POBLACIÓN FEMENINA Y MASCULINA CON ALGUNA DISCAPACIDAD AFILIADA A SEGURO DE SALUD, 2012
(Porcentaje)



Nota: Incluye el Seguro Social de Salud, Seguro Integral de Salud y Otros seguros (Entidad Prestadora de salud, Seguro de las Fuerzas Armadas y Policiales, Seguro privado).
Fuente: Instituto Nacional de Estadística e Informática - Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad, 2012.

Figura A-05.- Población con alguna discapacidad afiliada a Seguro de Salud

ANEXO B

DESC_COM	UNID_FIDES	UNID_FIQTY	FOB_DOLPOL	FLE_DOLAR	SEG_DOLAR	CIF_DOLAR
AUDIOMETRO DE DIAGNOSTICO DIAGNOSTIC AUDIOMETER, CON SOTWARE Y ACCESORIOS PARA SU CORRECTO FUNCIONAMIENTO S/N:0959721 AD226 INTERACOUSTICS	U	1000.000	1440.490	22.670	28.810	1491.970
AUDIOMETRO DE DIAGNOSTICO DIAGNOSTIC AUDIOMETER, CON SORWARE Y ACCESORIOS PARA SU CORRECTO FUNCIONAMIENTO S/N:0959720, S/N:0959716, N Parte:8104023 AD226 INTERACOUSTICS	U	2000.000	2880.970	37.440	57.620	2976.030
AT235 INPENDANCE AUDIOMETER AUDIOMETRO DE IMPEDANCIA EQUIPO COMPLETO PARA SU NORMAL FUNCIONAMIENTO, N Parte:8501592 AT235 INTERACOUSTICS	U	2000.000	7132.940	21.650	142.660	7297.250
AD629 DIAGNOSTIC AUDIOMETER AUDIOMETRO DE DIAGNOSTICO CON SUS ACCESORIOS INCLUIDOS, N Parte:8016470 AD629 INTERACOUSTICS	U	6000.000	13399.790	234.660	268.000	13902.450
CALLISTO AUDIOMETRO CON SUS ACCESORIOS INCLUIDOS, N Parte:8508874 CALLISTO INTERACOUSTICS	U	3000.000	6510.580	114.020	130.210	6754.810
MADSEN ITERA II, GN OTOMETRICS, S/M DISPOSITIVO MEDICO AUDIOMETRO SERIES: 319042, 319043 INCLUYE ACCESORIOS FABRICANTE: GN OTOMETRICS A/S	U	2000.000	4362.200	87.990	87.240	4537.430
AUDIOMETRO, INVENTIS, PIANO BASIC PIANO MODEL BASIC - CLINICAL AUDIOMETER NRO ITEM: 10147 SN: AU1CD17205701 /// SN: AU1CD17205702	U	2000.000	6848.360	279.530	136.970	7264.860
AUDIOMETRO DE DIAGNOSTICO , INVENTIS, HARP PLUS HARP MODEL PLUS - DIAGNOSTIC AUDIOMETER AU1DC17204487 / AU1DC17204488 / AU1DC17204489 FUNCION: PRUEBAS DE AUDICION VIENE CON ACCESORIOS	U	3000.000	6102.770	233.980	122.060	6458.810
AUDIOMETRO DE DIAGNOSTICO, INVENTIS, PIANO PLUS PIANO MODEL PLUS - DIAGNOSTIC AUDIOMETER AU1CE17204490 FUNCION: PRUEBAS DE AUDICION VIENE CON ACCESORIOS	U	1000.000	3692.960	141.580	73.860	3908.400
TOTAL		22000.000				54592.010

Tabla B-01.- Tabla de Datos de las series para el Teledespacho de Exportación Definitiva de Audiómetros

DESC_COM	PAIS_DESC	PUER_EMBAR	PUER_DESC	IMPORTADOR	CPAIS_PROC	DPAIS_PROC
AUDIOMETRO DE DIAGNOSTICO DIAGNOSTIC AUDIOMETER, CON SOTWARE Y ACCESORIOS PARA SU CORRECTO FUNCIONAMIENTO S/N:0959721 AD226 INTERACOUSTICS	DENMARK	ESMAD	MADRID	PANDURO ASOCIACION DE EXPORTACION S.A.	ES	SPAIN
AUDIOMETRO DE DIAGNOSTICO DIAGNOSTIC AUDIOMETER, CON SORWARE Y ACCESORIOS PARA SU CORRECTO FUNCIONAMIENTO S/N:0959720, S/N:0959716, N Parte:8104023 AD226 INTERACOUSTICS	DENMARK	ESMAD	MADRID	PANDURO ASOCIACION DE EXPORTACION S.A.	ES	SPAIN
AT235 INPENDANCE AUDIOMETER AUDIOMETRO DE IMPEDANCIA EQUIPO COMPLETO PARA SU NORMAL FUNCIONAMIENTO, N Parte:8501592 AT235 INTERACOUSTICS	DENMARK	BELGG	LIEGE	PANDURO ASOCIACION DE EXPORTACION S.A.	BE	BELGIUM
AD629 DIAGNOSTIC AUDIOMETER AUDIOMETRO DE DIAGNOSTICO CON SUS ACCESORIOS INCLUIDOS, N Parte:8016470 AD629 INTERACOUSTICS	DENMARK	DKBLL	BILLUND	PANDURO ASOCIACION DE EXPORTACION S.A.	DK	DENMARK
CALLISTO AUDIOMETRO CON SUS ACCESORIOS INCLUIDOS, N Parte:8508874 CALLISTO INTERACOUSTICS	DENMARK	DKBLL	BILLUND	PANDURO ASOCIACION DE EXPORTACION S.A.	DK	DENMARK
MADSEN ITERA II, GN OTOMETRICS, S/M DISPOSITIVO MEDICO AUDIOMETRO SERIES: 319042, 319043 INCLUYE ACCESORIOS FABRICANTE: GN OTOMETRICS A/S	DENMARK	DKCPH	KOBENHAVN	PHONIX WORLD S.A.C	DK	DENMARK
AUDIOMETRO, INVENTIS, PIANO BASIC PIANO MODEL BASIC - CLINICAL AUDIOMETER NRO ITEM: 10147 SN: AU1CD17205701 /// SN: AU1CD17205702	ITALY	ESMAD	MADRID	BIOACUSTIC EIRL	ES	SPAIN
AUDIOMETRO DE DIAGNOSTICO , INVENTIS, HARP PLUS HARP MODEL PLUS - DIAGNOSTIC AUDIOMETER AU1DC17204487 / AU1DC17204488 / AU1DC17204489 FUNCION: PRUEBAS DE AUDICION VIENE CON ACCESORIOS	ITALY	ITSWK	SEGRATE (MILAN)	AUDIOMAX S.A.C.	IT	ITALY
AUDIOMETRO DE DIAGNOSTICO, INVENTIS, PIANO PLUS PIANO MODEL PLUS - DIAGNOSTIC AUDIOMETER AU1CE17204490 FUNCION: PRUEBAS DE AUDICION VIENE CON ACCESORIOS	ITALY	ITSWK	SEGRATE (MILAN)	AUDIOMAX S.A.C.	IT	ITALY

Tabla B-02.- Tabla De Datos De Las Series De Procedencia Para El Teledespacho De Exportación Definitiva de Audiómetros

ANEXO C. NORMATIVA (Marianne van Zyl)

C.1. Clasificación de la normativa: Para el diseño y desarrollo de los dispositivos audiométricos, se debe tener en cuenta que cumplan con los requerimientos técnicos de cualquiera de las diferentes normativas internacionales, destacando la normativa ANSI S3.6 y la IEC 60601-1.

NORMA	TIPO	DESCRIPCIÓN
IEC 60601-1	Seguridad	Requerimientos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial de equipos médicos.
IEC 60601-1-1	Seguridad	Equipos Electromédicos. Parte 1: Requisitos generales de seguridad. Sección uno: Norma colateral: Requisitos de seguridad para sistemas Electromédicos.
IEC 60601-1-2	Seguridad	Equipos Electromédicos. Parte 1-1: Requisitos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial. Norma colateral: Compatibilidad electromagnética. Requisitos y ensayos.
IEC 60645-1	Equipo	Electroacústica. Equipos audiológicos. Parte 1: Audiómetros de tonos puros.
ISO 389-1	Calibración	Acústica. Referencia del cero para la calibración de equipo audiométrico. Parte 1: Referencia equivalente al umbral de presión sonora para tonos puros y audífonos supra-aurales.
ANSI S3.6	Calibración	Los audiómetros como dispositivos designados para la determinación del nivel de umbral auditivo en comparación con un estándar seleccionado. Este proporciona especificaciones y niveles de tolerancia para tonos puros y entre otras capacidades que clasifican el tipo de audiómetro.

Tabla C-01. Normativa Asociada al Diseño

C.2. Requisitos según el tipo de audiómetro: Según el tipo de audiómetro (I, II, III o IV), la calibración de este deberá cumplir con las características normadas por ANSI [Tabla C-02] o IEC 60601-1 [Tabla C-03].

Característica	Audiómetro de tonos puros					
	Tipo I	Tipo II	Tipo III	Tipo IV	Tipo V	Frecuencia Extendida
Conducción aérea	+	+	+	+	+	+
Dos auriculares	+	+	+	+		+
Auricular de inserción	+					
Altavoces	+	+				
Conducción ósea	+	+	+			
Enmascaramiento						
Ruido de banda estrecha	+	+	+			
Ruido de banda estrecha u otro	+					
Ruido de banda ancha	+					
Aplicación del enmascaramiento						
Auricular contralateral	+	+	+			
Auricular Ipsilateral	+					
Vibrador óseo	+					
Altavoz						
Interruptor de tono						
Presentación / Interrupción de tono	+	+	+	+	+	
Tono pulsado	+	+				
Tono de referencia						
Presentación alterna	+	+				
Presentación simultánea	+					
Sistema de respuesta del sujeto	+	+	+	+		
Salida de señal eléctrica auxiliar	+	+				
Entrada para señales externas	+	+				
Niveles de audición y Frecuencias de ensayo						
Indicador de señal	+	+				
Supervisión audible de la señal de ensayo	+					
Comunicación entre el operador y el sujeto	+					

Tabla C-02.- Norma ANSI S3.6:1996

Característica	Audiómetro de tonos puros			
	Tipo I Clínico, Avanzado Investigación	Tipo II Clínico	Tipo III Diagnóstico básico	Tipo IV Monitorización Despistaje/Cont rol
Conducción aérea				
Dos auriculares	+	+	+	+
Auricular de inserción	+			
Conducción ósea	+	+	+	
Enmascaramiento				
Ruido de banda estrecha	+	+	+	
Aplicaciones del enmascaramiento				
Auricular contralateral	+	+	+	
Auricular Ipsilateral	+			
Vibrador óseo	+			
Interruptor de tono				
Presentación / Interrupción de tono	+	+	+	+
Tono pulsado	+	+		
Tono de referencia				
Presentación alterna	+	+		
Presentación simultánea	+			
Sistema de respuesta del sujeto	+	+	+	+
Salida de señal eléctrica auxiliar	+	+		
Entrada para señales externas	+	+		
Niveles de audición y Frecuencias de ensayo	+	+	+	+
Indicador de señal	+	+		
Supervisión audible de la señal de ensayo	+			
Comunicación entre el operador y el sujeto	+			

Tabla C-03.- Norma IEC 60645:2001

ANEXO D. DIAGRAMA CIRCUITAL MODULO SPARKFUN MINIGEN

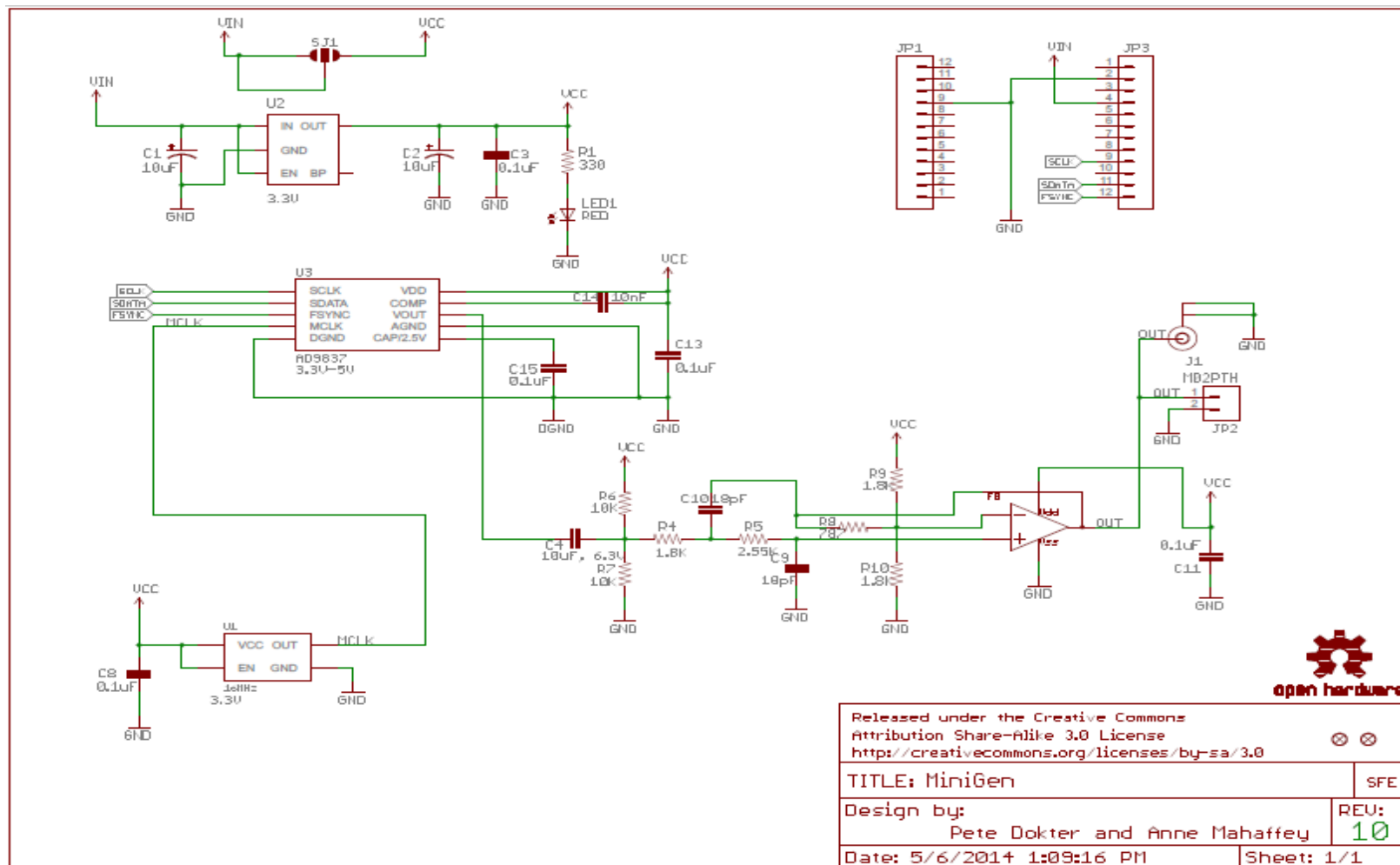


Figura D-01. Esquema del circuito del módulo Sparkfun MiniGen
Fuente: sparkfun.com

ANEXO E. PCB DISEÑADOS E IMPLEMENTADOS DEL SISTEMA

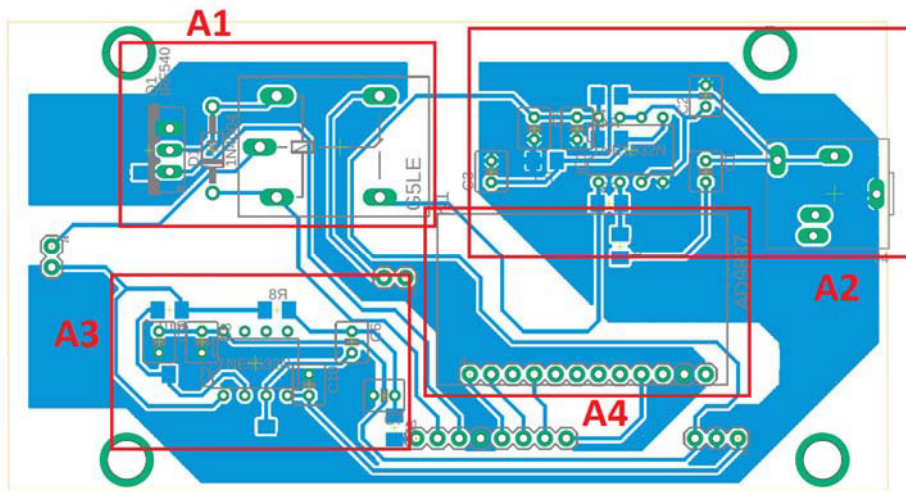


Figura E-01. Diseño del Circuito A
Fuente: Propia

- A1:** Circuito equivalente parcial 1 de la sección de multiplexación de señales
- A2:** Bloque de preamplificación de la sección de adquisición de habla
- A3:** Filtro pasabanda del bloque de generación de ruido blanco
- A4:** Módulo Sparkfun para el integrado AD9837

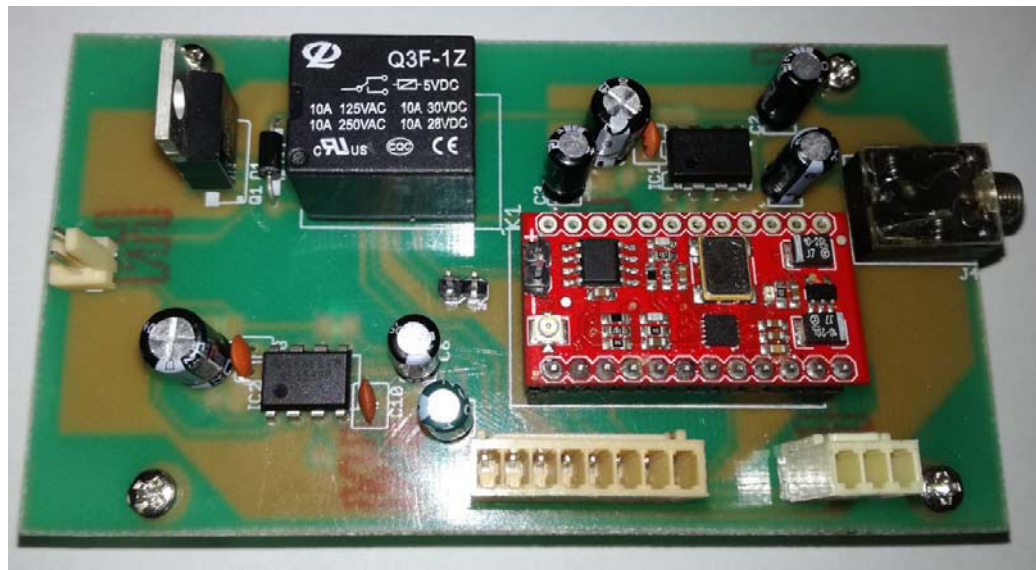


Figura E-02. PCB implementado del Circuito A
Fuente: Propia

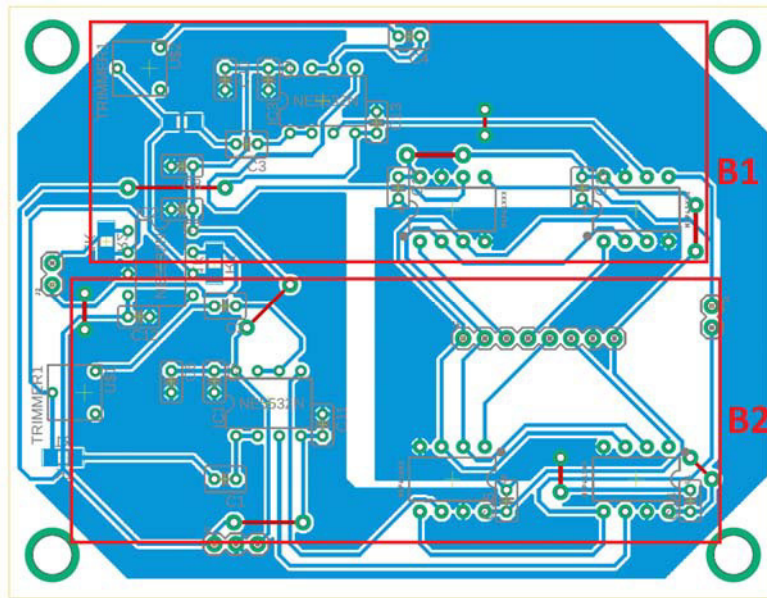


Figura E-03. Diseño del Circuito B
Fuente: Propia

- B1:** Bloque de amplificación/atenuación de la sección de generación de tonos
- B2:** Bloque de amplificación/atenuación de la sección de generación de ruido blanco

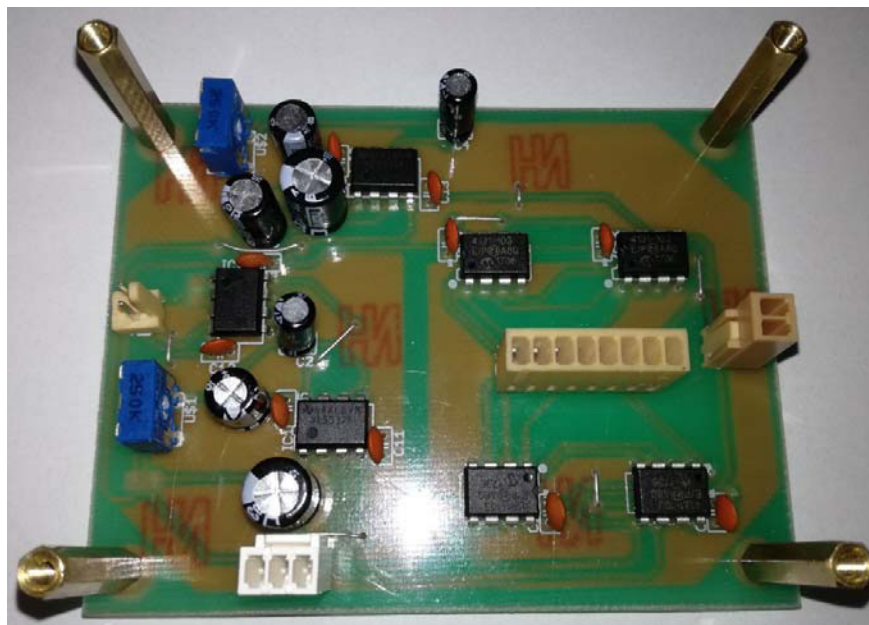


Figura E-04. PCB implementado del Circuito B
Fuente: Propia

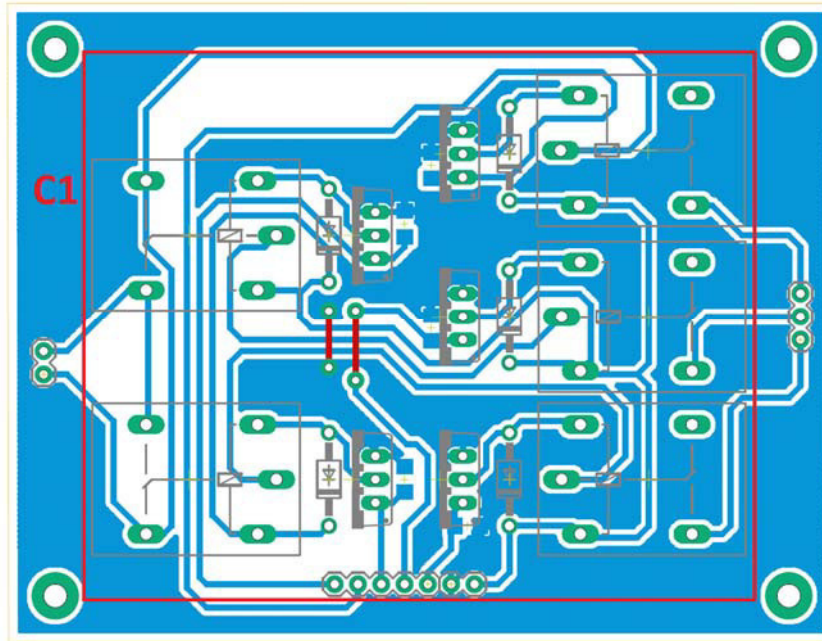


Figura E-05. Diseño del Circuito C
Fuente: Propia

C1: Circuito equivalente parcial 2 de la sección de multiplexación de señales



Figura E-06. PCB implementado del Circuito C
Fuente: Propia

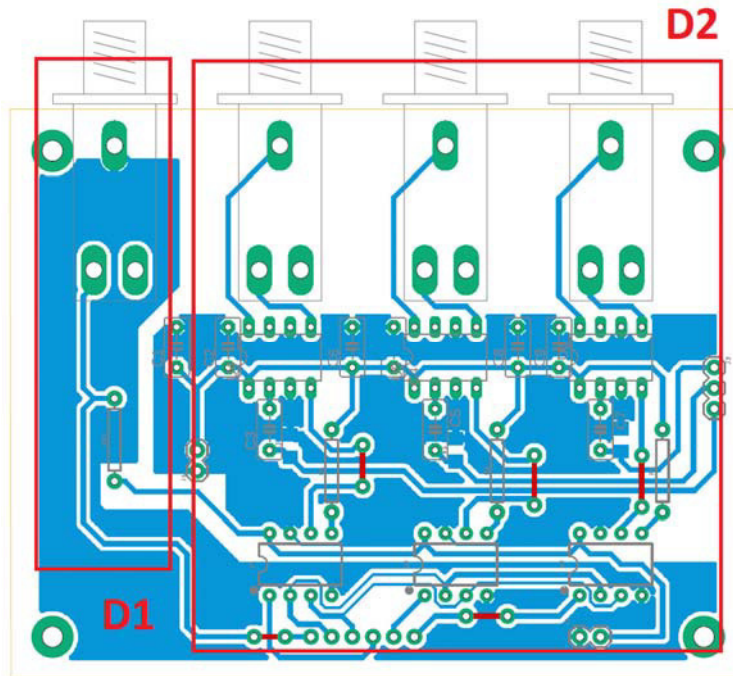


Figura E-07. Diseño del Circuito D
Fuente: Propia

D1: Circuito de la sección de respuesta del paciente

D2: Circuito de salida de la sección atenuador/amplificador de la sección de generación de tono, adquisición de habla y generación de ruido blanco



Figura E-08. PCB implementado del Circuito D
Fuente: Propia

ANEXO F. CERTIFICADO DE CALIBRACION DE AUDIOMETRO

A continuación, se presenta el certificado de calibración del equipo propuesto. Para el certificado, se denominó al equipo como el modelo Audio-pi 3B+ (debido al uso del Raspberry Pi) y número de serie EV01 (Experimental Version 01).



Certificado de Calibración de Audiómetro

Profesional

Ing. Jorge Luis Cubas Rázuri

Entorno

Temperatura: 18°C

Humedad relativa: 80%

Presión Atmosférica: 1014 hPa

Equipo de Calibración

Marca: Bruel & Kjaer

Modelo: 2250

Serie: 2736242

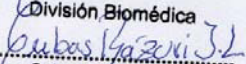
Micrófono: Bruel & Kjaer 4189

Serie: 27626144

Detalles del Dispositivo

Descripción:	Audiómetro
Marca:	-
Model:	Audio-pi 3B+
Serie:	EV01
Fecha de Calibración:	13/01/2019
Número de serie ACL:	-
Número de serie ACR:	-
Número de serie BC:	-
ID del operador:	JCR
Estándar de referencia:	ANSI S3.6
Resultados del Test:	Aprobado

Accesorios de Calibración		
Vía	Transductor	S/N:
Aérea	B&K ZC0032 pre-amp.	-
	B&K 4192/ B&K 4144 mic.	-
	B&K 4153/ 4152 Acoplador 6 CC	-
Ósea	B&K 4930 Mastoides Artificial	-

División Biomédica

 Ing. Cubas Rázuri Jorge Luis
 CIP- 82140

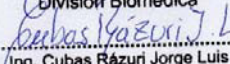
Evaluación de la precisión en los transductores:

Frecuencia (Hz)	Frecuencia medida (Hz)	Tono puro en conducción aérea				Tono puro en conducción ósea	
		dB SPL	LEFT	dB SPL	RIGHT	SPL	dB
125	124.9	70.00	70.17	70.00	70.24		
250	250.1	70.00	70.27	70.00	69.94	30.00	30.22
500	500.2	70.00	70.73	70.00	70.15	40.00	39.88
750	749.8	70.00	69.86	70.00	70.45	50.00	49.36
1000	1000.4	70.00	69.67	70.00	70.42	50.00	50.65
1500	1500.5	70.00	70.12	70.00	70.71	50.00	49.45
2000	2000.4	70.00	70.55	70.00	69.92	50.00	49.73
3000	3000.5	70.00	70.28	70.00	70.34	40.00	39.26
4000	4000.2	70.00	69.48	70.00	69.43	40.00	39.64
6000	6000.3	70.00	69.47	70.00	69.86	30.00	29.05
8000	8000.5	70.00	70.47	70.00	69.39		
Tolerancia <1%				≤4000 Hz	≤+/-3dB		
				>4000 Hz	≤+/-5dB		

Para las señales de ruido WN y audiometría del habla, se derivaron las correcciones de la medición del tono puro para todas las frecuencias.

Fecha de Emisión del Certificado: 13/01/2019

Fecha de Vencimiento del Certificado: 13/01/2020

División Biomédica

 Ing. Cubas Rázuri Jorge Luis
 CIP 82140