

1. TIPO DE DOCUMENTO: Trabajo de grado para optar por el título de INGENIERO DE SONIDO

2. TÍTULO: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE RETROALIMENTACIÓN SENSORIAL AUDITIVA MEDIANTE CONDUCCIÓN ÓSEA PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD VISUAL

3. AUTORES: Daniel Felipe Abril Linares

4. LUGAR: Bogotá, D.C

5. FECHA: Septiembre de 2011

6. PALABRAS CLAVE: Audición por conducción ósea, Discapacidad visual, Oído, Parámetros Electroacústicos, SBC Raspberry Pi, Transductor.

7. DESCRIPCIÓN DEL TRABAJO: El presente trabajo de grado es parte de un macro-proyecto desarrollado por estudiantes del semillero de investigación “Discapacidad e ingeniería” cuyo objetivo es facilitar la movilidad de las personas con discapacidad visual en espacios urbanos como por ejemplo el cruce de calles o avenidas. Para cumplir con esta finalidad se plantea el objetivo de diseñar e implementar un sistema de retroalimentación sensorial auditiva mediante conducción ósea para emitir audio de alerta acerca del estado de un semáforo, de manera que facilite el cruce de una calle para las personas con discapacidad visual. Uno de los factores más determinantes en la escogencia de un dispositivo de conducción ósea para este fin, radica en la importancia que tiene el sistema auditivo por vía aérea en un individuo que presenta algún tipo de discapacidad visual, ya que permite tener noción de lo que sucede a su alrededor y además le permite orientarse, es por esta razón que no se debería obstruir el canal auditivo externo de un usuario ya que una obstrucción de este podría generar accidentes que atenten contra su integridad física..

8. LÍNEAS DE INVESTIGACION: Línea de Investigación de la USB: Aplicaciones sonoras para la salud.

9. METODOLOGÍA: Mixta: Cualitativa y cuantitativa. Se realiza un prototipo y se hacen varias mediciones eléctricas y se realizan pruebas experimentales con el dispositivo desarrollado

10. CONCLUSIONES: A partir de las mediciones realizadas en el desarrollo ingenieril se conocieron los parámetros electroacústicos de los dos tipos de transductores de conducción ósea para determinar el transductor cuyo desempeño se acopla más a las necesidades requeridas para el desarrollo del proyecto, siendo seleccionado el transductor Dayton Audio BCE-1 debido a que la curva de impedancia medida en el rango de frecuencias de 500 Hz a 3000 Hz tuvo un comportamiento prácticamente lineal (Figura 4 7) en comparación con la curva medida en los transductores genéricos dinámicos (ver Anexo I) que además presentan tres resonancias en la curva de impedancia y la fase es menos estable. Este rango de frecuencias es suficiente para entender la voz hablada, por ende, los mensajes enviados mediante estos transductores son claros para el usuario. Esto se sustenta mediante los resultados obtenidos en la encuesta aplicada para las pruebas de uso, donde los individuos evaluados señalaron que los mensajes recibidos mediante conducción ósea fueron claros y concisos (ver anexo G). Adicionalmente, el 62.5% de la población evaluada señaló que la posición más cómoda y donde los mensajes de alerta fueron más claros fue la apófisis mastoides, a pesar de las condiciones de ruido de fondo bajo las cuales se llevó a cabo la prueba.

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE RETROALIMENTACIÓN SENSORIAL AUDITIVA MEDIANTE CONDUCCIÓN ÓSEA PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD VISUAL

**Daniel Felipe Abril Linares
Juan Pablo Romero Téllez**

Universidad de San Buenaventura, sede Bogotá

Facultad de Ingeniería

Programa de Ingeniería de Sonido

Bogotá, Colombia

2019

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE RETROALIMENTACIÓN SENSORIAL AUDITIVA MEDIANTE CONDUCCIÓN ÓSEA PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD VISUAL

**Daniel Felipe Abril Linares
Juan Pablo Romero Téllez**

Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de Ingeniero de Sonido:

Título y nombre del director(a)

Felipe Antonio Vallejo Monsalve, Ph.D.

Título y nombre del Codirector(a)

Esp. María Camila Pinzón Díaz

Línea de Investigación:

Aplicaciones sonoras para la salud

Universidad de San Buenaventura, sede Bogotá

Facultad de Ingeniería

Programa de Ingeniería de Sonido

Bogotá, Colombia

2019

Agradecimientos

En primer lugar, agradecemos a Dios por ser la guía e inspiración de nuestros proyectos de vida, a nuestras familias por brindarnos su apoyo incondicional en nuestro crecimiento personal y profesional. También agradecemos al Doctor Felipe Antonio Vallejo Monsalve director del proyecto de grado y docente del programa de Ingeniería de Sonido de la Universidad de San Buenaventura por su orientación en todo el proceso metodológico de este proyecto, a la codirectora del proyecto María Camila Pinzón Díaz fonoaudióloga especialista en audiología y docente de la Fundación Universitaria Escuela Colombiana de Rehabilitación por su asesoramiento en la parte investigativa en el área fisiológica concerniente al proyecto quien además nos brindó su apoyo en la prestación de recursos físicos para la aplicación de las pruebas referentes al proyecto y junto con ella al profesor Oswal Martínez que estuvo a cargo de las pruebas audiométricas realizadas a los individuos evaluados del proyecto.

Resumen

El presente trabajo de grado es parte de un macro-proyecto desarrollado por estudiantes del semillero de investigación “Discapacidad e ingeniería” cuyo objetivo es facilitar la movilidad de las personas con discapacidad visual en espacios urbanos como por ejemplo el cruce de calles o avenidas. Para cumplir con esta finalidad se plantea el objetivo de diseñar e implementar un sistema de retroalimentación sensorial auditiva mediante conducción ósea para emitir audio de alerta acerca del estado de un semáforo, de manera que facilite el cruce de una calle para las personas con discapacidad visual. Uno de los factores más determinantes en la escogencia de un dispositivo de conducción ósea para este fin, radica en la importancia que tiene el sistema auditivo por vía aérea en un individuo que presenta algún tipo de discapacidad visual, ya que permite tener noción de lo que sucede a su alrededor y además le permite orientarse, es por esta razón que no se debería obstruir el canal auditivo externo de un usuario ya que una obstrucción de este podría generar accidentes que atenten contra su integridad física.

En el marco del desarrollo del proyecto en primer lugar se determinó el transductor a implementar en el sistema, así como los factores inherentes al mismo tales como requerimientos de amplificación y alimentación del transductor, respuesta en frecuencia, dimensiones físicas (tamaño, forma y peso), costo, entre otros. Luego de esto, se implementaron las etapas de potencia y su respectiva etapa de alimentación, se construyó la estructura que acopla el transductor a la cabeza (diadema) y se realizó la programación del sistema emisor de señales de audio mediante bluetooth con un dispositivo SBC Raspberry Pi. Una vez finalizado el prototipo, se implementaron una serie de pruebas experimentales en una muestra de diez y seis individuos que constaban en primer lugar de exámenes audiométricos para determinar el funcionamiento correcto del sistema auditivo de los individuos evaluados, un método de calibración por balance de sonoridad del sistema transductor basado en un estudio realizado por los investigadores (Pollard, Tran, & Letowski, 2013). Por último, se llevó a cabo una prueba piloto donde se verificó la funcionalidad del dispositivo construido bajo condiciones de ruido considerables semejantes a entornos urbanos como calles o avenidas. Adicionalmente se desarrolló un prototipo de semáforo y se realizó una prueba en dos personas con discapacidad visual con el fin de verificar la aplicabilidad del dispositivo de conducción ósea para el cruce de un semáforo por parte de esta población.

Palabras clave: Audición por conducción ósea, Discapacidad visual, Oído, Parámetros Electroacústicos, SBC Raspberry Pi, Transductor.

Abstract

This degree project is part of a macro-project developed by students of the research center “Disability and Engineering” whose objective is to facilitate the mobility of people with visual disabilities in urban spaces such as crossing streets or avenues. In order to fulfill this purpose, the present project aims to design and implement an auditory sensory feedback system through bone conduction to reproduce sound warning signals and thus facilitate the movement of people with visual impairment in urban spaces. To complete this project, the researchers started by choosing the transducer that was implemented in the system, as well as the factors inherent to it. One of the most determining factors in the choice of a bone conduction device for this purpose, lies in the importance of the auditory system by air in an user who has some type of visual impairment, since it allows to have notion of what It happens around and also allows him to orient himself, it is the reason why a user's external auditory canal should not be obstructed since an obstruction because it could cause accidents that threaten his physical integrity.

The transducer to be implemented in the system was determined in the first place, as well as the factors inherent to it such as amplification and power requirements of the transducer, frequency response, physical dimensions (size, shape and weight), cost, among others. After that, the power stages were implemented, the structure that couples the transducer to the head (headband) was built and the programming of the audio signal emitter system via Bluetooth was performed with an SBC Raspberry Pi device. Once the prototype was finished, a series of experimental tests were implemented in a sample of sixteen individuals that first consisted of audiometric exams to determine the correct functioning of the auditory system of the individuals evaluated, a method of calibration by sound balance of the transducer system based on a study conducted by researchers (Pollard, Tran, & Letowski, 2013). Finally, a pilot test was carried out where the functionality of the device built under considerable noise conditions similar to urban environments such as streets or avenues was verified. Additionally, a traffic light prototype was developed, and a test was carried out on two people with visual impairment in order to verify the applicability of the bone conduction device for the crossing of a traffic light by this population.

Keywords: Bone conduction hearing, Ear, Electroacoustic Parameters, SBC Raspberry Pi, Transducer, Visual Disability.

Contenido

PÁGINA

INTRODUCCIÓN	1
1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.....	3
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
1.2 OBJETIVOS.....	5
1.2.1 <i>Objetivo general</i>	5
1.2.2 <i>Objetivos específicos</i>	5
1.3 JUSTIFICACIÓN.....	6
2. MARCO DE REFERENCIA	7
2.1 ANTECEDENTES DEL PROBLEMA	7
2.2 MARCO CONCEPTUAL	10
2.2.1 <i>Audición por conducción ósea</i>	10
2.2.2 <i>Percepción Sonora Mediante Conducción Ósea</i>	11
2.2.3 <i>Anatomía del cráneo</i>	17
2.2.4 <i>Modos de vibración del cráneo</i>	19
2.2.4 <i>Resonancias de la cabeza</i>	22
2.2.5 <i>Impedancia mecánica de la cabeza</i>	23
2.2.6 <i>Atenuación Transcraneal del sonido</i>	27
2.2.7 <i>Retardo transcraneal del sonido</i>	28
2.2.8 <i>Influencia de la posición en el estímulo por conducción ósea</i>	29
2.2.9 <i>Vibradores óseos</i>	30
2.2.10 <i>Métodos de calibración de vibradores óseos audiométricos</i>	31
2.2.11 <i>Decibelios HL (Hearing Level) [dB HL]</i>	36
2.2.12 <i>Respuesta en frecuencia</i>	37
2.2.13 <i>Distorsión Armónica Total (THD)</i>	38
2.2.14 <i>Impedancia eléctrica</i>	38
2.2.15 <i>Transductor Magnetoestrictivo</i>	38
2.3 MARCO NORMATIVO	40
3. DISEÑO METODOLÓGICO.....	41

3.1	TIPO Y ENFOQUE DE INVESTIGACIÓN	41
3.2	RECOPIACIÓN DE DATOS	41
3.3	CORPUS DE INVESTIGACIÓN	42
3.4	VARIABLES O CATEGORÍAS DE ANÁLISIS	42
3.4.1	<i>Variables independientes</i>	42
3.4.2	<i>Variables dependientes</i>	42
3.4.3	<i>Variables foráneas</i>	43
3.5	INSTRUMENTOS.....	43
4.	DESARROLLO INGENIERIL	44
4.1	DETERMINACIÓN DEL TRANSDUCTOR	44
4.1.1	<i>Tipo de Transductor</i>	48
4.1.2	<i>Parámetros Electroacústicos de los Transductores</i>	48
4.2	ETAPAS DE AMPLIFICACIÓN Y ALIMENTACIÓN.....	54
4.2.1	<i>Sistema básico de medición de la etapa de amplificación</i>	55
4.2.2	<i>Diseño del filtro RC para la medición de la etapa de amplificación</i>	56
4.2.3	<i>Parámetros electroacústicos del amplificador</i>	57
4.3	PROGRAMACIÓN Y DISEÑO	63
4.3.1	<i>Emparejamiento y configuración Bluetooth</i>	64
4.3.2	<i>Sensor de ultrasonido</i>	65
4.3.3	<i>Semáforo LED</i>	66
4.3.4	<i>Sensor RGB</i>	67
4.3.5	<i>Transmisión de audio bluetooth</i>	67
4.4	DISEÑO DE LA ESTRUCTURA DE ACOPLA A LA CABEZA.....	68
4.4.1	<i>Diadema</i>	69
4.4.2	<i>Bodypack</i>	70
4.4.3	<i>Soportes del transductor</i>	76
4.5	MÉTODO EXPERIMENTAL DE MEDICIÓN DE FUERZA ESTÁTICA	78
4.5.1	<i>Diseño del instrumento de medición de fuerza estática</i>	80
4.5.2	<i>Calibración del instrumento de medición de fuerza estática</i>	81
4.5.3	<i>Medición de fuerza estática</i>	82
4.6	PRUEBAS DE USO	84
4.6.1	<i>Medición Ruido de Fondo</i>	86
4.6.2	<i>Audiometrías</i>	87

4.6.3	<i>Calibración</i>	88
4.6.4	<i>Prueba Piloto</i>	91
4.6.5	<i>Prueba Piloto de uso en Personas Con Discapacidad Visual</i>	92
5.	PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	94
5.1	RESULTADOS MEDICIÓN RUIDO DE FONDO	94
5.2	RESULTADOS PRUEBAS AUDIOMÉTRICAS	96
5.3	RESULTADOS CALIBRACIÓN.....	96
5.4	RESULTADOS DE LAS ENCUESTAS	105
5.5	RESULTADOS DE INTELIGIBILIDAD	108
5.6	RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE USO EN PERSONAS CON DISCAPACIDAD VISUAL	110
6.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	112
6.1	CONCLUSIONES.....	112
6.2	RECOMENDACIONES	114
7.	BIBLIOGRAFÍA	116
8.	ANEXOS	129

Lista de figuras

PÁGINA

Figura 2-1: Modelo descrito por (Stenfelt , 2013) acerca de las diferentes vías por las cuales se perciben por conducción ósea los sonidos emitidos mediante la voz del propio individuo	12
Figura 2-2: Resultados promediados en dB (re. 1 μ N) de las pruebas del movimiento relativo entre la placa del estribo y el hueso protuberante (línea continua), y entre el martillo-umbo con el hueso protuberante (línea discontinua) en muestras de hueso temporal.	13
Figura 2-3: Organización general del conjunto de huesos que conforman el cráneo humano	18
Figura 2-4: Desplazamiento del cráneo en el plano horizontal para diferentes frecuencias cuando se posiciona un vibrador en la frente (Ciclos por segundo).....	23
Figura 2-5: Magnitud (Izq.) y fase (Der.) característica de la impedancia del cráneo.	25
Figura 2-6: Vista en corte transversal del cráneo a través del hueso temporal (izquierda) y un diagrama del circuito analógico de la impedancia mecánica del cráneo (derecha). F es la fuerza que actúa sobre el cráneo y V_1 , V_2 son las velocidades de vibración en la cóclea izquierda y derecha.	25
Figura 2-7: Magnitud (Izq.) y fase (Der.) características de la impedancia de la piel que cubre el cráneo humano.....	26
Figura 2-8: Modelo de parámetros agrupados de la impedancia de la piel.	26
Figura 2-9: Vista de la ubicación de la apófisis mastoides (punto rojo) en un cráneo humano	30
Figura 2-10: Umbral auditivo promedio con respecto a la frecuencia, en dB SPL correspondientes a 0 dB HL	37
Figura 2-11: Modelo de un transductor magnetostrictivo emisor	39
Figura 2-12: Cuadripolo de un transductor magnetostrictivo genérico.....	40
Figura 4-1: Vista isométrica del transductor de conducción ósea Dayton Audio BCE-1.	45
Figura 4-2: Transductor genérico adquirido.....	45
Figura 4-3: Medición entregada por el fabricante de la impedancia (en azul) y fase (en rojo) del transductor de conducción ósea Dayton Audio BCE-1 cuando se encuentra desacoplado y mirando hacia arriba.	47
Figura 4-4: Diagrama de conexión para medición de impedancia y parámetros TS (Thiele-Small)	49
Figura 4-5: Medición de impedancia del transductor Dayton Audio BCE-1 desacoplado y apuntando hacia arriba (Punto máximo).	49
Figura 4-6: Medición de impedancia del transductor Dayton Audio BCE-1 en el cóndilo mandibular (punto máximo).	50

Figura 4-7: Medición de impedancia del transductor Dayton Audio BCE-1 en la apófisis mastoides (punto máximo).	52
Figura 4-8: Diagrama de conexión del sistema de medición de la etapa de amplificación.	56
Figura 4-9: Resultados de la medición de THD+N Vs. Frecuencia del módulo amplificador bluetooth PAM8403 con el transductor BCE-1 como resistencia de carga. Datos obtenidos de la implementación de la ecuación (4-15).	58
Figura 4-10: Distorsión armónica total más ruido (THD+N) Vs. Frecuencia en Hertz dada por el fabricante del amplificador PAM8403 a una carga de 4Ω , con voltaje de alimentación de 5V y ganancia de 24dB.	59
Figura 4-11: Resultados de la medición del voltaje de entrada Vs. Frecuencia del módulo amplificador bluetooth PAM8403 con el transductor BCE-1 como resistencia de carga.	60
Figura 4-12: Comparación entre el voltaje de salida (azul) y el ruido de piso (naranja) Vs. Frecuencia en el módulo amplificador bluetooth PAM8403 con el transductor BCE-1 como resistencia de carga.	61
Figura 4-13: Resultados del cálculo de la relación señal a ruido Vs. Frecuencia en el módulo amplificador bluetooth PAM8403 con el transductor BCE-1 como resistencia de carga.	62
Figura 4-14: Resultados del cálculo de la ganancia Vs. Frecuencia medidos en el módulo amplificador bluetooth PAM8403 con el transductor BCE-1 como resistencia de carga.	62
Figura 4-15: Diagrama de conexión de un divisor de voltaje básico.	66
Figura 4-16: Ubicación de los huesos apófisis mastoides (No. 1) y del cóndilo mandibular (No. 2) en el cráneo humano	68
Figura 4-17: Primer prototipo de diadema para el acople del soporte de los transductores por conducción ósea. Objeto solido redondeado.	70
Figura 4-18: Primer prototipo de BodyPack para el soporte del amplificador de audio con modulo bluetooth incorporado y sus respectivas baterías de alimentación. Vista isométrica.	71
Figura 4-19: Primer prototipo de BodyPack para el soporte del amplificador de audio con modulo bluetooth incorporado y sus respectivas baterías de alimentación. Vista lateral superior. Perforaciones para el soporte del Potenciómetro y para el paso del cable de transmisión de audio	71
Figura 4-20: Primer prototipo de Bodypack para el soporte del amplificador de audio con modulo bluetooth incorporado y sus respectivas baterías de alimentación. Vista de planta.	72
Figura 4-21: Impresión del primer prototipo de Bodypack para el soporte del amplificador de audio con modulo bluetooth incorporado y sus respectivas baterías de alimentación.	73
Figura 4-22: Carril de soporte de la tapa para el prototipo de Bodypack. Vista isométrica desde la parte lateral superior derecha del bodypack.	74

Figura 4-23: Vista de planta del carril de soporte de la tapa para el prototipo de Bodypack.	75
Figura 4-24: Vista isométrica en el software de impresión FlashPrint de la tapa de cierre para el prototipo de Bodypack.	75
Figura 4-25: Diseño en C.A.D. de los soportes del transductor que se acoplan a la diadema.	76
Figura 4-26: Impresión 3D y ensamblaje del Bodypack.	78
Figura 4-27: Impresión 3D y ensamblaje de la diadema con los transductores acoplados.	78
Figura 4-28: Pesas de laboratorio marca "Festo" implementadas en la calibración del instrumento de medición experimental de fuerza estática.	81
Figura 4-29: Proceso de calibración del instrumento de medición experimental de fuerza estática bajo la segunda ley de Newton.	82
Figura 4-30: Placa plástica implementada para el proceso de medición experimental de fuerza estática bajo la segunda ley de Newton.	83
Figura 4-31: Esquema de la calibración implementada	90
Figura 4-32: Prototipo de semáforo.	93
Figura 5-1: Comparación del ruido de fondo promediado de las tres mediciones implementadas con la normativa nacional Resolución 8321 de 1983 y la normativa internacional ANSI S3.1 de 1999 R (2018) (ANSI, 1991).	94
Figura 5-2: Promedio del nivel de señal en dB (referencia 1 V) que los usuarios evaluados señalaron para hacer coincidir perceptualmente los estímulos por conducción ósea con el sonido emitido por conducción aérea a 50 dBA en el campo libre vs Frecuencia. Mastoides (azul), Cóndilo (Naranja).	99

Lista de tablas

Página

Tabla 2-1: Huesos craneales y faciales de la cabeza humana.....	17
Tabla 2-2: Materiales de los componentes de la cabeza humana con sus respectivas densidades y velocidades de transmisión del sonido.....	19
Tabla 2-3: Atenuación transcraneal (dB) en función de la frecuencia.....	28
Tabla 2-4: Valores de equivalencia entre dB SPL con respecto a 0 dB HL.....	37
Tabla 4-1: Comparación entre las especificaciones del transductor de conducción ósea Dayton Audio BCE-1 y del transductor dinámico genérico.....	47
Tabla 4-2: Parámetros TS (Thiele Small) calculados en el Software Room Eq Wizard para el transductor BCE-1.....	53
Tabla 4-3: Valores de resistencia y capacitancia recomendados para el filtro RC.....	57
Tabla 4-4: Parámetros de temperatura y material de fabricación de los prototipos de diadema.....	69
Tabla 4-5: Recopilación de la fuerza sugerida por diferentes autores y organizaciones para garantizar comodidad y un buen umbral de audición por conducción ósea.....	79
Tabla 4-6: Equivalencia en fuerza para las pesas de laboratorio implementadas en la calibración del instrumento de medición de fuerza - dinamómetro.....	82
Tabla 4-7: Resultados de la medición experimental de fuerza estática en diez personas aleatoriamente escogidas.....	83
Tabla 5-1: Niveles máximos permisibles de ruido ambiental de octava y tercio de octava para tres rangos de frecuencias de prueba en dB SPL (referencia 20 μ Pa).....	95
Tabla 5-2: Resultado de la medición de los voltajes de calibración por balance de sonoridad y su respectivo promedio para los transductores ubicados en la apófisis mastoides.....	98
Tabla 5-3: Resultado de la medición de los voltajes de calibración por balance de sonoridad y su respectivo promedio para los transductores ubicados en el cóndilo mandibular.....	98
Tabla 5-4: Valores en dB (re 1 V) de las mediciones de calibración por balance de sonoridad realizadas para las dos posiciones sobre la cabeza.....	102
Tabla 5-5: Desviación estándar y varianza de los datos de calibración medidos en la apófisis mastoides.....	103
Tabla 5-6: Desviación estándar y varianza de los datos de calibración medidos en el cóndilo mandibular.....	103

Tabla 5-7. Valor de la confiabilidad intraindividual a partir del cálculo del coeficiente de Cronbach para la calibración en las dos posiciones sobre la cabeza.....	103
Tabla 5-8. Valores de categorización de la confiabilidad de datos intraindividuales según (Tavakol & Dennick, 2011).	104
Tabla 5-9 Muestras y resultados del cálculo de la Inteligibilidad de la palabra en los mensajes de alerta emitidos por el dispositivo de conducción ósea.	109
Tabla 5-10 Clasificación de la calidad en función del porcentaje de inteligibilidad.	109
Tabla 5-11. Pruebas de uso en la apófisis mastoides.....	110
Tabla 5-12. Pruebas de uso en el cóndilo mandibular.....	111
Tabla 5-13. Cantidad de aciertos y desaciertos de la prueba de uso para cada posición.	111

Introducción

Actualmente uno de los temas más significativos en salud e ingeniería es la inmersión de los dispositivos tecnológicos como herramientas de intervención en los procesos de apoyo y optimización de la calidad de vida en personas con algún tipo de discapacidad física o cognitiva. En Colombia hasta el año 2017 se registraron aproximadamente 176.000 personas en condición de discapacidad visual según el (Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia, 2017). Existen diferentes herramientas de software mediante las cuáles las personas con discapacidad visual pueden ubicarse y desplazarse dentro de la ciudad. Aplicaciones tales como Soundscape, lazarillo, lazzus o Bemyeyes brindan a las personas con discapacidad visual diferentes herramientas tales como trazar una ruta de transporte desde un punto a otro, brindar información sobre lugares de interés cercanos, brindar información de objetos cercanos, entre otras. Sin embargo, la retroalimentación de la información sonora de dichas aplicaciones se da mediante los altavoces del celular o audífonos convencionales.

El objetivo principal del presente proyecto es diseñar e implementar un sistema de retroalimentación sensorial auditiva mediante conducción ósea para facilitar el desplazamiento de las personas con discapacidad visual en espacios urbanos. La audición es uno de los sentidos más desarrollados por las personas que padecen algún tipo de discapacidad visual severa y aporta mecanismos de ubicación espacial e interacción con el entorno o contexto; el sistema implementado en este proyecto no es invasivo ya que el canal auditivo externo permanece libre de obstrucciones (caso contrario en el uso de audífonos convencionales supra-aurales o intra-aurales), por lo tanto, fueron empleados transductores de conducción ósea que además de permitir la recepción de información por vía aérea, brindan información sonora mediante vibraciones que se transmiten al apófisis mastoides o al cóndilo mandibular excitando tanto los osículos (yunque, martillo y estribo) del oído medio, como al oído interno. El sistema emite señales de alerta del estado de un semáforo generando independencia del usuario a terceros para cruzar una calle. Durante el desarrollo, se determinó el transductor a implementar en el sistema teniendo en cuenta las propiedades físicas y eléctricas del mismo, así como las etapas de alimentación y potencia. Se llevó a cabo el diseño y ejecución de la estructura de acoplamiento de los transductores a la cabeza del usuario. Se diseñaron rutinas de programación en un dispositivo SBC Raspberry Pi para la transmisión de los mensajes de alerta mediante bluetooth, los cuales serían reproducidos por el sistema de conducción ósea. Posteriormente, se procedió a replicar un método de calibración de campo libre desarrollado por investigadores de la ARL (Pollard, Tran, & Letowski, 2013) para conocer el comportamiento del

sistema transductor en diez y seis individuos, dos de ellos en condición de discapacidad visual y finalmente se aplicó una prueba piloto en la población mencionada anteriormente donde fueron emitidos mensajes sonoros de alerta para el cruce de un semáforo bajo condiciones de ruido controlado, con el fin de verificar la funcionalidad de la transmisión de los mensajes de alerta a un nivel sonoro óptimo para el usuario en dicho contexto.

Uno de los alcances de este proyecto consiste en que el dispositivo de conducción ósea puede ser usado con cualquier Smartphone, Tablet, o algún dispositivo que tenga entrada de audífonos de 1/8", gracias al conector TRS implementado en la diadema, esto permite utilizarlo con aplicaciones móviles desarrolladas para personas con discapacidad visual y con cualquier otra aplicación en general. Otro alcance logrado fue la estrategia de verificación de la funcionalidad del dispositivo que consistió en la implementación de un semáforo mediante sensores de ultrasonido y de color, desarrollando un modelo que detecta la presencia de una persona y transmite mediante señales sonoras vía bluetooth información acerca del estado del semáforo (si puede cruzar o no). Este fue un alcance ya que no estaba delimitado dentro de los objetivos del proyecto, puesto que esta era una función de los primeros investigadores de este proyecto, sin embargo, era necesario dar validez al proyecto en personas con discapacidad visual.

Una limitación del proyecto radicó en la implementación de la calibración ya que esta se debe realizar idealmente en una cámara anecoica según (Pollard, Tran, & Letowski, 2013), por ende se utilizó una cámara sonoamortiguada donde se aplican pruebas audiométricas en el laboratorio de audiología de la Fundación Universitaria Escuela Colombiana de Rehabilitación. Por otro lado, a pesar de que existe un promedio de perímetro cefálico del ser humano (National Aeronautics and Space Administration, 1978), en el momento de realizar las pruebas se evidenció que existen diferencias significativas en la población en cuanto a tamaño, forma y cantidad de cabello, haciendo que el dispositivo se desajustara de la cabeza del usuario. Debido a lo anterior, se sugiere para aplicaciones futuras el desarrollo de una diadema ajustable que se acople a la cabeza de cada usuario, independientemente de su morfología craneal. Finalmente, se considera que para futuras aplicaciones sean implementadas baterías de litio o similares de menor tamaño para poder incorporar el amplificador dentro de la misma diadema y desarrollar un solo dispositivo totalmente inalámbrico.

1. Problema de investigación

1.1 Planteamiento del problema

Un estudio realizado en noviembre del 2017 por el Registro de Localización y Caracterización de Personas con Discapacidad a cargo del Ministerio de salud y protección social de Colombia informa que en el país existen aproximadamente 176.000 personas con discapacidad visual (Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia, 2017). Esta población día a día tiene numerosas dificultades al realizar desplazamientos en el casco urbano tanto en los trayectos a pie como tomando transporte público. El estudio también encontró que el lugar donde las personas con discapacidad en Colombia encuentran mayores barreras para su movilidad y actividades diarias son las calles con el 46% de las cifras, seguido del transporte público con el 34 %, los andenes con el 29%, los parques con el 26 % y los paraderos de buses con el 23% (Ver anexo H) (Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia, 2017). Tanto la condición de discapacidad visual como la falta de infraestructura de inclusión en las ciudades de Colombia pueden ser objeto de lesiones físicas por causa de un accidente de tránsito o el tropiezo con algún obstáculo para los ciudadanos. Además de esto, en la mayoría de los casos los ciudadanos con discapacidad visual requieren de un acompañamiento constante, es decir, se hace necesaria la ayuda de un tercero para facilitar el tránsito por las calles, el cruce de un semáforo o tomar un servicio de transporte público. Existen herramientas de software mediante las cuáles las personas con discapacidad visual pueden ubicarse y desplazarse dentro de la ciudad. Aplicaciones tales como Lazarillo, Lazzus, Microsoft SoundScape, Blindsquare o Bemyeyes, las cuales brindan diferentes herramientas tales como trazar una ruta de transporte desde un punto a otro, también informan sobre lugares de interés cercanos, ofrecen información de objetos próximos, etc. Sin embargo, la retroalimentación de la información sonora de dichas aplicaciones se da mediante los altavoces del celular o audífonos convencionales generando una obstrucción del canal auditivo externo del usuario que conlleva a una reducción de su panorama auditivo y afecta su capacidad de ubicarse en un espacio o contexto dentro de la ciudad, disminuyendo su capacidad de reacción y su autonomía. Por otro lado, existen otras soluciones como el perro guía entrenado para ayudar al usuario en diferentes actividades como son caminar, evadir obstáculos, cruzar una calle, entre otras. Sin embargo, el perro guía tiene ciertas limitaciones, una de ellas es la incapacidad de reconocer colores lo que impide su interpretación del semáforo para cruzar. Adicionalmente el costo de un perro guía es alto debido a que debe ser sometido a más de 300 horas de adiestramiento especializado (Ñiacasha Utreras, 2004).

Existen audífonos de conducción ósea que se pueden emplear con las aplicaciones anteriormente mencionadas, sin embargo, estos audífonos tienen un enfoque deportivo en su diseño y funcionamiento y tienen un costo elevado, hecho que impide a usuarios de bajos recursos acceder a estas herramientas. Los transductores de conducción ósea son dispositivos utilizados en el área médica para realizar implantes en personas con pérdidas de la audición en el oído externo y el oído medio, se emplean para excitar el oído interno y de esta manera lograr que el usuario escuche con la suficiente intensidad como lo describen (Yuki, S., Shotaro, K., & Kimitaka, K., 2006) en su trabajo. Otra aplicación común de los transductores de conducción ósea se da en los exámenes audiométricos (Fredén, Hakansson, Johannsen, & Tengstrand, 2014). Los transductores para dicho fin están estandarizados bajo la norma (American National Standard, 1981). En el mercado actual no existen sistemas de retroalimentación sensorial auditiva mediante conducción ósea enfocados en personas con discapacidad visual, sólo se encuentran sistemas enfocados en el manejo de la discapacidad a nivel auditivo.

Teniendo en cuenta el contexto anteriormente planteado, surge la necesidad de diseñar e implementar un sistema de retroalimentación sensorial auditiva por medio de conducción ósea con un enfoque para personas con discapacidad visual en el contexto de la movilidad de estas dentro de los espacios urbanos, el cruce de un semáforo específicamente. Lo cual lleva a plantearse la siguiente pregunta:

¿Existe en Colombia un sistema de retroalimentación auditiva que funcione mediante tecnología de conducción ósea que sea funcional y esté orientado a personas con discapacidad visual a un precio asequible?

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo general

Diseñar e implementar un sistema de retroalimentación sensorial auditiva mediante conducción ósea para facilitar el desplazamiento de las personas con discapacidad visual en espacios urbanos.

1.2.2 Objetivos específicos

1. Determinar el transductor de conducción ósea a utilizar teniendo en cuenta parámetros electroacústicos del mismo, el tipo de material de acoplamiento a la cabeza que garantice un alto nivel de inteligibilidad para señales de voz emitidas por un SBC Raspberry Pi vía bluetooth y la implementación de las etapas de alimentación y amplificación que requiere el transductor de conducción ósea.
2. Diseñar y construir las etapas de acoplamiento de los transductores de conducción ósea al dispositivo SBC Raspberry Pi, para enviar los mensajes de alerta vía bluetooth y que estos transmitan la información sonora mediante conducción ósea al usuario.
3. Realizar una prueba piloto del sistema mediante pruebas de uso en una muestra de personas con discapacidad visual bajo condiciones de ruido controlado implementando tanto el SBC Raspberry Pi vía bluetooth como el sistema de retroalimentación auditiva mediante conducción ósea.

1.3 Justificación

En la actualidad, el número de personas con discapacidad visual en Colombia ha ido aumentando progresivamente, el estudio más reciente realizado por el Registro de Localización y Caracterización de Personas con Discapacidad a cargo del Ministerio de salud y protección social de Colombia en el año 2017, informa que en el país existen aproximadamente 176.000 personas con discapacidad visual y el lugar donde las personas con discapacidad en Colombia encuentran mayores barreras para su movilidad y actividades diarias son las calles (Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia, 2017). Las personas con discapacidad visual en Colombia son en su gran mayoría personas de bajos recursos que no pueden acceder a tratamientos médicos costosos según el ministerio de salud el 80% de las personas con discapacidad en Colombia pertenecen a los estratos socioeconómicos 1 y 2 (Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia, 2017). Por ende surge la necesidad de intervenir este problema social desde el programa de Ingeniería de Sonido de la universidad de San Buenaventura, mediante el presente proyecto cuya finalidad es transmitir a los usuarios mensajes de audio que alerten sobre información útil para cruzar semáforos en las calles de una ciudad mediante un dispositivo que implementa tecnología de conducción ósea con el fin de no generar ningún tipo de obstrucción en el canal auditivo externo de los usuarios y de esta manera evitar aislamientos del medio o contexto auditivo a su alrededor, hecho que podría desenlazar en un accidente de tránsito o el tropiezo con algún obstáculo que pueda afectar la integridad física de las personas con discapacidad visual.

Es muy importante que la ingeniería de sonido trabaje en conjunto con las ciencias de la salud, ya que se pueden lograr desarrollos de productos que respondan a las necesidades de las personas en condición de discapacidad visual. Es pertinente resaltar la labor del semillero de investigación “Discapacidad e ingeniería” de la universidad de San Buenaventura ya que se desarrollan múltiples proyectos investigativos que relacionan la ingeniería de Sonido con las ciencias de la salud. El impacto a gran escala del presente proyecto se verá en las personas con discapacidad visual en Colombia, que podrán acceder al sistema desarrollado y de esta manera mejorar su calidad de vida, ya que tendrán una independencia de terceros para cruzar un semáforo. Además, el costo del sistema está pensado para ser asequible a las personas de estratos 1 y 2 siendo mayoría dentro de la población en condición de discapacidad del país.

2. Marco de referencia

2.1 Antecedentes del problema

Las personas con discapacidad visual en Colombia tienen acceso a diferentes aplicaciones móviles como *Lazarillo*, *Lazzus*, *Microsoft Soundscape*, *GetThere*, entre otras, las cuales mediante el GPS del teléfono móvil permiten al usuario identificar lugares de interés cercanos a su ubicación dentro de la ciudad, como paradas de autobús, restaurantes, teatros, etc. Así como generar el trazo de una ruta para el usuario desde un punto a otro. Tales aplicaciones brindan la información por medio de mensajes sonoros, sin embargo, la mayoría de los usuarios utilizan audífonos convencionales para escuchar dichos mensajes y son pocos los usuarios que tienen acceso unos audífonos de conducción ósea.

En el mercado actual no existe hasta el momento un estándar definido para el diseño e implementación de un sistema de retroalimentación sensorial auditiva por conducción ósea para personas con discapacidad visual, así como los parámetros que se deben tener en cuenta a la hora de acoplarlo a la cabeza. Únicamente los fabricantes de dispositivos de reproducción por conducción ósea entregan las especificaciones básicas de los mismos como es el caso de la empresa Aftershoks que ha realizado prototipos para personas oyentes, enfocados en aplicaciones deportivas, sin embargo, el costo de estos dispositivos es alto y las especificaciones del transductor de conducción ósea no vienen detalladas a la hora de adquirir el producto, es decir su diseño está clasificado al público y se reservan las especificaciones para la compañía únicamente.

Investigadores de la armada de Estados Unidos en el estado de Maryland (Pollard, Tran, & Letowski, 2013) vieron la necesidad de investigar métodos de calibración de vibradores óseos más flexibles y centrados en la percepción sonora del ser humano, ya que los estándares existentes para este fin están orientados hacia el uso clínico y se centran en un solo modelo de calibración. Los estándares (American National Standard, 2018) se realizaron con un único modelo de transductor de conducción ósea (RadioEar B-71) y solo en dos ubicaciones del cráneo (frente y apófisis mastoides). Adicionalmente, los autores realizaron una comparación de las pruebas de calibración por percepción hechas por ellos mismos con un acoplador mecánico llamado mastoide artificial el cuál se usa en los estándares de calibración de equipos audiométricos y encontraron que, aunque el acoplador es un dispositivo útil para comparar la salida vibratoria de diferentes transductores óseos, sus resultados de respuesta en frecuencia no reflejan con precisión la experiencia perceptiva humana.

En el marco de esta investigación se buscaba implementar un procedimiento perceptivo para la calibración del transductor de conducción ósea (método balance de sonoridad), análogo a los métodos de campo libre para calibrar auriculares de conducción aérea (Ritcher & Brinkmann, 1976). El equipo de la armada realizó una prueba en seis individuos quienes escucharon ruido aleatorio por bandas de tercio de octava entre (125 Hz -12 500 Hz) alternando entre un transductor de conducción ósea y un altavoz, luego ajustaron el transductor de conducción ósea para que coincidiera con el volumen percibido del altavoz en cada frecuencia de prueba (Pollard, Tran, & Letowski, 2013). Para la prueba se implementaron dos modelos de transductores (RadioEar B-71 y el Oído SD02) y dos ubicaciones en el cráneo de cada participante (proceso mastoideo y cóndilo mandibular). Las principales conclusiones de esta investigación fueron en primer lugar, el método de calibración bajo condiciones de campo libre que implementaron satisface las necesidades de calibración de vibradores óseos para aplicaciones de comunicaciones. En segundo lugar, concluyeron que las curvas generadas por los sujetos humanos no estaban bien representadas por un acoplador mecánico estándar (mastoide artificial Brüel & Kjør 4930), dispositivo diseñado para imitar la impedancia del cráneo para un solo modelo de transductor en una única ubicación de cráneo. Las curvas generadas son datos perceptivos directos y, por lo tanto, pueden proporcionar una representación más precisa de la experiencia humana de las señales sonoras emitidas por conducción ósea. Por tanto, el método proporciona datos que representan directamente la experiencia perceptiva humana de la conducción ósea (Pollard, Tran, & Letowski, 2013).

Otro grupo de investigación (Margoglis & Popelka, 2014) realizó un trabajo en el cual se hizo un recuento histórico de los estudios desarrollados acerca de la conducción ósea, la audiología y los aportes más relevantes a estos campos. Así mismo realizaron una explicación de los tipos de transductores de conducción ósea existentes según su composición y funcionamiento físico (Margoglis & Popelka, 2014). Partiendo de los datos históricos recopilados observaron que se han creado dispositivos con el fin de realizar la calibración física de los transductores de conducción ósea. El objetivo principal de su investigación fue discutir los principios de operación de estos dispositivos de calibración, así como explicar detalladamente los métodos existentes para calibrar transductores de conducción ósea, dentro de los cuales se encuentran métodos psicoacústicos (Wilber & Goodhill, 1967); (Hood, 1979); (Studenbaker, 1967); (Barry & Vaughan, 1981), el método físico realizado con un mastoide artificial (American National Standard, 2018) y el método físico alternativo denominado AMBONE (Margoglis R. , y otros, 2013). Este es un dispositivo que acopla el vibrador óseo al micrófono de un medidor de nivel sonoro de una manera que produce mediciones altamente repetibles, los autores determinaron los niveles de presión acústica que

corresponden a los RETFL (Niveles de fuerza de umbral equivalentes de referencia) que son los niveles de fuerza correspondientes al umbral de audición normal para las frecuencias audiométricas cuando se midieron con el mastoide artificial (Margoglis & Popelka, 2014).

En otro trabajo (Estados Unidos Patente nº US 8,965,012 B1, 2015) se implementó un sistema de detección inteligente que realizaba la retroalimentación de los mensajes mediante conducción ósea. Aquí, se utilizó un transceptor de conducción ósea (Un dispositivo que dentro de sí mismo tiene un transmisor y un receptor de señal) el cuál incluía un resorte de metal, un yunque, una base y al menos un sensor. El resorte de metal tiene dos extremos. El yunque está sobre una superficie superior del resorte metálico y está configurado para moverse junto con el resorte en función de una señal de entrada. La base tiene contacto con una superficie inferior del resorte de metal y soporta al menos un extremo del resorte de metal. Al menos un sensor está dispuesto para generar datos con respecto a una o más característica del transceptor de conducción ósea. También utilizaron un método por el cual mediante un dispositivo informático recibe datos en un rango predeterminado de frecuencias adecuadas para el transceptor de conducción ósea. Al menos parte del transceptor de conducción ósea está configurado para vibrar en función de la señal. El dispositivo de comunicación genera la señal y la comunica con el transceptor de conducción ósea para que pueda ser reproducida. Por otro lado, implementan otro dispositivo el cual incluye un procesador y un medio de almacenamiento para una computadora. Dicho medio de almacenamiento está dispuesto para guardar instrucciones que tras la ejecución por el procesador, hacen que el dispositivo informático realice las siguientes funciones: (a) Recibir datos en un rango predeterminado de frecuencias para un transceptor de conducción ósea ; (b) Determinar una característica de señal para una señal basada en los datos, donde al menos parte del transceptor de conducción ósea está configurado para vibrar en función de dicha señal; (c) Generar la señal en función de una característica previamente determinada; (d) Comunicar la señal generada al transceptor de conducción ósea. (Estados Unidos Patente nº US 8,965,012 B1, 2015).

Otro aporte relevante fue realizado por unos investigadores de la ARL (Army Research Laboratory por sus siglas en inglés) de Estados Unidos (McBride, Letowski, & Tran, 2005), cuyo objetivo principal fue medir y comparar la detección de las señales recibidas a través de los vibradores de conducción ósea en diferentes puntos del cráneo del oyente. Dado que la cabeza humana es un sistema mecánico complejo con muchos modos de vibración y propiedades mecánicas no uniformes, la ubicación en la cabeza a la que se transmiten las señales puede afectar la capacidad de los oyentes

para detectar y reconocer las señales y adicional a esto la atenuación transcraneal genera oposición a la radiación de energía en algunos puntos de la cabeza más que en otros, así como en la variación de la frecuencia de los estímulos sonoros (Stenfelt, 2012). Los autores crearon un mapeo físico de la cabeza que identifica el nivel de detectabilidad de tonos puros de las señales recibidas a través de dispositivos de conducción ósea ubicados en diversos lugares de la cabeza humana. Adicionalmente, se compararon esos resultados con datos de detectabilidad para varias señales complejas. Las implicaciones prácticas de este esfuerzo fueron identificar puntos de contacto favorables y desfavorables en la cabeza para la colocación de dispositivos mecánicos utilizados para recibir transmisiones de radio a través de la conducción ósea. Adicionalmente, emplearon un sensor de fuerza estática para medir y monitorear la fuerza estática aplicada al cráneo por el vibrador y así lograr mantener la repetitividad de la excitación mecánica provista por el vibrador en varias ubicaciones en la cabeza. (McBride, Letowski, & Tran, 2005).

2.2 Marco conceptual

2.2.1 Audición por conducción ósea

Suele considerarse que la transmisión del sonido se puede dar únicamente por vía aérea, sin embargo, existen muchos otros tipos de vías de transmisión por el cual el sonido puede transmitirse. Debido al alcance de este trabajo de grado es necesario tener conocimiento y poder analizar ciertas metodologías, criterios y conceptos referentes a la transmisión del sonido por vía ósea; es necesario tener en cuenta que esta transmisión de sonido se da por medio de vibraciones a través de los huesos, tejidos y fluidos que conforman el cráneo humano, haciendo vibrar de manera directa el oído interno, esto hace que las células ciliadas realicen el proceso de transducción de aceleración a impulsos eléctricos que luego son interpretados como sensaciones auditivas por el cerebro. (Henry & Letowski, 2007). Sin embargo, y aunque las vibraciones tengan distintas magnitudes en diferentes puntos del cráneo, son transmitidas hacia otras partes como el conjunto de huesecillos del oído medio llamados osículos, de manera que se transmite la vibración directamente al tímpano.

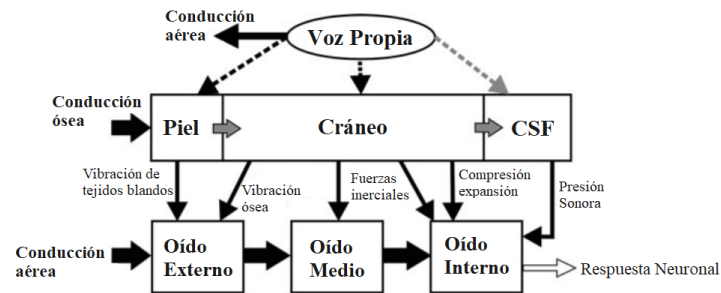
La primera teoría moderna respecto a la audición mediante conducción ósea fue descrita por (Herzog & Krainz, 1926) quienes propusieron que la audición a través de la conducción ósea es un efecto combinado de dos fenómenos: el primero que es el movimiento relativo de los osículos del oído medio causado por las vibraciones de la cabeza, y el segundo las ondas de compresión en la cóclea resultantes de la transmisión de vibraciones a través del cráneo. En el artículo de (Tonndorf J. , Bone conduction Stuiies in Experimental Animals, 1966) se extiende este trabajo, al excitar el cráneo

mediante vibraciones se genera una estimulación mecánica directa en el oído medio e interno y esto genera una percepción sonora de dicho estímulo mecánico y dependiendo de la dirección de la excitación el estribo permanece estable o vibra con algún retraso temporal debido a su inercia. Las vibraciones del cráneo provenientes de varias direcciones hacen vibrar los fluidos de la cóclea, lo cual produce impulsos neuronales que se interpretan como sonido (Henry & Letowski, 2007). El desacople de impedancias que existe entre el cráneo y el aire hace que las ondas sonoras que inciden en el cráneo sean insignificantes comparadas con las ondas que inciden directamente al canal auditivo externo en situaciones de estimulación indirecta. Es importante tener presente que no todas las vibraciones censadas mediante la piel u otras partes del cuerpo producen necesariamente un estímulo auditivo, algunas, por ejemplo, pueden ser mecánicamente absorbidas por el cuerpo e impedir que estas lleguen con suficiente intensidad al sistema auditivo (haciéndolas imperceptibles). Algunas vibraciones y señales eléctricas pueden llegar a excitar las células cerebrales y terminaciones nerviosas directamente en el cerebro humano (actividad eléctrica dentro de una célula) o indirectamente (Mediante vibraciones óseas), causando sensaciones auditivas. La naturaleza de estos fenómenos no se conoce bien, y se clasifican actualmente como casos especiales de transmisión de sonido. (Henry & Letowski, 2007).

2.2.2 Percepción Sonora Mediante Conducción Ósea

Se han propuesto varias teorías sobre cómo las vibraciones en el cráneo resultan finalmente en una percepción auditiva. La literatura reciente ha presentado cinco componentes importantes para la percepción del sonido tanto por conducción aérea como por conducción ósea en oídos normales y deficientes (Stenfelt , 2013). En la **Figura 2-1** se evidencia un modelo descrito por la literatura moderna sobre las diferentes vías por las cuales se perciben por conducción ósea los sonidos emitidos mediante la voz del propio individuo. Un sonido por conducción ósea produce vibraciones del cráneo y genera una presión sonora en el interior del cráneo. La vibración de la piel y el hueso también produce una presión sonora en el canal auditivo, mientras que las fuerzas de inercia causan una vibración relativa entre los osículos. El sonido se transmite al oído interno desde el oído externo y medio, pero también directamente a través de las fuerzas de inercia que actúan en los fluidos cocleares, a través de la compresión y expansión del espacio coclear y, en cierta medida, a través de la transmisión de la presión sonora desde el interior del cráneo (Stenfelt , 2013).

Figura 2-1: Modelo descrito por (Stenfelt , 2013) acerca de las diferentes vías por las cuales se perciben por conducción ósea los sonidos emitidos mediante la voz del propio individuo



Fuente: (Stenfelt , 2013)

Oído Externo

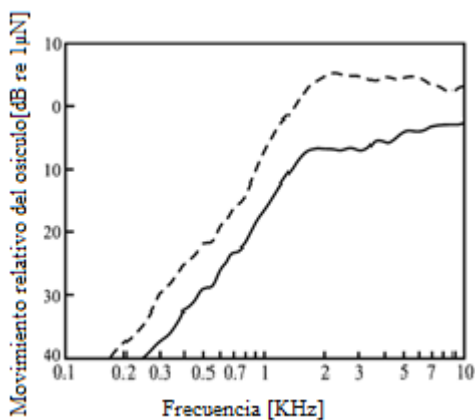
El canal auditivo humano tiene una profundidad aproximada de 30 a 35 milímetros; la mitad está rodeada de cartílago y la otra mitad por hueso (Henry & Letowski, 2007). Durante la estimulación por conducción ósea, se produce una presión sonora en el canal auditivo, principalmente debido a los movimientos de las paredes del canal auditivo óseo y cartilaginoso. Esta presión sonora se transmite luego a través de la cadena del tímpano y del osículo a la cóclea de forma similar al sonido por conducción aérea. Debido a que el canal auditivo es fácilmente accesible, se han realizado varios experimentos con este. Los autores (Stenfelt, Wild, Hato, & Goode, 2003) sugirieron que la parte cartilaginosa del canal auditivo contribuye más a sonidos de baja frecuencia que la parte ósea del canal auditivo mientras que la parte ósea contribuye más en frecuencias altas. Una forma de explicar la importancia de la presión sonora en el canal auditivo para la percepción de conducción ósea es comparar la presión sonora del canal auditivo mediante un estímulo sonoro tanto por conducción aérea como ósea. Para lograr el resultado en un oído normal, dicha comparación debe hacerse con un canal auditivo abierto. Este método fue probado, y se encontró una mayor presión sonora con el estímulo por conducción aérea que con el estímulo por conducción ósea en frecuencias superiores a 500 Hz, lo que indica que la presión sonora del canal auditivo no es la vía más importante para la percepción del sonido por conducción ósea en frecuencias altas (Huizing, 1960).

Oído Medio

El oído medio puede contribuir a la percepción del sonido por conducción ósea principalmente por dos componentes: inercia osicular y presión sonora en la cavidad del oído medio. Este último se considera insignificante porque la presión sonora del oído medio medida en los huesos temporales

humanos sellados no indicó ningún nivel de presión sonora significativo durante la estimulación por conducción ósea (Stenfelt, Hato, & Goode, 2002). El efecto de inercia oscilar se basa en la masa de los osículos suspendidos por ligamentos y tendones en la cavidad del oído medio que producen fuerzas inerciales cuando el hueso del cráneo vibra durante la estimulación por conducción ósea. Este efecto es menor a bajas frecuencias, en el que la rigidez de los ligamentos suspensorios obliga a los osículos a moverse en fase con los huesos que lo rodean, mientras que los osículos se desacoplan mecánicamente del hueso del cráneo a frecuencias más altas, lo que da lugar a un gran movimiento relativo entre los osículos y hueso del cráneo (Stenfelt, 2013). Este comportamiento se muestra en la **Figura 2-2** para muestras de hueso temporal donde el movimiento relativo entre los huesecillos y el cráneo aumenta en 40 dB/década con referencia de $1\mu\text{N}$ en frecuencias por debajo de la frecuencia de resonancia que fue de aproximadamente 1500 Hz para ambos, por encima de esta, el movimiento relativo se aplana: se mantiene entre 5 y 10 dB (re $1\mu\text{N}$) con respecto al movimiento óseo para el umbo y de -5 a 0 dB (re $1\mu\text{N}$) con respecto al movimiento del hueso para el estribo. En la **Figura 2-2** se muestra el movimiento relativo entre la placa del estribo y el hueso protuberante (línea continua), también se muestra el movimiento relativo entre el martillo - umbo y el hueso protuberante (línea discontinua) en muestras de hueso temporal, el estímulo está en línea con los osículos. Los resultados son promedios de la evaluación en 26 individuos (Stenfelt, Hato, & Goode, 2002); (Homma, Du, Shimizu, & Puria, 2009).

Figura 2-2: Resultados promediados en dB (re. $1\mu\text{N}$) de las pruebas del movimiento relativo entre la placa del estribo y el hueso protuberante (línea continua), y entre el martillo-umbo con el hueso protuberante (línea discontinua) en muestras de hueso temporal.



Fuente: (Stenfelt, Hato, & Goode, 2002)

Como resultado de este estudio (Stenfelt, Hato, & Goode, 2002) se encontró que la frecuencia de resonancia era de 1500 a 1700 Hz tanto para el martillo-umbo (Siendo el umbo el área ligeramente convexa en el centro de la superficie exterior del tímpano, donde el martillo se adhiere a su superficie interna (Collins Dictionary, 2018)) como para la placa del estribo. Cuando se compara el movimiento del osículo en niveles de umbral de audición por conducción ósea y aérea, la vibración de los osículos es aproximadamente 10 dB (re 1 μ N) por debajo de otros contribuyentes para el sonido por conducción ósea en frecuencias por debajo de la frecuencia de resonancia. Ese análisis también indicó que los osículos pueden contribuir a la percepción de conducción ósea en la frecuencia de resonancia y hasta aproximadamente 3000 Hz.

Cóclea

En audiología, los umbrales de conducción ósea se comparan con los umbrales de conducción aérea para diagnosticar una deficiencia conductiva. Esto se basa en la noción de que los umbrales de conducción ósea no se ven afectados considerablemente por el deterioro en el oído externo o medio mientras que los umbrales de conducción aérea se ven afectados de manera más significativa. Es decir que, aunque el oído medio o el oído externo están involucrados en la percepción sonora por conducción ósea, hay muy poco efecto sobre la sensibilidad en la misma. En consecuencia, la estimulación por conducción ósea de la cóclea se observa como la parte dominante en la percepción del sonido por conducción ósea. Las principales teorías son la compresión, la inercia, la teoría de la tercera ventana y la transmisión de presión dinámica (Stenfelt , 2013). A continuación, se presenta un resumen de las principales teorías que describen la estimulación de la cóclea por conducción ósea:

Compresión

Debido al movimiento ondulatorio en el hueso del cráneo, el hueso mismo se comprime y se expande. Dicha deformación fuerza el desplazamiento de los fluidos del oído interno y crea una presión de sonido en la cóclea. Esta técnica también es conocida como "alteración del espacio coclear" porque se basa en la idea de que el fluido es incompresible durante la fase de expansión y compresión del espacio coclear. Durante la fase de compresión, el espacio se reduce y el exceso de fluido se desplaza en las ventanas oval y redonda compatible. La ventana redonda es más compatible (tiene menor impedancia) que la ventana oval y puede desplazar más volumen, forzando el fluido desde la escala vestibular hacia la escala timpánica, excitando la membrana basilar en el proceso (Stenfelt , 2013). Durante la expansión del espacio coclear el proceso es todo lo contrario. La importancia de este modo de percepción de conducción ósea es discutible y hay hallazgos clínicos

con obstrucción de las ventanas cocleares y su reapertura (fenestración), lo que indica que no es importante en las frecuencias más bajas (Stenfelt , 2013). Además, la cóclea está enrollada y sus dimensiones en el hueso pueden aproximarse a las de una esfera con un diámetro de 10 milímetros. Si el límite para la respuesta de compresión efectiva se establece en una longitud de onda que es menos de 10 veces el tamaño de la cóclea, la frecuencia más baja para una respuesta de compresión efectiva de la cóclea sería de 4000Hz (Stenfelt , 2013).

Inercia

Al igual que los osículos del oído medio, las fuerzas inerciales también actúan sobre el líquido coclear durante la vibración de la cóclea. El resultado de tales fuerzas es un gradiente de presión a través de la membrana basilar. En consecuencia, cuanto mayor es este gradiente de presión, más eficiente es la inercia del fluido como contribuyente para el sonido emitido por conducción ósea. Si el fluido se considera incompresible, el flujo del fluido requeriría una entrada compatible y una salida compatible, una a cada lado de la membrana basilar (Stenfelt , 2013). En el oído sano las ventanas ovalada y redonda logran esto. Sin embargo, la percepción del sonido por conducción ósea no se ve afectado por alguna obstrucción, por ejemplo, la ventana oval en la otosclerosis. Esto todavía puede explicarse como una respuesta inercial en la cóclea debido a otras vías compatibles, conocidas colectivamente como la "tercera ventana". Esto significa que mientras exista un gradiente de presión entre las dos escalas, habrá un flujo del fluido que actuará sobre la membrana basilar y dará como resultado una onda viajera (Stenfelt , 2013).

Debido a que la respuesta de la conducción ósea no se ve afectada significativamente a bajas frecuencias con la eliminación de los componentes del oído externo y medio, la respuesta podría deberse directamente a la cóclea. Además, es poco probable que la compresión a bajas frecuencias sea un factor importante (Hudde , 2005); (Stenfelt & Goode, 2005)), lo que indica que la inercia del fluido es probablemente el factor más importante para la percepción por conducción ósea en frecuencias por debajo de 4000 o 5000 Hz (Stenfelt & Goode, 2005); (Taschke & Hudde, 2006); (Kim, Homma, & Puria, 2011). Sin embargo, puede ser menos importante en frecuencias más altas.

Teoría de la Tercera Ventana

Las principales vías compatibles del oído interno son las ventanas ovaladas y redondas. Pero además de estas, hay varias otras vías compatibles que pueden servir como entradas y salidas para el movimiento de fluidos. Estos incluyen los acueductos cocleares y vestibulares, así como las fibras

nerviosas, vasos sanguíneos y micro canales que entran en la cóclea. Además, la compliancia del propio fluido y el hueso que encapsula la cóclea produce una compliancia general para el desplazamiento del fluido (Stenfelt , 2013). Estas estructuras proporcionan una ruta compatible combinada conocida colectivamente como la tercera ventana. Este camino compatible facilita dos modos de excitación posibles para el sonido por conducción ósea. Uno es el desplazamiento del fluido debido a las fuerzas de inercia del mismo (Inercia). El otro es al proporcionar un canal para la transmisión de la presión acústica desde el espacio craneal a la cóclea (Transmisión de presión dinámica) (Stenfelt , 2013). Para la transmisión de sonido por conducción aérea en la cóclea, los desplazamientos de volumen en las ventanas ovales y redondas son iguales pero con distintas fases (Stenfelt , 2013); (Stenfelt, Hato, & Goode, 2004). Sin embargo, esto no se encontró cuando la estimulación es por conducción ósea, donde el desplazamiento de volumen entre las dos ventanas puede diferir en hasta 10 dB HL (Stenfelt, Hato, & Goode, 2004). Esto indica que el líquido en la cóclea se desplaza en lugares distintos a las ventanas ovaladas y redondas durante la estimulación por conducción ósea, es decir el espacio coclear se deforma y se “exprime”. Sin embargo, se observa la diferencia de desplazamiento de volumen en la ventana oval y redonda tanto en frecuencias bajas como altas. Debido a que no se cree que la alteración del espacio coclear esté presente en frecuencias más bajas debido a la naturaleza de la transmisión de ondas en el hueso del cráneo a estas frecuencias, el efecto de la tercera ventana se considera importante para el sonido por conducción ósea y no por conducción aérea. (Stenfelt , 2013)

Transmisión de Presión Dinámica

Recientemente se ha demostrado que se puede evocar una percepción del sonido en la cóclea con estimulación en el cuerpo sin afectar al hueso del cráneo, por ejemplo, aplicando un estímulo de vibración al ojo (Perez, Adelman, & Sohmer, 2011). Se supone que este tipo de transmisión de tejidos blandos se basa en la transmisión de la presión sonora desde el líquido cefalorraquídeo a través de vías compatibles con la cóclea (Sohmer, Freeman, Geal-Dor, Adelman, & Savion, 2000). Sin embargo, no se aclara cómo se produce esta transmisión de presión sonora. Además, varios hallazgos clínicos, como el cambio de sensibilidad de conducción ósea debido a una dehiscencia (Abertura espontánea de una parte o de un órgano que se había suturado durante una intervención quirúrgica) del canal semicircular, indican que este modo no es el más importante para la percepción del sonido por conducción ósea. Además, las similitudes entre el patrón de vibración coclear y la percepción sonora por conducción ósea sugieren que la vibración de la cóclea en sí misma es responsable de la percepción del sonido por conducción ósea (Stenfelt, 2012).

2.2.3 Anatomía del cráneo

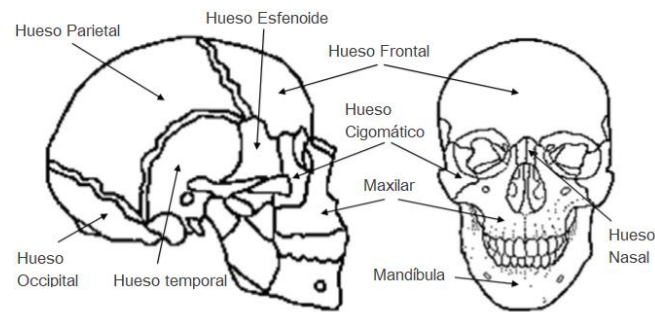
De acuerdo con estudios y cálculos realizados al cráneo, se determinó que su sistema completo de huesos puede caracterizarse mecánicamente con valores promedio de densidad ($\rho = 1412 \text{ Kg/m}^3$), Módulo de Young ($E = 6.5 \times 10^9 \text{ N/m}^2$), razón de Poisson ($\nu = 0.22$), y una masa de (3.5Kg) (con vida) (Evans & Lebow, 1951) (Sauren & Classens, 1993). El módulo de Young (E) se refiere a la rigidez de un cuerpo elástico y caracteriza la elasticidad longitudinal de los huesos. Es una relación de tensión aplicada (presión) al cambio relativo de la forma de un cuerpo elástico en la dirección de una fuerza de actuación (Henry & Letowski, 2007). La relación de Poission (ν) es otra medida de elasticidad, esta es la relación entre la contracción transversal y la extensión longitudinal del material en la dirección de la fuerza de estiramiento (Henry & Letowski, 2007). El cráneo está formado por ocho huesos conectados por vetas fibrosas llamadas suturas, cuatro huesos craneales son singulares y dos vienen en pares (izquierdo y derecho), todos estos huesos adoptan la forma de placas curvas con espesores de aproximadamente 0,5 cm (Henry & Letowski, 2007). Además, algunos huesos pequeños irregulares y aislados, llamados huesos suturales pueden aparecer en los huecos de relleno de la estructura craneal. Los huesos suturales tienden a ser simétricamente similares en los dos lados del cráneo, y varían en tamaño. Hay catorce huesos faciales en el cráneo humano. Todos los huesos del cráneo, con la excepción de los huesos del oído medio y los huesos suturales, aparecen en la **Tabla 2-1** y la estructura básica del cráneo humano se muestra en la **Figura 2-3**.

Tabla 2-1: Huesos craneales y faciales de la cabeza humana.

Huesos Craneales		Huesos Faciales	
Individual	Emparejado	Individual	Emparejado
Hueso frontal	Hueso parietal	Mandíbula	Maxilar
Hueso occipital	Hueso temporal	Hueso vómer	Hueso palatino
Hueso esfenoidal			Hueso cigomático
Hueso etmoidal			Hueso nasal
			Hueso lacrimal
			Concha nasal

Fuente: (Henry & Letowski, 2007).

Figura 2-3: Organización general del conjunto de huesos que conforman el cráneo humano



Fuente: (Howell, Williams, & Dix, 1988)

Como se muestra en la **Figura 2-3**, hay cinco grandes huesos craneales que dominan la conducción ósea: occipital, dos frontales y dos parietales. Estos huesos se fusionan junto a las suturas metópica, coronales, sagital y lambdoidea. La masa media de la cabeza de un ser humano vivo es de unos 3,5 Kg. La distancia media en línea recta más corta entre las mastoides es generalmente de 14 a 16 centímetros y la circunferencia correspondiente medida apenas sobre la línea de la nuca es cercana a los 22 a 25 centímetros. La línea de la nuca es la línea que pasa a través de un chichón en la parte posterior del cráneo llamada la protuberancia occipital externa. La distancia del mastoide a la cóclea más cercana es de aproximadamente 3 cm (Henry & Letowski, 2007).

La estructura de la cabeza humana incluye el hueso del cráneo, cartílago y varios tipos de tejido y fluidos cerebrales. Todos estos elementos participan en la transmisión de un estímulo auditivo externo a la cóclea a través de la conducción ósea (Henry & Letowski, 2007). Las densidades de los componentes de la estructura de la cabeza y las respectivas velocidades de sonido a través de ellos se enumeran en la **Tabla 2-2**. Las propiedades del aire y el agua se agregan a la tabla para compararlas con los demás materiales.

Tabla 2-2: Materiales de los componentes de la cabeza humana con sus respectivas densidades y velocidades de transmisión del sonido

Material	Velocidad del sonido (m/s)	Densidad (Kg/m³)
Aire	340	1.2
Agua	1500	1000
Tejidos Blandos	1520 ~ 1580	980 ~ 1010
Tejidos a base de lípidos	1400 ~ 1490	920 ~ 940
Tejidos a base de colágeno	1600 ~ 1700	1020 ~ 1100
Humor acuoso	1002 ~ 1006	1500
Humor vítreo	1090	1530
Sangre	1580	1040 ~ 1090
Cerebro – Materia gris	1532 ~ 1550	1039
Cerebro - Materia blanca		1043
Cráneo – Paredes interiores y exteriores compactas	2600 ~ 3100	1900
Cráneo – Dipolo esponjoso	2200 ~ 2500	1000

Fuente: (O'Brien & Liu, 2005)

La velocidad del sonido en el tejido, la sangre y la materia cerebral es aproximadamente cuatro veces mayor que la velocidad en el aire y la velocidad del sonido en los huesos del cráneo es aproximadamente siete veces mayor que en el aire (Henry & Letowski, 2007).

2.2.4 Modos de vibración del cráneo

Existen dos modos de vibración principales en el cráneo humano que se desarrollan a frecuencias altas y bajas, estos se llaman modo inercial, en el cual el cráneo entero vibra como una sola estructura haciendo un movimiento armónico en la dirección del vector fuerza, y el modo de compresión, en el cual el cráneo se divide en cierto número de partes que vibran en direcciones opuestas, creando movimientos pulsantes de la estructura ósea (Henry & Letowski, 2007). Los modos inerciales de la vibración del cráneo pueden afectar también las estructuras del oído medio, dando como resultado dos mecanismos reales de conducción ósea inercial: el mecanismo de inercia del oído interno y el mecanismo de inercia del oído medio; en el primero, las vibraciones del cráneo se transmiten directamente al oído interno a través de las vibraciones del hueso temporal que rodea el oído (vías

óseas), mientras que en el segundo, se generan movimientos relativos de la cadena osicular en el oído medio (martillo, yunque y estribo) debido a las diferencias en la inercia de los huesos individuales (vías óseo timpánicas) (Henry & Letowski, 2007). El mecanismo del oído interno inercial depende de la inercia de los fluidos cocleares en respuesta a la vibración de las paredes óseas circundantes. Según (Békésy, 1932) y (Tonndorf J. , 1966), las vibraciones de traslación de baja frecuencia de todo el cráneo se transfieren a la cóclea, donde las paredes cocleares se mueven con respecto a los fluidos cocleares debido a la inercia del fluido. La cóclea también se mueve con respecto a la posición del estribo, que tiene su propia inercia, mientras que la membrana de la ventana redonda se mueve junto con la cóclea. Todos estos movimientos relativos dan como resultado el cambio de fase entre los movimientos de las ventanas ovaladas y redondas y el movimiento de los líquidos cocleares que desplazan y excitan la membrana basilar.

Las vibraciones traslacionales (inerciales) de baja frecuencia de la cabeza humana causadas por la estimulación de la frente parecen ser las más fuertes en el plano medial (vertical) con muy poco desplazamiento en la dirección lateral (horizontal). De manera similar, el mecanismo de inercia del oído es el más fuerte en la dirección lateral cuando el eje de vibración coincide con el eje de la posición de la cóclea. Esta respuesta es incluso más fuerte que la respuesta del plano mediano observada en la estimulación de la frente. Por lo tanto, la colocación lateral de un vibrador óseo en la apófisis mastoides es un sitio de estimulación eficaz para una cóclea saludable (Henry & Letowski, 2007). (Guild, 1936) Dedujo que el camino óseo que conectaba la parte media de la pared posterior del canal auditivo externo con la cara lateral del canal semicircular horizontal es el camino inercial más importante del hueso temporal a los líquidos del oído interno. Esta vía conduce a través del hueso poroso que rodea la parte medial del canal auditivo externo y de la pared posterior (apófisis mastoides) de la cavidad del oído medio que consiste en unas pequeñas prolongaciones óseas entrecruzadas que forman una malla ósea llamadas trabéculas rellenas de médula ósea y células de aire mastoideas.

Las vibraciones del hueso temporal que rodea la cavidad del oído medio no solo se transmiten a las paredes óseas de la cóclea, sino que también causan desplazamientos inerciales de los huesos osiculares de manera similar a los causados por los desplazamientos de la membrana timpánica por los sonidos conducidos por vía aérea (Henry & Letowski, 2007). Cuando los huesos del cráneo vibran como un todo, la vibración de los osículos en el oído medio se retrasa debido a la inercia causada por la suspensión generada por ligamentos elásticos. La contribución del oído medio al sonido transmitido por vía ósea es la más grande cuando la fuerza (vibradora) está operando en el plano horizontal a lo largo del eje lateral de la cabeza (Bárány, 1938); (Stenfelt & Goode, 2005).

Dado que el modo inercial de la vibración del cráneo funciona más eficientemente en rangos de frecuencia inferiores a 800 Hz, el movimiento inercial de los osículos debería ser el mayor contribuyente a la transmisión por conducción ósea de los sonidos de baja frecuencia (Hirsh, 1952); (Fournier, 1954); (Carhart R. , 1962). El sistema mecánico del oído es un sistema resonante con una frecuencia de resonancia entre 800 y 1200 Hz (Kelly & Prendergast, 2001), (Moller, 1961). El modo compresional de la vibración del cráneo se debe primordialmente a la acción de los mecanismos de conducción ósea del oído interno y externo. Estos mecanismos son: el mecanismo compresional del oído interno (vías óseas) y el mecanismo compresional del oído externo (mecanismo osetimpánico) por el cual las vibraciones de la porción ósea del canal auditivo externo se irradian de nuevo al oído interno a través de la vía aérea. El mecanismo descrito anteriormente es el resultado de las diferencias entre los volúmenes del fluido (llamado perilinfa) que se encuentra tanto en la escala timpánica como en la vestibular, y además opera en fase con el primer mecanismo (Stenfelt, 1999). La escala vestibular y la timpánica tienen volúmenes relativos entre 22 y 29 mm³ (Salt, 1996).

En el mecanismo compresional del oído interno (vías óseas) las vibraciones compresionales de los huesos temporales mueven los fluidos cocleares dentro de sus cámaras; es el resultado de la compresión y expansión alternas de la coraza o cubierta coclear en sincronía con las polaridades positivas y negativas de las ondas sonoras incidentes. (Tonndorf J. , 1966) Consideró este mecanismo como la suma de dos mecanismos en lugar de uno, ambos mecanismos resultan del hecho de que el fluido coclear (perilinfa) es incompresible y debe ceder bajo la influencia de los movimientos opuestos de la coraza o cáscara coclear. Debido a que el fluido coclear es incompresible, las compresiones y expansiones alternas de la cáscara coclear deben producir movimientos desfasados de 180 grados de las membranas ovaladas y redondas de la ventana para acomodar los cambios de presión del fluido. La ventana redonda se desplaza en mayor grado que la ventana oval debido a que la movilidad de la ventana oval está limitada por la presencia de la placa del estribo. La relación asimétrica entre las ventanas oval y redonda es aproximadamente 1:5, mientras que la ventana redonda es más compatible que la ventana oval (Kirikae, 1959). Esta asimetría provoca el movimiento de fluido dentro de la cóclea y crea diferencias de presión momentáneas en los medios de la escala que después son percibidas por la membrana basilar y las células ciliares para finalmente ser interpretadas como sonido por el cerebro.

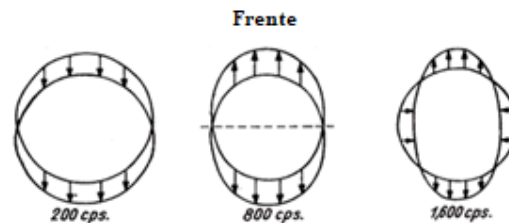
2.2.4 Resonancias de la cabeza

Las frecuencias específicas de las ondas estacionarias están determinadas por las dimensiones del objeto que vibra. Estas frecuencias se denominan frecuencias naturales o frecuencias de resonancia del objeto (Henry & Letowski, 2007). La resonancia es una oscilación (vibración) de una gran amplitud de cualquier sistema u objeto excitado por una fuerza periódica cuya frecuencia es igual o muy cercana a la frecuencia natural del sistema u objeto. “El fenómeno opuesto a la resonancia se llama antiresonancia la cual se da cuando la impedancia de un sistema se aproxima al infinito y cualquier cambio en la frecuencia de estimulación resulta en una respuesta incrementada del sistema” (Henry & Letowski, 2007). La frecuencia que caracteriza la antiresonancia del sistema se denomina frecuencia de antiresonancia (notch o muesca) (Henry & Letowski, 2007).

Dependiendo de la frecuencia de excitación, una señal transmitida a través de la cabeza hace vibrar el cráneo como un todo (modo inercial) o como un sistema de partes (modos compresionales). A frecuencias bajas el sistema completo vibra como un único cuerpo rígido en la dirección de la fuerza aplicada, esto se debe a que la longitud de onda para frecuencias bajas es grande comparada con la longitud de onda para frecuencias altas a las cuales el sistema se comporta como si se encontrara en un recinto bajo ciertas condiciones de frontera; la onda mecánica progresiva se mueve de manera continua a través de la cabeza hasta que encuentra otra onda o un límite con otra parte de la cabeza. Cuando dos ondas sonoras o bien una onda y su reflexión desde un límite medio tienen ciertas relaciones de frecuencia y fase, las dos ondas pueden llegar a cancelarse o reforzarse en diferentes lugares del espacio de tal forma que la onda resultante se ve como una onda sinusoidal que no se mueve, sino que está quieta en su posición. Dicha onda se denomina onda estacionaria y se caracteriza por nodos igualmente distribuidos (sin vibración) y antinodos (vibraciones máximas). Las ondas estacionarias tienen amplitudes mucho más grandes que las de las ondas contribuyentes debido a las acciones sinérgicas (Henry & Letowski, 2007). Las frecuencias específicas de las ondas estacionarias están determinadas por las dimensiones del objeto que vibra. Estas frecuencias se llaman frecuencias naturales o frecuencias de resonancia del objeto (Békésy, Zur Theorie des Hörens bei der Schallaufnahme durch Knochenleitung., 1932); (Békésy & Rosenblith, 1951). “El modo de vibración del cráneo cambia aproximadamente a 600 Hz. Por lo tanto, por encima de 600 Hz, el cráneo ya no se puede considerar como un solo objeto vibratorio (sistema agrupado) sino como un sistema de pequeñas masas conectadas entre sí por uniones elásticas (sistema distribuido (Henry & Letowski, 2007). Las diferentes partes del cráneo tienen diferentes frecuencias de resonancia y vibran con diferentes amplitudes y fases, dependiendo de la frecuencia de la señal. (Békésy, 1932) Identificó la primera resonancia natural (compresional) de la cabeza en torno a 800 Hz. En este modo

de vibración, la cabeza vibra como un dipolo orientado hacia adelante y hacia atrás (sistema bidireccional). Por encima de 800 Hz, el modo compresional unidireccional cambia gradualmente al segundo modo compresional donde la cabeza comienza a vibrar como dos pares de elementos fuera de fase que se mueven a lo largo de los ejes medio y lateral de manera que el cráneo se alarga y ensancha intercaladamente. La segunda resonancia natural correspondiente a este modo de vibración fue obtenida por (Békésy, 1932) alrededor de los 1600 Hz. En la **Figura 2-4** se puede apreciar cómo son los movimientos que generan ciertas vibraciones al aplicarse sobre la frente del cráneo humano. De acuerdo con los diferentes estudios que analizan los modos de vibración del cráneo para diferentes frecuencias de excitación, se puede inferir que el cráneo tiene dos modos de vibración dominantes en 800 a 1000 Hz cuando se trata del modo compresional y de 1500 a 1600 Hz para el modo inercial. De igual manera, también existen fuertes anti-resonancias en frecuencias bajas (modo inercial) que oscilan entre el rango de 150 a 400 Hz (Häkansson, Carlsson, & Tjellström, 1986); (Stenfelt & Goode, 2005). Esta anti-resonancia se atribuye al acople entre la Cabeza y el vibrador. La frecuencia de anti-resonancia está definida por el máximo de la impedancia mecánica de la estructura de la cabeza (Henry & Letowski, 2007).

Figura 2-4: Desplazamiento del cráneo en el plano horizontal para diferentes frecuencias cuando se posiciona un vibrador en la frente (Ciclos por segundo).



Fuente: (Békésy, 1932)

2.2.5 Impedancia mecánica de la cabeza

La impedancia mecánica (en un punto) de la cabeza humana (Z) es la relación de la magnitud de la fuerza aplicada (F) a un solo punto en la cabeza dividida por la velocidad resultante (v) de la estructura de la cabeza en el punto de estimulación, como se muestra en (Henry & Letowski, 2007)

$$Z = \frac{F}{v} \quad (2-1)$$

La impedancia mecánica de un objeto representa su oposición total a las fuerzas externas que actúan sobre él. Cuanto mayor es la impedancia, más difícil es mover o deformar el sistema. En los sistemas mecánicos, la impedancia total del sistema depende de la fricción, la masa (inercia) y la rigidez de sus elementos y su entorno. Para transferir energía de manera eficiente desde un sistema a otro, las impedancias de ambos sistemas deben coincidir. Si no lo hacen, la fuente de poder está gastando mucha energía y transfiriendo muy poca (transferencia de alta a baja impedancia) o no puede generar mucha energía, aunque casi toda la energía generada se transfiere eficientemente (transferencia de baja a alta impedancia) (Henry & Letowski, 2007).

Cuando una onda sonora o un vibrador mecánico ejercen una fuerza sobre la cabeza humana, necesita superar la oposición que ejerce la cabeza a la transferencia de energía causada por su impedancia. Varios investigadores han intentado medir la impedancia del cráneo con y sin la piel presente (Corliss & Koidan, 1955); (Franke, 1956); (Flottorp & Solberg, 1976); (Häkansson, Carlsson, & Tjellström, 1986); (Stenfelt & Häkansson, 1998). Estas dos medidas de impedancia generalmente se conocen como impedancia de la piel (Z_S) y la impedancia del cráneo (Z_T).

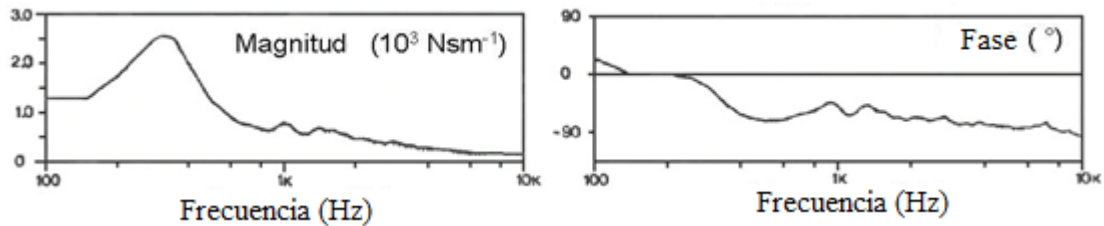
En la

Figura 2-5 se observa un ejemplo de las características de la magnitud y fase de la impedancia del cráneo. A bajas frecuencias, la magnitud de la impedancia en un punto del cráneo aumenta con la frecuencia, lo que indica un sistema controlado por masa. Esto también se indica por el valor positivo del ángulo de fase de la impedancia (Stenfelt & Goode, 2005). La impedancia alcanza su máximo en la antiresonancia inercial de la cabeza (150 a 400 Hz). Por encima de la frecuencia de resonancia, la magnitud de la impedancia del punto disminuye con la frecuencia y el ángulo de fase se vuelve negativo, lo que indica un sistema de rigidez controlada (Henry & Letowski, 2007).

Los autores (Stenfelt, Häkansson, & Tjellström, 2000) midieron la impedancia puntual del cráneo humano seco (sin vida) e informaron una resonancia aguda de baja frecuencia (entre 500 y 600 Hz) que alcanzaba de 80 a 85 dB (referencia: 1 Nsm^{-1}) para la colocación mastoidea del vibrador. Más tarde, (Stenfelt & Goode, 2005) midieron la impedancia puntual de la cabeza de un cadáver e informaron su máximo entre 103 y 104 Nsm^{-1} en la resonancia inercial de la cabeza (150 a 400 Hz). En general, el nivel de impedancia alejado de la frecuencia de resonancia inercial varía entre 30 dB y 50 dB (referencia: 1 Nsm^{-1}) para la mayoría de las frecuencias en la banda de 100 a 8000 Hz (Flottorp & Solberg, 1976); (Häkansson, Carlsson, & Tjellström, 1986); (Stenfelt & Häkansson, 1998). Si el cráneo está cubierto con piel y tejidos blandos, la impedancia obtenida es la impedancia

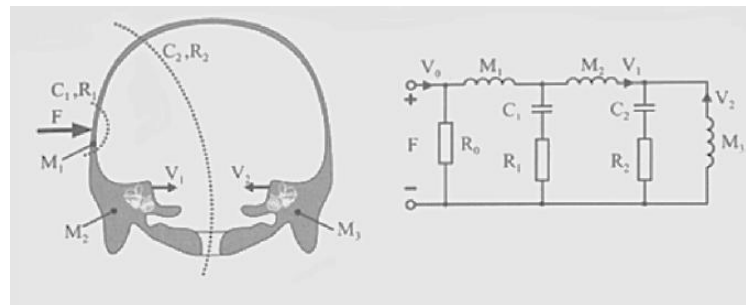
de entrada del cráneo, tal como lo ve la piel. Sin embargo, el acoplamiento entre la piel y el cráneo aún no se conoce bien (Håkansson, Carlsson, & Tjellström, 1986).

Figura 2-5: Magnitud (Izq.) y fase (Der.) característica de la impedancia del cráneo.



Fuente: (Håkansson, Carlsson, & Tjellström, 1986)

Figura 2-6: Vista en corte transversal del cráneo a través del hueso temporal (izquierda) y un diagrama del circuito analógico de la impedancia mecánica del cráneo (derecha). F es la fuerza que actúa sobre el cráneo y V_1 , V_2 son las velocidades de vibración en la cóclea izquierda y derecha.



Fuente: (Stenfelt & Goode, 2005)

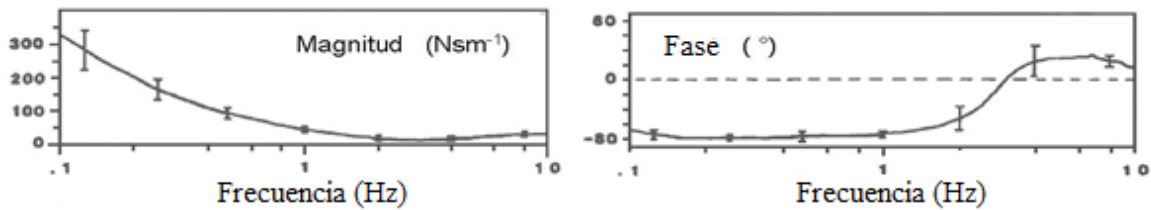
La **Figura 2-6** presenta el modelo unidimensional del sistema masa-resorte de la impedancia mecánica del cráneo humano (no la cabeza) propuesto por (Stenfelt & Goode, 2005). El modelo estima la velocidad de baja frecuencia en la cóclea en la dirección lateral y es apropiada para frecuencias por debajo de la primera resonancia de compresión del cráneo ($f = 1 \text{ kHz}$). Los valores específicos utilizados en el modelo son:

$$M1 = 0.05 \text{ kg} ; M2 = 0.1 \text{ kg} ; M3 = 0.7 \text{ kg} ; C1 = 0.14 \text{ N}^{-1}\text{m} ;$$

$$C2 = 0.17 \text{ N}^{-1}\text{m} ; R0 = 30 \text{ kNsm}^{-1} ; R1 = 200 \text{ Nsm}^{-1} ; R2 = 600 \text{ Nsm}^{-1}.$$

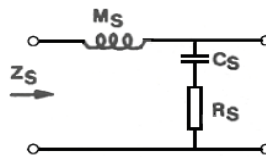
Sin embargo, este no es un modelo funcional de vibración ósea, sino simplemente un conjunto de parámetros agrupados para aproximar los datos obtenidos para una condición específica (Henry & Letowski, 2007).

Figura 2-7: Magnitud (Izq.) y fase (Der.) características de la impedancia de la piel que cubre el cráneo humano.



Fuente: (Håkansson, Carlsson, & Tjellström, 1986).

Figura 2-8: Modelo de parámetros agrupados de la impedancia de la piel.



Fuente: (Henry & Letowski, 2007).

La frecuencia característica de la impedancia de la piel es diferente con respecto a la del cráneo. Un ejemplo de las características de magnitud y fase de la impedancia de la piel se muestra en la **Figura 2-7**. La magnitud de la impedancia de la piel disminuye continuamente a medida que aumenta la frecuencia hasta la frecuencia de resonancia que es aproximadamente 3000 Hz. El ángulo de fase es negativo hasta aproximadamente 3000 Hz, lo que concuerda con el carácter controlado por la rigidez de la impedancia de la piel en este rango de frecuencia. Por encima de la frecuencia de resonancia de la impedancia de la piel, la magnitud de la impedancia aumenta ligeramente y el ángulo de fase cambia a valores positivos que indican el carácter controlado por masa de la impedancia.

Al igual que la frecuencia de la resonancia inercial del cráneo, la frecuencia de resonancia de la piel varía mucho entre las personas (Henry & Letowski, 2007). (Håkansson, Carlsson, & Tjellström, 1986) Midieron la frecuencia de resonancia de la piel en siete participantes e informaron una desviación estándar de 590 Hz y compararon directamente la impedancia de la piel y el cráneo e informaron que la magnitud de la impedancia de la piel era aproximadamente de 10 a 30 dB (re 1 μ N) más baja que la impedancia del cráneo. Las mayores diferencias se observaron en las regiones de 150 a 400 Hz y de 2000 a 3000 Hz. La diferencia en la impedancia es la razón por la cual los umbrales de audición para la conducción aérea son tan diferentes a los medidos por la conducción ósea para los sonidos que llegan del campo libre (Henry & Letowski, 2007). En la **Figura 2-8** se muestra un modelo simple de impedancia de la piel. El modelo es un circuito en serie de tres elementos que afectan la transmisión de la vibración a la piel: compliancia de la piel ($CS = 1 / K$),

resistencia de la piel (R_S) y masa (M_S) de la parte de la piel que se mueve efectivamente por el vibrador. De acuerdo con (Flottorp & Solberg, 1976):

$$M_S = 0.6 \times 10^{-3} \text{ N s}^2 \text{ m}^{-1}, C_S = 4.7 \times 10^{-6} \text{ N}^{-1} \text{ m}, R_S = 20 \text{ N s m}^{-1}.$$

2.2.6 Atenuación Transcraneal del sonido

El conjunto de elementos que se encuentran en la cabeza, como los huesos, los tejidos y demás partes del cráneo, por naturaleza, proveen cierto grado de aislamiento sonoro, a esta atenuación se le conoce como atenuación interaural. La mayor atenuación interaural se presenta cuando el sonido se inyecta al sistema auditivo mediante audífonos de inserción (ER-3A) generalmente utilizados para audiometrías, los cuales alcanzan los 100 dB HL a frecuencias bajas (250 a 500 Hz) y 80 dB HL en frecuencias altas (2000 a 4000 Hz generalmente) (Zwislocki, 1953). Cuando se implementan audífonos supra-aurales (Encima de la oreja) (TDH-49) se pueden evidenciar atenuación interaural del orden de 50 dB HL para frecuencias bajas y de 60 dB HL a frecuencias altas (Békésy & Rosenblith, 1951); (Chaiklin, 1967); (Sklare & Denenberg, 1987). Esto significa que si una señal de 60 dB HL (Hearing Level) se inyecta a un oído mediante un audífono supra-aural, podría cruzar los huesos del cráneo y estimular el oído opuesto. Esta habilidad del sonido de atravesar (desplazarse a través de los huesos) se vuelve importante cuando se están tratando de establecer los umbrales de audición para oídos que difieren significativamente en sensibilidad para señales auditivas. Todo lo anterior aplica cuando se habla de sonido transmitido mediante vía aérea, ahora, cuando se habla de transmisión por conducción ósea el término atenuación interaural (IA) es reemplazado por la expresión atenuación transcraneal (TA). Si la señal es enviada mediante un vibrador ubicado en la parte media del cráneo, por ejemplo, en la frente, la atenuación transcraneal es prácticamente cero debido a los efectos de atenuación simétrica alcanzada por ambas cócleas. Si la señal vibratoria es aplicada a un costado de la cabeza o fuera de la línea media, el valor de la atenuación transcraneal será diferente de cero debido a las atenuaciones diferenciales del sonido producida por las estructuras de la cabeza y luego alcanza cada una de las cócleas, estas diferencias varían de acuerdo con la frecuencia (Henry & Letowski, 2007).

(Kirikae, 1959), (Silman & Silverman, 1991), (Stenfelt, Häkansson, & Tjellström, 2000), y (Stenfelt & Goode, 2005) evidenciaron que la atenuación transcraneal para un vibrador en un costado de la cabeza es menor a 5 dB HL en el rango de frecuencias que comprende los 250 a 500 Hz, pero aumenta con la frecuencia alrededor de los 15 a 20 dB HL en los rangos de 2000 a 4000 Hz y por

encima. Estos valores son similares a los obtenidos en los estudios de atenuación interaural en campo sonoro abierto (campo libre). Según (Stenfelt & Goode, 2005) el promedio de atenuación transcraneal para frecuencias por encima de 1000 Hz se encuentra entre 0.5 y 1.5 dB/cm. Esto quiere decir que por cada centímetro fuera de la línea media en el cual se posicione el vibrador, puede existir una diferencia de 0.5 a 1.5 dB HL en la intensidad de transmisión entre las dos cócleas. El concepto de atenuación transcraneal es muy importante para la percepción espacial de señales auditivas mediante la conducción ósea (Henry & Letowski, 2007).

(Stenfelt, Håkansson, & Tjellström, 2000) Y (Stenfelt & Goode, 2005) utilizaron un acelerómetro triaxial y evidenciaron que para frecuencias tan grandes como 500 Hz, la dirección de la excitación más grande coincidía con la dirección de estimulación. Además, el ángulo de excitación dominaba otras direcciones entre 5 a 10 dB HL. A frecuencias altas, el efecto direccional de la estimulación desaparecía gradualmente a excepción de la región cercana a la cóclea donde la dirección de la estimulación aún dominaba la dirección de máxima excitación. (Stenfelt, Håkansson, & Tjellström, 2000) y (Stenfelt & Goode, 2005) plantearon la hipótesis de que la respuesta global de la cóclea resultante del posicionamiento específico del vibrador en el cráneo es proporcional a la sumatoria cuadrática promediada espacialmente de las excitaciones en todas las tres direcciones de un plano cartesiano. Los datos de atenuación transcraneal por banda de octava de frecuencia informados por (Snyder, 1973) están plasmados en la **Tabla 2-3**. Estos datos coinciden con muchos otros estudios realizados para determinar este parámetro (Henry & Letowski, 2007).

Tabla 2-3: Atenuación transcraneal (dB) en función de la frecuencia.

Frecuencia (Hz)					
	250	500	1000	2000	4000
Mean	8	8	7	11	13
SD	6.0	7.1	6.6	8.1	8.1

Fuente: (Henry & Letowski, 2007)

2.2.7 Retardo transcraneal del sonido

El retardo o delay transcraneal (TD - *Transcranial Delay*) del sonido conducido mediante vías óseas depende de las propiedades mecánicas de la cabeza y del punto de estimulación (Henry & Letowski, 2007). Si la cabeza es estimulada por una onda sonora que se propaga por el espacio y ambos oídos están aislados del sonido conducido mediante aire, el retardo transcraneal se determina por la velocidad de desplazamiento del sonido a través de las estructuras de la cabeza plasmadas en la **Tabla 2-2**. Suponiendo que la distancia desde el proceso mastoideo a la cóclea distal es de unos 22

cm (Henry & Letowski, 2007), el retardo transcraneal para la transmisión de la conducción ósea es de unos 600 a 800 μ s. La propagación de una onda a través de los huesos vivos se ve amortiguada por la alta viscosidad del tejido cerebral y la elasticidad de la piel fuera del cráneo, que puede desacelerar la propagación de la onda. La velocidad del sonido en la cabeza depende de la frecuencia. (Henry & Letowski, 2007) y (Stenfelt & Goode, 2005) sugirieron que las ondas que se propagan en el cráneo son las ondas de placa que incluyen componentes longitudinales y transversales. En tales ondas, las velocidades de fase y grupo cambian con la frecuencia. Esta dependencia puede dar como resultado distorsiones no lineales audibles de sonidos conducidos por el hueso de alta intensidad debido al cambio en el patrón de forma de onda general.

2.2.8 Influencia de la posición en el estímulo por conducción ósea

El concepto más acertado en cuanto a la posición del transductor consiste en que entre más cerca está el estímulo de la cóclea, mejor será la sensibilidad sonora de la conducción ósea. Debido a lo anterior, se prefiere la colocación sobre la colocación del transductor en la frente debido a una sensibilidad mejorada de 11 dB (Ritcher & Brinkmann, Threshold of hearing by bone conduction, 1981). Se ha sugerido que la frente es menos sensible a la variación en la posición de estimulación (Békésy & Rosenblith, 1951), pero se ha demostrado que la frente es sensible a pequeños cambios en la posición del estímulo con una diferencia de hasta 25 dB HL entre las posiciones adyacentes (Khanna, Tonndorf, & Queller, 1976)

Cuando la posición del estímulo se encuentra en las estructuras óseas mastoideas adyacentes, una posición de estimulación más cercana a la cóclea en comparación con una posición más alejada produce mayor respuesta, ya sea como vibración coclear (Stenfelt & Goode, 2005); (Eeg-Olofsson, Stenfelt, Tjellström, & Granström, 2008) o como umbrales auditivos mejorados (Eeg-Olofsson, y otros, 2013); (Stenfelt, 2012). La razón de la sensibilidad mejorada en la apófisis mastoides puede ser que la transmisión del sonido desde la superficie del cráneo hasta el hueso pétreo que encapsula la cóclea es más eficiente cuando la estimulación se coloca directamente en línea con esta estructura ósea (Eeg-Olofsson, Stenfelt, Tjellström, & Granström, 2008). En la **Figura 2-9** se evidencia la ubicación de la apófisis mastoides (posición baja en rojo) sobre la estructura del cráneo humano.

Figura 2-9: Vista de la ubicación de la apófisis mastoides (punto rojo) en un cráneo humano



Fuente: (De Azevedo Guaura, 2019)

2.2.9 Vibradores óseos

Tipos de vibradores óseos

Hay dos tipos de transductores de conducción ósea en uso actual. Los transductores dinámicos de bobina móvil que consisten en una barra de metal colocada en el centro de una bobina de un cable (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003). Una señal eléctrica alterna aplicada a la bobina hace que la barra se mueva hacia atrás y hacia adelante, creando una señal vibratoria que coincide con la forma de onda de la señal aplicada. Debido a que la varilla de metal tiene una masa significativa, el transductor, naturalmente, es más eficaz a frecuencias más bajas con una respuesta que disminuye a medida que aumenta la frecuencia (Margoglis & Popelka, 2014). Por el contrario, los transductores de placa plana (magnetostrictivo) consisten en una placa plana construida de un material que se deforma cuando se aplica la señal eléctrica alterna, también imparte una señal vibratoria que coincide con la forma de onda de la señal aplicada (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003). Debido a que la placa plana se flexiona en lugar de tener que desplazarse por sí misma, se requiere menos masa para moverse, y la respuesta de frecuencia es la opuesta a la de un transductor electrodinámico. Un transductor de placa plana, naturalmente, tiene mayor nivel de salida a frecuencias más altas, con una respuesta que aumenta a medida que aumenta la frecuencia (Margoglis & Popelka, 2014). Los transductores de conducción ósea que se utilizan actualmente para realizar diagnósticos audiológicos (Radioear B-71; Radioear B-81) son de tipo electrodinámicos y, por lo tanto, tienen una salida de alta frecuencia limitada. Un transductor experimental de conducción ósea de diagnóstico emplea tecnología de placa plana (magnetostrictivo) y, por lo tanto, tiene más salida de alta frecuencia que los transductores electrodinámicos (Margoglis & Popelka, 2014).

2.2.10 Métodos de calibración de vibradores óseos audiométricos

Para calibrar un transductor, bien sea un auricular o un vibrador óseo, se necesita un dispositivo para censar la salida del transductor y entregarlo a un instrumento de medición, generalmente un medidor de nivel sonoro. El método más común es el método físico que emplea un acoplador mecánico llamado mastoide artificial, sin embargo, la ausencia de tal dispositivo de acoplamiento dio como resultado el uso de métodos de calibración psicofísicos (Margoglis & Popelka, 2014). El único campo de la ciencia en el que la calibración de los vibradores óseos se considera relevante es la audiología. Durante la revisión llevada a cabo, se encontró que en la industria de la comunicación aún no ha desarrollado ninguna propuesta general sobre cómo medir los transductores de conducción ósea que se utilizan en la comunicación y otras aplicaciones no clínicas. Según (Henry & Letowski, 2007), las compañías intentan seguir los estándares audiométricos o utilizan algún tipo de evaluación perceptiva para medir la función del transductor, pero sus métodos de prueba reales se consideran secretos comerciales (Henry & Letowski, 2007). Los métodos usados para la calibración de vibradores óseos son:

1. Métodos Perceptivos
2. Método de Emisiones Oto-Acústicas
3. Método físico mediante un mastoide artificial, el cual convierte la energía mecánica en energía eléctrica análoga.
4. El método físico alternativo empleando un dispositivo llamado AMBONE.

A continuación, se explicarán detalladamente cada uno de estos métodos de calibración

Métodos Perceptivos:

El primer método de calibración perceptivo registrado consistió en medir los umbrales de conducción aérea y ósea en un grupo de sujetos y determinar un balance que podría hacer que ambos sonidos se igualaran (Margoglis & Popelka, 2014). Ha habido un desacuerdo persistente acerca de los tipos de sujetos que se deben analizar para determinar los niveles de conducción ósea. Carhart recomendó el uso de sujetos con "pérdidas perceptivas puras de gravedad intermedia" porque sus umbrales no se verían afectados por el ruido ambiental de bajo nivel (Carhart R. , 1950). Más tarde, (Roach & Carhart, 1956) obtuvieron umbrales con sujetos de este tipo y encontraron diferencias en los ajustes del atenuador que hicieron coincidir los umbrales de conducción aérea promedio y los umbrales de conducción ósea promedio.

El Consejo de Academia Americana de Medicina Física y Rehabilitación proporcionó la primera recomendación de requisitos mínimos, inicialmente en 1937 con actualizaciones en 1939 y 1951. El documento de 1951, por primera vez, incluía una recomendación para un método psicofísico para la calibración de la conducción ósea. Haciendo caso omiso de la recomendación de Carhart (Carhart R. , 1950), el consejo exigió probar los umbrales de conducción ósea en seis sujetos con audición normal (umbrales de conducción aérea sobre 10 dB HL), cuyo valor promedio se supone en cada frecuencia como el umbral normal para la conducción ósea. Además de la influencia potencial del ruido ambiental y fisiológico, el método tiene otro defecto: Las normas no se corrigen para las variaciones en la sensibilidad de la conducción aérea dentro del rango normal definido (Margoglis & Popelka, 2014). Si el umbral de conducción aérea de un sujeto es de 10 dB HL, el umbral medido de conducción ósea se toma como una audición normal para la conducción ósea (es decir, 0 dB HL, no 10 dB HL). Esto introduce errores en la calibración que difieren para cada muestra de sujetos normales (Margoglis & Popelka, 2014). Además, los datos de medición se limitaron a usar como estímulos señales de tonos puros. Los médicos usualmente usaron pruebas de percepción basadas en el supuesto que las personas con audición normal deberían tener los mismos umbrales de audición para los sonidos conducidos por el aire y los huesos (Henry & Letowski, 2007).

El método de Carhart no está sujeto a dicho error porque el umbral de conducción ósea para cada sujeto se refiere al umbral de conducción aérea de ese sujeto (que podría realizarse bajo condiciones auditivas normales). (Margoglis R. , y otros, 2013) Mostraron evidencia de que la advertencia de Carhart sobre la influencia del ruido ambiental en los umbrales de conducción ósea de los sujetos con audición normal es una preocupación legítima. Encontraron que, en la frecuencia de prueba donde la sensibilidad de conducción ósea normal es la más baja (4000 Hz) y por lo tanto, lo más probable es que se vea afectado por el ruido ambiental y fisiológico, el umbral de conducción ósea crece de manera no lineal al aumentar los umbrales de conducción aérea, lo que sugiere un efecto de enmascaramiento a niveles bajos de señal de conducción ósea en sujetos con audición normal. Desafortunadamente, los dos errores que advirtió Carhart (no corregir la sensibilidad de la conducción aérea y utilizar sujetos con audición normal para determinar las normas de conducción ósea) (Carhart R. , 1950) han sobrevivido en los estándares actuales. Además, el método psicofísico debe realizarse en todas las plataformas de hardware. Una calibración física elimina la necesidad de mediciones de comportamiento que consumen mucho tiempo y proporciona una referencia para futuras calibraciones (Margoglis & Popelka, 2014). Otras posibles técnicas de calibración perceptual se basan en el balance de sonoridad y la cancelación de fase entre los sonidos conducidos por aire y hueso. Los procedimientos de percepción tienen varias ventajas sobre los métodos técnicos en las

pruebas de conducción ósea. A continuación, se explicará con mayor detalle cada uno de los métodos de calibración perceptivos existentes:

Método de Oído Real (Umbral)

Se basa en una comparación directa entre los umbrales de conducción ósea y aérea en determinados oyentes con audición normal (Hood, 1979). En primer lugar, se establece el umbral de conducción aérea para un estímulo de prueba particular. En segundo lugar, los niveles de presión sonora correspondientes se asignan a los niveles de fuerza que corresponden a la sensación de umbral de conducción ósea obtenida con un vibrador óseo. El principal problema con este método es que la equivalencia del umbral de conducción ósea y la del umbral de conducción aérea son cantidades estadísticas extraídas de un grupo grande de sujetos y tal equivalencia no es válida para una sola persona o incluso para grupos pequeños de oyentes (Studenbaker, 1967); (Wilber & Goodhill, 1967). Los resultados de este método de calibración también dependen de la ubicación del vibrador en el cráneo (apófisis mastoides, frente, etc.). Por lo tanto, este método solo se puede usar efectivamente para comparar dos o más vibradores, pero no para determinar la efectividad absoluta de cualquier vibrador individual (Henry & Letowski, 2007).

Método de Balance de sonoridad

El método de balance de sonoridad es similar en concepto al método de oído real. El oyente escucha alternativamente un estímulo mediante conducción aérea y otro por conducción ósea y ajusta una de estas dos señales de intensidad para igualar la intensidad perceptiva de la otra. Las ventajas y desventajas del método de balance de sonoridad son similares a las del método de oído real: Se obtendrá un promedio de la equivalencia entre la conducción ósea y aérea en una población evaluada pero no se llegará a establecer dicha equivalencia para cada individuo (Henry & Letowski, 2007).

Método de cancelación de Fase

En este método las señales de conducción ósea y aérea se presentan simultáneamente al oyente. El oyente ajusta la fase o el tiempo de llegada y la magnitud (intensidad) de una de estas señales para cancelar la otra. Cuando la señal se cancela por completo, se dice que ambas señales tienen la misma magnitud y pueden tratarse como equivalentes (Dempsey & Levitt, 1990); (Kapteyn, Snel, & Vis, 1980). Las ventajas y desventajas del método de oído real y el método de balance de sonoridad mencionadas anteriormente se aplican a este método. (Henry & Letowski, 2007).

Método de Emisiones Oto-Acústicas

Las emisiones Oto-Acústicas son respuestas del oído interno a la estimulación acústica. Las emisiones causadas por la estimulación se llaman emisiones evocadas. El método de emisiones oto-acústicas es similar a los métodos de calibración perceptual (Psicoacústicos), excepto que en lugar de requerir una respuesta del oyente, la señal de respuesta se mide objetivamente. Dos tonos puros a una frecuencia F_1 y F_2 , se presentan simultáneamente en un oído a través de conducción aérea o mediante una combinación de conducción aérea (F_1) y conducción ósea (F_2). Durante ambas condiciones de presentación, la mayoría de los oyentes con audición normal producirán la misma emisión oto-acústica grabable de un producto de distorsión (tono diferencial cúbico) $2 F_1 - F_2$, como resultado del procesamiento no lineal de las señales en el oído interno. La magnitud de la emisión oto-acústica depende de las intensidades relativas, L_1 (fija) y L_2 (variable), de ambos estímulos puros contribuyentes. Con este procedimiento, un vibrador óseo puede calibrarse objetivamente contra el resultado conocido de un estímulo conducido por aire (Purcell, Kunov, Madsen, & Cleghorn, 1999). Generalmente, las emisiones oto-acústicas se miden en cada oído individualmente, ya que se debe insertar una sonda en el canal auditivo externo para presentar la señal y medir la respuesta. Una ventaja potencial del uso de la estimulación de la conducción ósea para las Emisiones oto-acústicas es un uso eficiente del tiempo para estimular ambos oídos simultáneamente y medirlos de forma independiente. De esta manera, podría insertarse una sonda de medición en cada canal auditivo externo, pero el generador de señales se colocaría en los huesos del cráneo (Henry & Letowski, 2007).

Método Mastoide Artificial

La normativa (American National Standard, 2018) lo define como un dispositivo diseñado para presentar una impedancia mecánica específica a un vibrador aplicado con una fuerza estática específica, y equipado con un transductor mecánico-eléctrico para determinar el nivel de fuerza alterna en la superficie de contacto entre el vibrador y el acoplador mecánico. Uno de los más conocidos es el Mastoide Artificial de Brüel y Kjaer Tipo 4930, el cual está destinado a calibrar transductores con áreas de contacto circulares de $1,75 \text{ cm}^2$, cuando se aplica con fuerza estática de 5,4 N (American National Standard, 1987- R.1997), IEC 60318-6: 2007) (Margoglis & Popelka, 2014). Bajo estas condiciones, el Mastoide artificial Brüel y Kjaer 4930 imita la impedancia de la frente humana en un rango de frecuencia limitado (250-4000 Hz). Se utiliza para medir las características de aceleración de los vibradores de conducción ósea (Margoglis & Popelka, 2014). El mastoide artificial convierte la energía mecánica del vibrador en variaciones de voltaje, que se

presenta a un dispositivo de medición (generalmente la entrada de voltaje de un medidor de nivel de sonido). El vibrador óseo se acopla al mastoide artificial con una fuerza de 5.4 N, como se especifica en la norma (American National Standard, 2018). Esta es la misma fuerza que se especifica para acoplar el vibrador a la cabeza durante las pruebas audiométricas. El dispositivo de acoplamiento más utilizado durante las pruebas audiométricas manuales es la banda de resorte de acero Radioear P3333Q11. Este dispositivo produce una fuerza ligeramente mayor que la 5.4 N (Margoglis & Popelka, 2014).

La adquisición del mastoide artificial es altamente costosa (aproximadamente \$ 9000 USD), además de que es incómodo de utilizar por un tiempo mayor a diez minutos. Lo que podría llevarnos a implementar otra manera de calibrar los transductores, teniendo en cuenta que hay un requisito esencial para la calibración de la conducción ósea y es que el método debe proporcionar una medición confiable de la salida del vibrador óseo que pueda relacionarse con el umbral normal de audición.

AMBONE

AMBONE es un dispositivo de poliuretano de alta densidad creado por (Margoglis & Stiepan, 2012) que acopla un vibrador óseo al micrófono de medición acústica de un sonómetro, permitiendo la captura de la radiación acústica emitida por el transductor de conducción ósea. Está diseñado para un solo tipo de transductor (RadioEar B71 de 10 Ω y 50 Ω).). Sus creadores simplificaron el enfoque de su investigación al eliminar cualquier simulación de las propiedades de impedancia de la cabeza. Los vibradores de conducción ósea producen señales vibratorias que se especifican como niveles de fuerza para fines de calibración con mastoides artificiales, pero también hay una señal acústica que se produce cuando la superficie vibrante del dispositivo entra en contacto con el aire. Esto se evidencia al sostener el vibrador cerca de la oreja, lo que genera una señal tonal claramente audible. Esta radiación acústica ha sido una preocupación durante muchos años debido a su potencial para contaminar las mediciones de umbral para señales emitidas por conducción ósea (Margoglis & Stiepan, 2012), sin embargo, se puede utilizar como una herramienta para conocer la respuesta de salida del dispositivo, la cual está estrechamente relacionada con el nivel de fuerza que se suministra a la cabeza durante las pruebas de conducción ósea.

La superficie circular elevada del vibrador (área efectiva) se coloca en la abertura de AMBONE y se sujeta mediante un peso que entrega la fuerza de acoplamiento estándar (5,4 N) al vibrador Cuando

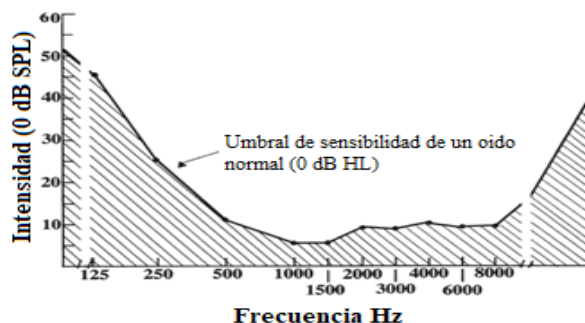
se acopla a AMBONE, solo el área efectiva del vibrador óseo está abierta a la cámara de aire del acoplador. La característica importante es que el acoplamiento es consistente, de modo que la salida acústica es proporcional a la señal vibratoria entregada a un mastoide artificial o a una cabeza humana. Para ello, el diseño garantiza que no haya fugas acústicas entre el vibrador óseo y AMBONE (Margoglis & Stiepan, 2012).

2.2.11 Decibeles HL (Hearing Level) [dB HL]

Es una escala logarítmica utilizada en audiometría tonal y en pruebas audiológicas. Los médicos miden la intensidad del sonido en dB HL en el audiómetro. En una prueba de audiograma clínico, los tonos puros entre aproximadamente 250 y 8000 Hz se presentan a niveles variables, para determinar los umbrales de detección de tonos puros del paciente en el oído izquierdo y derecho. Los umbrales entre -10 dB HL y +20 dB HL se consideran en el rango normal, mientras que los umbrales por encima de 20 dB HL se consideran diagnósticos de pérdida auditiva leve, moderada, grave o profunda (Centro Auditivo Cuenca, 2013).

En esta escala decibélica, el nivel de referencia es el cero para cada frecuencia, como el promedio de los umbrales de audición normal en un grupo de sujetos jóvenes en condiciones auditivas sin pérdidas (normales) (American National Standard, 2018), (Gelfand, 2010). Es decir, que los dB HL se seleccionan en base a un criterio psicoacústico, y no con base en un valor físico como es el caso de los dB SPL con el fin de caracterizar las pruebas audiométricas y determinar el estado auditivo de un paciente. En esta escala, los 0 dB HL corresponden, para cada frecuencia, a una presión sonora diferente: los 0 dB HL en 1000 Hz corresponden a una presión sonora inferior a los 0 dB HL en 500 Hz, y en cada frecuencia los 0 dB HL corresponden a un nivel distinto de presión sonora (Centro Auditivo Cuenca, 2013). En la **Figura 2-10** la línea negra continua representa el umbral auditivo promedio en dB SPL en cada frecuencia de prueba audiométrica (Centro Auditivo Cuenca, 2013). Cada umbral en dB SPL que se indica en la **Tabla 2-4**, es igual a 0 dB HL en el audiómetro para la frecuencia correspondiente.

Figura 2-10: Umbral auditivo promedio con respecto a la frecuencia, en dB SPL correspondientes a 0 dB HL



Fuente: (Roeser, Valente, & Hosford-Dunn, 2007)

La norma (American National Standard, 2018) establece unos valores de equivalencia entre dB SPL con respecto a los 0 dB HL los cuales se encuentran en la **Tabla 2-4**. Cabe resaltar que dichos valores fueron promediados de las mediciones subjetivas en varias personas en dicha norma.

Tabla 2-4 Valores de equivalencia entre dB SPL con respecto a 0 dB HL

Frecuencia [Hz]	Nivel de presión sonora [dB SPL]	Nivel de Audición [dB HL]
125	45.0	0
250	27.0	0
500	13.5	0
750	9.0	0
1000	7.5	0
1500	7.5	0
2000	9.0	0
3000	11.5	0
4000	12.0	0
6000	16.0	0
8000	15.5	0

Fuente: (American National Standard, 2018).

2.2.12 Respuesta en frecuencia

La respuesta en frecuencia, también conocida como respuesta en magnitud, es una relación establecida entre la entrada y la salida de un sistema con respecto a la frecuencia y la amplitud de la señal, este parámetro permite conocer el rango en frecuencia útil que un dispositivo dejar pasar a la salida. Para conocer este comportamiento se mide la salida del sistema al ingresar un barrido de

frecuencias generalmente de tonos puros o ruido blanco mediante un dispositivo que garantice la generación de niveles de salida constantes en todas las frecuencias (Davis & Jones, 1990).

2.2.13 Distorsión Armónica Total (THD)

Según (Jansson, Håkansson, Johannsen, & Tengstrand, 2014) la distorsión armónica total es una medida de la cantidad de distorsión existente en un sistema en relación con la potencia total de la señal. La distorsión armónica puede evidenciarse como picos en múltiples frecuencias que son armónicas de la frecuencia fundamental en el espectro de voltaje RMS de salida del sistema analizado. El cálculo de esta magnitud se da a partir de la ecuación (2-2) donde $V_{n_rms}^2$ es el voltaje RMS del n -ésimo armónico (se tienen en cuenta los voltajes a partir del segundo armónico) y $V_{fund-rms}$ es el voltaje presente en la frecuencia fundamental (Jansson, Håkansson, Johannsen, & Tengstrand, 2014).

$$THD = \frac{\sqrt{\sum_{n=2}^{\infty} V_{n_rms}^2}}{V_{fund_rms}} \quad (2-2)$$

2.2.14 Impedancia eléctrica

De acuerdo con la ley de Ohm, la corriente que fluye a través de una resistencia es directamente proporcional a la diferencia de potencial existente entre las terminales de la misma, de manera que el producto entre la resistencia y la corriente entrega un voltaje, esta afirmación basada en el trabajo de (Ponteggia, 2014) es cierta cuando se trata de análisis DC (Corriente Directa), sin embargo, en audio el comportamiento es AC (Corriente Alterna). En la práctica la corriente que circula a través de una carga varía con la frecuencia, por lo tanto, la impedancia es una magnitud compleja con las mismas unidades que la resistencia y también tiene en cuenta la fase. “La impedancia eléctrica es el cociente complejo de la fuerza electromotriz alterna aplicada a un sistema sobre la corriente. Su unidad son los ohmios (Ω)” (Olson, 1960).

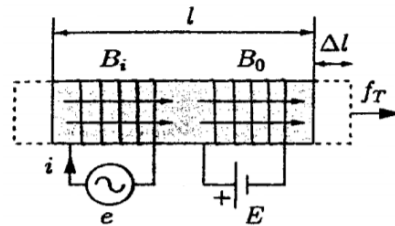
2.2.15 Transductor Magnetostrictivo

El mecanismo de transducción magnetostrictiva funciona a partir de un imán permanente que utiliza neodimio sinterizado (compactado a alta presión) para crear el flujo magnético máximo alrededor de unas bobinas. Tiene un driver de hierro en movimiento más no uno de bobina móvil. En su lugar, una barra de metal está envuelta con la bobina. Cuando la corriente se impulsa a través de la bobina, el campo magnético hace que una pieza de metal se expanda y se contraiga generando vibraciones sobre la superficie en la cual sea ubicado (Dayton Audio, 2019)

Las leyes de fuerza cuadrática deben linealizarse antes de poder ser usadas con transductores lineales. Esta linealización se realiza agregando una cantidad de compensación constante (polarización) a la cantidad alterna en consideración (campo magnético continuo B_0). Esta polarización magnética se puede llevar a cabo con un imán permanente o una corriente de magnetización constante o continua (Blauert & Xiang, 2009). Debido a la polarización mediante el campo magnético continuo B_0 la barra pasa de tener una longitud l_0 a tener una longitud l'_0 . (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003). En la **Figura 2-11** se puede evidenciar el modelo de un transductor magnetostrictivo emisor con polarización magnética constante denominada E , la cual crea un campo magnético continuo B_0 . La corriente que recorre la bobina $i(t)$, genera una densidad de flujo magnético variable $B_i(t)$ la cual se suma a la densidad de flujo magnético continua B_0 (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003):

$$B_T(t) = B_i(t) + B_0 \quad (2-3)$$

Figura 2-11: Modelo de un transductor magnetostrictivo emisor



Fuente: (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003)

Los transductores magnetostrictivos son recíprocos ya que el factor de transformación es el mismo tanto para el emisor como para el receptor, este factor de transformación es (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003):

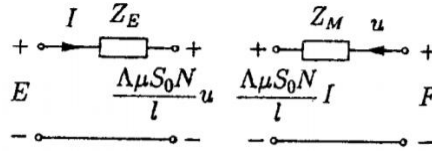
$$T = T_{me} = T_{em} = \frac{\Lambda \mu S_0 N}{l} \quad (2-4)$$

En el anexo A se encuentra la demostración del factor de transformación magnetostrictivo y de las ecuaciones canónicas del mismo. El voltaje E es la suma de la caída en los elementos que forman la impedancia eléctrica Z_E como lo son la resistencia de pérdidas eléctricas R_m y la impedancia que representa la inducción de la bobina L_m así como un voltaje de origen magnetostrictivo. Por otro lado, la fuerza total sobre la barra de material magnético es la suma del producto de la velocidad por la impedancia mecánica Z_M compuesta por una compliancia mecánica C_M , una resistencia mecánica R_M y una masa mecánica M_M y de una fuerza de origen magnetostrictivo. De esta manera se forman las ecuaciones canónicas del transductor magnetostrictivo (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003):

$$E = Z_E i + \frac{\Lambda \mu S_0 N}{l} u \quad (2-5)$$

$$F = Z_M u + \frac{\Lambda \mu S_0 N}{l} i \quad (2-6)$$

Figura 2-12: Cuadripolo de un transductor magnetoestrictivo genérico



Fuente: (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003)

2.3 Marco Normativo

- ANSI S3.13 (R2012). Mechanical Coupler for Measurement of Bone Vibrators. New York, NY. American National Standards Institute
- ANSI S3.6 (2010) Specification for Audiometers. New York, NY; American National Standards Institute.
- ISO 226, (2003). Acoustics — Normal equal-loudness-level contours. (International Organization for Standardization).
- ISO 389-3, (1994). Acoustics — Reference Zero for the Calibration of Audiometric Equipment—Part 3: Reference Equivalent Threshold Force Levels for Pure Tones and Bone Vibrators. (International Organization for Standardization).
- ISO 389-7, (2005). Acoustics — Reference zero for the calibration of audiometric equipment -- Part 7: Reference threshold of hearing under free-field and diffuse-field listening conditions. (International Organization for Standardization).
- ISO 8253-1, (2010). Audiometric test methods - Part 1: Pure-tone air and bone conduction audiometry. (International Organization for Standardization).
- ISO 8253-2, (2009). Audiometric test methods - Part 2: Sound field audiometry with pure-tone and narrow-band test signals (International Organization for Standardization).
- IEC 60318, (1998). Electroacoustics—Simulators of Human Head and Ear—Part 2: An Interim Acoustic Coupler for the Calibration of Audiometric Earphones in the Extended High-frequency Range (International Electrotechnical Commission, Geneva).
- IEC 60318-6, (2007). Electroacoustics - Simulators of Human Head and Ear—Part 6: Mechanical Coupler for the Measurement of Bone Vibrators (International Electrotechnical Commission, Geneva).
- ANSI/ASA S3.1-1999 (R2018). Maximum Permissible Ambient Noise Levels for Audiometric Test Rooms. Melville, NY. Standards Secretariat Acoustical Society of America.

3. Diseño metodológico

3.1 Tipo y enfoque de investigación

Enfoque mixto:

- **Cuantitativo:** Se realizaron mediciones objetivas del amplificador a utilizar, se realizaron mediciones de los parámetros electroacústicos de los transductores, se realizó el diseño y fabricación de la estructura de acople (diadema) de los transductores a la cabeza teniendo en cuenta medidas estándar del cráneo humano, así mismo se llevó a cabo la medición de la fuerza estática de la diadema; se hicieron audiometrías tonales y por conducción ósea a los usuarios evaluados.
- **Cualitativo:** La prueba de calibración del dispositivo de conducción ósea se realizó bajo el método de campo libre por balance de sonoridad. Así mismo fueron encuestados los usuarios que se prestaron voluntariamente para la realización de las pruebas. Los usuarios respondieron las preguntas de acuerdo con la percepción auditiva que en ese momento tuvieron con el dispositivo. Finalmente se recopilaron los datos de la prueba realizada en los usuarios con discapacidad visual.

3.2 Recopilación de datos

Inicialmente fueron implementadas pruebas audiométricas por vía aérea y por vía ósea, con el fin de determinar un diagnóstico del estado de salud auditiva de los usuarios evaluados, esto permite reconocer posibles falencias o discrepancias en el método de calibración que pueden estar dadas por pérdidas en la audición bien sea por vía neurosensorial o aérea.

- Pruebas de calibración subjetiva mediante el método de campo libre de balance de sonoridad donde por cada frecuencia de prueba el usuario ajusta el nivel de volumen (voltaje) que necesita para escuchar con la misma intensidad los estímulos percibidos por conducción ósea y los estímulos emitidos en campo libre.
- Pruebas de uso donde el usuario define qué tan claro es el mensaje que le llega por conducción ósea a su sistema auditivo.
- Encuesta anónima que responde cada usuario según haya sido su percepción auditiva de los mensajes que recibieron mediante el dispositivo, así como factores alternos tales como la

comodidad del dispositivo, la utilidad, la posición de los transductores y aplicaciones alternas del mismo, así mismo detallan la utilidad del mensaje al momento de realizar el experimento, así como su desempeño con respecto al ruido de fondo emitido durante la prueba piloto que simula entornos ruidosos de una calle.

3.3 Corpus de investigación

Los participantes de esta investigación son tanto personas sin ninguna condición de discapacidad física o cognitiva como personas con discapacidad visual en Colombia quienes forman el 13,11% del total de población con alguna discapacidad física o cognitiva en el país, es decir aproximadamente 176.000 personas, quienes día a día tienen diferentes dificultades para moverse dentro de la ciudad. El mayor reto lo tienen al cruzar un semáforo, ya que no cuentan con la información certera de poder cruzar seguramente o no, por lo que el presente proyecto quiere mejorar la calidad de vida de esta población y así generar independencia en ella para futuros desarrollos. La calibración del sistema se realiza en personas sin ningún tipo de discapacidad física o cognitiva que estas condiciones no son necesarias para la implementación de las pruebas que se realizan de manera auditiva, de esta manera no es necesario tener una discapacidad visual para el desarrollo de tales pruebas de calibración.

3.4 Variables o categorías de análisis

3.4.1 Variables independientes

- Transductores de conducción ósea.
- Estructura de acople a la cabeza.
- Posición en la cabeza de los transductores de conducción ósea.
- Sistema SBC Raspberry Pi.
- Población con discapacidad visual.
- Población sin condiciones de discapacidad física o cognitiva.

3.4.2 Variables dependientes

- Conducción ósea
- Percepción sonora
- Exámenes audiométricos

- Población con discapacidad visual
- Código informático en Python para realizar la adquisición de señales de color y la posterior transmisión de señales de audio mediante bluetooth. (Distancia, cantidad de luz y colores)

3.4.3 Variables foráneas

- Temperatura
- Hora
- Ruido de fondo y condiciones acústicas del recinto donde se realizan las pruebas

3.5 Instrumentos

- Transductores por conducción ósea Dayton Audio BCE-1
- Dispositivo SBC Raspberry Pi
- Amplificador de Audio Estéreo Clase D Marca Wingoneer de 3 Watts
- Módulo adaptador Bluetooth USB 4.0
- DAW Logic Pro x
- Estructura de acople realizada en material PLA (Diadema)
- Impresora Flashforge Creator Pro 3D
- Cable de audio AWG 22 de dos vías
- Audífonos de conducción ósea Radioear B71W
- Audiómetro de referencia Grason-Stadler GSI G1 certificado con la norma ANSI S3.6/R2010
- Audífonos Telephonics de referencia TDH-50P de 60 Ω , estándar para pruebas audiométricas
- Cámara sonoamortiguada Tracoustics certificada con la norma ANSI S3.1/R2008
- Audífonos de conducción ósea de referencia Radioear B71 P1004 de 100 Ω
- Banda cubierta para transductor de conducción ósea B71 de referencia Radioear P3333C
- Altavoces tracoustics diseñados por el fabricante Serviequipos de Colombia.

4. Desarrollo ingenieril

Actividad 1: Estudios, mediciones y comparaciones.

Descripción: Se realizaron comparaciones entre dos tipos de transductores de conducción ósea, donde se tuvieron en cuenta criterios como peso, respuesta en frecuencia, potencia entregada e impedancia, así como los requerimientos de este en cuanto a consumo de energía, comodidad y acople a la cabeza que garantizara un alto nivel de inteligibilidad para señales de voz. Para esta última finalidad se tuvo en cuenta la recomendación de un distribuidor de los transductores de conducción ósea en Estados Unidos, quien recomendaba utilizar un material llamado sugru. Se adquirió este material y se acoplo a los transductores, luego se probó el funcionamiento de este en los investigadores, sin embargo, la pérdida de intensidad sonora que se percibió con este material fue abrupta, por ende, fue descartada para la implementación de dicho material en las pruebas de calibración y piloto ya que esto generaría un retraso inoficioso en el desarrollo y análisis de las pruebas. Finalmente se implementaron las etapas de amplificación y alimentación que requería el transductor, así como las mediciones correspondientes del amplificador usado. Por último, se realizó la programación para el envío de las señales mediante bluetooth implementando un SBC Raspberry Pi en el lenguaje de programación Python.

- Objetivo específico relacionado:
 1. Determinar el transductor de conducción ósea a utilizar teniendo en cuenta parámetros electroacústicos del mismo, el tipo de material de acoplamiento a la cabeza que garantice un alto nivel de inteligibilidad para señales de voz emitidas por un SBC Raspberry Pi vía bluetooth y la implementación de las etapas de alimentación y amplificación que requiere el transductor de conducción ósea

Duración: 8 Semanas.

4.1 Determinación del Transductor

En esta etapa se dio cumplimiento a la primera parte del objetivo específico número 1; se realizó una búsqueda de información sobre los transductores de conducción ósea disponibles en el mercado. Los transductores de conducción ósea generalmente usados con propósitos clínicos son el Radioear B71 y el Radioear B81, sin embargo, estos fueron descartados por dos razones: La primera debido a que en la literatura se encontró que estos no eran adecuados para aplicaciones de comunicación (Pollard, Tran, & Letowski, 2013) y en segundo lugar su alto costo.

Entre los modelos disponibles y asequibles en el mercado se seleccionaron dos pares de transductores: el primero de placa plana con tecnología magnetostrictiva fabricado por la empresa Dayton Audio cuya referencia es BCE-1 (Ver **Figura 4-1**). Estos consumen una potencia de 1 Vatio RMS y tienen una impedancia de 4Ω . En segundo lugar, se escogieron unos transductores electrodinámicos genéricos de 3 Vatios RMS y una impedancia de 4Ω (Ver **Figura 4-2**).

Figura 4-1: Vista isométrica del transductor de conducción ósea Dayton Audio BCE-1.



Fuente: (Dayton Audio, 2019)

Figura 4-2: Transductor genérico adquirido.



Fuente: (Amazon, 2019)

En el mercado actual existen pocos proveedores de transductores de conducción ósea y las características entregadas por los mismos son mínimas. Se importaron los dos modelos de transductores (mencionados anteriormente) de Estados Unidos ya que no se encuentran a la venta en ninguna tienda a nivel nacional, cabe aclarar que este procedimiento tardó aproximadamente un mes y medio, hecho que retrasó el desarrollo de la investigación. Para determinar los transductores de conducción ósea a implementar en el dispositivo fue necesaria la realización de una comparación objetiva entre los dos tipos de transductores donde fueron tenidas en cuenta diferentes características entregadas por el fabricante y otras que fueron medidas, tales como la potencia, la respuesta en frecuencia, la impedancia, la frecuencia de resonancia, la fase, así como el peso, tamaño y costo.

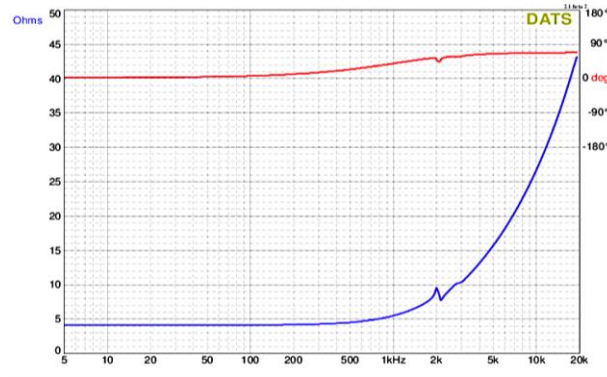
Dentro de las características medidas estuvieron la impedancia, fase, frecuencia de resonancia e inductancia de la bobina. Adicionalmente se midieron parámetros como la amortiguación de la resonancia por motivos electromagnéticos (Q_{ES}), la sobretensión mecánica debido a la fricción (Q_{MS}) y la sobretensión total debido a componentes electromagnéticos y mecánicos (Q_{TS}). Esta medición se realizó con el fin de caracterizar el comportamiento electromecánico de ambos transductores para

complementar las especificaciones técnicas entregadas por el fabricante debido a la omisión de estos datos en las hojas de especificaciones entregadas por los mismos. La comparación realizada entre las especificaciones de los dos tipos de transductores se evidencia en la

Tabla 4-1.

En la **Figura 4-5**, **Figura 4-6** y **Figura 4-7** se encuentran los resultados de la medición de impedancia y fase de los Dayton Audio BCE-1 para diferentes posiciones. En el **ANEXO I** y el **ANEXO J** se evidencian las mediciones y especificaciones de los transductores dinámicos genéricos, estos datos obtenidos permitieron hacer una selección objetiva de los primeros (Dayton Audio BCE-1) para ser implementados en el proyecto. Otra razón que permitió el descarte de los transductores genéricos dinámicos radica en el peso (74 g) y tamaño (2,8 cm de diámetro por 2,7 cm de alto), hecho que resultase tedioso en el proceso de fabricación de la diadema (acople a la cabeza), además el dispositivo podría ser incómodo para el usuario. Luego de su selección, se procedió a la investigación de las mediciones de respuesta en frecuencia de los transductores Dayton Audio BCE-1, conociendo por el fabricante de los transductores que la respuesta en frecuencia y la sensibilidad de estos dependen completamente de la superficie sobre la cual son colocados. Para este caso la superficie designada para los transductores son la apófisis mastoides y el cóndilo mandibular. Por tanto, no se tiene una respuesta en frecuencia general de los transductores estandarizada. Sin embargo, se realizó una calibración del transductor mediante el método de balance de sonoridad descrita en la **sección 2.2.10** para así tener una referencia de su comportamiento en las dos posiciones sobre el cráneo humano. Cabe resaltar que el sistema auditivo y todas las variables que intervienen en el proceso de escucha son diferentes para cada ser humano, por tanto, una calibración absoluta nunca será posible. En la **Figura 4-3** está plasmada la medición de impedancia y fase del transductor de conducción ósea entregada por el fabricante. Allí se puede evidenciar que la frecuencia de resonancia del transductor es cercana a los 2100 Hz.

Figura 4-3: Medición entregada por el fabricante de la impedancia (en azul) y fase (en rojo) del transductor de conducción ósea Dayton Audio BCE-1 cuando se encuentra desacoplado y mirando hacia arriba.



Fuente: (Dayton Audio, 2019)

Tabla 4-1: Comparación entre las especificaciones del transductor de conducción ósea Dayton Audio BCE-1 y del transductor dinámico genérico.

PARÁMETROS	VALORES	
	DAYTON AUDIO	GENÉRICOS
Impedancia Eléctrica	4 Ω	4 Ω
Resistencia eléctrica de la bobina (Re)	4 Ω	No especificada
Inductancia eléctrica de la bobina (Le)	0,56 mH	95.6 μ H
Frecuencia de resonancia (Fs)	2100 Hz	406,1 Hz
Potencia RMS	1 Vatios	3 Vatios
Respuesta en frecuencia	300 Hz – 19000 Hz	No especificada
Tamaño	21,5 x 14,5 x 7,9 mm	Diámetro: 2.8 cm Altura: 2.7 cm
Peso	9,6 gramos	74 gramos
Costo	12 USD	17 USD
Q_{ES}	12,747	21,124
Q_{MS}	19,681	33,101
Q_{TS}	7,736	12,895

Fuente: (Dayton Audio, 2019)

4.1.1 Tipo de Transductor

Estos transductores funcionan mediante el principio de la magnetostricción, por el cual, los materiales ferromagnéticos al ser expuestos a un campo magnético tienen cambios pequeños en su longitud (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003). El Dayton Audio BCE-1 es un transductor de imán permanente el cuál utiliza imanes de neodimio sinterizado (compactado a alta presión) para crear el flujo magnético máximo alrededor de unas estructuras de bobinas de voz. Tiene un driver de hierro en movimiento más no uno de bobina móvil. En su lugar, una barra de metal está envuelta con la bobina. Cuando la corriente se impulsa a través de la bobina, el campo magnético hace que una pieza de metal se expanda y se contraiga generando vibraciones sobre la superficie en la cual sea ubicado (Dayton Audio, 2019).

4.1.2 Parámetros Electroacústicos de los Transductores

En esta sección se evidencian las mediciones implementadas en los transductores por conducción ósea “Dayton Audio – BCE-1”. Se muestran los parámetros “Thiele Small” los cuales no son entregados por el fabricante y la relación de impedancia versus frecuencia. Estos parámetros fueron medidos durante el funcionamiento de los transductores bajo pruebas de uso. Se utilizó el software de medición R.E.W (Room EQ Wizard) (Room EQ Wizard, 2019), dos cables TS de 3 metros y uno de 15 Cm, una resistencia de aproximadamente 100 Ω y un convertidor AD/DA (Análogo a Digital / Digital a Análogo) marca “Line 6 UX2”; se utiliza una salida de audífonos que alimenta la carga y a la señal de referencia que van conectadas a dos entradas de la interfaz, estas entradas son ruteadas hacia el software donde se hace el análisis que permite conocer ciertos parámetros electroacústicos.

El transductor genérico no presenta ninguna hoja de especificaciones técnicas, sin embargo, las mediciones de sus parámetros Thiele Small se encuentran en el anexo B. Por otro lado, el datasheet del fabricante (Dayton Audio, 2018) dice que el transductor “BCE-1” tiene una impedancia de aproximadamente 4 Ω y su frecuencia de resonancia se encuentra alrededor de los 2100 Hz. Estas especificaciones son ideales, fueron obtenidas en laboratorio bajo condiciones controladas, sin embargo, el fabricante no especifica otros parámetros electroacústicos del transductor.

Es posible que en el AD/DA (Convertidor Análogo-Digital / Convertidor Digital-Análogo) a utilizar existan variaciones de ganancia entre los dos preamplificadores de entrada de señal de referencia y de la carga que llegan a causar errores de cálculo de impedancia y de la corriente de carga, esta

diferencia debe ser mitigada por calibración directamente en el software R.E.W. (Room EQ Wizard, 2019), en el Anexo H se encuentra consignado este procedimiento de calibración.

MEDICIÓN DE IMPEDANCIA

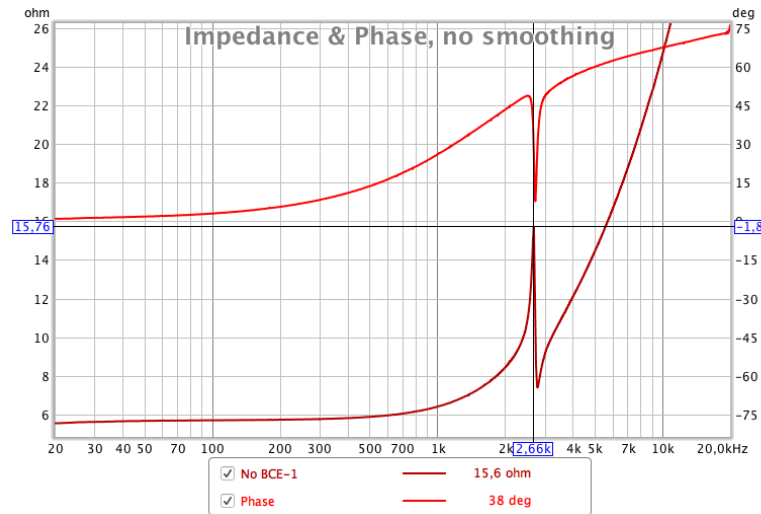
Una vez finalizada la calibración de impedancia en el sistema de medición se procede a conectar la carga y la resistencia de sensado, esta última permite calcular la corriente que fluye hacia la carga, generalmente es de 100Ω . La conexión sugerida por el fabricante del software (Room EQ Wizard, 2019) para esta medición se muestra en el diagrama de la **Figura 4-4**. Se verifican los niveles de ganancia que hay en las entradas de la interfaz de audio, pues la resistencia de sensado reduce los dB FS en el software, el valor real de esta resistencia es medido y digitado en la casilla de texto “R_{SENSE}”, al igual que la resistencia de los cables usados, en la sección “R_{LEADS}”. Se establece el rango de frecuencias entre 20 Hz y 20 000 Hz y, por último, se presiona el botón “Start Measuring” (Room EQ Wizard, 2019).

Figura 4-4: Diagrama de conexión para medición de impedancia y parámetros TS (Thiele-Small)



Fuente: (Room EQ Wizard, 2019).

Figura 4-5: Medición de impedancia del transductor Dayton Audio BCE-1 desacoplado y apuntando hacia arriba (Punto máximo).

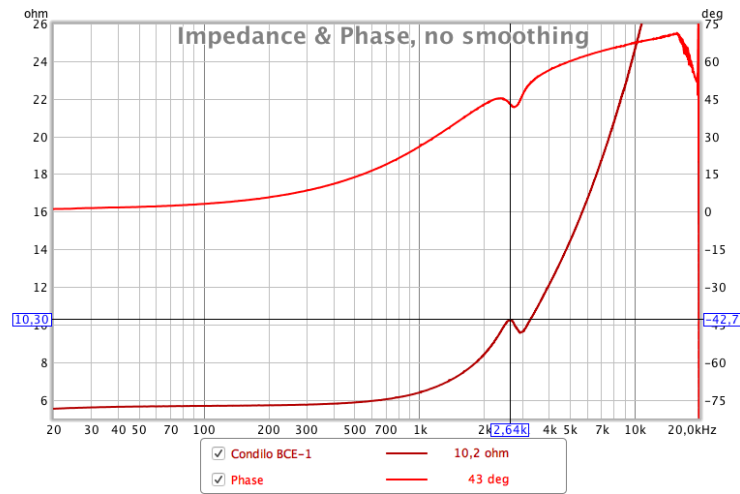


Fuente: Captura de pantalla Propia.

Fueron implementadas tres mediciones de impedancia y fase para el transductor “Dayton Audio BCE-1”, una para la carga desacoplada y mirando hacia arriba (ver **Figura 4-5**), otra acoplada a la apófisis mastoides (**Figura 4-7**) y la última en el cóndilo mandibular (

Figura 4-6). Debido a que el objetivo de esta sección es conocer los parámetros electroacústicos bajo condiciones de uso real se tiene en cuenta la fuerza generada por el hecho de posicionar el transductor contra el cráneo humano, obedeciendo la segunda ley de Newton; la fuerza estática ejercida por el dispositivo en la cabeza (ver sección 4.5) es de aproximadamente 2,5 Newton, por ende, la masa agregada al sistema se calculó en aproximadamente 254,92 gramos. En la **Figura 4-5** se observa un pico en la impedancia (curva inferior) de 15,76 Ω en 2660 Hz y enseguida, una caída en 2770 Hz que estabiliza la curva de impedancia, llegando a medir aproximadamente 7,73 Ω . Por otra parte, la fase presenta una tendencia al aumento que comienza entre 0,3 grados desde los 20 Hz y termina alrededor de los 73° en 20 000 Hz.

Figura 4-6: Medición de impedancia del transductor Dayton Audio BCE-1 en el cóndilo mandibular (punto máximo).

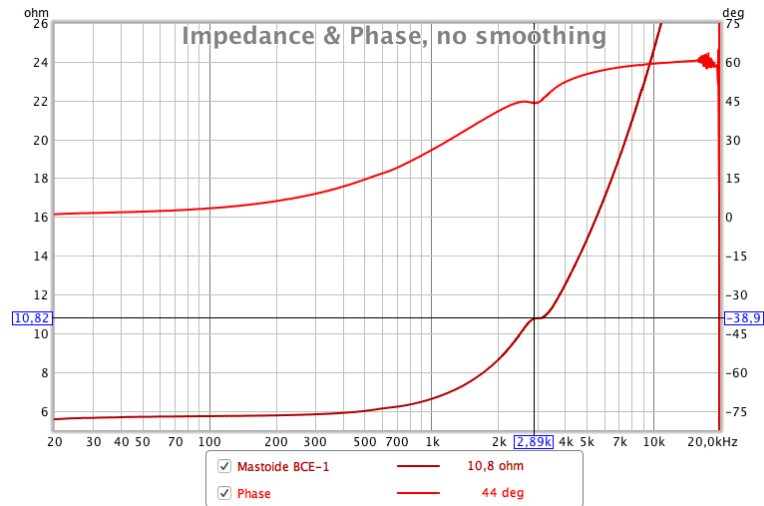


Fuente: Captura de pantalla Propia

Se acopló el transductor BCE-1 al soporte de la diadema diseñada (Ver sección 4.4.1) y se posicionó en el cóndilo mandibular; la muestra una curva más suavizada respecto a los de la **Figura 4-5**, el nivel pico de la frecuencia de resonancia en la impedancia bajó a 10,30 Ω en 2640 Hertz reduciéndose alrededor de 5,46 Ω , lo que mejora la potencia del dispositivo; la frecuencia en el pico de impedancia se mantuvo prácticamente constante con relación a la medida con la carga desacoplada, solo difiere en 200 Hz menos. En el valle se evidencia una medición de 9,6 Ω en 2930 Hz.

Se cambió la posición de contacto de los transductores BCE-1 dejándolos en la apófisis mastoide, los resultados se encuentran en la **Figura 4-7**, esta posición hace que la curva de impedancia sea más suavizada que las dos anteriores, siendo más eficiente en cuanto a aprovechamiento de potencia concierne. Sigue existiendo un leve pico en la frecuencia de 2890 Hz, pero en relación con lo evidenciado en las otras mediciones esta es la que presenta un menor efecto de resonancia, teniendo 10,8 Ω de pico y 10,4 Ω en el valle a 2890 Hz.

Figura 4-7: Medición de impedancia del transductor Dayton Audio BCE-1 en la apófisis mastoides (punto máximo).



Fuente: Captura de pantalla Propia.

De acuerdo con lo evidenciado en la **Figura 4-3** (medición de impedancia y fase entregada por el fabricante), en comparación con la **Figura 4-5** donde se observan los resultados de la medición de impedancia cuando el transductor BCE-1 está desacoplado y mirando hacia arriba, se puede inferir que la frecuencia de resonancia, es decir, el punto donde la impedancia es más alta, se encuentra alrededor de 2660 Hz; Por ende en este punto será menor la ganancia en la respuesta en frecuencia. Sin embargo, se observa un cambio al poner una masa al transductor: al realizar la medición en las posiciones del cóndilo mandibular y la apófisis mastoides se evidencia una reducción de 5,46 Ω cuando se posiciona sobre el cóndilo y de 4,9 Ω al ser posicionado sobre la apófisis mastoides. En la posición del mastoides la resonancia prácticamente desaparece, por ello se infiere que en esta posición no existirán pérdidas de ganancia dadas por la propia impedancia del sistema, por el contrario, será la posición donde aparentemente habrá una mejor respuesta en frecuencia.

Por otra parte, de acuerdo con lo evidenciado en las mediciones de fase realizadas en el software Room EQ Wizard (**Figura 4-5**) en comparación con la gráfica ofrecida por el fabricante Dayton Audio en el datasheet (**Figura 4-3**) se observa una tendencia similar en cuanto al comportamiento de fase. Arrancando desde 0° en 20 Hz, luego en 200 Hz la fase empieza a cambiar positivamente teniendo aproximadamente 15° en 500 Hz y tiende al aumento directamente proporcional a la frecuencia; el punto más alto de la fase en la posición de mastoides se encuentra alrededor de 60° a partir de 9000 Hz. La tendencia de la fase en general es de 38 a 44°.

En cuanto a los transductores dinámicos genéricos, los cuales fueron descartados desde un principio puesto que su tamaño es considerablemente más grande que los BCE-1 (Altura: 27 mm/1.1," Diámetro: 28 mm/1.1"), tienen un peso de 74 g cada uno, su consumo energético es mayor (alrededor de 3W) y debido a que no cuentan con una estructura que permita acoplarlos fácilmente a la diadema que va a la cabeza, solo se hicieron mediciones de impedancia para las posiciones de mastoide y cóndilo con el Dayton Audio BCE-1. A pesar de que los transductores dinámicos genéricos fueron descartados inicialmente se implementaron dos mediciones complementarias de manera que se puedan conocer algunos parámetros de funcionamiento, ya que el fabricante no entrega una hoja de especificaciones, estas mediciones se encuentran consignadas en el **Anexo I y el Anexo J**.

PARAMETROS THIELE SMALL (TS)

Estas mediciones fueron implementadas como complemento de la información brindada por el fabricante Dayton Audio en el datasheet del transductor BCE-1. Se utilizó la herramienta de análisis “Thiele-Small Parameters” del software Room Eq Wizard, disponible en la pestaña “tools”, en esta se seleccionan las dos mediciones de aire libre, o desacople, y la de la posición en el mastoides, también se ingresa manualmente el valor de resistencia eléctrica medido en la carga, el área efectiva del transductor en centímetros cuadrados y el valor de la masa teórica que se agrega por el hecho de poner el transductor contra el cráneo ejerciendo una fuerza estática de aproximadamente 2,5 Newton. Los valores obtenidos con este cálculo mediante software se encuentran consignados en la

Tabla 4-2 (para el BCE-1) y en el **ANEXO J** (para el transductor dinámico), Sin embargo, hay que tener en cuenta que estos valores son generalmente dados para transductores dinámicos convencionales y no para los de tipo magnetostrictivo.

Los parámetros TS que fueron tenidos en cuenta como complemento de las especificaciones técnicas entregadas por los fabricantes son: F_s , L_E , Q_{ES} , Q_{MS} , y Q_{TS} , donde “ Q_{ES} ” (sobretensión eléctrica) es la amortiguación de la resonancia por motivos puramente electromagnéticos, “ Q_{MS} ” (sobretensión mecánica) se genera una amortiguación de la resonancia por motivos puramente mecánicos, es decir por fricción, “ Q_{TS} ” (sobretensión total) se da por ambos motivos, “ F_s ” es la frecuencia de resonancia medida en Hertzios y “ L_E ” (Inductancia eléctrica de la bobina) este parámetro afecta al transductor en altas frecuencias.

Tabla 4-2: Parámetros TS (Thiele Small) calculados en el Software Room Eq Wizard para el transductor BCE-1.

Parámetro	Valor Medido
F_s	2.699,6 [Hz]
L_E	0,652 [mH]
Q_{ES}	12,747
Q_{MS}	19,681
Q_{TS}	7,736

Fuente: Propia.

4.2 Etapas de Amplificación y Alimentación

La etapa de amplificación fue escogida de manera que se pudiera disponer de la mayor eficiencia de los transductores de conducción ósea, se tuvieron en cuenta parámetros como la potencia RMS, impedancia, el consumo energético, portabilidad y algunos parámetros electroacústicos que fueron medidos como se explica más adelante en esta misma sección. Después de realizar una búsqueda acerca de los amplificadores disponibles en el mercado nacional, se encontró que el circuito integrado PAM8403, un amplificador de audio clase D sin filtros de salida, con requerimiento de alimentación entre los 2.2 y 5.5 voltios y que genera 3 Vatios de potencia a través de dos salidas (Izquierda y Derecha) con una carga de 4Ω , es el amplificador que mejor se adapta a las necesidades del proyecto, la potencia que ofrece es eficiente para alimentar los transductores de 1 Vatio; si se escogiera este amplificador para los transductores de 3 Vatios se trabajaría al límite de amplificación haciendo que la señal pierda calidad y transparencia, el transductor no trabajaría con un buen rango de headroom y además la duración de la batería se reduce.

El transductor Dayton Audio BCE-1 puede garantizar un eficiente funcionamiento si es amplificado con el PAM8403 de 3 Vatios; le permite hacer uso de todo el rango dinámico disponible en los transductores, sin llegar a sobrecalentarlos, y además mantiene la señal lo más limpia posible. Una de las características de este tipo de amplificador es que su tamaño es reducido, además debido a que no requiere de grandes cantidades de voltaje para su funcionamiento, permite utilizar baterías convencionales para su alimentación, brindándole portabilidad. En este caso específico fueron escogidas 3 baterías alcalinas de 1.5 Voltios cada una, de manera que al sumarlas en serie se obtiene un voltaje final de 4.5 Voltios, suficiente para poder poner en funcionamiento el módulo amplificador bluetooth. A pesar de que el fabricante entrega algunos datos de funcionamiento, fueron realizadas diferentes mediciones de parámetros electroacústicos como la respuesta en frecuencia, ganancia, relación señal a ruido, entre otros, ya que los evidenciados en el datasheet se basan en un funcionamiento bajo condiciones ideales, sin embargo, en la práctica esto no resulta así. El amplificador PAM8403 escogido está acoplado a un circuito o módulo receptor bluetooth que

obtiene una señal de audio enviada desde un dispositivo de transmisión, que en este caso es el SBC Raspberry Pi3, y luego la amplifica para ser entregada mediante dos puertos de salida que finalmente alimentarán los transductores de conducción ósea con un voltaje de aproximadamente 2 voltios. Para las mediciones realizadas se tuvo en cuenta todo el contenido eléctrico aportado por los componentes del módulo de amplificación bluetooth a la señal original, de manera que no se tendrá en cuenta netamente el comportamiento del amplificador PAM8403, sino el de todo el sistema de amplificación bluetooth en funcionamiento.

4.2.1 Sistema básico de medición de la etapa de amplificación

Para medir los parámetros anteriormente mencionados (THD+N, V_{IN_MAX} , SNR, Respuesta en frecuencia y ganancia) es importante utilizar los equipos y materiales que a continuación se listan:

- Osciloscopio.
- Generador de señales / Generador de funciones.
- Fuente regulada de voltaje.
- Multímetro digital.
- Cable par trenzado.
- Resistencias de potencia.
- Componentes del filtro pasa bajas RC

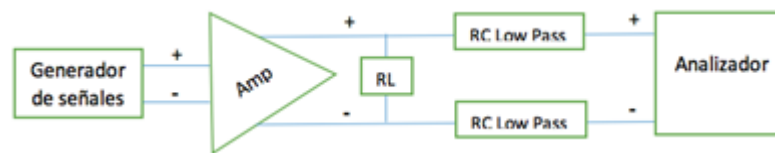
Conexión del sistema de medición de la etapa de amplificación

Es importante tener en mente que las mediciones a realizar se hacen ingresando una señal sinusoidal a la entrada del dispositivo, ya que ésta no tiene contenido armónico, sino que consiste esencialmente de la frecuencia fundamental. Para este caso específico, dado que no se puede hacer una conexión física en la entrada del amplificador para conectar el generador de funciones, sino que la señal debe ser enviada mediante un dispositivo de transmisión bluetooth, fueron exportadas 29 señales sinusoidales por bandas tercios de octava que van desde 20 Hertz hasta 20000 Hertz en formato ".wav", las cuales fueron previamente generadas en el DAW Logic Pro X para finalmente ser reproducidas mediante la SBC Raspberry Pi 3 conectada al módulo amplificador. Luego de esto se conectó el osciloscopio y el multímetro digital en la salida física del amplificador de audio para medir los parámetros a analizar. Es importante tener en cuenta que al alimentar el amplificador debe

hacerse con una fuente de voltaje DC regulada, de manera que se reduzca el ruido eléctrico que ingresa por los pines de alimentación.

Como se está analizando un amplificador clase D sin filtros, se requiere implementar entonces un filtro pasa bajas RC en la salida de manera que permita analizar la señal resultante eficientemente; los amplificadores clase D generalmente toman una señal análoga y la convierten en una señal digital modulada por ancho de pulso (PWM – Pulse Width Modulated) que muchas veces no es procesada correctamente por algunos analizadores ya que la señal oscila demasiado rápido y por ende se interpreta como distorsión en las bandas de frecuencias altas (Texas Instruments, 2001). Al tratarse de una salida balanceada tipo BTL (Bridge-tied Load) que tiene dos pines que proveen voltajes desfasados 180° y una carga que se conecta entre estos dos, se debe implementar el siguiente diagrama de circuitos (Ver **Figura 4-8**).

Figura 4-8: Diagrama de conexión del sistema de medición de la etapa de amplificación.



Fuente: Propia.

Se debe analizar la señal resultante después de haber sido procesada mediante los filtros pasa bajas RC, los cuales se conectan en el mismo nodo que alimenta la carga, es decir el punto donde se conecta la salida del amplificador con los terminales del transductor.

4.2.2 Diseño del filtro RC para la medición de la etapa de amplificación

Según el documento (Texas Instruments, 2001) es importante implementar un filtro RC pasa bajas para poder analizar correctamente la salida de un amplificador clase D, ya que el tipo de conversión de señal análoga a digital es realizado mediante el método de PWM lo que causa que la señal oscile demasiado rápido haciendo que el analizador interprete estas variaciones como ruido de alta frecuencia. Para el filtro que se diseñó la frecuencia de corte fue calculada de manera que estuviera por encima del rango audible; teniendo en cuenta que la carga (transductor de conducción ósea “Dayton Audio – BCE-1”) tiene una respuesta en frecuencia que va aproximadamente desde 150 Hertz hasta los 10000 Hertz, según el datasheet, el filtro debe tener la frecuencia de corte calculada por arriba de la frecuencia más alta que el transductor sea capaz de reproducir, evitando así atenuación de la ganancia en las frecuencias de interés. Para el cálculo de la frecuencia de corte se utilizó la ecuación (4-14) la cual resulta en aproximadamente 14 000 Hz, sin embargo, se supondrá

que la respuesta en frecuencia del dispositivo transductor va hasta los 20 000 Hz de manera que la curva de atenuación del filtro no modifique la ganancia de las frecuencias de interés y así poder hacer un análisis extendido no solo del rango de frecuencia disponible sino el de todo el espectro audible. Se recomienda entonces utilizar los valores propuestos en la **Tabla 4-3**. A partir del cálculo de la frecuencia de corte se puede implementar la ecuación 4-13 que permite definir la magnitud del capacitor a implementar a partir de la frecuencia de corte calculada y del valor de la resistencia.

$$C_{FILT} = \frac{1}{2\pi * f_c * R_{filt}} \quad (4-1)$$

$$f_c = \sqrt{2} * f_{Max} \quad (4-2)$$

Para este tipo de filtros se escoge normalmente una resistencia que sea relativamente pequeña (del orden de los 100 Ω) para la mayoría de las mediciones, ya que permite minimizar la corriente que es desviada por la carga y a la vez es lo suficientemente pequeña para minimizar la atenuación del voltaje de entrada del analizador en el divisor de voltaje que se forma entre la resistencia del filtro y la resistencia propia del analizador. Esto reduce errores de medición a menos del 1% para resistencias del analizador superiores o iguales a 10 K Ω . Existe sin embargo una excepción cuando se debe medir la eficiencia del amplificador, para este caso se recomienda utilizar una resistencia diez veces más grande para reducir la corriente desviada a través del filtro, por ende, la capacitancia debe reducirse en un factor directamente proporcional manteniendo así la misma frecuencia de corte. (Texas Instruments, 2001)

Tabla 4-3: Valores de resistencia y capacitancia recomendados para el filtro RC.

Tipo de medición	Resistencia (Ω)	Capacitancia (pF)
Eficiencia	1000	5600
Otras mediciones	100	56000

Fuente: (Texas Instruments, 2001)

4.2.3 Parámetros electroacústicos del amplificador

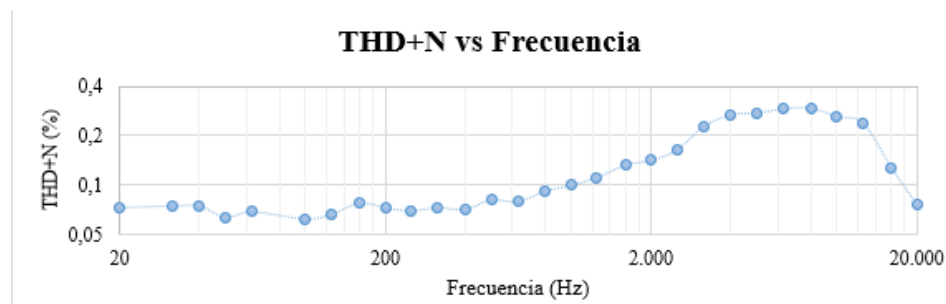
Medición de THD+N vs Frecuencia (Distorsión armónica total más ruido)

Idealmente una señal de la forma sinusoidal contiene únicamente la frecuencia fundamental, sin embargo, en la práctica esto no es verdad ya que los componentes electrónicos, la vía de transmisión y el entorno por el que la señal atraviesa añade contenido armónico y ruido. Para el cálculo de este valor se utilizó la ecuación (2-3), tomada de (Metzler, Enero 2005). Primero se realizó la medición

de la señal resultante mediante un analizador (osciloscopio) con la función o herramienta de FFT (Transformada rápida de Fourier) así, mediante el posicionamiento de un cursor, permite saber el voltaje RMS que se presenta en cada uno de los armónicos de la señal de salida y el de la frecuencia fundamental. Es recomendable filtrar la señal digitalmente en el analizador de manera que el ancho de banda comprenda la frecuencia fundamental y los armónicos a analizar, esto permite mitigar la incidencia de ruido o de contenido en frecuencia no deseado en la señal. Para este caso específico se midió hasta el quinto armónico por bandas de tercios de octava desde 20 Hz hasta 20 000 Hz.

Fueron registrados los valores de voltaje correspondientes a los cinco primeros armónicos de cada señal analizada (donde cada pico es un armónico) y luego de aplicar la ecuación (4-15) en una hoja de Excel se obtuvieron los valores de THD+N. Para saber los valores de voltaje de cada pico se configuró el osciloscopio en modo "math" donde se seleccionó la opción "FFT" y luego con ayuda del cursor tipo "tensión" se posicionó en cada pico para determinar el voltaje RMS; para saber la frecuencia de cada pico solo basta con cambiar el tipo de cursor a "frecuencia". Los valores resultantes de la implementación de la ecuación (4-15) se encuentran consignados en la tabla del anexo B y se pueden ver de manera más eficiente en la **Figura 4-9**.

Figura 4-9: Resultados de la medición de THD+N Vs. Frecuencia del módulo amplificador bluetooth PAM8403 con el transductor BCE-1 como resistencia de carga. Datos obtenidos de la implementación de la ecuación (4-15).

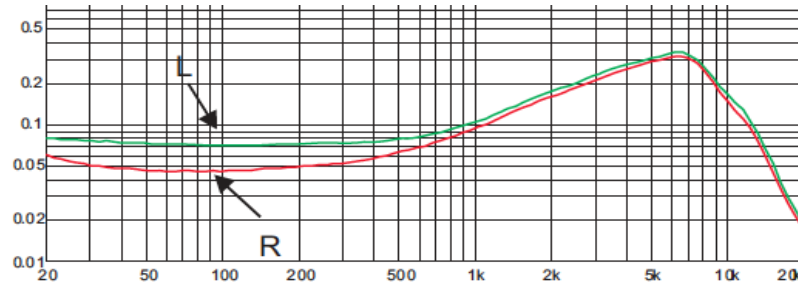


Fuente: Propia.

El circuito fue medido en el punto donde la señal se encuentra justo antes de clip, con el nivel de ganancia del dispositivo SBC Raspberry Pi3 en el 90% de su capacidad, de manera que se pudiera garantizar que no haya contenido armónico producido por la deformación de la forma de onda sinusoidal, ya que, al llegar a tocar el punto de clip, y a medida que va aumentando la ganancia, esta señal se torna de forma cuadrada. Para determinar esta zona antes de clip de manera experimental se utilizó una señal sinusoidal de 1000 Hertz enviada mediante la Raspberry vía bluetooth al módulo amplificador PAM8403 con un porcentaje de volumen al 0%; se analizó la forma de onda en el

osciloscopio aumentando el volumen o ganancia de manera gradual hasta el punto justo antes de que la señal se distorsionara.

Figura 4-10: Distorsión armónica total más ruido (THD+N) Vs. Frecuencia en Hertz dada por el fabricante del amplificador PAM8403 a una carga de 4Ω , con voltaje de alimentación de 5V y ganancia de 24dB.



Fuente: (Power Analog Microelectronics, Inc, 2008)

De acuerdo con la información dada por el fabricante en el datasheet (Ver **Figura 4-10**) del amplificador de audio PAM8403 (Power Analog Microelectronics, Inc, 2008) la distorsión armónica total más el ruido en la banda de frecuencia de 1000 Hz, para una carga de 4Ω debería oscilar entre el 0,11 % y 0,15 % si se alimenta con 3,6 V o 5 V respectivamente. Para el caso de esta investigación, al momento de realizar las mediciones, al dispositivo se le suministró 4,5 Voltios provenientes de una fuente regulada, de manera que se asemejara lo más posible al voltaje que sería entregado en las pruebas de uso con las tres baterías alcalinas de 1,5 V cada una, además evitando añadir ruido.

Voltaje de entrada máximo

Para poder determinar este voltaje es necesario excitar la carga con una señal sinusoidal, por ejemplo, en 1000 Hz, aumentando el voltaje que ingresa al módulo amplificador hasta que la señal de salida se encuentre en clip, luego de haber encontrado el punto de clip se reduce controladamente la ganancia o nivel de entrada hasta que ésta se encuentre justo antes de clip y se mide el voltaje en este punto. Según el texto guía para la medición de amplificadores de potencia para audio de (Texas Instruments, 2001) existe otro método que “consiste en calcular el voltaje máximo de entrada pico a pico utilizando la potencia de salida RMS máxima del datasheet o calculándola a partir del THD+N versus la medición de potencia hasta el valor de distorsión máximo deseado”. La ecuación (4-16) proporciona la máxima tensión de entrada pico a pico, donde $P_{OUT(max)}$ es la potencia de salida

RMS nominal máxima, R_L es resistencia a la carga, y A_V es la ganancia de voltaje del amplificador de audio medido en Voltios. (Texas Instruments, 2001, pág. 11)

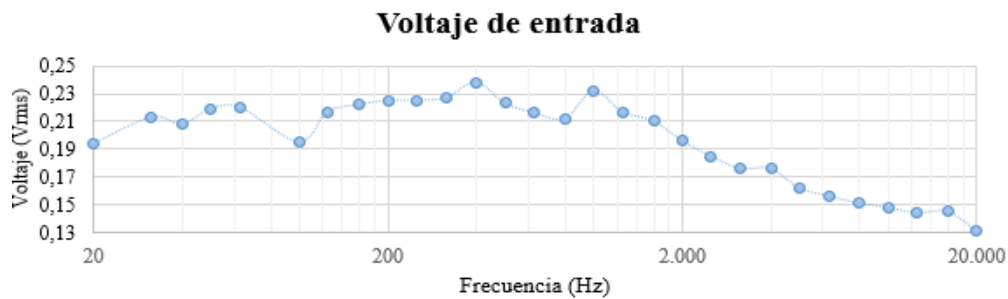
$$V_{IN(P-P)} = \frac{2 \cdot \sqrt{2 \cdot P_{OUT(max)} \cdot R_L}}{A_V} \quad (4-3)$$

Fuente: (Texas Instruments, 2001, pág. 11).

Si se implementa la ecuación (4-16) donde la potencia de salida entregada por el fabricante en el datasheet va de 1,3 W a 2,5 W (cuando el THD+N está al 1%) dependiendo del voltaje de alimentación, la resistencia de carga del transductor es de alrededor de los 4 Ω y la ganancia media obtenida en la práctica es de 21 dB aproximadamente; se obtiene entonces un valor aproximado de 0,4259 $V_{(P-P)}$.

Para esta investigación se utilizó el método práctico descrito en la referencia (Texas Instruments, 2001); se configuró entonces la señal proveniente de la SBC Raspberry Pi3 con ganancia al cien por ciento, de manera que el sistema entra en clip, en este momento se analiza la señal resultante en el osciloscopio y se reduce la ganancia de manera gradual y controlada justo antes del punto donde la señal deja de distorsionarse, es en este momento donde se registra el valor de voltaje que será el máximo valor de entrada. La medición debe realizarse en las terminales 7 (Entrada Izquierda) o 10 (Entrada Derecha) del amplificador PAM8403 respecto a tierra (Power Analog Microelectronics, Inc, 2008).

Figura 4-11: Resultados de la medición del voltaje de entrada Vs. Frecuencia del módulo amplificador bluetooth PAM8403 con el transductor BCE-1 como resistencia de carga.



Fuente: Propia.

De acuerdo con el método implementado en este caso, fueron obtenidos diferentes valores de voltaje para cada una de las bandas de frecuencia y se determinó un valor medio de voltaje de entrada de 0,196 V_{IN_RMS} y uno de 0,433 $V_{IN_MAX(P-P)}$. Estos resultados se encuentran consignados en el anexo B y además pueden ser observados con mayor eficiencia en la **Figura 4-11**.

Relación señal a ruido

Esta es una relación entre el voltaje máximo de salida comparado con el ruido propio del amplificador, se expresa en dB o en dBv con referencia a 1 voltio. Inicialmente se realiza la medición del ruido presente en el sistema sin inyectar voltaje de entrada (sin señal), esto con ayuda de un analizador de espectro o con el osciloscopio en la función FFT y luego se compara con el voltaje máximo (el punto donde la señal llega a clip). Normalmente se mide en la frecuencia fundamental de 1000 Hz, sin embargo, para esta investigación se determinó para cada una de las bandas de frecuencia. Es importante implementar un filtro pasa banda que comprenda el rango audible y que cualquier entrada que no sea utilizada esté acoplada a tierra.

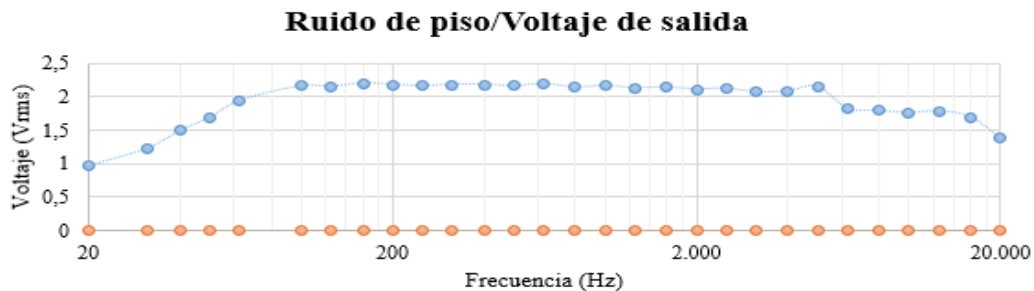
$$SNR = 20 \log \frac{V_{Out_RMS}}{V_{Noise_RMS}} \quad (4-4)$$

Fuente: (Texas Instruments, 2001, pág. 11)

Los datos obtenidos de esta medición se encuentran consignados en una tabla de datos del anexo 0 y del anexo 0, pueden observarse los resultados con mayor eficiencia en la **Figura 4-12** que muestra la comparación entre el voltaje de salida (en azul) y el ruido de piso (en naranja) respecto a la frecuencia, y la

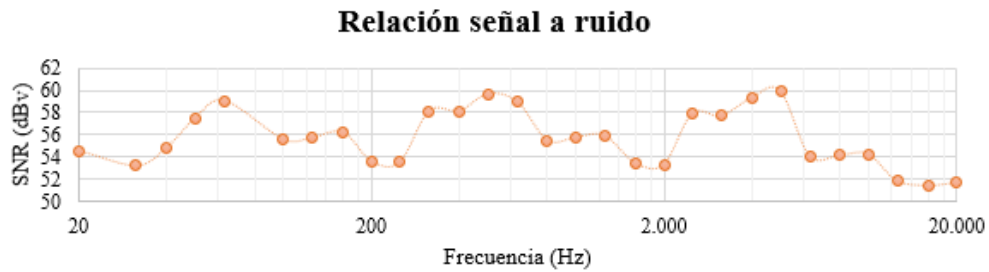
Figura 4-13 que muestra la relación señal a ruido obtenida a partir de la implementación de la ecuación (4-17).

Figura 4-12: Comparación entre el voltaje de salida (azul) y el ruido de piso (naranja) Vs. Frecuencia en el módulo amplificador bluetooth PAM8403 con el transductor BCE-1 como resistencia de carga.



Fuente: Propia.

Figura 4-13: Resultados del cálculo de la relación señal a ruido Vs. Frecuencia en el módulo amplificador bluetooth PAM8403 con el transductor BCE-1 como resistencia de carga.



Fuente: Propia

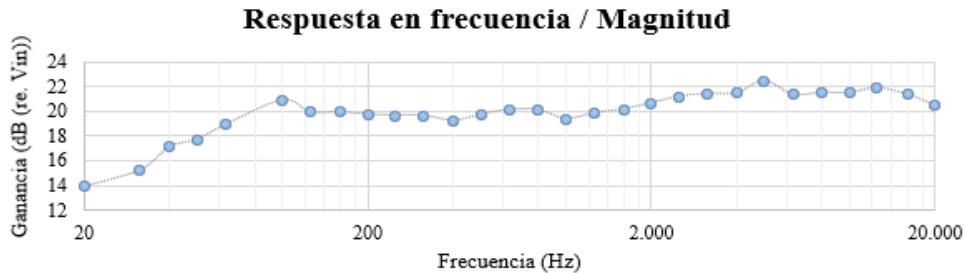
Ganancia

Para esta medición se implementó la misma configuración propuesta en el diagrama de la **Figura 4-8** y se midió el voltaje existente en cada una de las bandas de frecuencia por tercios de octava utilizando el osciloscopio como analizador; el cálculo de la ganancia se puede realizar implementando la ecuación (4-18) tomada de la referencia (Texas Instruments, 2001), la cual establece una relación logarítmica entre el voltaje de salida y el de entrada. Los datos resultantes se encuentran consignados en las tablas del anexo 0 que permitieron graficar la respuesta de magnitud respecto a la frecuencia y se pueden observar más eficientemente en la **Figura 4-14**.

$$A_V = 20 \log \frac{V_{Out}}{V_{In}} \quad (4-5)$$

Fuente: (Texas Instruments, 2001, pág. 11)

Figura 4-14: Resultados del cálculo de la ganancia Vs. Frecuencia medidos en el módulo amplificador bluetooth PAM8403 con el transductor BCE-1 como resistencia de carga.



Fuente: Propia.

A partir de los datos de ganancia calculada se realizó el diagrama de bode donde se muestra la respuesta en frecuencia del amplificador a partir de la magnitud medida. Además, fue calculado un

valor medio de ganancia, de manera que pudiera compararse con los datos entregados en el datasheet del PAM8403, donde se muestra que el dispositivo alimentado con 5 V y con una carga de 8 Ω tiene una ganancia de alrededor de los 24 dB; el sistema evaluado presenta una ganancia media de 20,65 dB con un voltaje de 4,5 V y una carga de 4 Ω ; la ganancia en la banda de frecuencia de 1000 Hz es de 19,37 dB. A partir de las mediciones implementadas para los dos tipos transductores y del amplificador, se da por culminada una parte del objetivo uno, pues a partir de estos resultados se puede comenzar a realizar una comparación objetiva entre los sistemas que resultan más adecuados para implementar en la investigación.

4.3 Programación y diseño

Actividad 2: Diseño y construcción

Descripción: Esta sección es una sinopsis que contempla el diseño y construcción de las etapas de acoplamiento del sistema de retroalimentación auditiva mediante conducción ósea al dispositivo SBC Raspberry Pi, estas incluyen el diseño 3D en CAD (Computer Assisted Design) y la impresión de las partes de la diadema que sostiene los transductores en la cabeza, además se elaboró una caja tipo "bodypack" donde se encuentran las baterías que alimentan el módulo amplificador, contiene también el módulo amplificador y un potenciómetro. Se describen las rutinas de programación implementadas en la SBC Raspberry Pi para el envío de mensajes de alerta mediante bluetooth y el censado de proximidad con un dispositivo ultrasónico, además se incluye la programación en Arduino de un semáforo que permite generar las condiciones necesarias para la elaboración de la prueba piloto, esto mediante un sensor de color.

- Objetivo específico relacionado:
 2. Diseñar y construir las etapas de acoplamiento de los transductores de conducción ósea al dispositivo SBC Raspberry Pi, para enviar los mensajes de alerta vía bluetooth y que estos transmitan la información sonora mediante conducción ósea al usuario.
- Duración: 4 semanas.

Esta sección es un extracto que describe el desarrollo de las rutinas de programación implementadas en el dispositivo SBC Raspberry Pi3 y en un microcontrolador Arduino MEGA. La sección está dividida en dos partes, la primera se centra en la detección de personas al aproximarse al dispositivo Raspberry mediante un sensor de distancia que funciona por ultrasonido, éste permite identificar la

distancia a la que se encuentra una persona y así poder enviar una señal de alerta que depende de los datos entregados por un sensor de colores RGB TCS3200; la señal obtenida por el sensor RGB es interpretada por la SBC Raspberry para enviar información audible vía bluetooth referente al estado del semáforo, esta información se transmite mediante conducción ósea y así facilita el desplazamiento de las personas con discapacidad visual.

Se diseñó un algoritmo general que pudiera integrar todos los sistemas de censado y de reproducción de señales. El programa funciona obteniendo información de un sensor ultrasónico que permite conocer cuando una persona se encuentra a menos 2 metros de distancia respecto al semáforo, en este punto se activa el sensor de colores que va a determinar el estado en que se encuentra el semáforo y finalmente, se envían las señales de audio pertinentes mediante bluetooth al módulo amplificador bluetooth PAM8403 que alimenta a los transductores por conducción ósea. La rutina de programación resultante y los detalles de toda la programación implementada pueden verse en el **Anexo N**.

4.3.1 Emparejamiento y configuración Bluetooth

Para poder realizar la transmisión de datos vía bluetooth al módulo amplificador de los transductores de conducción ósea se implementó un dispositivo externo o dongle USB CSR 4.0 en uno de los puertos de la SBC (Single Board Computer). Existen dos maneras de emparejar el dongle bluetooth conectado al SBC con el módulo amplificador, mediante la interfaz gráfica o directamente desde la terminal, la más sencilla y rápida es abriendo el controlador bluetooth en el menú del escritorio de la Raspberry que se encuentra en la parte superior izquierda de la pantalla, donde se accede a la pestaña de preferencias y finalmente se hace clic en el "Bluetooth Manager", esto abre la interfaz gráfica que permitirá el acople de los dos sistemas (transmisor y receptor bluetooth), aquí se encuentran en pantalla los dispositivos disponibles para conexión, se hace clic en el que pertenece al dongle y se crea la conexión; para que la siguiente vez que se encienda el dispositivo no se tenga que realizar la conexión de manera manual se debe recordar la configuración en el mismo software (Martin, 2016). Luego de emparejar y conectar los dispositivos de transmisión y recepción (SBC Raspberry Pi3 y Modulo Amplificador Bluetooth PAM8403) se procedió a realizar la configuración de la salida de audio en el software controlador de audio "Pulse-Audio" propio del sistema operativo Raspbian, de manera que las salidas de audio ya no sean HDMI ni las del conector de audio 1/8 3.5 mm sino la del dispositivo bluetooth conectado, para ello es necesario acceder a las preferencias de audio en el menú de la SBC y luego acceder a la pestaña de "hardware" donde aparece el dispositivo de recepción bluetooth, este se activa seleccionándolo y haciendo clic en la opción "Reproducción

de Alta Fidelidad (A2DP)". Por último, se accede a la pestaña "output" o "salida" y se selecciona el dispositivo deseado para la reproducción de sonido. (PulseAudio, 2019).

4.3.2 Sensor de ultrasonido

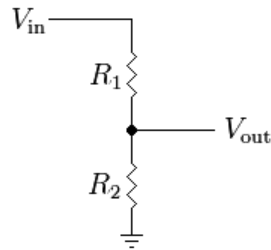
Fue implementada una rutina de programación en lenguaje "Python" para determinar la distancia a la que se encuentra una persona mediante un sensor ultrasónico HC-SR04, de manera que se pueda determinar cuando el usuario se encuentra a dos metros del punto donde está ubicado el dispositivo de transmisión de información audible, una vez el usuario es detectado se inicia la rutina de programación que permite conocer el estado del semáforo mediante el sensor RGB TCS3200. Según la hoja de especificaciones, el dispositivo de sensado requiere un voltaje de alimentación de 5 V, que puede ser obtenido directamente de uno de los puertos de la SBC, y funciona emitiendo ocho señales consecutivas de 40 000 Hz que son enviadas de manera automática, luego detecta si existe retorno de la misma señal al dispositivo (Elec Freaks, 2019); debido a que se emite una frecuencia alta, ésta se comporta de manera similar a un rayo de luz, entonces, al encontrar un obstáculo el impulso rebota para luego ser detectado por el "Trigger" a un ángulo de incidencia de ± 15 grados. Este dispositivo tiene un rango de alcance entre los 2 cm y los 4 m con una precisión de ± 3 mm, suficiente para poder detectar la aproximación de la persona con discapacidad visual.

Dado que la SBC Raspberry Pi 3 soporta voltajes de 3.3 V por cualquiera de sus pines de entrada, y que el sensor HC-SR04 envía los datos con un voltaje de 5 V, se hace necesario implementar un circuito divisor de voltaje que permita reducir la señal de entrada según el requerimiento. La ecuación (4-19) tomada de la referencia (Boylestad & Nashelsky, 2009), muestra la forma más sencilla de hacer el cálculo para un divisor de voltaje, en este sensor fueron utilizadas dos resistencias de 1 K Ω y 2 K Ω (R1 y R2 respectivamente) que deben conectarse como se evidencia en la **Figura 4-15** para poder obtener una salida de 3,3 V. Los puertos de Trigger y Echo del sensor se conectan a dos de los pines de entrada GPIO de la SBC, el divisor de voltaje debe estar implementado en el puerto Echo antes de ingresar a la Raspberry.

$$V_{Out} = V_{In} * \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (4-6)$$

Fuente: (Boylestad & Nashelsky, 2009).

Figura 4-15: Diagrama de conexión de un divisor de voltaje básico.



Fuente: (Boylestad & Nashelsky, 2009).

La determinación de la distancia se hace dependiendo del tiempo que tarde la señal en retornar al dispositivo, de manera que se necesita conocer cuánto tiempo le toma a la señal desde que sale hasta que es capturada por el ECHO, para ello se implementa un ciclo que permite verificar cada vez que el sensor es encendido o apagado, estos datos obtenidos van a permitir hacer el cálculo de distancia implementando la ecuación (4-20) que contempla la velocidad del sonido en el aire (34300 cm/s) y el tiempo de duración del pulso, el valor resultante se divide entre dos ya que se necesita saber la distancia que le toma a la señal llegar hasta el obstáculo y no hasta el sensor.

$$distancia = duración_{pulso} * 34300/2 \quad (4-7)$$

Fuente: (RaspiBlog, 2019).

4.3.3 Semáforo LED

Para la realización de las pruebas piloto fue necesario implementar un semáforo LED a escala reducida que permitiera reproducir las condiciones necesarias para censar los colores en los que se encuentra y así poder enviar la información pertinente al usuario. Se diseñó una rutina de programación en el lenguaje de programación Arduino con el microcontrolador Arduino-Mega2560. La construcción del semáforo se dividió en dos partes, la primera se constituye de tres secciones de color Rojo, Amarillo y Verde, cada una con cuatro LED, y la segunda sección compuesta de dos colores Rojo y Verde con dos LED cada una; el primero permite simular el cruce vehicular y el segundo el cruce peatonal. Los diodos emisores de luz (LED) son alimentados con 5 V provenientes de los pines de salida del microcontrolador haciendo paralelos entre dos bombillos con resistencia a tierra de 280 Ω . Para implementar el código de programación se hace necesario definir primero los pines que serán utilizados como salidas para alimentar los diodos, luego se implementan los ciclos que permiten el encendido y apagado de los grupos de LED. La duración de encendido y apagado de cada grupo de colores se determina mediante la implementación de un retraso temporal que está dado en milisegundos. El sistema finalmente funciona encendiendo el grupo de color Rojo para el

semáforo vehicular y el Verde para el peatonal, espera diez segundos, apaga el grupo de color rojo y enciende el amarillo, luego espera tres segundos, apaga el grupo amarillo, enciende el verde para el vehicular y luego enciende el color rojo para el peatonal, espera diez segundos más y repite el ciclo hasta que el usuario lo de por terminado.

4.3.4 Sensor RGB

A partir de la implementación de la rutina de programación en Arduino explicada en el subtítulo inmediatamente anterior (4.3.3 Semáforo LED) y de la construcción del mismo, se ubica el sensor de colores RGB TCS3200 (TAOS Texas Advanced Optoelectronic solutions, 2011) en una posición tal que pueda captar los colores emitidos por el semáforo vehicular. La rutina programada permite la detección de tres colores primarios (Rojo, Verde y Azul), cada uno presenta valores entre 3000 y 12000 que son interpretados mediante un condicional que discrimina el color que se está censando, de manera que pueda determinarse el mensaje de alerta que debe ser transmitido. Para poder realizar la discriminación del estado del semáforo debe hacerse una calibración posicionando los colores frente al sensor y verificando los valores arrojados en pantalla, Esto permite definir los límites de los condicionales en la programación resultante.

Este sensor cuenta con ocho pines "S0" y "S1" funcionan como entradas que escalan la frecuencia de la señal de salida a uno de los tres valores preestablecidos por el fabricante dependiendo del voltaje con que sean alimentados, "OE" permite habilitar los pines de salida, es un pin activo que permanece en estado "LOW", "GND" y "VDD" corresponden al pin de tierra y al voltaje de alimentación respectivamente, este voltaje puede ser entre 2.7 V y 5 V, "OUT" es un pin por donde se obtiene una señal cuadrada con ciclo de 50% cuya frecuencia depende de las intensidades de luz que capture, finalmente "S3" y "S2" son los pines de selección de diodos fotográficos que finalmente son quienes determinan las frecuencias de cada color detectado.

4.3.5 Transmisión de audio bluetooth

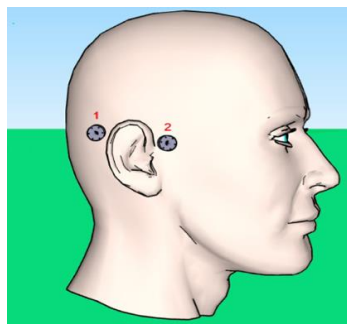
Para generar la transmisión de datos de audio vía bluetooth es importante haber hecho previamente el emparejamiento y conexión del sistema bluetooth como se indica en el subtítulo 4.3.1. Esta sección de la programación implementa la librería "os" que va a permitir utilizar uno de los reproductores que se encuentran instalados en el sistema operativo, en este proyecto se implementó el sistema de reproducción "mplayer"; la reproducción de audio es bastante sencilla, primero se hace la

importación de la librería con la línea “import os” y luego se puede reproducir cualquier archivo de audio con el código “os.system('mplayer Audio.wav)’”.

4.4 Diseño de la estructura de acople a la cabeza

Esta sección describe los diferentes procesos que fueron implementados para el diseño y la construcción de los prototipos de la estructura que permite el acople de los transductores de conducción ósea a la cabeza humana en dos posiciones: Apófisis Mastoides y el Cóndilo Mandibular (ver **Figura 4-16**, donde el número 1 es el apófisis mastoides y número 2 es el cóndilo mandibular). Como punto de partida, y para poder determinar el tamaño inicial del primer prototipo, fueron consideradas algunas investigaciones en las que se tuvieron en cuenta datos estadísticos acerca del diámetro promedio del cráneo humano, uno de ellos es el estudio realizado por (Tonndorf & Jahn, 1981), quienes se basan en los documentos (National Aeronautics and Space Administration, 1978) los cuales muestran que al trazar una línea recta entre los dos puntos centrales del apófisis mastoides se evidencia que estos se encuentran distanciados entre 13 y 16 centímetros; la circunferencia del cráneo oscila entre 22 y 25 centímetros entre los individuos analizados y finalmente la distancia desde el apófisis mastoides a la cóclea es de aproximadamente 3 centímetros (Henry & Letowski, 2007). De acuerdo con los estudios anteriormente mencionados, es pertinente iniciar con la realización del diseño de la diadema que sostiene los transductores y los acopla a la cabeza partiendo de estas medidas base. Para este caso específico se comenzó con la extrusión de un semicírculo con diámetro de 13 Cm y algunas modificaciones que fueron hechas en la parte trasera para que la estructura sea más ergonómica y que serán explicadas más adelante en este capítulo.

Figura 4-16: Ubicación de los huesos apófisis mastoides (No. 1) y del cóndilo mandibular (No. 2) en el cráneo humano



Fuente: Captura de pantalla Propia

El software utilizado para el diseño de los prototipos fue el CAD (Computer Assisted Design) "Solid Works", este programa permite diseñar con facilidad los prototipos ya que cuenta con herramientas

de dibujo con precisión milimétrica y adicionalmente permite exportar los archivos en formato de sólido ".stl" el cual permite ser codificado en el lenguaje de programación nativo de la impresora 3D mediante el software "Replicator-G" que exporta el código con extensión ".x3g"; en este caso la impresora usada es la "FlashForge - Creator Pro" . El material en el que fueron fabricados los prototipos es un polímero llamado PLA (Ácido Poliláctico o Poliácido Láctico) con propiedades similares a las del PET (Tereftalato de polietileno), comúnmente usado en botellas plásticas, lo que le da la flexibilidad necesaria para el uso requerido. Otra ventaja de este material es que permite tener una rigidez lo suficientemente fuerte como para soportar el peso de cada transductor y la fuerza que será ejercida sobre la estructura. Los códigos del software de impresión fueron configurados de tal manera que el porcentaje de relleno fuese de al menos de un 45%, para evitar que el material pudiera ser perforado al instalar los tornillos que sostienen los dos transductores; la temperatura de la cama de impresión fue configurada a 45 °C y la del extrusor a 200 °C estos valores se asignaron teniendo en cuenta que el punto de fusión del PLA se encuentra justo por debajo de este valor y la cama debe calentarse a una temperatura tal que impida la deformación del material y que además permita que éste no se adhiera a la pared inferior debido al enfriamiento de la misma.

Tabla 4-4: Parámetros de temperatura y material de fabricación de los prototipos de diadema.

PARÁMETROS DE IMPRESIÓN	
Temperatura de cama	45 [°C]
Temperatura de extrusor	210 [°C]
Material de impresión	PLA (Ácido Poliláctico)
Densidad del material	1,24*10 ³ [kg/m ³]
Módulo de Young del material	3,3 ~ 3,6 [GPa]
Razón de Poisson del material	0,38 ~ 0,4

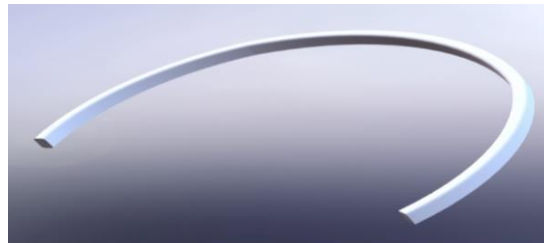
Fuente: (Molina, Crespi, Valero, & Ibañez, 2019).

4.4.1 Diadema

Para este modelo se tuvieron en cuenta los estudios de (National Aeronautics and Space Administration, 1978) (Burkhard, 2004) y (Defense., 2000), donde se evidencia que la distancia lineal entre los dos huesos temporales apófisis mastoides izquierdo y derecho respectivamente está entre los 13 y 16 centímetros, de manera que se tomó como solido referente un semicírculo (Ver **Figura 4-17**) acotado por un diámetro de 13 cm , así el modelo impreso puede sujetarse netamente con la fuerza ejercida entre el cráneo y la diadema, es claro que este diseño no tiene en cuenta el acople del sistema transductor, sino que estos van a ser acoplados más adelante mediante otro modelo

impreso que permitirá la sujeción de los transductores al resto de la diadema y por ende a la cabeza. La herramienta de dibujo usada para este fin fue "spline", la cual permite realizar líneas curvas a partir de varios puntos que se unen a medida que van siendo creados, para este caso específico se realizó una línea curva similar a un semicírculo con cuatro puntos base, y se movieron de manera que el ancho en la parte más estrecha de esta figura fuese de 13 centímetros. Se sabe que la parte posterior de la cabeza no es totalmente curva, por el contrario, presenta generalmente una forma ovalada, por ende, la estructura fue compensada modificando el diámetro de la curva en la parte posterior de la cabeza respecto al centro haciéndola más ergonómica y evitando gastos innecesarios de material. Finalmente, se realizó la extrusión de la figura curva con las herramientas de edición del software de manera que el ancho de la diadema fuera de 4 mm y tuviera una altura de 6 mm. También se utilizó una herramienta de curvado del sólido para estilizar el modelo y además poder mitigar la incomodidad que el dispositivo posiblemente pudiera llegar a generar por el hecho de que tenga sus paredes a 90°, para ello se utilizó la herramienta de redondeo que permite mitigar el ángulo tan abrupto que se crea entre las paredes, resultando entonces el modelo de la **Figura 4-17**. El tiempo que tardó esta impresión fue de 30 minutos y se utilizaron 2,10 m de material, con un peso de 6,26 gramos.

Figura 4-17: Primer prototipo de diadema para el acople del soporte de los transductores por conducción ósea. Objeto solido redondeado.



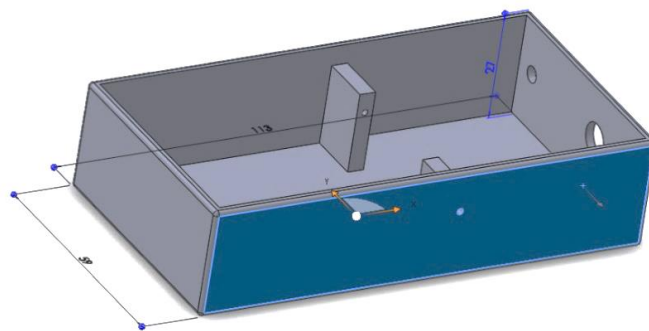
Fuente: Captura de pantalla Propia

4.4.2 Bodypack

Adicionalmente se realizó el diseño e impresión 3D de un módulo tipo BodyPack para soportar el amplificador de audio y sus respectivas baterías para alimentación. El módulo de BodyPack entendido como una pieza de vaciado por extrusión compuesta se realizó en el CAD Solidworks tomando como sólido referente un prisma cuadrangular acotado por las máximas medidas establecidas, las cuales fueron estipuladas de acuerdo con el tamaño del módulo amplificador y del soporte de las tres baterías AA de 1.5 voltios que se requieren para alimentar el circuito, estas medidas son: 113 mm de largo, 59 mm de ancho y 27 mm de alto (ver **Figura 4-18**: Primer prototipo

de BodyPack para el soporte del amplificador de audio con modulo bluetooth incorporado y sus respectivas baterías de alimentación. Vista isométrica.). El sólido resultante que fue inicialmente dibujado con las herramientas de línea en la pestaña “croquis” fue extruido hacia afuera desde el croquis de rectángulo previamente acotado en un plano visto de planta, con la herramienta “extruir saliente” de la pestaña “operaciones” hasta que tuviera una altura total de 27 mm.

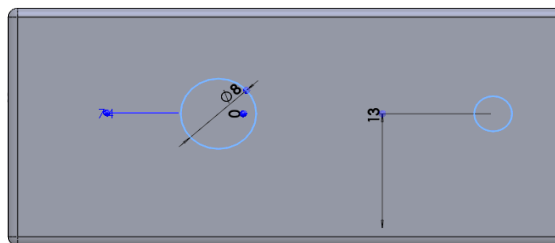
Figura 4-18: Primer prototipo de BodyPack para el soporte del amplificador de audio con modulo bluetooth incorporado y sus respectivas baterías de alimentación. Vista isométrica.



Fuente: Captura de pantalla Propia

Sobre la cara superior del prisma se dibujaron las áreas a eliminar mediante la herramienta de vaciado por extrusión encontrada en la pestaña de “operaciones”, en ella se especifica la profundidad que tendrá el modelo. Para esta parte se debe tener en cuenta que el valor a ingresar coincida con el grosor de la pieza total (2 mm) quedando así, como únicas áreas no vaciadas, las paredes que dividen las dos secciones internas del módulo BodyPack y la base (Ver **Figura 4-19**).

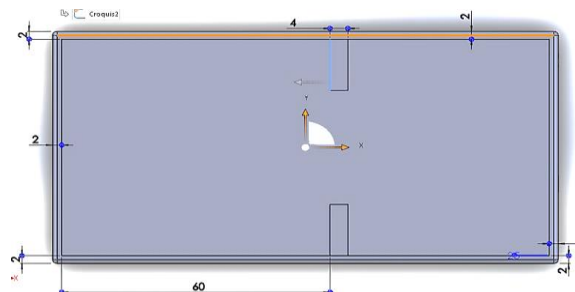
Figura 4-19: Primer prototipo de BodyPack para el soporte del amplificador de audio con modulo bluetooth incorporado y sus respectivas baterías de alimentación. Vista lateral superior. Perforaciones para el soporte del Potenciómetro y para el paso del cable de transmisión de audio



Fuente: Propia. Captura de pantalla.

Como se observa en la **Figura 4-18** y **Figura 4-20** se diseñaron 2 estructuras tipo columna cada una con una altura de 15 mm las cuales, además de brindar mayor rigidez al bodypack, permiten separar la cámara de soporte de las baterías del módulo amplificador bluetooth. En los dos prismas cuadrangulares mencionados anteriormente se realizó una perforación desde la cara externa de la pieza, atravesando la pared de separación longitudinalmente hasta la siguiente cara externa del bodypack con un diámetro de 1.5 mm, estas perforaciones tienen como objetivo servir de conducto de soporte de un alambre tipo gancho para la sujeción en el cinto del pantalón; lo anterior fue hecho con la herramienta “asistente de taladro” y seleccionando la coordenada deseada para la perforación. Otras dos perforaciones fueron hechas en la cara ortogonal a la anterior perforación con el objetivo de servir de zócalo para el potenciómetro y el cable de transmisión de señal de audio, se hizo uso de la misma herramienta implementada para las anteriores perforaciones, los diámetros de estas últimas dos perforaciones son de 8mm y 4mm respectivamente, esta vez perforando solo hasta el final de la cara modificada (ver **Figura 4-19**).

Figura 4-20: Primer prototipo de Bodypack para el soporte del amplificador de audio con módulo bluetooth incorporado y sus respectivas baterías de alimentación. Vista de planta.

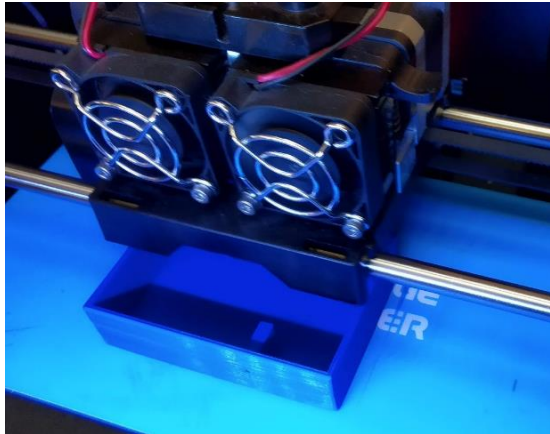


Fuente: Propia. Captura de pantalla.

Finalmente, se aplica un redondeo de las aristas externas del módulo bodypack manteniendo una estética y suavidad suficiente en el modelo, haciendo uso de la herramienta “redondeo” y aplicando un redondeo de $R = 1$ mm para todas las aristas externas. La duración de la impresión de esta pieza fue de 2 horas y 26 minutos, consumiendo 8.09 metros de filamento PLA y con un peso estimado de 24.13 gramos. Parte del proceso de fabricación del dispositivo BodyPack en la impresora FlashForge – Creator Pro se evidencia en la

Figura 4-21.

Figura 4-21: Impresión del primer prototipo de Bodypack para el soporte del amplificador de audio con modulo bluetooth incorporado y sus respectivas baterías de alimentación.

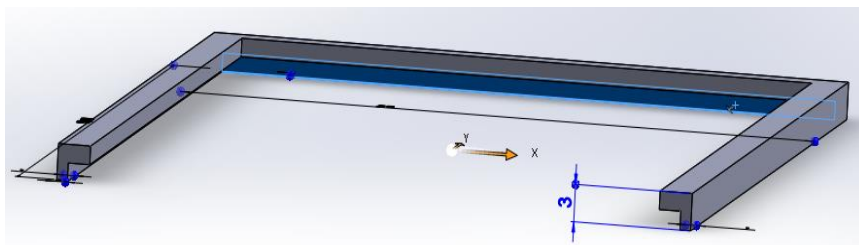


Fuente: Fotografía Propia.

Siguiendo los métodos de diseño y con las herramientas evidenciadas en los primeros párrafos de esta sección se añadieron dos piezas al bodypack: un carril de soporte y una lámina que hace la función de tapa corrediza (ver **Figura 4-22** y

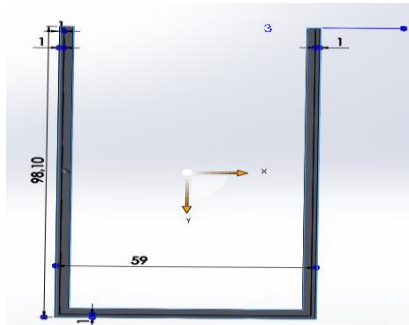
Figura 4-23); estas dos piezas permitirán que el dispositivo cuente con un cierre estético y funcional. El carril tiene por medidas externas las mismas del módulo bodypack de manera que encaja perfectamente al tamaño de la caja impresa, sin embargo, la parte inferior de las paredes tiene la mitad de grosor, es decir tan solo 1 mm, esto con el fin de que se genere un espacio entre la caja del bodypack y esta pieza (el carril) de manera que la lámina o tapa pueda deslizarse con facilidad. Esta pieza tardó 16 minutos en imprimirse, con un gasto de material de 90 centímetros de filamento PLA y un peso estimado de 2.69 gramos.

Figura 4-22: Carril de soporte de la tapa para el prototipo de Bodypack. Vista isométrica desde la parte lateral superior derecha del bodypack.



Fuente: Captura de pantalla Propia

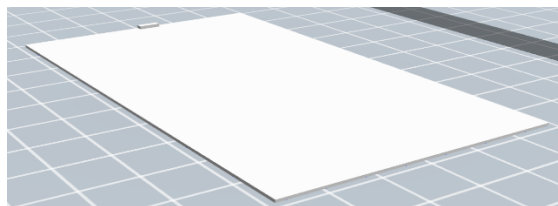
Figura 4-23: Vista de planta del carril de soporte de la tapa para el prototipo de Bodypack.



Fuente: Captura de pantalla Propia

Por último, se modeló la tapa a partir de la extrusión de un rectángulo con una altura o espesor de 1mm (**Figura 4-24**). En la parte superior de la tapa se diseñó un agarre que permitiera deslizar con mayor facilidad la tapa; la pieza se hizo eliminando 0.5 milímetros de las paredes formadas a cada lado del rectángulo, de manera que permitiera generar un espacio por el cual la lámina pudiera deslizarse con facilidad. La pieza se imprimió en 45 minutos, gastó alrededor de 3.40 metros de material y tuvo un peso de 10.13 gramos.

Figura 4-24: Vista isométrica en el software de impresión FlashPrint de la tapa de cierre para el prototipo de Bodypack.



Fuente: Captura de pantalla Propia

Finalmente, se juntaron las tres partes resultantes con el pegamento plástico ya que ofrece la adherencia y la fuerza suficiente para resistir el uso del bodypack. Dentro de la caja resultante se fijaron el soporte de las baterías, el módulo amplificador de bluetooth y el potenciómetro, adicionalmente se soldaron los cables de alimentación y de señal a la placa del circuito. La señal antes de salir es atenuada mediante un potenciómetro de 5 K Ω y finalmente termina en un conector tipo TRS hembra que permite la conexión de diferentes modelos de audífonos, bien sea de conducción ósea o aérea.

4.4.3 Soportes del transductor

Se diseñaron dos dispositivos para el soporte y acople de los transductores a la diadema (

Figura 4-25), uno para cada lado, estos cuentan con una forma redondeada de manera que pueda rodear el pabellón auricular y a la vez brindar soporte apoyándose en este. Se tuvieron en cuenta las medidas del transductor y de la oreja a partir de las investigaciones de (National Aeronautics and Space Administration, 1978) (Burkhard, 2004) y (Defense., 2000). La pieza resultante, que se puede observar en la **Figura 4-27**, se pegó al resto de la diadema con una mezcla de “superbond” y bicarbonato de sodio, brindándole mayor rigidez.

Figura 4-25: Diseño en C.A.D. de los soportes del transductor que se acoplan a la diadema.

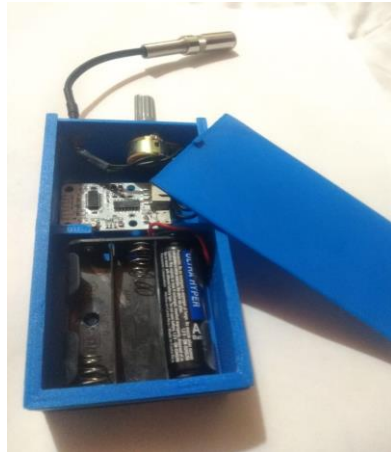


Fuente: Captura de pantalla Propia

El resultado final del ensamblaje de todas las piezas del Bodypack y de la diadema pueden observarse en la

Figura 4-26 y **Figura 4-27** respectivamente. Este es el prototipo final que quedó funcional para la realización de las pruebas finales del proyecto.

Figura 4-26: Impresión 3D y ensamblaje del Bodypack.



Fuente: Fotografía Propia

Figura 4-27: Impresión 3D y ensamblaje de la diadema con los transductores acoplados.



Fuente: Fotografía Propia

4.5 Método experimental de medición de fuerza estática

El siguiente método experimental fue implementado para medir la fuerza estática ejercida sobre apófisis mastoides y el cóndilo mandibular por los transductores de conducción ósea instalados en la diadema; es importante conocer esta magnitud ya que permite hacer una estimación del confort y la correcta transmisión de audio. El método se apoya en la investigación realizada por (Toll, Letowski, & Emanuel, 2011) donde utilizan un dinamómetro tradicional (de resorte de tensión) basado en la segunda ley de Newton (Principio fundamental de la dinámica).

$$F = m * a \quad (4-8)$$

De acuerdo con varios estudios realizados por (Toll, Letowski, & Emanuel, 2011) que especifican la fuerza estática que debería ser aplicada sobre el apófisis mastoideo del cráneo humano para permitir una conducción ósea eficiente, y dado que cada uno de ellos concluye en fuerzas estáticas diferentes (Ver

Tabla 4-5), se realizó en dicha investigación una comparación entre los umbrales por conducción ósea y sobre la comodidad. Sin embargo, existe una falta de información y de estandarización respecto a cuál debería ser la fuerza estática aplicada sobre el apófisis mastoideo o sobre cualquier posición sobre la cabeza humana en aplicaciones de comunicación; no solo hay dependencia de la fuerza, sino también del tamaño y materiales del transductor.

Tabla 4-5: Recopilación de la fuerza sugerida por diferentes autores y organizaciones para garantizar comodidad y un buen umbral de audición por conducción ósea.

Autores – Organizaciones	Fuerza [Newton]
ISO 389-3:1999	5.4 ± 0.5
IEC 60645-1:2001	5.4 ± 0.5
ANSI S3.6: 1996	5.4 ± 0.5
Bekesy (1960)	4.9
Harris et al (1953)	1.9
Watson (1938)	1.9
Goodhill & Holcomb (1955)	2.9
Whittle (1965)	3.4
Lau (1986)	4.5
Yang et al (1991)	3.9 ~ 4.4

Fuente: (Toll, Letowski, & Emanuel, 2011).

El artículo realizado por (Toll, Letowski, & Emanuel, 2011), se centra en el estudio de los efectos producidos en el umbral de conducción ósea (dB HL) y en la comodidad al aplicar fuerzas estáticas en el apófisis mastoideo que oscilan entre 2.4 a 5.4 N utilizando la banda elástica “Radioear P-3333” y el vibrador “Radioear B-71”. En este trabajo hecho por (Toll, Letowski, & Emanuel, 2011) se realizaron pruebas de uso en 40 individuos, 18 masculinos y 22 femeninos con edades entre los 18 ~ 30 años, todos en condiciones de audición normales; los umbrales estuvieron por debajo de los 20 dB HL en las bandas de frecuencia de 250, 500, 1000, 2000 y 4000 Hz. Las pruebas fueron hechas en un recinto acondicionado acústicamente con doble muro, y se utilizó el mastoide artificial B&K 4930, un sonómetro B&K 2209 y filtros de octava B&K 1613. Para medir la fuerza estática se utilizó

un analizador digital (Mark-10 MG10); la circunferencia del cráneo fue medida con una cinta métrica. Inicialmente se posiciona la banda elástica con el transductor en la apófisis mastoides y se marca con un lápiz especial, se mide la fuerza aplicada y posteriormente se emite un tono puro a 40 dB HL haciendo decrementos de 10 dB HL e incrementos de 5dB HL hasta que se logre establecer el umbral, una vez determinado se realizan variaciones de 1 dB HL para poder establecer un umbral mucho más preciso. Cada variación de fuerza es de 1 N, se aplicaron 4 fuerzas diferentes: 5.4, 4.4, 3.4 y 2.4 N con una tolerancia de ± 0.5 N del objetivo.

La medición de la fuerza aplicada en el estudio de (Toll, Letowski, & Emanuel, 2011) se realizó con el analizador digital de la siguiente manera: Una cuerda fue atada al tornillo superior del vibrador Radioear B-71, luego se colocó una pieza delgada de material metálico con dos pesos fijos de 14 gramos entre el apófisis mastoideo y el vibrador, la otra parte de la cuerda fue atada al gancho del medidor de fuerza y comenzó a alejarse del apófisis mastoideo de manera que en dado momento la pieza de metal caía al suelo por su propio peso, en este punto la medición obtenida se consideró como la fuerza estática ejercida sobre el apófisis mastoideo. Cada una de las mediciones fue pesada y examinada varias veces. Además, a cada individuo evaluado se le realizó una pregunta para calificar el nivel de incomodidad al finalizar cada prueba usando una escala de 1 – 5 siendo 1 incomodidad nula y 5 extremadamente incómodo. Según el estudio realizado por (Toll, Letowski, & Emanuel, 2011) en el 75% de los casos analizados existían diferencias mínimas de 1 dB y en algunos casos de 1.7dB; son lo suficientemente pequeñas como para ser consideradas como clínicamente insignificantes. En cuanto al confort se encontró que la menor incomodidad se presentaba con una fuerza estática de 2.4 N e iba aumentando directamente proporcional al aumento de la fuerza estática, finalmente, aunque la diferencia entre aplicar 5 N y 2,4 N con el P-3333 era de 1 punto en la escala de incomodidad, se recomienda no poner más de 4.4 N de fuerza pues la respuesta en frecuencia de los transductores y el confort puede variar significativamente. Fuerzas inferiores a 4.4 N pueden ser usadas sin existir variaciones significativas en el confort y el desempeño de los transductores.

4.5.1 Diseño del instrumento de medición de fuerza estática

De acuerdo con lo descrito en el apéndice (Método experimental de medición de fuerza estática) es importante conocer entonces cuál es la fuerza estática aplicada por el dispositivo de conducción ósea sobre la cabeza de los individuos a evaluar, de manera que permita realizar una estimación subjetiva de la confortabilidad y de la correcta transmisión de audio por parte de los transductores de conducción ósea, por consiguiente, se implementa un método experimental de medición de fuerza estática con materiales económicos que se consiguen fácilmente en una ferretería. El diseño

implementado consiste en un dinamómetro convencional con un resorte de tensión acoplado al interior de un tubo de PVC (Policloruro de vinilo) de manera que uno de sus extremos se encuentra aferrado al tapón del tubo y el otro puede moverse libremente. El extremo libre del resorte se aferra a un tubo de silicona lo suficientemente rígido para no presentar deformación con las fuerzas que le sean aplicadas y finalmente se abre un agujero que permita la colocación de pesas de laboratorio.

4.5.2 Calibración del instrumento de medición de fuerza estática

La calibración del dispositivo de medición se sustenta en la implementación de la segunda ley de Newton bajo la ecuación $F = m * a$ (4-8), donde se conoce la masa exacta de las pesas de laboratorio y la magnitud de la aceleración ejercida por la gravedad en la ciudad de Bogotá que según investigaciones de la universidad nacional (Belisario, 1945) es de aproximadamente $9,77 m/s^2$. Al poner una masa conocida en el extremo del resorte que está sujeto al tubo de silicona, presentará una elongación, en este instante se marcará el punto donde se estira el resorte indicando la fuerza correspondiente en Newton obedeciendo la segunda ley de Newton.

Figura 4-28: Pesas de laboratorio marca "Festo" implementadas en la calibración del instrumento de medición experimental de fuerza estática.



Fuente: Fotografía Propia

Para la calibración del instrumento fueron implementadas unas pesas de laboratorio (ver **Figura 4-28**) de masa conocida, haciendo incrementos de 10 g, 50 g o 100 g según el caso que corresponda y así poder obtener un estimado de fuerza en Newton con medida cada 0.5 N. Inicialmente se instaló una pesa de 50 gramos para marcar el punto inicial y se realizaron incrementos con las pesas disponibles de manera que pudieran marcarse los puntos (Ver .

Figura 4-29) cada 0.5 N hasta el valor máximo de 5 N.

Tabla 4-6: Equivalencia en fuerza para las pesas de laboratorio implementadas en la calibración del instrumento de medición de fuerza - dinamómetro.

MASA [g]	FUERZA [N]
200	1,96
100	0,98
50	0,49
10	0,10
5	0,05

Fuente: Propia.

Figura 4-29: Proceso de calibración del instrumento de medición experimental de fuerza estática bajo la segunda ley de Newton.



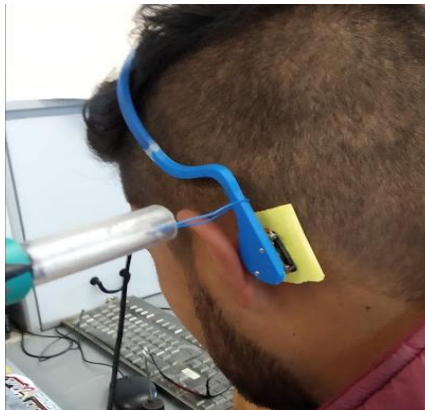
Fuente: Fotografía Propia

4.5.3 Medición de fuerza estática

Para poder determinar la fuerza estática que ejerce la diadema con los transductores de conducción ósea en el cráneo humano se utilizó el método implementado en la investigación de los autores (Toll, Letowski, & Emanuel, 2011) Se utilizó una cuerda rígida con uno de sus extremos atado al transductor puesto en la diadema y el otro al instrumento de medición de fuerza estática (dinamómetro). Una placa pequeña de material plástico con masa de 8g se posicionó entre el transductor por conducción ósea y el punto de contacto con el cráneo humano, luego se estiró el dinamómetro atado a la cuerda hasta que los transductores no ejercieran presión a la cabeza y la placa plástica cayera por acción de la gravedad, esto permite determinar el punto exacto donde debe considerarse la medición de fuerza estática. En el estudio hecho por (Toll, Letowski, & Emanuel, 2011) se utilizó una lámina metálica para este procedimiento, sin embargo esto no funciona en este proyecto, ya que el transductor presenta propiedades magnéticas que atraen la pieza metálica y por

ende resulta casi imposible que la pieza caiga al suelo por acción de la gravedad, es por esto que se utilizó una placa plástica (Ver **Figura 4-30**).

Figura 4-30: Placa plástica implementada para el proceso de medición experimental de fuerza estática bajo la segunda ley de Newton.



Fuente: Fotografía Propia

Fueron realizadas 10 mediciones en personas aleatoriamente escogidas a las que se les realizo la metodología de medición y se tomaron tres muestras por cada individuo, resultando los datos de la

Tabla 4-6 donde se evidencia que la fuerza estática promedio ejercida por los transductores de conducción ósea a la cabeza es de 2.44 N o aproximadamente 2.5 N. Está demostrado por (Toll, Letowski, & Emanuel, 2011) que este valor de fuerza es efectivo y cómodo para la transmisión de señales por conducción ósea en aplicaciones comunicativas.

Tabla 4-7: Resultados de la medición experimental de fuerza estática en diez personas aleatoriamente escogidas.

Medición 1 [N]	Medición 2 [N]	Medición3 [N]	Promedio de fuerza estática [N]
2,00	2,50	2,50	2,33
2,50	2,00	2,00	2,16
2,50	2,50	2,50	2,50
3,00	2,50	2,50	2,66
2,00	2,50	2,00	2,16
2,50	2,50	2,50	2,50
2,50	2,00	2,50	2,33
3,00	2,50	3,00	2,83
2,50	2,50	2,00	2,33

2,50	2,50	2,50	2,50
------	------	------	------

Fuente: Propia

Actividad 3: Se realizaron pruebas de audiometrías, calibración del sistema transductor y la aplicación de una prueba piloto en diez y seis usuarios, así como la ejecución de una prueba de uso en una muestra de dos personas con discapacidad visual.

Descripción: Se realiza una audiometría en una muestra de diez y seis individuos en quienes se aplica la calibración y la prueba piloto igualmente. Se realizaron exámenes otoscópicos, audiometrías tonales y de conducción ósea para verificar el funcionamiento normal del sistema auditivo de cada individuo evaluado. Posteriormente se procedió a realizar una calibración perceptiva mediante el método de balance o ajuste de sonoridad teniendo como referencia una investigación hecha por los autores (Pollard, Tran, & Letowski, 2013). Después de realizar el proceso de calibración, se aplicó una prueba piloto en una muestra de diez y seis individuos bajo condiciones de ruido similares a los de una calle o avenida en una ciudad implementando tanto el dispositivo SBC Rapsberry Pi vía bluetooth como el sistema de retroalimentación auditiva mediante conducción ósea enviando mensajes de alerta que servirían como guía a la hora de cruzar un semáforo. Finalmente, se realizó una prueba de uso con un prototipo de semáforo mediante unos sensores de color y de ultrasonido en una muestra de dos personas con discapacidad visual, esto con el fin de dar cumplimiento con el objetivo específico número tres.

- Objetivo específico relacionado:
 3. Realizar una prueba piloto del sistema mediante pruebas de uso en una muestra de personas con discapacidad visual bajo condiciones de ruido controlado implementando tanto el SBC Rapsberry Pi vía bluetooth como el sistema de retroalimentación auditiva mediante conducción ósea.
- Duración: 4 semanas.

4.6 Pruebas de uso

Se realizó un trabajo conjunto con la facultad de fonoaudiología de la Escuela Colombiana de Rehabilitación, quienes prestaron sus recursos físicos e intelectuales para la implementación de tres pruebas experimentales en diez y seis individuos con edades que oscilaban entre 18 a 25 años. Dichas pruebas consistían en primer lugar en audiometrías para determinar que el estado del sistema auditivo de los individuos evaluados estuviese en condiciones normales y los resultados no se vieran afectados. En segundo lugar, se realizó una calibración perceptiva del dispositivo de conducción

ósea mediante el método de balance de sonoridad en campo libre planteado en el artículo (Pollard, Tran, & Letowski, 2013) y de esta manera conocer el comportamiento eléctrico de los transductores basados en la percepción auditiva del ser humano. Posterior a la calibración, se aplicó una prueba piloto de uso donde el usuario evaluado escuchaba mensajes de alerta útiles a la hora de cruzar un semáforo bajo condiciones de ruido de fondo similares a los de una avenida urbana y este determinaba si la información sonora era clara. Este procedimiento se realizó implementando 20 mensajes sonoros de alerta y preguntando al usuario si cada uno de ellos fue claro o no para determinar la inteligibilidad de los mensajes emitidos por el dispositivo. El análisis de estos datos se encuentra en la sección **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** El nivel de ganancia manejado fue el escogido por el usuario previamente de acuerdo con los resultados alcanzados en la calibración realizada en la frecuencia de 1000 Hz. Una vez terminadas las tres pruebas, el individuo evaluado respondía a las preguntas de una encuesta anónima detallada en el **anexo G**.

Cabe resaltar que las tres pruebas se realizaron el mismo día para los mismos individuos, esto con el fin de no generar variaciones en la percepción del sistema auditivo de cada uno ya que sus condiciones auditivas pueden variar dependiendo del ruido al que se encuentren expuestos en diferentes días, así como para mantener las condiciones acústicas y meteorológicas del recinto donde se realizaron las pruebas. Estas pruebas se llevaron a cabo en dos semanas repartidas de la siguiente manera: dos días por semana para un total de cuatro días, evaluando a cuatro usuarios por día aproximadamente. Adicionalmente se realizó una prueba de uso del prototipo de semáforo desarrollado para verificar la funcionalidad y aplicabilidad del dispositivo desarrollado en una muestra de dos personas con discapacidad visual, quienes fueron sometidos igualmente al proceso de exámenes audiométricos para verificar su correcta condición auditiva. Los dos usuarios brindaron información acerca de la prueba realizada que esta detallada en la **sección 4.6.5**.

Es importante hacer un breve paréntesis en este punto para informar al lector acerca de la escogencia de la población para realizar las pruebas experimentales mencionadas anteriormente. En un principio el presente proyecto estaba pensado para implementarse en conjunto con otro proyecto desarrollado por estudiantes del semillero de investigación “Discapacidad e ingeniería” del programa de ingeniería de sonido de la Universidad de San Buenaventura. Dicho proyecto consistía en el desarrollo de un prototipo de bastón para personas con discapacidad visual cuya función radicaba en el censado mediante una cámara de alta resolución del estado de un semáforo (color y tiempo para cruzar). El presente proyecto tenía como fin reproducir la información transmitida por el bastón al usuario en cuanto al estado del semáforo y el tiempo dispuesto para cruzar. Sin embargo, el

desarrollo del prototipo del bastón no fue llevado a cabo en su totalidad a pesar de que el anteproyecto del sistema de retroalimentación sensorial auditiva mediante conducción ósea ya había sido aprobado por el comité de investigaciones de la Universidad de San Buenaventura. Por ende, para cumplir con el objetivo general del presente proyecto, fue necesario el desarrollo de un prototipo de semáforo para validar la funcionalidad del sistema en personas con discapacidad visual. Este procedimiento no estaba pensado desarrollarse en el inicio del planteamiento del presente proyecto. En consecuencia, el desarrollo de este prototipo tardó aproximadamente dos semanas, hecho que retrasó el avance de las pruebas de uso en personas con discapacidad visual. El desarrollo de este prototipo se puede evidenciar en el **anexo N** en las secciones “*semáforo LED y sensor RGB*”. Teniendo en cuenta lo anteriormente mencionado, para la calibración implementada en el sistema de conducción ósea, la única condición requerida para el óptimo desarrollo de la misma, partiendo del trabajo realizado por (Pollard, Tran, & Letowski, 2013), es un estado auditivo normal por parte del usuario evaluado, por consiguiente, no se hizo necesaria la implementación de la calibración en personas con discapacidad visual, sino que llevó a cabo en personas bajo condiciones auditivas normales independientemente de su condición visual. Para validar esta condición, se realizaron exámenes audiométricos en toda la muestra de usuarios evaluados, cuyos resultados se encuentran en el **anexo** [¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..](#) No obstante, para la validación de la funcionalidad del sistema y para dar cumplimiento al objetivo específico número tres, se aplicaron pruebas de uso en dos personas con discapacidad visual, a pesar de que el número de personas deseadas para realizar esta prueba era mayor, se encontraron múltiples barreras en el momento de incrementar esta muestra por falta de tiempo debido al trabajo adicional que se tuvo que realizar y en segundo lugar ya que los procesos administrativos con entidades como el Instituto Nacional para Ciegos (INCI) son demorados y complejos de lograr. Sin embargo, para futuros desarrollos se sugiere incrementar la muestra de personas con discapacidad visual para llevar a cabo procesos de validación de pruebas de uso. Antes de realizar cada prueba, se entregó a los usuarios un consentimiento informado, el cual debían firmar para la autorización de la realización de las pruebas. El consentimiento informado se encuentra en el **anexo K**.

4.6.1 Medición Ruido de Fondo

En primer lugar, se llevaron a cabo tres mediciones de ruido de fondo en la cabina sonoamortiguada Tracoustics para determinar las condiciones acústicas de la misma para el desarrollo adecuado de las pruebas audiométricas, de calibración y piloto. Para este procedimiento se siguieron las rúbricas establecidas tanto por la normativa nacional: la Resolución 8321 de 1983 (Ministerio de Salud de Colombia, 1983), como por la normativa internacional (American National Standard, 1999-R.2018)

la cual determina los niveles de ruido ambiental máximo permitido en una sala de pruebas audiométricas especificadas en la **Tabla 5-1**. Para este procedimiento la instrumentación utilizada fue:

- Sonómetro Tipo 1 de referencia Svantek 943^a
- Calibrador Acústico de referencia Svantek SV 33a
- Trípode de Sonómetro

En la **sección 945.1** se encuentran los resultados y análisis respectivos de las mediciones realizadas y su comparación con la normativa nacional e internacional por bandas de tercio de octava en los rangos entre 125 Hz y 8000 Hz.

4.6.2 Audiometrías

Estas pruebas se realizaron en el laboratorio audiológico de la Institución Universitaria Escuela Colombiana de Rehabilitación y estuvieron a cargo de los estudiantes de práctica de audiología del programa de Fonoaudiología de dicha institución educativa. En primer lugar, se realizó una otoscopia, examen visual que verifica el estado del canal auditivo externo y la membrana timpánica con el fin de evitar agentes que interfieran en las audiometrías. Una vez realizada la otoscopia, se procede a realizar las pruebas audiométricas tanto por vía aérea como por vía ósea para cada uno de los individuos evaluados. El propósito de aplicar dichas pruebas fue determinar condiciones normales del sistema auditivo de los usuarios y de esta manera evitar que se vieses afectados los resultados finales de la calibración y las pruebas de uso por alguna patología auditiva. Los instrumentos utilizados en las pruebas audiométricas fueron:

- Audiómetro de referencia Grason-Stadler GSI G1 certificado con la norma (American National Standard , 1981)
- Audífonos Telephonics de referencia TDH-50P de 60 Ω , estándar para pruebas audiométricas.
- Cámara sonoamortiguada Tracoustics certificada con la norma (American National Standard, 1999-R.2018)
- Audífonos de conducción ósea de referencia Radioear B71 P1004 de 100 Ω .
- Banda cubierta para transductor de conducción ósea B71 de referencia Radioear P3333C
- Altavoces Tracoustics diseñados por el fabricante Serviequipos de Colombia

Los análisis y resultados de las audiometrías se encuentran en la sección 7.2

4.6.3 Calibración

Como se vio en la sección 2.2.10 existen diferentes métodos de calibración para un transductor de conducción ósea. El método del acoplador mecánico llamado mastoide artificial, establecido en las normas (American National Standard, 1987- R.1997), (International Electrotechnical Commission, 2007) está destinado al uso netamente clínico. Dichos estándares se realizaron implementando un único transductor (RadioEar B-71) y en dos posiciones en la cabeza (Apófisis mastoideo y frente). Aunque los acopladores mecánicos generalmente brindan resultados repetibles (Wilber & Goodhill, 1967), no están diseñados para modelar la respuesta de distintas ubicaciones en el cráneo (Stenfelt & Goode, 2005) (Pollard, Tran, & Letowski, 2013). Adicionalmente, la adquisición de un mastoide artificial es altamente costosa y no podría implementarse en el presente proyecto. Debido a lo anterior, surge la necesidad de realizar la calibración de los transductores mediante un método más flexible y que funcione en una variedad de configuraciones no estándar aplicadas a comunicación u otras funciones no clínicas (Henry & Letowski, 2007). El método más cercano para realizar dicha calibración fue el método de balance de sonoridad desarrollado originalmente por (Beranek, 1947) para la calibración de auriculares de conducción aérea. Sin embargo, dicho método tenía ciertas inconsistencias (ocluían los oídos de los usuarios evaluados y los investigadores eran quienes equilibraban la intensidad de las señales transmitidas por el hueso con la señal sonora generada en el campo libre) (Ritcher & Brinkmann, 1976). (Pollard, Tran, & Letowski, 2013) y (Ritcher & Brinkmann, 1976) utilizaron un método de equilibrio de volumen de campo libre para calibrar los transductores de conducción ósea implementados en aplicaciones clínicas y compararon las curvas de respuesta obtenidas con las generadas en un acoplador mecánico Brüel & Kjaer 4930 (Pollard, Tran, & Letowski, 2013), su objetivo principal fue investigar el uso de un método de equilibrio de volumen de campo libre para calibrar los vibradores de conducción ósea de uso general (no clínico) para desarrollar un método flexible en cuanto a factores como: el tipo de transductor, la ubicación de los transductores en el cráneo y la fuerza estática que generan las bandas elásticas o las estructuras de acople de los transductores a la cabeza y que proporcione resultados confiables en un rango de frecuencia extendido. Para la realización de la calibración se implementó el dispositivo construido en las etapas anteriores, donde se aseguró que la fuerza de la diadema fuese de 2.5 Newton para garantizar la correcta transmisión de energía mecánica a la cóclea sin afectar la comodidad del usuario. Este parámetro, así como la aplicación de la calibración, se implementó con base en el trabajo realizado por (Pollard, Tran, & Letowski, 2013).

Estímulo

Los estímulos para realizar la calibración que se implementaron fueron 15 señales de ruido blanco filtrado sintonizadas a las siguientes frecuencias: 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 630 Hz, 800 Hz, 1000 Hz, 1250 Hz, 1600 Hz, 2000 Hz, 2500 Hz, 3150 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz, 8000 Hz y 12000 Hz con una duración de cinco segundos cada una. Estas frecuencias incluyen frecuencias de prueba audiométricas estándar más frecuencias por tercio de octava específicas en el rango de voz (500 Hz a 4000 Hz) para tener un resultado detallado en este rango ya que los mensajes de alerta emitidos en la prueba piloto se encuentran dentro de esta porción del espectro. El análisis en frecuencias bajas (por debajo de 500 Hz) y altas (por encima de 4000 Hz) se realizó con el fin de probar los límites del transductor de conducción ósea. Los estímulos se configuraron como archivos estéreo en formato .wav a una profundidad de 16 bits, con una frecuencia de muestreo de 44.1000 Hz, para este fin se implementó el software Logic Pro X y una interfaz de audio Presonus AudioBox iTwo. La Salida de la interfaz se envió a los altavoces ubicados dentro de la cámara sonoamortiguada para emitir en condición de campo libre, mediante el módulo bluetooth de audio del computador se envió señal al amplificador Bluetooth del dispositivo, el cuál alimenta directamente al sistema de conducción ósea. Este procedimiento se realizó en diez y seis personas con edades entre los 18 y 28 años (7 Mujeres y 9 Hombres) para dos posiciones en el cráneo: apófisis mastoides y cóndilo mandibular.

Materiales

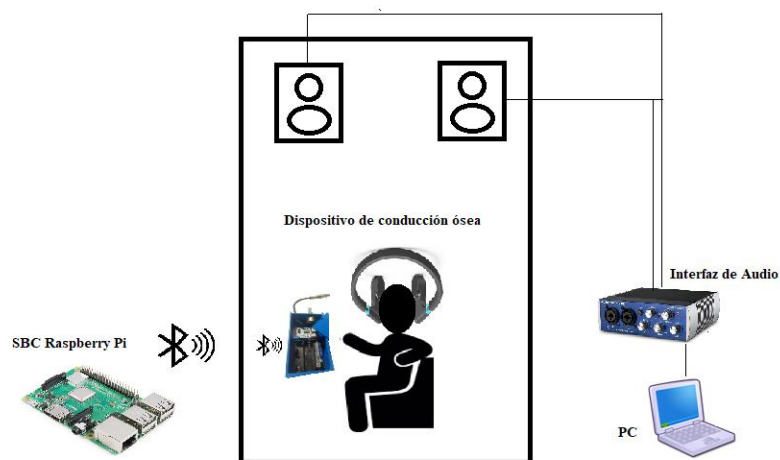
- Audiómetro de referencia Grason-Stadler GSI G1 certificado con la norma (American National Standard, 2018)
- Cámara sonoamortiguada certificada con la norma (American National Standard, 1999-R.2018)
- Sistema de conducción ósea construido (Diadema con transductores y bodypack con el amplificador y el control de volumen)
- Altavoces marca Tracoustics diseñados por la empresa Serviequipos de Colombia
- Potenciómetro de 5 K Ω
- SBC Raspberry pi 3
- DAW Logic X Pro
- Multímetro digital Rigol Dm 3068 y cables

Procedimiento

El proceso realizado fue el siguiente: Se ubicó al individuo a evaluar dentro de una cabina sonoamortiguada, allí se le entregó el dispositivo que constaba de un módulo en el cual se encuentra el amplificador con un potenciómetro o perrilla cuya función es ajustar el volumen del dispositivo

de conducción ósea, así mismo se ubicó la diadema con los transductores en dos posiciones sobre la cabeza del usuario: el apófisis mastoides (correspondiente a la posición 1 en la **Figura 4-16**) y el cóndilo mandibular (correspondiente a la posición 2 en la **Figura 4-16**). Se enviaron simultáneamente los 15 estímulos tanto por los altavoces de campo libre ubicados dentro de la cabina sonoamortiguada como por el dispositivo de conducción ósea. El usuario debía ajustar el nivel del potenciómetro (Volumen) hasta el punto donde percibía auditivamente que concordaba con el volumen proveniente de los altavoces que radiaban en campo libre, los cuales estaban ubicados a 1,2 metros del suelo y a 1 metro de distancia de los oídos del usuario cumpliendo las especificaciones de campo libre descritas en la norma (ISO, 2012). Se conectó un multímetro en las terminales de conexión de los transductores para verificar el voltaje entregado por el amplificador mediante bluetooth a los mismos. Una vez el usuario ajustaba el nivel de volumen que cumplía con la condición de similitud en función del volumen, informaba a los investigadores levantando su mano. Los investigadores procedían a registrar el voltaje que marcaba el multímetro en el punto trazado por el usuario. Una vez realizado dicho procedimiento, se reproducía el siguiente estímulo y se realizó el procedimiento tres veces para cada frecuencia mencionada en la sección 6.10.2.1 y cada combinación de ubicación en la cabeza del usuario del dispositivo. En la **Figura 4-31** se muestra un esquema de las conexiones. En la **sección 5.3** se encuentran plasmados los resultados obtenidos de este procedimiento así como un promedio aproximado de d valores por tercio de octava

Figura 4-31: Esquema de la calibración implementada



Fuente: Propia

Todas las señales de campo libre fueron calibradas a 50 dB SPL, medido en la ubicación de la cabeza del participante con este ausente, esto con el fin de tener un rango dinámico adecuado en las pruebas

sin fatigar el sistema auditivo del usuario debido a la cantidad de pruebas. Las señales de prueba tanto de campo libre como de conducción ósea fueron reproducidas en el DAW Logic Pro X desde un computador portátil ubicado fuera de la cabina y enviadas al altavoz y al dispositivo de conducción ósea dentro de la cámara. Para todos los participantes, el dispositivo de conducción ósea se quitó y se ajustó después de cada bloque de pruebas.

4.6.4 Prueba Piloto

Una vez realizada la audiometría y la calibración en las personas evaluadas, se procedió a realizar la transmisión de señales de alerta mediante bluetooth al módulo amplificador, a la vez que se generaron condiciones de ruido controlado enviando ruido blanco a 55 dB SPL mediante los altavoces utilizados para las pruebas de campo libre. Los mensajes de alerta que se emitieron al usuario fueron grabados previamente en los estudios de la universidad de San Buenaventura por una voz masculina y son los siguientes:

- Un segundo
- Dos segundos
- Tres segundos
- Cuatro segundos
- Cinco segundos
- Seis segundos
- Siete segundos
- Ocho segundos
- Nueve segundos
- Diez segundos
- Más de diez segundos para cruzar
- Cruce
- No cruce
- Pare
- Siga
- Rojo
- Verde
- Semáforo Tipo A
- Semáforo Tipo B
- Semáforo Tipo C

Una vez aplicadas las pruebas de audiometría, calibración y piloto, se aplicó una encuesta donde el usuario brinda una retroalimentación acerca de las pruebas realizadas, la utilidad del dispositivo, la comodidad del mismo, la claridad de los mensajes emitidos, entre otras. El análisis de esta encuesta se encuentra adjunta en la **sección 5-4** y los resultados se encuentran en el **Anexo G**.

4.6.5 Prueba Piloto de uso en Personas Con Discapacidad Visual

Con el fin de dar cumplimiento al objetivo específico número tres del presente proyecto de grado, se procedió a realizar una prueba en dos personas con discapacidad visual (una mujer y un hombre) con rango de edad 21 y 25 años respectivamente. Se desarrolló un prototipo de semáforo mediante un dispositivo SBC Raspberry Pi, luces led amarillas, verdes y rojas, un sensor de ultrasonido, un sensor de color RGB, y material reciclable (Ver **Figura 4-32**). La prueba consistió en simular el acercamiento del usuario con discapacidad visual y mediante el sensor de ultrasonido detecta su presencia, alternamente el dispositivo SBC Raspberry Pi emite señales de semáforo aleatorias (condiciones reales de un semáforo), al detectar mediante el sensor de ultrasonido al usuario cercano al semáforo, el sensor de color identifica el estado del semáforo de peatones y con base al mismo, el dispositivo SBC Raspberry Pi transmite señales de alerta al dispositivo de conducción ósea ubicado en la cabeza del usuario. Es decir, si el semáforo peatonal está en rojo el sistema emitirá mensajes sonoros como “Pare”, “semáforo en rojo”, “No cruce”. Por el contrario, si el color del semáforo peatonal está en verde, los mensajes transmitidos serán “Semáforo en Verde”, “Siga”, “Cruce”. Este procedimiento se implementó en dos personas con discapacidad visual, las cuales en primera instancia fueron sometidas a pruebas audiométricas donde no se evidenció ningún problema en su sistema auditivo.

Se hicieron diez pruebas por usuario, cinco ubicando los transductores en la apófisis mastoides y cinco ubicándolos en el cóndilo mandibular. El voltaje implementado a los transductores de conducción ósea para el desarrollo de esta prueba fue de 1,22 Voltios para la apófisis mastoides y de 1,34 Voltios para el caso del cóndilo mandibular ya que la calibración arrojó que este voltaje era el adecuado para el rango de frecuencias de señales de voz hablada. Los dos usuarios registraron la ubicación de apófisis mastoides como la más apropiada en términos de claridad de los mensajes de alerta recibidos.

Figura 4-32: Prototipo de semáforo.



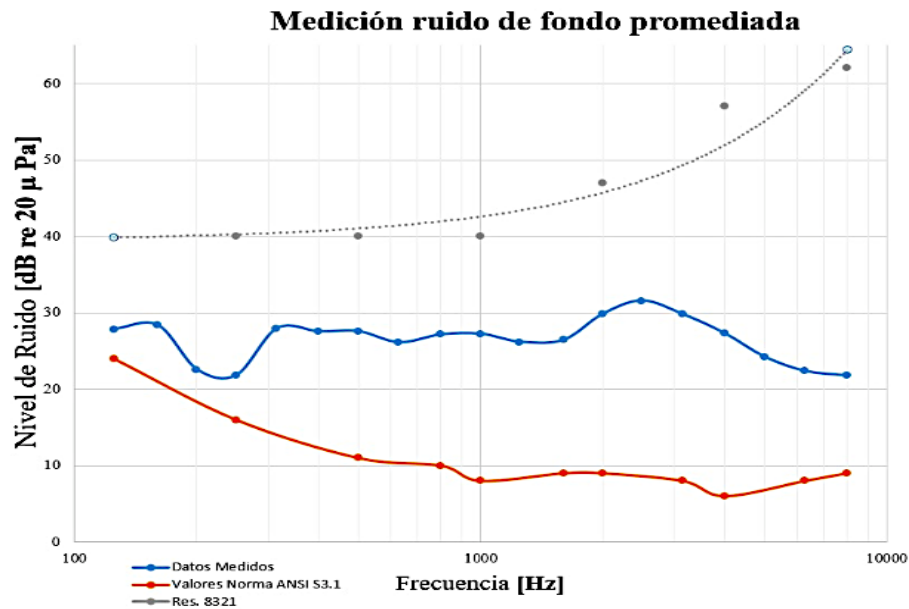
Fuente: Propia.

Los resultados de esta prueba se encuentran en la **sección 5.6** . Adicionalmente, señalaron la utilidad del dispositivo para su vida cotidiana puesto que el cruce del semáforo es una de las tareas más displicentes de su diario vivir. El consentimiento informado para esta prueba específica se encuentra en el **Anexo L**.

5. Presentación y análisis de resultados

5.1 Resultados Medición Ruido de Fondo

Figura 5-1: Comparación del ruido de fondo promediado de las tres mediciones implementadas con la normativa nacional Resolución 8321 de 1983 y la normativa internacional ANSI S3.1 de 1999 R (2018) (ANSI, 1991).



Fuente: Propia

Se realizaron tres mediciones de ruido de fondo, por banda de tercio de Octava entre el rango de 125 Hz a 8000 Hz siguiendo las rúbricas indicadas por la norma (American National Standard, 1999-R.2018). Se ubicó el sonómetro en la mitad de la cabina, a una altura de 1,2 metros que corresponde a la altura promedio de una persona sentada (valor establecido en la norma) y el operador no estuvo dentro de la cabina. Se utilizó un sonómetro tipo 1 de referencia Svantek 943a, configurado en 3 perfiles: Lineal-Slow, Ponderación A-Slow y Ponderación A-Fast. La medición se llevó a cabo en el horario de la mañana (Entre 8:00 am y 9:00 am COT). En la **Figura 5-1** en color azul están dispuestas las muestras promediadas de las tres mediciones realizadas. En color naranja están graficados los niveles máximos permisibles de ruido ambiental para salas de pruebas audiométricas establecidos en la normativa internacional ANSI/ASA S3.1, valores plasmados en la **Tabla 5-1**. De color gris están los puntos demarcados por la resolución colombiana 8321 de 1983 como los niveles máximos de presión sonora en el ambiente para la toma de pruebas audiométricas. Se puede observar principalmente que los niveles de ruido de fondo de la cabina sonoamortiguada Tracoustics del consultorio de audiología de la Fundación Universitaria Escuela Colombiana de Rehabilitación no

cumple con los criterios establecidos por la normativa ANSI/ASA S3.1. Sin embargo, esta cumple con los niveles establecidos por la resolución Colombiana 8321 de 1983. Esto permite inferir que en Colombia no existe mayor exigencia del cumplimiento estricto bajo normas internacionales de estos valores por parte de las entidades gubernamentales del país. También se evidencia en la **Figura 5-1** que el mayor nivel de ruido durante las tres mediciones se presentó en la banda de 2000 a 4000 Hz donde alcanza los 33 dB. Es importante hacer hincapié en que estas cabinas son amortiguadas están diseñadas para realización de pruebas audiométricas y no son en su totalidad anecoicas, es decir libres de reflexiones y ruido externo. A pesar de estas condiciones, se llevaron a cabo las pruebas de calibración ya que la realización de las mismas en un recinto anecoico en Colombia no es de fácil acceso. Cabe resaltar que las cabinas audiométricas deben ser calibradas anualmente y la última calibración hecha a dicha cabina se realizó en noviembre del año 2018, por tanto, se corroboran las mediciones realizadas por los investigadores del presente proyecto con las realizadas por la empresa prestadora del servicio de calibración a la institución.

Tabla 5-1: Niveles máximos permisibles de ruido ambiental de octava y tercio de octava para tres rangos de frecuencias de prueba en dB SPL (referencia 20 μ Pa)

Center Freq.	Octave Band ^a			One-Third Octave Band		
	125 to 8000 Hz	250 to 8000 Hz	500 to 8000 Hz	125 to 8000 Hz	250 to 8000 Hz	500 to 8000 Hz
125	29.0	35.0	44.0	24.0	30.0	39.0
250	21.0	21.0	30.0	16.0	16.0	25.0
500	16.0	16.0	16.0	11.0	11.0	11.0
800	–	–	–	10.0	10.0	10.0
1000	13.0	13.0	13.0	8.0	8.0	8.0
1600	–	–	–	9.0	9.0	9.0
2000	14.0	14.0	14.0	9.0	9.0	9.0
3150	–	–	–	8.0	8.0	8.0
4000	11.0	11.0	11.0	6.0	6.0	6.0
6300	–	–	–	8.0	8.0	8.0
8000	14.0	14.0	14.0	9.0	9.0	9.0

Fuente: (American National Standard, 1999-R.2018)

5.2 Resultados Pruebas Audiométricas

En las audiometrías realizadas a los individuos evaluados se evidencia que todos los participantes tienen sus umbrales de percepción auditiva situados en escalas clasificadas bajo condiciones normales (entre 0 y 20 dB HL según (Hall & Mueller, 1997)). En dos casos se observan umbrales superiores a 20 dB en vía área en dos frecuencias, que después de ser correlacionados con los valores por vía ósea no revelan alteración en la función auditiva. Los resultados de los exámenes audiométricos de conducción ósea de los diez y seis usuarios estuvieron dentro de los parámetros de normalidad (ver anexo adicional de las pruebas audiométricas llevadas a cabo en la Escuela Colombiana de Rehabilitación).

5.3 Resultados Calibración

Se hicieron 3 pruebas de calibración en cada individuo evaluado, en total fueron 16 personas evaluadas (9 Hombres y 7 Mujeres). Se realizaron pruebas de calibración en dos posiciones sobre la cabeza del usuario: La apófisis mastoides y el cóndilo mandibular. Fueron emitidos 16 estímulos que consistían en ruido filtrado a 16 frecuencias: 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 630 Hz, 750 Hz, 1000 Hz, 1250 Hz, 1600 Hz, 2000 Hz, 2500 Hz, 3150 Hz, 4000 Hz, 5000 Hz, 6300 Hz, 8000Hz y 12 500 Hz. Cabe resaltar que la respuesta en frecuencia de los transductores entregada por los fabricantes es de 300 Hz hasta 19 000 Hz. Se eligieron estas frecuencias ya que se deseaba conocer tanto el comportamiento de los transductores en frecuencias bajas (inferiores a 500 Hz) como para obtener información detallada en el rango de frecuencias medias y altas (se enviaron estímulos por tercio de octava desde 500 Hz hasta 12500 Hz). En la **Tabla 5-2** y en la

Tabla 5-3 están plasmados los resultados de las mediciones de calibración para cada sujeto en las posiciones de la apófisis mastoides y el cóndilo mandibular respectivamente. Así mismo en la

NOMBRE	FRECUENCIA EN HERTZ															
	125	250	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6000	8000	12500
1. Andres Garzon	1.201	1.350	1.230	1.222	1.230	0.966	0.985	1.002	0.869	0.884	0.899	0.773	0.612	0.479	1.028	1.062
2. Oscar Vaca	1.308	1.362	1.278	1.089	0.890	0.752	0.823	1.100	0.788	0.866	1.077	0.705	0.716	0.790	0.940	0.892
3. Mateo Ramirez	1.299	1.312	0.915	0.963	0.837	1.090	0.712	0.555	0.582	0.598	0.521	0.344	0.478	0.508	0.442	0.577
4. Daniela Franco	1.207	1.308	1.250	1.036	0.913	1.124	1.11	1.286	1.284	1.245	1.359	1.125	1.089	1.156	1.531	2.310
5. Fernanda Díaz	1.256	1.388	1.020	0.987	0.815	1.101	1.089	0.908	0.906	0.921	1.122	0.912	0.733	0.535	1.242	1.215
6. Sergio Ferreira	1.072	1.238	0.617	1.157	1.173	1.031	0.998	0.803	0.590	0.863	0.614	0.445	0.691	0.799	0.576	1.116
7. Pilar Amaya	1.015	1.125	0.703	0.885	0.459	0.863	0.789	0.417	0.332	0.632	0.389	0.213	0.334	0.391	0.578	0.588
8. Lina Quintero	0.944	1.266	0.845	0.911	0.876	1.026	0.936	0.981	0.644	0.719	1.028	0.688	0.708	0.722	1.131	1.053
9. Brayan Anaya	1.126	1.283	1.035	1.131	1.041	1.101	0.972	0.868	1.052	0.925	1.059	0.454	0.621	0.524	0.766	0.707
10. Elizabeth Rico	1.281	1.289	1.127	1.089	1.152	1.307	0.981	0.734	0.877	0.816	0.781	0.614	0.667	0.624	0.905	0.901
11. Diana Cortés	1.176	1.208	1.095	1.114	1.137	1.089	0.893	0.733	0.879	0.943	0.984	0.584	0.634	0.672	0.786	0.824
12. Natalia Zamudi	1.014	0.359	0.598	0.772	0.434	0.349	0.553	0.298	0.593	0.517	0.345	0.326	0.333	0.212	0.231	0.272
13. Luis Chaparro	1.256	1.209	1.015	0.937	1.107	1.129	1.064	1.024	0.724	0.887	0.905	0.509	0.722	0.921	1.282	1.163
14. Jesús Gil	1.189	1.236	1.081	1.193	0.971	0.892	1.077	0.905	0.801	0.884	0.793	0.612	0.696	0.761	0.894	0.910
15. Katerine Peche	1.145	1.250	0.828	0.891	0.745	1.025	1.18	0.710	0.671	0.725	0.681	0.408	0.556	0.600	0.748	0.555
16. Juan Romero	1.202	1.217	0.927	0.863	0.714	0.743	1.023	0.845	0.699	0.661	0.527	0.422	0.371	0.280	0.313	0.428
PROMEDIO	1.168	1.213	0.973	1.015	0.906	0.974	0.949	0.823	0.768	0.818	0.818	0.571	0.623	0.623	0.837	0.911

Fuente: Propia

Tabla 5-3. Resultado de la medición de los voltajes de calibración por balance de sonoridad y su respectivo promedio para los transductores ubicados en el cóndilo mandibular

NOMBRE	FRECUENCIA EN HERTZ															
	125	250	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6000	8000	12500
1. Andres Garzon	1.106	1.229	0.819	0.782	0.389	0.683	0.559	0.443	0.447	0.491	0.542	0.468	0.512	0.759	1.070	0.931
2. Oscar Vaca	1.133	1.255	0.955	0.723	0.623	0.998	0.916	0.833	0.817	0.812	0.960	0.645	0.707	0.834	1.220	1.030
3. Mateo Ramirez	1.100	1.214	0.677	0.782	0.881	0.992	0.927	0.841	0.630	0.738	0.938	0.570	0.631	0.742	0.999	0.470
4. Daniela Franco	0.961	1.056	0.610	0.513	0.331	0.798	0.819	0.381	0.299	0.501	0.415	0.380	0.389	0.402	1.050	0.707
5. Fernanda Díaz	1.362	1.368	0.813	0.972	1.297	1.203	0.866	0.542	0.483	0.518	0.564	0.735	0.903	1.127	1.285	1.222
6. Sergio Ferreira	1.206	1.290	1.110	1.084	1.233	1.211	0.991	0.834	0.589	0.702	1.164	0.990	1.037	1.163	1.107	1.382
7. Pilar Amaya	0.443	0.823	0.332	0.523	0.341	0.762	0.637	0.237	0.301	0.493	0.427	0.459	0.599	0.706	0.840	0.870
8. Lina Quintero	1.227	1.341	1.116	0.981	1.003	1.024	0.861	0.518	0.432	0.607	0.800	0.617	0.511	0.577	1.135	0.835
9. Brayan Anaya	1.265	1.252	1.175	1.152	1.206	1.156	1.059	1.007	1.188	1.112	1.081	1.006	1.197	1.267	1.122	1.186
10. Elizabeth Rico	1.165	1.287	1.046	0.998	1.026	0.989	0.945	0.934	0.737	0.871	1.036	0.827	0.816	0.812	1.058	0.934
11. Diana Cortés	1.192	1.156	1.115	0.971	1.070	0.997	0.827	0.688	0.623	0.703	0.775	0.692	0.726	0.831	1.019	1.079
12. Natalia Zamudio	0.234	0.321	0.256	0.315	0.267	0.212	0.521	0.356	0.913	0.607	0.339	0.459	0.233	0.445	0.521	0.675
13. Luis Chaparro	1.196	1.197	1.077	0.962	1.092	1.023	0.882	0.696	0.801	0.773	0.864	0.593	0.742	0.983	1.077	1.144
14. Luis Infante	1.115	1.092	0.899	0.827	1.014	0.958	0.804	0.716	0.661	0.681	0.708	0.627	0.703	0.783	0.861	0.911
15. Daniel Abril	1.145	1.131	0.795	0.823	0.799	0.805	0.728	0.527	0.779	0.606	1.042	0.830	0.891	1.063	1.118	0.904
16. Juan Romero	0.933	1.231	0.622	0.584	0.318	0.382	0.441	0.329	0.367	0.506	0.556	0.492	0.505	0.581	0.551	0.531
PROMEDIO	1.049	1.140	0.839	0.812	0.806	0.880	0.799	0.618	0.629	0.670	0.763	0.649	0.694	0.817	1.002	0.926

Fuente: Propia

Figura 5-2 se encuentra la gráfica resultante del promedio de pruebas de calibración realizadas sobre las dos posiciones sobre el cráneo de los usuarios.

Tabla 5-2. Resultado de la medición de los voltajes de calibración por balance de sonoridad y su respectivo promedio para los transductores ubicados en la apófisis mastoides.

NOMBRE	FRECUENCIA EN HERTZ															
	125	250	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6000	8000	12500
1. Andres Garzon	1.201	1.350	1.230	1.222	1.230	0.966	0.985	1.002	0.869	0.884	0.899	0.773	0.612	0.479	1.028	1.062
2. Oscar Vaca	1.308	1.362	1.278	1.089	0.890	0.752	0.823	1.100	0.788	0.866	1.077	0.705	0.716	0.790	0.940	0.892
3. Mateo Ramirez	1.299	1.312	0.915	0.963	0.837	1.090	0.712	0.555	0.582	0.598	0.521	0.344	0.478	0.508	0.442	0.577
4. Daniela Franco	1.207	1.308	1.250	1.036	0.913	1.124	1.11	1.286	1.284	1.245	1.359	1.125	1.089	1.156	1.531	2.310
5. Fernanda Díaz	1.256	1.388	1.020	0.987	0.815	1.101	1.089	0.908	0.906	0.921	1.122	0.912	0.733	0.535	1.242	1.215
6. Sergio Ferreira	1.072	1.238	0.617	1.157	1.173	1.031	0.998	0.803	0.590	0.863	0.614	0.445	0.691	0.799	0.576	1.116
7. Pilar Amaya	1.015	1.125	0.703	0.885	0.459	0.863	0.789	0.417	0.332	0.632	0.389	0.213	0.334	0.391	0.578	0.588
8. Lina Quintero	0.944	1.266	0.845	0.911	0.876	1.026	0.936	0.981	0.644	0.719	1.028	0.688	0.708	0.722	1.131	1.053
9. Brayan Anaya	1.126	1.283	1.035	1.131	1.041	1.101	0.972	0.868	1.052	0.925	1.059	0.454	0.621	0.524	0.766	0.707
10.Elizabeth Rico	1.281	1.289	1.127	1.089	1.152	1.307	0.981	0.734	0.877	0.816	0.781	0.614	0.667	0.624	0.905	0.901
11.Diana Cortés	1.176	1.208	1.095	1.114	1.137	1.089	0.893	0.733	0.879	0.943	0.984	0.584	0.634	0.672	0.786	0.824
12.Natalia Zamudi	1.014	0.359	0.598	0.772	0.434	0.349	0.553	0.298	0.593	0.517	0.345	0.326	0.333	0.212	0.231	0.272
13.Luis Chaparro	1.256	1.209	1.015	0.937	1.107	1.129	1.064	1.024	0.724	0.887	0.905	0.509	0.722	0.921	1.282	1.163
14.Jesús Gil	1.189	1.236	1.081	1.193	0.971	0.892	1.077	0.905	0.801	0.884	0.793	0.612	0.696	0.761	0.894	0.910
15. Katerine Peche	1.145	1.250	0.828	0.891	0.745	1.025	1.18	0.710	0.671	0.725	0.681	0.408	0.556	0.600	0.748	0.555
16. Juan Romero	1.202	1.217	0.927	0.863	0.714	0.743	1.023	0.845	0.699	0.661	0.527	0.422	0.371	0.280	0.313	0.428
PROMEDIO	1.168	1.213	0.973	1.015	0.906	0.974	0.949	0.823	0.768	0.818	0.818	0.571	0.623	0.623	0.837	0.911

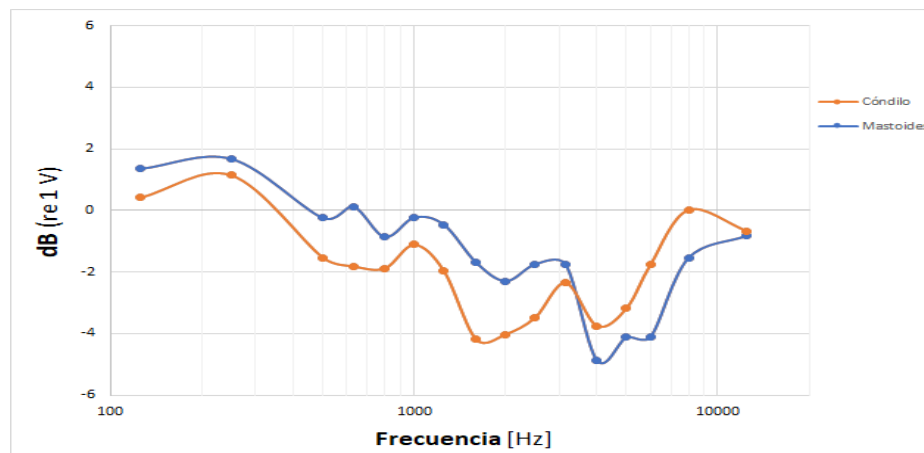
Fuente: Propia

Tabla 5-3. Resultado de la medición de los voltajes de calibración por balance de sonoridad y su respectivo promedio para los transductores ubicados en el cóndilo mandibular

NOMBRE	FRECUENCIA EN HERTZ															
	125	250	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6000	8000	12500
1. Andres Garzon	1.106	1.229	0.819	0.782	0.389	0.683	0.559	0.443	0.447	0.491	0.542	0.468	0.512	0.759	1.070	0.931
2. Oscar Vaca	1.133	1.255	0.955	0.723	0.623	0.998	0.916	0.833	0.817	0.812	0.960	0.645	0.707	0.834	1.220	1.030
3. Mateo Ramirez	1.100	1.214	0.677	0.782	0.881	0.992	0.927	0.841	0.630	0.738	0.938	0.570	0.631	0.742	0.999	0.470
4. Daniela Franco	0.961	1.056	0.610	0.513	0.331	0.798	0.819	0.381	0.299	0.501	0.415	0.380	0.389	0.402	1.050	0.707
5. Fernanda Díaz	1.362	1.368	0.813	0.972	1.297	1.203	0.866	0.542	0.483	0.518	0.564	0.735	0.903	1.127	1.285	1.222
6. Sergio Ferreira	1.206	1.290	1.110	1.084	1.233	1.211	0.991	0.834	0.589	0.702	1.164	0.990	1.037	1.163	1.107	1.382
7. Pilar Amaya	0.443	0.823	0.332	0.523	0.341	0.762	0.637	0.237	0.301	0.493	0.427	0.459	0.599	0.706	0.840	0.870
8. Lina Quintero	1.227	1.341	1.116	0.981	1.003	1.024	0.861	0.518	0.432	0.607	0.800	0.617	0.511	0.577	1.135	0.835
9. Brayan Anaya	1.265	1.252	1.175	1.152	1.206	1.156	1.059	1.007	1.188	1.112	1.081	1.006	1.197	1.267	1.122	1.186
10. Elizabeth Rico	1.165	1.287	1.046	0.998	1.026	0.989	0.945	0.934	0.737	0.871	1.036	0.827	0.816	0.812	1.058	0.934
11. Diana Cortés	1.192	1.156	1.115	0.971	1.070	0.997	0.827	0.688	0.623	0.703	0.775	0.692	0.726	0.831	1.019	1.079
12. Natalia Zamudio	0.234	0.321	0.256	0.315	0.267	0.212	0.521	0.356	0.913	0.607	0.339	0.459	0.233	0.445	0.521	0.675
13. Luis Chaparro	1.196	1.197	1.077	0.962	1.092	1.023	0.882	0.696	0.801	0.773	0.864	0.593	0.742	0.983	1.077	1.144
14. Luis Infante	1.115	1.092	0.899	0.827	1.014	0.958	0.804	0.716	0.661	0.681	0.708	0.627	0.703	0.783	0.861	0.911
15. Daniel Abril	1.145	1.131	0.795	0.823	0.799	0.805	0.728	0.527	0.779	0.606	1.042	0.830	0.891	1.063	1.118	0.904
16. Juan Romero	0.933	1.231	0.622	0.584	0.318	0.382	0.441	0.329	0.367	0.506	0.556	0.492	0.505	0.581	0.551	0.531
PROMEDIO	1.049	1.140	0.839	0.812	0.806	0.880	0.799	0.618	0.629	0.670	0.763	0.649	0.694	0.817	1.002	0.926

Fuente: Propia

Figura 5-2: Promedio del nivel de señal en dB (referencia 1 V) que los usuarios evaluados señalaron para hacer coincidir perceptualmente los estímulos por conducción ósea con el sonido emitido por conducción aérea a 50 dBA en el campo libre vs Frecuencia. Mastoides (azul), Córdilo (Naranja).



Fuente: Propia

Como se puede evidenciar en la

NOMBRE	FRECUENCIA EN HERTZ															
	125	250	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6000	8000	12500
1. Andres Garzon	1.201	1.350	1.230	1.222	1.230	0.966	0.985	1.002	0.869	0.884	0.899	0.773	0.612	0.479	1.028	1.062
2. Oscar Vaca	1.308	1.362	1.278	1.089	0.890	0.752	0.823	1.100	0.788	0.866	1.077	0.705	0.716	0.790	0.940	0.892
3. Mateo Ramirez	1.299	1.312	0.915	0.963	0.837	1.090	0.712	0.555	0.582	0.598	0.521	0.344	0.478	0.508	0.442	0.577
4. Daniela Franco	1.207	1.308	1.250	1.036	0.913	1.124	1.11	1.286	1.284	1.245	1.359	1.125	1.089	1.156	1.531	2.310
5. Fernanda Díaz	1.256	1.388	1.020	0.987	0.815	1.101	1.089	0.908	0.906	0.921	1.122	0.912	0.733	0.535	1.242	1.215
6. Sergio Ferreira	1.072	1.238	0.617	1.157	1.173	1.031	0.998	0.803	0.590	0.863	0.614	0.445	0.691	0.799	0.576	1.116
7. Pilar Amaya	1.015	1.125	0.703	0.885	0.459	0.863	0.789	0.417	0.332	0.632	0.389	0.213	0.334	0.391	0.578	0.588
8. Lina Quintero	0.944	1.266	0.845	0.911	0.876	1.026	0.936	0.981	0.644	0.719	1.028	0.688	0.708	0.722	1.131	1.053
9. Brayan Anaya	1.126	1.283	1.035	1.131	1.041	1.101	0.972	0.868	1.052	0.925	1.059	0.454	0.621	0.524	0.766	0.707
10. Elizabeth Rico	1.281	1.289	1.127	1.089	1.152	1.307	0.981	0.734	0.877	0.816	0.781	0.614	0.667	0.624	0.905	0.901
11. Diana Cortés	1.176	1.208	1.095	1.114	1.137	1.089	0.893	0.733	0.879	0.943	0.984	0.584	0.634	0.672	0.786	0.824
12. Natalia Zamudi	1.014	0.359	0.598	0.772	0.434	0.349	0.553	0.298	0.593	0.517	0.345	0.326	0.333	0.212	0.231	0.272
13. Luis Chaparro	1.256	1.209	1.015	0.937	1.107	1.129	1.064	1.024	0.724	0.887	0.905	0.509	0.722	0.921	1.282	1.163
14. Jesús Gil	1.189	1.236	1.081	1.193	0.971	0.892	1.077	0.905	0.801	0.884	0.793	0.612	0.696	0.761	0.894	0.910
15. Katerine Peche	1.145	1.250	0.828	0.891	0.745	1.025	1.18	0.710	0.671	0.725	0.681	0.408	0.556	0.600	0.748	0.555
16. Juan Romero	1.202	1.217	0.927	0.863	0.714	0.743	1.023	0.845	0.699	0.661	0.527	0.422	0.371	0.280	0.313	0.428
PROMEDIO	1.168	1.213	0.973	1.015	0.906	0.974	0.949	0.823	0.768	0.818	0.818	0.571	0.623	0.623	0.837	0.911

Fuente: Propia

Tabla 5-3. Resultado de la medición de los voltajes de calibración por balance de sonoridad y su respectivo promedio para los transductores ubicados en el cóndilo mandibular

NOMBRE	FRECUENCIA EN HERTZ															
	125	250	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6000	8000	12500
1. Andres Garzon	1.106	1.229	0.819	0.782	0.389	0.683	0.559	0.443	0.447	0.491	0.542	0.468	0.512	0.759	1.070	0.931
2. Oscar Vaca	1.133	1.255	0.955	0.723	0.623	0.998	0.916	0.833	0.817	0.812	0.960	0.645	0.707	0.834	1.220	1.030
3. Mateo Ramirez	1.100	1.214	0.677	0.782	0.881	0.992	0.927	0.841	0.630	0.738	0.938	0.570	0.631	0.742	0.999	0.470
4. Daniela Franco	0.961	1.056	0.610	0.513	0.331	0.798	0.819	0.381	0.299	0.501	0.415	0.380	0.389	0.402	1.050	0.707
5. Fernanda Díaz	1.362	1.368	0.813	0.972	1.297	1.203	0.866	0.542	0.483	0.518	0.564	0.735	0.903	1.127	1.285	1.222
6. Sergio Ferreira	1.206	1.290	1.110	1.084	1.233	1.211	0.991	0.834	0.589	0.702	1.164	0.990	1.037	1.163	1.107	1.382
7. Pilar Amaya	0.443	0.823	0.332	0.523	0.341	0.762	0.637	0.237	0.301	0.493	0.427	0.459	0.599	0.706	0.840	0.870
8. Lina Quintero	1.227	1.341	1.116	0.981	1.003	1.024	0.861	0.518	0.432	0.607	0.800	0.617	0.511	0.577	1.135	0.835
9. Brayan Anaya	1.265	1.252	1.175	1.152	1.206	1.156	1.059	1.007	1.188	1.112	1.081	1.006	1.197	1.267	1.122	1.186
10. Elizabeth Rico	1.165	1.287	1.046	0.998	1.026	0.989	0.945	0.934	0.737	0.871	1.036	0.827	0.816	0.812	1.058	0.934
11. Diana Cortés	1.192	1.156	1.115	0.971	1.070	0.997	0.827	0.688	0.623	0.703	0.775	0.692	0.726	0.831	1.019	1.079
12. Natalia Zamudio	0.234	0.321	0.256	0.315	0.267	0.212	0.521	0.356	0.913	0.607	0.339	0.459	0.233	0.445	0.521	0.675
13. Luis Chaparro	1.196	1.197	1.077	0.962	1.092	1.023	0.882	0.696	0.801	0.773	0.864	0.593	0.742	0.983	1.077	1.144
14. Luis Infante	1.115	1.092	0.899	0.827	1.014	0.958	0.804	0.716	0.661	0.681	0.708	0.627	0.703	0.783	0.861	0.911
15. Daniel Abril	1.145	1.131	0.795	0.823	0.799	0.805	0.728	0.527	0.779	0.606	1.042	0.830	0.891	1.063	1.118	0.904
16. Juan Romero	0.933	1.231	0.622	0.584	0.318	0.382	0.441	0.329	0.367	0.506	0.556	0.492	0.505	0.581	0.551	0.531
PROMEDIO	1.049	1.140	0.839	0.812	0.806	0.880	0.799	0.618	0.629	0.670	0.763	0.649	0.694	0.817	1.002	0.926

Fuente: Propia

Figura 5-2 (donde la señal azul corresponde a la posición en la apófisis mastoides y la Señal roja corresponde a la posición en el cóndilo mandibular), debido a la respuesta en frecuencia de los

transductores (300 Hz – 19 000 Hz) para el caso de la ubicación en el apófisis mastoides es menor que para el caso del cóndilo mandibular. Sin embargo, en ambas posiciones es necesario imprimir mayor voltaje a frecuencias bajas, por debajo de los 500 Hz para lograr una percepción sonora similar a la emitida en campo libre por los altavoces radiando a 50 dBA. Por otro lado, se ven unas variaciones considerables en el rango de 1000 Hz hasta 8000 Hz tanto entre cada posición como al comparar una con la otra. En el caso de la posición sobre mastoides el punto donde menos voltaje se hace necesario para tener un nivel de señal similar a 50 dBA se encuentra en la banda de frecuencia de 4000 Hz y para el caso de la ubicación sobre el cóndilo mandibular se encuentra en 1600 Hz. Cabe resaltar que en algunos puntos estos voltajes obtenidos coinciden en ambas posiciones tales como en la banda entre 3150 y 4000 Hz así como en el punto de alta frecuencia sobre la banda de 12 500 Hz. En las frecuencias superiores a los 4000 Hz la posición en la apófisis mastoides presentó una mayor sensibilidad en comparación a la ubicación en el cóndilo mandibular hasta el punto donde se cruzan sobre 12,500 Hz. En el rango de frecuencias por debajo de 4000 Hz se puede notar que la posición más sensible es la del cóndilo mandibular, esto puede deberse a su cercanía con el conducto auditivo externo, donde parte de la señal puede ser transmitida vía aérea. Sin embargo, esta prueba no puede realizarse con los oídos ocluidos debido a las condiciones de campo libre. Los autores (Pollard, Tran, & Letowski, 2013) obtuvieron resultados similares en su investigación salvo que ellos tuvieron una sensibilidad mayor en la posición del cóndilo mandibular en todo el espectro por ende una de sus conclusiones fue que para aplicaciones comunicativas el cóndilo mandibular es la posición más acertada en términos de sensibilidad. Esto pudo deberse a que implementaron otros transductores (Radioear B71 y Oído SD02). Sin embargo, en la presente investigación se preguntó a los usuarios acerca de la posición en la cual escuchaban con mayor claridad y coherencia los mensajes de voz de alerta emitidos en la prueba piloto y estos señalaron que la posición elegida es la ubicada sobre la apófisis mastoides (ver sección 7.4, pregunta 11). Clínicamente esta posición es la más acertada debido a su cercanía con el oído interno, hecho que permite una transferencia más rápida de la información sonora al cerebro y esto podría contribuir significativamente en ambientes ruidosos como las avenidas urbanas (Hall & Mueller, 1997). El objetivo conseguido mediante esta calibración fue conocer el comportamiento eléctrico del transductor de conducción ósea teniendo en cuenta la percepción humana, ya que la calibración realizada con un acoplador mecánico denominado mastoide artificial está sesgada a un solo tipo de transductor (Radioear B71) y a dos posiciones en la cabeza (apófisis mastoidea y frente), adicionalmente como se mencionó en la sección 6.6.3 su costo es elevado y para aplicaciones en comunicación es poco útil. Este método de

calibración también brinda flexibilidad en cuanto al tipo de transductor usado, la ubicación de los transductores en la cabeza, la cantidad de usuarios evaluados, entre otros.

En la respuesta del cóndilo mandibular se evidencia que hay una caída de voltaje en el rango de frecuencias entre 2000 Hz y 3150 Hz. Esto se debe a que la frecuencia de resonancia del sistema se encuentra aproximadamente en 2600 Hz y como se observó en la **Figura 4-6** y la **Figura 4-7** hay una mayor pérdida de energía en la ubicación del cóndilo mandibular con respecto a la ubicación sobre la mastoides. Para el caso del primero la pérdida es de aproximadamente 1.67 *dBV* y la del segundo de 0.55 *dBV*. Esto puede deberse perceptivamente a que la posición sobre la mastoides está más cerca al oído interno comparada con la posición sobre el cóndilo mandibular. Adicionalmente, como se vio en la sección 2 la atenuación transcraneal del sonido difiere según la posición del transductor de conducción ósea sobre el cráneo debido a las diferentes composiciones fisiológicas del lugar donde sea posicionado el transductor. Adicionalmente se realiza un promedio aritmético de los valores obtenidos en las mediciones en las bandas de frecuencia por tercio de octava para las dos posiciones, estableciendo que 1,16 Voltios es el valor nominal de trabajo del dispositivo para la posición sobre la apófisis mastoidea y de 1,74 Voltios sobre el cóndilo mandibular. Claramente la diferencia es amplia, de aproximadamente 0.58 Voltios, aunque los autores (Pollard, Tran, & Letowski, 2013) establecieron el cóndilo mandibular como la mejor posición para ubicar los transductores para aplicaciones comunicativas, según las mediciones realizadas en el presente trabajo se sugiere la ubicación del dispositivo en la apófisis mastoides. Sin embargo, cabe resaltar que los autores realizaron la medición con dos modelos de transductores diferentes a los implementados en el presente proyecto: Los Radioear B71 y los Oído SD02 por ende no se puede establecer una comparación directa entre los resultados obtenidos de ellos y los de este proyecto. En la **Tabla 5-4** se puede evidenciar los valores obtenidos en dB (re 1 V) de las mediciones obtenidas en la calibración.

Tabla 5-4. Valores en dB (re 1 V) de las mediciones de calibración por balance de sonoridad realizadas para las dos posiciones sobre la cabeza.

Frecuencia	125	250	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6000	8000	12500	
Mastoides	1.35	1.674	-0.24	0.129	-0.86	-0.23	-0.45	-1.69	-2.29	-1.75	-1.75	-4.869	-4.116	-4.105	-1.545	-0.81142	-1.16654983
Condilo	0.415	1.14	-1.53	-1.81	-1.88	-1.11	-1.95	-4.19	-4.02	-3.48	-2.35	-3.75	-3.174	-1.754	0.018	-0.6707	-1.742169
																	PROM. TOTAL

Fuente: Propia

Los valores de la desviación estándar y la varianza fueron calculados tanto para las bandas entre 125 Hz y 12 500 Hz como las totales en ambas posiciones sobre la cabeza (apófisis mastoides y cóndilo mandibular). A continuación se muestra en la **Tabla 5-5** y **Tabla 5-6** esta información.

Tabla 5-5. Desviación estándar y varianza de los datos de calibración medidos en la apófisis mastoides.

Frecuencia	125	250	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6000	8000	12500	Total
Desviación	0.109	0.237	0.212	0.133	0.238	0.222	0.163	0.251	0.219	0.174	0.287	0.234	0.187	0.239	0.359	0.464	0.233
Varianza	0.012	0.056	0.045	0.018	0.057	0.049	0.026	0.063	0.048	0.03	0.083	0.055	0.035	0.057	0.129	0.215	0.061

Fuente: Propia

Tabla 5-6. Desviación estándar y varianza de los datos de calibración medidos en el cóndilo mandibular.

Frecuencia	125	250	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6000	8000	12500	Total
Desviación	0.2984	0.254	0.281	0.232	0.37	0.352	0.176	0.234	0.241	0.169	0.264	0.188	0.2439	0.25209	0.213	0.249	0.251
Varianza	0.08904	0.065	0.079	0.054	0.137	0.124	0.031	0.055	0.058	0.028	0.07	0.035	0.0595	0.06355	0.045	0.062	0.066

Fuente: Propia

Se evidencia que tanto la varianza como la desviación estándar para los datos de la calibración realizada en la posición de la apófisis mastoides es menor en comparación con la realizada en el cóndilo mandibular. Esto permite inferir que los datos fluctúan aproximadamente 0,061 voltios hacia arriba o hacia abajo para el caso de la apófisis mastoides y 0,066 voltios en el cóndilo mandibular.

Adicionalmente, como lo sugieren los autores en los que se basó el método de calibración implementado (Pollard, Tran, & Letowski, 2013), se determinó la confiabilidad intraindividual a partir del cálculo del coeficiente α de Cronbach. Este se puede evidenciar **Tabla 5-7**. Valor de la confiabilidad intraindividual a partir del cálculo del coeficiente de Cronbach para la calibración en las dos posiciones sobre la cabeza. Teniendo en cuenta los valores de categorización establecidos por el autor (Tavakol & Dennick, 2011) (ver **Tabla 5-8**), ambas posiciones tienen un valor de confiabilidad excelente.

Tabla 5-7. Valor de la confiabilidad intraindividual a partir del cálculo del coeficiente de Cronbach para la calibración en las dos posiciones sobre la cabeza

Posición	α de Cronbach

Apófisis mastoides	0.958
Cóndilo mandibular	0.951

Fuente: Propia

Tabla 5-8. Valores de categorización de la confiabilidad de datos intraindividuales según (Tavakol & Dennick, 2011).

α de Cronbach	Categorización de la confiabilidad
$\alpha \geq 0.9$	Excelente
$0.9 > \alpha \geq 0.8$	Bueno
$0.8 > \alpha \geq 0.7$	Aceptable
$0.7 > \alpha \geq 0.6$	Cuestionable
$0.6 > \alpha \geq 0.5$	Pobre
$0.5 > \alpha$	Inaceptable

Fuente: (Tavakol & Dennick, 2011)

5.4 Resultados de las encuestas

La encuesta anónima constaba de diez preguntas, siendo ocho de ellas de opción múltiple y dos del tipo pregunta abierta. A continuación, se evidencian los análisis de cada pregunta y su respectiva gráfica.

1. ¿Qué grado de dificultad tiene normalmente para escuchar?

El 56.25 % de los individuos evaluados no presenta ninguna dificultad para escuchar. El 31.25 % de los individuos posee pocas dificultades para escuchar. El 12.5% restante de la muestra de individuos evaluados presentan una dificultad moderada para escuchar, uno de ellos debido a falta de higiene auditiva. Cabe resaltar que ninguno de los individuos sometidos a las pruebas posee problemas auditivos severos.

2. ¿Con qué frecuencia acude a revisiones audiológicas?

El 56.25 % de los individuos encuestados se realizan un examen de control auditivo anualmente, hecho que corresponde a las recomendaciones normales de los audiólogos para todas las personas. Por otro lado, se observa que el 31.25% de los individuos evaluados no asiste a ningún tipo de examen de control de su sistema auditivo, hecho que pudiera acarrear en problemas auditivos en un futuro, especialmente aquellos individuos que laboran bajo condiciones de exposición a niveles de presión sonora altos en un tiempo prolongado. Finalmente, se evidencia que el 12.5 % de los individuos evaluados realizan un examen auditivo de control semestralmente, hecho que puede deberse a que trabajan en entornos donde están expuestos a niveles de ruido altos y desean mantener un control sobre su sistema auditivo como medida preventiva de enfermedades auditivas.

3. ¿Considera que el método de calibración (balance de sonoridad) fue un procedimiento sencillo?

La pregunta tres de la encuesta hace referencia al método de calibración subjetivo del transductor implementado donde el 87.5 % de los usuarios evaluados señalan que fue un procedimiento sencillo. Sin embargo, un 12.5 % de los usuarios informó que no fue un procedimiento sencillo. Esto debió suceder debido al tiempo que tarda el experimento o a una incomodidad del usuario al usar el dispositivo. Lo anterior se puede ratificar en el anexo G.

4. En una escala de 1 a 10 ¿Qué tan claros fueron los mensajes recibidos mediante el dispositivo de conducción ósea?

De las preguntas 4 a 6 se utiliza una escala de 1 a 10, siendo 1 el menor valor y 10 el mejor valor. Para el caso de la pregunta número cuatro, el 37.5 % de los encuestados calificó con un valor de 8 la claridad de los mensajes recibidos mediante el dispositivo de conducción ósea. Otro 37.5 % calificó con un valor de 9 el ítem anteriormente mencionado y el 25 % restante lo calificó con el mejor puntaje para este caso 10 sobre 10. La ventaja de este dispositivo fue su correcto funcionamiento a la hora de transmitir información sonora al usuario en ambas ubicaciones sobre la cabeza, a pesar de los niveles de ruido de fondo.

5. En una escala de 1 a 10 ¿Qué tan cómodo considera el dispositivo?

En el diagrama de barras de la pregunta número cinco (ver anexo G) se observa una variación en las respuestas de los usuarios, donde 6 de ellos califican con un valor de 8 la comodidad del dispositivo a la hora de colocarlo sobre la cabeza siendo estos la mayoría que corresponden al 37.5 % de la muestra total, mientras 3 usuarios calificaron con un 7 de 10 la comodidad del dispositivo perteneciendo al 18.75% de la muestra. El otro 18.75% de la muestra indicó con un 9 de 10 la comodidad del dispositivo. El 12,5% restante de la muestra indicó con un 5 y 6 sobre 10 la calificación de la comodidad del dispositivo. Esto se debe a la colocación del dispositivo en la cabeza y a que las medidas antropométricas de cada individuo varían, a pesar de que existen medidas estándar aproximadas, no todas las cabezas son iguales. Adicionalmente, factores como el volumen del cabello también afectan la comodidad de la diadema sobre la cabeza del usuario.

6. En una escala de 1 a 10 ¿Qué tan estético le parece el dispositivo?

El 43.75 % de los individuos que realizaron la prueba califican la estética del producto con un puntaje de 8 sobre 10. El 25 % de la muestra de los individuos evaluados califican con 6 de 10 la estética del dispositivo. Un 18.75 % de los individuos califican con 7 de 10 la estética del dispositivo y finalmente dos individuos que componen el 12.5 % restante califican con un 9 de 10 y un 10 de 10 la estética del producto respectivamente. La variación de los resultados podría radicar en que el dispositivo implementado en las pruebas fue el segundo prototipo impreso, y se encuentra en un punto que no es antiestético, pero tampoco es un dispositivo perfecto.

7. Si tuviera la posibilidad de comprar el dispositivo ¿Cuánto sería el monto que estaría dispuesto a pagar por él?

El 62.5 % de la muestra de individuos evaluados estarían dispuestos a pagar aproximadamente \$300.000 pesos colombianos por el dispositivo. Un 25 % de la muestra de individuos expresa que estaría dispuesto a pagar \$200.000 pesos colombianos por el producto final y el 12.5 % restante

estaría dispuesto a pagar \$500.000 pesos colombianos o más por el mismo. Ningún individuo señaló que pagaría \$100.000 pesos colombianos o menos

- 8.** ¿Cree usted que el dispositivo es útil para las personas con discapacidad visual? Justifique su respuesta.

Esta es una pregunta abierta donde el 100 % de los usuarios afirmaron la utilidad del dispositivo para personas con discapacidad visual principalmente por la ventaja de tener el canal auditivo externo libre de cualquier obstrucción que pueda generar accidentes o circunstancias adversas en el proceso de movilidad en los semáforos de las personas en condiciones de discapacidad visual. Adicionalmente señalan que es algo innovador que no se ha visto antes en Colombia.

- 9.** ¿Qué otras aplicaciones le daría usted a un dispositivo de conducción ósea como el de las pruebas?

Esta es otra pregunta abierta de la encuesta. El 70 % de los individuos encuestados concordó en que otra posible aplicación del dispositivo sería como un mecanismo de reproducción de música tanto para personas con algún tipo de discapacidad visual o auditiva, como para una persona sin ninguna condición de discapacidad. El 10 % afirmó que podrían darse aplicaciones comunicativas en la rama militar. Otro 10 % de los individuos encuestados señalaron una aplicación deportiva para el dispositivo. El 10 % restante afirmó que una aplicación provechosa del dispositivo podría darse en el marco de retroalimentación auditiva de información acerca de las rutas y estaciones del sistema de transporte público en la ciudad de Bogotá. Adicionalmente, un par de individuos encuestados señaló la importancia de que el dispositivo cuente con un GPS para la ubicación del usuario en el punto geográfico donde se encuentre.

- 10.** ¿Qué ubicación en la cabeza del dispositivo en cuanto a claridad del mensaje, comodidad, estética y funcionalidad fue la más apropiada para usted?

El 62.5% de los individuos evaluados expresó que la posición más apropiada donde se ubicó el dispositivo de conducción ósea en cuanto a claridad del mensaje, comodidad, estética y funcionalidad fue la apófisis mastoides mientras que el 37.5 % restante afirmó que la posición más apropiada fue el cóndilo mandibular. La mayoría de los usuarios señalaron que el mensaje sonoro de alerta se escuchaba con más claridad en la mastoides, pues al tenerlo en el cóndilo era más difícil identificar el mensaje con respecto al ruido de fondo que se generó durante la prueba, esto puede deberse a la cercanía de la apófisis mastoides al oído interno, ya que la vibración mecánica imprimida

por los transductores debe viajar menos trayecto que al ubicarse sobre el cóndilo mandibular (Ver anexo G).

5.5 Resultados de inteligibilidad

La unidad más comúnmente utilizada para poder evaluar la inteligibilidad del habla de los sistemas de comunicación son las palabras, estas pueden ser fonemas, sílabas u oraciones (Letowski & Angelique, 2017). La (IEEE 1969-Recommended Practice for Speech Quality Measurements), enumera 72 listas de 10 oraciones fonéticamente equilibradas que están basadas en estudios de la universidad de Harvard para pruebas de sistemas de comunicación. La fiabilidad de las pruebas depende de la cantidad de palabras de la prueba y de la cantidad de alternativas de respuesta ofrecidas al oyente. En términos de las alternativas de respuesta de los oyentes, todas las pruebas pueden ser categorizadas como cerradas o abiertas, una prueba abierta supone un conjunto ilimitado de alternativas disponibles y el oyente debe adivinar sin restricciones la palabra presentada, es decir, debe anotar lo que escuchó, la prueba cerrada consiste en que el oyente recibe un conjunto de palabras alternativas y debe seleccionar la que cree haber escuchado.

Para el caso en contexto de este proyecto se diseñó una prueba sencilla donde se utilizaron 20 palabras previamente grabadas (ver sección 4.6.4) y fueron reproducidas mediante el dispositivo de conducción ósea en una cámara sonoamortiguada, estas palabras no fueron tomadas bajo norma sino que fueron seleccionadas de acuerdo con la aplicación del dispositivo, es decir, se usaron los mensajes de alerta que serían normalmente reproducidos, bajo criterio ingenieril se infiere que esto no afecta el alcance de la prueba, ya que los resultados obtenidos respecto a la puntuación de inteligibilidad (INT) se hacen mediante un cálculo estadístico muy sencillo (ver ecuación 5-1, donde T es el número de ítems de a prueba, R es el número de respuestas correctas, W es el número de respuestas incorrectas y N es el número de alternativas de respuesta de los oyentes). Las pruebas realizadas están consignadas en el **Anexo O** y puede observarse el resultado en la **Tabla 5-9**.

$$INT(\%) = \frac{100}{T} \left(R - \frac{W}{N-1} \right) \quad (5-1)$$

Tomada de: (Letowski & Angelique, 2017).

Tabla 5-9 Muestras y resultados del cálculo de la Inteligibilidad de la palabra en los mensajes de alerta emitidos por el dispositivo de conducción ósea.

Total de palabras (palabras)	321
Total correctas (palabras)	309
Total incorrectas (palabras)	12
INT (%)	92,80
Desviación estándar (%)	17,08

Fuente: Propia

La clasificación de la calidad en función del porcentaje de inteligibilidad calculado (ver **Tabla 5-10**) está basada en tres autores: (Fuchs & Osuna, 1965), (Houtgast & Steeneken, 1973) y (Perez Minaña, 1969) donde se muestra una escala de evaluación de cinco puntos (Malo, Deficiente, Regular, Bueno y Excelente) de acuerdo con el resultado del porcentaje de inteligibilidad. Para este caso, el porcentaje de inteligibilidad es de 92,80% con una desviación estándar de 17,08%, lo cual quiere decir que los audios cuentan con un nivel Bueno de calidad si se basan en la escala propuesta por Minaña y Houtgast, sin embargo, este es de calidad Regular si se basa en la escala de Fuchs. En últimas esto quiere decir que las palabras enviadas mediante el dispositivo de conducción ósea pueden ser escuchadas con claridad la mayor parte del tiempo ya que presentan buena calidad. Esta clasificación permite dar cumplimiento a una parte del objetivo específico número uno.

Tabla 5-10 Clasificación de la calidad en función del porcentaje de inteligibilidad.

Autores	Malo	Deficiente	Regular	Bueno	Excelente
Minaña	< 40%	40% a 69%	69% a 88%	88% a 95%	95% a 100%
Fuchs	< 60%	60% a 85%	85% a 95%	95% a 100%	
Houtgast	< 32%	32% a 62%	62% a 87%	87% a 95%	95% a 100%

Fuente: (Letowski & Angelique, 2017).

5.6 Resultados de las pruebas de uso en personas con discapacidad visual

Para validar el funcionamiento del sistema en personas con discapacidad visual se implementó un total de diez pruebas piloto divididas en cinco para la posición del cóndilo mandibular y cinco para la apófisis mastoides. Cada prueba consistió en posicionar al usuario a una distancia inicial de 3m, de manera que el sensor de distancia por ultrasonido no activara aún el envío de mensajes de alerta al dispositivo de conducción ósea, luego se le pidió a cada persona acercarse lentamente al prototipo de semáforo, por lo cual, al estar a una distancia de 1,8 metros respecto al semáforo sería detectado y esto permitiría enviar el mensaje de alerta correspondiente al estado del semáforo mediante los transductores de conducción ósea.

Los datos obtenidos de la prueba se basan en la cantidad de aciertos y desaciertos que el dispositivo presenta, es decir, se determina primero de manera visual el estado real del semáforo y se compara con el mensaje que fue transmitido vía ósea preguntándole a la persona qué fue lo que escuchó, de esta forma se determina la efectividad del dispositivo; estos valores fueron anotados en tablas de datos (ver **Tabla 5-11** y **Tabla 5-12**) y se hizo un análisis estadístico donde se determinó que el dispositivo funciona para el 80% de las veces que fue testeado, esto quiere decir que el dispositivo acierta en cuatro de cada cinco pruebas. Se determinó que los errores son producidos netamente por el sensor de distancia al no lograr registrar de manera eficiente el obstáculo que está en frente, por esto se recomienda para futuras aplicaciones implementar un mejor método de detección de personas.

Tabla 5-11. Pruebas de uso en la apófisis mastoides.

Nombre	Prueba 1		Prueba 2		Prueba 3		Prueba 4		Prueba 5	
	Corr.	Incorr.	Corr.	Incorr.	Corr.	Incorr.	Corr.	Incorr.	Corr.	Incorr.
Lorena	x			x	x		x		x	
Jesús	x		x			x	x		x	

Fuente: Propia

Tabla 5-12. Pruebas de uso en el cóndilo mandibular.

Nombre	Prueba 6		Prueba 7		Prueba 8		Prueba 9		Prueba 10	
	Corr.	Incorr.	Corr.	Incorr.	Corr.	Incorr.	Corr.	Incorr.	Corr.	Incorr.
Lorena	x		x			x	x		x	
Jesús	x		x		x			x	x	

Fuente: Propia

En la **Tabla 5-13** se evidencian la cantidad de aciertos y desaciertos obtenidos en las pruebas para cada posición en la cabeza. Ambas posiciones dieron el mismo resultado por ende se utiliza la misma tabla para el registro de estos datos.

Tabla 5-13. Cantidad de aciertos y desaciertos de la prueba de uso para cada posición.

Parámetro	Cantidad
Aciertos	8
Desaciertos	2

Fuente: Propia

6. Conclusiones y recomendaciones

6.1 Conclusiones

A partir de las mediciones realizadas en el desarrollo ingenieril se conocieron los parámetros electroacústicos de los dos tipos de transductores de conducción ósea para determinar el transductor cuyo desempeño se acopla más a las necesidades requeridas para el desarrollo del proyecto, siendo seleccionado el transductor Dayton Audio BCE-1 debido a que la curva de impedancia medida en el rango de frecuencias de 500 Hz a 3000 Hz tuvo un comportamiento prácticamente lineal (**Figura 4-7**) en comparación con la curva medida en los transductores genéricos dinámicos (ver **Anexo I**) que además presentan tres resonancias en la curva de impedancia y la fase es menos estable. Este rango de frecuencias es suficiente para entender la voz hablada, por ende, los mensajes enviados mediante estos transductores son claros para el usuario. Esto se sustenta mediante los resultados obtenidos en la encuesta aplicada para las pruebas de uso, donde los individuos evaluados señalaron que los mensajes recibidos mediante conducción ósea fueron claros y concisos (ver anexo G). Adicionalmente, el 62.5% de la población evaluada señaló que la posición más cómoda y donde los mensajes de alerta fueron más claros fue la apófisis mastoides, a pesar de las condiciones de ruido de fondo bajo las cuales se llevó a cabo la prueba.

El material implementado (PLA- Ácido Poliláctico) en la impresión 3D de la diadema diseñada para acoplar los transductores a la cabeza humana dio como resultado una estructura lo suficientemente resistente y flexible para soportar la elongación y fuerza estática aplicada al momento de colocar el dispositivo. Por lo anterior, se concluye que la escogencia de este material fue acertada, teniendo en cuenta la relación costo-beneficio. Esto permite reducir los costos de fabricación dando solución a la pregunta problema. Sin embargo, el material sugerido por el distribuidor de los transductores para acoplarlos a la piel (sugru) fue descartado en primera instancia debido a la pérdida de intensidad sonora percibida por los autores al momento de someterlos a una prueba inicial de su comportamiento. Esto permitió optimizar el tiempo de las pruebas de calibración y piloto, ya que si se hubiera realizado un proceso de comparación de los transductores con el sugru y sin este en la población evaluada, se hubiera generado un retraso en el desarrollo de las mismas, teniendo en cuenta que el comportamiento con el sugru era predecible.

El amplificador PAM8403 entrega una potencia de 3 Vatios eficiente para el consumo de 1 vatio que requieren los Dayton Audio BCE-1, en comparación con los transductores genéricos que requieren

3 vatios para su correcto funcionamiento. Los transductores Dayton Audio BCE-1 presentan mayor portabilidad al ser de menor tamaño (2,1 cm por 1,7 cm) en comparación con los transductores genéricos dinámicos (2,7 cm por 2,8 cm), adicional a esto, los transductores BCE-1 presentan una masa de 18,1 gramos que, en comparación con los 74 gramos de los transductores dinámicos, permite mayor portabilidad.

Las rutinas de programación diseñadas en la SBC Raspberry Pi3 y en el microcontrolador Arduino Mega permitieron integrar los transductores de conducción ósea garantizando la transmisión de información audible vía bluetooth a los usuarios con discapacidad visual, de manera que se conociera el estado en el que se encuentra un semáforo y así facilitar su desplazamiento en este entorno. Se realizaron pruebas piloto utilizando el dispositivo en usuarios con discapacidad visual, donde se encontró que funciona en la mayoría de los casos, presentando errores en el censado de distancia hecho por un sensor ultrasónico, ya que no es tan preciso en cuanto a detección de personas, sin embargo, el sistema de detección del estado del semáforo y la transmisión de audio vía bluetooth fue favorable en todos los casos analizados.

El dispositivo final puede ser utilizado con las diferentes aplicaciones existentes para las plataformas de Android y iOS que facilitan el desplazamiento de personas con discapacidad visual en entornos urbanos, ya que el conector utilizado para los transductores es de tipo TRS de 1/8 de pulgada, compatible con la mayoría de los dispositivos móviles.

Al llevar a cabo las pruebas piloto del dispositivo en usuarios con discapacidad visual, se encontró que el dispositivo es funcional en cuanto a que cumple su tarea de transmitir los mensajes de alerta referentes al cruce de un semáforo de manera clara bajo condiciones de ruido de fondo controlado. La población en condición de discapacidad visual evaluada señaló que el dispositivo tiene una utilidad amplia y que se podrían desarrollar diferentes prototipos para diferentes enfoques como: áreas deportivas, militares, rehabilitación de la salud y videojuegos. Sin embargo, en futuras aplicaciones se recomienda incrementar el número de población con discapacidad visual para aplicar las pruebas de uso del dispositivo.

Se evidencia que tanto la varianza como la desviación estándar para los datos de la calibración realizada en la posición de la apófisis mastoides es menor (0,061 V) en comparación con la realizada en el cóndilo mandibular (0,066 V). Esto permite corroborar, de acuerdo con los resultados obtenidos mediante las pruebas de calibración, que la mejor posición en cuanto a claridad del mensaje es la apófisis mastoides. Adicionalmente, como lo sugieren los autores en los que se basó el método de calibración implementado (Pollard, Tran, & Letowski, 2013), se determinó la confiabilidad intraindividual en categoría “Excelente” para ambas posiciones (Mastoides = 0,958 ; Cóndilo = 0,951) a partir del cálculo del coeficiente α de Cronbach asemejándose al encontrado por los autores anteriormente mencionados que fue de 0,983 para el cóndilo mandibular y de 0,974 para la apófisis mastoides. Sin embargo, el transductor utilizado por los autores (RadioEar B71) del paper es diferente al utilizado por el presente trabajo.

De acuerdo con las pruebas de inteligibilidad implementadas en los 16 usuarios analizados, el dispositivo de conducción ósea funciona con una clasificación de calidad Buena (si se basa en los autores (Perez Minaña, 1969) y (Houtgast & Steeneken, 1973)) en función del porcentaje de inteligibilidad, esto satisface parte del objetivo específico número uno y quiere decir que la mayoría de las veces los mensajes de alerta enviados al dispositivo pueden ser escuchados y entendidos sin dificultad, esto teniendo en cuenta que las pruebas se realizaron en condiciones de ruido controlado.

6.2 Recomendaciones

Se sugiere implementar baterías de litio de al menos cinco voltios, que sean de un tamaño más reducido que las implementadas en el proyecto (Tres Pilas AA), de manera que se pueda diseñar una diadema totalmente inalámbrica, sin dependencia del bodypack, donde se integre tanto la alimentación como el sistema de amplificación.

A pesar de que las pruebas de calibración del dispositivo de conducción ósea fueron implementadas en una cámara sonoamortiguada donde se realizan pruebas audiométricas cumpliendo los estándares de la normativa (American National Standard, 1999-R.2018). Sin embargo, se sugiere para futuros desarrollos investigativos realizar pruebas de calibración perceptivas en una cámara anecoica como lo sugieren los autores (Pollard, Tran, & Letowski, 2013), ya que este espacio es ideal para obtener resultados repetibles, debido a que no existe incidencia alguna de reflexiones dentro de la sala ni de ruido de fondo. Adicionalmente como se evidenció en la **sección 5.1** la cámara sonoamortiguada no

cumple con la norma internacional ANSI S3.1, por ende se recomienda el uso de una cámara anecoica en futuras aplicaciones.

En la realización de las pruebas piloto del dispositivo en usuarios con discapacidad visual, se verificó que es funcional en cuanto al cumplimiento con la transmisión de información referente al cruce de un semáforo, sin embargo, se encontró que el dispositivo que censa la distancia a la que se encuentra la persona falló en 1 de cada 5 pruebas, por este motivo se sugiere para futuras aplicaciones mejorar el sistema de detección de distancia o implementar otro tipo de mecanismo que permita cumplir la misma función, cabe resaltar que el desarrollo del prototipo de semáforo no estaba dentro de los objetivos del proyecto, sin embargo se realizó con el fin de validar el dispositivo de conducción ósea en personas de discapacidad visual bajo las condiciones de cruce de semáforo en la ciudad.

De acuerdo con los resultados de las pruebas piloto donde se encontraron falencias en el funcionamiento del dispositivo de detección de distancia por ultrasonido (HC-SR04), se sugiere para futuras investigaciones implementar un dispositivo que detecte obstáculos de manera más eficiente, ya que es de suma importancia para garantizar el 100% de efectividad del sistema.

7. Bibliografía

- Amazon. (2019). *Amazon*. Obtenido de Generic Medium Surface Bone Conducting Transducer Exciter with Wires 4 Ohm 3 Watt: https://www.amazon.com/Generic-Surface-Conducting-Transducer-Exciter/dp/B00Y7QPUJE/ref=sr_1_6?crd=M5JUUBDA1HJZ&keywords=bone+conduction+transducer&qid=1562602708&s=gateway&sprefix=bone+conduction+t%2Caps%2C238&sr=8-6
- American National Standard . (1981). ANSI S3.26 Reference Equivalent Threshold Force Levels for Audiometric Bone Vibrators.
- American National Standard. (1987- R.1997). ANSI S3.13 Mechanical Coupler for Measurement of Bone Vibrators. Acoustical Society of America.
- American National Standard. (1999-R.2018). Maximum Permissible Ambient Noise Levels For Audiometric Test Rooms. *ANSI S3.1-1999(R2018). Maximum Permissible Ambient Noise Levels For Audiometric Test Rooms*. American National Standard Institute.
- American National Standard. (2018). ANSI S3.6 Specification for Audiometers. New York: American National Standards Institute.
- ANSI. (1991). ANSI S3.1 Maximum Permissible Ambient Noise Levels For Audiometric Test Rooms (R2018). *Maximum Permissible Ambient Noise Levels For Audiometric Test Rooms (R2018)*.
- Bárány, E. (1938). A Contribution to the Physiology of Bone Conduction. *Acta Oto-laryngologica*, 26, 1-129.
- Barry, S., & Vaughan, R. (1981). Loudness Balance Calibration of Bone Conduction Vibrators. *Journal of Speech and Hearing Research*, 24, 454-459.
- Békésy, G. (1932). Zur Theorie des Hörens bei der Schallaufnahme durch Knochenleitung. *Annalen der Physik*, 8, 111-136.
- Békésy, G., & Rosenblith, W. (1951). The Mechanical Properties of the Ear. En S. Stevens, *Handbook of Experimental Psychology*. New York: John Wiley and Sons.

- Békésy, G., & Rosenblith, W. (1951). *The Mechanical Properties of the Ear; I*. En S. Stevens .
New York: John Wiley and Sons.
- Belisario, R. W. (1945). *Determinaciones magnéticas y gravimétricas en la costa atlántica*.
Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Matemáticas e Ingeniería - Observatorio
de geofísica. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia.
- Beranek, L. (1947). Design of speech communication systems. *Proc. Inst. Radio Eng*, 45, 880-890.
- Blauert, J., & Xiang, N. (2009). *Acoustics For Engineers. Troy Lectures* (2 ed.). Berlín: Springer.
- Blog, R. (12 de 06 de 2019). *Raspi Blog*. Obtenido de Raspi Blog:
[https://www.mnp.cl/app/view/img/post/10/xgpio_pinouts.png.pagespeed.ic.J58bCbUhz.w
ebp](https://www.mnp.cl/app/view/img/post/10/xgpio_pinouts.png.pagespeed.ic.J58bCbUhz.webp)
- Boylestad, R., & Nashelsky, L. (2009). *Electrónica: Teoría de Circuitos y Dispositivos
Electrónicos* (10 ed.). Pearson.
- Burkhard, D. (2004). *A Manikin Useful for Hearing Aid Tests – Revisited*. Kyoto, Japón:
Proceedings of the 18th International Congress on Acoustics (pp. V3443-V3446).
- Carhart, R. (1950). Clinical application of bone conduction audiometry. *Archives of
Otolaryngology*, 51(6), 798-808.
- Carhart, R. (1962). Effect of Stapes Fixation on Bone Conduction In: H. Schuknecht (Ed). Boston,
Massachusetts: Little, Brown, & Co.
- Centro Auditivo Cuenca. (12 de 12 de 2013). *Centro Auditivo Cuenca*. Recuperado el 20 de 02 de
2019, de [https://www.centroauditivo-valencia.es/2013/12/12/las-escalas-
decib%C3%A9licas-decibelios-spl-y-decibelios-hl/](https://www.centroauditivo-valencia.es/2013/12/12/las-escalas-decib%C3%A9licas-decibelios-spl-y-decibelios-hl/)
- Chaiklin, J. (1967). Interaural Attenuation and Cross-Hearing in Air Conduction Audiometry.
Journal of Auditory Research, 7, 413-424.
- Ciocco, A. (1936). Conduction Deafness. Statical Observations. *Archives of Otolaryngology*, 24,
723-730.

- Collins Dictionary. (2018). *Collins Dictionary*. Recuperado el 27 de Octubre de 2018, de <https://www.collinsdictionary.com/es/diccionario/ingles/umbo>
- Corliss, & Koidan. (1955). Mechanical Impedance of the Forehead and Mastoid. *Journal of the Acoustical Society of America*, 27, 1164-1172.
- Davis, G., & Jones, R. (1990). *The Sound Reinforcement Handbook*. Milwaukee, WI: Hal Leonard Publishing Corporation.
- Dayton Audio. (2018). *BCE-1 22 x 14 mm Bone Conducting Exciter*. Springboro, Ohio, Estados Unidos: Dayton Audio.
- Dayton Audio. (2019). *BCE-1 22 x 14mm Bone Conducting Exciter*. Obtenido de https://www.daytonaudio.com/specs/specsheet_e.php?prod=240-614&freq=false
- De Azevedo Guaura, R. (2019). *lifeder.com*. Recuperado el 25 de Junio de 2019, de Apófisis Mastoides: Músculos, Funciones y Enfermedades: <https://www.lifeder.com/apofisis-mastoides/>
- Defense., D. o. (2000). *Human Engineering Design Data Digest*. Washington D.C.: Department of Defense.
- Dempsey, J., & Levitt, H. (1990). Bone Vibrator Placement and the Cancellation Technique. *Ear and Hearing*, 11, 271-281.
- Diario el País. (01 de Noviembre de 2013). Colombia tiene 1,14 millones de personas con problemas visuales. *Diario el País*, pág. 1. Recuperado el 10 de Junio de 2018, de <https://www.elpais.com.co/colombia/tiene-1-14-millones-de-personas-con-problemas-visuales.html>
- Dong, J., & Kim, E. (2015). *Estados Unidos Patente n° US 8,965,012 B1*.
- Eeg-Olofsson, M., Stenfelt, S., Hakansson, B., Taghavi, H., Reinfeldt, S., Tengstrand, T., & Finizia, C. (2013). Transmission of bone conducted sound—correlation between hearing perception and cochlear vibration. *Hearing Research*, 306, 11-20.
- Eeg-Olofsson, M., Stenfelt, S., Tjellström, A., & Granström, G. (2008). Transmission of boneconducted sound in the human skull measured by cochlear vibrations. *International Journal of Audiology*, 47(12), 761-769.

- Elec Freaks. (2019). Ultrasonic Ranging Module HC - SR04. *Specs Sheet*, 3.
- Evans, F., & Lebow, M. (1951). Regional Differences in Some of the Physical Properties of the Human Femur. *Journal of Applied Physiology*, 3, 563-572.
- Flottorp, G., & Solberg, S. (1976). Mechanical Impedance of Human Headbones (Forehead and Mastoid Portion of Temporal Bone) Measured Under ISO/IEC Conditions. *Journal of the Acoustical Society of America*, 59, 899-906.
- Fournier, J. (1954). The “False-Bing” Phenomenon: Some Remarks on the Theory of Bone Conduction. *Laryngoscope*, 64(1), 29-34.
- Franke, E. (1956). Response of the Human Skull to Mechanical Vibrations. *Journal of the Acoustical Society of America*, 28, 1277-1284.
- Fredén, K., Hakansson, B., Johannsen, L., & Tengstrand, T. (2014). Electro-acoustic performance of the new bone vibrator Radioear B81: A comparison with the conventional Radioear B71. *International Journal of Audiology*, 54(5), 334-340.
- Fuchs, L., & Osuna, J. (1965). “Medición de Inteligibilidad”. *Memoria de las Primeras Jornadas Latinoamericanas de Acústica*. Cordoba, ARG.: Universidad Nacional de Córdoba.
- Gelfand, S. (2010). *Hearing: An Introduction to Psychological and Physiological Acoustics*. New York: informa Healthcare.
- Guild, S. (1936). Hearing by Bone Conduction: The Pathways of the Transmission of Sound. *Annals of Otology Rhinology and Laryngology*, 45, 736-754.
- Håkansson, B., Carlsson, P., & Tjellström, A. (1986). The Mechanical Point Impedance of the Human Head, With and Without Skin Penetration. *Journal of the Acoustical Society of America*, 80, 1065-1075.
- Håkansson, B., Carlsson, P., & Tjellström, A. (1986). The Mechanical Point Impedance of the Human Head, With and Without Skin Penetration. *Journal of the Acoustical Society of America*, 80, 1065-1075.

- Hall, J. W., & Mueller, G. (1997). *Audiologist Desk Reference. Volumen I: Diagnostic Audiology Principles, Procedures and Practices.* (Vol. 1). San Diego, California: Singular Publishing Group.
- Henry, P., & Letowski, T. (2007). *Bone Conduction: Anatomy, Physiology and Communication.* U.S. Army Research Laboratory.
- Herzog, H., & Krainz, W. (1926). Problema de conducción ósea. Consideraciones Teóricas. *Diario de Otorrinolaringología, 15*, 300-313.
- Hirsh, I. (1952). *The Measurement of Hearing.* New York, NY, US: McGraw-Hill.
- Homma, K., Du, Y., Shimizu, Y., & Puria, S. (2009). Ossicular resonance modes of the human middle ear for bone and air conduction. *The Journal of the Acoustical Society of America, 125*(2), 968-979.
- Hood, J. (1979). Clinical Implications in Calibration Requirements in Bone Conduction Standardisation. *International Journal of Audiology, 18*(1), 36-42.
- Houtgast, T., & Steeneken, J. (1973). The modulation transfer function in room acoustics as a predictor of speech intelligibility. *Acoustics, 28* (1): 66-73.
- Howell, P., Williams, M., & Dix, H. (1988). Assessment of Sound in the Ear Canal Caused by Movement of the Jaw Relative to the Skull. *Scandinavian Audiology, 17*(2), 93-98.
- Hudde, H. (2005). A Functional View on the Peripheral Human Hearing Organ. En J. Blauert, *Communication Acoustics* (págs. 47-74). Berlin: Springer.
- Huizing, E. (1960). Bone conduction - The Influence of the Middle Ear. *Acta Otolaryngologica, 1-99*.
- International Electrotechnical Commission. (27 de 11 de 2007). Electroacoustics - Simulators of human head and ear - Part 6: Mechanical coupler for the measurement on bone vibrators. *International Standard, 1-30*.
- ISO. (2012). ISO 8253-3. *Audiometric test methods - Part 3: Speech audiometry.* International Organization for Standardization.

- Jansson, K.-J. F., Håkansson, B., Johannsen, L., & Tengstrand, T. (2014). Electro-acoustic performance of the new bone vibrator Radioear B81: A comparison with the conventional Radioear B71. *International Journal of Audiology*, 7.
- Kapteyn, T., Snel, A., & Vis, E. (1980). The Cancellation Method for an Accurate Determination of an Air-Bone Gap. *Archives of Otorhinolaryngology*, 228(3), 199-204.
- Kelly, D., & Prendergast, P. (2001). An Investigation of the Middle-Ear Biomechanics Using Finite Element Modeling. *Proceedings of the ASME 2001 Bioengineering Conference*, (págs. 369-370).
- Khalil, T., Viano, D., & Smith, D. (1979). Experimental Analysis of the Vibrational Characteristics of the Human Skull. *Journal of Sound & Vibration*, 63, 351-376.
- Khanna, S., Tonndorf, J., & Queller, J. (1976). Mechanical parameters of hearing by bone conduction. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 60, 139-154.
- Kim, N., Homma, K., & Puria, S. (2011). Inertial bone conduction: Symmetric and Anti-Symmetric Components. *J2001 Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 12, 261-279.
- Kirikae, I. (1959). An Experimental Study on the Fundamental Mechanism of Bone Conduction. *Acta Otolaryngologica*, 145, 1-110.
- Letowski, T. R., & Angelique, S. A. (2017). *Correlational Analysis of Speech Intelligibility Tests and Metrics for Speech Transmission*. Aberdeen, Maryland: US Army Research Laboratory.
- Margoglis, R., & Moore, B. (2011). AMTAS: automated method for testing auditory sensitivity: III. sensorineural hearing loss and air-bone gaps. *International Journal of Audiology*, 50(7), 440-447.
- Margoglis, R., & Popelka, G. (2014). Bone Conduction Calibration. *Seminars in Hearing*, 35(4), 327-343.
- Margoglis, R., & Popelka, G. (2014). Bone-Conduction Calibration. *Seminars in Hearing*, 35(4), 327-343.

- Margoglis, R., & Popelka, G. (2014). Bone-Conduction Calibration. *Seminars in Hearing*, 35(4), 327-343.
- Margoglis, R., & Stiepan, S. (2012). Acoustic method for calibration of audiometric bone vibrators. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 131(2), 1221.
- Margoglis, R., Eikelboom, R., Johnson, C., Ginter, S., Swanepoel, W., & Moore, B. (2013). False air-bone gaps at 4 kHz in listeners with normal hearing and sensorineural hearing loss. *International Journal of Audiology*, 52(8), 526-532.
- Margoglis, R., Eikelboom, R., Johnson, C., Ginter, S., Swanepoel, D., & Moore, B. (2013). False air-bone gaps at 4. KHz in listeners with normal hearing and sensorineural hearing loss. *International Journal of Audiology*, 52(8), 526-532.
- Martin, T. (20 de 05 de 2016). *How to setup Bluetooth on a Raspberry Pi 3*. Obtenido de Cnet: <https://www.cnet.com/how-to/how-to-setup-bluetooth-on-a-raspberry-pi-3/>
- Martinez, P., & Azuaga, M. (1997). *Medición del módulo de elasticidad de Young*. Informe de Laboratorio, Universidad de Buenos Aires, Buenos Aires.
- McBride, M., Letowski, T., & Tran, P. (2005). *Bone Conduction Head Sensitivity Mapping: Bone Vibrator*. Army Research Laboratory.
- Metzler, B. (Enero 2005). *Audio Measurement Handbook*. Beaverton, Oregon 97005 U.S.A.: Audio Precision, Inc.
- Ministerio de Salud de Colombia. (4 de agosto de 1983). RESOLUCION 8321 DE 1983. *RESOLUCION 8321 DE 1983. Por la cual se dictan normas sobre Protección y Conservación de la Audición de la Salud y el bienestar de las personas, por causa de la producción y emisión de ruidos.*
- Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia. (2017). *[Presentación de la Sala situacional de las Personas con Discapacidad (PCD)]*. Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia.
- Molina, F., Crespí, X., Valero, C., & Ibañez, I. (12 de 06 de 2019). *Poliácido Láctico (PLA)*. Recuperado el 06 de 2019, de Co-Ma Cooperation: <https://sites.google.com/view/poliacidolactico-coma/polico-1%3A1ctico>

- Moller, A. (1961). Stereophonic hearing spectacles or a classical hearing aid. *Ugeskr Laeger*, 123, 261-263.
- National Aeronautics and Space Administration. (1978). *Anthropometric Source Book (vol 1-3)* (Vols. 1-3). Yellow Springs (OH): NASA.
- Ñiacasha Utreras, N. L. (2004). *Desarrollo de un dispositivo que mida la distancia a un objeto emulando el efecto de un bastón blanco para personas invidentes*. Documento de proyecto de grado facultad de Ingeniería, Escuela Politécnica Nacional, Quito.
- O'Brien, W., & Liu, Y. (2005). Evaluation of Acoustic Propagation Paths into the Human Head. In *New Directions for Improving Audio Effectiveness*. (15), 15-1 a 15-24.
- Oliveros, E., & Avellaneda, G. (2017). *Diseño de un sistema de retroalimentación ósea como mecanismo de reproducción de audio en el marco del diseño de un dispositivo para facilitar la movilidad de personas ciegas en la calle*. Universidad de San Buenaventura, Bogotá D.C.
- Olson, H. F. (1960). *Elements of Acoustical Engineering*. Princeton, New Jersey: D. Van Nostrand Company Inc.
- Perez Minaña, J. (1969). *Compendio práctico de acústica aplicada*. Barcelona, ESP.: Labor.
- Perez, R., Adelman, C., & Sohmer, H. (2011). Bone conduction activation through soft tissues following complete immobilization of the ossicular chain, stapes footplate and round window. *Hearing Research*, 280, 82-85.
- Peterson, L., & Bogert, B. (1950). A dynamical theory of the cochlea. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 22, 369-381.
- Pollard, K., Tran, P., & Letowski, T. (2013). A free-field method to calibrate bone conduction transducers. *Journal of the Acoustical Society of America*, 133, 858-865.
- Ponteggia, D. (2014). Loudspeaker Electrical Impedance Measurements Methods: A Brief Review . *Audio Engineering Society*, 6.
- Power Analog Microelectronics, Inc. (2008). *PAM8403 - Filterless 3W Class-D Stereo Audio Amplifier*. Santa Clara, California: Datasheet.

- Pueo Ortega, B., & Romá Romero, M. (2003). *Electroacústica Altavoces y micrófonos*. Madrid: Pearson Educación S.A.
- PulseAudio. (12 de 06 de 2019). *pulse-daemon.conf(5) - Linux man page*. Obtenido de sie.net: <https://linux.die.net/man/5/pulse-daemon.conf>
- Purcell, D., Kunov, H., Madsen, P., & Cleghorn, W. (1999). Distortion Product Otoacoustic Emissions Stimulated Through Bone Conduction. *Ear and Hearing, 19*, 362-370.
- Qin, X., Chisaki, Y., & Usagawa, T. (2014). *On frequency characteristics of bone conduction actuators by measuring loudness , acceleration and otoacoustic emission*. Kumamoto University. Kumamoto, Japan.: Inter-Noise 2014.
- RaspBerryPi. (12 de 06 de 2019). *Bluetooth Audio Streaming*. Obtenido de RaspBerryPi: <https://www.raspberrypi.org/forums/viewtopic.php?t=68779>
- RaspiBlog. (12 de 06 de 2019). *Raspi Blog*. Obtenido de Raspi Blog: https://www.mnp.cl/app/view/img/post/10/xgpio_pinouts.png.pagespeed.ic.J58bCbCuhz.webp
- RAVI. (12 de 02 de 2018). *Raspberry Pi Color Sensor Tutorial | Color Detector using TCS3200*. Recuperado el 07 de 2019, de ELECTRONICS HUB PROJECTS - TUTORIALS - COURSES - KITS: <https://www.electronicshub.org/raspberry-pi-color-sensor-tutorial/>
- Ritcher, U., & Brinkmann, K. (1976). The sensitivity level of boneconduction receivers. *Journal of Audiology, 15*, 2-15.
- Ritcher, U., & Brinkmann, K. (1981). Threshold of hearing by bone conduction. *Scandinavian Audiology, 10*, 235-237.
- Roach , R., & Carhart, R. (1956). A clinical method for calibrating the bone-conduction audiometer. *AMA Archives of Otolaryngology, 63*(3), 270-278.
- Roeser, R., Valente, M., & Hosford-Dunn, H. (2007). *Audiology Diagnosis* (2 ed.). Thieme Medical Publishers.
- Room EQ Wizard. (12 de 06 de 2019). *Medición de impedancia*. Obtenido de Room EQ Wizard: https://www.roomeqwizard.com/help/help_en-GB/html/impedancemeasurement.html#calibrate

- Salt, A. (1996). Cochlear fluid space areas, lengths and volumes. Recuperado el Agosto de 2005, de <http://oto.wustl.edu/cochlea/mrhmvol.htm>
- Sauren, A., & Classens, M. (1993). Finite Element Modeling of Head Impact: The Second Decade. *Proceedings of the International IRCOBI Conference on Biomechanics of Impacts, Eindhoven, the Netherlands; September 8-10*, (págs. 241-254). Eindhoven.
- Silman, S., & Silverman, C. (1991). *Auditory Diagnosis: Principles and Applications*. San Diego, California: Academic Press.
- Sklar, M. (2019). *Playing sounds and using buttons with Raspberry Pi*. New York: Adafruit Learning System.
- Sklare, D., & Denenberg, L. (1987). Technical Note: Interaural Attenuation for TubePhone Insert Earphones. *Ear and Hearing*, 8, 298-300.
- Snyder, J. (1973). Interaural Attenuation Characteristics in Audiometry. *Laryngoscope*, 83, 1847-1855.
- Sohmer, H., Freeman, S., Geal-Dor, M., Adelman, C., & Savion, I. (2000). Bone conduction experiments in humans—a fluid pathway from bone to ear. *Hearing Research*, 146, 81-88.
- Stanley, R., & Walker, B. (2008). Towards a transfer function used to adjust audio for bone-conduction transducers. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 123(5), 35-65.
- Stenfelt, S. (2013). Bone Conduction and the Middle Ear. En S. Puria, R. Fay, & A. Popper, *The Middle Ear: Science, Otosurgery, and Technology* (págs. 135-169). New York: Springer.
- Stenfelt, S., & Goode, R. (2005). Bone conducted sound: Physiological and Clinical Aspects. *Otology and Neurotology*, 26, 1245-1261.
- Stenfelt, S. (1999). Hearing by Bone Conduction: Physical and Physiological Aspects. *Doctoral Thesis*. Gotemburgo, Suecia: Chalmers University of Technology.
- Stenfelt, S. (2006). Middle ear ossicles motion at hearing thresholds with air conduction and bone conduction stimulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 119(5), 2848-2858.

- Stenfelt, S. (2012). Transcranial attenuation of bone conducted sound when stimulation is at the mastoid and at the bone conduction hearing aid position. *Otology and Neurotology*, 33, 105-114.
- Stenfelt, S., & Goode, R. (2005). Transmission Properties of Bone Conducted Sound: Measurements in Cadaver Heads. *Journal of the Acoustical Society of America*, 118(4), 2373-2391.
- Stenfelt, S., & Håkansson, B. (1998). A Miniaturized Artificial Mastoid Using Skull Simulator. *Scandinavian Audiology*, 27, 67-76.
- Stenfelt, S., Håkansson, B., & Tjellström, A. (2000). Vibration Characteristics of Bone Conducted Sound In Vitro. *Journal of the Acoustical Society of America*, 107, 422-432.
- Stenfelt, S., Hato, N., & Goode, R. (2002). Factors contributing to bone conduction: The middle ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 111(2), 947-959.
- Stenfelt, S., Hato, N., & Goode, R. (2004). Round window membrane motion with air conduction and bone conduction stimulation. *Hearing Research*, 198, 10-24.
- Stenfelt, S., Wild, T., Hato, N., & Goode, R. (2003). Factors contributing to bone conduction: The outer ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 113(2), 902-912.
- Studenbaker, G. (1967). Interest Variability and the Air-Bone Gap. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 32, 82-86.
- Suarez Escudero, J. C. (2011). *Discapacidad visual y ceguera en el adulto: Revisión de tema*. Informe de Revisión, Universidad Pontificia Bolivariana.
- Takumi, Y., Matsumoto, N., Cho, B., Ono, H., Mori, K., Tsukada, K., . . . Usami, S.-I. (2014). Clinical experience of 'STAMP' plate-guided Bonebridge implantation. *Acta Oto-Laryngologica*, 124, 1042-1046.
- TAOS Texas Advanced Optoelectronic solutions. (2011). *TCS3200, TCS3210 PROGRAMMABLE COLOR LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTER*. Texas: Texas Advanced Optoelectronic Solutions Incorporated.

- Taschke, H., & Hudde, H. (2006). A Finite Element Model of the Human Head for Auditory Bone Conduction Simulation. *Journal for Oto-Rhino-Laryngology and Its Related Specialties*, 68(6), 319-323.
- Tavakol, M., & Dennick, R. (2011). Making Sense of Cronbach's Alpha. *International Journal of Medical Education*, 2, 53-55.
- Texas Instruments. (2001). *Guidelines for measuring audio power amplifier performance*. Dallas, Texas: Texas Instruments.
- Toll, L., Letowski, T., & Emanuel, D. (2011). Effect of static force on bone conduction hearing thresholds and comfort. *International Journal of Audiology*, 50, 632-635.
- Tonndorf, J. (1966). Bone conduction Studies in Experimental Animals. *Acta otolaryngology*.
- Tonndorf, J. (1972). Bone conduction. En J. Tobias (Ed.), *Foundations of Modern Auditory* (págs. 197-237). New York.
- Tonndorf, J., & Jahn, A. (1981). Velocity of Propagation of Bone Conducted Sound in Human Head. *Journal of the Acoustical Society of America*, 70, 1294-1297.
- Trinidad, A. (02 de 04 de 2013). *Aprende Otorrino*. Recuperado el 12 de 03 de 2019, de Aprende Otorrino: <http://www.aprendeotorrino.com/2013/03/25/fisica-del-sonido/>
- Wikipedia. (12 de 06 de 2019). *Resistive divider*. Obtenido de Wikipedia: Wikipedia. https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/d/db/Resistive_divider.png
- Wilber, L., & Goodhill, V. (1967). Real ear versus artificial mastoid methods of calibration of bone-conduction vibrators. *Journal of Speech and Hearing Research*, 10(3), 405-416.
- Yuki, S., Shotaro, K., & Kimitaka, K. (2006). Bone-conducted auditory brainstem-evoked responses and skull vibratory velocity measurement in rats at frequencies of 0.5-30 kHz with a new giant magnetostrictive bone conduction transducer. (A. Oto-laryngologica, Ed.) *Taylor & Francis*, 126, 926-933.
- Zwislocki, J. (1953). Acoustic Attenuation Between the Ears. *Journal of the Acoustical Society of America*, 25, 752-759.

8. ANEXOS

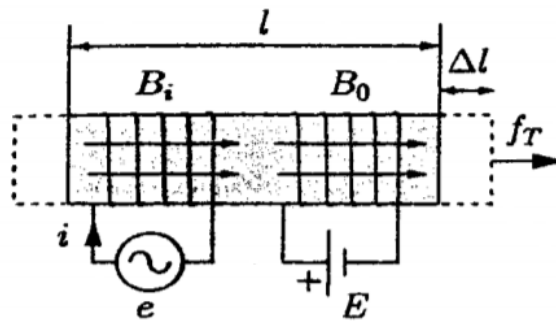
A. Ecuaciones del transductor magnetostrictivo

Las leyes de fuerza cuadrática deben linealizarse antes de poder ser usadas con transductores lineales. Esta linealización se realiza agregando una cantidad de compensación constante (polarización) a la cantidad alterna en consideración (campo magnético continuo B_0). Esta polarización magnética se puede llevar a cabo con un imán permanente o una corriente de magnetización constante o continua (Blauert & Xiang, 2009). Debido a la polarización mediante el campo magnético continuo B_0 la barra pasa de tener una longitud l_0 a tener una longitud l' . (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003). En la figura siguiente se puede evidenciar el modelo de un transductor magnetostrictivo emisor con polarización magnética constante denominada E , la cual crea un campo magnético continuo B_0 . La corriente que recorre la bobina $i(t)$, genera una densidad de flujo magnético variable $B_i(t)$ la cual se suma a la densidad de flujo magnético continua B_0 (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003):

$$B_T(t) = B_i(t) + B_0 \quad (8-1)$$

Fuente: (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003).

MODELO DE UN TRANSDUCTOR MAGNETOESTRICTIVO EMISOR



Fuente: (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003).

El alargamiento unitario del material ferromagnético tiene dos expresiones, en primer lugar, depende del campo magnético total que atraviesa el material (ver ecuación 4-3) donde k es una constante propia de cada material la cual puede ser positiva o negativa dependiendo de lo que sucede con el material bien sea que se alargue o se acorte al ser magnetizado. En segundo lugar, los alargamientos

del material están relacionados con su módulo de Young γ_0 (razón entre el incremento de una tensión o compresión y el cambio correspondiente a la deformación unitaria (Martinez & Azuaga, 1997)) (ver ecuación 4-4) donde f_T es la fuerza total sobre la barra y S_0 su sección (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003).

$$\frac{\Delta l}{l} = k [B_i(t) + B_0]^2 \quad (8-2)$$

Fuente: (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003)

$$\frac{\Delta l}{l} = \frac{1}{\gamma_0} \frac{f_T}{S_0} \quad (8-3)$$

Fuente: (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003)

Se relacionan las ecuaciones 4-3 y 4-4, se despeja la fuerza y se obtiene que:

$$f_T = \gamma_0 S_0 \frac{\Delta l}{l} = \gamma_0 S_0 k [B_i(t) + B_0]^2 = \gamma_0 S_0 k [B_i^2(t) + B_0^2 + 2B_i(t)B_0] \quad (8-4)$$

Fuente: (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003)

Donde el primer término del desarrollado cuadrático es el campo magnético inducido $B_i^2(t)$, el cual es mucho menor que el resto de sumandos por lo que puede ser despreciado (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003). De esta manera la fuerza total queda descrita por la ecuación (4-6) donde hay una suma de una componente estática $F_0 = \gamma_0 S_0 k B_0^2$ y una componente dinámica $f_i(t) = 2\gamma_0 S_0 k B_i(t) B_0$ (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003):

$$f_T = \gamma_0 S_0 k B_0^2 + 2\gamma_0 S_0 k B_i(t) B_0 = F_0 + f_i(t) \quad (8-5)$$

Fuente: (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003)

Se le llama constante de magnetoestricción al producto $2\gamma_0 k B_0$ denominado con el símbolo “ Λ ” por lo que la fuerza dinámica se puede reducir a:

$$f_i(t) = \Lambda S_0 B_i(t) \quad (8-6)$$

Fuente: (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003)

De esta manera “las fuerzas oscilantes provocadas en el material dependen de la densidad de campo magnético inducido variable $B_i(t)$, el cual es proporcional a la intensidad que recorre la bobina y de la superficie S_0 característica propia del material” (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003).

Si se considera una barra de material magnético envuelta por una bobina excitadora, el valor de la densidad de campo magnético inducido por la bobina $B_i(t)$ es proporcional tanto a la corriente como a la permeabilidad del material μ y al número de vueltas de la bobina N (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003):

$$B_i(t) = \mu N \frac{i(t)}{l} \quad (8-7)$$

Fuente: (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003)

Donde μ es el producto de la permeabilidad magnética del vacío $\mu_0 = 4 * 10^{-7} \text{ H/m}$ y la permeabilidad magnética relativa dependiente del material μ_r que para el caso del imán de neodimio es de 1.05 H/m (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003). Sustituyendo el valor de $B_i(t)$ en la ecuación 4-7 la fuerza inducida queda expresada así:

$$f_i(t) = \frac{\Lambda \mu S_0 N}{l} i(t) \quad (8-8)$$

Fuente: (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003)

Esto significa que la fuerza provocada por el material es $\frac{\Lambda \mu S_0 N}{l}$ veces la corriente que circula por la bobina. Adicionalmente se sabe que μ no es un número real, por tanto la fuerza inducida $f_i(t)$ no está en fase con la corriente de excitación (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003).

Los transductores magnetostrictivos son recíprocos ya que el factor de transformación tiene el mismo tanto para el emisor como para el receptor, este factor de transformación es:

$$T = T_{me} = T_{em} = \frac{\Lambda \mu S_0 N}{l} \quad (8-9)$$

Fuente: (Pueo Ortega & Romá Romero, 2003)

B. Tabla de datos - THD+N del amplificador

Frecuencia [Hz]	20	31	40	50	63	100	125	160	200	250	315	400	500	630	800
Fundamental	1,930	1,920	2,030	2,040	2,120	2,100	2,110	2,110	2,100	2,090	2,130	2,110	2,080	2,150	2,110
1ero	0,227	0,219	0,221	0,198	0,200	0,210	0,216	0,209	0,204	0,214	0,210	0,212	0,252	0,263	0,260
2do	0,087	0,092	0,096	0,090	0,092	0,082	0,089	0,097	0,092	0,093	0,098	0,093	0,101	0,104	0,117
3ro	0,038	0,040	0,045	0,032	0,040	0,038	0,040	0,050	0,050	0,042	0,046	0,045	0,053	0,054	0,061
4to	0,012	0,004	0,004	0,001	0,007	0,006	0,006	0,010	0,005	0,005	0,006	0,007	0,010	0,008	0,011
5to	0,004	0,007	0,006	0,007	0,007	0,005	0,005	0,007	0,006	0,006	0,006	0,005	0,006	0,005	0,006
THD + N	0,073	0,075	0,075	0,063	0,069	0,062	0,066	0,078	0,073	0,070	0,073	0,071	0,082	0,079	0,092

Frecuencia [Hz]	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6300	8000	10000	12500	16000	20000
Fundamental	2,100	2,090	2,130	2,110	2,070	2,000	2,080	2,140	2,140	1,970	2,070	2,010	1,900	1,570
1ero	0,206	0,225	0,252	0,263	0,260	0,268	0,278	0,282	0,294	0,284	0,287	0,259	0,196	0,180
2do	0,124	0,136	0,157	0,173	0,193	0,264	0,273	0,282	0,294	0,284	0,286	0,254	0,182	0,072
3ro	0,065	0,075	0,093	0,108	0,127	0,165	0,235	0,240	0,255	0,253	0,230	0,212	0,056	0,043
4to	0,014	0,016	0,026	0,012	0,013	0,019	0,040	0,048	0,055	0,035	0,016	0,010	0,004	0,003
5to	0,006	0,006	0,007	0,007	0,008	0,010	0,013	0,018	0,025	0,010	0,010	0,007	0,001	0,001
THD + N	0,100	0,112	0,133	0,142	0,165	0,229	0,270	0,275	0,294	0,296	0,262	0,240	0,128	0,076

C. Tabla de datos - Voltaje de entrada máximo del amplificador

Frecuencia [Hz]	20	31	40	50	63	100	125	160	200	250	315	400	500	630	800
Entrada [Vrms]	0,194	0,213	0,208	0,219	0,220	0,195	0,217	0,222	0,225	0,225	0,227	0,238	0,223	0,216	0,212

Frecuencia [Hz]	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6300	8000	10000	12500	16000	20000
Entrada [Vrms]	0,232	0,217	0,210	0,196	0,185	0,176	0,176	0,162	0,156	0,151	0,148	0,144	0,145	0,131

- El promedio de voltaje de entrada V_{rms} es de 0,196
- El voltaje de entrada máximo $V_{max(p-p)}$ calculado es de 0,433

D. Tabla de datos – Voltaje de salida y ruido de piso del amplificador

Frecuencia [Hz]	20	31	40	50	63	100	125	160	200	250	315	400	500	630	800
Salida [Vrms]	0,962	1,234	1,494	1,683	1,942	2,160	2,150	2,200	2,180	2,160	2,180	2,180	2,160	2,190	2,140
Ruido [Vrms]	0,002	0,003	0,003	0,002	0,002	0,004	0,004	0,003	0,005	0,005	0,003	0,003	0,002	0,002	0,004

Frecuencia [Hz]	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6300	8000	10000	12500	16000	20000
Salida [Vrms]	0,232	0,217	0,210	0,196	0,185	0,176	0,176	0,162	0,156	0,151	0,148	0,144	0,145	0,131
Ruido [Vrms]	0,004	0,003	0,005	0,005	0,003	0,003	0,002	0,002	0,004	0,004	0,003	0,005	0,005	0,004

- El promedio de voltaje de ruido de piso V_{rms} es de 0,003
- El promedio de Voltaje de salida V_{rms} es de 1,938

E. Tabla de datos – Relación señal a ruido

Frecuencia [Hz]	20	31	40	50	63	100	125	160	200	250	315	400	500	630	800
SNR [dB]	54,558	53,199	54,860	57,517	59,076	55,563	55,718	56,219	53,590	53,510	58,142	58,142	59,684	58,990	55,482

Frecuencia [Hz]	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6300	8000	10000	12500	16000	20000
SNR [dB]	55,758	55,938	53,429	53,306	57,899	57,692	59,356	59,960	54,075	54,141	54,251	51,849	51,399	51,672

- El promedio de la relación señal a ruido SNR en dB es de 55,689

F. Tabla de datos - Ganancia

Frecuencia [Hz]	20	31	40	50	63	100	125	160	200	250	315	400	500	630	800
Ganancia [V _{rms}]	0,768	1,021	1,286	1,464	1,722	1,965	1,933	1,978	1,955	1,935	1,953	1,942	1,937	1,974	1,928
Ganancia [dB]	13,907	15,259	17,126	17,713	18,917	20,888	19,920	19,921	19,725	19,645	19,649	19,238	19,723	20,120	20,082

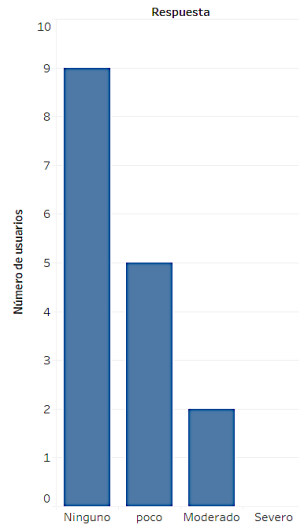
Frecuencia [Hz]	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6300	8000	10000	12500	16000	20000
Ganancia [V _{rms}]	1,928	1,913	1,930	1,914	1,935	1,894	1,904	1,988	1,664	1,642	1,606	1,640	1,549	1,249
Ganancia [dB]	19,379	19,838	20,164	20,641	21,183	21,409	21,451	22,458	21,339	21,492	21,475	21,861	21,351	20,452

- El promedio la ganancia V_{rms} es de 1,851
- El promedio de la ganancia en dB es de 20,658, en el datasheet entrega 24 dB.

G. Diagrama de barras de las encuestas Anónimas

1. ¿Qué grado de dificultad tiene normalmente para escuchar?

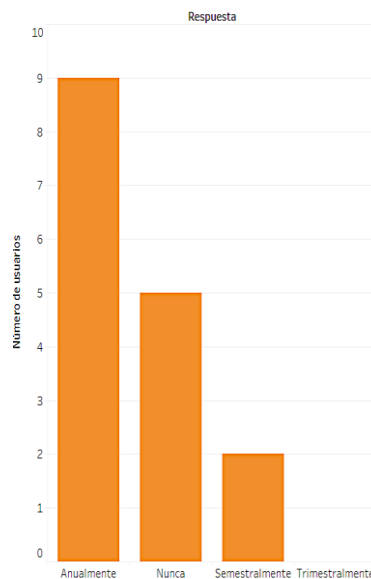
DIAGRAMA DE BARRAS CORRESPONDIENTE A LA PREGUNTA NÚMERO UNO DE LA ENCUESTA ANÓNIMA.



Fuente: Propia

2. ¿Con qué frecuencia acude a revisiones audiológicas?

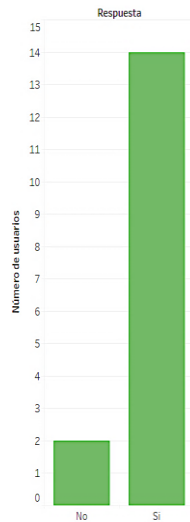
DIAGRAMA DE BARRAS CORRESPONDIENTE A LA PREGUNTA NÚMERO DOS DE LA ENCUESTA ANÓNIMA.



Fuente: Propia.

3. ¿Considera que el método de calibración (balance de sonoridad) fue un procedimiento sencillo?

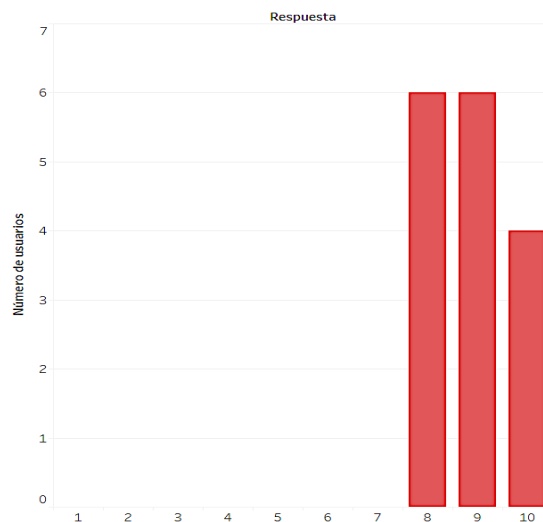
DIAGRAMA DE BARRAS CORRESPONDIENTE A LA PREGUNTA NÚMERO TRES DE LA ENCUESTA ANÓNIMA.



Fuente: Propia

4. En una escala de 1 a 10 ¿Qué tan claros fueron los mensajes recibidos mediante el dispositivo de conducción ósea?

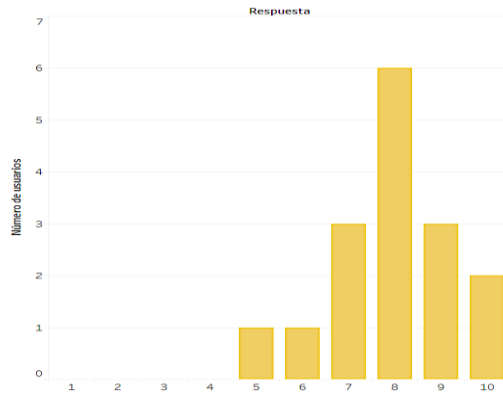
DIAGRAMA DE BARRAS CORRESPONDIENTE A LA PREGUNTA NÚMERO CUATRO DE LA ENCUESTA ANÓNIMA



Fuente: Propia

5. En una escala de 1 a 10 ¿Qué tan cómodo considera el dispositivo?

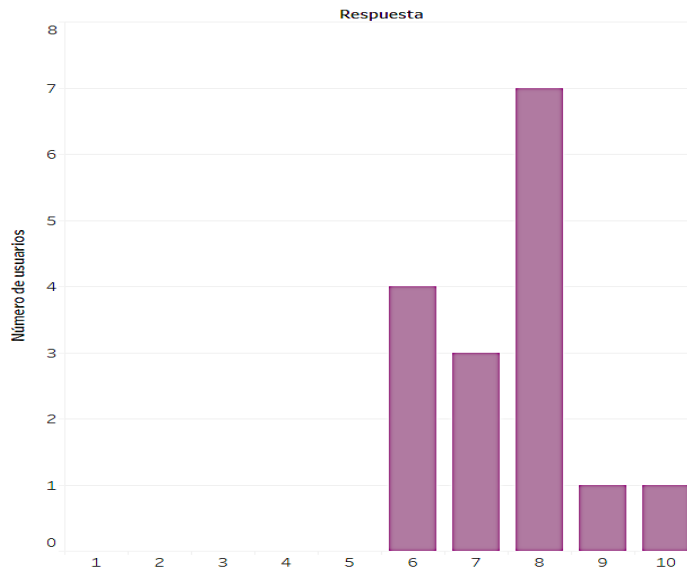
DIAGRAMA DE BARRAS CORRESPONDIENTE A LA PREGUNTA NÚMERO CINCO DE LA ENCUESTA ANÓNIMA.



Fuente: Propia

6. En una escala de 1 a 10 ¿Qué tan estético le parece el dispositivo?

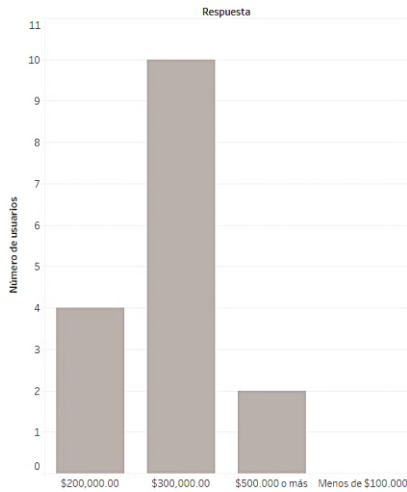
DIAGRAMA DE BARRAS CORRESPONDIENTE A LA PREGUNTA NÚMERO SEIS DE LA ENCUESTA ANÓNIMA.



Fuente: Propia

7. Si tuviera la posibilidad de comprar el dispositivo ¿Cuánto sería el monto que estaría dispuesto a pagar por él?

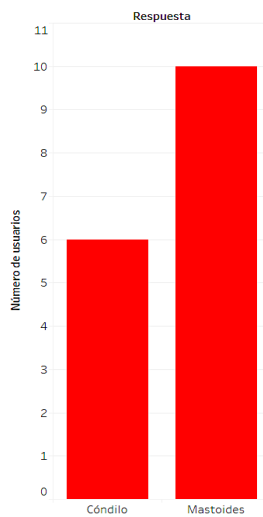
DIAGRAMA DE BARRAS CORRESPONDIENTE A LA PREGUNTA NÚMERO SIETE DE LA ENCUESTA ANÓNIMA.



Fuente: Propia

10. ¿Qué ubicación en la cabeza del dispositivo en cuanto a claridad del mensaje, comodidad, estética y funcionalidad fue la más apropiada para usted?

DIAGRAMA DE BARRAS CORRESPONDIENTE A LA PREGUNTA NÚMERO DIEZ DE LA ENCUESTA ANÓNIMA.

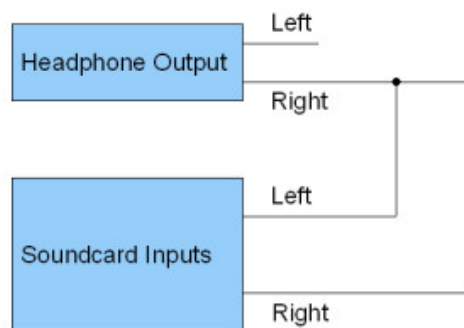


Fuente: Propia

H. Calibración de impedancia

Es posible que en el AD/DA (Analog to Digital Converter / Digital to Analog converter) existan variaciones de ganancia entre los dos preamplificadores de entrada de señal de referencia y de la carga que llegan a causar errores de cálculo de impedancia y de la corriente de carga, esta diferencia puede ser mitigada por calibración directamente en el software R.E.W. (Room EQ Wizard, 2019) haciendo la conexión que se muestra en la siguiente figura, básicamente se hace una medición inicial sin la carga y resistencia, dejando solamente los tres cables de transmisión de señal tipo TS, de manera que el software pueda determinar los valores de calibración a partir de la resistencia eléctrica, compliancia y demás parámetros relevantes propios de los cables utilizados y de los componentes electrónicos de la tarjeta de sonido, de esta forma es posible entregar resultados más acordes a la realidad.

DIAGRAMA DE CONEXIÓN PARA CALIBRACIÓN DE IMPEDANCIA.

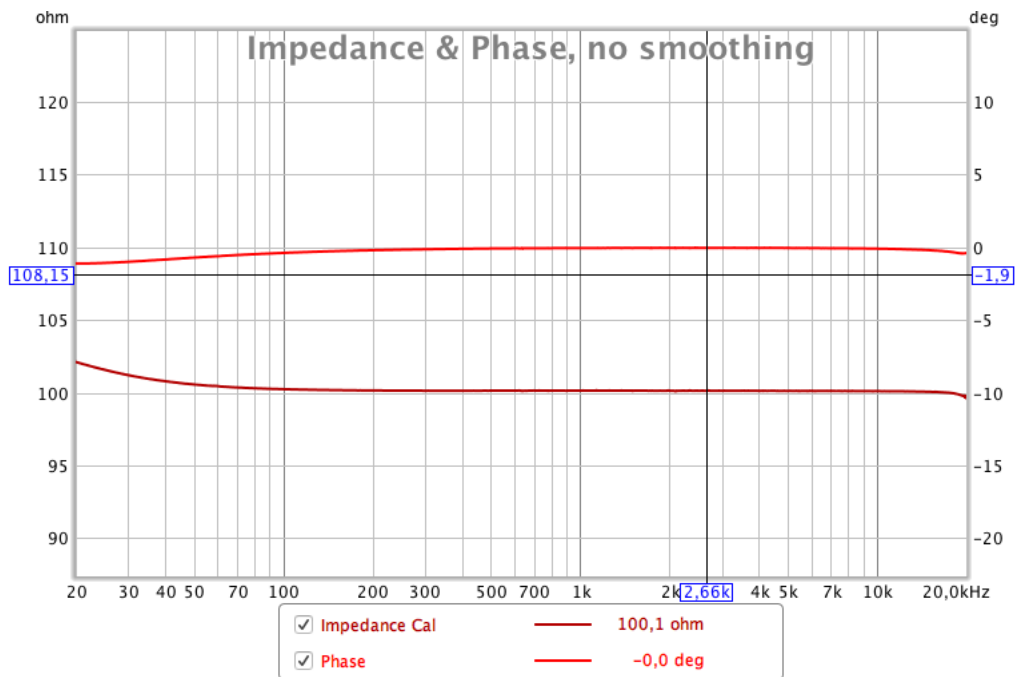


Fuente: (Room EQ Wizard, 2019)

Para hacer la calibración se debe ingresar en la ventana “Measure” y en la sección “impedance” de del software R.E.W. se ingresa el valor cero en la casilla de resistencia de censado, esto hace que el sistema entre en modo de calibración automáticamente. Antes de realizar este procedimiento de calibración es importante verificar que los niveles de entrada se encuentran en orden, esto se hace presionando el botón “Check Levels”; se verifica la ganancia de la interfaz hasta el punto donde se encuentra en un nivel de trabajo óptimo, que es indicado por el mismo software. Finalmente, se hace la calibración con el botón “Start Mesuring”, esto genera un barrido de señal sinusoidal que va desde los 20 Hz a 20000 Hz y genera un archivo de calibración de impedancia donde se verifica el valor de calibración entregado por el programa, entre más cercano a 100 se encuentra mayor es la correlación que existe entre la señal de referencia y la de medición, en este caso se evidenció una correlación del 99,408%.

De acuerdo con la siguiente gráfica, se evidencia que la fase calibrada se mantiene prácticamente constante en alrededor de los 0,1 grados, y que la impedancia oscila entre los 100,1 Ω , este último no representa el valor de la impedancia del sistema, sino que hace referencia al porcentaje de correlación existente entre la señal de referencia y de medición para las distintas bandas de frecuencia. Si la diferencia entre estas dos señales es muy grande se descarta la calibración y se verifica que las conexiones se encuentren en orden.

IMPEDANCIA Y FASE VS. FRECUENCIA EN LA CALIBRACIÓN DE IMPEDANCIA.

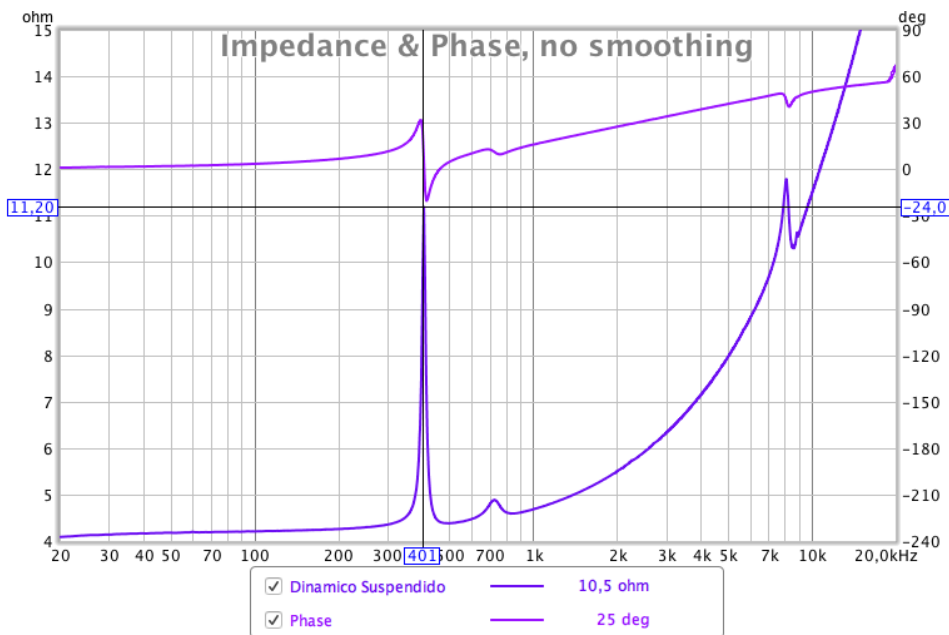


Fuente: Captura de pantalla. Propia.

I. Medición de impedancia y fase - transductores genéricos

La primera medición se realizó con el transductor en suspensión y la segunda sobre una superficie rígida (piso cerámico), es necesario tener en cuenta que el comportamiento del sistema depende de la superficie donde se posiciona.

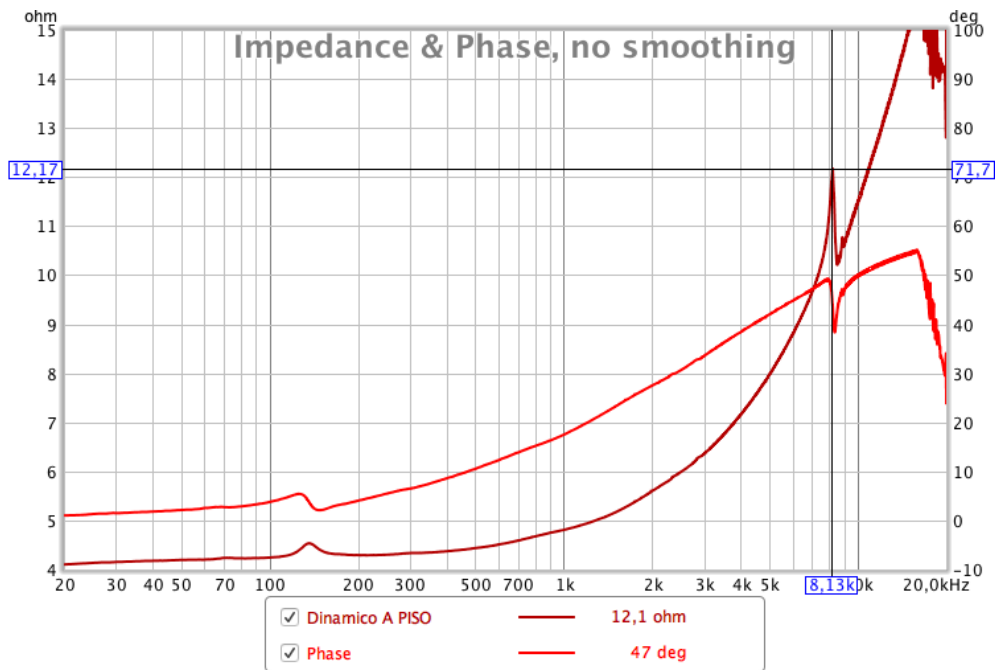
MEDICIÓN DE IMPEDANCIA DEL TRANSDUCTOR DINÁMICO GENÉRICO EN SUSPENSIÓN.



Fuente: Captura de pantalla. Propia.

En la gráfica anterior se muestra el comportamiento de la fase (curva superior) y la impedancia (curva inferior) de los transductores genéricos tipo dinámico, se evidencia una fuerte resonancia en la impedancia a 400 Hz llegando a tocar los 11,2 Ω , también hay resonancias en 715 Hz y en 8150 Hz, la primera de 4,85 Ω y la segunda de 11,84 Ω . Al posicionar el transductor dinámico sobre el piso rígido se observa un comportamiento como el de la gráfica siguiente donde se observa una notoria reducción del efecto de resonancia que además se desplazó hasta los 143 Hz donde se presenta una magnitud de impedancia de alrededor de los 4,5 Ω ; la resonancia evidenciada en 8130 Hz mantuvo su comportamiento prácticamente igual a cuando fue medido en suspensión.

MEDICIÓN DE IMPEDANCIA DEL TRANSDUCTOR DINÁMICO GENÉRICO SOBRE UNA SUPERFICIE RÍGIDA (PISO EN CERÁMICA).



Fuente: Captura de pantalla. Propia.

ESPECIFICACIONES DEL TRANSDUCTOR DINÁMICO GENÉRICO

PARÁMETRO	VALOR
Impedancia	4 Ω
Potencia (RMS)	3 Vatios
Peso	74 gramos
Diámetro	2.8 cm
Altura	2.7 cm
Costo	17 USD

J. Parámetros TS del transductor genérico

PARÁMETROS TS (THIELE SMALL) CALCULADOS EN EL SOFTWARE ROOM EQ WIZARD PARA EL TRANSDUCTOR GENÉRICO DE TIPO DINÁMICO.

Parámetro	Valor Medido
F_s	406,1 [Hz]
L_E	95,6 [μH]
Q_{ES}	21,124
Q_{MS}	33,101
Q_{TS}	12,895

Fuente: Propia.

K. Consentimientos informados de las pruebas experimentales



UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
SEDE BOGOTÁ



UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA – BOGOTÁ D.C

Facultad de Ingeniería

Ingeniería de Sonido

DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Mediante este documento usted brinda su autorización para participar voluntariamente en la ejecución de una prueba piloto en el marco de la implementación de nuestro proyecto de grado titulado: *“Diseño e implementación de un sistema de retroalimentación sensorial auditiva mediante conducción ósea para personas con discapacidad visual”*.

¿Cuál es el propósito de este consentimiento informado?

Explicar los procedimientos que le serán realizados, el objetivo final de las pruebas y la solicitud de su autorización para el tratamiento de datos personales, de manera que usted puede decidir voluntariamente si desea participar en las pruebas o no. Si luego de leer este documento tiene alguna duda, pida al personal del estudio que la resuelva, ellos le proporcionarán toda la información necesaria para que usted pueda saber con exactitud de que trata la prueba y los procedimientos que le serán realizados.

¿Para qué son las pruebas?

En primer lugar, para poder calibrar y estandarizar el nivel de voltaje (el volumen) óptimo para el funcionamiento del sistema de conducción ósea. Además, se quiere verificar si el mensaje emitido por el dispositivo de conducción ósea es inteligible en ambientes de ruido controlado.

¿En qué consisten las pruebas?

Se van a implementar tres pruebas:

1. Prueba de Audiometría tonal: Esta prueba consiste en la medición del umbral de audición del usuario por vías aérea y ósea. Esto nos permite identificar si existe algún problema en el sistema auditivo del usuario. Siga las indicaciones del audiólogo para llevar a cabo el examen.
2. Calibración de transductores de conducción ósea: Esta prueba consiste en el envío de una señal audible (ruido blanco) mediante los altavoces ubicados en la cámara sonoamortiguada y mediante el dispositivo de conducción ósea. El usuario tendrá que ajustar una perilla de manera que logre igualar el volumen percibido en el dispositivo de conducción ósea con el volumen del altavoz. En el momento en que el usuario logre dicha igualdad deberá indicarlo al evaluador mediante el micrófono.
3. Se emitirán mensajes de voz en el dispositivo de conducción ósea con alertas referentes al cruce de un semáforo o una calle, tiempos de espera, entre otros. El usuario tendrá que indicar al evaluador mediante una escala de 1 a 5 la inteligibilidad del mensaje enviado, donde 1 “muy mala”, 2 “mala”, 3 “aceptable”, 4 “buena” y 5 “excelente”, este procedimiento se realizara para cada mensaje de alerta enviado.

Los procedimientos tendrán una duración entre 30 a 40 minutos aproximadamente y serán realizados por personal capacitado del programa de Fonoaudiología de la Institución Universitaria Escuela Colombiana de Rehabilitación y por los investigadores del programa de Ingeniería de sonido de la Universidad de San Buenaventura. Así mismo, los procedimientos estarán supervisados por los docentes del programa de fonoaudiología María Camila Pinzón y Oswal Martínez.

¿Cuáles son los riesgos?

Absolutamente ninguno. Este estudio no efectúa ningún procedimiento invasivo, simplemente consiste en la colocación de una diadema de audífonos sobre dos puntos superficiales del cráneo, por ende, no implica riesgo alguno de lesión o daños físicos o psicológicos. En ningún momento se verá afectada su integridad física ni será sometido a altos niveles de presión sonora que puedan llegar a afectar su sistema auditivo.

CONFIDENCIALIDAD DEL PARTICIPANTE.

Si usted decide participar, es libre de retirarse en cualquier momento si así lo considera. Las únicas personas que sabrán que usted participó en el estudio somos los miembros del equipo de investigación. No se divulgarán ni compartirán sus datos o cualquier información personales proporcionada durante y/o después de la investigación.

Cuando los resultados de la investigación sean publicados, no se incluirá información que pueda revelar su identidad.

Su nombre no será registrado para el análisis de los datos ni en ninguna otra parte. Nadie fuera del equipo de investigación tendrá acceso a su información sin su autorización escrita.

Si durante el diligenciamiento del consentimiento informado o durante las pruebas usted tiene alguna duda puede hacérselo saber a cualquiera de los investigadores. Su participación en esta investigación es voluntaria.

CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo _____ identificado/a con cédula de ciudadanía número _____ de _____ estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyecto. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma: _____ Fecha: _____



UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
SEDE BOGOTÁ



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Bryan Smith Anaya Sanchez identificado/a con cédula de ciudadanía número 1090506565 de Cúcuta. estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma: Bryan Smith Anaya Sanchez

Fecha: 10 / 05 / 2009.

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma: [Signature]
C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma: [Signature]
C.C 1018486252



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Ledy Natalia Zamudio R. identificado/a con cédula de ciudadanía número 1020810567 de Bogotá estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma:

Fecha: 10 / 05 / 19

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma:

C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma:

C.C 1018486252



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Luis Fernando Chaparro identificado/a con cédula de ciudadanía número 1032481409 de Bogotá estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma:

Fecha: 10 / 05 / 19

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma:

C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma:

C.C 1018486252



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Mateo Ramirez Pariso identificado/a con cédula de ciudadanía número 1014277127 de Bogotá estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma: Mateo Ramirez

Fecha: 2/05/2019

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma:

C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma:

C.C 1018486252



UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
SEDE BOGOTÁ



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Sergio Andrés Ferreira identificado/a con cédula de ciudadanía número 1.014.266.523 de Bogotá D.C. estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma: Sergio Ferreira

Fecha: 09/05/19

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma:

C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma:

C.C 1018486252



UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
SEDE BOGOTÁ



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Andrés Felipe Gamá Pineda identificado/a con cédula de ciudadanía número 7020032147 de Bogotá estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma:

Fecha: 07 / 05 / 11

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma:

C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma:

C.C 1018486252



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Juan Pablo Romero Téllez identificado/a con cédula de ciudadanía número 1018486252 de Bogotá estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma:

Fecha: 10 / 05 / 19

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma:

C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma:

C.C. 1018486252



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Chavez Julian Vaca Fajardo identificado/a con cédula de ciudadanía número 1016055893 de Bogotá D.C. estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma: _____

Fecha: ___/___/___

Investigador: Daniel / Felipe Abril
Linares

Firma: _____

C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma: _____

C.C 1018486252



UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
SEDE BOGOTÁ



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Diana Ciceth Cortes Vargas identificado/a con cédula de ciudadanía número 1233492970 de Bogotá estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma: Diana Cortes

Fecha: 10/05/19

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma:

C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma:

C.C 1018486252



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.


Yo Elizabeth Rico Oviedo identificado/a con cédula de ciudadanía número 1019081836 de Bogotá estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma: Elizabeth R.

Fecha: 10 / 05 / 19

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma:


C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma:


C.C 1018486252



UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
SEDE BOGOTÁ



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Lina María Quintero Patiño identificado/a con cédula de ciudadanía número 1055234010 de Santa Rosa de Viterbo estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma:

Fecha: 10/05/19

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma:

C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma:

C.C 1018486252



UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
SEDE BOGOTÁ



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Daniela Franco Bernal identificado/a con cédula de ciudadanía número 1019113169 de Bogotá estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma: Daniela Franco Bernal

Fecha: Mayo/ 02 / 2019

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma: [Signature]
C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma: _____
C.C 1018486252



UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
SEDE BOGOTÁ



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Maria del Pilar Amador Ospina identificado/a con cédula de ciudadanía número 610422113 de Bogotá estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma:

Fecha: 09/05/18

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma:

C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma:

C.C 1018486252



UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
SEDE BOGOTÁ



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Lina fernanda Vargas Díaz identificado/a con cédula de ciudadanía número 1018486269 de Bogotá, estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma: Lina fernanda Vargas Díaz

Fecha: 9 / mayo / 2019.

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma: [Firma]

C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma: [Firma]

C.C 1018486252

L. Consentimiento informado para las pruebas de uso en personas con discapacidad visual



UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
SEDE BOGOTÁ



UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA – BOGOTÁ D.C

Facultad de Ingeniería

Ingeniería de Sonido

DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Mediante este documento usted brinda su autorización para participar voluntariamente en la ejecución de una prueba piloto en el marco de la implementación de nuestro proyecto de grado titulado: *“Diseño e implementación de un sistema de retroalimentación sensorial auditiva mediante conducción ósea para personas con discapacidad visual”*.

¿Cuál es el propósito de este consentimiento informado?

Explicar los procedimientos que le serán realizados, el objetivo final de las pruebas y la solicitud de su autorización para el tratamiento de datos personales, de manera que usted puede decidir voluntariamente si desea participar en las pruebas o no. Si luego de leer este documento tiene alguna duda, pida al personal del estudio que la resuelva, ellos le proporcionarán toda la información necesaria para que usted pueda saber con exactitud de que trata la prueba y los procedimientos que le serán realizados.

¿Para qué son las pruebas?

En primer lugar, para poder calibrar y estandarizar el nivel de voltaje (el volumen) óptimo para el funcionamiento del sistema de conducción ósea. Además, se quiere verificar si el mensaje emitido por el dispositivo de conducción ósea es inteligible en ambientes de ruido controlado.

¿En qué consisten las pruebas?

Se van a implementar tres pruebas:

1. Prueba de Audiometría tonal: Esta prueba consiste en la medición del umbral de audición del usuario por vías aérea y ósea. Esto nos permite identificar si existe algún problema en el sistema auditivo del usuario. Siga las indicaciones del audiólogo para llevar a cabo el examen.
2. Calibración de transductores de conducción ósea: Esta prueba consiste en el envío de una señal audible (ruido blanco) mediante los altavoces ubicados en la cámara sonoamortiguada y mediante el dispositivo de conducción ósea. El usuario tendrá que ajustar una perilla de manera que logre igualar el volumen percibido en el dispositivo de conducción ósea con el volumen del altavoz. En el momento en que el usuario logró dicha igualdad deberá indicarlo al evaluador mediante el micrófono.
3. Se emitirán mensajes de voz en el dispositivo de conducción ósea con alertas referentes al cruce de un semáforo o una calle, tiempos de espera, entre otros. El usuario tendrá que indicar al evaluador mediante una escala de 1 a 5 la inteligibilidad del mensaje enviado, donde 1 “muy mala”, 2 “mala”, 3 “aceptable”, 4 “buena” y 5 “excelente”, este procedimiento se realizara para cada mensaje de alerta enviado.
4. Se Realizó un prototipo de semáforo mediante unos sensores de distancia y color. Se someterá al usuario con discapacidad visual a caminar dentro de un recinto y acercarse al prototipo de semáforo utilizando el dispositivo de conducción ósea en su cabeza. Al llegar al punto de detección del sensor del semáforo, este censará la información del estado del semáforo (color) e inmediatamente dicha información será transmitida mediante un dispositivo SBC Raspberry pi vía Bluetooth al dispositivo de conducción ósea, el cuál reproducirá la información recibida. El usuario con discapacidad visual debe seguir las instrucciones de la información recibida (pare, siga, cruce, no cruce, etc). Este proceso será repetido cinco veces por cada usuario evaluado. El investigador tomará los datos de cantidad de aciertos y desaciertos en las cinco pruebas. Finalmente, el usuario debe señalar si los mensajes recibidos fueron claros a pesar de las condiciones de ruido de fondo presentadas durante la prueba.

Los procedimientos tendrán una duración entre 45 a 50 minutos aproximadamente y serán realizados por personal capacitado del programa de Fonoaudiología de la Institución Universitaria Escuela Colombiana de Rehabilitación y por los investigadores del programa de Ingeniería de sonido de la Universidad de San Buenaventura. Así mismo, los procedimientos estarán supervisados por los docentes del programa de fonoaudiología María Camila Pinzón y Oswal Martínez.

¿Cuáles son los riesgos?

Absolutamente ninguno. Este estudio no efectúa ningún procedimiento invasivo, simplemente consiste en la colocación de una diadema de audífonos sobre dos puntos superficiales del cráneo, por ende, no implica riesgo alguno de lesión o daños físicos o psicológicos. En ningún momento se verá afectada su integridad física ni será sometido a altos niveles de presión sonora que puedan llegar a afectar su sistema auditivo.

CONFIDENCIALIDAD DEL PARTICIPANTE.

Si usted decide participar, es libre de retirarse en cualquier momento si así lo considera. Las únicas personas que sabrán que usted participó en el estudio somos los miembros del equipo de investigación. No se divulgarán ni compartirán sus datos o cualquier información personales proporcionada durante y/o después de la investigación.

Cuando los resultados de la investigación sean publicados, no se incluirá información que pueda revelar su identidad.

Su nombre no será registrado para el análisis de los datos ni en ninguna otra parte. Nadie fuera del equipo de investigación tendrá acceso a su información sin su autorización escrita.

Si durante el diligenciamiento del consentimiento informado o durante las pruebas usted tiene alguna duda puede hacérselo saber a cualquiera de los investigadores. Su participación en esta investigación es voluntaria.



UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
SEDE BOGOTÁ



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo JESUS DANIEL GIL identificado/a con cédula de ciudadanía número 1014262821 de BOGOTÁ estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma: JESUS G.


Fecha: 10 / 05 / 2019.

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma: 

C.C 1018488045

Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma: 

C.C 1018486252



UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
SEDE BOGOTÁ



CONSENTIMIENTO DEL SUJETO DEL ESTUDIO.

Yo Katherine Lorena Pachene identificado/a con cédula de ciudadanía número 1024567984 de Bogotá estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente con la realización de los procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas del presente proyect. He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre el estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación.

Firma: Katherine Pachene

Fecha: 10 / 05 / 2014

Investigador: Daniel Felipe Abril
Linares

Firma:

[Firma]
C.C 1018488045

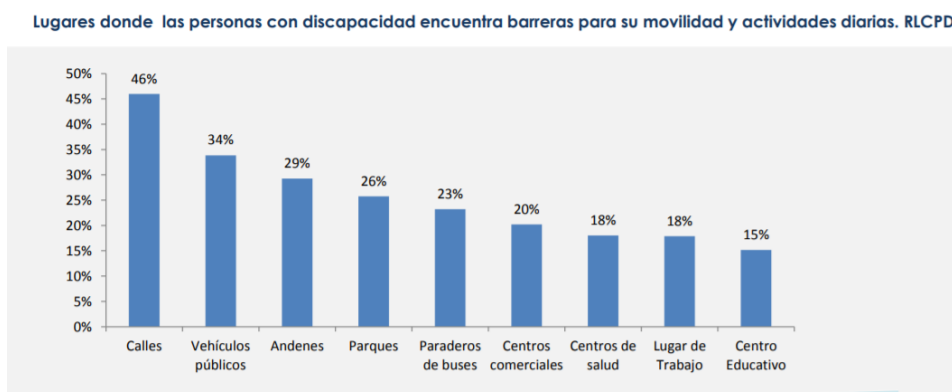
Investigador: Juan Pablo Romero
Téllez

Firma:

[Firma]
C.C 1018486252

M. Otros

LUGARES DONDE LAS PERSONAS CON DISCAPACIDAD VISUAL ENCUENTRAN BARRERAS PARA SU MOVILIDAD Y ACTIVIDADES DIARIAS.

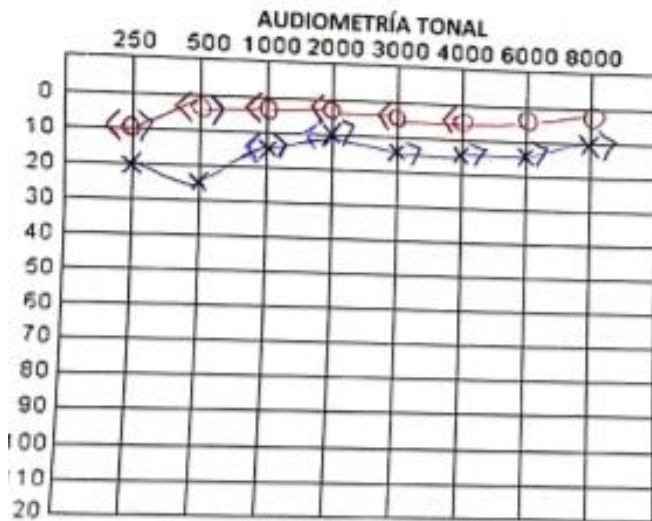


Fuente: (Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia, 2017)

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
 FACULTAD DE FONOAUDIOLÓGIA
 INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA

FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: Mariana del Pilar Amaya Espejo
 IDENTIFICACIÓN: R.C. T.I. C.C. X OTRO: No. 1018477113
 EDAD: 23 años GÉNERO: F X M TELÉFONO: 350 676 4602
 FECHA DE EVALUACIÓN: 09 / 05 / 19 / HORA: 11:50 am
 OTOSCOPIA: O.D.: Tapon de cerumen O.I.: Tapon de cerumen



PTA VA: O.D. 25 O.I. 16,25 dBHL
 PTA VO: O.D. O.I. dBHL

ACUMETRÍA

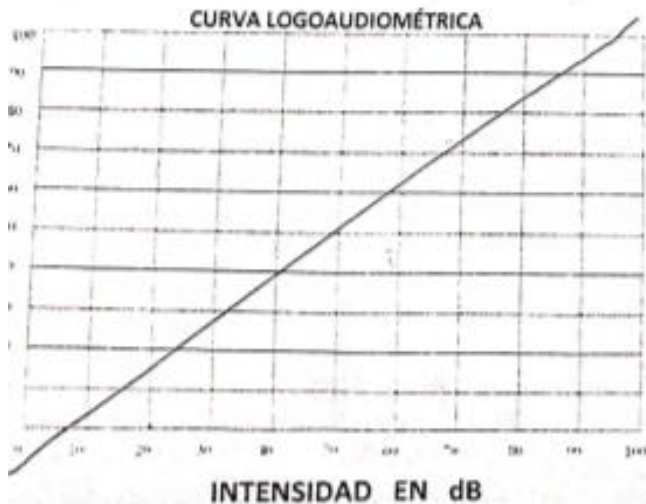
WEBER

OD	500	1000	2000	4000	OI

RINNE

	500	1000	2000	4000
OD				
OI				

LOGOAUDIOMETRÍA



	OD	OI
SAT: dB		
SRT: dB		
SD: dB		
%		

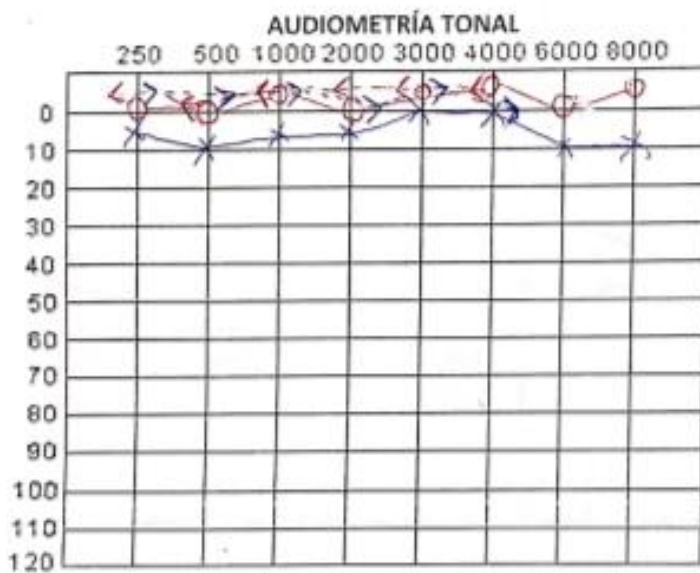
	OD	OI
UMBRAL DE DETECCIÓN		
UMBRAL DE PALABRA		
UMBRAL MAXIMO		

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
 FACULTAD DE FONDAUDIOLOGÍA
 INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA



FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: Daniela Franco
 IDENTIFICACIÓN: R.C. ___ T.I. ___ C.C. OTRO: ___ No. 1019113169
 EDAD: 23 años GÉNERO: F M ___ TELÉFONO: 3202698177
 FECHA DE EVALUACIÓN: 02 / 05 / 19 / HORA: 11:47 am
 OTOSCOPIA: O.D: ___ O.I: ___



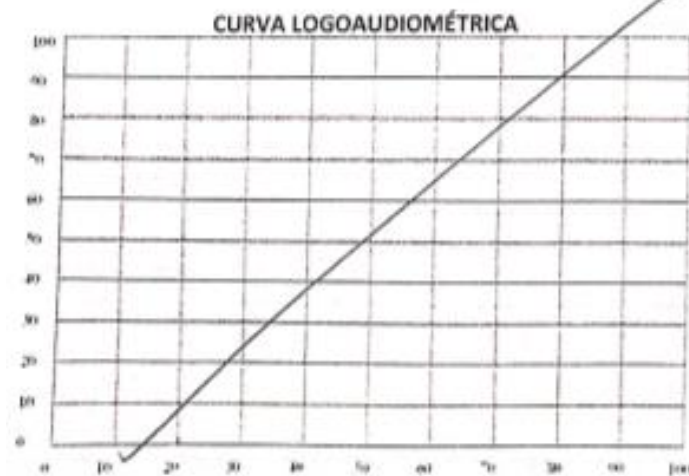
PTA VA: O.D. 0 O.I. 5 dBHL
 PTA VO: O.D. ___ O.I. ___ dBHL

ACUMETRÍA

WEBER				
OD	500	1000	2000	4000

RINNE				
	500	1000	2000	4000
OD				
OI				

LOGOAUDIOMETRÍA



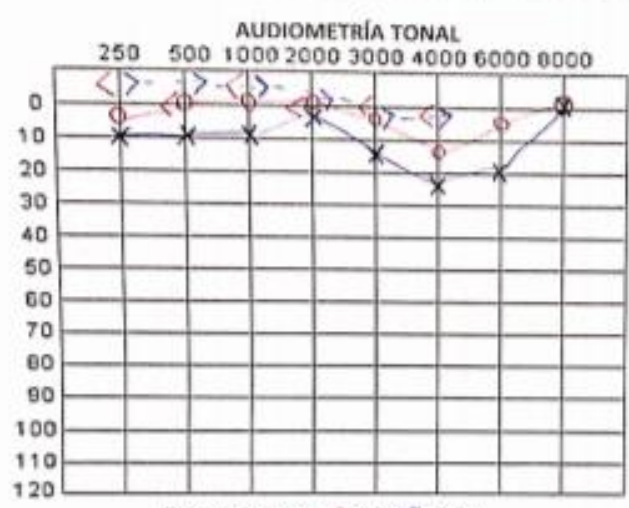
	OD	OI
SAT: dB		
SRT: dB		
SD: dB		
%		

	OD
UMBRAL DE DETECCIÓN	
UMBRAL DE PALABRA	
UMBRAL	

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
 FACULTAD DE FONOAUDIOLÓGIA
 INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA

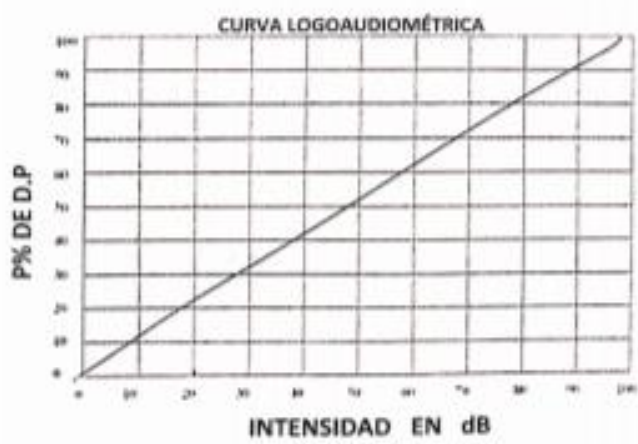
FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: Melko Ramirez
 IDENTIFICACIÓN: R.C. T.I. C.C. x OTRO: No. 1019277127
 EDAD: 22 años GÉNERO: F M x Y TELÉFONO: 3113199525
 FECHA DE EVALUACIÓN: 02 / 05 / 19 / HORA: 11:30 am
 OTOSCOPIA: O.D: O.I:



PTA VA: O.D. 12.5 O.I. 10 dBHL
 PTA VO: O.D. O.I. dBHL

LOGOaudiometría



ACUMETRÍA

WEBER

OD	500	1000	2000	4000	OI

RINNE

	500	1000	2000	4000
OD				
OI				

OD		OI	
SAT:	dB	SAT:	dB
SRT:	dB	SRT:	dB
SD:	dB	SD:	dB
%		%	

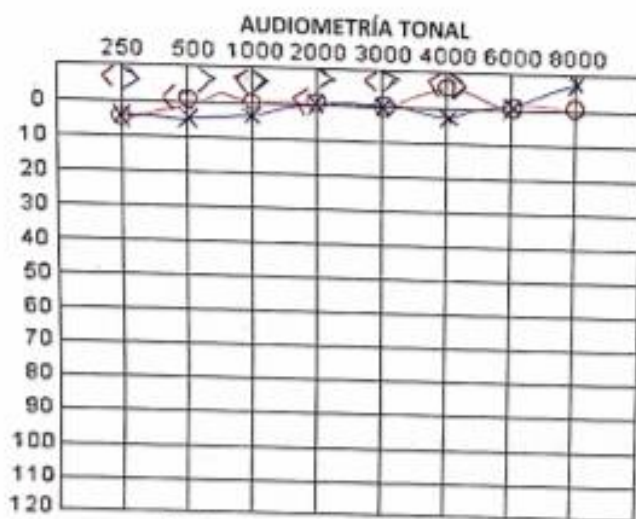
	OD	OI
UMBRAL DE DETECCIÓN		
UMBRAL DE PALABRA		
UMBRAL MÁXIMO		

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
 FACULTAD DE FONOAUDIOLÓGIA
 INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA



FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: Oscar Julian Vaca Fajardo
 IDENTIFICACIÓN: R.C. T.I. C.C. OTRO: No. 1016055893
 EDAD: 25 años GÉNERO: F M TELÉFONO: 3119361588
 FECHA DE EVALUACIÓN: 02 / 05 / 19 / HORA: _____
 OTOSCOPIA: O.D: _____ O.I: _____



PTA VA: O.D. 0 O.I. 10 dBHL
 PTA VO: O.D. _____ O.I. _____ dBHL

ACUMETRÍA

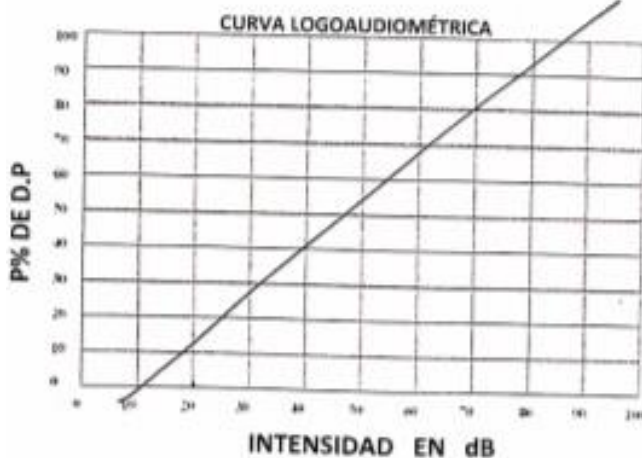
~~WEBER~~

OD	500	1000	2000	4000	OI

~~RINNE~~

	500	1000	2000	4000
OD				
OI				

LOGOAUDIOMETRÍA



	OD	OI
SAT: dB		
SRT: dB		
SD: dB		
%		

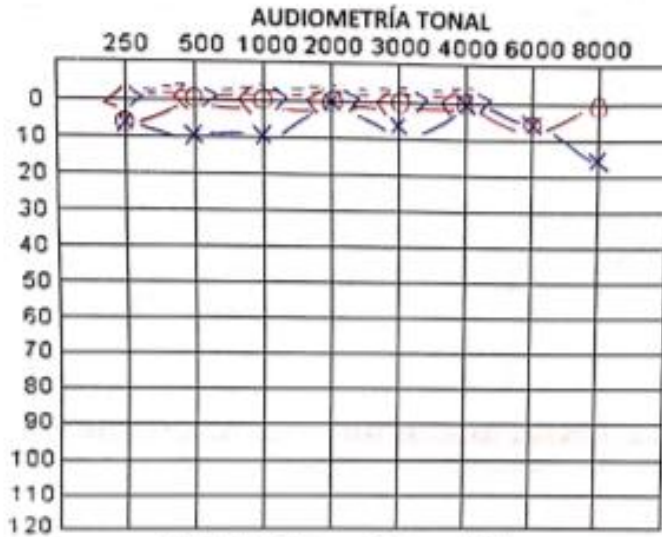
	OD	OI
UMBRAL DE DETECCIÓN		
UMBRAL DE PALABRA		
UMBRAL MAXIMO		

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
 FACULTAD DE FONOAUDIOLÓGIA
 INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA



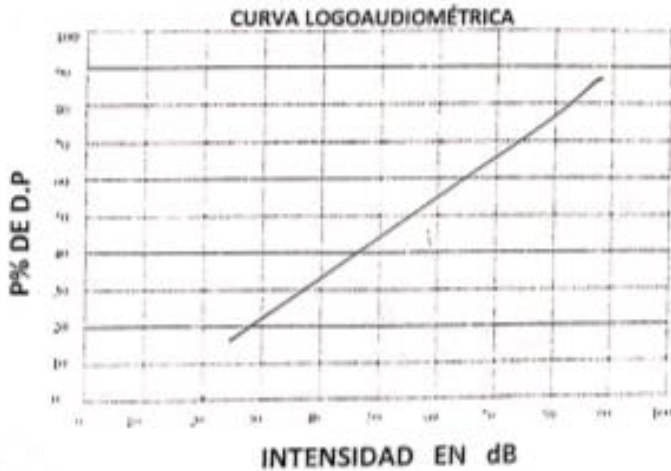
FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: Sergio Ferrer
 IDENTIFICACIÓN: R.C. T.I. C.C. X OTRO: No. 1014288543
 EDAD: 22 años GÉNERO: F M X TELÉFONO: 312 4114 006
 FECHA DE EVALUACIÓN: 09 / Mayo / 2019 / HORA: 10:00 am
 OTOSCOPIA: O.D: Normal O.I: Normal



PTA VA: O.D. O.I. dBHL
 PTA VO: O.D. O.I. dBHL

LOGOAUDIOMETRÍA



ACUMETRÍA

WEBER				
OD	500	1000	2000	4000

RINNE				
	500	1000	2000	4000
OD				
OI				

OD		OI	
SAT:	dB	SAT:	dl
SRT:	dB	SRT:	dl
SD:	dB	SD:	dl
%		%	

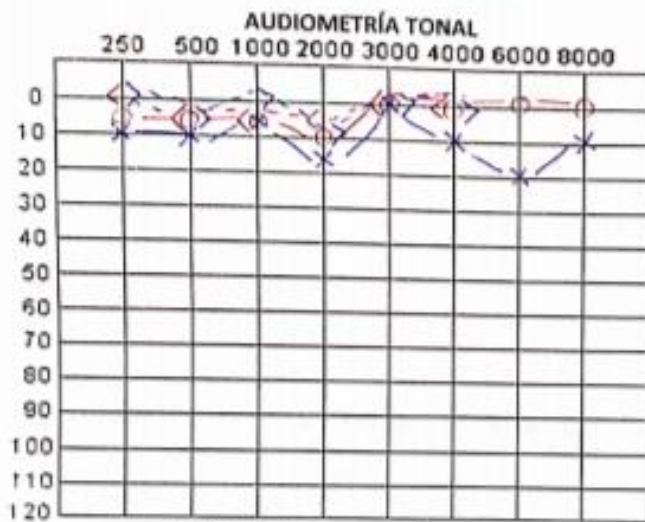
	OD	OI
UMBRAL DE DETECCIÓN		
UMBRAL DE PALABRA		
UMBRAL MAXIMO		

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
 FACULTAD DE FONOAUDIOLÓGIA
 INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA



FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: Luisa Fernanda Vargas Díaz
 IDENTIFICACIÓN: R.C. T.I. C.C. OTRO: No. 1015476269
 EDAD: 20 años GÉNERO: F M TELÉFONO: 3016042301
 FECHA DE EVALUACIÓN: 09 / 05 / 2019 / HORA: 9:30 am
 OTOSCOPIA: O.D: Normal O.I: Perumen y membrana timpánica opaca.



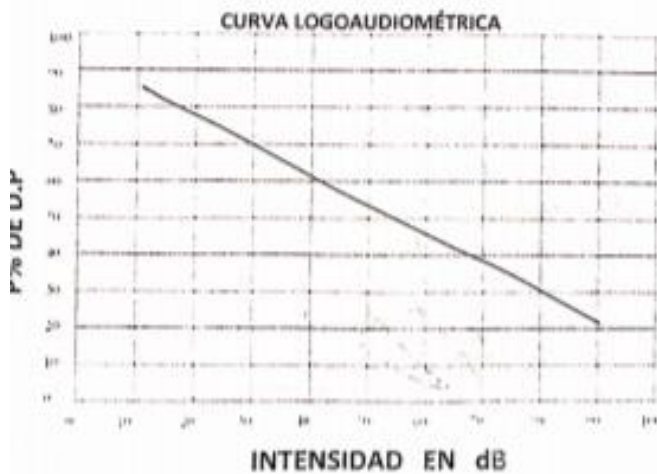
PTA VA: O.D. O.I. dBHL
 PTA VO: O.D. O.I. dBHL

ACUMETRÍA

WEBER					
OD	500	1000	2000	4000	OI

RINNE				
	500	1000	2000	4000
OD				
OI				

LOGOAUDIOMETRÍA



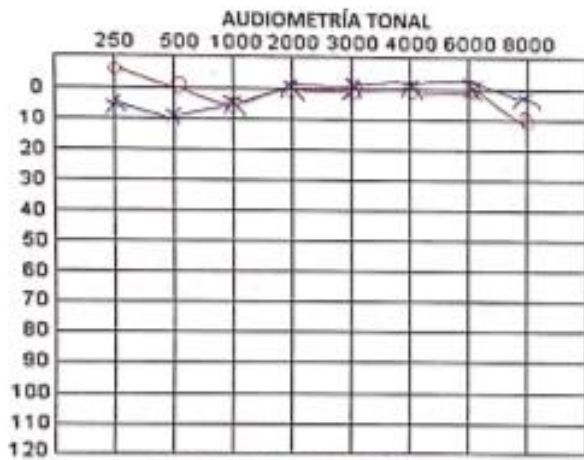
OD		OI	
SAT:	dB	SAT:	dB
SRT:	dB	SRT:	dB
SD:	dB	SD:	dB
%		%	

	OD	OI
UMBRAL DE DETECCIÓN		
UMBRAL DE PALABRA		
UMBRAL MAXIMO		

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
 FACULTAD DE FONOAUDIOLÓGIA
 INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA

FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: Andrés Felipe García
 IDENTIFICACIÓN: R.C. ___ T.I. ___ C.C. OTRO: ___ No. 1020792743
 EDAD: 26 años GÉNERO: F ___ M TELÉFONO: 3202549297
 FECHA DE EVALUACIÓN: 02 / 05 / 19 HORA: 10:00 am
 OTOSCOPIA: O.D.: Normal O.I.: Normal



PTA VA: O.D. 7.25 O.I. 3.75 dBHL
 PTA VO: O.D. ___ O.I. ___ dBHL

ACUMETRÍA

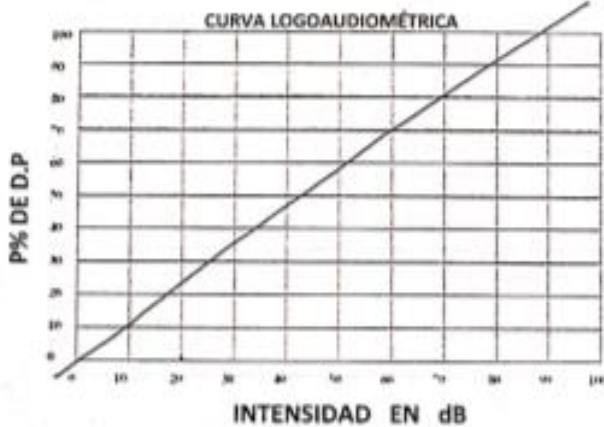
WEBER

OD	500	1000	2000	4000	OI

RINNE

	500	1000	2000	4000
OD				
OI				

LOGOAUDIOMETRÍA



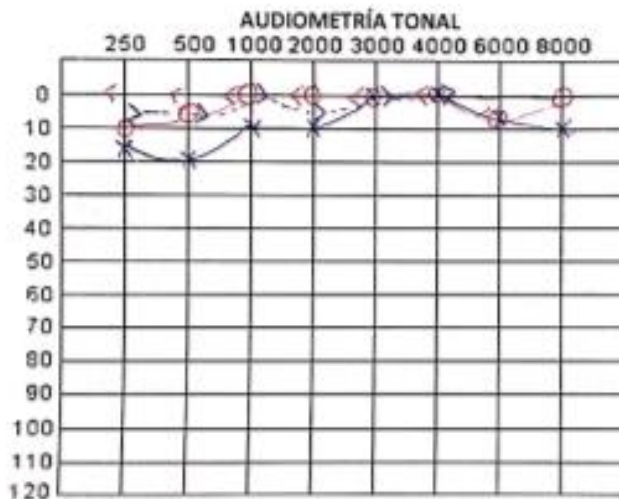
OD		OI	
SAT: dB		SAT: dB	
SRT: dB		SRT: dB	
SD: dB		SD: dB	
%		%	

	OD	OI
UMBRAL DE DETECCIÓN		
UMBRAL DE PALABRA		
UMBRAL MÁXIMO		

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
 FACULTAD DE FONOAUDIOLÓGIA
 INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA

FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: Lina Chaves
 IDENTIFICACIÓN: R.C. T.I. C.C. OTRO: No. 1032481409
 EDAD: 23 GÉNERO: F M TELÉFONO: _____
 FECHA DE EVALUACIÓN: 10/05/2019 / HORA: 12:00
 OTOSCOPIA: O.D. Normal O.I. Normal



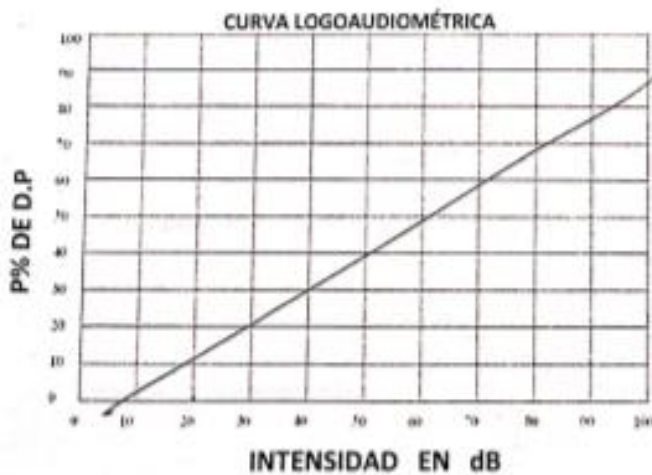
PTA VA: O.D. 12 O.I. 10 dBHL
 PTA VO: O.D. 0 O.I. 25 dBHL

ACUMETRÍA

WEBER					
OD	500	1000	2000	4000	OI
	/				

RINNE				
	500	1000	2000	4000
OD	/			
OI	/			

LOGOAUDEMTRÍA



OD		OI	
SAT:	dB	SAT:	dB
SRT:	dB	SRT:	dB
SD:	dB	SD:	dB
%		%	

	OD	OI
UMBRAL DE DETECCIÓN	/	
UMBRAL DE PALABRA	/	
UMBRAL MÁXIMO	/	

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
FACULTAD DE FONOAUDIOLÓGIA
INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA

FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: Lina María Amaro Pardo
 IDENTIFICACIÓN: R.C. ___ T.I. ___ C.C. OTRO: ___ No. 1055.274.010
 EDAD: 23 Años GÉNERO: F M ___ TELÉFONO: 3118883049
 FECHA DE EVALUACIÓN: 17 / 05 / 2019 / HORA: 8:30
 OTOSCOPIA: O.D: Estructuras anatómicas normales O.I: Estructuras anatómicas normales



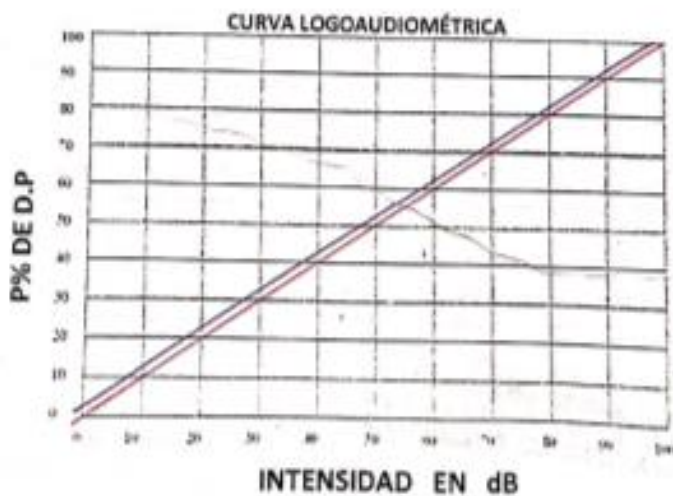
PTA VA: O.D. ___ O.I. ___ dBHL
 PTA VO: O.D. ___ O.I. ___ dBHL

ACUMETRÍA

WEBER					
OD	500	1000	2000	4000	OI

RINNE				
	500	1000	2000	4000
OD				
OI				

LOGOAUDIOMETRÍA



OD		OI	
SAT:	dB	SAT:	dB
SRT:	dB	SRT:	dB
SD:	dB	SD:	dB
%		%	

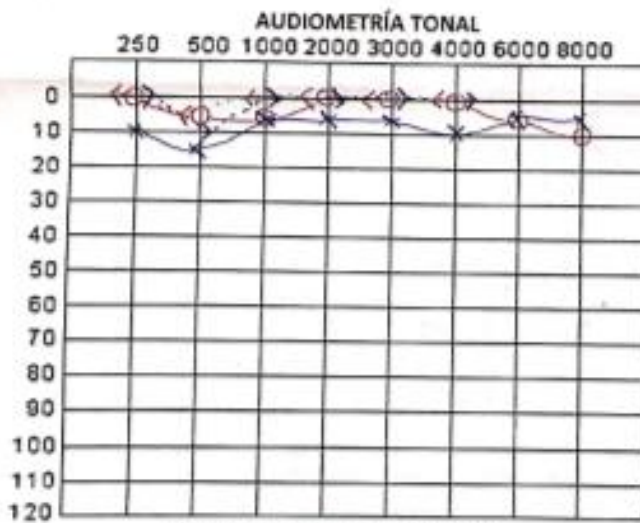
	OD	OI
UMBRAL DE DETECCIÓN		
UMBRAL DE PALABRA		
UMBRAL MÁXIMO		

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
 FACULTAD DE FONOAUDIOLÓGIA
 INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA



FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: Diana Lisseth Galán Vargas
 IDENTIFICACIÓN: R.C. T.I. C.C.X. OTRO: No. 1234567890
 EDAD: 21a. GÉNERO: F M TELÉFONO:
 FECHA DE EVALUACIÓN: 17 / 05 / 2011 / HORA: 9am
 OTOSCOPIA: O.D: Normal O.I: Normal



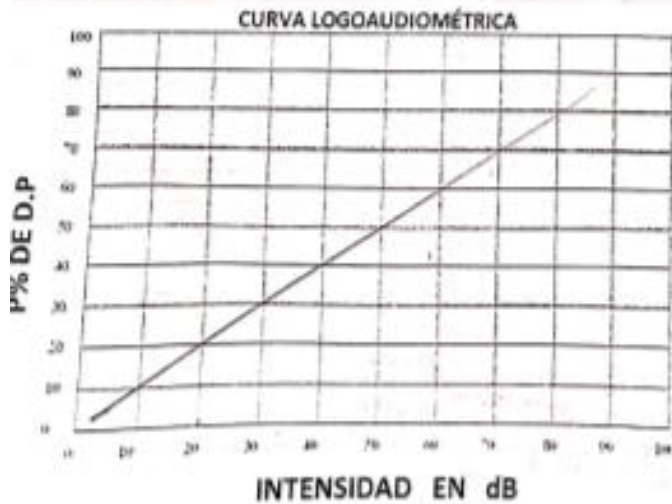
PTA VA: O.D. 25 O.I. 25 dBHL
 PTA VO: O.D. 12 O.I. 25 dBHL

ACUMETRÍA

WEBER					
OD	500	1000	2000	4000	OI

RINNE				
	500	1000	2000	4000
OD				
OI				

LOGOAUDIOMETRÍA



OD		OI	
SAT:	dB	SAT:	dB
SRT:	dB	SRT:	dB
SD:	dB	SD:	dB
%		%	

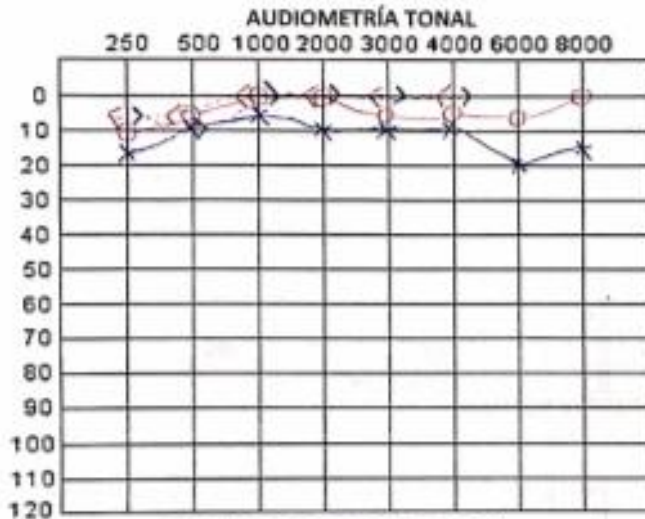
	OD	OI
UMBRAL DE DETECCIÓN		
UMBRAL DE PALABRA		
UMBRAL MAXIMO		

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
 FACULTAD DE FONOAUDIOLÓGIA
 INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA



FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: Elizabeth Eiro Oyiedo
 IDENTIFICACIÓN: R.C. T.I. C.C. x OTRO: No. 1019081036
 EDAD: 26 años GÉNERO: F x M TELÉFONO: 3022446610
 FECHA DE EVALUACIÓN: 17 / 05 / 19 / HORA: 8:00 a.m
 OTOSCOPIA: O.D: Normal O.I: Normal



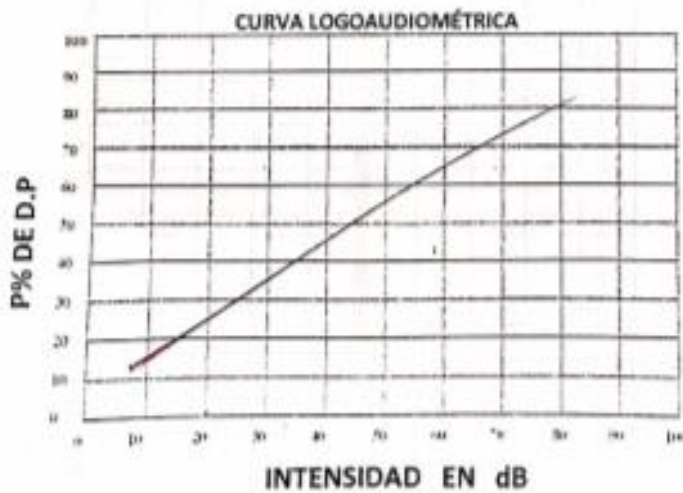
PTA VA: O.D. 25 O.I. 25 dBHL
 PTA VO: O.D. O.I. dBHL

ACUMETRÍA

WEBER					
OD	500	1000	2000	4000	OI

RINNE				
	500	1000	2000	4000
OD				
OI				

LOGOaudiometría



OD		OI	
SAT:	dB	SAT:	dB
SRT:	dB	SRT:	dB
SD:	dB	SD:	dB
%		%	

	OD	OI
UMBRAL DE DETECCIÓN		
UMBRAL DE PALABRA		
UMBRAL MAXIMO		

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
FACULTAD DE FONOAUDIOLÓGIA
INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA

FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: Juan Pablo Romero Torres
 IDENTIFICACIÓN: R.C. T.J. C.C. X OTRO: No. 118486252
 EDAD: 22 años GÉNERO: F M X TELÉFONO:
 FECHA DE EVALUACIÓN: 17 / 05 / 19 / HORA: 10:00 am - 10:50 am
 OTOSCOPIA: O.D: Normal O.I: Normal

AUDIOMETRÍA TONAL



PTA VA: O.D 0 O.I 3,75 dBHL
 PTA VO: O.D O.I dBHL

ACUMETRÍA

WEBER					
OD	500	1000	2000	4000	OI

RINNE				
	500	1000	2000	4000
OD				
OI				

LOGOaudiometría

CURVA LOGOaudiométrica



OD		OI	
SAT:	dB	SAT:	dB
SRT:	dB	SRT:	dB
SD:	dB	SD:	dB
%		%	

	OD	OI
UMBRAL DE DETECCIÓN		
UMBRAL DE PALABRA		
UMBRAL MAXIMO		

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
 FACULTAD DE FONOAUDIOLÓGIA
 INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA

FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: Jesé Daniel Al Haza
 IDENTIFICACIÓN: R.C. T.I CC. X OTRO: No. 1014262821
 EDAD: 24 GÉNERO: F M X TELÉFONO: 3115868423
 FECHA DE EVALUACIÓN: 28/06/2019 HORA: 11:40 am
 OTOSCOPIA: O.D: NORMAL O.I: NORMAL



PTA VA: O.D. O.I. dBHL
 PTA VO: O.D. O.I. dBHL

ACUMETRÍA

WEBER					
OD	500	1000	2000	4000	OI

RINNE				
	500	1000	2000	4000
OD				
OI				

LOGOaudiometría



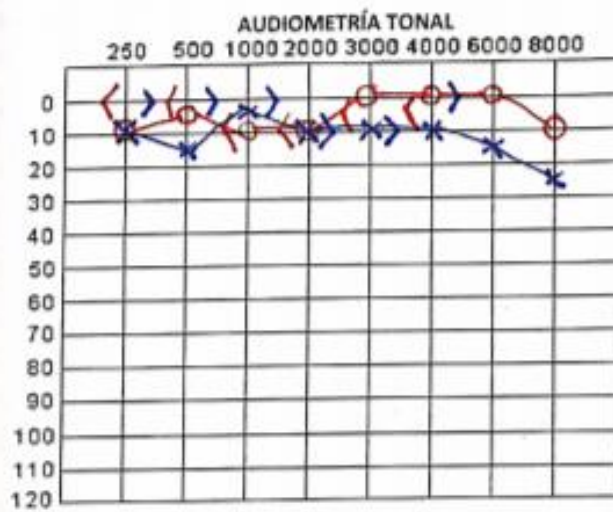
OD		OI	
SAT:	dB	SAT:	dB
SRT:	dB	SRT:	dB
SD:	dB	SD:	dB
%		%	

	OD	OI
UMBRAL DE DETECCIÓN		
UMBRAL DE PALABRA		
UMBRAL MAXIMO		

ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACIÓN
FACULTAD DE FONOAUDIOLÓGIA
INFORME DE CONSEJERÍA AUDIOLÓGICA

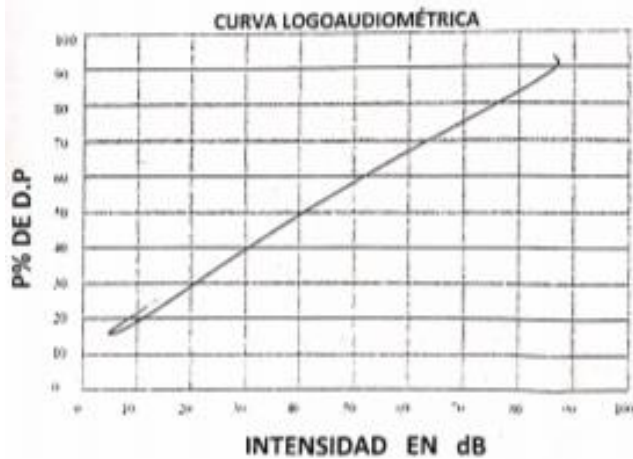
FICHA DE IDENTIFICACIÓN

NOMBRES Y APELLIDOS: YANIR PABLO LOPEZ PECHENE
 IDENTIFICACIÓN: R.C. T.I. C.C. X OTRO: No. 1024567979
 EDAD: 29 GÉNERO: F X M TELÉFONO:
 FECHA DE EVALUACIÓN: 28 / 06 / 19 / HORA: 8:20 9:05 8:42
 OTOSCOPIA: O.D: NORMAL O.I: NORMAL



PTA VA: O.D O.I dBHL
 PTA VO: O.D O.I dBHL

LOGOAUDIOMETRÍA



ACUMETRÍA

WEBER

OD	500	1000	2000	4000	OI

RINNE

	500	1000	2000	4000
OD				
OI				

	OD	OI
SAT: dB		
SRT: dB		
SD: dB		
%		

	OD	OI
UMBRAL DE DETECCIÓN		
UMBRAL DE PALABRA		
UMBRAL MAXIMO		

N. Programación

Lo primero que se debe hacer es actualizar la SBC a la última versión de Raspbian, para este proceso se implementan las líneas de código de la figura N1 en la terminal del sistema operativo.

Figura N1. Código implementado en la terminal para realizar la actualización del sistema Raspbian en la SBC Raspberry Pi3.

```
sudo apt update
sudo apt dist-upgrade
sudo apt clean
sudo reboot
```

Fuente: (Sklar, 2019)

Para poder realizar la transmisión de datos vía bluetooth al módulo amplificador de los transductores de conducción ósea se implementó un dispositivo externo o dongle USB CSR 4.0 en uno de los puertos de la SBC. En primera instancia se realizó la actualización de los drivers y del sistema de administración o controlador de bluetooth que se encuentra en el sistema operativo (bluez), se implementaron entonces las siguientes líneas de código en la terminal: "*sudo apt-get install pi-bluetooth blueman*" y "*sudo apt-get update pi-bluetooth blueman*", si por alguna razón llega a existir algún error de red o en el proceso de instalación se recomienda utilizar al final de cada línea de código la palabra: "--fix-missing" pues esto ayuda a que la instalación se realice nuevamente pero netamente con las librerías o carpetas que no fueron agregadas correctamente. Por último, se instala y se actualiza el administrador o controlador de audio; se utilizó un componente del sistema operativo llamado Pulse-audio mediante la implementación del siguiente código en la terminal: "*sudo apt-get install pulseaudio-module-bluetooth python-gobject python-gobject-2*" este paso contempla la instalación del componente pulse-audio y otras dependencias requeridas para la reproducción de audio (Sklar, 2019). La SBC Raspberry Pi3 viene configurada por defecto para que permita la salida de audio por dos puertos que son el de HDMI o el puerto de audio con conector tipo TRS (Tip-Ring-Sleeve) de 1/8 (3,5 mm), estas salidas no permiten la transmisión de audio vía bluetooth, entonces se hizo un cambio en la configuración predeterminada de manera que las señales de audio pudieran ser enviadas por el dongle CSR 4.0. Esto se hizo agregando el usuario predeterminado "pi" al grupo "lp" con el fin de poder ver las fuentes de bluetooth y cambiar algunas configuraciones, la línea "*sudo usermod -a -G lp pi*" permite ingresar a las configuraciones generales de bluetooth, pero se accede directamente

con la línea "`sudo nano /etc/bluetooth/audio.conf`", esto abre una ventana donde se modificó la línea de código de la sección [General] "`Enable=Source,Sink,Media,Socket`".

La configuración de muestreo de audio puede ser cambiada dependiendo de la calidad requerida por el usuario accediendo al archivo de configuraciones de pulse-audio con "`sudo nano /etc/pulse/daemon.conf`" y luego se agrega la línea "`resample-method = trivial`" después del ejemplo comentado "`; resample-method = speex-float-3`". Existen diferentes calidades para el algoritmo de muestreo de señal dependiendo también de la capacidad de procesamiento del sistema (RAM), el más básico es el método "`trivial`" pero existen otros como: "`src-sinc-best-quality`", "`src-sinc-medium`", "`src-sinc-quick`", "`src-zero-order-hold`", "`src-linear`", "`speex-float-N`", "`speex-fixed-N`", "`ffmpeg`", algunos presentan una mejor calidad (mayor frecuencia de muestreo) respecto al método "`trivial`", sin embargo el consumo de memoria es mayor. Al finalizar las configuraciones hechas se debe realizar el reinicio del sistema para que puedan ser aplicadas con la línea de código "`sudo reboot`" (Sklar, 2019).

Emparejamiento Bluetooth

Existen dos maneras de emparejar el dongle bluetooth conectado al SBC con el módulo amplificador, mediante la interfaz gráfica o directamente desde la terminal, la más sencilla y rápida es abriendo el controlador bluetooth en el menú del escritorio de la Raspberry que se encuentra en la parte superior izquierda de la pantalla, donde se accede a la pestaña de preferencias y finalmente se hace clic en el "Bluetooth Manager", esto abre la interfaz gráfica que permitirá el acople de los dos sistemas (transmisor y receptor bluetooth), aquí se encuentran en pantalla los dispositivos disponibles para conexión, se hace clic en el que pertenece al dongle y se crea la conexión; para que la siguiente vez que se encienda el dispositivo no se tenga que realizar la conexión de manera manual se debe recordar la configuración en el mismo software. Sin embargo, existe una manera más técnica y precisa de hacer esta configuración, directamente desde la terminal se digita la línea de código "`sudo bluetoothctl`" que accede al controlador de conexiones bluetooth, se digita la contraseña de administrador que generalmente es "`raspberrypi`" y luego se introduce la línea "`agent on`" y se configura con las condiciones por defecto con el código "`default-agent`". (Martin, 2016)

Para hacer la búsqueda de los dispositivos disponibles se utiliza la línea de código "`scan on`" donde luego de presionar la tecla "enter" se despliega una lista de valores alfanuméricos correspondientes a las direcciones bluetooth de cada dispositivo y el nombre, si no aparece se debe realizar nuevamente el escaneo a prueba y error. Finalmente, sabiendo la dirección del dispositivo a conectar, se ejecuta

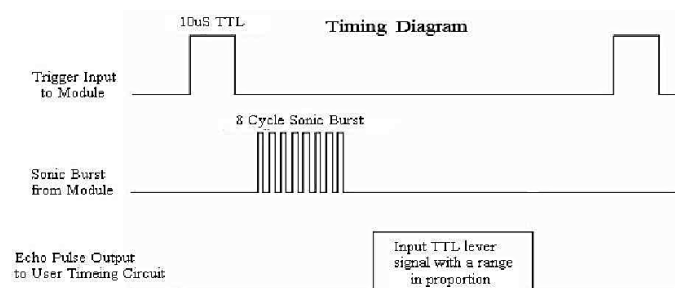
el comando "pair XX:XX:XX:XX:XX:XX", de esta manera el dispositivo queda conectado, sin embargo, puede quedar apareado pero no conectado, en cuyo caso debería digitarse la línea de código "connect XX:XX:XX:XX:XX:XX". (Martin, 2016).

Configuración Pulse-Audio

Luego de emparejar y conectar los dispositivos de transmisión y recepción (SBC Raspberry Pi3 y Modulo Amplificador Bluetooth PAM8403) se procedió a realizar la configuración de la salida de audio en el software controlador de audio "Pulse-Audio" de manera que las salidas de audio ya no sean HDMI ni las del conector de audio 1/8 3.5 mm sino la del dispositivo bluetooth conectado, para ello es necesario acceder a las preferencias de audio en el menú de la SBC y luego acceder a la pestaña de "hardware" donde aparece el dispositivo de recepción bluetooth, este se activa seleccionándolo y haciendo clic en la opción "Reproducción de Alta Fidelidad (A2DP)". Por último, se accede a la pestaña "output" o "salida" y se selecciona el dispositivo deseado para la reproducción de sonido. (PulseAudio, 2019).

Sensor de ultrasonido

Figura N2: Diagrama temporal del funcionamiento del dispositivo ultrasónico HC-SR04.



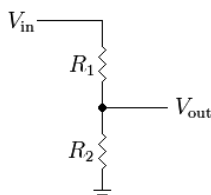
Fuente: (Elec Freaks, 2019). Specs Sheet.

Dado que la SBC Raspberry Pi 3 soporta voltajes de 3.3 V por cualquiera de sus pines de entrada, y que el sensor HC-SR04 envía los datos con un voltaje de 5 V, se hace necesario implementar un circuito divisor de voltaje que permita reducir la señal de entrada según el requerimiento. La ecuación (N1) muestra la forma más sencilla de hacer el cálculo para un divisor de voltaje, en este sensor fueron utilizadas dos resistencias de 1 K Ω y 2 K Ω (R1 y R2 respectivamente) y así poder obtener una salida de 3,3 V. Los puertos de Trigger y Echo del sensor se conectan a dos de los pines de entrada GPIO de la SBC, el divisor de voltaje debe estar implementado en el puerto Echo antes de ingresar a la Raspberry.

$$V_{Out} = V_{In} * \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (N1)$$

Fuente: (Boylestad & Nashelsky, 2009)

Figura N3: Diagrama de conexión de un divisor de voltaje básico.



Fuente: (Boylestad & Nashelsky, 2009)

Para el desarrollo de la programación es necesario importar la librería RPI.GPIO ya que se va a interactuar con los pines de entrada de la SBC, se implementa entonces la línea de código `"import RPi.GPIO as GPIO"` que permite trabajar la librería con un nombre más sencillo (GPIO), también debe importarse la librería de tiempo para poder ejecutar retrasos y conocer la duración de los impulsos, esta se llama con la línea `"import time"`.

Los pines de entrada de la SBC Raspberry Pi3 pueden ser nombrados mediante los valores que brinda la opción BCM o BOARD que básicamente determinan la notación que se va a utilizar para nombrar los pines. La figura N4 muestra los valores de los pines BOARD que se encuentran en el medio con el fondo de color blanco y son los valores por defecto de la SBC (Pin No.); los valores BCM son los que tienen al comienzo la palabra GPIO y se encuentran con el fondo de colores.

Figura N4: Diagrama de pines de entrada de la Raspberry Pi3 en notación BOARD y BCM

Raspberry Pi B+			
B+ J8 GPIO Header			
	Pin No.		
3.3V	1	2	5V
GPIO2	3	4	5V
GPIO3	5	6	GND
GPIO4	7	8	GPIO14
GND	9	10	GPIO15
GPIO17	11	12	GPIO18
GPIO27	13	14	GND
GPIO22	15	16	GPIO23
3.3V	17	18	GPIO24
GPIO10	19	20	GND
GPIO9	21	22	GPIO25
GPIO11	23	24	GPIO8
GND	25	26	GPIO7
DNC	27	28	DNC
GPIO5	29	30	GND
GPIO6	31	32	GPIO12
GPIO13	33	34	GND
GPIO19	35	36	GPIO16
GPIO26	37	38	GPIO20
GND	39	40	GPIO21

Fuente: (RaspiBlog, 2019)

Para determinar la notación preferida se implementa la línea de código "`GPIO.setmode(GPIO.BOARD)`" ó "`GPIO.setmode(GPIO.BCM)`" y luego se inicializan los pines a utilizar con el nombre que se quiera de la siguiente manera "`Pin_entrada = XX`" y "`Pin_salida = XX`" donde "XX" es el número del pin a utilizar dependiendo del modo escogido. Luego de esto se procede a configurar los pines como salidas o entradas implementando la línea de código "`GPIO.setup(Pin_salida, GPIO.OUT)`" y "`GPIO.setup(Pin_entrada, GPIO.IN)`". Es evidente que el pin por el que se recibirán los datos es el de hecho, por tanto, el pin de salida será el de TRIGGER. Es necesario hacer una verificación o diagnóstico de la señal generada por el sensor antes de comenzar a medir para poder inicializar el sensor, se utiliza entonces el comando "`GPIO.output(Pin_salida, LOW)`" que permite al pin ECHO comenzar a trabajar. Luego de lo anterior se implementa un retraso de aproximadamente 2 segundos al dispositivo HC-SR04 con la línea "`time.sleep(2)`" para que el dispositivo pueda tener el tiempo suficiente para funcionar sin errores. (RaspiBlog, 2019)

Una vez finalizado el proceso de configuración del dispositivo ultrasónico se puede comenzar a medir la distancia activando el transductor de entrada (pin ECHO) con la línea "`GPIO.output(Pin_salida, HIGH)`". De acuerdo con la hoja de especificaciones del sensor, el trigger debe tener un tiempo de funcionamiento de al menos 10 μ s, por ende se programa un tiempo de espera con "`time.sleep(0.00001)`" y cuando finaliza se debe apagar con el comando "`GPIO.output(Pin_salida, LOW)`". La determinación de la distancia se hace dependiendo del tiempo que tarda la señal en retornar al dispositivo, de manera que se necesita saber cuánto tiempo le toma a la señal desde que sale hasta que es capturada por el ECHO, para ello se utiliza un ciclo "while" que permite verificar cada vez que el sensor es encendido o apagado de la forma como indica la figura N5, estos datos obtenidos van a permitir hacer el cálculo de distancia implementando la ecuación (N2) que contempla la velocidad del sonido en el aire (343 m/s), el tiempo de duración del pulso y finalmente se divide entre dos ya que en realidad se necesita saber la distancia que le toma a la señal llegar hasta el obstáculo y no hasta el sensor.

$$distancia = duración_{pulso} * 343/2 \quad (N2)$$

Fuente: (RaspiBlog, 2019)

Figura N5: Líneas de código para determinación de encendido y apagado del pin ECHO del sensor HC-SR04.

```
while GPIO.input(Pin_entrada)==0:
    inicio_pulso = time.time()
while GPIO.input(Pin_entrada)==1:
    fin_pulso = time.time()
```

Fuente: Propia

Para determinar la duración del pulso basta con sustraer el tiempo final del tiempo inicial de la siguiente forma: " $duracion_pulso = fin_pulso - inicio_pulso$ " y luego aplicar la ecuación (N2) con la línea " $distancia = (duracion_pulso * 343)/2$ ". Este valor se muestra en pantalla y permite determinar el instante en que debe ser accionado el sistema de alerta emitiendo un mensaje sonoro vía bluetooth.

Semáforo LED

Para la realización de las pruebas piloto se implementó la programación y construcción de un semáforo LED que pudiera simular las condiciones necesarias para censar los colores en los que se encuentra y así poder enviar información al usuario, por ejemplo, respecto a si es seguro o no cruzar una calle. Esto se hizo en el lenguaje de programación Arduino con el microcontrolador Arduino-Mega2560. Para la construcción del semáforo se utilizaron tres secciones de color Rojo, Amarillo y Verde cada una compuesta por cuatro Leds, y otra sección de dos colores Rojo y Verde compuesta por dos Leds; el primero permite simular el cruce vehicular y el segundo el cruce peatonal. Los diodos emisores de luz son alimentados con 5 V provenientes de los pines de salida del microcontrolador haciendo paralelos de dos bombillos con resistencias a tierra de 280 Ω .

Para implementar el código de programación se hace necesario definir primero los pines que serán utilizados como salidas, esto se hace implementando las líneas de la figura N6. Luego se ejecuta la configuración del programa en la sección "void setup()" (ver figura N7), en esta parte se indica al programa que los pines declarados anteriormente van a ser utilizados como salidas mediante la línea "pinMode(#pin, OUTPUT);" y luego se inicializan con "digitalWrite(#pin, LOW);".

Figura N6: Líneas de código para declaración de los pines a utilizar para la alimentación de los grupos de colores LED.

```
1 int rojo1 = 2; //Primer grupo de color Rojo
2 int rojo2 = 3; //Segundo grupo de color Rojo
3 int amarillo1 = 4; //Primer grupo de color Amarillo
4 int amarillo2 = 5; //Segundo grupo de color Amarillo
5 int verde1 = 6; //Primer grupo de color Verde
6 int verde2 = 7; //Segundo grupo de color Verde
7 int cruce = 8; //Grupo de color Verde - Peatones
8 int nocruce = 9; //Grupo de color Rojo - Peatones
```

Fuente: Propia

Figura N7: Líneas de código para la configuración e inicialización de los pines como salidas para alimentación de los grupos de colores LED.

```
10 void setup() {
11 // put your setup code here, to run once:
12 pinMode(rojo1, OUTPUT);
13 pinMode(rojo2, OUTPUT);
14 pinMode(amarillo1, OUTPUT);
15 pinMode(amarillo2, OUTPUT);
16 pinMode(verde1, OUTPUT);
17 pinMode(verde2, OUTPUT);
18 pinMode(cruce, OUTPUT);
19 pinMode(nocruce, OUTPUT);
20
21 digitalWrite(rojo1, LOW);
22 digitalWrite(rojo2, LOW);
23 digitalWrite(amarillo1, LOW);
24 digitalWrite(amarillo2, LOW);
25 digitalWrite(verde1, LOW);
26 digitalWrite(verde2, LOW);
27 digitalWrite(cruce, LOW);
28 digitalWrite(nocruce, LOW);
29 }
```

Fuente: Propia

Una vez realizadas las configuraciones iniciales se hace la programación de los pines en la sección "void loop()" que permite realizar ciclos repetitivos para el funcionamiento continuo del algoritmo (ver figura N8). Aquí se configura el encendido y apagado de los grupos de luces LED de manera que se asemeje a las condiciones de funcionamiento de un semáforo convencional. Para prender un grupo de color se implementa la línea de código "digitalWrite(#pin, HIGH)" y para el apagado solamente es necesario sustituir la palabra reservada "HIGH" por "LOW". El tiempo que debe durar cada grupo de colores encendido se determina mediante la implementación de un retraso temporal utilizando el código "delay(xxx)" que está dado en milisegundos. El sistema funciona encendiendo el grupo de color Rojo para el semáforo vehicular y el Verde para el peatonal, espera diez segundos, apaga el grupo de color rojo y enciende el amarillo, luego espera tres segundos, apaga el grupo amarillo, enciende el verde para el vehicular y luego enciende el color rojo para el peatonal, espera diez segundos más y repite el ciclo hasta que el usuario lo de por terminado.

Figura N8: Líneas de código para el funcionamiento del encendido y apagado de los grupos de colores del sistema de semaforización.

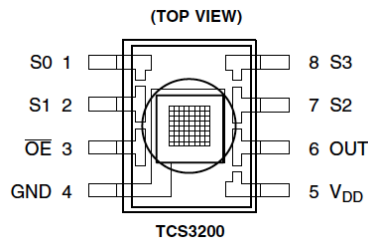
```
31 void loop() {
32   // put your main code here, to run repeatedly:
33   digitalWrite(rojo1, HIGH);
34   digitalWrite(rojo2, HIGH);
35   digitalWrite(cruce, HIGH);
36   delay (10000);
37   digitalWrite(rojo1, LOW);
38   digitalWrite(rojo2, LOW);
39   digitalWrite(amarillo1, HIGH);
40   digitalWrite(amarillo2, HIGH);
41   delay (3000);
42   digitalWrite(amarillo1, LOW);
43   digitalWrite(amarillo2, LOW);
44   digitalWrite(verde1, HIGH);
45   digitalWrite(verde2, HIGH);
46   digitalWrite(cruce, LOW);
47   digitalWrite(nocruce, HIGH);
48   delay (10000);
49   digitalWrite(verde1, LOW);
50   digitalWrite(verde2, LOW);
51   digitalWrite(nocruce, LOW);
52 }
```

Fuente: Propia

Sensor RGB

A partir de la implementación del código de programación Arduino explicado en el subtítulo inmediatamente anterior, respecto al semáforo construido se ubica el sensor de colores RGB TCS3200 en un punto tal que pueda captar los tres colores emitidos por el semáforo vehicular. Este sensor cuenta con ocho pines (ver figura N9) donde "S0" y "S1" funcionan como entradas que escalan la frecuencia de la señal de salida a uno de los tres valores preestablecidos por el fabricante dependiendo del voltaje con que sean alimentados, "OE" permite habilitar los pines de salida, es un pin activo que permanece en estado "LOW", "GND" y "VDD" corresponden al pin de tierra y al voltaje de alimentación respectivamente, este voltaje puede ser entre 2.7 V y 5 V, "OUT" es un pin por donde se obtiene una señal cuadrada con ciclo de 50% cuya frecuencia depende de las intensidades de luz que capture, finalmente "S3" y "S2" son los pines de selección de diodos fotográficos que finalmente son quienes determinan las frecuencias de cada color detectado.

Figura N9: Vista de planta del sensor RGB TCS3200. Pines de entrada y salida.



Fuente: (TAOS Texas Advanced Optoelectronic solutions, 2011).

Para el funcionamiento del dispositivo deben conectarse los pines "S0" y "S1" al puerto de alimentación de 5 V de la SBC Raspberry, el pin "GND" va a tierra y el "VDD" alimentado con 5 Voltios. El pin "Out" se conecta a uno de los puertos de entrada GPIO y finalmente conectar "S2" y "S3" que también van a los puertos GPIO según preferencia del usuario programador. La programación implementada para esta sección del proyecto es la más sencilla posible para en este dispositivo, permite realizar la detección de tres colores primarios (Rojo, Verde y Azul), sin embargo, puede ampliarse la gama de colores a conveniencia. Lo primero es importar las librerías de tiempo y de GPIO con las líneas "import time" y "import RPi.GPIO as GPIO", esto se hace para habilitar los puertos de entrada de la SBC y para programar retrasos temporales más adelante en el código; se definen los puertos a utilizar y luego en la sección "def setup():" se configuran la notación a implementar para los puertos de entrada o salida, que en este caso es tipo "BCM", y además se definen los puertos que funcionarán como entrada (ver figura N10).

Figura N10: Inicialización de puertos de entrada y salida para el sensor RGB TCS3200

```
def setup():  
    GPIO.setmode(GPIO.BCM)  
    GPIO.setup(signal,GPIO.IN, pull_up_down=GPIO.PUD_UP)  
    GPIO.setup(s2,GPIO.OUT)  
    GPIO.setup(s3,GPIO.OUT)
```

Fuente: (RAVI, 2018).

Una vez hechas las configuraciones iniciales se procede a definir una clase llamada "loop" donde se genera un ciclo "while" que contiene el algoritmo de censado de colores, se debe generar entonces las líneas de código que se observan en la figura N11 y que corresponden a la captura y análisis de los tres colores Rojo, Verde y Azul, esto arroja valores entre 3000 y 12000 que pueden ser interpretados mediante la programación de la figura N12, donde se hace la selección o determinación del color.

Figura N11: Algoritmo para el censo de colores Rojo, Verde y Azul.

```
def loop():
    temp = 1
    while(1):

        GPIO.output(s2,GPIO.LOW)
        GPIO.output(s3,GPIO.LOW)
        time.sleep(0.3)
        start = time.time()
        for impulse_count in range(NUM_CYCLES):
            GPIO.wait_for_edge(signal, GPIO.FALLING)
            duration = time.time() - start
            red = NUM_CYCLES / duration

        GPIO.output(s2,GPIO.LOW)
        GPIO.output(s3,GPIO.HIGH)
        time.sleep(0.3)
        start = time.time()
        for impulse_count in range(NUM_CYCLES):
            GPIO.wait_for_edge(signal, GPIO.FALLING)
            duration = time.time() - start
            blue = NUM_CYCLES / duration

        GPIO.output(s2,GPIO.HIGH)
        GPIO.output(s3,GPIO.HIGH)
        time.sleep(0.3)
        start = time.time()
        for impulse_count in range(NUM_CYCLES):
            GPIO.wait_for_edge(signal, GPIO.FALLING)
            duration = time.time() - start
            green = NUM_CYCLES / duration
```

Fuente: (RAVI, 2018)

Figura N12: Algoritmo para la reproducción de señales de alerta según el color correspondiente.

```
if green<10000 and blue<12000 and red>9000:
    print("SIGA")
    os.system('mplayer Siga.wav')
    os.system('mplayer Cruze.wav')
    os.system('mplayer Verde.wav')
    time.sleep(0.5)
    temp = 1
    sensor()
elif red<11000 and blue<9500 and green>3800:
    print("PARE")
    os.system('mplayer Pare.wav')
    os.system('mplayer NoCruze.wav')
    os.system('mplayer Rojo.wav')
    time.sleep(0.5)
    temp = 1
    sensor()
elif green<8500 and red<12000 and blue<9000:
    print("1 SEGUNDO")
    os.system('mplayer 1seg.wav')
    time.sleep(0.5)
    temp = 1
    sensor()
```

Fuente: Captura de pantalla Propia

Finalmente, se genera la clase “endprogram” donde se implementa la línea de código que termina todas las conexiones de GPIO, para ello se implementan las palabras reservadas “GPIO.cleanup()”.

Programa final

A partir de las secciones de programación descritas anteriormente se diseñó un algoritmo general que pudiera integrar todos los sistemas de censado y de reproducción de señales. El programa funciona obteniendo información de un sensor ultrasónico que permite conocer la distancia a la que una persona se encuentra respecto a un punto, que en este caso es el semáforo, al detectar una aproximación de menos de 2 metros comienza a funcionar un sensor de colores que determina el estado en que se encuentra el semáforo y finalmente, enviar las señales de audio pertinentes mediante bluetooth. Primero se deben importar las librerías a utilizar, que en este caso son las de “os” para el control de la reproducción de audio, “time” para implementar retrasos temporales y conocer duraciones y “RPi.GPIO” para poder usar las entradas y salidas físicas de la Raspberry. (Ver figura N13).

Figura N13: Librerías implementadas en la programación final.

```
1 import RPi.GPIO as GPIO
2 import time
3 import os
```

Fuente: Captura de pantalla Propia.

Luego se inicializan los puertos de entrada y salida que controlan ambos sensores (el de color y de distancia) teniendo en cuenta que la notación escogida es tipo BCM. En la figura N9, “s2” y “s2” son los pines del sensor RGB que permiten definir la intensidad de color que se va a captar mediante combinaciones de estados binarios (HIGH y LOW), “senal” que es el puerto del sensor RGB donde se obtiene el valor que determina el color, “periodo” que es una constante que permite realizar el censado de color con un ciclo “for” descrito más adelante, y finalmente se declaran los puertos de “TRIG” y “ECHO” correspondientes al sensor ultrasónico.

Figura N14: Declaración de constantes y puertos de entrada y salida de la programación final.

```
4 s2 = 23
5 s3 = 24
6 senal = 25
7 periodo = 10
8 TRIG = 18
9 ECHO = 16
```

Fuente: Captura de pantalla Propia

En la clase definida como “setup()” se implementan las líneas de código que permiten la configuración de los puertos que funcionan como entradas o salidas; como se observa en la figura N15, se implementan la palabra reservada “setup” que permite definir el puerto a configurar y el tipo de comportamiento que debe adoptar, puede ser “GPIO.OUT” o “GPIO.IN”, además se configura la opción que permite definir el estado de la señal cuando está activa con la línea #14 de la figura N15 que utiliza la palabra reservada “GPIO.PUD_UP”.

Figura N15: Configuración de puertos de entrada y salida de la Raspberry.

```
10 def setup():
11     GPIO.setmode(GPIO.BCM)
12     GPIO.setup(s2, GPIO.OUT)
13     GPIO.setup(s3, GPIO.OUT)
14     GPIO.setup(sena1,GPIO.IN, pull_up_down=GPIO.PUD_UP)
15     GPIO.setup(TRIG,GPIO.OUT)
16     GPIO.setup(ECHO,GPIO.IN)
```

Fuente: Captura de pantalla Propia

Figura N16: Líneas de código para ejecutar y finalizar el programa.

```
100 if __name__=='__main__':
101     setup()
102     try:
103         sensor()
104     except KeyboardInterrupt:
105         endprogram()
```

Fuente: Captura de pantalla Propia

Para que el programa comience a funcionar se debe implementar el código de la figura N16, que permite ejecutar la clase “setup()” una vez que el programa inicia, luego ejecuta la clase “sensor()” que habilita el censado de distancia, en caso de que se presione una tecla se genera la terminación del programa. En la clase “sensor()” de la figura N17, se genera un loop que finaliza al detectar una distancia menor a 1,80 metros.

Figura N17: Líneas de código de la clase "sensor" para el funcionamiento del sensor ultrasónico.

```
17 def sensor():
18     cont = 1
19     while (cont == 1):
20         GPIO.output(TRIG, GPIO.LOW)
21         time.sleep(2*10**-6)
22         GPIO.output(TRIG, GPIO.HIGH)
23         time.sleep(10*10**-6)
24         GPIO.output(TRIG, GPIO.LOW)
25         inicio = time.time()
26
27         while GPIO.input(ECHO) == 0:
28             inicio = time.time()
29         while GPIO.input(ECHO) == 1:
30             fin = time.time()
31
32         duracion = fin - inicio
33         sens = (duracion*34300)/2
34         sens = round(sens)
35
36         print ("distancia: ", sens)
37
38         if sens <= 180:
39             print ("distancia: ", sens)
40             loop()
41         elif sens > 180:
42             print ("nada")
```

Fuente: Captura de pantalla Propia

Una vez se determina que el sensor ultrasónico ha captado una distancia inferior a la planteada se ejecuta la clase “loop()” donde se hace la definición de colores mediante el sensor RGB. Aquí se genera un loop donde se determina el estado de los puertos “s2” y “s3” para el análisis de los colores, de manera que al censar el color rojo ambos puertos deben estar en estado “LOW”, para el color azul debe estar “s2” en “LOW” y “s3” en “HIGH” y finalmente, para censar el color verde ambos puertos deben estar en estado “HIGH” (Ver figura N18).

Figura N18: Programación final para determinar el color que se está censando.

```
44 def loop():
45     temp = 1
46     while(1):
47         GPIO.output(s2, GPIO.LOW)
48         GPIO.output(s3, GPIO.LOW)
49         start = time.time()
50         for i in range(periodo):
51             GPIO.wait_for_edge(senal, GPIO.FALLING)
52             duration = time.time() - start
53             red = round((periodo / duration)) #Hertz
54             print("red - ", red)
55
56         GPIO.output(s2, GPIO.LOW)
57         GPIO.output(s3, GPIO.HIGH)
58         start = time.time()
59         for i in range(periodo):
60             GPIO.wait_for_edge(senal, GPIO.FALLING)
61             duration = time.time() - start
62             blue = round((periodo / duration))
63             print("blue - ", blue)
64
65         GPIO.output(s2, GPIO.HIGH)
66         GPIO.output(s3, GPIO.HIGH)
67         start = time.time()
68         for i in range(periodo):
69             GPIO.wait_for_edge(senal, GPIO.FALLING)
70             duration = time.time() - start
71             green = round((periodo / duration))
72             print("green - ", green)
73     ~
```

Fuente: Captura de pantalla Propia

Finalmente, se calibra el sensor RGB de acuerdo con los valores que se arrojen en pantalla, esto se hace poniendo los colores frente al sensor y mirando en pantalla el valor promedio obtenido, y se generan los condicionales “if” que permiten establecer rangos de valores, tal como se muestra en la figura N19, esto permite identificar que archivos de audio deben ser lanzados mediante el comando “os.system(‘mplayer Audio.wav)’”.

Figura N19: Condicionales para la discriminación de colores y su respectiva reproducción de audio.

```
74     if green<10000 and blue<12000 and red>9000:
75         print("SIGA")
76         os.system('mplayer Siga.wav')
77         os.system('mplayer Cruze.wav')
78         os.system('mplayer Verde.wav')
79         time.sleep(0.5)
80         temp = 1
81         sensor()
82     elif red<11000 and blue<9500 and green>3800:
83         print("PARE")
84         os.system('mplayer Pare.wav')
85         os.system('mplayer NoCruze.wav')
86         os.system('mplayer Rojo.wav')
87         time.sleep(0.5)
88         temp = 1
89         sensor()
90     elif green<8500 and red<12000 and blue<9000:
91         print("1 SEGUNDO")
92         os.system('mplayer 1seg.wav')
93         time.sleep(0.5)
94         temp = 1
95         sensor()
```

Fuente: Captura de pantalla Propia

O. Pruebas de inteligibilidad

Usuario N°.1

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos		x
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B		x
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°.2

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°.3

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos		x
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°.4

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°.5

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos		x
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°.6

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos		x
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°.7

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°.8

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos		x
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C		x

Usuario N°.9

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos		x
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°.10

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar		x
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°.11

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°.12

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°.13

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°.14

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce		x
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°.15

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos	x	
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

Usuario N°16

PALABRAS	¿El Mensaje es entendible?	
	SI	NO
Un segundo	x	
Dos segundos	x	
Tres segundos		x
Cuatro segundos	x	
Cinco segundos	x	
Seis segundos	x	
Siete segundos	x	
Ocho segundos	x	
Nueve segundos	x	
Diez segundos	x	
Más de diez segundos para cruzar	x	
Cruce	x	
No cruce	x	
Pare	x	
Siga	x	
Rojo	x	
Verde	x	
Semáforo Tipo A	x	
Semáforo Tipo B	x	
Semáforo Tipo C	x	

TOTAL SI	TOTAL NO	INT(%)	SD
309	12	92,80	17,08