



**UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELECTRICA**



**Implementación de un Dispositivo Anti-Tartamudez basado en Delayed
Auditory Feedback (DAF)**

POR

Benjamín Ignacio Sepúlveda Leiva

Memoria de Título presentada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Concepción para
optar al título profesional de Ingeniero Civil Biomédico

Profesor Guía
Esteban Pino Quiroga.

Profesores Revisores
Pamela Guevara Alvez.
Gerónimo Bolado López.

Agosto 2022
Concepción
(Chile)

© 2022 Benjamín Ignacio Sepúlveda Leiva

© 2022 Benjamín Ignacio Sepúlveda Leiva

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento.



Agradecimientos

Quisiera agradecer a todas aquellas personas importantes que fueron parte de este proceso y marcaron algo en mí.

A mis papás, hermanas y abuelos, por todos los esfuerzos que han hecho para que yo haya podido venir a estudiar a Concepción. También gracias por siempre entregarme todo su apoyo cuando fue necesario, los admiro y estoy eternamente agradecido por todo.

Al profesor Esteban Pino, como guía y tutor de este trabajo durante este último año por su tiempo, orientación y consejos que me ayudaron a progresar en este camino y también por su permanente buena disposición.

A mis amigos PyH, que fueron un pilar fundamental en el desarrollo de mi etapa universitaria. Por todos esos trabajos que pensaríamos que no se iba a poder, pero como era nuestra frase, siempre se logra. Les admiro no saben cuánto. Gracias por estos años.

A Carolina, por formar parte esencial y especial de mi vida. Su compañía durante este trayecto ha sido primordial. Gracias por toda la ayuda, consejos y apoyo estos años. Gracias también por formar parte de mi vida, Somos.



Resumen

La tartamudez, también llamada disfemia o espasmofemia, se caracteriza por frecuentes repeticiones o prolongaciones de sonidos, sílabas o palabras, como también por muletillas o pausas que rompen el flujo del habla. Existen aparatos electrónicos que usan personas que tienen esta condición, los cuales producen una retroalimentación auditiva. Esta Memoria de Título se enfocó en el Delayed Auditory Feedback (DAF), a través de los cuales los sujetos se escuchan a sí mismos con un retardo mínimo de tiempo, ajustado por el usuario, representando un efecto coral. Algunos dispositivos también modifican la frecuencia de la voz de los usuarios, escuchando su voz más aguda o grave, llamada Frequency Altered Feedback (FAF).

La finalidad del estudio fue la implementación física del dispositivo que tuviera un costo más accesible. Otro objetivo por desarrollar fue dar a conocer el método DAF, con sus usos, eficacia y limitaciones de estos dispositivos. Para lograr este objetivo, se realizó una búsqueda bibliográfica de múltiples palabras clave, en Google Académico, ResearchGate y ScienceDirect.

El dispositivo que se implementó cuenta con dos funciones: la de generar un retardo en la señal de audio y la de subir o bajar el volumen de la señal. Se incorporó una entrada para micrófono y otra para audífono. Además, se añadió en el dispositivo un interruptor de Encendido/Apagado.

En el mercado actual existen dispositivos que presentan DAF por sí solo o DAF junto con FAF, tales como los de la marca SpeechEasy™ con cuatro modelos disponibles, o la marca CasaFuturaTech™ con sus tres modelos existentes o la marca VoiceAmp™ con su modelo único. Un punto en contra a considerar son los precios elevados de estos dispositivos, costando desde \$800 USD hasta \$4.500 USD, dependiendo del modelo y marca. Por lo que se hace muy costoso, considerando los ingresos y gastos en Chile hoy en día.

El dispositivo Anti-Tartamudez basado en DAF que se diseñó e implementó, tiene un costo en materiales de \$81.760 CLP, los cuales fueron adquiridos a nivel local, con la finalidad de abaratar los costos. El dispositivo cuenta con un retardo de audio cuantificado entre 33 y 567 ms, lo que se asemeja mucho al rango de los de los dispositivos presentes en el mercado.

En conclusión, se logró generar un dispositivo más económico que los que hoy en día están presentes en el mercado mundial, por lo que sería más accesible para las personas que quieran adquirir uno de estos dispositivos en Chile. Se consiguió la implementación física del dispositivo, alcanzando tiempos de retardo cuantificables en las pruebas piloto realizadas en laboratorio.

Abstract

Stuttering, also called dysphemia or spasmophemia, is characterized by frequent repetitions or prolongations of sounds, syllables or words, as well as crutches or pauses that break the flow of speech. There are electronic devices used by people with this condition that produce auditory feedback. This Title Memory focused on Delayed Auditory Feedback (DAF), through which subjects listen to themselves with a minimum time delay, adjusted by the user, representing a choral effect. Some devices also modify the frequency of the user's voice, listening to their voice higher or lower pitched, called Frequency Altered Feedback (FAF).

The purpose of the study was the physical implementation of the device at a more affordable cost. Another objective to be developed was to make known the DAF method, with its uses, effectiveness and limitations of these devices. To achieve this objective, a multi-keyword bibliographic search was performed in Google Scholar, ResearchGate and ScienceDirect.

The device that was implemented has two functions: to generate a delay in the audio signal and to increase or decrease the volume of the signal. A microphone input and a headphone input were incorporated. In addition, an On/Off switch was added to the device.

In today's market there are devices that feature DAF alone or DAF together with FAF, such as the SpeechEasy™ brand with four available models, or the CasaFuturaTech™ brand with its three existing models or the VoiceAmp™ brand with its single model. A point against to consider are the high prices of these devices, costing from \$800 USD to \$4,500 USD, depending on the model and brand. So, it becomes very expensive, considering the income and expenses in Chile nowadays.

The Anti-Stuttering device based on DAF that was designed and implemented, has a cost in materials of \$81,760 CLP, which were acquired locally, in order to reduce costs. The device has an audio delay quantified between 33 and 567 ms, which is very similar to the range of devices available in the market.

In conclusion, it was possible to generate a more economical device than those currently available in the world market, so it would be more accessible for people who want to acquire one of these devices in Chile. The physical implementation of the device was achieved, reaching quantifiable delay times in the pilot tests carried out in the laboratory.

Tabla de Contenidos

AGRADECIMIENTOS	II
RESUMEN	III
ABSTRACT	IV
LISTA DE TABLAS	VII
LISTA DE FIGURAS	VIII
ABREVIACIONES	X
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. INTRODUCCIÓN GENERAL	1
1.2. OBJETIVOS	3
1.2.1 <i>Objetivo General</i>	3
1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i>	3
1.3. ALCANCES Y LIMITACIONES	3
1.4. METODOLOGÍA	4
1.5. TEMARIO.....	4
CAPÍTULO 2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	6
2.1. INTRODUCCIÓN	6
2.1.1 <i>Delayed Auditory Feedback (DAF)</i>	6
2.2. TRABAJOS Y ANTECEDENTES PREVIOS	6
2.3. DISCUSIÓN	18
CAPÍTULO 3. ALTERNATIVAS COMERCIALES	19
3.1. INTRODUCCIÓN	19
3.2. DISPOSITIVOS PRESENTES EN EL MERCADO ACTUAL.....	19
3.3. DISCUSIÓN	21
CAPÍTULO 4. DISPOSITIVO DESARROLLADO	22
4.1. TEORÍA	22
4.2. CIRCUITO PARA LA FUENTE DE ALIMENTACIÓN.....	22
4.3. CIRCUITO INTEGRADO PT2399	23
4.4. CIRCUITO BASE IMPLEMENTADO EN LA ETAPA DE RETARDO	26
4.5. CIRCUITO PARA LA MODULACIÓN DEL VOLUMEN DEL DISPOSITIVO	28
4.6. DISEÑO Y VISTAS DEL DISPOSITIVO.....	30
4.7. DISCUSIÓN	32
CAPÍTULO 5. RESULTADOS DE LA PRUEBA PILOTO	34
5.1. INTRODUCCIÓN	34
5.2. PRIMERA PRUEBA PILOTO REALIZADA EN LA PROTOBOARD	34
5.2.1 <i>Adquisición de señales</i>	34
5.2.2 <i>Resultados Obtenidos en la Primera Prueba Piloto</i>	35
5.3. SEGUNDA PRUEBA PILOTO REALIZADA EN LA PLACA PERFORADA	36
5.3.1 <i>Adquisición de las Señales Resultantes</i>	37
5.3.2 <i>Resultados Obtenidos en la Segunda Prueba Piloto</i>	37
5.4. DISCUSIÓN	43
CAPÍTULO 6. ESTUDIO DE MERCADO	44
6.1. INTRODUCCIÓN	44

6.2.	EVALUACIÓN SOBRE EL PRECIO ESTIMADO	44
6.3.	DISCUSIÓN	47
CAPÍTULO 7. DISCUSIÓN, CONCLUSIÓN Y TRABAJO FUTURO		48
7.1.	DISCUSIÓN	48
7.2.	CONCLUSIONES GENERALES	48
7.3.	TRABAJO FUTURO	49
REFERENCIAS		50
ANEXO A. MATERIALES UTILIZADOS PARA LA IMPLEMENTACIÓN DEL DISPOSITIVO		52
ANEXO B. ESQUEMÁTICO COMPLETO DEL CIRCUITO IMPLEMENTADO		53



Lista de Tablas

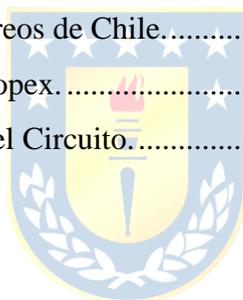
Tabla 1: Datos individuales de los participantes sobre la edad, la gravedad de la tartamudez auto declarada, el tipo de dispositivo, la duración de la experiencia con el dispositivo y el uso actual del mismo.....	13
Tabla 2: Valores de Resistencia/Tiempo de Retardo.....	27
Tabla 3: Resultados obtenidos en la primera prueba piloto.....	35
Tabla 4: Resultados obtenidos en la segunda prueba piloto.....	38
Tabla 5: Comparación entre datos obtenidos de la hoja de datos del PT2399 y valores obtenidos en la segunda prueba piloto.....	39
Tabla 6: Resultados obtenidos de la segunda prueba piloto.....	40
Tabla 7-A: Materiales utilizados en la implementación, cantidad y precio de cada uno de ellos...	52



Lista de Figuras

Figura 1: Valores medios de la frecuencia de tartamudez en función de la retroalimentación auditiva y la velocidad del habla (n = 10).	8
Figura 2: PQT leve comparada con PQT severa: Frecuencia media de pronunciación en Sílabas/s obtenida de 16 pasajes leídos a una velocidad de lectura oral Normal con y sin DAF.	10
Figura 3: PQT leve comparada con PQT severa: Frecuencia media de expresión en sílabas/s obtenida de 16 pasajes leídos a tasas de lectura oral Rápida con y sin DAF.	10
Figura 4: PQT leve comparada con PQT severa: Número medio de episodios de tartamudez ocurridos en 16 pasajes leídos a una velocidad de lectura oral Normal con y sin DAF.	11
Figura 5: PQT leve comparada con PQT severa: Número medio de episodios de tartamudez ocurridos en 16 pasajes leídos a una velocidad de lectura oral Rápida con y sin DAF.	11
Figura 6: Valoraciones medias de la frecuencia de uso del dispositivo en diversas situaciones de habla (1 - 9), donde 1 es la menos frecuente, 9 es la más frecuente.	14
Figura 7: Valoraciones medias de la eficacia del dispositivo en diversas situaciones de habla (1 - 9), donde 1 es la menos eficaz y 9 es el más eficaz.	15
Figura 8: Tipos de Dispositivos SpeechEasy™	19
Figura 9: Tipos de Dispositivos CasaFuturaTech™	20
Figura 10: Dispositivo de VoiceAmp™	21
Figura 11: Diagrama Base de funcionamiento del dispositivo que se desea implementar.	22
Figura 12: Esquemático del circuito de alimentación con Regulador de Voltaje 9 V a 5 V DC.	23
Figura 13: Configuración de cada uno de los pines del integrado PT2399.	25
Figura 14: Esquemático del circuito interno del integrado PT2399.	25
Figura 15: Diagramas de Bode del filtro Pasa Banda de Primer Orden diseñado.	26
Figura 16: Esquemático del circuito propuesto por el fabricante para la realización de un retardo en la señal, con la modificación realizada.	27
Figura 17: Configuración de cada uno de los pines del integrado LM386.	28
Figura 18: Esquemático del circuito de amplificación utilizando un amplificador operacional LM386 con ganancia 20.	29
Figura 19: Capa superior del modelo 3D del circuito de 90 mm x 60 mm.	30
Figura 20: Capa inferior del modelo 3D del circuito de 90 mm x 60 mm.	31
Figura 21: Circuito soldado en la placa perforada de una capa de 120 mm x 65 mm.	31

Figura 22: Propuesta de vistas de la cubierta del dispositivo de 92 mm x 62 mm x 30 mm.	32
Figura 23: Señales obtenidas en la primera prueba piloto.	34
Figura 24: Gráfica Voltaje versus Frecuencia obtenidas en la primera prueba piloto.	36
Figura 25: Vistas de señales adquiridas con osciloscopio.....	37
Figura 26: Gráfica del Retardo versus Resistencia.	38
Figura 27: Gráfico de Ganancia de Voltaje en dB versus Resistencia del potenciómetro.....	41
Figura 28: Gráfico de Ganancia de Voltaje adimensional versus Resistencia del potenciómetro..	41
Figura 29: Simulación del funcionamiento de la implementación utilizada con el CI LM386.	42
Figura 30: Simulación del primer funcionamiento de la implementación corregida con lo sugerido en la hoja de datos del CI LM386.	42
Figura 31: Simulación del segundo funcionamiento de la implementación corregida con lo sugerido en la hoja de datos del CI LM386.	43
Figura 32: Cotización realizada en Delex.	45
Figura 33: Cotización realizada en Correos de Chile.....	45
Figura 34: Cotización realizada en Eshopex.	46
Figura 35-B: Esquemático Completo del Circuito.....	53



Abreviaciones

PQT Personas que Tartamudean.

OMS Organización Mundial de Salud.

PCB Printed Circuit Board (Placa de Circuito Impreso, PCI en español).

ICD International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems (CIE, Clasificación Internacional de Enfermedades en español).

ASHA American Speech-Language-Hearing Association (AAHLA, Asociación Americana del Habla-Lenguaje-Audición en español).

DAF Delayed Auditory Feedback (RAR, Retroalimentación Auditiva Retardada en español).

FAF Frequency Altered Feedback (RFA, Retroalimentación de Frecuencia Alterada en español).

USD Sigla del Dólar Americano.

CLP Sigla de Peso Chileno.

AAF Altered Auditory Feedback (RAA, Retroalimentación Auditiva Alterada, en español).

NAF Non-Altered Auditory Feedback (RANA, Retroalimentación Auditiva No Alterada, en español).

TM Trade Mark (MC, Marca Comercial, en español)

ANOVA Análisis de Varianza.

SSI Stuttering Sverity Instrument (IST, Instrumento de Severidad de Tartamudez, en español).

dB HL Decibeles para Nivel de Audición.

OASES Overall Assessment of Speakers Experience of Stuttering (EGEHT, Evaluación General de la Experiencia de los Hablantes con Tartamudez, en español).

PFS Pocket Fluency SystemTM (SFB, Sistema de Fluidez de BolsilloTM, en español).

CF Comfort Fit (AC, Ajuste Cómodo, en español).

CIC Completely In Canal (CC, Completamente en el Canal, en español).

ITC In The Canal (EC, En el Canal, en español).

BTE Behind The Ear (DO, Detrás de la Oreja, en español).

V Volt.

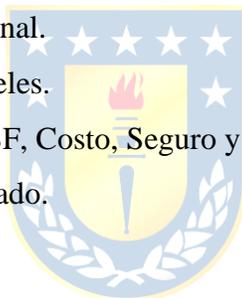
K Kilo.

Ω Ohm.

nF nanofaradios.

pF picofaradios.

μF	microfaradios.
R	Resistencia.
fck	Clock Frequency (FR, Frecuencia del reloj, en español).
Hz	Hertz.
ms	milisegundos.
THD	Total Harmonic Distortion (DAT, Distorsión Armónica Total, en español).
CMOS	Complementary Metal-Oxide-Semiconductor (Semiconductor Complementario de Oxido Metálico).
VCO	Voltage-Controlled Oscillator (OCV, Oscilador Controlado por Voltaje, en español).
CI	Circuito Integrado.
DC	Direct Current (CC, Corriente Continua, en español).
AC	Alternating Current (CA, Corriente Alterna, en español).
dB	Decibeles.
ΔV	Ganancia de Voltaje adimensional.
$\Delta V[\text{dB}]$	Ganancia de Voltaje en decibeles.
CIF	Cost Insurance and Freight (CSF, Costo, Seguro y Flete, en español).
IVA	Impuesto sobre el Valor Agregado.
PC	Policarbonato.
PET	Tereftalato de Polietileno.



Capítulo 1. Introducción

1.1. Introducción General

La tartamudez, disfemia o espasmofemia según la International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems (ICD), de la Organización Mundial de la Salud (OMS) en su 10ª edición, señala que esta condición “se caracteriza por frecuentes repeticiones o prolongaciones de sonidos, sílabas o palabras por frecuentes muletillas o pausas que rompen el flujo del habla”. Deberá ser clasificada como un trastorno siempre que su severidad interfiera significativamente en la fluidez del habla. Es un trastorno del ritmo del habla, en el que el individuo sabe exactamente lo que quiere decir, pero, al mismo tiempo, es incapaz de expresarlo debido a repeticiones, prolongaciones e interrupciones involuntarias de los sonidos [1]. Sin embargo, según la American Speech-Language-Hearing Association (ASHA) se define a la tartamudez como un trastorno de inicio en la infancia, el cual afecta la fluidez del habla y se caracteriza por interrupciones en la producción de los sonidos [2]. Con las definiciones expuestas anteriormente, es posible dar cuenta que la tartamudez es un trastorno del habla que tiene sus inicios en la infancia y que altera la fluidez del habla. Por lo tanto, debe tratarse apenas comiencen las disfluencias.

La terapia fonoaudiológica es la más acertada. Según la severidad del trastorno, se determinarán los pasos a seguir para su tratamiento. Existen distintos grados de tartamudez; el primer grado es llamado “Normalidad”, que se da entre los 1.5 y 7 años, los niños y niñas pasan por diferentes etapas de tartamudez para lograr el desarrollo de su lenguaje. Es entre los 18 meses y los 3 años es donde presentan más repeticiones de sonidos, sílabas y palabras, especialmente al principio de las frases, esto ocurre habitualmente en el 1% de las oraciones. Y luego a partir de los 3 años, ya no repiten sonidos, sino que palabras y/o frases completas. Las disfluencias pueden ocurrir de forma intermitente a lo largo del tiempo, y en general los niños y niñas no notan los cambios, además la reacción de los padres también es variable, hasta que hay una gran aprehensión por la alteración del lenguaje que tienen sus hijos, pero luego pueden desarrollar su lenguaje de forma satisfactoria. También se encuentra el grado de “Tartamudez Leve”, la cual puede comenzar en cualquier momento de la vida, sin embargo, es más frecuente entre los 3 y 5 años, cuando el desarrollo del lenguaje es particularmente rápido y suele desarrollarse por situaciones de estrés. El otro grado es el de “Tartamudez Severa”, en donde los niños intentan esconder la condición, evitando hablar. Es probable que este grado se presente por más de un año, aunque pueden tener una recuperación espontánea. La

frustración de no poder hablar de manera correcta hace que tengan mucho miedo al momento de comunicarse, provocando una ansiedad frente a situaciones tan cotidianas como esta. En tales casos el tratamiento debe realizarse de forma temprana, apenas los padres vean o sientan algún síntoma y acudir enseguida con algún especialista [3]. Existe un instrumento que mide la severidad del Tartamudeo, llamado “Instrumento de Severidad de Tartamudez” (SSI), el cual consiste en una evaluación con referencia a normas en tres áreas de la conducta tartamudeante: Frecuencia de tartamudeo, Asociaciones físicas exhibidas por las personas que tartamudean (PQT) y Naturalidad del Habla [4].

Según cifras del Censo del año 2017 realizado en Chile, el 5% de los niños y niñas en edad preescolar presenta tartamudez, lo que representa a cerca de 58.000 niños y niñas, de los cuales 80% se recupera de manera espontánea y el 20% podría seguir con el trastorno por el resto de su vida [5]. En edad adulta, la cantidad de PQT es alrededor del 1% y tiene una prevalencia mayor en hombres que en mujeres, de 4:1 (de cada cuatro hombres que tartamudean, lo hace una sola mujer) [1]. No obstante, estas diferencias son mínimas en los primeros años de vida, lo que indica que las mujeres se recuperan más frecuentemente que los hombres. Si bien la etiología del trastorno aún no está del todo clara, ha llevado a plantear un gran número de propuestas de cuáles son las causas de la patología, estas incluyen defectos a nivel anatómico, genética o anormalidades psicológicas, sin embargo, la teoría que prevalece hoy en día propone que es debido a una disfuncionalidad a nivel neurofisiológico, que impide la correcta coordinación del discurso [6].

La implementación de nuevas tecnologías en la terapia de la tartamudez está dando resultados alentadores, por lo que es importante explorar su eficacia para poder avalar su utilidad. Dentro de las tecnologías destaca la implementación de dispositivos que alteran la retroalimentación de lo que habla el usuario, esto debido a que muchos no pueden escuchar su propia voz cuando hablan, por lo que tienen dificultad para controlar la fluidez del habla [6].

El dispositivo que se desarrolló cuenta con dos funciones incorporadas, la de poder realizar un retardo, en donde el usuario puede modificarlo según su preferencia. Y también la de poder modular el volumen con el que escucha el audio retardado. Se añadió un interruptor para encender o apagar el dispositivo. Se incorporó una entrada para micrófono y otra para los audífonos. Para su correcto funcionamiento, necesita una batería de 9 V. Los materiales para el desarrollo fueron adquiridos de manera local.

1.2. Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Implementar y diseñar un dispositivo Anti-Tartamudez basado en Delayed Auditory Feedback, que sea simple y fácil de utilizar, con un costo más accesible al que existe actualmente en el mercado.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Desarrollar el estado del arte de los estudios, investigaciones y dispositivos existentes a la fecha correspondientes a Delayed Auditory Feedback.
- Diseñar el circuito del dispositivo basado en Delayed Auditory Feedback, que se desea desarrollar.
- Implementar físicamente el dispositivo propuesto.
- Realizar pruebas piloto en laboratorio, corroborando el correcto funcionamiento del dispositivo.

1.3. Alcances y Limitaciones

La presente Memoria de Título contempló el diseño para un dispositivo Anti-Tartamudez, basado en DAF, esto debido a que su implementación física es considerada más abordable para niveles iniciales del estudio, por lo que se limitó al trabajo solo con el retardo del tiempo de la señal. Para esto, se realizó un circuito analógico, el cual requirió de algunos materiales para llevar a cabo la implementación. Algunos de los componentes necesarios para desarrollar el dispositivo fue necesario comprarlos, y otros fueron facilitados por el Pañol del Laboratorio de Ingeniería Civil Biomédica. Se limitará a utilizar únicamente, componentes que pueden ser adquiridos de manera local, con la finalidad de abaratar los costos de desarrollo.

La implementación definitiva del circuito en primera instancia se iba a llevar a cabo en una placa de circuito impreso, Printed Circuit Board (PCB), pero por la falta de disponibilidad técnica del proceso, hicieron que se realizara en una placa perforada de una cara. Una vez ya soldados los materiales en la placa, se llevaron a cabo las mismas pruebas realizadas anteriormente en la protoboard, a modo de corroborar el buen funcionamiento del circuito.

1.4. Metodología

El trabajo se llevó a cabo utilizando insumos, infraestructura y equipos disponibles en el Laboratorio de Ingeniería Biomédica. Se comenzó con la búsqueda y selección de componentes para la implementación del dispositivo, junto con los métodos de adquisición de las señales usando criterios respaldados por la literatura.

Las primeras pruebas realizadas con el circuito propuesto serán montándolo en protoboard, que sea capaz de probar los diferentes parámetros y configuraciones, tal como puede ser el retardo de la señal en distintos niveles de frecuencia. Luego de tener los resultados deseados, se diseñó una tarjeta en placa de circuito impreso PCB, para el dispositivo definitivo. Pero por la falta de disponibilidad técnica del proceso, se realizará en una placa perforada de una capa. Una vez ya soldados todos los componentes en la placa, se realizan las mismas pruebas hechas antes en la protoboard, para corroborar el buen funcionamiento.

Finalmente, se realizará una prueba piloto con el dispositivo, con motivo de identificar el tiempo de retardo según el valor de la resistencia. Corroborando así, el buen funcionamiento del dispositivo implementado.



1.5. Temario

Los capítulos de este informe se organizan de la siguiente manera:

En el Capítulo 2, se definen conceptos importantes para el desarrollo del dispositivo, además se muestra la Revisión Bibliográfica de estudios respecto a la tartamudez a través de los años y el uso de dispositivos con retroalimentación para su tratamiento.

En el Capítulo 3, se indican las alternativas comerciales existentes y disponibles hoy en día en el mercado, junto a los precios de las distintas marcas y modelos. Además, se señala en qué lugar geográfico se desarrolla cada uno de los dispositivos.

En el Capítulo 4, se explicará el funcionamiento de cada una de las etapas del circuito propuesto, también se mostrarán vistas 3D del circuito en una placa PCB y también el circuito ya soldado en la placa perforada.

En el Capítulo 5, se entregarán los resultados obtenidos. En primera instancia, los resultados alcanzados en el circuito montado en protoboard, y luego la prueba piloto realizada con el circuito soldado en la placa.

En el Capítulo 6, se realiza un estudio de mercado, para definir el precio unitario estimado de cada dispositivo creado.

En el Capítulo 7, se concluirá el informe, proyectando el trabajo a futuro de la presente investigación.



Capítulo 2. Revisión Bibliográfica

2.1. Introducción

Para el correcto desempeño de la investigación, es necesario mostrar las diferentes definiciones de los métodos, aplicaciones, historia y evolución, entre otras encontradas en la literatura que relaciona la tartamudez con dispositivos que bajan la tasa de disfluencias en las personas que los utilizan.

2.1.1 Delayed Auditory Feedback (DAF)

Este trabajo se centrará en el estudio de la implementación de un dispositivo Anti-Tartamudez basado en Delayed Auditory Feedback (DAF). El cual consta de un pequeño retardo, de unos cuantos milisegundos, el cual surge a partir de la terapia que utilizan los fonoaudiólogos para tratar el trastorno, en donde el terapeuta habla al unísono con las PQT, reduciendo la velocidad del habla, produciendo un efecto coral, en donde la PQT, reduce su tasa de disfluencias en el habla. En la literatura estudiada es posible encontrar mayor cantidad de estudios respecto a DAF por sí solo, en comparación a FAF. Esto ya que es más sencillo realizar un retardo que modular la frecuencia de un audio.

Actualmente, ya existen en el mercado dispositivos que usan estos dos principios, SmallTalk de la marca CasaFuturaTech™ y SpeechEasy™, son algunos de ellos. Su valor comercial, ronda los \$800 USD hasta los \$4.500 USD [7, 8]. Estos dispositivos, también utilizan una modulación en la frecuencia, FAF, pero según lo estudiado en el artículo de Macleod en 1995 [9], se efectúan comparaciones solo entre dispositivos con DAF o dispositivos con FAF o como Combo, así lo denomina en el artículo, el cual corresponde a la combinación de DAF junto con FAF en un mismo dispositivo. Lo que se podía concluir de ese estudio es que cada uno por separado como por sí solo tiene resultados positivos, por lo tanto, no se tenía la claridad si los resultados eran por la utilización de un solo tipo de dispositivo [9]. Más detalles sobre el estudio, serán abordados a continuación, en la Sección 2.2 de la presente Memoria de Título.

Se realizará una revisión por diferentes estudios llevados a cabo a lo largo de los años, respecto al uso de la retroalimentación en la terapia de la tartamudez. En la cual se abordan principalmente estudios relacionados con el DAF y su aplicación en la terapia en PQT.

2.2. Trabajos y Antecedentes Previos

Un estudio llevado a cabo por Macleod en 1995 [9], que tiene por nombre “Effect of Single and Combined Altered Auditory Feedback on Stuttering Frequency at Two Speech Rates”, cuyo

objetivo principal fue determinar si la combinación de DAF junto con FAF (Combo, como fue denominada esta combinación en el artículo) mejoraría la fluidez del habla más que cada uno por separado. Para esto se trabajó con diez PQT, se les pidió que leyeran un texto en 2 modalidades; a velocidad normal y a velocidad rápida. A su vez el estudio fue aplicado en cuatro escenarios; el primero fue con una Non-Altered Auditory Feedback (NAF), donde las PQT escuchaban lo que decían sin alterar tanto la frecuencia como el retardo. El segundo fue utilizando DAF por sí solo, el cual constaba de un retardo de 50 milisegundos. El tercero se fue empleando FAF únicamente, el cual fue de un desplazamiento de media octava hacia abajo. Y por último se empleó el Combo, combinando los 50 milisegundos del DAF y el desplazamiento de media octava hacia abajo del FAF [9].

El estudio se llevó a cabo con diez adultos que tartamudean de un rango etario entre los 21 y los 56 años. Aunque mientras se desarrollaba el estudio, ninguno estaba con una terapia en ese momento, pero todos informaron que alguna vez en su vida concurren a una de ellas. Nueve de los sujetos tenían una sensibilidad auditiva bilateral normal, pero, un sujeto presentaba una pérdida auditiva neurosensorial leve a un lado y una pérdida leve a altas frecuencias en el otro. Las pruebas se realizaron en la sala de pruebas audiométricas de doble pared, adecuada para los estudios que se iban a realizar. Se pidió a cada sujeto que leyera diferentes pasajes de un texto, ocho en total, cada uno ligeramente más largo que el anterior, tomados de dos textos de nivel de secundaria. Estos textos se leyeron primero a una velocidad de habla normal para luego realizar una lectura a una velocidad de habla rápida bajo las cuatro condiciones de retroalimentación auditiva: NAF, DAF, FAF y Combo. La velocidad del habla, en sílabas por segundo, se calculó a partir de las pistas de audio de las grabaciones de vídeo. La señal se digitalizó con una frecuencia de muestreo de 10 kHz, para luego visualizarlo en la estación de trabajo, utilizando el software WENDY, con la finalidad de visualizar y analizar las formas de onda. Determinando la velocidad del habla, utilizando secciones de formas de onda de 50 sílabas perceptivamente fluidas que eran contiguas y estaban separadas de los episodios de disfluencia por lo menos una sílaba. Estas duraciones del habla calculadas para las muestras obtenidas representaron el tiempo entre el inicio de la primera sílaba y el desplazamiento de la última sílaba fluida, menos las pausas que superaron los 100 milisegundos. Casi todas las pausas estaban entre 300 y 800 ms, y eran utilizadas para realizar el gesto inspiratorio. La tasa de fluencia en sílabas por segundo, se determinó dividiendo el número de sílabas por la duración de cada muestra de habla fluida [9].

Es posible ver en la Figura 1, las medias y desviaciones estándar de la frecuencia de tartamudez en función de la velocidad del habla y de la retroalimentación auditiva aplicada. La frecuencia se

redujo sustancialmente en todas las condiciones donde se alteró la retroalimentación en comparación al caso de NAF, esto independiente de la velocidad del habla. Examinando los datos de la frecuencia de tartamudez tanto para linealidad, normalidad y homogeneidad de la varianza, reveló que hay una asimetría positiva y varianzas desiguales. Es por esto que antes de los análisis estadísticos inferenciales, se aplicó una transformación de raíz cuadrada. Luego, se hizo un análisis de Varianza (ANOVA) de dos factores, con medias repetidas para ver el efecto de la retroalimentación y la velocidad del habla en la frecuencia de tartamudez. Entregando resultados en los efectos principales que son significativos en la velocidad del habla [$F(1,9) = 6.558, p = 0.0306$] y con la condición de retroalimentación auditiva [$F(3,27) = 8.458, p = 0.0004$], y una interacción no significativa de la Velocidad del Habla por la Condición Auditiva [$F(3 \sim 27) = 1.130, p = 0.3546$]. Es decir, la frecuencia de tartamudeo fue significativamente mayor en la condición de velocidad rápida y la frecuencia de tartamudeo fue afectada diferencialmente bajo las condiciones auditivas [9].

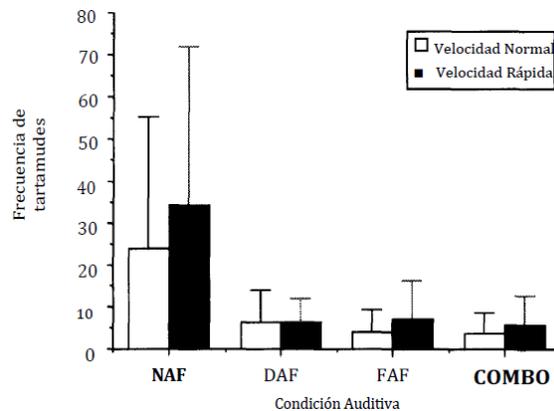


Figura 1: Valores medios de la frecuencia de tartamudez en función de la retroalimentación auditiva y la velocidad del habla (n = 10). [9]

Del estudio se pudieron concluir dos cosas importantes, primero que en cualquier condición de retroalimentación auditiva (ya sea DAF o FAF o Combo) se experimentó una mejora significativa de la fluidez en relación con la condición NAF, tanto para velocidades de habla normales como rápidas. Lo segundo es que no hubo diferencias significativas entre cada una de las condiciones de retroalimentación auditiva. Esto último sugiere dos interpretaciones, la primera es que no existe un efecto aditivo en la retroalimentación, por tanto, la mejora expresada en el estudio durante la condición Combo, puede ser el resultado de la condición DAF o FAF por sí sola. Lo otro que pudo haber ocurrido es que se haya demostrado un efecto suelo, entendiéndose como efecto suelo, a que existe poco margen de mejora en la fluidez, expresando una base con DAF o con FAF, y por ende no se pudo exhibir en la condición combinada. Se puede considerar la idea que, si existiese un efecto aditivo, pero que no se pudo llevar a cabo en este estudio, es por esto por lo que se deja la petición de seguir el

estudio, pero ahora considerando nuevos retardos y otros cambios de frecuencia. He aquí la importancia de este artículo, donde hace un expreso llamado a realizar más estudios y nuevas pruebas, respecto a combinaciones, en el caso de querer utilizar DAF y FAF al mismo tiempo, o también si se quiere hacer un estudio de una por si sola, como es el caso del trabajo que se quiere llevar a cabo, para el caso de DAF.

Existe otro estudio realizado por Sparks en 2002 [10], llamado “The Effect of Fast Speech Rate on Stuttering Frequency during Delayed Auditory Feedback”, cuyos objetivos principales fueron describir como la frecuencia de tartamudez se ve afectada por distintos factores, tales como la velocidad del habla, DAF y cómo la severidad de la tartamudez influye en estos efectos. El estudio utilizó procedimientos similares al realizado en el trabajo de Macleod en 1995 [9], para investigar el papel de la velocidad del habla en la frecuencia de tartamudez en condiciones de DAF. Las condiciones de los retrasos en la aplicación de DAF fueron de 55, 80 y 105 ms. En esta oportunidad participaron cuatro sujetos hombres, uno de 13 años (sujeto A), otro de 21 años (sujeto B) y dos de 19 años (sujetos C y D). Los sujetos A y B, presentaban una condición leve, mientras que los sujetos C y D, tenían una disfluencia grave, esto según el SSI. Ninguno de los sujetos había tenido experiencias previas con algún dispositivo con DAF. Además todos pasaron la prueba de detección auditiva bilateral, mostrando una sensibilidad igual o mejor que 20 dB HL para frecuencias de 250, 500, 1000, 2000, 4000 y 8000 Hz. Al igual que en las pruebas anteriores, estas se realizaron en un centro de pruebas audiométricas de doble pared y con tratamiento de sonido. Antes de aplicar las pruebas con DAF, se les instruyó a cada sujeto, para que no usaran ninguna estrategia que pudiera haber aprendido en alguna terapia, tales como lo pueden ser un inicio suave o un habla más lenta. Con eso, se les pidió que leyeran cada uno de los cuatro pasajes, tanto a una velocidad normal como una rápida, para las tres condiciones de retraso. Después de un período de 3 semanas, se llevaron a cabo los mismos procedimientos sin y con DAF, tal como la prueba anterior. En total, cada sujeto leyó ocho pasajes diferentes bajo las ocho condiciones de lectura diferentes durante las dos sesiones de grabación. Estas condiciones de lectura incluyeron (1) Sin DAF a velocidad normal, (2) Sin DAF a velocidad rápida, (3) 55 ms de DAF a velocidad normal, (4) 55 ms de DAF a velocidad rápida, (5) 80 ms de DAF a velocidad normal, (6) 80 ms de DAF a velocidad rápida, (7) 105 ms de DAF a velocidad normal y (8) 105 ms de DAF a velocidad rápida. En la Figura 2, Figura 3, Figura 4 y Figura 5 se presentan los datos obtenidos para los tartamudos leves y severos de este estudio. La velocidad normal de lectura oral disminuyó para los tartamudos leves de 4.8 sílabas/s sin DAF a 4.6 sílabas/s para los retrasos de 55 y 80 ms en la retroalimentación auditiva. Los tartamudos leves obtuvieron una tasa media de 4,4

sílabas/s con el retraso de 105 ms en la retroalimentación. Los tartamudos graves no produjeron ninguna muestra de 50 de sílabas continuas durante las condiciones de lectura sin DAF, por lo que no se calcularon las tasas de lectura normal y rápida. La tasa de lectura oral normal disminuyó de 4.1 sílabas/s en las condiciones de retardo de 55 y 80 ms a 3.9 sílabas/s en las condiciones de retardo de 105 ms [10].

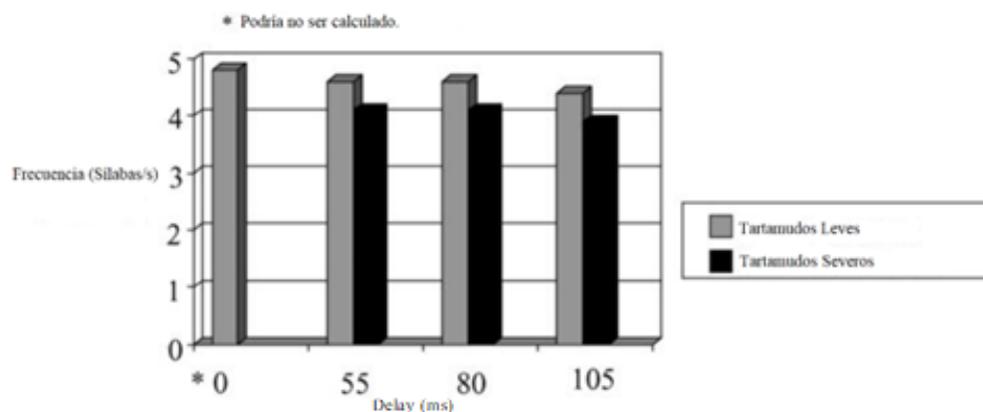


Figura 2: PQT leve comparada con PQT severa: Frecuencia media de pronunciación en Sílabas/s obtenida de 16 pasajes leídos a una velocidad de lectura oral Normal con y sin DAF. [10]

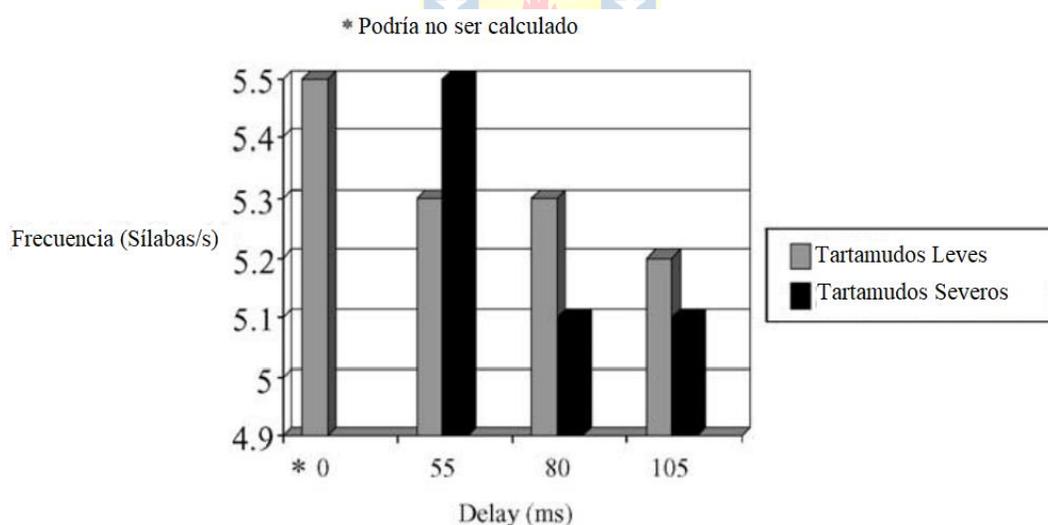


Figura 3: PQT leve comparada con PQT severa: Frecuencia media de expresión en sílabas/s obtenida de 16 pasajes leídos a tasas de lectura oral Rápida con y sin DAF. [10]

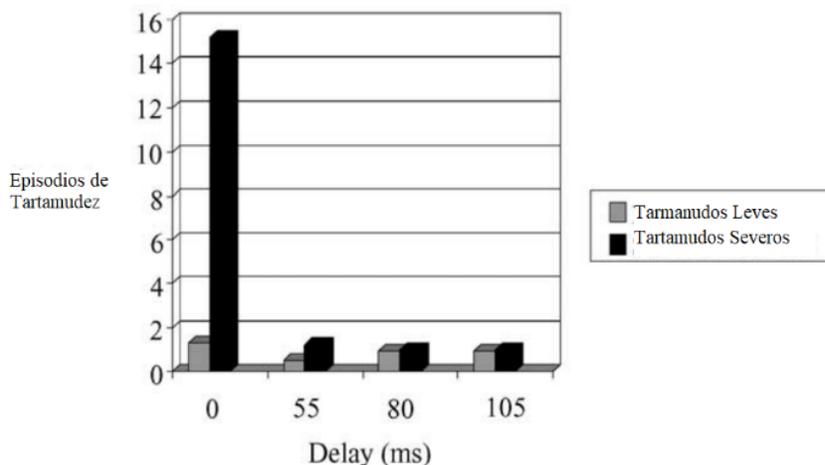


Figura 4: PQT leve comparada con PQT severa: Número medio de episodios de tartamudez ocurridos en 16 pasajes leídos a una velocidad de lectura oral Normal con y sin DAF. [10]

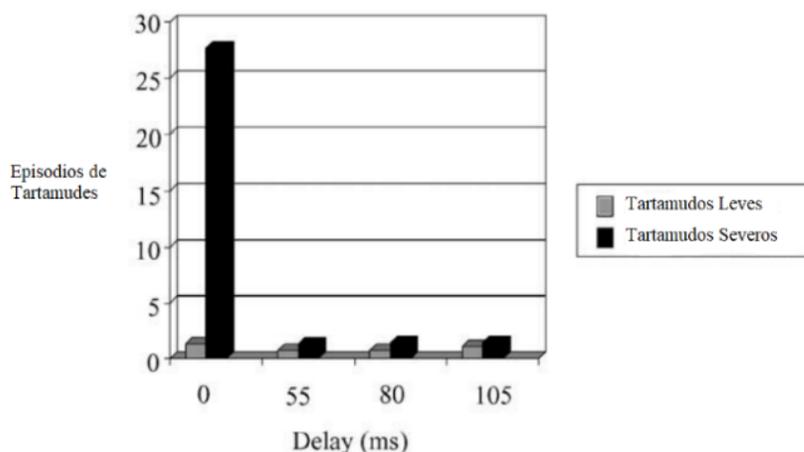


Figura 5: PQT leve comparada con PQT severa: Número medio de episodios de tartamudez ocurridos en 16 pasajes leídos a una velocidad de lectura oral Rápida con y sin DAF. [10]

Finalmente, se apoya la idea que la técnica DAF, produce una mejora inmediata en las conductas de tartamudez, mientras que los objetivos motores del habla deben ir enseñándose con el tiempo. Se hace evidente la necesidad de realizar más estudios al respecto, incorporando más sujetos con diferentes niveles de fluidez, tiempos DAF variados, pasajes de distinta longitud, medidas de la velocidad articuladora y la velocidad del habla, además de mejores procedimientos de aleatorización, con el objetivo final de mejorar las prácticas terapéuticas y/o más opciones para la cura de la tartamudez.

Un nuevo estudio fue llevado a cabo por Lincoln, en 2007 [11], llamado “A Survey of Australian Adult Users of Altered Auditory Feedback devices for Stuttering: Use Patterns, Perceived Effectiveness and Satisfaction”, cuyo objetivo fue investigar los patrones de uso, las percepciones de la eficacia y la satisfacción con dispositivos que cuentan con Altered Auditory Feedback (AAF), tales como DAF y/o FAF. Existen muchas personas en el mundo que han comprado y han usado estos

dispositivos, a pesar de las escasas pruebas que investigan su eficacia en situaciones cotidianas del habla, y de los limitados datos generados por los consumidores. Es por esto que es difícil para los consumidores saber si un dispositivo AAF les será útil o no. Es complejo para los clínicos recomendar la compra, y el posterior uso de uno de estos dispositivos, y es difícil para los investigadores saber en qué centrarse clínicamente, y como avanzar desde el trabajo de laboratorio. Aunque es claro que estos dispositivos, pueden disminuir la tartamudez en los adultos, también es importante determinar las percepciones de las personas que los utilizan. Es vital para guiar futuras investigaciones sobre eficacia y eficiencia de los dispositivos AAF en situaciones de la vida diaria. De ahí su vital importancia en la recopilación y difusión de esta información, para ayudar a salvar parte de la brecha que ya existe en la actualidad entre la práctica y la investigación, y con eso poder orientar mejor el futuro de las investigaciones [11].

El estudio contó con la participación de con catorce hombres adultos que tartamudean, desde los 26 hasta los 60 años. Para este estudio era importante que los participantes ya tuvieran experiencias previas con dispositivos AAF, ya sea actual o pasada, a diferencia del estudio realizado en 2002 por Sparks, donde los participantes no habían tenido experiencias previas con este tipo de dispositivos [10]. Se procedió, desarrollando un cuestionario para obtener información sobre datos demográficos, dispositivos, patrones de uso, niveles de satisfacción, utilidad del dispositivo y confiabilidad. Los datos individuales de los encuestados se muestran en la Tabla 1. El habla prolongada fue el último tratamiento formal buscado por ocho de los catorce encuestados (57%), la mayoría de los cuales la mayoría recibió tratamiento de terapeuta. El McGuire ProgramTM [12] fue el segundo tratamiento más frecuente. Un participante no había recibido ningún otro tratamiento más que la utilización de un dispositivo AAF. El dispositivo más utilizado en el estudio fue el Pocket Fluency SystemTM (PFS). Pocos encuestados (tres de los catorce) tenían experiencia con el dispositivo SpeechEasyTM, esto puede deberse a su desarrollo más reciente, sumado a su elevado costo, así como a la necesidad de tener que viajar a Estados Unidos para que les instalen el dispositivo. Los encuestados tenían diferentes experiencias con los dispositivos AAF, desde de 1 a 2 semanas hasta más de dos años. Solo tres de los catorce, indicaron que un Patólogo del Habla (Fonoaudiólogo) les sugirió el AAF como una posible herramienta de tratamiento para su tartamudez. La mayoría de los encuestados conocieron los dispositivos AAF a través de la Asociación Speak Easy y otras personas que tartamudean. Dos encuestados descubrieron los dispositivos mientras buscaban alternativas de tratamiento de la tartamudez de forma independiente. Con respecto a los patrones de uso de los dispositivos, ningún participante del estudio dijo que utilizaba su dispositivo “todo el tiempo”. Sin embargo, el 23% declaró

haber usado o utilizar actualmente su dispositivo "la mayor parte del tiempo", mientras que el 62%, declaró utilizar su dispositivo "algunas veces". Del mismo modo, el 64% dijo emplear o haber utilizado su dispositivo a diario [11].

Tabla 1: Datos individuales de los participantes sobre la edad, la gravedad de la tartamudez auto declarada, el tipo de dispositivo, la duración de la experiencia con el dispositivo y el uso actual del mismo. [11]

Participante	Rango de Edad	Autoinforme gravedad de la tartamudez	Tipo de Dispositivo	¿Desde cuándo tiene experiencia con su dispositivo?	Actualmente ¿utiliza su dispositivo?
1	36 - 40	Severo	Pocket Fluency System	1 - 2 años	No
2	36 - 40	Moderado	Pocket Fluency System y SpeechEasy ITC device.	Más de 2 años	No
3	56 - 60	Leve	Pocket Fluency System	1 - 2 años	No
4	51 - 55	Leve - Moderado	School DAF	3 - 6 meses	No
5	46 - 50	Leve - Moderado	Fluency Facilitator	1 - 2 años	No
6	51 - 55	Moderado - Severo	Fluency Facilitator	Más de 2 años	No
7	31 - 35	Moderado - Severo	Desktop Fluency System	1 - 2 semanas	No
8	51 - 55	Leve - Moderado	SpeechEasy ITC device	Más de 2 años	Sí
9	46 - 50	Leve - Moderado	Pocket Fluency System	1 - 2 años	Sí
10	41 - 45	Leve - Moderado	Pocket Fluency System	Más de 2 años	Sí
11	41 - 45	Moderado	Pocket Fluency System	Más de 2 años	Sí
12	41 - 45	Leve	Pocket Fluency System y SpeechEasy ITC device	Más de 2 años	Sí
13	46 - 50	Leve	Pocket Fluency System	1 - 3 meses	Sí
14	26 - 30	Leve - Moderado	School DAF	Más de 2 años	Sí

Los patrones de uso idiosincrásicos también fueron evidentes, ya que uno de los participantes dijo que usaba el dispositivo algunas veces, durante un bloque de 8 a 9 días. Otro comentó que

actualmente utilizaba su dispositivo de 4 a 5 veces por semana durante 30 minutos, como una manera de practicar el habla. Se les pidió que indicaran la frecuencia de uso, la eficacia y los niveles de comodidad asociados a su dispositivo AAF en las siguientes situaciones de habla: (1) situaciones sociales con amigos; (2) situaciones sociales con personas desconocidas; (3) conversación general en el trabajo; (4) presentaciones en el trabajo; (5) por teléfono en el trabajo; (6) conversación con miembros de la familia; (7) por teléfono con familiares o amigos; (8) hablar con extraños; y (9) situaciones de hablar en público. Como se muestra en la Figura 6, los dispositivos de AAF se emplearon con mayor frecuencia en situaciones que requerían contacto visual con las personas, y en situaciones generalmente percibidas como estresantes. Por ejemplo, los dispositivos se utilizaban con más frecuencia en situaciones de hablar en público. Es menos probable que los dispositivos se usen en situaciones sociales o cuando se interactúa con familiares o amigos cercanos. Al considerar los hábitos de uso de las personas que utilizan dispositivos de AAF, era imprescindible en la encuesta determinar si los usuarios de AAF confiaban únicamente en los efectos de los dispositivos de AAF o si combinaban el uso de los dispositivos de AAF con otras técnicas de tratamiento, como el habla prolongada o las enseñadas en el Programa McGuire™ [12]. El 85.7% de los encuestados informó de que combinaba el AAF con otra técnica de tratamiento.

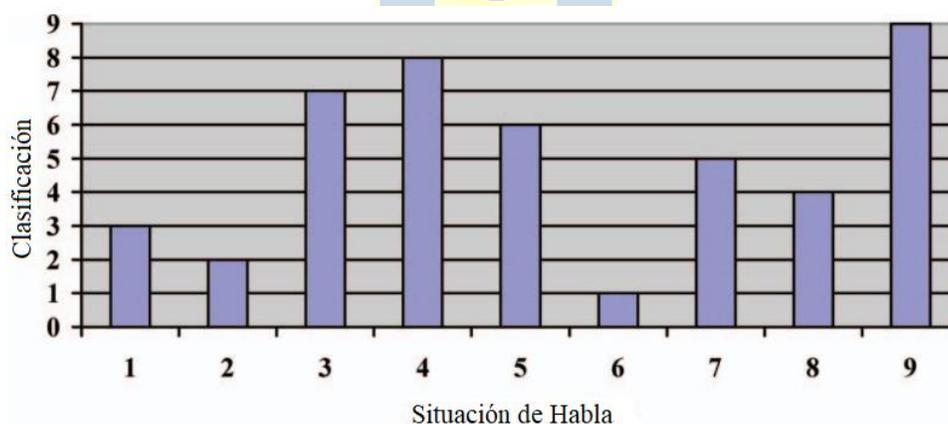


Figura 6: Valoraciones medias de la frecuencia de uso del dispositivo en diversas situaciones de habla (1 - 9), donde 1 es la menos frecuente, 9 es la más frecuente. [11]

El nivel de eficacia cuenta con las valoraciones medias de los participantes sobre los dispositivos AAF en varias situaciones de habla, tal como se resume en la Figura 7. Los dispositivos AAF fueron calificados como menos eficaces cuando se habla con extraños, en situaciones sociales con personas desconocidas y durante las presentaciones en el trabajo. Hablar con la familia o con amigos y hablar por teléfono en el trabajo se consideraron las situaciones más eficaces para el uso del dispositivo. En general, los dispositivos AAF no son eficaces cuando se habla con extraños o cuando

se utilizan en situaciones de oratoria. Además, siete de cada diez encuestados consideraron que los dispositivos AAF eran "raramente" o "nunca" eficaces en entornos ruidosos.

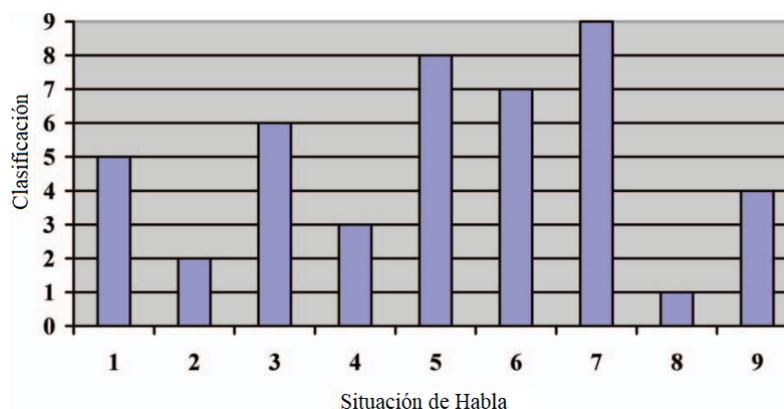


Figura 7: Valoraciones medias de la eficacia del dispositivo en diversas situaciones de habla (1 - 9), donde 1 es la menos eficaz y 9 es el más eficaz. [11]

La mayoría de los encuestados, tanto los usuarios anteriores como los actuales (57% y 100%, respectivamente), estaban de acuerdo en que el uso de su dispositivo AAF les proporcionaba mayores niveles de confianza. Además, la mayoría también afirmó que sentía que la naturalidad de su habla mejoraba cuando utilizaba el dispositivo (71% y 85.7% de los usuarios anteriores y actuales, respectivamente). Al considerar el nivel de autoconciencia asociado al uso de dispositivos AAF, la dispersión de las respuestas fue mucho más pronunciada. La mayoría de las valoraciones de autoconciencia se situaron en cualquiera de los extremos de la de la escala de valoración. Más usuarios anteriores (57%) que actuales usuarios actuales (43%) afirmaron sentirse cohibidos cuando utilizaban su dispositivo. Este resultado puede estar relacionado a la mayor proporción de usuarios actuales que utilizaban el dispositivo SpeechEasy™, más pequeño y discreto. La utilidad general de los dispositivos fue de los dispositivos fue calificada como "muy útil" por el 71% de los usuarios actuales y el 71% de los usuarios anteriores. La mitad de los encuestados afirmó que los dispositivos AAF son una forma fácil de conseguir un habla fluida. En general, los dispositivos utilizados por los participantes en el estudio eran relativamente fáciles de mantener. Los problemas de mantenimiento se referían principalmente a fallos técnicos y mecánica, como problemas con la batería o con el micrófono. Es así como los resultados de este estudio proporcionan directrices importantes para futuras investigaciones. En particular, es necesario investigar la eficacia de los dispositivos AAF cuando se utilizan junto con otros tratamientos tradicionales y extender el estudio a otros países (este se realizó en Australia) y probar el experimento.

El estudio más actual que se tiene registro es uno desarrollado por Almudhi, en 2021 [13], llamado "Evolution in Technology and Changes in the Perspective of Stuttering Therapy: A review

study”. Se trata de una revisión actualizada sobre el cambio que la tecnología ha inducido en los dispositivos en la terapia de la tartamudez, mediante tres enfoques: el primero es respecto a los dispositivos técnicos utilizados, el segundo trata sobre la telerehabilitación y el último enfoque trata respecto algunas aplicaciones utilizadas en la terapia de la tartamudez.

- Revisión de dispositivos técnicos en terapia de la tartamudez: Estos dispositivos han revolucionado la atención médica, con la ayuda de la tecnología. Los computadores se consideran como un dispositivo técnico esencial, dado que se utilizan mucho en el tratamiento de trastornos de la comunicación, incluyendo la tartamudez. Existen dos tipos de dispositivos, uno es el dispositivo informático que se ocupa de facilitar o que facilita la producción del habla en las PQT y los otros son aquellos que brindan una retroalimentación durante la terapia, pudiendo dividirse en cuatro tipos. (a) Retroalimentación Auditiva Enmascarada (b) DAF (c) FAF y (d) Retroalimentación Múltiple (MF). La primera literatura publicada sobre la retroalimentación auditiva retardada fue publicada por Lee, 1950 [14]. El efecto inducido por la retroalimentación auditiva retardada fue calificado como sorprendente según las perspectivas de los pacientes que utilizaban algún tipo de retroalimentación, esto hacía que la persona alterara el volumen o el tono de su voz. A raíz de esto, se modificó la premisa básica del DAF y se publicaron muchos estudios tales como el de Macleod, en 1995 [9]. Los estudios pueden dividirse en subcategorías, tales como los estudios basados en las características del sujeto y los estudios basados en parámetros físicos.
 - Basados en características del sujeto, se pueden destacar varias cualidades, como el género, la edad, la severidad de la tartamudez, la naturaleza del trastorno y los sustratos anatómicos. Se ha podido estudiar estas características en diferentes publicaciones como la de Sparks en 2002 [10], que decía que el DAF funcionaba mejor en los individuos más jóvenes. Con respecto a los sustratos anatómicos, Foundas en 2004 [15], realizó un estudio en el que los participantes con tartamudez de desarrollo fueron divididos en subgrupos basados en los atributos anatómicos. Se determinó que el DAF era más efectivo en un grupo de individuos con una asimetría atípica del plano temporal (es decir, lado temporal derecho mayor que el lado temporal izquierdo) que en un grupo de individuos con una asimetría plano temporal típica (lado temporal izquierdo mayor que lado temporal derecho). Sin embargo, esta línea de investigación no se extendió más para apoyar los hallazgos establecidos en dicho estudio.

- Según estudios basados en parámetros físicos, se tiene: el tiempo de retardo, la intensidad, el modo de habla y estudios sobre el ritmo del metrónomo. Con respecto al tiempo de retardo, se realizó un estudio, llevado a cabo por Mackay, en 1968 [16], donde documentaron la existencia de un dispositivo belga llamado DEFSTUT, cuyo retardo inducido oscilaba entre 0 y 200 ms, Mackay opinaba que cuanto más corto era el retardo mayor era la interferencia. El retraso óptimo se supone que es la duración que induce la máxima reducción de la severidad del tartamudeo, siendo 50 ms el tiempo más corto reportado como óptima.
- La telerehabilitación en la terapia de la tartamudez: Tal como está definido por la ASHA, la telerehabilitación, está diseñada para utilizar la tecnología del mundo de las telecomunicaciones para generar un vínculo entre el clínico con el paciente. En los últimos 15 años, la telerehabilitación se ha desarrollado como un modo de prestación de servicios, ganando una inmensa popularidad. Existe un estudio sobre el tratamiento de la tartamudez con telerehabilitación, fue realizado por Sicotte, en 2003 [17], contó con seis participantes, con edades entre los 4 y los 19 años. El estudio se llevó a cabo mediante el uso de Polycom View Station, administrando el SSI a los participantes, antes y después del tratamiento. Se utilizó un enfoque de tratamiento integrado para proporcionar la terapia. La gravedad de la tartamudez se redujo en un 13 - 36%. La valoración de los compañeros fue alta para 5 de los 6 participantes. También calificaron los aspectos técnicos como altos, mientras que los clínicos que proporcionaron la terapia calificaron la tecnología como moderadamente alta. La valoración de la calidad técnica se obtuvo tanto de los pacientes como de los médicos. Demostrando que esta práctica es un método eficaz de prestación de servicios, y que puede proporcionar el mismo resultado deseado en las PQT.
- Aplicaciones móviles en la tartamudez: La gran mayoría de las personas hoy en día utilizan un smartphone, por ende, utilizan aplicaciones móviles, las cuales se pueden utilizar en tratamiento para varios trastornos del habla, tal como la tartamudez. Estas aplicaciones pueden usarse para la presentación de estímulos, empleando los materiales necesarios para la terapia como tarjetas de memoria, imágenes, enseñanza de conceptos, etc. Siendo muy flexibles, porque pueden utilizarse hasta en el propio hogar, entregando material terapéutico. Mohd Fadzilah y Arshad en 2017 [18], desarrollaron una aplicación llamada M-Health. La aplicación la desarrollaron a la par con la Clasificación Internacional del Funcionamiento y la Overall Assessment of Speakers Experience of Stuttering (OASES) que proporciona una guía para

mejorar la calidad de la tartamudez en las PQT. Existen otras aplicaciones comerciales que pueden utilizarse en la terapia de la tartamudez, tales como, FluencyCoach, Speech4Good y CoolSpeech.

Este artículo de revisión trató de recopilar detalles sobre la tecnología en la tartamudez bajo tres aristas, que pretenden representar tres dimensiones diferentes de la tecnología: en primer lugar, cómo los dispositivos técnicos pueden ser utilizados para proporcionar la terapia, segundo, cómo se puede utilizar como un modo de prestación de servicios y tercero su utilización como un complemento en la terapia del habla. Por lo tanto, la visión general de la revolución de la tecnología en las diferentes facetas de la terapia se mezcla y cubren en este artículo de revisión.

2.3. Discusión

Con esta revisión por diferentes estudios llevados a cabo por investigadores de distintas partes del mundo, demostrando que los métodos de retroalimentación, si son realmente efectivos, no para todas las PQT, pero si para una gran mayoría. Logrando incluso a mejoras inmediatas, cuando se usan este tipo de dispositivos. Se pudo también, descubrir la existencia de otras técnicas para el tratamiento de la tartamudez, tales son los casos del uso de la telerehabilitación y las aplicaciones móviles.

Centrándose en el caso de un dispositivo basado en DAF, existen mayores estudios en comparación con los dispositivos basados en FAF, sin embargo, existen en mayor cantidad en la forma combinada, DAF y FAF juntos en un mismo dispositivo. Para este último caso, es necesario hacer más pruebas con diferentes retardos y modulaciones en la frecuencia. Lo mismo es necesario para el caso de dispositivos solo con DAF, aunque en muchos estudios realizan retardos desde 50 hasta 100 ms.

Un tema que es muy relevante en todo esto, y que es posible notar, es el casi nulo desarrollo que existe en idioma español. He ahí la importancia de estudios como estos, donde se da mayor visibilidad a la tartamudez.

Capítulo 3. Alternativas Comerciales

3.1. Introducción

En el mercado actual, hay a lo menos tres empresas que dentro de sus productos ofrecen un dispositivo con retroalimentación, ya sea con solo DAF o DAF junto con FAF. En el siguiente apartado, se describirán las características principales y los precios de cada uno de los dispositivos que las marcas presentan.

3.2. Dispositivos Presentes en el Mercado Actual

La primera empresa, es la norteamericana SpeechEasy™ [7], que cuenta con cuatro modelos de modelos, Figura 8: CF, CIC, ITC y BTE, explicados a continuación.

- CF (Comfort Fit): Este dispositivo cuenta con un paso natural del sonido y una reducción del ruido de fondo.
- CIC (Completely In Canal): Este dispositivo cuenta con ser el dispositivo más pequeño disponible por la marca y ser muy discreto.
- ITC (In The Canal): Este modelo, cuenta con una excelente relación calidad-precio y un control de volumen fácilmente accesible.
- BTE (Behind The Ear): Este último modelo, cuenta con ser muy duradero y es ideal para personas con problemas de destreza.



Figura 8: Tipos de Dispositivos SpeechEasy™. [7]

El precio unitario de los dispositivos que ofrece la marca SpeechEasy™, oscilan entre \$2.500 y \$4.500 USD según su página web, dependiendo del modelo elegido [7].

Por otro lado, la empresa, también norteamericana, CasaFuturaTech™ [8] presenta 3 modelos de dispositivos: SmallTalk, Basic Fluency System y School DAF.

- Figura 9-A: SmallTalk: Este dispositivo cuenta con ambos tipos de retroalimentaciones, DAF y FAF. Puede ser utilizado tanto por adultos como por adolescentes. Además, se puede llevar todo el día. Tiene una función con la posibilidad de llamadas telefónicas, y también con posibilidad que el terapeuta escuche mismo lo que el paciente, para terapias del habla, haciendo que mejore la fluidez. Cuenta con un DAF ajustable para un habla normal o lenta, 30 - 200 [ms] y FAF aumenta la eficacia, entre +0.8 y -1.2 octavas.
- Figura 9-B: Basic Fluency System: Al igual que el modelo anterior, cuenta con DAF y FAF, además de poder ser usado tanto por adultos como por adolescentes. También, permite conversaciones cara a cara limitadas, igual cuenta con la posibilidad de llamadas telefónicas y terapias de lenguaje para mejorar la fluidez, con el terapeuta. Cuenta con un DAF ajustable para el habla normal o lenta, entre 30 - 200 [ms] y FAF aumenta la eficacia, 0 a -0.8 octavas.
- Figura 9-C: School DAF: Por último, este dispositivo cuenta con DAF solamente, se puede ser utilizado por niños y niñas. Cuenta con la función que el terapeuta, escucha lo mismo que el usuario, en la terapia del habla mejorara la fluidez. Y cuenta con un DAF ajustable para el habla normal o lenta, entre 30 - 200 [ms].



Figura 9: Tipos de Dispositivos CasaFuturaTech™.

A: Dispositivo SmallTalk; B: Dispositivo Basic Fluency System; C: Dispositivo School DAF. [8]

El precio unitario de los dispositivos que ofrece la marca CasaFuturaTech™, rondan entre \$800 y \$2.495 USD, según su página web, dependiendo del modelo elegido [8].

Existe otra empresa presente en el mercado, la británica VoiceAmp™, con su modelo único, llamado VA601i Fluency Enhancer, Figura 10, según su página web, el precio se mueve entre los £899 y los £995, para el año 2021 solo están a la venta el modelo en color negro. Este dispositivo produce un retardo de entre 30 a 200 [ms], y varía de 0.4 a 1.2 octavas de frecuencia [19].



Figura 10: Dispositivo de VoiceAmp™. [19]

3.3. Discusión

Es posible notar que las tres marcas anteriormente mencionadas tienen dispositivos que son distintos entre sí, pero que presentan algunas cosas en común. Por ejemplo, todos los dispositivos cuentan con la funcionalidad DAF incorporada, otros además incluyen la función de modulación de la frecuencia (FAF) al dispositivo.

Los precios igual son muy variados entre cada empresa, rondando entre los \$800 USD hasta llegar a los \$4.500 USD. Por su elevado precio, no pueden ser adquiridos por gran parte de PQT, esto sumado a que sus puntos de venta están en el extranjero, por lo que habría que añadirle a ese valor, el envío e impuestos por importación. Esto hace que sea prácticamente imposible contar con un dispositivo de estas características en nuestro país. De ahí surge la motivación de realizarlo en Chile, a un costo más accesible, brindándole la posibilidad a las PQT de comprar este dispositivo.

Otro valor añadido a este estudio es lo comentado en una entrevista realizada con el Fonoaudiólogo y Docente de la Universidad de Concepción, Arnaldo Carocca, el cual señaló que trabaja día a día con PQT, por lo cual sería un gran aporte poder contar con un dispositivo de las características descritas en las terapias que realiza con sus pacientes. El docente dado su experiencia, ha visto cómo funcionan estos dispositivos en otras investigaciones realizadas, y sería de gran valor poder hacer estudios similares acá en la Universidad, además de entregar investigaciones en español con respecto a este tema, ya que prácticamente son inexistentes. Se ha podido demostrar que la mezcla de terapia fonoaudiológica junto con el apoyo de un dispositivo de retroalimentación beneficiaría directamente al paciente, es por ello la importancia de realizar estos estudios en Chile.

Capítulo 4. Dispositivo Desarrollado

4.1. Teoría

Para la implementación física del dispositivo, se propone un diagrama de bloque, el cual será la base para el funcionamiento del dispositivo, se muestra en la Figura 11:



Figura 11: Diagrama Base de funcionamiento del dispositivo que se desea implementar.

El modelo propuesto consta de 5 etapas, la primera de ellas es la de adquisición de la señal de audio, esto se realizará con un micrófono que debe ser conectado en la entrada del dispositivo. Seguido de eso, es necesario filtrar la señal, para que la siguiente etapa se trabaje con frecuencias que sean audibles por el ser humano, se filtra entre 200 Hz y 19.2 kHz. La siguiente etapa que retardará la señal, se realiza en el Circuito Integrado (CI) PT2399 [20], el cual requiere 5 V DC para su energización. Una vez que la señal ya pasó por el CI, es necesario amplificarla, esta amplificación de la señal se llevará a cabo a través, para lo cual se utilizará el amplificador operacional de potencia, LM386, el cual requiere un voltaje de energización de 4 a 12 V DC para su funcionamiento, para que así finalmente pase por la etapa final que será la salida por las bocinas de un audífono.

4.2. Circuito para la Fuente de Alimentación

Para energizar el circuito fue necesaria la utilización de una batería de 9 V DC alcalina, sin embargo, para el correcto funcionamiento del integrado PT2399, son necesarios 5 V DC (tiene un rango de 4.5 V hasta 5.5 V) [21]. Fue por esto que se implementó un circuito regulador de voltaje, para lo cual se utilizó un regulador de voltaje simple, LM7805, con el esquemático, mostrado en la Figura 12.

La entrada del circuito es la batería de 9 V DC, seguido de un diodo 1N4007 de protección contra conexiones accidentales de polaridad inversa, los dos capacitores que funcionan como bypass, uno para la entrada y otro para la salida. La salida de este circuito es conectada al pin 1 del integrado PT2399, que corresponde a V_{CC} .

Para el caso del amplificador operacional LM386, se energizará con los mismos 5 V DC que provenientes del circuito de la Figura 12, y es conectado al pin 6 que corresponde a V_s , como se indica la Figura 17.

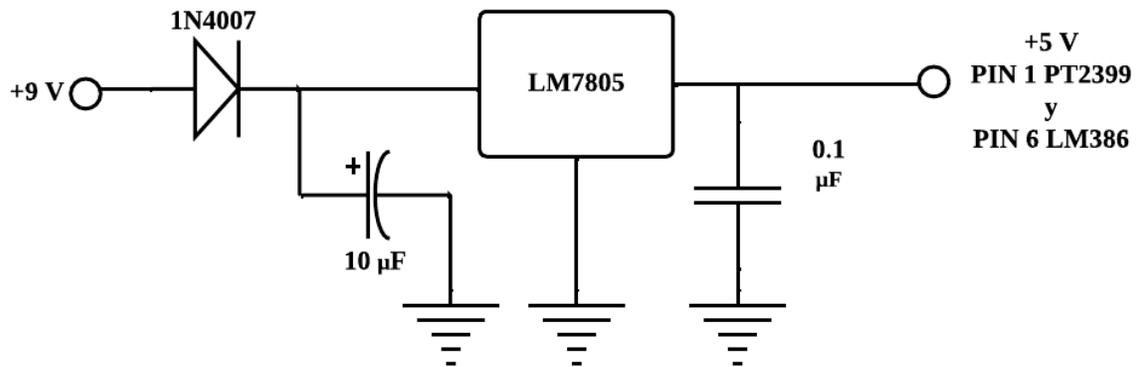


Figura 12: Esquemático del circuito de alimentación con Regulador de Voltaje 9 V a 5 V DC. [21]

4.3. Circuito Integrado PT2399

El PT2399 es un CI, procesador de audio de eco que utiliza tecnología Complementary Metal-Oxide-Semiconductor (CMOS), está equipado con un Convertidor Analógico-Digital (ADC) y Convertidor Digital-Analógico (DAC), además cuenta con alta frecuencia de muestreo y una memoria interna de 44K bits. El procesamiento digital se utiliza para generar el tiempo de retardo.

Este integrado cuenta con una muy baja distorsión, al igual que un ruido muy bajo, produciendo con eso una salida de audio de alta calidad.

En resumen, el integrado cuenta con las siguientes características:

- Utiliza tecnología CMOS.
- Se utilizan menos componentes externos.
- Tiene una función de reinicio automático.
- Cuenta con bajo ruido, $N_o < -90\text{dBV}$ típico; baja distorsión, THD (Distorsión Armónica Total) $< 0,5\%$ típica.
- Contiene también un Voltage-Controlled Oscillator (VCO) externo ajustable, para el tiempo de retardo.
- El CI en total cuenta con 16 pines, configurados cómo es posible ver en la Figura 13.

Es posible encontrar este CI en estas distintas aplicaciones tales como: Videgrabadora; Televisión; Reproductor de CD; Equipo de música para el automóvil; Mezclador de Karaoke; Accesorios para instrumentos musicales electrónicos (Por ejemplo, en Pedales para guitarra); Equipo de audio con Procesador de eco [20].

En la Figura 14, se muestra la configuración interna del PT2399, se puede notar que este chip incluye efectivamente 6 amplificadores operacionales internos, los cuales pueden ser ocupados por el diseñador.

El primer amplificador operacional está conectado a los pines 15 y 16, corresponde a un filtro pasivo pasa banda de primer orden, y también a la entrada al sistema, como se ve en la Figura 16. Este filtro, representa un filtro anti-aliasing, el cual elimina altas frecuencias que pudiesen generar alguna distorsión al ser digitalizada. Además, corresponden a los pines de ingreso de señal al CI, por lo que se diseñó con dos frecuencias de corte, la frecuencia baja de 200 Hz y la frecuencia alta de 19.2 kHz, que está dentro del rango audible por el ser humano.

Luego, el segundo amplificador operacional, que funciona como un comparador, el cual toma la señal que salió del filtro anterior y la realimentación de lo que sale de la línea de retardo, esta realimentación pasa por el tercer amplificador operacional, ubicado entre los pines 9 y 10, es posible ver en la Figura 16, estos pines tienen conectado un capacitor que genera otro filtro pasa bajos, haciendo que toda señal por sobre cierta frecuencia, pase a través de ese capacitor vaya directo, y se le resta a la señal de entrada, porque es una realimentación negativa, con este capacitor de 0.1 μF y la resistencia de 4.7 $\text{K}\Omega$, da una frecuencia de corte de 340 Hz.

Seguido a eso, se tiene la línea de retardo unido al cuarto amplificador operacional, que es otro filtro pasa bajo, conectados a los pines 11 y 12, que cumple la función de filtrar cualquier ruido generado por la cuantización realizada en la etapa digitalizadora en la línea de retardo de la señal.

El quinto amplificador operacional une los pines 13 y 14, generando una amplificación para la salida. Estos pines, 13 y 14, representan igual la salida del PT2399, que luego pasará a la etapa de amplificación en el LM386. Estos cinco amplificadores, recientemente mencionados, se encuentran en la parte derecha del PT2399.

En el lado izquierdo del chip, se encuentran los pines de alimentación, variados puntos de referencias internas. En los pines 1 al 4, van conectados capacitores cada uno de distintos valores para eliminar ruido.

Al pin 6 del CI, se encuentra el sexto y último amplificador operacional, junto con a una resistencia variable o potenciómetro que varía la señal del VCO, y con esto el retardo de la señal, tal como es mostrado en la Tabla 2.

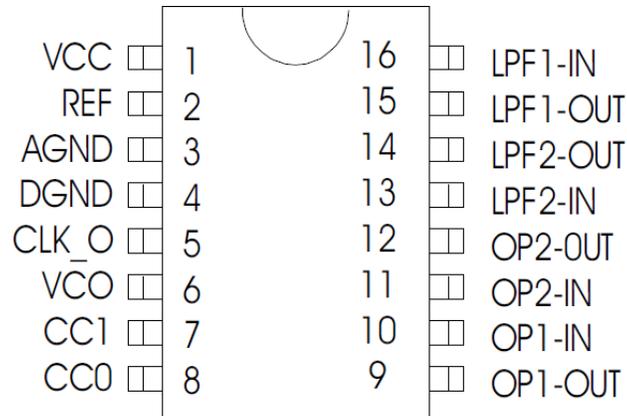


Figura 13: Configuración de cada uno de los pines del integrado PT2399. [20]

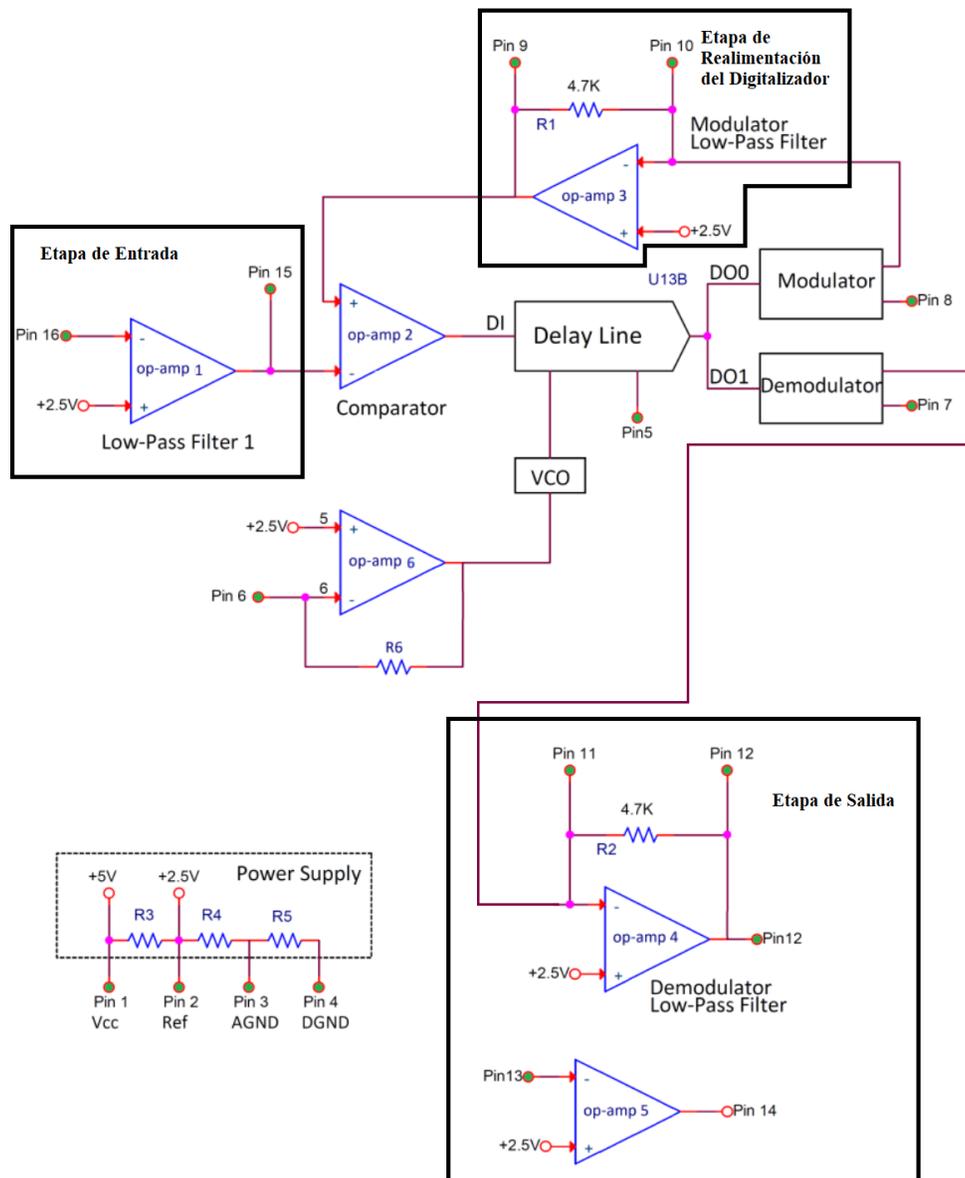


Figura 14: Esquemático del circuito interno del integrado PT2399. [21]

4.4. Circuito Base Implementado en la Etapa de Retardo

Para el circuito implementado, se utilizó el modelo propuesto por el fabricante del integrado PT2399, en el Datasheet [20, 21], tal como se muestra en la Figura 16. Sin embargo, por consideraciones de diseño, realizó un solo cambio. Específicamente, en la entrada que considera los pines 15 y 16, se modificó el filtro pasa banda pasivo para que quedara con un rango de operación calculado con las ecuaciones 4.3.1, 4.3.2, donde w_{c1} y w_{c2} , corresponden a la frecuencia de corte baja y alta respectivamente. A su vez w_c corresponde a $2\pi f_c$, obteniendo finalmente las siguientes ecuaciones para determinar ambas frecuencias de corte: 4.3.3 y 4.3.4 [22], entre 200 Hz y 19.2 kHz, dicho rango está dentro del audible del ser humano (20 Hz – 20 kHz, [23]). El diagrama de Bode del filtro diseñado se ve representado en la Figura 15. Los componentes utilizados fueron los que resultaron del cálculo, siendo R_1 y R_2 de 8.2 K Ω , C_1 de 0.1 μ F y C_2 de 0.001 μ F.

$$w_{c1} = \frac{1}{R_1 C_1} \quad (4.3.1)$$

$$w_{c2} = \frac{1}{R_2 C_2} \quad (4.3.2)$$

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (4.3.3)$$

$$f_{c2} = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \quad (4.3.4)$$

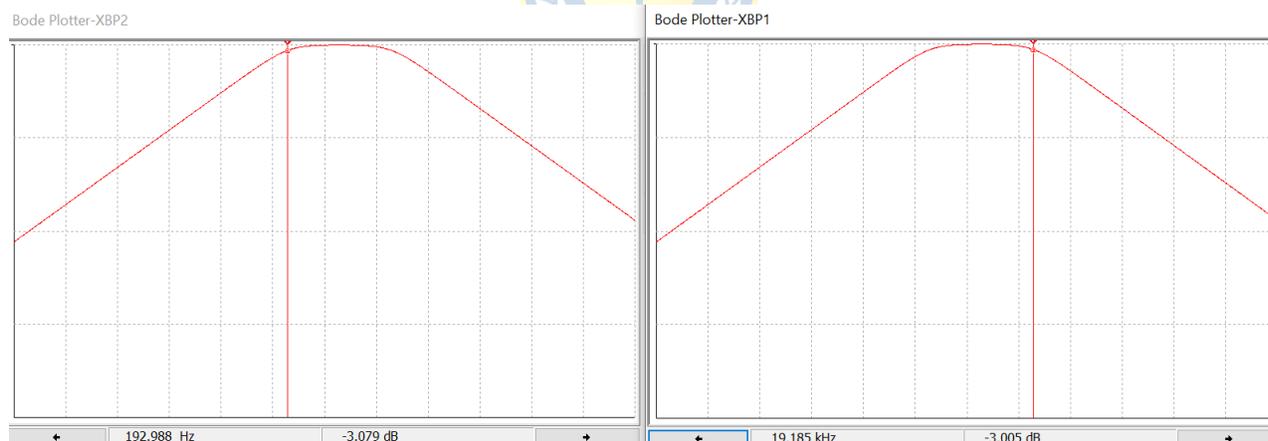


Figura 15: Diagramas de Bode del filtro Pasa Banda de Primer Orden diseñado.

A la izquierda se encuentra la frecuencia de corte baja a -3dB con un valor de 192 Hz y a la derecha la frecuencia de corte alta a -3 dB con un valor de 19.2 kHz.

Los materiales utilizados en la implementación realizada fueron descritos en el Tabla 7. En la Figura 16 se muestra una Resistencia “R”, con un valor de 50 K Ω , conectada al Pin 6 del PT2399, la cual representa el potenciómetro que debería entregar el retardo en la señal de entrada, tal como los mostrados en la Tabla 2.

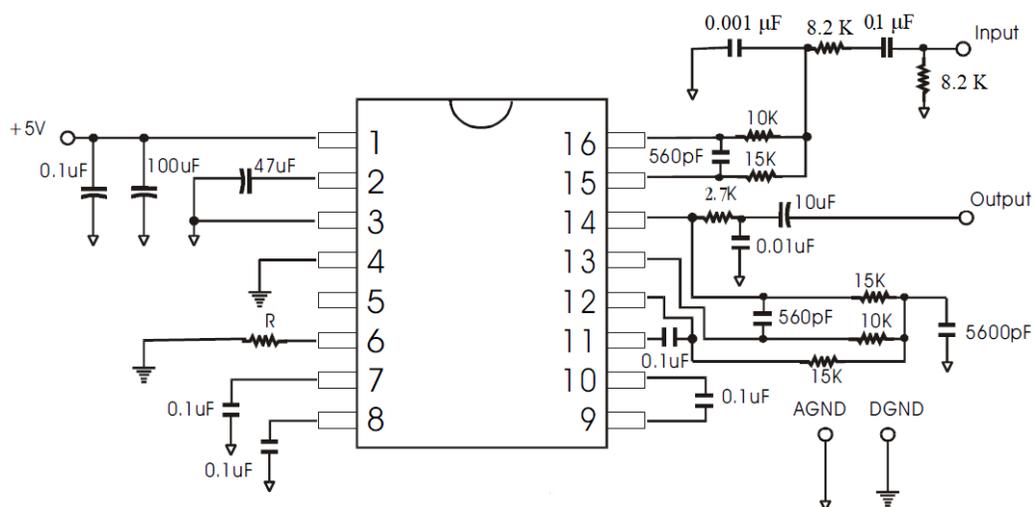


Figura 16: Esquemático del circuito propuesto por el fabricante para la realización de un retardo en la señal, con la modificación realizada. [20, 21]

Tabla 2: Valores de Resistencia/Tiempo de Retardo. [20, 21]

R	27.6 K	21.3 K	17.2 K	14.3 K	12.1 K	10.5 K	9.2 K
fck	2.0 M	2.5 M	3.0 M	3.5 M	4.0 M	4.5 M	5.0 M
Retardo	342	273	228	196	171	151	136.6
THD	1.0%	0.8%	0.63%	0.53%	0.46%	0.41%	0.36%
R	8.2 K	7.2 K	6.4 K	5.8 K	5.4 K	4.9 K	4.5 K
fck	5.5 M	6.0 M	6.5 M	7.0 M	7.5 M	8.0 M	8.5 M
Retardo	124.1	113.7	104.3	97.1	92.2	86.3	81
THD	0.33%	0.29%	0.27%	0.25%	0.25%	0.23%	0.22%
R	4 K	3.4 K	2.8 K	2.4 K	2 K	1.67 K	1.47 K
fck	9.0 M	10 M	11 M	12 M	13 M	14 M	15 M
Retardo	75.9	68.1	61.6	56.6	52.3	48.1	45.8
THD	0.21%	0.19%	0.18%	0.16%	0.15%	0.15%	0.15%
R	1.28 K	1.08 K	894	723	519	288	0.5
fck	16 M	17 M	18 M	19 M	20 M	21 M	22 M
Retardo	43	40.6	38.5	36.6	34.4	32.6	31.3
THD	0.15%	0.14%	0.14%	0.14%	0.13%	0.13%	0.13%

Donde:

- R = Resistencia del Potenciómetro (Ω).
- fck = Frecuencia del reloj (Hz).
- Retardo = Tiempo de retardo (ms).
- THD = Distorsión Armónica Total.

En la Tabla 2 es posible ver, que la THD es mayor con tiempos de retardo más largos (recuadros sombreados de la parte superior izquierda), ya que la señal se degrada con una frecuencia de muestreo menor. El uso de retardos superiores a 350 ms provoca una distorsión audible [21], es

por esto que se utilizara una resistencia variable (potenciómetro) conectada al pin 6 del PT2399, de 50 K Ω , que en teoría debería contener un rango en el retardo teórico desde 31 y superior a 342 ms, mostrados en la Tabla 2. Dichos tiempos de retardos se comprobarán en el Capítulo 5, donde estarán los resultados obtenidos en la prueba piloto con el dispositivo propuesto.

4.5. Circuito para la Modulación del Volumen del Dispositivo

Es necesario que el dispositivo posea una función que permita al usuario subir o bajar el volumen de lo que está escuchando. Para esto, en la etapa de salida, fue necesario incorporar una modulación para el volumen de salida, a través de los audífonos. Para llevar a cabo esto, se utilizó un amplificador operacional de potencia, el LM386 [24]. Este CI, cuenta con las siguientes características:

- Es utilizado en aplicaciones bajo de voltaje.
- Se encuentra disponible en una versión miniaturizada de 8 pines. Ver Figura 17.
- Requiere entre 4 a 12 V de alimentación para su funcionamiento, pero para esta implementación se utilizaron los mismos 5 V, provenientes del circuito de regulador de voltaje de la Figura 12.
- Tiene una ganancia de voltaje interna de 20, que puede ser modificada con capacitores y resistencias añadidas entre los pines 1 y 8, logrando llegar hasta una ganancia de 200. Para el caso de esta implementación, se escogió la ganancia interna mínima.
- El máximo voltaje de entrada V_{in} , puede ser +0.4 V y el mínimo -0.4 V.
- La disipación de potencia en 660 mW.
- Cuenta con una baja distorsión, THD < 0.2% típica.

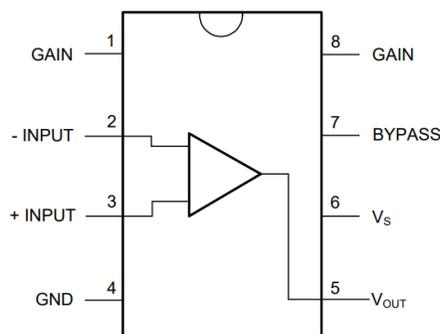


Figura 17: Configuración de cada uno de los pines del integrado LM386. [24]

El circuito implementado para esta etapa se visualiza en Figura 18, donde es posible observar que entre el pin 1 y 8 (pines encargados de la ganancia), no hay una conexión externa que incremente

la ganancia, por lo que quedara la ganancia mínima que entrega este CI de $\Delta V = 20$ (correspondiente a $\Delta V[dB] = 26 dB$). Los pines 2 y 4 van conectados a tierra. La entrada no inversora al integrado (pin 3), la cual modula el volumen con el que escuchara el usuario, está dominada por un potenciómetro de $10\text{ k}\Omega$, conectado a la salida (Output) del circuito implementado en la Figura 16, representado por V_{in} en la Figura 18. La energización se realizará con la misma tensión proveniente del regulador de 5 V DC , indicado en el 4.2, este voltaje es conectado al pin 6, V_s . La salida del amplificador ocurre en el pin 5, V_{OUT} , en donde se incorpora un circuito de Zobel (filtro pasa bajos pasivo de primer orden) [25], con la finalidad de estabilizar la señal a frecuencias más altas, seguido de un capacitor de $220\text{ }\mu\text{F}$ de acoplamiento. Finalmente, se encuentran los audífonos utilizados, que en este caso fueron de la marca KZ, modelos ZSN Pro, los cuales poseen una impedancia interna de $24\text{ }\Omega$ [26].

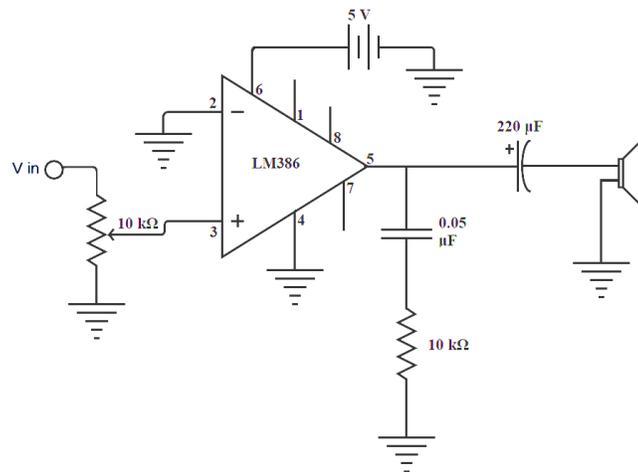


Figura 18: Esquemático del circuito de amplificación utilizando un amplificador operacional LM386 con ganancia 20. [24]

4.6. Diseño y Vistas del Dispositivo

Se utilizaron dos software de Autodesk: Eagle, para el diseño del circuito propuesto en PCB, y Fusion 360, para generar una vista 3D del circuito originado anteriormente en Eagle. A continuación, se muestra el diseño de la tarjeta y una representación en 3D del mismo. La PCB es un modelo con dos capas de dimensiones 90 mm x 60 mm, como se observa en la Figura 19 y Figura 20. Por limitaciones relacionadas a la disponibilidad técnica del proceso de una impresora de PCB, se optó por replicar el circuito en una placa perforada de una capa, logrando dimensiones de 120 mm x 65 mm, Figura 21. Para la cubierta del dispositivo se tiene una propuesta de diseño, indicado en la Figura 22, la cual se planea modelar en Fusion 360 y posteriormente imprimirla, considerando las medidas 92 mm x 62 mm x 30 mm (Largo x Ancho x Alto) para el desarrollo en una placa PCB.

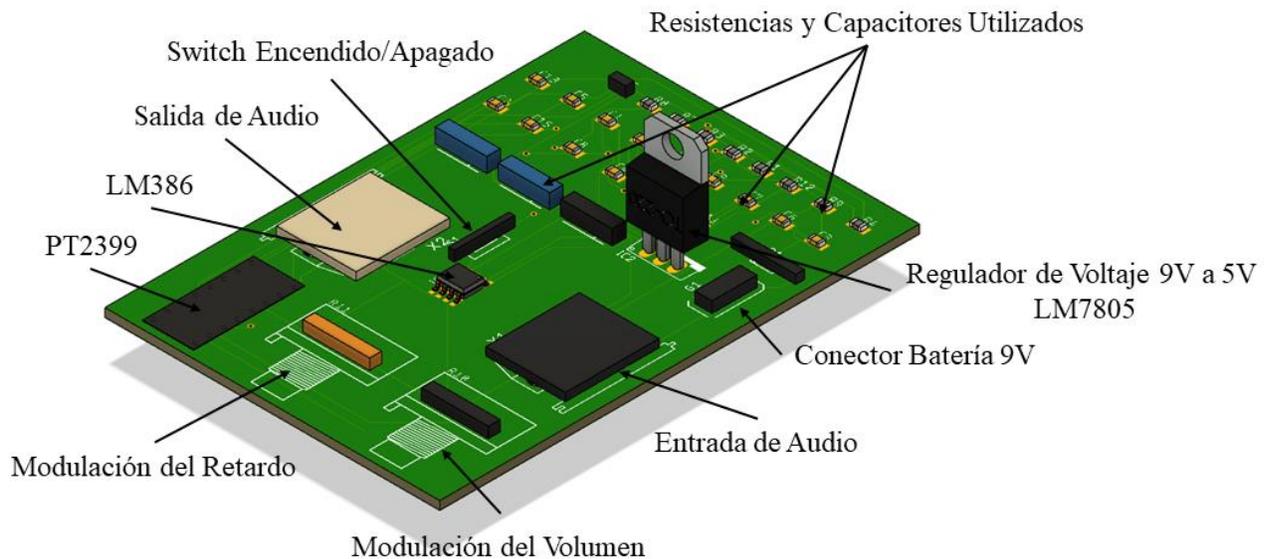


Figura 19: Capa superior del modelo 3D del circuito de 90 mm x 60 mm.

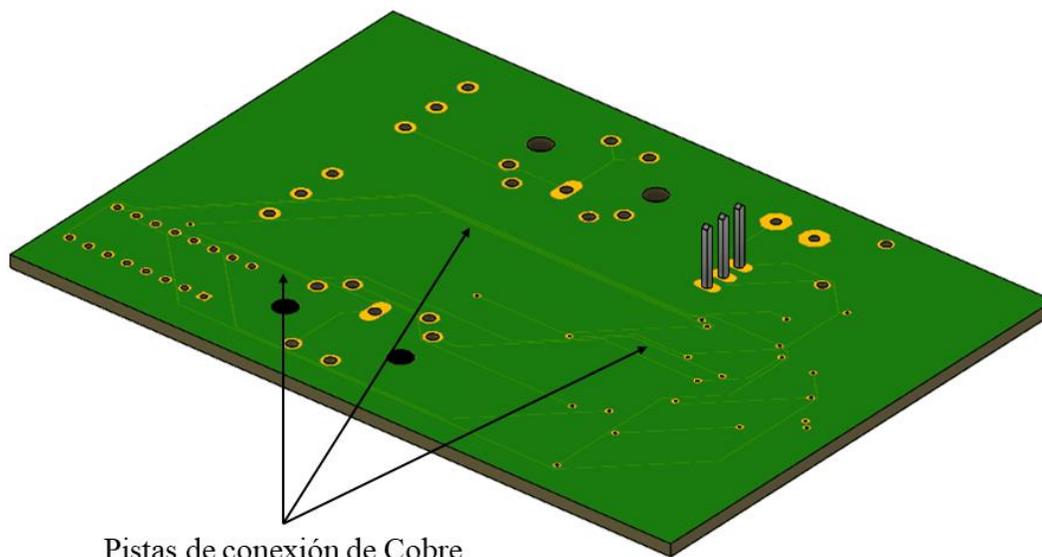


Figura 20: Capa inferior del modelo 3D del circuito de 90 mm x 60 mm.

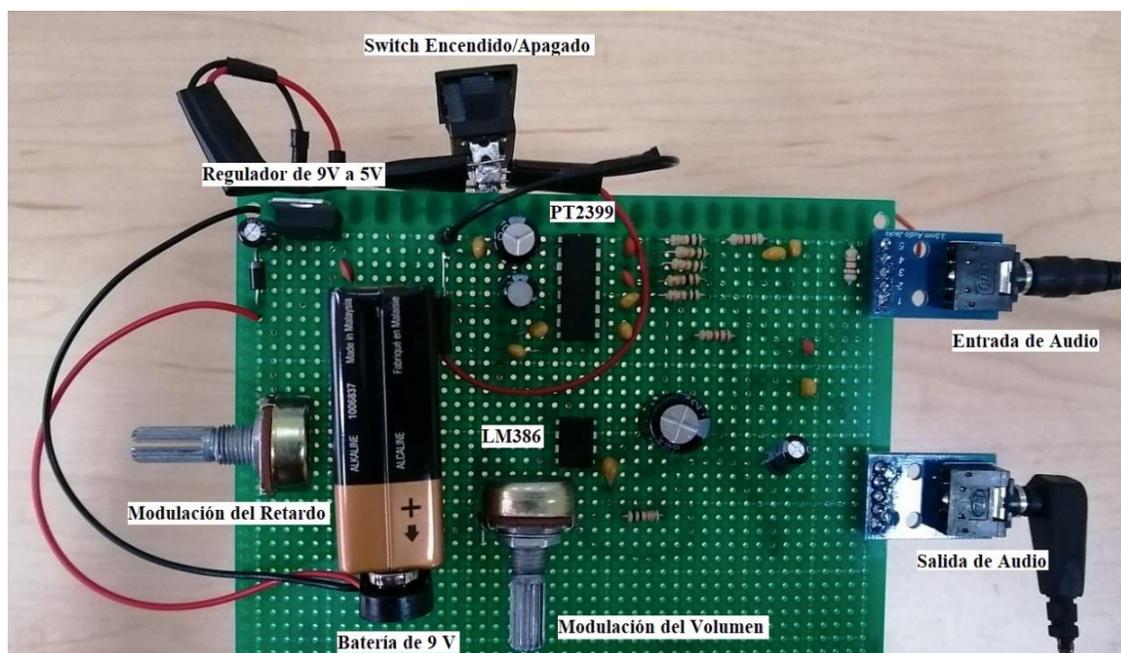


Figura 21: Circuito soldado en la placa perforada de una capa de 120 mm x 65 mm.

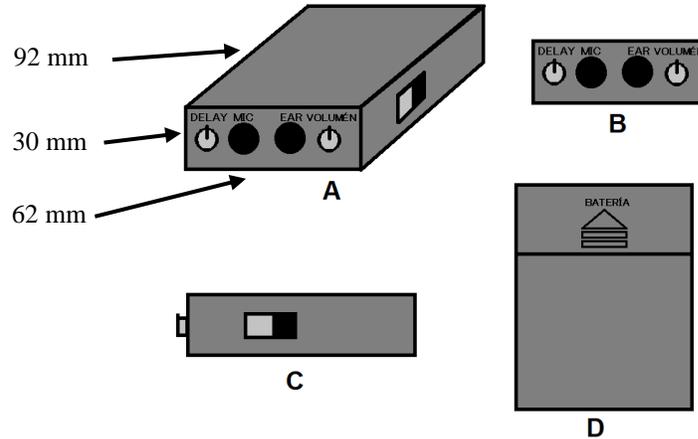


Figura 22: Propuesta de vistas de la cubierta del dispositivo de 92 mm x 62 mm x 30 mm.
A: Vista de Frente y Lateral. B: Vista de Frente. C: Vista Lateral. D: Vista de Abajo.

4.7. Discusión

La elección de los componentes del circuito regulador de voltaje de 9 V a 5 V DC, cumplen con los requisitos para el funcionamiento del CI encargado del retardo de la señal, PT2399 (entre 4.5 V y 5.5 V, [21]) y del CI responsable del aumento o disminución del volumen, LM386 (entre 4 V y 12 V, [24]). El cual efectivamente entrega la tensión a cada uno de los CI. De igual forma los componentes seleccionados cumplen con los requisitos la etapa de retardo y amplificación correctamente.

Para el circuito utilizado en la etapa de retardo, se utilizó el esquemático sugerido en las hojas de datos del CI [20], con una modificación realizada en el filtro de entrada, realizando un filtro pasa banda con la intención de filtrar toda señal fuera del rango entre 200 Hz y 19.2 kHz, para que se encuentren dentro del rango audible por el humano, correspondiente de 20 Hz y 20 kHz [23]. Dicho esquemático es mostrado en la Figura 16. En la hoja de datos se entrega una tabla donde se muestran los retardos obtenidos según el valor de la resistencia conectada al VCO (pin 6) del CI, dichos valores serán corroborados en el Capítulo 5.

De igual forma que con el CI anterior, se utilizó un esquemático propuesto en la hoja de datos del LM386 [24], específicamente uno que establece la ganancia mínima e interna del CI, indicado en la Figura 18. Esta ganancia de voltaje, anteriormente mencionada tiene un valor de 20, la cual también será corroborada en el Capítulo 5.

Finalmente, cabe mencionar que no se fabricó el dispositivo en PCB, debido a limitaciones relacionadas con la disponibilidad técnica del proceso, pero como se explicó anteriormente, se replicó en una placa perforada de una capa, logrando dimensiones de 120 mm x 65 mm (Figura 21), no tanto más grande de lo que se generó en la modelación 3D de la placa PCB diseñada, cuyas medidas fueron

de 90 mm x 60mm (Figura 19 y Figura 20), lo que se puede considerar como el tamaño más pequeño para la implementación del dispositivo en una placa, con los componentes utilizados. También se presentaron limitaciones técnicas en el desarrollo de la cubierta del dispositivo, por lo cual se entregan medidas mínimas necesarias para su realización, que serían de 92 mm x 62 mm x 30 mm, para el caso de la placa PCB. Por tales razones, este apartado quedará para el trabajo futuro que se pudiera realizar con el dispositivo.



Capítulo 5. Resultados de la Prueba Piloto

5.1. Introducción

Para validar la funcionalidad del dispositivo se realizaron dos pruebas, primero en el circuito montado en la protoboard y luego en el circuito soldado en la placa perforada.

La primera prueba realizada, se llevó a cabo con la finalidad de visualizar el retardo en la señal, mientras que la segunda prueba, fue con el propósito de validar el correcto funcionamiento del dispositivo implementado. De esta manera, se logra verificar el retardo según el valor de la resistencia y también la ganancia generada por el amplificador.

5.2. Primera Prueba Piloto Realizada en la Protoboard

La siguiente prueba se llevó a cabo en el laboratorio de Ingeniería Civil Biomédica, utilizando un Generador de Funciones GW INSTEK, modelo GFG-8216A, con señal senoidal, y voltaje de operación de 700 mV AC, modulando la frecuencia desde 200 hasta 20 kHz, para simular la voz humana. Para su visualización, se ocupó un Osciloscopio Tektronix MSO 2024B, junto con su software Tektronix OpenChoise Desktop, el cual captura la imagen mostrada en la pantalla del osciloscopio.

5.2.1 Adquisición de señales

Esta primera prueba, se realizó con el propósito de ver el retardo de la señal, respecto de su entrada. Para llevarlo a cabo, se realizó lo siguiente: mantener el retardo con un valor de resistencia del potenciómetro de 20.7 K Ω , pero variando la frecuencia entre 200 Hz y 20 kHz. Posteriormente

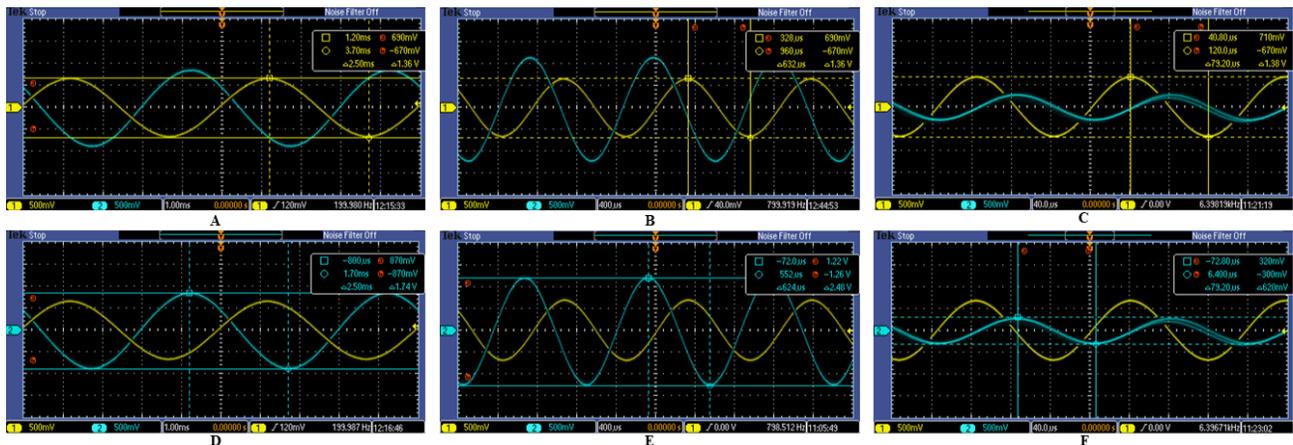


Figura 23: Señales obtenidas en la primera prueba piloto.

Donde la señal amarilla (1) representa la entrada y la señal celeste (2) la salida del sistema. Las imágenes A y D son utilizando 200Hz, B y E fueron usando 800 Hz, por último, C y F empleando 6400 kHz.

fueron capturadas imágenes de las señales con el software del osciloscopio. Cabe destacar que para esta prueba, no se realizó la amplificación con el CI LM386.

En la Figura 23, se obtienen observados, mostrados en la Tabla 3. Un aspecto importante a destacar es que sobrepasando los 6.400 kHz, la señal de salida se atenúa considerablemente. Esto ocurre ya que el dispositivo se encuentra implementado en una protoboard, en la cual se genera ruido al haber muchas conexiones. Pero al ser notorio el retardo de la señal de salida, se decidió a traspasar el circuito a la placa perforada, con la intención de eliminar esta interferencia.

5.2.2 Resultados Obtenidos en la Primera Prueba Piloto

Cómo es posible ver en la Tabla 3, se entregan los resultados obtenidos en la prueba, que cuenta con cuatro columnas. La primera muestra el máximo voltaje de la señal de entrada en [V], la segunda columna indica lo mismo, pero para la salida del PT2399. La tercera muestra la ganancia de voltaje (ΔV_{Out-In}). La cuarta y última columna, señala el aumento de la frecuencia, que es suministrada desde el generador de funciones.

Tabla 3: Resultados obtenidos en la primera prueba piloto.

Máximo Señal Entrada [V]	Máximo Señal Salida [V]	ΔV_{Out-In}	Frecuencia utilizada en el Generador de Funciones [Hz]
0.69	0.87	1.26	200
0.70	1.10	1.57	400
0.69	1.22	1.77	800
0.71	1.22	1.72	1600
0.73	0.70	0.96	3200
0.71	0.32	0.45	6400
0.70	≈0	≈0	12800
0.71	≈0	≈0	25600

En la Figura 24 es posible observar que, hasta la cuarta muestra, la salida tiene una pequeña amplificación con respecto a la entrada, pero luego baja abruptamente hasta llegar prácticamente a 0 [V]. Eso afecta directamente a la ganancia, tal como se ve en la tercera columna de la Tabla 3.

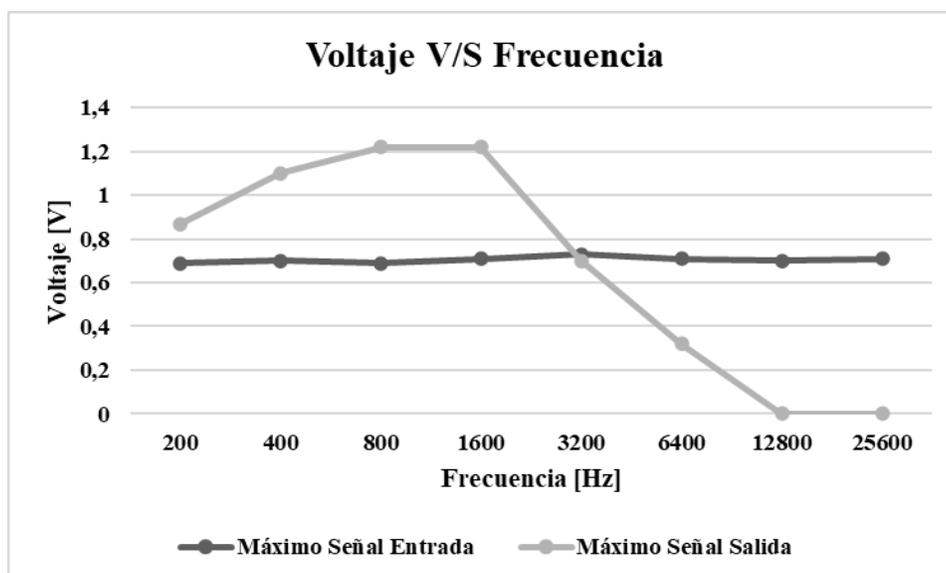


Figura 24: Gráfica Voltaje versus Frecuencia obtenidas en la primera prueba piloto.

Antes de realizar el traspaso del circuito a la placa perforada, se añadió la etapa de amplificación de la señal, debido a los errores antes mencionados. La mejora en el funcionamiento se verá reflejado en los resultados futuros, en el capítulo 5.3.2., donde se desarrolla más a profundidad.

5.3. Segunda Prueba Piloto Realizada en la Placa Perforada

Las siguientes pruebas piloto fueron llevadas a cabo en el laboratorio de Ingeniería Civil Biomédica, utilizando el dispositivo soldado en la placa perforada de la Figura 21, un Osciloscopio Tektronix MSO 2024B y su software Tektronix OpenChoise Desktop, el cual permite capturar imágenes de la pantalla del osciloscopio, datos de la forma de onda y configuraciones desde una computadora con Microsoft Windows. También fue utilizado un micrófono de solapa con conexión a un Jack de 3.5mm, para la entrada del audio. Y por último, para la salida de audio, se usaron audifonos In-Ears también con conexión a un Jack de 3.5mm de la marca KZ, modelo ZSN Pro.

Para el cálculo de la ganancia, se utilizarán las siguientes dos ecuaciones, en donde (5.3.1) corresponde a la Ecuación de Ganancia de Voltaje adimensional y (5.3.2) es la Ganancia en voltaje expresado en decibeles (dB), que tiene V_{Out} sobre V_{In} .

$$\Delta V = \frac{V_{Out}}{V_{In}} \quad (5.3.1)$$

$$\Delta V[dB] = 20 * \log \Delta V \quad (5.3.2)$$

5.3.1 Adquisición de las Señales Resultantes

Las señales se obtuvieron ocupando la instrumentación antes mencionada. La configuración usada en el osciloscopio fue la siguiente: cada canal fue utilizado usado a una escala de 500 mV (eje Y), el muestreo se realizó en 400 ms (eje X). Se utilizaron tres canales del osciloscopio, el primero para la entrada del micrófono, el segundo para la etapa entre la salida del PT2399 y la entrada del LM386, el tercer canal representa la salida por los audífonos. Las señales mostradas en la Figura 25, representan la pronunciación de la palabra “Hola”, que se intentó decir con la misma entonación y con la misma intensidad.

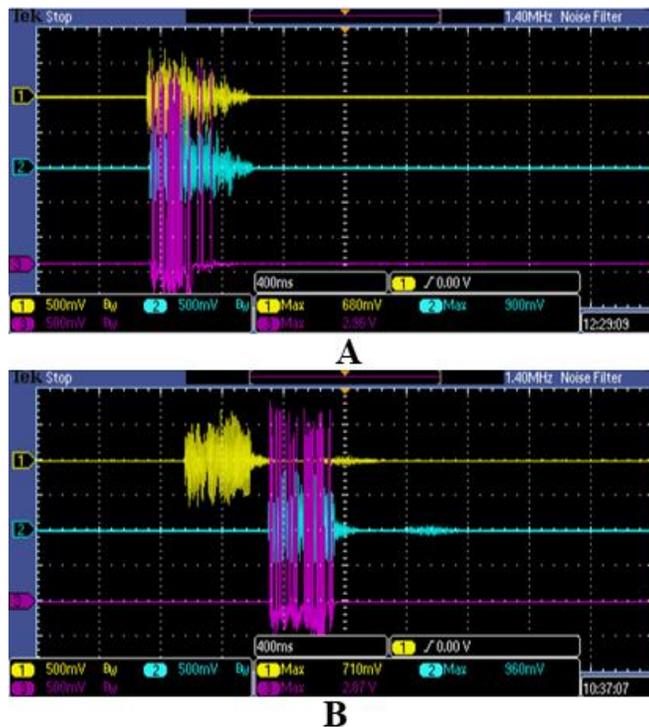


Figura 25: Vistas de señales adquiridas con osciloscopio.

La primera señal, amarilla, representa la entrada del audio. La segunda señal, celeste, la señal entre la salida del PT2399 y la entrada del LM386. Y la tercera señal, rosada, la salida del audio.

5.3.2 Resultados Obtenidos en la Segunda Prueba Piloto

En la Figura 25 se muestran solo 2 de los 17 resultados obtenidos en la adquisición de los datos. En específico el primero y el último, en la Tabla 4, están expresados en su totalidad. Como se puede identificar en la columna de la resistencia y la del retardo, presentan el mismo comportamiento, ya que cuando una desciende la otra igual y si una aumenta su valor, la otra también lo hace, tal como se ve en la Figura 26 y como ocurre con la Tabla 2. Otro punto importante a considerar es el valor promedio entre las 17 muestras por cada una de las señales, obteniendo 0.67 V, 0.88 V y 2.84 V, para la señal 1, 2 y 3 respectivamente. Se puede notar un aumento de voltaje al pasar de una a otra etapa, representado mejor en la Tabla 6, en donde se encuentran las ganancias de voltaje de cada etapa.

Tabla 4: Resultados obtenidos en la segunda prueba piloto.
 Se muestran los valores de resistencia en [Ω] y su respectivo retardo en [ms] para cada muestra obtenida.
 Además de su voltaje máximo en tres etapas del circuito implementado.

	Resistencia [Ω]	Retardo [ms]	Voltaje Peak Señal 1 [V]	Voltaje Peak Señal 2 [V]	Voltaje Peak Señal 3 [V]
1	47.2 K	567	0.71	0.96	2.87
2	44.3 K	525	0.62	0.88	2.60
3	41.5 K	485	0.68	0.76	2.76
4	35.5 K	419	0.64	0.84	2.68
5	32.3 K	389	0.68	0.80	2.78
6	29.8 K	362	0.70	0.88	3.00
7	23.7 K	295	0.72	0.84	3.12
8	17.8 K	228	0.66	0.88	3.04
9	14.4 K	185	0.70	0.84	2.96
10	11.5 K	178	0.70	0.92	2.88
11	8.6 K	120	0.70	0.92	2.84
12	5.8 K	86	0.66	0.86	2.78
13	4.4 K	78	0.64	0.88	2.72
14	2.9 K	68	0.66	0.86	2.84
15	1.5 K	47	0.64	0.94	2.76
16	794	41	0.62	0.98	2.64
17	100.1	33	0.68	0.90	2.96
	Voltaje promedio entre todas las muestras obtenidas		0.67	0.88	2.84

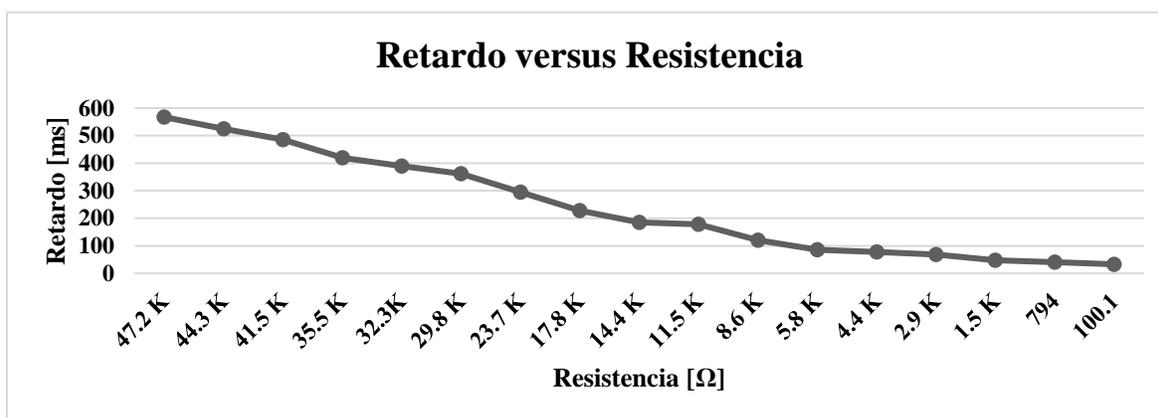


Figura 26: Gráfica del Retardo versus Resistencia.
 Resultados obtenidos en la prueba piloto, variando el valor de la resistencia que modula el retardo.

Se realizó una tabla comparativa, entre la Tabla 2 y la Tabla 4, con la finalidad de corroborar los tiempos de los retardos obtenidos.

Tabla 5: Comparación entre datos obtenidos de la hoja de datos del PT2399 y valores obtenidos en la segunda prueba piloto.

	Datos hoja de datos PT2399		Datos obtenidos en la Segunda Prueba Piloto	
	Resistencia [Ω]	Retardo [ms]	Resistencia [Ω]	Retardo [ms]
1	27.6 K	342	29.8 K	362
2	21.3 K	273	23.7 K	295
3	14.3 K	196	14.4 K	185
4	5.8 K	97	5.8 K	86
5	1.47 K	45	1.5 K	47
6	50	31	100.1	33

Como es posible ver en la Tabla 5, los resultados difieren, sin embargo se encuentran bastante cercanos a lo señalado en la hoja de datos del CI PT2399 [20].

Los tiempos de retardo se obtuvieron de un algoritmo realizado en Matlab, donde se cargaban las señales previamente exportadas del software OpenChoice del osciloscopio, que generaba archivos .csv por cada señal adquirida. Una vez ya cargadas las señales, se generan vectores de 5 columnas por cada archivo .csv cargado. La primera columna contiene nombres de ciertas variables, tales como: “Largo de la Señal” e “Intervalo de Muestreo”, entre otras. La segunda columna entrega los valores de esos nombres de la primera columna, por ejemplo el “Largo de la Señal” dice 6234, en el “Intervalo de Muestreo”, 6.39, y así con los demás. La tercera columna muestra las unidades de medida utilizadas, para el caso del “Largo de la Señal” fueron 6234 puntos, para el “Intervalo de Muestreo” fueron 6.39 segundos y así sucesivamente. Finalmente, en la cuarta y quinta columna, se encuentran los datos de la señal, en los ejes X e Y, respectivamente.

El algoritmo se basa en notar cambios en la señal de la quinta columna (Eje Y) y comparar dos señales, la salida por los audífonos con la entrada del micrófono. Cuando nota diferencias en tres posiciones de esa columna, marca la posición donde empezaron los cambios en la señal de salida y resta esa posición al cambio que ocurría en la señal de entrada. Esto da como resultado un entero, que al multiplicarlo por el tiempo, pero en milisegundos, se obtiene el tiempo de retardo para ese par de

señales. Se realiza el mismo procedimiento para las otras 16 muestras obtenidas, con las cuales se generó la Tabla 4. El algoritmo realizado se encuentra disponible en el siguiente enlace: <https://drive.google.com/drive/folders/1NYBB0NoTqnhZbGjfEIJJYZjbE9fkgAb?usp=sharing>

Utilizando las ecuaciones de ganancia, 5.3.1 y 5.3.2, junto con los valores de voltaje máximo obtenidos de la Tabla 4, específicamente la tercera, cuarta y quinta columna. Las cuales representan la señal de entrada por el micrófono, Señal 1, señal antes de amplificarla con el CI LM386, Señal 2 y por último la señal de salida por los audífonos, Señal 3. Los resultados obtenidos son mostrados en la Tabla 6.

Tabla 6: Resultados obtenidos de la segunda prueba piloto.

Se muestran las respectivas ganancias de Voltaje, expresadas de manera adimensional y en decibeles. La primera columna representa el número de la muestra. La segunda y tercera columna corresponden a la señal 1 y 2. La cuarta y quinta columna a la señal 2 y 3. Por último, la sexta y séptima columna corresponden a la entrada y salida del sistema, señal 1 y 3.

	ΔV_{1-2}	$\Delta V_{1-2}[dB]$	ΔV_{2-3}	$\Delta V_{2-3}[dB]$	ΔV_{1-3}	$\Delta V_{1-3}[dB]$
1	1.35	2.6	2.99	9.5	4.04	12.1
2	1.42	3.0	2.95	9.4	4.19	12.4
3	1.12	1.0	3.63	11.2	4.06	12.2
4	1.31	2.4	3.19	10.1	4.19	12.4
5	1.12	1.0	3.66	11.3	4.09	12.2
6	1.26	2.0	3.41	10.7	4.29	12.6
7	1.17	1.3	3.71	11.4	4.33	12.7
8	1.33	2.5	3.45	10.8	4.60	13.3
9	1.20	1.6	3.52	10.9	4.23	12.5
10	1.31	2.4	3.13	9.9	4.11	12.3
11	1.31	2.4	3.09	9.8	4.06	12.2
12	1.30	2.3	3.23	10.2	4.21	12.5
13	1.38	2.8	3.09	9.8	4.25	12.6
14	1.30	2.3	3.30	10.4	4.30	12.7
15	1.47	3.3	2.94	9.4	4.31	12.7
16	1.58	4.0	2.69	8.6	4.29	12.6
17	1.32	2.4	3.29	10.3	4.35	12.8

La Tabla 6 muestra las ganancias adimensionales y en decibels, estas están separadas por etapas, sombreando el máximo en cada una de ellas. Los resultados obtenidos gráficamente se muestran en la Figura 27 y Figura 28.

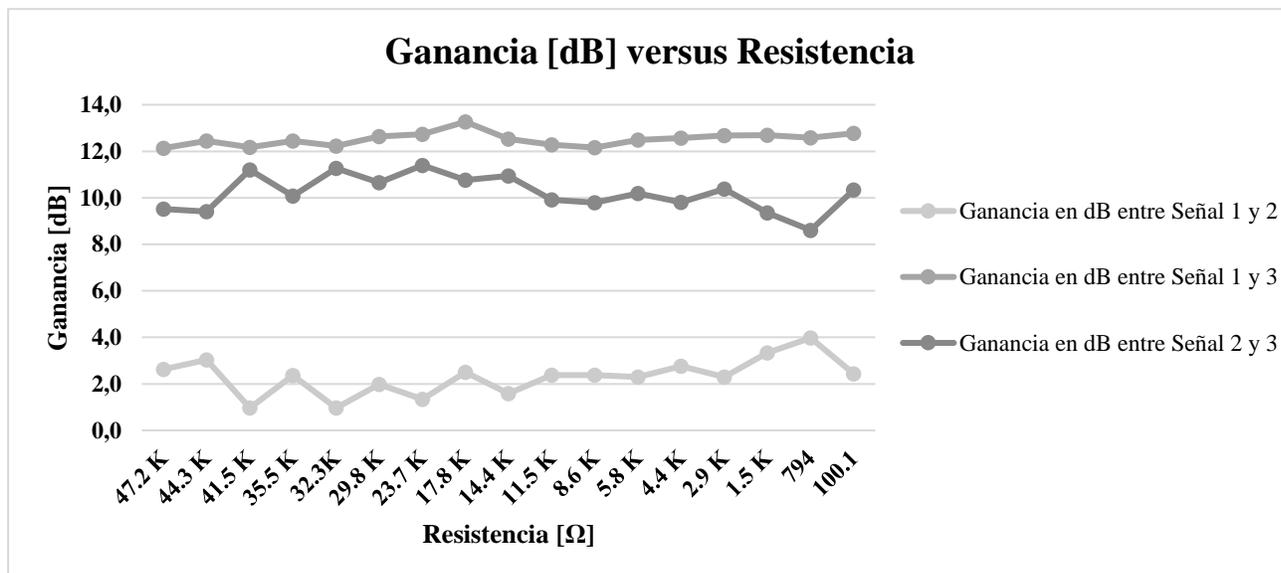


Figura 27: Gráfico de Ganancia de Voltaje en dB versus Resistencia del potenciómetro.

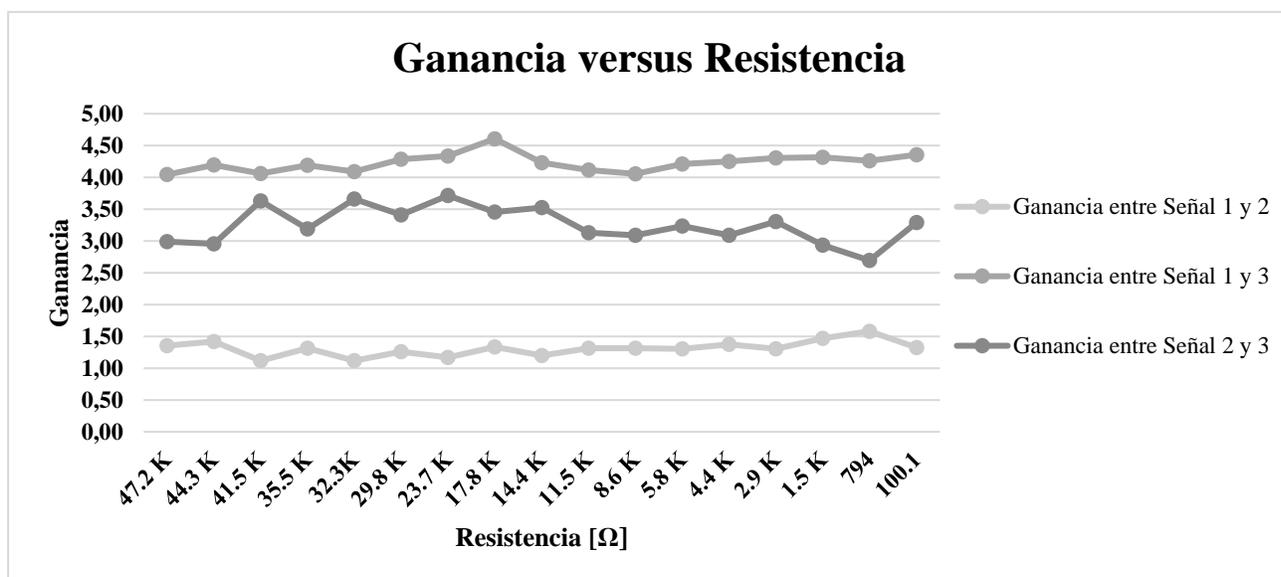


Figura 28: Gráfico de Ganancia de Voltaje adimensional versus Resistencia del potenciómetro.

Algo que se esperaba que ocurriera al utilizar el CI LM328 era que la señal tuviese ganancia 20, lo que no ocurrió. Para decifrar lo ocurrido, se simuló esta etapa en el software Multisim con las siguientes variables: Voltaje de alimentación de 5 V, Voltaje de Operación de 0,88 V AC (obtenido de la Tabla 4, que equivale al voltaje promedio de las 17 muestras obtenidas) como señal senoidal, 10kHz de frecuencia, el valor del potenciómetro se seteo en el máximo (máximo volumen), y también se utilizaron los mismos componentes utilizados en la Figura 18.

Los resultados obtenidos en la simulación, muestran un claro recorte en la señal de salida (azul), en la Figura 29, esto debido a que la hoja de datos del CI LM386 [24] y como se describió en

el 4.5, se recomienda un voltaje de operación de ± 0.4 V y lo utilizado en la implementación realizada es superior, 0.88 V.

Se realizan correcciones en la simulación, con la finalidad de corroborar si esa sugerencia es válida, y se demuestra que lo es efectivamente. Al tener un voltaje de operación de 0.3 V, manteniendo los 5 V de alimentación, los 10 kHz de frecuencia y el máximo valor de resistencia en el potenciómetro. En la Figura 30, se muestra la corrección efectuada en la alimentación del circuito, pero la señal de la salida (azul) se sigue recortando y su ganancia de voltaje es de 5.6 (14.9 dB).

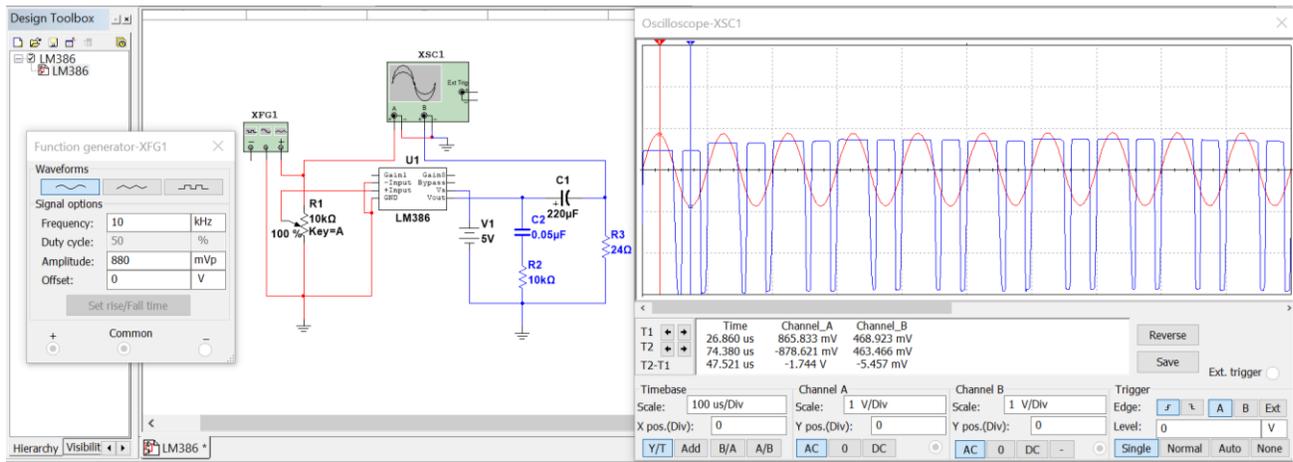


Figura 29: Simulación del funcionamiento de la implementación utilizada con el CI LM386.

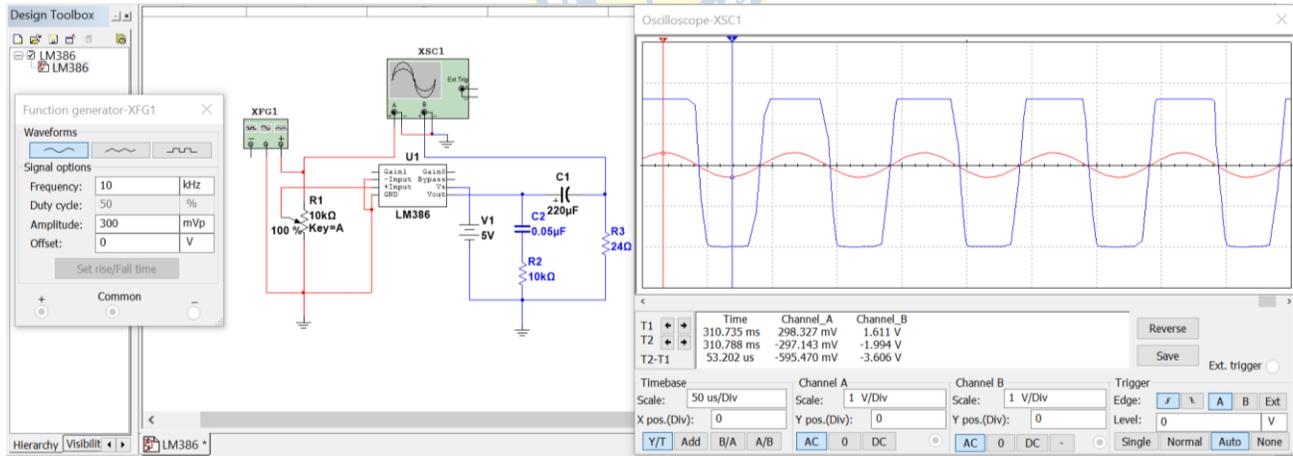


Figura 30: Simulación del primer funcionamiento de la implementación corregida con lo sugerido en la hoja de datos del CI LM386.

El LM386, se puede alimentar hasta con 12 V, según lo descrito en la hoja de datos [24], como se muestra en la Figura 31. En donde aún es posible ver un recorte en la amplitud de la señal, pero la ganancia de voltaje aumenta a 15.7 (23.9 dB). Efectivamente aumenta la ganancia, pero no llegan a ser el valor que describe.

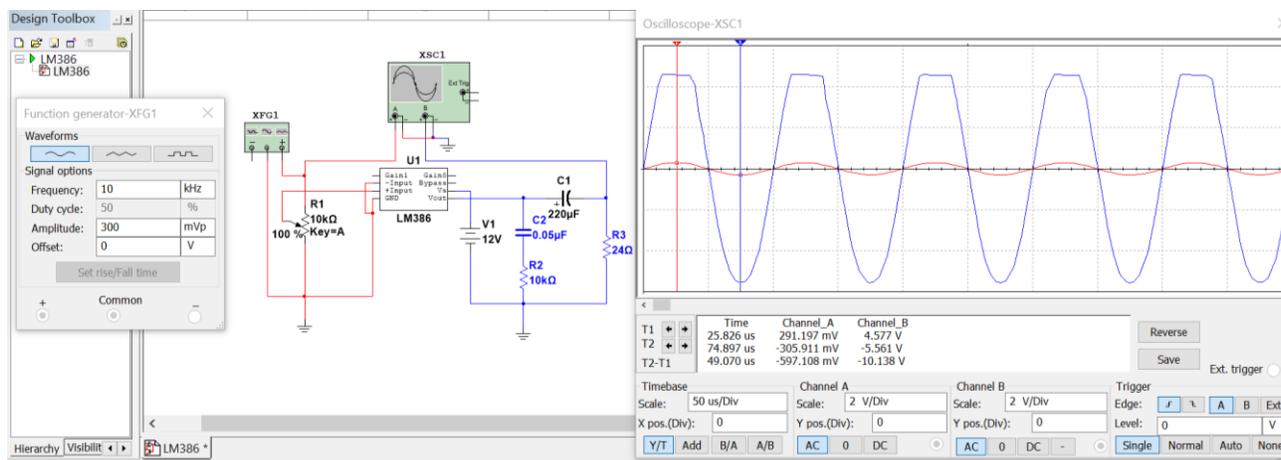


Figura 31: Simulación del segundo funcionamiento de la implementación corregida con lo sugerido en la hoja de datos del CI LM386.

Al momento de realizar la prueba, no fue necesario aumentar la ganancia, debido a que se escuchaba lo suficientemente fuerte para no interferir con la salud auditiva del usuario. Esto tomando en cuenta los datos de un estudio realizado el 2015 por la OMS, que indicó que el nivel máximo de exposición sin riesgos para el oído humano es de 85 dB durante un máximo de 8 horas [27].

5.4. Discusión

Los resultados obtenidos en las pruebas piloto son muy alentadores. Se logró un avance significativo en los objetivos propuestos con la implementación del dispositivo y las pruebas que se debían realizar con él.

Los resultados conseguidos al trasladar el dispositivo a la placa perforada mejoraron bastante a comparación con el circuito montado sobre el protoboard. Gracias a la segunda prueba piloto, fue posible cuantificar el retardo de la señal de salida en comparación con la señal de entrada, tal como se muestra en la Tabla 5. En ella es posible ver la diferencia entre lo expuesto en la hoja de datos del PT2399 y lo obtenido en la segunda prueba piloto. Las conclusiones hubiesen sido diferentes si se hubiese realizado solo la primera prueba.

No obstante, hay cosas que se deberán modificar, para luego realizar nuevas pruebas con el prototipo. Una de las pruebas que debieran ejecutarse, es probar la amplificación de la señal con otro Amplificador Operacional. Esto debido a lo ocurrido con el LM386, utilizado en este caso. También se podría seguir empleando el mismo CI, siempre y cuando el voltaje de operación sea menor, que en este caso fue en promedio 0.88 V. Una solución para esto sería la incorporación de un divisor de voltaje antes, que reduzca a lo menos a la mitad esa tensión.

Capítulo 6. Estudio de Mercado

6.1. Introducción

El objetivo principal del estudio era lograr implementar un dispositivo accesible para la población, en comparación con los valores existentes hoy en día en el mercado mundial. Por tal razón, se llevará a cabo un estudio de mercado, con la finalidad de encontrar el precio adecuado para el dispositivo creado.

6.2. Evaluación sobre el Precio Estimado

Se entregarán un estimado del valor que podría tener en el mercado un dispositivo como es el propuesto hoy en día.

Se define que, un dispositivo, como el propuesto será la unidad de medida de este producto. Calculando el costo unitario por producto, este valor corresponde al señalado en la Tabla 7, siendo un total de \$66.260 CLP, este precio aún no considera el precio de la cubierta exterior que protegerá el circuito interno, tampoco el valor por trabajo creativo y por la ejecución del dispositivo de desarrollado. Estos últimos dos tópicos, serán abordados durante el desarrollo de este capítulo.

Al comparar los precios de la competencia, vistos anteriormente en el Capítulo 3, los cuales van desde los \$800 USD a \$4.500 USD (en CLP corresponden a \$760.000 hasta \$4.300.000 aproximadamente) por unidad, esto sin considerar los gastos de importación y despacho a nuestro país, lo que haría que la cifra aumentara aún más. Si por ejemplo se considera el dispositivo que vale \$800 USD, el cual posee similares características al que se propone en este estudio, tendría que pagar un tributo aduanero, por regla general, las importaciones están afectas al pago del derecho ad valorem (6%) sobre su valor Cost Insurance and Freight (CIF), que incluye el costo de la mercancía, la prima del seguro y valor del flete de traslado, junto con el pago del Impuesto sobre el Valor Agregado, IVA (19%) sobre su valor CIF más el derecho ad valorem [28].

Se realizará el siguiente ejemplo de cálculo para ese dispositivo de \$800 USD:

- Valor: \$800 USD.
- Derecho ad valorem: \$ (6% de 800) USD = \$48 USD.
- IVA (19% sobre \$848 USD) = \$161,12 USD.
- Total de tributos aduaneros = \$209,12 USD.
- Total a pagar con impuestos incluidos = \$1.009,12 USD, equivalentes a \$ 910.000 CLP, valor sujeto al tipo de cambio.

También se puede hacer una cotización en casillas ubicadas en Miami, Estados Unidos. Las cuales son un servicio que consiste en brindar al cliente una dirección física en dicha localización, con personal autorizado para recibir, registrar, clasificar y despachar envíos a domicilio o sucursal hacia Chile [29]. Algunas de las empresas que ofrecen este servicio son Delex, Correos de Chile o Eshopex, las cuales tienen una sección en su página web, donde se puede cotizar el valor del envío, con el impuesto incluido. Los resultados de la cotización se señalan en las siguientes figuras: Figura 32, Figura 33 y Figura 34.

Figura 32: Cotización realizada en Delex. [30]

Para la cotización realizada en la página web de Delex, Figura 32, se calculó con un precio de \$800 USD, un peso estimado de 0.5 kg y dimensiones aproximadas de 10 cm x 20 cm x 10 cm. Obteniendo un monto de \$210.199 CLP, considerando el envío y los gastos de aduana.

Figura 33: Cotización realizada en Correos de Chile. [31]

En caso de la Figura 33, se realizó una cotización en la página web de Correos de Chile, tomando en cuenta un valor de \$800 USD, un peso estimado de 0.5 kg y dimensiones aproximadas de 10 cm x 20 cm x 10 cm. Obteniendo un monto de \$248 USD, considerando el envío hasta la VIII Región del Bío-Bío, junto con los gastos de aduana.

Calcula tu Envío Puesto en :	
Valor del Producto en USD (Miami) US\$:	800
Peso:	0.5 Kgs.
Entrega en :	Bío-Bío y Los Ríos
✓ Calcular	
Costo de Transporte: Pesos Chilenos	\$ 7411
Impuestos, Derechos y Otros: Pesos Chilenos	\$ 209843
Seguro: Pesos Chilenos	\$ 13229
Despacho: Pesos Chilenos	\$ 4641
Total estimado en : Pesos Chilenos	\$ 235124

Figura 34: Cotización realizada en Eshopex. [32]

Para este último caso se realizó una cotización en la página web de Eshopex, Figura 34, se calculó con un precio de \$800 USD, un peso estimado de 0.5 kg. En este caso la empresa cobra un precio respecto al peso real, no por peso volumétrico como las dos empresas anteriormente mencionadas. Esto arroja un monto de \$235.124 CLP, considerando el envío hasta la VIII Región del Bío-Bío, junto con los gastos de aduana.

Como es posible observar, el precio se eleva bastante. En total serían \$210.199 CLP en el caso de Delex, \$216.595 CLP con Correos de Chile y \$235.124 CLP utilizando Eshopex. En todos los casos el monto está por sobre \$200.000 CLP, este elevado costo hace más compleja la adquisición de uno de estos dispositivos para las personas que lo necesitan y no cuentan con los recursos suficientes para costearlo. A esos valores hay que sumarle los \$800 USD que vale el dispositivo por sí solo, lo que haría que la suma final supere el \$1.000.000 CLP.

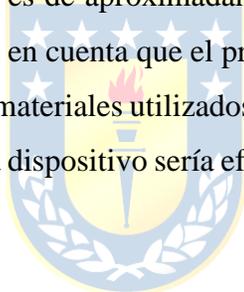
El monto presupuestado para el desarrollo del dispositivo propuesto es de \$66.260, pero ese valor no considera algunos gastos necesarios. La cubierta es uno de ellos, la cual se piensa realizar en un filamento que tenga alta dureza y durabilidad, como puede ser el policarbonato (PC) o el tereftalato

de polietileno (PET). La diferencia entre uno y otro material radica en el precio de fabricación, donde el filamento PC cuesta casi el doble que el PET. Cotizando el precio de impresión de la pieza para la cubierta, los valores van desde \$5.000 CLP hasta los \$25.000 CLP, considerando las dimensiones de la Figura 22, tomando un valor promedio de \$15.000 CLP. Lo que haría que el monto ascendiese a \$81.760 CLP, destinados a los costos de los materiales adquiridos a nivel local.

Ahora, considerando el trabajo creativo y la ejecución del dispositivo creado, se tiene un rango desde \$81.766 CLP hasta el monto de la competencia, que asciende a \$1.000.000 CLP. Por lo que el precio del dispositivo desarrollado tendrá amplio margen para encontrar un precio final, que permita la fabricar estos dispositivos y esto sea económicamente conveniente.

6.3. Discusión

El objetivo general del presente estudio era desarrollar un dispositivo DAF, con menor precio a los ya existentes hoy en el mercado. Se toma como referencia un producto con menor precio y con características similares al desarrollado, es de aproximadamente \$1.000.000 CLP, considerando los gastos de envío e importación. Teniendo en cuenta que el precio del dispositivo desarrollado tiene un amplio margen, y solo se consideran los materiales utilizados por un solo dispositivo, pero si se realiza una fabricación en masa, el valor de cada dispositivo sería efectivamente menor, por lo que el objetivo se cumpliría a cabalidad.



Capítulo 7. Discusión, Conclusión y Trabajo Futuro

7.1. Discusión

La implementación y el avance de la tecnología se ha transformado en un pilar fundamental para la humanidad y ha revolucionado la atención sanitaria, sobre todo en el último tiempo, con el auge expansivo de la telemedicina a causa de la pandemia de COVID-19.

En este sentido, el tratamiento para las PQT no se ha quedado atrás. Tal como se ha podido revisar en este informe, a lo largo de los años se han realizado variados estudios para corroborar si los dispositivos que cuentan con alguna retroalimentación auditiva son tan efectivos como se tiende a pensar. Esto sumado a que aún no se tiene una verdadera razón de por qué la gente llega a tener esta condición. Es por eso que es de vital importancia continuar con las innovaciones y con los estudios al respecto, debido a que, en nuestro país, el 5% de los niños y niñas en edad preescolar presenta tartamudez, lo que representa alrededor de 58.000 niños y niñas, según cifras entregadas por el Censo de 2017.

Otro factor importante a considerar es la escasa investigación que existe al respecto en nuestro idioma, lo cual significa una falta de oportunidades gigantesca para quienes cuentan con esta condición, y no tienen los recursos para poder acceder a los dispositivos ya existentes, debido a su elevado costo. Es por esto por lo que elaborar un dispositivo en nuestro país le abriría un mundo de oportunidades a estas personas que padecen este trastorno del habla.

7.2. Conclusiones Generales

Los resultados alcanzados en las pruebas piloto desarrolladas fueron muy alentadores e incitan a seguir trabajando en la incorporación de nuevas innovaciones e investigaciones relacionadas con la Tartamudez, sobre todo en español, algo necesario al ser un campo poco abordado en ese idioma.

Haber generado un retardo con el dispositivo, y que este sea cuantificable, facilita el trabajo para nuevos estudios que se pueden llevar a cabo tomando en cuenta lo elaborado durante esta Memoria de Título.

Se logró generar un producto más económico que los que hoy en día están presentes en el mercado mundial, por lo que sería más accesible para las personas que quieran adquirir uno de estos dispositivos en Chile.

7.3. Trabajo Futuro

Como el estudio de esta Memoria de Título se centró en la implementación de un dispositivo Anti-Tartamudez basado en DAF, y tal como se explicó en la sección 1.3, sería de gran utilidad poder incorporar al dispositivo, la modulación de la frecuencia (FAF). De esta manera el dispositivo tendría características más similares a los que están presentes en el mercado, tales como los de SpeechEasy™ o los de CasaFuturaTech™, los cuales cuentan con el efecto de AAF, tal como se señala en el Capítulo 2, trae mejores resultados y beneficios a las PQT.

Un objetivo primordial a considerar en futuras investigaciones es poder concretar la prueba del dispositivo en pacientes reales, para de esta manera validar el estudio realizado. Para esto sería necesario obtener los permisos correspondientes, en este caso del Comité de Ética de la Facultad de Ingeniería o el de la Facultad de Medicina. Sería muy importante y de gran utilidad, ver cómo funciona el dispositivo fuera de las pruebas realizadas en el laboratorio, incluso el solo hecho de realizar esos estudios podrían llegar a transformarse en futuras Memorias de Título, sumándole también la incorporación de la función FAF al dispositivo.

Otro factor importante para tener en cuenta es el desarrollo de una cubierta para el dispositivo, la cual por motivos de disponibilidad técnica no se pudo llevar a cabo. Dicha cubierta podría ser hecha con filamentos 3D, tales como PC o PET, ya que poseen buena calidad, dureza y durabilidad. Todo esto con la finalidad de que el circuito montado en la placa no sufra desperfectos en las pruebas que se pudieran realizar en el futuro. Pero para poder desarrollar la cubierta, antes se debe concretar la impresión de la placa PCB, con la finalidad de poder hacer más pequeño el producto final.

Referencias

- [1] G. Leal, A. Junqueira Bohnen y R. Escobar Díaz, "Nuevos desafíos en la tartamudez" *Logopedia.mail*, pp. 1-6, 2015.
- [2] J. Hernández Jaramillo y Y. Gil Lozada, "Efectos de la retroalimentación auditiva retardada" *Ciencias de la Salud*, pp. 243-251, 2014.
- [3] M. B. López, "Espasmodia, tratamiento y diagnóstico" *Revista Medica Clinica Las Condes*, pp. 486 - 490, 2009.
- [4] K. Kyriakou y B. Seal, "Immediate Effects of Altered Auditory Feedback on Associated Motor Behaviors of People Who Stutter" *Current Journal of Applied Science and Technology*, n° 39, pp. 129-146, 2020.
- [5] R. Retamal Ortiz, "LitoralPress" 5 Marzo 2021. [En línea]. Available: https://www.litoralpress.cl/sitio/Prensa_Texto.cshtml?LPKey=5WS2GFHBTASWDDXEQ67Z3OXY7SP7IBAACLAAZ3J3MX25O3GSGP3Q. [Último acceso: 9 Noviembre 2021].
- [6] M. Fernández-Martín, N. Calet y J. A. González, "Nuevas tecnologías empleadas en la intervención de la tartamudez: Una Revisión" *Revista de Investigación en Logopedia*, n° 2, pp. 88-106, 2016.
- [7] SpeechEasy, "SpeechEasy - Devices" [En línea]. Available: <https://speecheasy.com/devices/>. [Último acceso: 10 Noviembre 2021].
- [8] CasaFuturaTech, "Shop DAF Stuttering Therapy Devices" [En línea]. Available: <https://casafururatech.com/daf-devices/>. [Último acceso: 18 Diciembre 2021].
- [9] J. Macleod, J. Kalinowski, A. Stuart y J. Armson, "Effect of single and combined altered auditory feedback on sluttering frequency at two speech rates." *Journal of Communication Disorders*, pp. 217-228, 1995.
- [10] G. Sparks, D. E. Grant, K. Millay, D. Walker-Batson y L. S. Hynan, "The effect of fast speech rate on stuttering frequency during delayed auditory feedback" *Journal of Fluency Disorders*, n° 27, p. 187–201, 2002.
- [11] M. Lincoln y C. Walker, "A survey of Australian adult users of altered auditory feedback devices for stuttering: Use patterns, perceived effectiveness and satisfaction" *Disability and Rehabilitation*, p. 1510 – 1517, 2007.
- [12] "McGuire Program" [En línea]. Available: <https://www.mcguireprogramme.com/es>. [Último acceso: 10 Noviembre 2021].
- [13] A. Almudhi, "Evolution in technology and changes in the perspective of stuttering therapy: A review study" *Saudi Journal of Biological Sciences*, n° 28, p. 623–627, 2021.
- [14] B. S. Lee, "Some Effects of Side-Tone Delay" *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 22, pp. 639-640, 1950.
- [15] A. Foundas, A. Bollich, J. Feldman y D. M. Corey, "Aberrant auditory processing and atypical planum temporale in developmental stuttering" *Neurology*, vol. 63, pp. 1640 - 1646, 2004.
- [16] D. G. Mackay, "Metamorphosis of a Critical Interval: Age-Linked Changes in the Delay in Auditory Feedback that Produces Maximal Disruption of Speech" *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 43, pp. 811-821, 1968.

- [17] C. Sicotte, P. Lehoux y J. Fortier-Blanc, "Feasibility and outcome evaluation of a telemedicine application in speech–language pathology" *Journal of Telemedicine and Telecare*, vol. 9, pp. 253-258, 2003.
- [18] F. M. Fadzilah y N. I. Arshad, "Towards the Development of Criteria to Assess" de *PACIS 2017 Proceedings*. 240. <https://aisel.aisnet.org/pacis2017/240>, 2017.
- [19] VoiceAmp, "VoiceAmp" [En línea]. Available: <http://voiceamp.net/v600/>. [Último acceso: 20 Diciembre 2021].
- [20] Princeton Technology Corp, "All Data Sheet" [En línea]. Available: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/35152/PTC/PT2399.html>. [Último acceso: 3 Mayo 2022].
- [21] ElectroSmash, "ElectroSmash - PT2399 Analysis" [En línea]. Available: <https://www.electrosmash.com/pt2399-analysis>. [Último acceso: 16 Mayo 2022].
- [22] C. K. Alexander y M. N. O. Sadiku, "Fundamentos de Circuitos Eléctricos" de *Fundamentos de Circuitos Eléctricos*, Ciudad de México, McGraw-Hill Interamericana, 2006, pp. 638-639.
- [23] A. Casas, O. Cruz y J. Uriel, "¿Te gustaría grabar tu voz u otros sonidos?, aquí te damos una idea" *Revista Digital Universitaria*, vol. 18, n° 8, 2017.
- [24] Texas Instruments, "LM386 Datasheet" Mayo 2017. [En línea]. Available: <https://www.ti.com/product/LM386?keyMatch=LM386&tisearch=search-everything&usecase=GPN>. [Último acceso: 2 Julio 2022].
- [25] PCP Audio, "PCP Audio - Filtros Pasivos" [En línea]. Available: https://www.pcpaudio.com/pcpfiles/doc_altavoces/filtros_pasivos/filtrospasivos.php#filtros_zobel. [Último acceso: 20 Julio 2022].
- [26] KZ - Knowledge Zenith, "KZ ZSN Pro" [En línea]. Available: <https://kz-audio.com/kz-zsn-pro.html>. [Último acceso: 18 Julio 2022].
- [27] BBC, "¿Cuánto tiempo y a qué volumen puedes escuchar música sin dañar tu oído?" 03 Marzo 2015. [En línea]. Available: https://www.bbc.com/mundo/noticias/2015/03/150303_ruido_musica_exposicion_oido_decibelio_jm. [Último acceso: 31 Julio 2022].
- [28] Aduanas Chile, "Aduanas Chile" [En línea]. Available: Por regla general, las importaciones están afectas al pago del derecho ad valorem (6%) sobre su valor CIF (costo de la mercancía + prima del seguro + valor del flete de traslado) y pago del IVA (19%) sobre su valor CIF más el derecho ad valorem.. [Último acceso: 29 Julio 2022].
- [29] Correos de Chile, "Casilla Internacional - Correos de Chile" [En línea]. Available: https://casillainternacional.com/como_preguntas.aspx. [Último acceso: 29 Julio 2022].
- [30] Delex, "Delex - Casilla Internacional en Miami" [En línea]. Available: <https://www.delex.cl/newsite/cotizador.do>. [Último acceso: 29 Julio 2022].
- [31] Correos de Chile, "Casilla Internacional - Correos de Chile" [En línea]. Available: https://casillainternacional.com/tarifas_calculadora.aspx. [Último acceso: 29 Julio 2022].
- [32] Eshopex, "Eshopex" [En línea]. Available: <https://eshopex.cl/tarifas/calculadora/>. [Último acceso: 22 Julio 2022].

Anexo A. Materiales utilizados para la implementación del dispositivo

Para la implementación física del dispositivo, se ocuparon los siguientes materiales mostrados en la Tabla 7:

Tabla 7-A: Materiales utilizados en la implementación, cantidad y precio de cada uno de ellos.

Material o Componente	Cantidad Utilizada	Precio por Unidad (CLP)
Capacitor Cerámico de 5600 pF	1	\$390
Capacitor Cerámico de 560 pF	2	\$390
Capacitor Cerámico de 0.01 μ F	2	\$390
Capacitor Cerámico de 0.1 μ F	7	\$390
Capacitor Electrolítico de 10 μ F	2	\$390
Capacitor Electrolítico de 47 μ F	1	\$390
Capacitor Electrolítico de 100 μ F	1	\$390
Capacitor Electrolítico de 220 μ F	1	\$390
Resistencia de 2.7 K Ω	1	\$390
Resistencia de 10 K Ω	2	\$390
Resistencia de 15 K Ω	3	\$390
Resistencia de 8.2 K Ω	2	\$390
Circuito Integrado PT2399	1	\$1.590
Circuito Integrado LM386	1	\$490
Potenciómetro 10 K Ω	1	\$480
Potenciómetro 50 K Ω	1	\$480
Diodo 1N4007	1	\$50
Protoboard	2	\$9.890
Regulador de Voltaje 5 V - LM7805	1	\$290
Batería 9 V	1	\$3.490
Conector Broche Batería 9 V	1	\$390
Jack Audio 3.5mm Hembra	2	\$990
Placa Perforada	1	\$2.490
Auriculares	1	\$20.000
Micrófono	1	\$5.000
TOTAL		\$66.260

Resumen FI. Formato Resumen de Memoria de Título

UNIVERSIDAD DE CONCEPCION – FACULTAD DE INGENIERIA

RESUMEN DE MEMORIA DE TITULO

Departamento	: Departamento de Ingeniería Eléctrica
Carrera	: Ingeniería Civil Biomédica
Nombre del memorista	: Benjamín Ignacio Sepúlveda Leiva
Título de la memoria	: Implementación de un Dispositivo Anti-Tartamudez basado en Delayed Auditory Feedback (DAF)
Fecha de la presentación oral	: 31 agosto 2022
Profesor(es) Guía	: Esteban Pino Quiroga
Profesor(es) Revisor(es)	: Pamela Guevara Alvez – Gerónimo Bolado López
Concepto	:
Calificación	:

Resumen

La tartamudez, también llamada disfemia o espasmofemia, se caracteriza por frecuentes repeticiones o prolongaciones de sonidos, sílabas o palabras, como también por muletillas o pausas que rompen el flujo del habla. Existen aparatos electrónicos los cuales producen una retroalimentación auditiva, los cuales son utilizados en terapia por las personas que tartamudean. Esta Memoria de Título se enfocó en el Delayed Auditory Feedback (DAF), a través de los cuales los sujetos se escuchan a sí mismos con un retardo mínimo de tiempo, ajustado por el usuario, representando un efecto coral. Algunos dispositivos también modifican la frecuencia de la voz de los usuarios, escuchando su voz más aguda o grave, llamada Frequency Altered Feedback (FAF). La finalidad del estudio fue la implementación física del dispositivo que tuviera un costo más accesible. Otro objetivo por desarrollar fue dar a conocer el método DAF, con sus usos, eficacia y limitaciones de estos dispositivos. Para lograr este objetivo, se realizó una búsqueda bibliográfica de múltiples palabras clave, en Google Académico, ResearchGate y ScienceDirect.

El dispositivo que se implementó cuenta con dos funciones: la de generar un retardo en la señal de audio y la de subir o bajar el volumen de la señal. Se incorporó una entrada para micrófono y otra para audífono. Además, se añadió en el dispositivo un interruptor de Encendido/Apagado.

En el mercado actual existen dispositivos que presentan DAF por sí solo o DAF junto con FAF, tales como los de la marca SpeechEasy™ con cuatro modelos disponibles, o la marca CasaFuturaTech™ con sus tres modelos existentes o la marca VoiceAmp™ con su modelo único. Un punto en contra a considerar son los precios elevados de estos dispositivos, costando desde \$800 USD hasta \$4.500 USD, dependiendo del modelo y marca. Por lo que se hace muy costoso, considerando los ingresos y gastos en Chile hoy en día. El dispositivo Anti-Tartamudez basado en DAF que se diseñó e implementó, tiene un costo en materiales de \$81.760 CLP, los cuales fueron adquiridos a nivel local, con la finalidad de abaratar los costos. El dispositivo cuenta con un retardo de audio cuantificado entre 33 y 567 ms, lo que se asemeja mucho a los de los dispositivos presentes en el mercado.

En conclusión, se logró generar un dispositivo más económico que los que hoy en día están presentes en el mercado, por lo que sería más accesible para las personas que quieran adquirir uno de estos dispositivos en Chile. Se consiguió la implementación física del dispositivo, alcanzando tiempos de retardo cuantificables en las pruebas piloto realizadas en laboratorio.