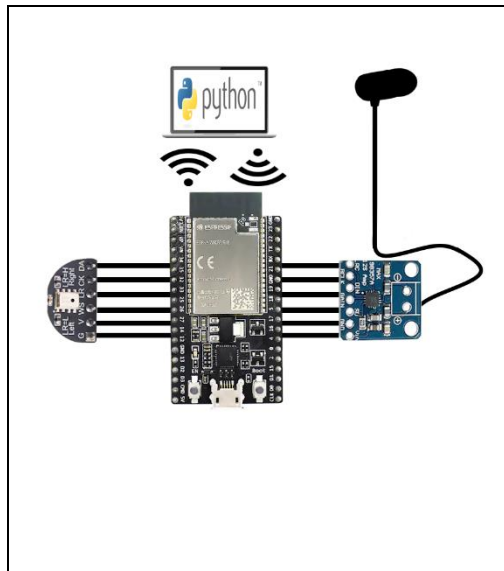


ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ  
ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

«Σχεδίαση και υλοποίηση υβριδικού ακουστικού  
βαρηκοΐας»



Του φοιτητή  
Ιωάννη Παύλου 517116

Επιβλέπων  
Ιορδάνης Κιοσκερίδης  
Καθηγητής

Σεπτέμβριος 2024

Τίτλος Δ.Ε. Σχεδίαση και υλοποίηση υβριδικού ακουστικού βαρηκοΐας

Κωδικός Δ.Ε. 23134

Φοιτητής: Ιωάννης Παύλου

Ονοματεπώνυμο εισηγητή. Ιορδάνης Κιοσκερίδης

Ημερομηνία ανάληψης Δ.Ε. 10-03-2023

Ημερομηνία περάτωσης Δ.Ε. 17-09-2024

*Βεβαιώνω ότι είμαι ο συγγραφέας αυτής της εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, έχω καταγράψει τις όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών, εικόνων και κειμένου, είτε αυτές αναφέρονται ακριβώς είτε παραφρασμένες. Επιπλέον, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία προετοιμάστηκε από εμένα προσωπικά, ειδικά ως διπλωματική εργασία, στο Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του ΔΙ.ΠΑ.Ε.*

*Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του φοιτητή Ιωάννη Παύλου που την εκπόνησε. Στο πλαίσιο της πολιτικής ανοικτής πρόσβασης, ο συγγραφέας/δημιουργός εκχωρεί στο Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος άδεια χρήσης του δικαιώματος αναπαραγωγής, δανεισμού, παρουσίασης στο κοινό και ψηφιακής διάχυσης της εργασίας διεθνώς, σε ηλεκτρονική μορφή και σε οποιοδήποτε μέσο, για διδακτικούς και ερευνητικούς σκοπούς, άνευ ανταλλάγματος. Η ανοικτή πρόσβαση στο πλήρες κείμενο της εργασίας, δεν σημαίνει καθ' οιονδήποτε τρόπο παραχώρηση δικαιωμάτων διανοητικής ιδιοκτησίας του συγγραφέα/δημιουργού, ούτε επιτρέπει την αναπαραγωγή, αναδημοσίευση, αντιγραφή, πώληση, εμπορική χρήση, διανομή, έκδοση, μεταφόρτωση (downloading), ανάρτηση (uploading), μετάφραση, τροποποίηση με οποιονδήποτε τρόπο, τμηματικά ή περιληπτικά της εργασίας, χωρίς τη ρητή προηγούμενη έγγραφη συναίνεση του συγγραφέα/δημιουργού.*

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του Διεθνούς Πανεπιστημίου της Ελλάδος, δεν υποδηλώνει απαραίτητως και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα, εκ μέρους του Τμήματος.

«Στους γονείς μου»



## Πρόλογος

Κατά την διάρκεια του μαθήματος Βιοϊατρική Τεχνολογία η ομάδα μου και εγώ ολοκληρώσαμε τον σχεδιασμό αναλογικών φίλτρων για ένα ακουστικό βαρηκοΐας και ήταν αρκετά ενδιαφέρον σαν θέμα. Έτσι σε συνεννόηση με τον καθηγητή Ιορδάνη Κιοσκερίδη επέλεξα να φτιάξω ένα ολοκληρωμένο σύστημα ακουστικού βαρηκοΐας κάνοντας την απαραίτητη επεξεργασία του σήματος με την χρήση προγραμματισμού.

## Περίληψη

Η βαρηκοΐα είναι ένα πρόβλημα που αντιμετωπίζει μεγάλο ποσοστό ανθρώπων και απασχολεί τόσο μικρές όσο και μεγάλες ηλικίες. Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι αντιμετώπισης της βαρηκοΐας που ποικίλουν ανάλογα με τον τύπο απώλειας ακοής τον βαθμό αλλά και τις προτιμήσεις του ασθενή. Μία από αυτές είναι τα ακουστικά βαρηκοΐας που εξελίσσονται συνεχώς προκειμένου να βοηθήσουν αλλά και να ικανοποιήσουν το όσο το δυνατόν περισσότερους ασθενείς. Στην εργασία μας δημιουργήσαμε ένα ακουστικό βαρηκοΐας το οποίο κάνει ψηφιακή επεξεργασία του ήχου προσαρμόζοντας κατάλληλα την ένταση ανάλογα με την συχνότητα του σήματος με βάση το ακούγραμμα που μας δόθηκε. Στην εργασία μας χρησιμοποιήσαμε το πρωτόκολλο I2S στον ESP32 ο οποίος λαμβάνει δεδομένα από το μικρόφωνο, μεταδίδει τα δεδομένα προς επεξεργασία και αφού λάβει τα δεδομένα του επεξεργασμένου σήματος τα εξάγει στον DAC ο οποίος οδηγεί το αναλογικό σήμα στα ακουστικά. Τα δεδομένα επεξεργάζονται σε φορητό υπολογιστή με την χρήση της Python. Το κέρδος που εφαρμόζουμε στην κάθε συχνότητα είναι σταθερό σε κάθε κύκλο επεξεργασίας αλλά η συνολική ένταση του σήματος αυξομειώνετε με την χρήση ενός γενικού συντελεστή κέρδους ο οποίος εξαρτάτε από την τιμή κορυφής τους σήματος εισόδου. Έτσι καταφέρνουμε να ενισχύουμε τους «χαμηλούς ήχους» και να μειώνουμε τους «δυνατούς» προσφέροντας ένα καλό ηχητικό αποτέλεσμα.

# «Design and implementation of a hybrid type hearing-aid»

«Ioannis Pavlou»

## **Abstract**

Hearing loss is a problem that affects a large percentage of people, impacting both young and older individuals. There are various methods to address hearing loss, which vary depending on the type and degree of hearing impairment as well as the patient's preferences. One of these methods is hearing aids, which are continuously evolving to assist and satisfy as many patients as possible. In our project, we developed a hearing aid that performs digital sound processing by appropriately adjusting the volume based on the signal frequency, according to the provided audiogram. Our project utilizes the I2S protocol on the ESP32, which receives data from the microphone, transmits the data for processing, and then outputs the processed signal data to the DAC, which directs the analog signal to the headphones. The data is processed on a laptop using Python. The gain applied at each frequency is fixed, but the overall signal intensity is adjusted using a general gain factor that depends on the peak value of the input signal. This approach allows us to amplify "soft sounds" and reduce "loud sounds," providing a balanced auditory outcome.

## **Ευχαριστίες**

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την μητέρα μου που ήταν δίπλα μου και με στήριζε καθ' όλη την διάρκεια της εργασίας όπως και της φοιτητικής μου πορείας. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω πολύ τους καθηγητές μου και ιδιαίτερα τον κ. Κιοσκερίδη που συνέβαλαν θετικά στην περάτωση της εργασίας μου, όντας πάντα πρόθυμοι να βοηθήσουν και μοιράζοντας απλόχερα την γνώση τους.

# Περιεχόμενα

Πρόλογος.....	v
Περίληψη.....	vi
Abstract .....	vii
Ευχαριστίες .....	viii
Περιεχόμενα .....	ix
Κατάλογος Σχημάτων .....	xi
Κατάλογος Πινάκων.....	xiii
Συνομογραφίες.....	xiv
Κεφάλαιο 1ο: Ήχος και Βαρηκοΐα .....	1
1.1 Εισαγωγή.....	1
1.2 Ανθρώπινη ακοή.....	2
1.3 Ασθένεια της βαρηκοΐας .....	7
1.4 Αντιμετώπιση βαρηκοΐας .....	7
1.4.1 Σχετικές εργασίες για την αντιμετώπιση της βαρηκοΐας.....	14
1.5 Επίλογος.....	16
Κεφάλαιο 2ο: Ακουστικά Βοηθήματα .....	18
2.1 Εισαγωγή.....	18
2.2 Ακουστικά βαρηκοΐας .....	18
2.2.1 Ιστορική εξέλιξη.....	18
2.3 Τύποι ακουστικών βαρηκοΐας .....	20
2.4 Σύγχρονα ακουστικά βαρηκοΐας .....	24
2.5 Πως παρεμβαίνουν τα ακουστικά στα σήματα εισόδου;.....	29
2.6 Επίλογος.....	32
Κεφάλαιο 3ο: Υλοποίηση Ακουστικού .....	33
3.1 Εισαγωγή.....	33
3.2 Βασικά μέρη ακουστικού .....	33
3.3 Σύνθεση ακουστικού .....	39
3.4 Εφαρμογή κέρδους σε ασθενή .....	46
3.5 Βιβλιοθήκες για την επεξεργασία σήματος.....	50
3.6 Ανάλυση επεξεργασίας .....	52
Κεφάλαιο 4ο: Πειραματικά Αποτελέσματα .....	55
4.1 Εισαγωγή.....	55

4.2	Αποτελέσματα δοκιμών.....	55
4.3	Ανάλυση αποτελεσμάτων.....	63
4.4	Κύκλωμα ακουστικού .....	65
4.5	Επίλογος.....	66
Κεφάλαιο 5ο:	Συμπεράσματα και προτάσεις βελτίωσης.....	67
5.1	Συμπεράσματα.....	67
5.2	Προτάσεις βελτίωσης .....	67
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....		69
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : ΚΩΔΙΚΑΣ ESP32 .....		72
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β : ΚΩΔΙΚΑΣ ΡΥΘΜΟΝ .....		76

## Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 1.1 (a) Η κίνηση των μορίων του αέρα από ένα ηχητικό κύμα που προέρχεται από ηχείο (b) Αναπαράσταση εγκάρσιου κύματος σε σχοινί [1] .....	1
Σχήμα 1.2 Η ένταση του ήχου σε κάθε συχνότητα που εμείς αντιλαμβανόμαστε ως ίση [3].....	3
Σχήμα 1.3 Ανατομία του ακουστικού συστήματος [10] .....	4
Σχήμα 1.4 Αναπαράσταση του εσωτερικού του κοχλία και του οργάνου του Corti [7].....	5
Σχήμα 1.5 Αναπαράσταση του εσωτερικού τριχωτού κυττάρου [11].....	6
Σχήμα 1.6 Ακούγραμμα κατωφλίων για το δεξί και αριστερό αυτί. [15] .....	9
Σχήμα 1.7 Ένα παράδειγμα ενός απλού ακοόμετρου με δυνατότητα φορητότητας (Grason-Statler, Inc) [16] .....	9
Σχήμα 1.8 Συσκευή τυμπανογράφου με το probe, το οποίο περιλαμβάνει μεγάφωνο, μικρόφωνο και αντλία.(MAICODiagnostics), <a href="https://www.maico-diagnostics.com/products/tympanometers/touchtym-p-screening">https://www.maico-diagnostics.com/products/tympanometers/touchtym-p-screening</a> .....	10
Σχήμα 1.9 (a) Τυμπανογράφημα με αποτέλεσμα τύπου A. (b) Τυμπανογράφημα με αποτέλεσμα τύπου B. (c) Τυμπανογράφημα με αποτέλεσμα τύπου C [15].....	12
Σχήμα 1.10 Σειρά από διαπασών διαφόρων συχνοτήτων [16] .....	12
Σχήμα 1.11 Διεξαγωγή ελέγχου Bing [16].....	13
Σχήμα 1.12 Διεξαγωγή Ελέγχου Weber [16]. .....	13
Σχήμα 1.13 Διεξαγωγή ελέγχου Rinne [16]. .....	14
Σχήμα 1.14 Διάγραμμα λειτουργίας ΑΙΗΑΣ [14]. .....	14
Σχήμα 1.15 Λειτουργία υποβοήθησης της εφαρμογής του ΑΙΗΑΣ [14]. .....	15
Σχήμα 1.16 Σύστημα ενίσχυσης αντίληψης ομιλίας βασισμένο στον DDAE [22]. .....	16
Σχήμα 2.1 Μεγέθη μικροφώνων σε συνάρτηση με την χρονιά κατασκευής τους [23].....	18
Σχήμα 2.2 a. Ακουστικό βαρηκοΐας τύπου In The Canal (ITC) b. Ακουστικό βαρηκοΐας τύπου In The Ear (ITE) [25].....	20
Σχήμα 2.3 Ακουστικό βαρηκοΐας τύπου Completely In Canal (CIC).....	20
Σχήμα 2.4 a. Ακουστικό βαρηκοΐας τύπου Behind The Ear (BTE) που προσαρμόζεται στο αυτί με ειδικά φτιαγμένο καλούπι b. Ακουστικό βαρηκοΐας τύπου Mini BTE που εφαρμόζει την ανοιχτή εφαρμογή στο κανάλι [25] .....	21
Σχήμα 2.5 A. Ακουστικό με τον δέκτη στην συσκευή που μεταφέρει τον ήχο μέσω του λεπτού σωληναρίου B. Ακουστικό που μεταφέρει τον ήχο μέσω καλωδίου με τον δέκτη να βρίσκεται στο κανάλι [29] .....	22
Σχήμα 2.6 Αναπαράσταση μεταφοράς ηχητικής πληροφορίας με αγωγή οστού [31] .....	23
Σχήμα 2.7 Τα διάγραμμα ροής φασματικής ανάλυσης, στο πεδίο του χρόνου (επάνω μέρος), στο πεδίο της συχνότητας (ενδιάμεσο μέρος) και υβριδικού τύπου (κάτω μέρος) [23].....	26
Σχήμα 2.8 Αρχή λειτουργίας μαγνητικού δέκτη [30].....	28
Σχήμα 2.9 Διάφοροι τύποι μπαταριών που χρησιμοποιούνται σε ακουστικά βαρηκοΐας με τις διαστάσεις σε mm. [30] .....	28
Σχήμα 2.10 Διάφορες παράμετροι συμπίεσης σε συσχέτιση με την αλλαγή της εισόδου [29].....	29
Σχήμα 2.11 Παράδειγμα μέτρησης στάθμης εισόδου όπου ο θόρυβος είναι σταθερός στα 55 dB SPL [30] .....	31
Σχήμα 3.1 Ακούγραμμα του ασθενή για τον οποίο υλοποιούμε το ακουστικό βαρηκοΐας.....	33
Σχήμα 3.2 Χαρακτηριστικά μικροφώνου MSM261S4030H0 [40].....	34
Σχήμα 3.3 Εξωτερική όψη του μικροφώνου MSM261S4030H0 με αναγραφή των Pin τροφοδοσίας και των Pin ρύθμισης του I2S [41].....	34

Σχήμα 3.4 Τεχνικά χαρακτηριστικά του ESP32 DevKitC V4 και χρήσεις των pins [39].....	35
Σχήμα 3.5 Block διάγραμμα με λειτουργίες, πρωτόκολλα και module του ESP32 DevKitC V4 [39].	36
Σχήμα 3.6 Εξωτερική όψη του MAX98357A με αναγραφή των pin τροφοδοσίας, κέρδους, shutdown και των pin για την ρύθμιση του I2S ( <a href="https://www.adafruit.com">https://www.adafruit.com</a> ) .....	37
Σχήμα 3.7 Βασικά τεχνικά χαρακτηριστικά του MAX98357A [42] .....	37
Σχήμα 3.8 Εξωτερικό προφίλ των ακουστικών E1000 [34].....	38
Σχήμα 3.9 Διάγραμμα λειτουργίας του συστήματος ακουστικού βαρηκοΐας που υλοποιούμε στην εργασίας μας.....	39
Σχήμα 3.10 Παραμετροποίηση επικοινωνίας μεταξύ ESP32 και μικροφώνου με την χρήση του πρωτοκόλλου I2S σε περιβάλλον Arduino-IDE.....	40
Σχήμα 3.11 Παραμετροποίηση επικοινωνίας μεταξύ ESP32 και DAC με την χρήση του πρωτοκόλλου I2S σε περιβάλλον Arduino-IDE.....	41
Σχήμα 3.12 Διάγραμμα περιγραφής διαχωρισμού λέξεων που χρησιμοποιείται στο MSB Format, μεταξύ αριστερού και δεξιού καναλιού με χρονικό συσχετισμό των τριών γραμμών του πρωτοκόλλου I2S [33] .....	41
Σχήμα 3.13 Ορισμός των GPIO Pin για την επικοινωνία συσκευές που χρησιμοποιούν το πρωτόκολλο I2S .....	41
Σχήμα 3.14 Διάγραμμα λειτουργίας χωρίς την χρήση και με την χρήση των DMA Buffer ( <a href="http://www.embetronicx.com">www.embetronicx.com</a> ).....	42
Σχήμα 3.15 Ρύθμιση επικοινωνίας Wi-Fi μεταξύ ESP32 και διακομιστή με την χρήση της βιβλιοθήκης Wifi.h σε περιβάλλον Arduino-IDE.....	43
Σχήμα 3.16 Διάγραμμα δεδομένων μικροφώνου, διόρθωση των ψηφιακών τιμών και αποστολή των δεδομένων μέσω Wi-Fi. ....	44
Σχήμα 3.17 Ορισμός του Python script ως διακομιστή και ρύθμιση του socket για την λήψη δεδομένων .....	45
Σχήμα 3.18 Κώδικας για την λήψη δεδομένων στον ESP32 μέσω Wi-Fi και εγγραφή των δεδομένων στον DAC.....	45
Σχήμα 3.19 Αντιστοίχιση των 0 dB HL σε ένταση dB SPL ανά συχνότητα βάση του ANSI S3.6-1996 [38] .....	46
Σχήμα 3.20 Αντιστοίχιση του συντελεστή $K_i$ ανά συχνότητα βάση του NAL-RP [30].....	50
Σχήμα 3.21 Συνάρτηση υπολογισμού gain factor .....	53
Σχήμα 3.22 Κέρδη συχνότητων στην γραμμική κλίμακα .....	54
Σχήμα 4.1 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 125Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου .....	55
Σχήμα 4.2 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 250Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου .....	56
Σχήμα 4.3 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 500Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου .....	56
Σχήμα 4.4 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 750Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου .....	57
Σχήμα 4.5 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 1000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου .....	57
Σχήμα 4.6 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 2000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου .....	58
Σχήμα 4.7 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 4000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου .....	58

Σχήμα 4.8 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 6000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου .....	59
Σχήμα 4.9 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 8000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου .....	60
Σχήμα 4.10 Αποτέλεσμα εξόδου με σήμα τετραγωνικών παλμών συχνότητας 300Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου .....	61
Σχήμα 4.11 Αποτέλεσμα εξόδου με σήμα τετραγωνικών παλμών συχνότητας 1000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου .....	62
Σχήμα 4.12 Αποτέλεσμα εξόδου με σήμα τετραγωνικών παλμών συχνότητας 2000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου .....	63
Σχήμα 4.13 Συναρμολογημένο κύκλωμα ακουστικού βαρηκοΐας .....	65

## **Κατάλογος Πινάκων**

Πίνακας 3.1: Υπολογισμός κατωφλίων ανά συχνότητα σε dB SPL .....	47
Πίνακας 3.2: Υπολογισμός κέρδους ανά συχνότητα βάση του NAL-RP .....	50
Πίνακας 4.1: Υπολογισμός κέρδους για τα ημιτονοειδές σήματα με σύγκριση εισόδου-εξόδου .....	64
Πίνακας 4.2: Υπολογισμός κέρδους για τα σήματα τετραγωνικών παλμών με σύγκριση εισόδου-εξόδου .....	64

## Συντομογραφίες

Δ.Ε.	Διπλωματική Εργασία
ΔΠΙΑΕ	Διεθνές Πανεπιστήμιο Ελλάδος
Π.Ε.	Πτυχιακή Εργασία
dB	Decibel
Hz	Hertz
KHz	Kilo Hertz
MHz	Mega Hertz
dB HL	Decibel Hearing Loss
dB SPL	Decibel Sound Pressure Level
daPa	Dekapascal
dB FS	Decibel Full-Scale
AIHAS	Assistive Hearing Aid System
IIR	Infinite Impulse Response
DDAE	Deep Denoising Autoencoder
SE	Speech Enhancement
logMMSE	log-minimum mean squared error
KLT	Karhunen-Loève transform
ITE	In the Ear
ITC	In the Canal
CIC	Completely in Canal
BTE	Behind the Ear
RIC	Receiver in Canal
CROS	Contralateral Routing of Signals
BiCROS	Bilateral Contralateral Routing of Signals
FFT	Fast Fourier Transform
ms	Millisecond.
WDRC	Wide Dynamic Range Compression
AGCo	Automatic Gain Control output
I2S	Inter-Integrated Circuit Sound
ASIC	Application specific intergraded circuit

DAC	Digital to Analog Converter
ADC	Analog to Digital Converter
MEMs	micro-electromechanical systems
PCM	Pulse-code modulation
TDM	Time-division multiplexing
W	Watt
mW	milli Watt
$\Omega$	Ohm
dB V	Decibel volt
SD	Serial Data
SCK	Serial clock
WS	Word select
IDE	Integrated Development Environment
MSB	Most significant bit
GPIO	General Purpose Input/Output
DMA	Direct Memory Access
CPU	Central Processing Unit
IP	Internet Protocol
TCP	Transmission Control Protocol
UDP	User Datagram Protocol
SSID	Service Set Identifier
POGO	Prescription of Gain and Output
NAL	National Acoustic Laboratories
NAL-RP	National Acoustic Laboratories - Revised Profound
OSPL90	Output Sound Pressure Level at 90 dB SPL
NumPy	Numerical Python
SciPy	Scientific Python
m	Meter
int	Integer

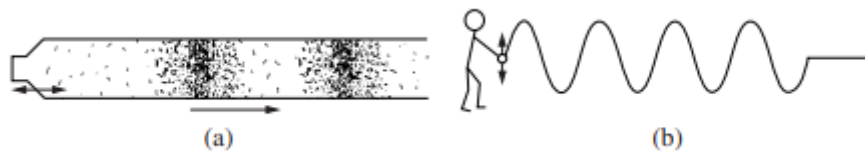


## Κεφάλαιο 1ο: Ήχος και Βαρηκοΐα

### 1.1 Εισαγωγή

Για να καταφέρουμε να υλοποιήσουμε ένα σύστημα για την αντιμετώπιση της βαρηκοΐας θα πρέπει πρώτα να καταλάβουμε τί είναι ο ήχος, ποια είναι τα φυσικά χαρακτηριστικά του, και ποιες οι ιδιότητες του.

Ο ήχος μπορεί να μεταδοθεί σε στερεά, υγρά και αέρια. Εάν μιλήσουμε για τον αέρα ο ήχος είναι ένα φαινόμενο που συμβαίνει όταν κάτι τραντάζει και δημιουργεί κύματα σε αυτόν, ένα παράδειγμα είναι όταν χτυπάμε την χορδή ενός μουσικού οργάνου. Όταν το δάχτυλο μας "χτυπήσει" την χορδή, η χορδή ταλαντώνεται, κατά την χορική κίνηση αυτή σπρώχνει και τραβάει τα μόρια του αέρα που βρίσκονται τριγύρω της, αυτά με την σειρά τους μεταδίδουν αυτή την κίνηση στα μόρια που βρίσκονται δίπλα τους προκαλώντας μια αλληλουχία κίνησης στα μόρια του αέρα, όπως ακριβώς ένα κύμα. Αυτά τα κύματα ταξιδεύουν στον χώρο και όταν φτάνουν στο αυτί μας τα αισθανόμαστε ως ήχο (Σχήμα 1.1).



Σχήμα 1.1 (a) Η κίνηση των μορίων του αέρα από ένα ηχητικό κύμα που προέρχεται από ηχείο (b) Αναπαράσταση εγκάρσιου κύματος σε σχοινί [1]

Ο ήχος έχει διάφορα χαρακτηριστικά. Ένα από αυτά είναι η ένταση, που καθορίζει πόσο δυνατά ακούμε έναν ήχο, ουσιαστικά είναι η δύναμη των κυμάτων του ήχου και μετριέται σε ντεσιμπέλ (dB). Επόμενη είναι η χροιά του ήχου και εξαρτάται από τη συχνότητα. Οι χαμηλές συχνότητες παράγουν μπάσους ήχους και υψηλές συχνότητες παράγουν πιο πρίμα ήχους. Ένα άλλο χαρακτηριστικό του ηχητικού κύματος είναι η συχνότητα, που αναφέρεται στο πόσες φορές καταφέρνει να ταλαντωθεί ο ήχος κάθε δευτερόλεπτο, δηλαδή εάν σκεφτούμε τον ήχο σαν κύμα η συχνότητα είναι πόσες φορές το κύμα θα κάνει την πάνω και κάτω κίνηση στην διάρκεια ενός δευτερολέπτου. Κατά την ολοκλήρωση μίας ταλάντωσης δηλαδή πάνω και κάτω κίνησης, λέμε ότι το κύμα έχει ολοκληρώσει έναν κύκλο. Όταν ένα κύμα επαναλαμβάνεται, δηλαδή παρουσιάζει ακριβώς την ίδια συμπεριφορά σε ένα χρονικό διάστημα, το ονομάζουμε περιοδικό, και η λεγόμενη περίοδος του είναι ο χρόνος που χρειάζεται για να επαναληφθεί ένας κύκλος. Ένα ακόμη χαρακτηριστικό των κυμάτων είναι το μήκος κύματος «λ». Το μήκος κύματος σε ένα ηχητικό κύμα είναι η απόσταση μεταξύ δύο κορυφών. Το μήκος κύματος εξαρτάτε, από το μέσο μετάδοσης (που συνήθως για τα ηχητικά κύματα είναι ο αέρας) και την συχνότητα του ήχου. Μεταβάλλοντας την συχνότητα του ήχου αλλάζουμε και τα χορικά χαρακτηριστικά του κύματος, για παράδειγμα ένα κύμα υψηλής συχνότητας έχει μικρότερο μήκος κύματος από ένα κύμα μικρής συχνότητας, αυτό μπορεί να σημαίνει ότι το κύμα υψηλής συχνότητας μπορεί να περιοριστεί από ένα αντικείμενο που και έχει μεγαλύτερη διάσταση από το μήκος του ηχητικού κύματος [1] [2].

## 1.2 Ανθρώπινη ακοή

Αφού αναλύσαμε τον ήχο, τον τρόπο που παράγεται και μεταδίδεται όπως και κάποια από τα χαρακτηριστικά του, είναι σημαντικό να εμβαθύνουμε στο τρόπο τον οποίο εμείς λαμβάνουμε τον ήχο.

Από την στιγμή που ένα ηχητικό κύμα φτάσει στο πτερύγιο του αυτιού μας μέχρι την αντίληψη αυτού το ηχητικό κύμα περνάει μια διαδικασία μετατροπής από κινητική ενέργεια σε μηχανική, από μηχανική σε χημική και από χημική σε ηλεκτρική.

Όλη αυτή η διαδικασία όπως και άλλες ενέργειες όπου βοηθούν τον άνθρωπο να αντιλαμβάνεται τον χώρο, να ισορροπεί, να εστιάζει σε ήχους και να προστατεύεται από δυνατούς ήχους που μπορούν να του προκαλέσουν ζημιά, συμβαίνουν στο ακουστικό μας σύστημα και θα τις αναλύσουμε σε αυτή την ενότητα, με αρχή το εξωτερικό μέρος του αυτιού και τέλος το εσωτερικό σύστημα του.

- Το Πτερύγιο

Το πτερύγιο (pinna) όπως και ο έξω ακουστικός πόρος (ακουστικό κανάλι) αποτελούν τον έξω ου. Οι ήχοι που καταφθάνουν στο αυτί μέσω του πτερυγίου διοχετεύονται στον ακουστικό πόρο. Το πτερύγιο είναι το εξωτερικό μέρος του αυτιού και αποτελείται από χόνδρους και δέρμα. Ανακαλύφθηκε ότι το πτερύγιο παίζει σημαντικό ρόλο για την αντίληψη του περιβάλλοντα τρισδιάστατου χώρου. Παρακάτω θα αναλύσουμε πως αντιλαμβανόμαστε μια ηχητική πηγή στον τρισδιάστατο χώρο, και πια είναι η συμβολή του πτερυγίου σε αυτό.

Ο άνθρωπος λοιπόν χάρη στο ακουστικό του σύστημα μπορεί και ανιχνεύει ήχους και στις τρεις διαστάσεις. Υπάρχουν έξι μηχανισμοί που συμβάλουν για να εντοπίζουμε την θέση της ηχητικής πηγής.

Όταν μια ηχητική πηγή βρίσκεται πιο κοντά στο αριστερό μας αυτί, ο ήχος που θα αντιληφθούμε από το δεξί μας αυτί θα έχει μικρότερη ένταση λόγω της διαφοράς της απόστασης από την πηγή, αυτός ο μηχανισμός ονομάζεται ενδο-ακουστική ένταση (IID). Στο ίδιο σενάριο το ηχητικό κύμα καταφθάνει πρώτα στο αριστερό μας αυτί και έπειτα στο δεξί με αποτέλεσμα τα ηχητικά κύματα λήψης να έχουν μια διαφορά φάσης, αυτός ο μηχανισμός ανίχνευσης ονομάζεται ενδο-ακουστική χρονική καθυστέρηση (ITD). Ο τρίτος μηχανισμός βασίζεται στο πτερύγιο. Εάν βασιζόμασταν μόνο στους παραπάνω μηχανισμούς για την χωρική ανίχνευση ηχητικής πηγής σε ένα σενάριο που η πηγή βρισκόταν ακριβώς μπροστά ή πίσω μας ή βρισκόταν πάνω ή κάτω από το ύψος του κεφαλιού, εν ολίγη να ισαπέχει από το δεξί και αριστερό μας αυτί, δεν θα μπορούσαμε να προσδιορίσουμε που βρίσκεται. Εδώ λοιπόν χρησιμεύει το πτερύγιο το οποίο φιλτράρει ένα εύρος συχνοτήτων. Το εύρος αυτό διαφοροποιείται από τα βιομετρικά του κάθε ατόμου, στοιχεία όπως η κλίση, το μέγεθος, και άλλα που αλλάζουν από άνθρωπο σε άνθρωπο. Αυτό περιγράφεται από μια συνάρτηση μεταφοράς γνωστή και ως HRTF όπου είναι η συνάρτηση μεταφοράς σε συσχέτιση με την θέση του κεφαλιού και αλλάζει σε σχέση με τα βιομετρικά χαρακτηριστικά του κάθε ατόμου. Ο εγκέφαλος μας, το εσωτερικό και το εξωτερικό του αυτιού, μας δίνουν την δυνατότητα να καταλαβαίνουμε την προέλευση του ήχου στον τρισδιάστατο χώρο ακόμη και έχοντας τα μάτια κλειστά και το ένα αυτί μας καλυμμένο. Αυτό επιτυγχάνεται φιλτράροντας τις κατάλληλες συχνότητες, εμείς δεν αντιλαμβανόμαστε την αλλαγή στο φάσμα συχνοτήτων, αλλά την χωρική κατεύθυνση προέλευσης του ήχου[2].

Τέταρτος μηχανισμός είναι η κίνηση του κεφαλιού. Όταν κινούμε τον κεφάλι μας κατά την ακρόαση ενός ήχου ουσιαστικά λαμβάνουμε περισσότερα δείγματα, έτσι μπορούμε να προσδιορίσουμε καλύτερα την θέση προέλευσης του.

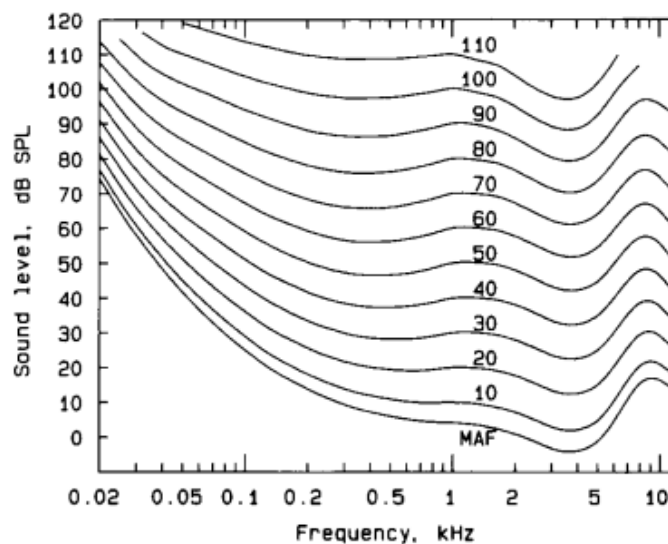
Τέλος ο πέμπτος και ο έκτος μηχανισμός σχετίζονται με τις ιδιότητες που προσθέτει ο χώρος στον ήχο. Για παράδειγμα σε ένα δωμάτιο με υψηλή ηχητική ανακλαστικότητα, όταν ο ήχος που προέρχεται απευθείας από την πηγή, ανακλάται σε μικρότερους σε ένταση ήχους λόγω του δωματίου, λαμβάνοντας

και συγκρίνοντας τα λαμβανόμενα κύματα καταλάβουμε ποια είναι η αρχική πηγή του ήχου. Ένα ακόμη παράδειγμα είναι όταν ένας ήχος προέρχεται από μακριά, το κύμα που θα φτάσει στα αυτιά μας θα είναι χαμηλής έντασης, άρα θα αντιληφθούμε ότι ο ήχος προέρχεται από μακριά [1].

- Το κανάλι του αυτιού (Έξω ακουστικός πόρος)

Εάν βάζαμε να ακούσουμε έναν ήχο με όλο το φάσμα των συχνοτήτων στην ίδια ένταση δεν θα ακούγαμε όλες τις συχνότητες το ίδιο. Αυτό οφείλετε στο σχήμα του ακουστικού πόρου των αυτιών μας. Ο θάλαμος αυτός ή αλλιώς αντηχητική κοιλότητα έχει φυσική συχνότητα συνήθως από 2 μέχρι 5 KHz, αυτός είναι ο λόγος υπάρχει μια μεγαλύτερη ευαισθησία σε αυτές τις συχνότητες (Σχήμα 1.2). Μπορούμε να σκεφτούμε την κοιλότητα αυτή σαν έναν ενισχυτή που λόγο του σχήματος της ενισχύει ήχους με συχνότητα 2 με 5 KHz.

Πρέπει να σημειωθεί πως αυτή η περιοχή ενίσχυσης δεν είναι πάντα ίδια και μεταβάλλετε ελαφρός από άνθρωπο σε άνθρωπο ανάλογα με τις γενετικές και ανατομικές διαφορές του. Από όσα έχουν διαπιστωθεί το κανάλι του αυτιού συμβάλει στην αυξημένη μας ευαισθησία στην ομιλία, αφού πολλά φωνήεντα και συλλαβές ανήκουν σε αυτήν την συχνοτική περιοχή [3].



Σχήμα 1.2 Η ένταση του ήχου σε κάθε συχνότητα που εμείς αντιλαμβανόμαστε ως ίση [3]

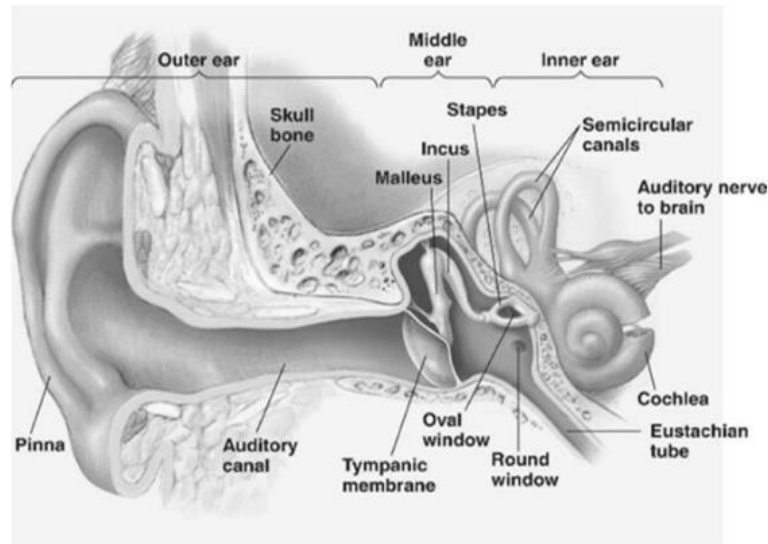
- Ο μέσος ους

Στο τέλος του ακουστικού πόρου βρίσκεται η λεγόμενη τυμπανική μεμβράνη όπου μαζί με τα τρία ακουστικά οστά, τη σφύρα, τον άκμονα και τον αναβολέα αποτελούν τον μέσο ους.

Φτάνοντας στο τύμπανο το ηχητικό κύμα κουνάει την μεμβράνη του τυμπάνου η οποία είναι ενωμένη με ένα μικρό οστό με όνομα σφύρα (malleus) το οποίο κουνιέται σαν μοχλός και χτυπά σε ένα άλλο οστό μετατρέποντας τον ήχο που λήφθηκε στο αυτί σαν μηχανικό κύμα. Το οστό αυτό ονομάζεται άκμονας (incus), ο άκμονας είναι ενωμένος με το οστό του αναβολέα (stapes).

Το οστό του αναβολέα από την μία μεριά συνδέεται με το οστό του άκμονα και από την άλλη συνδέεται στο λεγόμενο οβάλ παράθυρο του κοχλίου. Κατά την κίνηση ο αναβολέας μπορεί και χτυπά την μεμβράνη που βρίσκεται στο οβάλ άνοιγμα του κοχλίου όπως ένα πιστόνι, κουνώντας με την σειρά του τα εσωτερικά υγρά του κοχλίου. Λόγο μικρότερου μεγέθους της μεμβράνης του οβάλ παραθύρου, η κίνηση της οβάλ μεμβράνης είναι ενισχυμένη σε σχέση με την κίνηση της τυμπανικής μεμβράνης [4] (Σχήμα 1.3).

Εκτός από την ενίσχυση, τα ακουστικά οστάρια προσφέρουν και προστασία από ισχυρούς θορύβους ή απότομες αλλαγές στην ατμοσφαιρική πίεση. Οι δυνατοί θόρυβοι ενεργοποιούν δύο μύες. Ο ένας κάνει την τυμπανική μεμβράνη πιο άκαμπτη και ο άλλος απομακρύνει τον αναβολέα από το οβάλ παράθυρο αποτρέποντας τον δυνατό ήχο να φτάσει στο εσωτερικό αυτί. Όπως είναι φυσικό η τυμπανική μεμβράνη δημιουργεί μια απομόνωση της πίεσης που βρίσκεται στο μέσο αυτί από την πίεση που βρίσκεται στο περιβάλλον. Για τον λόγο αυτό υπάρχει ο ευσταχιανός σάλπιγγας που ενώνει την ακουστική κοιλότητα με την στοματική κοιλότητα και σκοπός του είναι να αντισταθμίζει την εσωτερική με την εξωτερική πίεση. [2]



Σχήμα 1.3 Ανατομία του ακουστικού συστήματος [10]

- Η Βασική Μεμβράνη

Ο κοχλίας και η αίθουσα (vestibular) και οι τρεις μεγάλες ημικύκλιες σωλήνες απαρτίζουν το έσω αυτί. Οι ημικύκλιοι σωλήνες δρουν σαν οριζόντιοι-κάθετοι αισθητήρες και είναι απαραίτητοι για να ισορροπούμε. Ο γεμάτος υγρό κοχλίας του οποίου το υγρό αλλάζει κατάσταση από την κίνηση του αναβολέα έχει στο εσωτερικό του την βασική μεμβράνη.

Η βασική μεμβράνη ημι-διαχωρίζει το υγρό που βρίσκεται μέσα στον κοχλία και λειτουργεί σαν αναλυτής φάσματος. Αυτό επιτυγχάνεται λόγω της διαφοράς πάχους και μήκους που έχει αυτή η μεμβράνη από την μία άκρη στην άλλη, έτσι κάθε μέρος της μεμβράνης συντονίζεται σε άλλη συχνότητα επιτυγχάνοντας ανάλυση φάσματος [5].

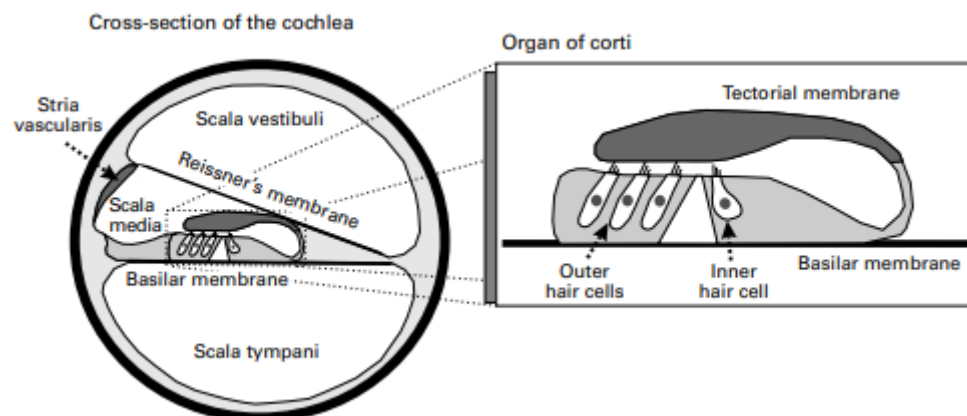
Τα μήκη της κάθε περιοχής διαφέρουν από συχνότητα σε συχνότητα και αλλάζουν λογαριθμικά. Στην υψηλότερη συχνότητα το κύμα απασχολεί την λεγόμενη βάση της μεμβράνης η οποία κάμπτεται δύσκολα αλλά είναι μικρή σε μήκος. Και αντίθετα στις χαμηλές συχνότητες η μεμβράνη είναι πιο ελαστική αλλά και μεγαλύτερη σε μήκος. Έτσι είμαστε σε θέση να ξεχωρίζουμε της υψηλές συχνότητες από τις χαμηλές συχνότητες [6].

- Τριχοειδής κύτταρα και Ακουστικό Νεύρο

Υπάρχουν δύο είδη τριχοειδών κυττάρων στο ακουστικό μας σύστημα τα οποία βρίσκονται μέσα στον κοχλία και συμβάλουν σημαντικά στην ακοή μας. Για να εξηγήσουμε καλύτερα τα τριχοειδή κύτταρα θα εμβαθύνουμε περισσότερο στην δομή του κοχλία.

Ο κοχλίας είναι περιστάμενος γύρω από ένα μικρό κόκαλο που ονομάζεται Modiolus. Εάν κάνουμε μία τομή στον κοχλία και δούμε στο εσωτερικό του όπως φαίνεται στο Σχήμα 1.4 θα παρατηρήσουμε ότι είναι χωρισμένο σε τρεις περιοχές. Η πρώτη περιοχή όπου βρίσκεται το οβάλ παράθυρο και ξεκινάει η κίνηση του υγρού ονομάζεται αιθουσαία κλίμακα ή scala vestibuli. Έπειτα η μεσαία περιοχή όπου βρίσκεται και η βασική μεμβράνη ονομάζεται κοχλιακός πόρος ή scala media. Και τέλος η τρίτη περιοχή ονομάζεται τυμπανική κλίμακα ή scala tympani. Οι περιοχές που βρίσκονται πάνω και κάτω από τον κοχλιακό πόρο δηλαδή η αιθουσαία κλίμακα και η τυμπανική κλίμακα έχουν υψηλή περιεκτικότητα σε νάτριο (Na) και χαμηλή σε κάλιο (K) ενώ ο κοχλιακός πόρος έχει υψηλή περιεκτικότητα σε κάλιο (K) και χαμηλή σε νάτριο (Na).

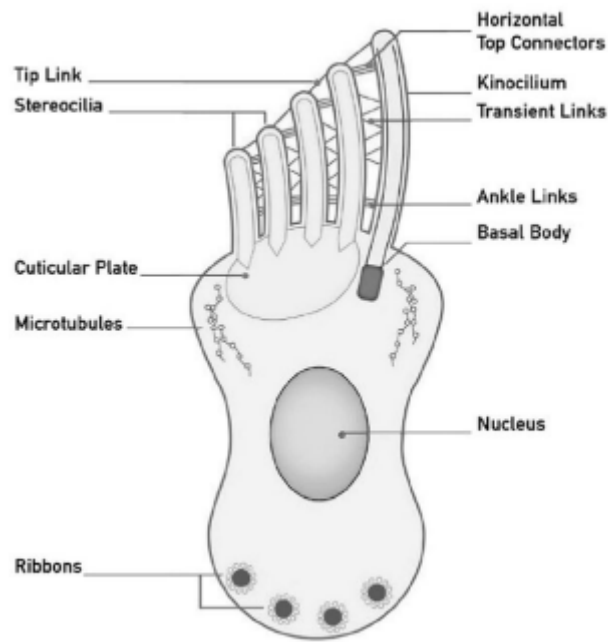
Στην μεσαία περιοχή (scala media) βρίσκονται και τα τριχωτά κύτταρα τα οποία βρίσκονται πάνω στην βασική μεμβράνη. Η βασική μεμβράνη ενώνεται με την μεμβράνη Reticular lamina που βρίσκεται στο πάνω μέρος των τριχοειδών κυττάρων μέσω των δύο πυλώνων του corti που ονομάζονται pillars of corti οι οποίοι δημιουργούν και την σήραγγα του corti που ονομάζεται tunnel of corti η οποία χωρίζει τα εσωτερικά τριχωτά κύτταρα, από τα εξωτερικά τριχοειδή κύτταρα (Σχήμα 1.4).



Σχήμα 1.4 Αναπαράσταση του εσωτερικού του κοχλία και του οργάνου του Corti [7]

Τα τριχωτά κύτταρα εκτείνονται σε όλο το μήκος της βασικής μεμβράνης. Τα εσωτερικά είναι λιγότερα από τα εξωτερικά αλλά είναι τα κύρια κύτταρα όπου ανταποκρίνονται στα κύματα. Αυτό συμβαίνει διότι το σπειροειδές γάγγλιο το οποίο επικοινωνεί με το κεντρικό νευρικό σύστημα έχει το μεγαλύτερο ποσοστό των αισθητήρων του στα εσωτερικά κύτταρα (~90%) από ότι στα εξωτερικά (~10%).

Η δομή των τριχωτών κυττάρων μοιάζει με απότομα λοφάκια των οποίων το ύψος αυξάνεται από λόφο σε λόφο, αυτό το τμήμα του κυττάρου ονομάζεται στερεός κροσσός, το τελευταίο λοφάκι το οποίο είναι μεγαλύτερο από όλα τα υπόλοιπα ονομάζεται κινητικός κροσσός. Στα εσωτερικά κύτταρα υπάρχουν πρωτεΐνες οι οποίες συνδέουν τα διάφορα κομμάτια του κροσσού (Σχήμα 1.5).



Σχήμα 1.5 Αναπαράσταση του εσωτερικού τριχωτού κυττάρου [11]

Πάνω από τα τριχωτά κύτταρα υπάρχει ο καλυπτήριος υμένας. Ας υποθέσουμε ότι η βασική μεμβράνη κινείται προς τα επάνω. Με την βοήθεια του καλυπτικού υμένα, την κίνηση της μεμβράνης reticular και την κίνηση της βασικής μεμβράνης που δημιουργούν ροή του υγρού, κάνουν τα εσωτερικά τριχωτά κύτταρα του στερεού κροσσού να γέρνουν προς τον κινητικό κροσσό, τότε τα κύτταρα λαμβάνουν κάλιο και ασβέστιο (Ca) στο εσωτερικό τους τα οποία θα προκαλέσουν αποπόλωση στο κύτταρο με αποτέλεσμα το τριχωτό κύτταρο να ρίξει γλουταμίνη από το εσωτερικό του στους αισθητήρες του ακουστικού νεύρου δίνοντας του το ηχητικό ερέθισμα.

Τα εξωτερικά τριχωτά κύτταρα παρόλο που υπερτερούν σε αριθμό από τα εσωτερικά ο ρόλος τους θα μπορούσε να χαρακτηριστεί περισσότερο βοηθητικός. Τα κύτταρα αυτά είναι υπεύθυνα για την τροποποίηση του ήχου και φέρουν στην δομή τους μόρια πρωτεΐνης που συμβάλουν σε αυτό, συγκεκριμένα τα μόρια αυτά συστέλλουν ή διαστέλλουν το κύτταρο. Σε περίπτωση που ένας πολύ δυνατός ήχος προσπαθήσει να περάσει στο ακουστικό νεύρο τα εξωτερικά κύτταρα θα διασταλούν με αποτέλεσμα να επιβάλουν μια κίνηση προς τα κάτω στην βασική μεμβράνη σχεδόν ακινητοποιώντας την σε εκείνο το σημείο, εφόσον η βασική μεμβράνη δεν κινείται, τα εσωτερικά τριχωτά κύτταρα είναι αδρανοποιημένα όποτε προστατεύονται από τον δυνατό ήχο. Μία άλλη δυνατότητα των εξωτερικών κυττάρων εξυπηρετεί των διαχωρισμό του ηχητικού περιεχομένου, για παράδειγμα εάν ακούμε πολλούς ήχους ταυτόχρονα και θέλουμε να ξεχωρίσουμε έναν συγκεκριμένο ήχο, τα εξωτερικά τριχωτά κύτταρα θα συσταλούν, με αποτέλεσμα να επιβάλλουν στην βασική μεμβράνη να πάει προς τα πάνω δίνοντας στα εσωτερικά τριχωτά κύτταρα την δυνατότητα να κινούνται περισσότερο με αποτέλεσμα να λαμβάνουμε πιο ακριβές ηχητική πληροφορία[7].

### 1.3 Ασθένεια της βαρηκοΐας

Αφού αναλύσαμε την δομή του αυτιού και κυρίως τον τρόπο που μεταφράζουμε τα πυκνώματα και αραιώματα του αέρα σε ήχο μέσω του ακουστικού συστήματος, θα εξετάσουμε την ασθένεια της βαρηκοΐας μελετώντας τους παράγοντες που προκαλούν, οξύνουν και συμβάλουν σε αυτή όπως και τους διάφορους τύπους βαρηκοΐας που υπάρχουν.

Η απώλεια ακοής διακρίνεται σε δύο οι τρεις περιπτώσεις. Αρχικά μπορεί να οφείλεται στην κακή αγωγιμότητα του ήχου στο αυτί, αυτό σημαίνει ότι το πρόβλημα υπάρχει κατά την μετάδοση από το εξωτερικό μέρος του αυτιού στον κοχλία. Έπειτα η απώλεια ακοής μπορεί να υπάρχει λόγω νευροαισθητηριακού προβλήματος που σημαίνει ότι προέρχεται από μια βλάβη στον κοχλία η οποία μπορεί να οφείλεται στον μηχανισμό του εσωτερικού αυτιού, στα κύτταρα ή στο ακουστικό νεύρο. Τέλος μπορεί να είναι ένας συνδυασμός των δύο παραπάνω περιπτώσεων [8].

Η βαρηκοΐα στον άνθρωπο μπορεί να προκληθεί από πολλούς παράγοντες. Ένας από αυτούς είναι η στιγμιαία ή χρόνια έκθεση σε περιβάλλον με υψηλό εξωτερικό θόρυβο, το κατώφλι της ακοής είναι έντασης 0 dB, οι ήχοι με ένταση 85 dB θεωρούνται πολύ δυνατοί και μπορούν να βλάψουν τα τριχωτά κύτταρα στο εσωτερικό του κοχλία. Συγκεκριμένα τα κύτταρα που βρίσκονται στην περιοχή της βάσης του κοχλία και εμπλέκονται στις υψηλές συχνότητες τείνουν να εμφανίζουν την μεγαλύτερη ευαισθησία, παρόλα αυτά η ανοχή στην ένταση του ήχου αλλάζει από άτομο σε άτομο βάση γενετικών χαρακτηριστικών, επίσης επηρεάζετε από παράγοντες όπως το οξειδωτικό στρες, οι αγωγές συγκεκριμένων φαρμάκων και η έκθεση σε τοξικά περιβάλλοντα επηρεάζουν τον τρόπο αντίδρασης των κυττάρων στον θόρυβο και μπορούν να προκαλέσουν περαιτέρω ζημιά. Επιπλέον πρόβλημα ακοής θα μπορούσε να προκληθεί από την φραγή του καναλιού στο μέσο του αυτιού λόγω μόλυνσης (ωτίτιδα) ή λόγω της κυψελίδας που παράγει ο οργανισμός μας ένα και αυτό είναι ένα φαινόμενο που εμφανίζεται συνήθως σε μεγαλύτερες ηλικίες όπου αρχίζει και αλλάζει η σύσταση της [8][9]. Τέλος η απώλεια ακοής μπορεί να είναι γενετική. Αυτός ο τύπος απώλειας οφείλετε σε διαφορές γονιδίων που μεταβιβάζονται μέσω κληρονομικής πηγής, συγκεκριμένα προέρχεται από την γενετική μετάλλαξη πρωτεΐνης που ονομάζεται connexin-26. Η γενετική απώλεια ακοής σαν πρόβλημα μπορεί να έρθει στην επιφάνεια αυθόρμητα κατά την ανάπτυξη. Μπορεί να συμβεί σε πρώιμο στάδιο όσο το άτομο είναι ακόμη βρέφος ή σε άλλες περιπτώσεις εμφανίζεται κατά την παιδική ή και ενήλικη ζωή του. Μια άλλη περίπτωση είναι να έρθει στην επιφάνεια κατά την διάρκεια της εγκυμοσύνης ή μετά την γέννηση [14].

Η βαρηκοΐα χωρίζεται σε τέσσερις κατηγορίες αναλογικά με το μέγεθος του προβλήματος. Η πρώτη κατηγορία είναι η ελαφριά (mild) όπου η στάθμη έντασης ξεκινά να ακούει ο ασθενής κυμαίνεται κοντά στα 20dB. Η επόμενη κατηγορία είναι η μεσαία (moderate) όπου η ακουστικότητα ξεκινάει κοντά στα 20dB με 40dB, ενώ για την κατηγορία της σοβαρής (severe) απώλειας ακοής το κατώφλι ακουστικότητας είναι από 60dB και πάνω. Οι ασθενείς με κατώφλι ακουστικότητας σε στάθμη 80dB με 90dB και πάνω θεωρείται πως έχουν χάσει εντελώς την δυνατότητα ακοής [12][13].

### 1.4 Αντιμετώπιση βαρηκοΐας

Βάση του Παγκόσμιου Οργανισμού Υγείας (WHO) από πρόσφατα στατιστικά, 1,5 δισεκατομμύρια άνθρωποι παγκοσμίως αντιμετωπίζουν το πρόβλημα της βαρηκοΐας. Ένα μεγάλο ποσοστό κατέχουν άνθρωποι νεαρής ηλικίας. Συγκεκριμένα 1,1 δισεκατομμύρια νέοι κινδυνεύουν με μόνιμη απώλεια ακοής λόγω της συχνής έκθεσης σε δυνατή μουσική [17][18]. Η βαρηκοΐα μπορεί να επιφέρει πολλά προβλήματα στην καθημερινότητα του ανθρώπου λόγω της δυσκολίας επικοινωνίας, που συχνά οδηγούν σε απομόνωση του ασθενή και μπορεί να οδηγήσουν σε ψυχικά προβλήματα όπως η

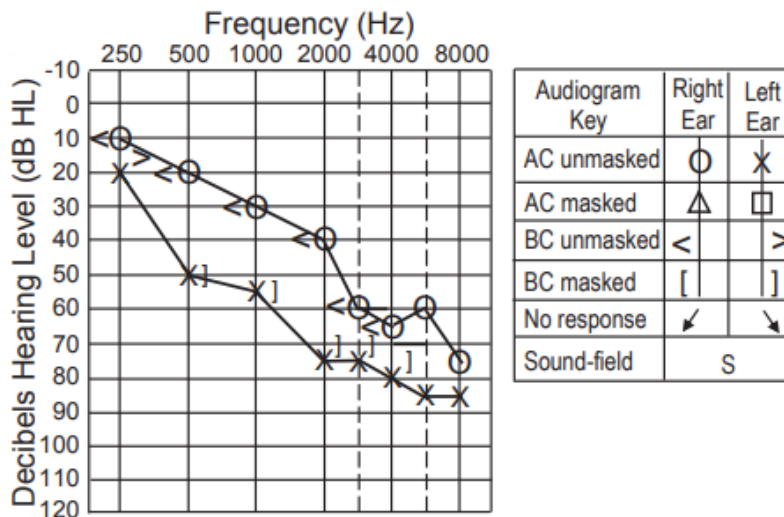
κατάθλιψη. Παρακάτω θα δούμε διάφορες προσπάθειες και έρευνες από επιστήμονες που ενσωματώνουν σύγχρονες μεθόδους για την αντιμετώπιση της βαρηκοΐας.

- Μέθοδοι Ανίχνευσης-Χαρτογράφησης

Για να καταφέρουμε να αντιμετωπίσουμε την βαρηκοΐα είναι σημαντικό να μπορούμε να ανιχνεύσουμε ποιο/α κομμάτι/α του ακουστικού συστήματος προκαλεί/ούν την δυσκολία ακοής και να δημιουργήσουμε μια κλινική εικόνα για τον ασθενή ώστε στην περίπτωση χρήσης ακουστικού βαρηκοΐας το αποτέλεσμα να είναι το καλύτερο δυνατό.

Η ακοομέτρησή είναι η τεχνική με την οποία μετρούμε την ικανότητα του ατόμου να ακούει διάφορους ήχους. Με την χρήση μιας συσκευής ακοομέτρησης (Σχήμα 1.7) ο ασθενής ακούει συγκεκριμένες συχνότητες αρχίζοντας από ένα χαμηλό πλάτος και ανταποκρίνεται κάθε φορά που μπορεί να ακούει τον ήχο της συχνότητας που αναπαράγεται στα ακουστικά του ή στον οστικό αγωγό. Σε περίπτωση που ο ασθενής δεν ακούει κάποια συχνότητα το πλάτος (ένταση) αυξάνεται μέχρι να είναι σε θέση να ακούσει. Η χαμηλότερη ένταση στην οποία ο ασθενής αντιδρά στο 50% των δοκιμών ονομάζεται κατώφλι ακουστικότητας για την εκάστοτε συχνότητα. Έτσι γίνεται ένα ακούγραμμα με τις εντάσεις που ανταποκρίθηκε ο ασθενής στην κάθε συχνότητα. Η ακοομέτρηση γίνεται με καθαρούς τόνους σε ήσυχο περιβάλλον συνήθως στις συχνότητες 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 Hz και σε κάποιες ειδικές περιπτώσεις για το φάσμα των συχνοτήτων από 8000 ή 10000 έως 16000 Hertz. Παρόλο που τα περιβάλλοντα που δραστηριοποιούμαστε είναι συνήθως θορυβώδη η ακοομέτρηση είναι μια τεχνική που συμβάλει κατά κόρον στην διάγνωση μέχρι και σήμερα και αυτό οφείλετε στο γεγονός ότι οι ήχοι που ακούει ο ασθενής είναι οι ίδιοι από ακοόμετρο σε ακοόμετρο, μπορούν να παραχθούν εύκολα, κάνουν μια εκτίμηση στην ικανότητα του ασθενεί να επικοινωνεί και παρέχει μια κλινική εικόνα για τα μέρη του ακουστικού συστήματος που εμπλέκονται[15][16].

Στο Σχήμα 1.6 βλέπουμε ένα ακούγραμμα. Υπάρχουν ακοογράμματα που διαφέρουν σε μέγεθος και μπορεί να διαφέρουν και σε εύρος συχνοτήτων, παρόλα αυτά ο συσχετισμός στα ακοογράμματα μεταξύ των αξόνων, συχνοτήτων «X», και έντασης «Y», πρέπει να παραμένει ίδιος ώστε κάθε 20dB στον άξονα Y να αντιστοιχούν σε μία οκτάβα (διπλασιασμό συχνότητας) στον άξονα X. Συνήθως ξεκινούν από 125 ή 250 Hz έως 8 KHz, εάν θέλουμε να μετρήσουμε πάνω από 8000 Hz χρησιμοποιούμε ένα εκτεταμένο ακούγραμμα υψηλής συχνότητας που μπορεί να φτάνει στα 10000, 12000, 14000 και 16000 Hz. Η ένταση του ακοογράμματος μετράτε σε dB HL (dB Hearing Loss) όπου τα 0 dB HL αντιστοιχούν στην μέση τιμή dB SPL (dB Sound Pressure Level) που χρειάζεται ένας υγιείς άνθρωπος για να ακούσει την εκάστοτε συχνότητα. Η μέση τιμή dB SPL που χρειάζεται ένας υγιείς άνθρωπος για να ακούσει κάθε συχνότητα ορίζεται από το Αμερικάνικο εθνικό ινστιτούτο προτύπων (ANSI) ή τον Διεθνή Οργανισμό Τυποποίησης (ISO).



Σχήμα 1.6 Ακοόγραμμα κατωφλίων για το δεξί και αριστερό αυτί. [15]

Οι μετρήσεις για κάθε αυτί μπορεί να γίνουν με ή χωρίς καλυπτικό θόρυβο (Σχήμα 1.6). Ένα ακοόγραμμα μπορεί να περιέχει μετρήσεις που έγιναν χωρίς καλυπτικό θόρυβο (AC unmasked) και συμβολίζονται με έναν κύκλο «O» για το δεξί αυτί και ένα «X» για το αριστερό αυτί. Μπορεί επίσης να περιέχει μετρήσεις που έγιναν με καλυπτικό θόρυβο (AC masked) και συμβολίζονται με τρίγωνο «Δ» για το δεξί αυτί και τετράγωνο για το αριστερό. Έπειτα μπορεί να συμπεριλαμβάνονται και μετρήσεις που έγιναν χωρίς θόρυβο με αγωγή οστού (BC unmasked) και συμβολίζονται με «<» για το δεξί αυτί και με «>» για το αριστερό. Η μετρήσεις που επίσης έγιναν με αγωγή οστού απλά με την ύπαρξη καλυπτικού θορύβου όπου συμβολίζονται με «[» για το δεξί αυτί και με «]» για το αριστερό αυτί [15].



Σχήμα 1.7 Ένα παράδειγμα ενός απλού ακοόμετρου με δυνατότητα φορητότητας (Grason-Stadler, Inc) [16]

Έπειτα υπάρχει η ακοομέτρηση για την αντίληψη του λόγου (Speech Recognition). Σε αυτόν τον έλεγχο ο ασθενής ακούει μέσω των ακουστικών ενός ακοόμετρου κάποιες λέξεις και τις επαναλαμβάνει ή τις καταγράφει. Το κατώφλι εδώ ορίζεται όταν ο ασθενής καταφέρει να αναγνωρίσει το 50% των λέξεων που άκουσε. Συνιστάτε ο ασθενής να είναι εξοικειωμένος με την λίστα των λέξεων που θα ακούσει και

επιπρόσθετα να ακούει καθαρά και να επαναλαμβάνει τις λέξεις της λίστας πριν τον έλεγχο ως ένδειξη κατανόησης, εάν ο ασθενής δεν μπορεί να επαναλάβει μια λέξη αυτή η λέξη συνήθως αφαιρείται από την λίστα. Αυτή η καταγραφή γίνεται κατά κόρον για να μετράτε το ποσοστό μη-ικανότητας επικοινωνίας και επίσης για να διασταυρώνονται τα αποτελέσματα του ακοογράμματος καθαρών τόνων. Συνήθως ο μέσος όρος του κατωφλίου SRT κυμαίνεται εντός των 10 dB σε σχέση με το κατώφλι των καθαρών τόνων[19][20].

- Τυμπανογράφος

Ο τυμπαγράφος (Σχήμα 1.8) χρησιμοποιείται πολύ συχνά για την εκτίμηση της ακοής και συγκεκριμένα τον έλεγχο της λειτουργίας του μέσου αυτιού. Ο ήχος πρέπει να μεταδοθεί από το κανάλι του αυτιού όπου έχει χαμηλή αντίσταση και το μέσο μετάδοσης είναι ο αέρας, στον λαβύρινθο όπου έχει υψηλή αντίσταση και το μέσο μετάδοσης είναι ρευστό, ώστε να είμαστε σε θέση να ακούμε. Κατά την εξέταση με τυμπαγράφο εξετάζεται η αντίδραση του αυτιού σε πολλαπλές συχνότητες και σε πολλαπλές εντάσεις, μεταβάλλοντας την πίεση στο κανάλι του. Ουσιαστικά εξετάζετε η αγωγιμότητα (admittance) ως συνάρτηση της πίεσης του αέρα[19]. Ένας τυμπανογράφος απαρτίζεται από ένα probe το οποίο έχει τις λειτουργίες ενός ηχείου, ενός μικροφώνου και μίας αντλίας. Το probe αυτό εφαρμόζεται στο εξωτερικό αυτί σφραγίζοντας το εσωτερικό κανάλι του μέσου ου (ακουστικό πόρο), έπειτα παράγει τόνους διαφόρων συχνοτήτων σε διαφορετικές καταστάσεις πίεσης και μετρά την ευκαμψία μέσο του ήχου που αντανακλάτε από την μεμβράνη.

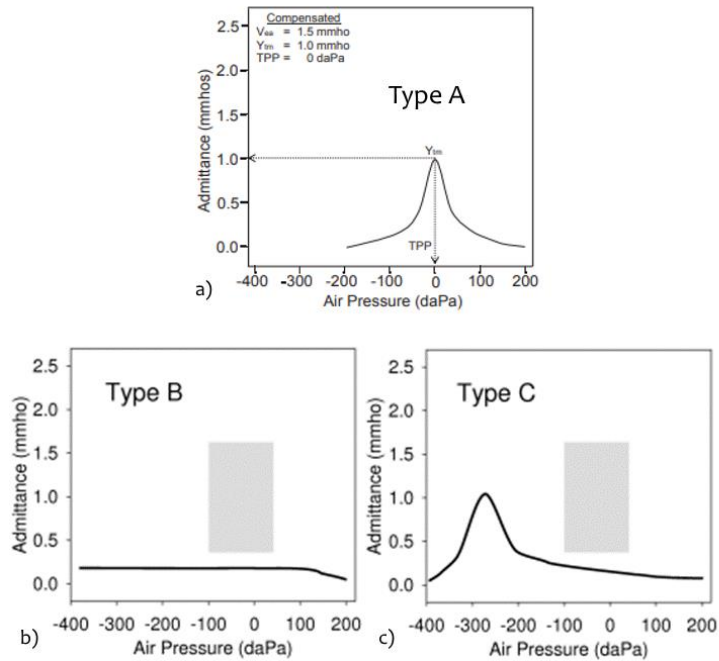


Σχήμα 1.8 Συσκευή τυμπανογράφου με το probe, το οποίο περιλαμβάνει μεγάφωνο, μικρόφωνο και αντλία.(MAICODiagnostics),<https://www.maico-diagnostics.com/products/tympanometers/touchtymp-screening>

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων καταγράφονται σε ένα τυμπανογράφημα. Η πίεση μετράτε σε dekapascals (daPa) όπου 0daPa είναι η ατμοσφαιρική πίεση, έπειτα μια θετική πίεση πχ.+100daPa σημαίνει ότι το κανάλι έχει υψηλότερη πίεση από την ατομοσφαιρική και τέλος η αρνητική πίεση πχ.-

100daPa όπου η πίεση του καναλιού είναι μικρότερη από αυτή της ατμόσφαιρας [14]. Ο τυμπαγράφος παρέχει ένα μέσο που μας επιτρέπει να διαχωρίσουμε την αγωγιμότητα του ακουστικού πόρου, με την αγωγιμότητα του μέσου αυτιού. Αυτό το καταφέρνει εφαρμόζοντας θετική πίεση +200daPa η οποία μειώνει δραστικά την ικανότητα της τυμπανικής μεμβράνης να πάλετε, η αγωγιμότητα που μετράτε σε αυτήν την περίπτωση είναι πολύ χαμηλή και χαρακτηρίζει μόνο την αγωγιμότητα του ακουστικού πόρου. Έπειτα η πίεση αυτή μεταβάλετε σταδιακά στο αυτί από τα +200daPa έως τα -400daPa. Κατά την μεταβολή αυτή σε λογικά πλαίσια περιμένουμε να δούμε την υψηλότερη αγωγιμότητα στα 0daPa όπου είναι η πίεση της ατμόσφαιρας, καθώς η πίεση γίνεται αρνητική, η αγωγιμότητα μειώνετε με αποτέλεσμα φτάνοντας στα -400daPa η μεμβράνη να μην είναι σε θέση να κινηθεί δίνοντας μας πάλι την πληροφορία αγωγιμότητας του ακουστικού πόρου. Η αγωγιμότητα του μέσου αυτιού μετράτε από την διαφορά της μέγιστης αγωγιμότητας στα 0daPa με την αγωγιμότητα που μετρήθηκε στα +200daPa [15].

Στο σχήμα 1.9 διακρίνονται αποτελέσματα σε τυμπαγράφιμα. Στην πρώτη εικόνα (Σχήμα 1.9 a) βλέπουμε την απόκριση του καναλιού να μοιάζει με καμπάνα με την κορυφή να βρίσκεται στα 0daPa, αυτός ο τύπος αποτελέσματος ονομάζεται type A και σε αυτήν την περίπτωση το αυτί είναι φυσιολογικό ή υπάρχει κάποιο πρόβλημα στην οστική αλυσίδα. Στην δεύτερη εικόνα (Σχήμα 1.9 b) βλέπουμε την απόκριση του καναλιού να μοιάζει με σχεδόν ευθεία γραμμή αυτός ο τύπος αποτελέσματος ονομάζεται type B. Αυτό το αποτέλεσμα μπορεί να οφείλετε σε διάφορους παράγοντες, ένας από αυτούς μπορεί να είναι η ωτίτιδα με εφίδρωση (ύπαρξη υγρού μέσα στο αυτί), επίσης μπορεί να οφείλεται σε κάποια διάτρηση στην τυμπανική μεμβράνη. Τέλος μπορεί αυτό το αποτέλεσμα να οφείλετε σε κάποιον σωλήνα ισορροπίας που έχει τοποθετηθεί για την θεραπεία της ωτίτιδας ή ακόμα και να οφείλετε σε λάθος τοποθέτηση του probe ή από βούλωμα κάποιου αισθητήρα του. Στην τρίτη εικόνα (Σχήμα 1.9 c) παρατηρούμε πως η απόκριση είναι πάλι σε σχήμα καμπάνας αλλά με την κορυφή να βρίσκεται σε χαμηλότερη πίεση περίπου -300daPa, αυτός ο τύπος αποτελέσματος ονομάζεται type C και από ένα τέτοιο αποτέλεσμα καταλαβαίνουμε ότι η πίεση του μέσου αυτιού δεν είναι ίδια με την ατμοσφαιρική. Αυτός ο τύπος αποτελεσμάτων μπορεί να οφείλετε σε λοίμωξη, σε κρυολόγημα, σε αλλεργίες ή σε δυσλειτουργία της ευσταχιανής σάλπιγγας[15].



Σχήμα 1.9 (a) Τυμπανογράφιμα με αποτέλεσμα τύπου A. (b) Τυμπανογράφιμα με αποτέλεσμα τύπου B. (c) Τυμπανογράφιμα με αποτέλεσμα τύπου C [15].

- Διαπασών

Οι ειδικοί συχνά χρησιμοποιούν το διαπασών για τον εντοπισμό του προβλήματος με διάφορες μεθόδους. Το διαπασών είναι ένα ελαστικό μέταλλο που μοιάζει με πιρούνι και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανίχνευση ακουστικών προβλημάτων (Σχήμα 1.10), όταν κάποια εξωτερική δύναμη χτυπήσει το διαπασών αυτό δονείται παράγοντας τον τόνο μιας συχνότητας αυτή η συχνότητα εξαρτάται από την δομή του διαπασών και γενικά τον τρόπο κατασκευής του. Παρακάτω θα εξετάσουν τις πιο γνωστές μεθόδους που χρησιμοποιούν το διαπασών.



Σχήμα 1.10 Σειρά από διαπασών διαφόρων συχνοτήτων [16]

- Μέθοδος Bing.

Η μέθοδος Bing έχει σκοπό να εξετάσει την αγωγιμότητα του ακουστικού συστήματος. Συνήθως η διαδικασία εξέτασης γίνεται με τον εξής τρόπο. Ο γιατρός τοποθετεί το διαπασών στο μαστοειδές οστό το οποίο είναι το κόκαλο που βρίσκεται πίσω από το αυτί, και αφού το διαπασών ξεκινήσει να δονείται ο γιατρός πιέζει τον τράγο προς τα κάτω φράζοντας το κανάλι του αυτιού, έπειτα συστηματικά φράζει

και αποφράζει το κανάλι πιέζοντας και αφήνοντας τον τράγο (Σχήμα 1.11). Ο έλεγχος αυτός έχει θετικά αποτελέσματα όταν ο ασθενής με ανοιχτό κανάλι αντιλαμβάνεται τον ήχο χαμηλότερο, ειδικά όταν ο ασθενής αντιλαμβάνεται την ίδια ένταση με ανοιχτό ή κλειστό κανάλι αυτό υποδηλώνει ότι το πρόβλημα προέρχεται είτε από έλλειψη αγωγιμότητας ή από χαμηλή αγωγιμότητα σε συνδυασμό με κάποιον άλλο παράγοντα.



Σχήμα 1.11 Διεξαγωγή ελέγχου Bing [16].

- Μέθοδος Weber.

Η μέθοδος Weber χρησιμοποιείται για να εξετάσει εάν η απώλεια ακοής είναι λόγω νευροαισθητηριακού προβλήματος ή αγωγιμότητας. Κατά την εξέταση ο γιατρός τοποθετεί το διαπασών στην μέση του κρανίου συνήθως στο προσκέφαλο και ο ασθενής πρέπει να προσδιορίσει από πού ακούει τον ήχο (Σχήμα 1.12). Οι δονήσεις του διαπασών φτάνουν στον κοχλία μέσω οστικής αγωγής αυτό σημαίνει ότι σε φυσιολογικά πλαίσια θα ακούγαμε το διαπασών το ίδιο και στα δύο αυτιά. Στην περίπτωση που ο ασθενής αντιλαμβάνεται τον ήχο από το «καλό» αυτί αυτό σημαίνει ότι υπάρχει νευροαισθητηριακό πρόβλημα ακοής ενώ όταν ο ασθενής αντιλαμβάνεται τον ήχο από το «δυσλειτουργικό» αυτί σημαίνει ότι υπάρχει πρόβλημα αγωγιμότητας.



Σχήμα 1.12 Διεξαγωγή Ελέγχου Weber [16].

- Μέθοδος Rinne.

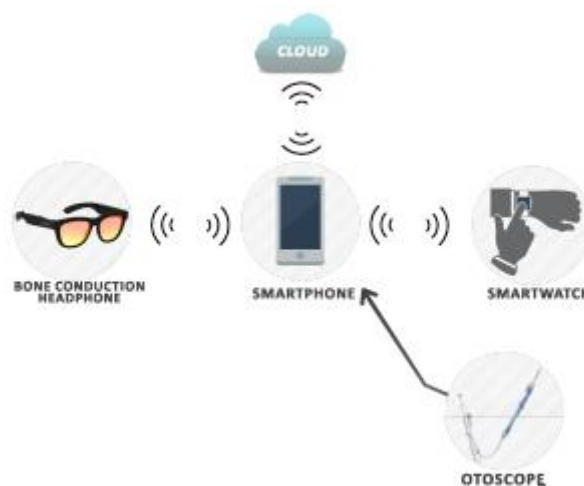
Η μέθοδος Rinne βασίζεται στο γεγονός ότι όταν ακούμε μέσω του αέρα ακούμε πιο δυνατά από ότι με την μέθοδο αγωγής οστού. Έτσι στο ένα σκέλος της εξέτασης, το διαπασών τοποθετείται στο μαστοειδές οστό και στο επόμενο σκέλος τοποθετείται κοντά στο πτερύγιο του αυτιού χωρίς να έχει επαφή με αυτό (Σχήμα 1.13). Έτσι λοιπόν όταν ο ασθενής αντιλαμβάνεται πιο δυνατό τον ήχο μέσω αγωγής οστού σημαίνει ότι η έλλειψη ακοής οφείλεται στην αγωγιμότητα, σε αντίθετη περίπτωση όταν ο ασθενής αντιλαμβάνεται πιο δυνατό τον ήχο μέσω αγωγής αέρα υποδηλώνει ότι, είτε το αυτί είναι υγιές, είτε υπάρχει νευροαισθητηριακό πρόβλημα. Πρέπει να σημειωθεί ότι σε αυτή την μέθοδο το αντίθετο από το εξεταζόμενο αυτί καλύπτεται με ακουστικό που παράγει καλυπτικό θόρυβο έτσι ώστε να μην επηρεαστεί η αντίληψη της έντασης κατά την αγωγή αέρα [16][19][20].



Σχήμα 1.13 Διεξαγωγή ελέγχου Rinne [16].

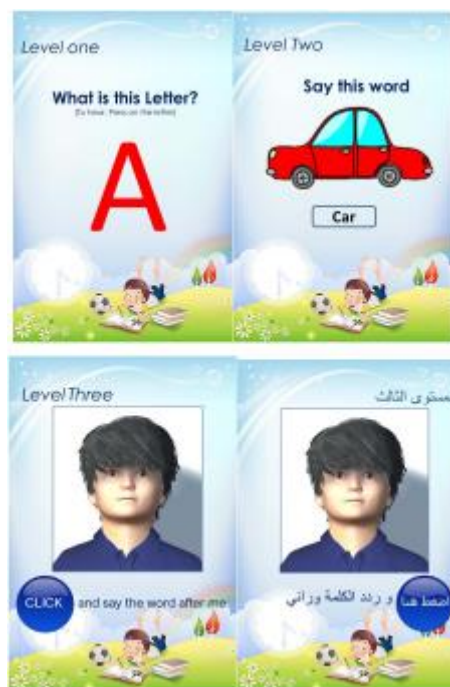
#### 1.4.1 Σχετικές εργασίες για την αντιμετώπιση της βαρηκοΐας

Παρακάτω θα δούμε κάποιες προσπάθειες επιστημόνων για την βελτίωση των ακουστικών βαρηκοΐας με στόχο να βελτιώσουν την απόδοση τους και την εμπειρία των χρηστών και να κάνουν την διάγνωση και την προσαρμογή πιο προσβάσιμη και εύκολη.



Σχήμα 1.14 Διάγραμμα λειτουργίας A-I-H-A-S [14].

Στην έρευνα [14] προτείνεται ένα σύστημα με όνομα Assistive Hearing Aid System (AIHAS) το οποίο στοχεύει στην επίλυση του προβλήματος της βαρηκοΐας με την δημιουργία προφίλ του ασθενή και προσαρμοστικότητα για τον εκάστοτε χρήστη (Σχήμα 1.14). Συγκεκριμένα το σύστημα αυτό λειτουργεί με εφαρμογή σε κινητό τηλέφωνο και την χρήση γυαλιών με οστική αγωγή. Ξεκινώντας ο χρήστης περνάει κάποιους ελέγχους μέσω της εφαρμογής. Ένας από τους ελέγχους αφορά τον έλεγχο της κατάστασης της μεμβράνης του τυμπάνου, φωτογραφίζοντας την μεμβράνη και με την χρήση τεχνητής νοημοσύνης η AIHAS μπορεί να ενημερώσει εάν το τύμπανο είναι μολυσμένο ή δεν έχει κανένα απολύτως πρόβλημα, βέβαια αυτός ο έλεγχος προϋποθέτει ο χρήστης να έχει στην κατοχή του ωτοσκόπιο για αυτόν τον λόγο είναι και προαιρετικός. Ο δεύτερος έλεγχος έχει σκοπό να εκτιμήσει τον βαθμό απώλειας της ακοής εφαρμόζοντας την τεχνική που συνιστά ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας. Ο χρήστης έχει τρεις επιλογές που προσαρμόζονται ανάλογα με το περιβάλλον που βρίσκεται. Η μία επιλογή ονομάζεται ήσυχο δωμάτιο (Quite-Room) και επιλέγεται όταν ο χρήστης βρίσκεται σε χώρο με μικρά ποσοστά θορύβου, η εναλλακτική επιλογή ονομάζεται Θορυβώδες/Εξω-χώρος (Noisy/Outdoor) όπου εφαρμόζονται φίλτρα για να διώξουν τους ανεπιθύμητους θορύβους που συλλέγονται από το μικρόφωνο. Τέλος υπάρχει μια επιλογή με όνομα 'λειτουργία ακουστικής υποβοήθησης' (Σχήμα 1.15) που στοχεύει να μάθει σε παιδιά να αρθρώνουν σωστά, αυτό γίνεται με την χρήση ηχητικού αλλά και οπτικού περιεχομένου χρησιμοποιώντας έναν τρισδιάστατο χαρακτήρα ο οποίος κουνά το στόμα του συγχρονισμένα με τον ηχητικό περιεχόμενο, τέλος το παιδί μπορεί να βλέπει την πρόοδο του μέσω του συστήματος αξιολόγησης που διαθέτει η εφαρμογή. Συμπερασματικά το σύστημα αυτό προτείνει μια πολύ πιο οικονομική λύση για την αντιμετώπιση της βαρηκοΐας με την χρήση σύγχρονων τεχνολογιών αντί για το κανονικό ακουστικό βαρηκοΐας και μπορεί να μειώσει κατά πολύ τις επισκέψεις στο γιατρό που είναι επίσης κοστοβόρες. Συνολικά είναι ένα σύγχρονο σύστημα αντιμετώπισης βαρηκοΐας, είναι οικονομικό, αποδοτικό και επιτελεί σωστά τον σκοπό του.

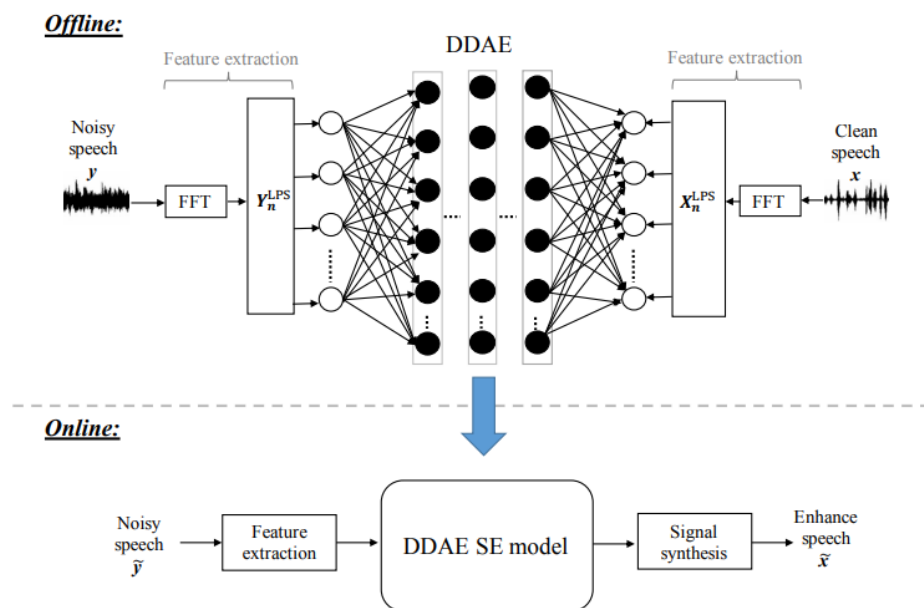


Σχήμα 1.15 Λειτουργία υποβοήθησης της εφαρμογής του AIHAS [14].

Στην έρευνα [21] βλέπουμε μια προσέγγιση όπου τροποποιεί τον σχεδιασμό των ακουστικών βαρηκοΐας για την βελτίωση της απόδοσης τους. Συγκεκριμένα στο σύστημα αυτό ένα φίλτρο υψηλών συχνοτήτων

IIR προστίθεται πριν την μονάδα ψηφιακής επεξεργασίας και αντίστοιχα ένα φίλτρο χαμηλών συχνοτήτων IIR προστίθεται μετά την μονάδα ψηφιακής επεξεργασίας. Αυτό γίνεται για να κοπούν οι πολύ χαμηλές συχνότητες που δεν ακούμε πριν την είσοδο τους στην μονάδα επεξεργασίας, με σκοπό να αυξηθεί η επίδοση της. Έπειτα το φίλτρο χαμηλών συχνοτήτων μπορεί να κόψει ήχους με υψηλή συχνότητα αφού τις περισσότερες φορές δεν είναι αναγκαίοι, ειδικά για χρήστες ακουστικών βαρηκοΐας και έτσι επιτυγχάνεται ένα συνοπτικό και «καθαρό» ηχητικό αποτέλεσμα που όχι μόνο βελτιώνει την επικοινωνία αλλά και την αποτελεσματικότητα των ακουστικών βαρηκοΐας. Με τον σωστό σχεδιασμό των φίλτρων στο πρόγραμμα MATLAB, έπειτα από δοκιμές φαίνεται πως η προσθήκη αυτή των φίλτρων, αφαίρεσε τον θόρυβο και κράτησε τον ήχο καθαρό.

Με τον ίδιο σκοπό της βελτίωσης των ακουστικών βαρηκοΐας στην εργασία [22] αναπτύχθηκε ένα σύστημα βελτίωσης ποιότητας του ήχου με την χρήση deep learning. Συγκεκριμένα χρησιμοποιήθηκε το μοντέλο DDAE SE (Σχήμα 1.16). Αυτό το μοντέλο αποτελείται πρώτα από την εκτός σύνδεσης φάση, όπου του δίνεται ηχητική πληροφορία λόγου με θόρυβο και ηχητική πληροφορία λόγου χωρίς θόρυβο ώστε να είναι σε θέση να δημιουργήσει ένα προφίλ για τις επικείμενες αλλαγές. Χρησιμοποιήθηκαν 250 προτάσεις, στις 200 από αυτές προστέθηκαν 100 διαφορετικά προφίλ θορύβων και στις 50 από αυτές έγιναν οι δοκιμές αποτελεσματικότητας. Τα αποτελέσματα συγκρίθηκαν με αποτελέσματα των μοντέλων KLT και logMMSE και σημείωσαν υψηλότερη αποτελεσματικότητα και από τα δύο. Συγκεκριμένα παρείχε καλύτερη ευκρίνεια και ποιότητα στην αντίληψη της ομιλίας.



Σχήμα 1.16 Σύστημα ενίσχυσης αντίληψης ομιλίας βασισμένο στον DDAE [22].

## 1.5 Επίλογος

Σε αυτήν την ενότητα εξηγήσαμε τα πυκνώματα και αραιώματα ή αλλιώς κύματα του αέρα που φτάνουν στο αυτί μας και τα ονομάζουμε ήχο. Αναλύσαμε την διαδρομή που ακολουθεί το ηχητικό κύμα φτάνοντας στο εξωτερικό μέρος του αυτιού μας μέχρι και το ακουστικό νεύρο δηλαδή το εσωτερικό αυτί, εν ολίγη αναλύσαμε το ακουστικό μας σύστημα. Τους τρόπους που αυτό μας βοηθά να ισορροπούμε, να προσανατολιζόμαστε και να αντιλαμβανόμαστε την κατεύθυνση του ήχου. Επιπλέον

αναλύσαμε πως το ακουστικό μας σύστημα μας προστατεύει από δυνατούς ήχους και πως συγκεντρώνεται και απομονώνει συγκεκριμένους ήχους από το περιβάλλον.

Είναι σημαντικό που κατανοήσαμε όλα αυτά τα μέρη που συνθέτουν το ακουστικό μας σύστημα, ώστε να ήμαστε σε θέση να εμβαθύνουμε και να κατανοήσουμε ποια από αυτά προσβάλλονται ή δυσλειτουργούν σε περίπτωση βαρηκοΐας, με αυτόν τον τρόπο είμαστε σε θέση να μπορέσουμε να προτείνουμε μια λύση σε αυτήν την αυξανόμενη σε ρυθμό ασθένεια. Όπως είδαμε υπάρχουν πολλοί τρόποι για να ανιχνεύσουμε και να χαρτογραφήσουμε την βαρηκοΐα.

Παραδείγματα όπως η ακοομέτρηση και η τυμπανογράφιση μας βοηθούν να δημιουργήσουμε μια κλινική εικόνα για τον ασθενή με σκοπό να στοχεύσουμε με περισσότερη ακρίβεια στην αντιμετώπιση του προβλήματος της ακοής. Χάρη στην ανάπτυξη της τεχνολογίας μέλη της επιστημονικής κοινότητας υλοποιούν εργασίες με σκοπό την βελτίωση των συστημάτων των ακουστικών βαρηκοΐας αλλά και την καλύτερη εμπειρία των χρηστών. Πολλοί μάλιστα δουλεύουν στην ανάπτυξη συστημάτων αυτοελέγχου ώστε οι πιθανοί και μη ασθενείς να μην επιβαρύνονται οικονομικά.

Παρόλα αυτά υπάρχουν περιθώρια για περαιτέρω βελτίωση, όσο η τεχνολογία εξελίσσεται και όσο το πρόβλημα διογκώνεται, τόσο περισσότερα πλίθι ευαισθητοποιούνται ώστε να επιτευχθεί αυτό που στοχεύει και η δική μας εργασία. Μία οικονομική αλλά και λειτουργική λύση για τους ανθρώπους που αντιμετωπίζουν το πρόβλημα της βαρηκοΐας.

## Κεφάλαιο 2ο: Ακουστικά Βοηθήματα

### 2.1 Εισαγωγή

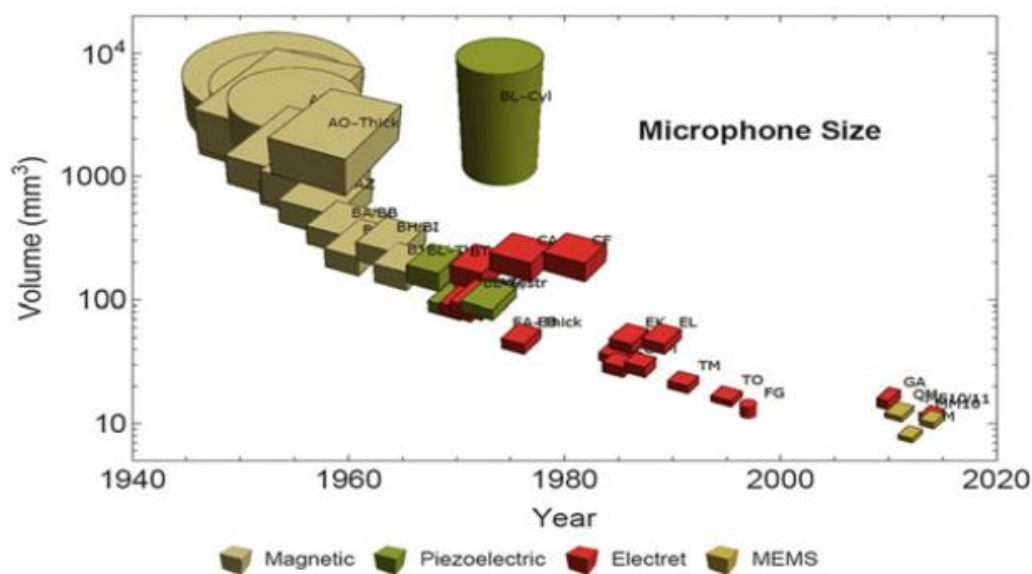
Όπως προαναφέραμε στο προηγούμενο κεφάλαιο υπάρχουν διάφοροι λόγοι όπου ένας ασθενής προκύπτει να έχει πρόβλημα με την ακοή του. Για ένα μικρό ποσοστό των περιπτώσεων η αποκατάσταση της ακοής είναι πιθανή με χειρουργική επέμβαση ή φαρμακευτικές παρεμβάσεις. Στην περίπτωση όμως που η απώλεια ακοής δεν είναι θεραπεύσιμη και προκειμένου να βοηθηθεί με κάποιον τρόπο ο ασθενής με σκοπό να επαναφέρει την ακοή του σε φυσιολογικά επίπεδα του δίνεται η επιλογή αγοράς ενός ακουστικού βαρηκοΐας το οποίο ενισχύει τον ήχο για να αντισταθμίσει την μείωση που υπάρχει στην ευαισθησία της ακοής[23]. Παρακάτω θα αναλύσουμε τι είναι τα ακουστικά βαρηκοΐας, τι τύποι ακουστικών βαρηκοΐας υπάρχουν, ποια είναι τα μέρη που τα απαρτίζουν και τέλος τι θα πρέπει να γνωρίζει ένας ασθενής προτού να προβεί στην επιλογή ενός ακουστικού.

### 2.2 Ακουστικά βαρηκοΐας

Τα ακουστικά βαρηκοΐας είναι φορητές ηλεκτρονικές συσκευές μικρού μεγέθους, οι οποίες προσαρμόζονται στο αυτί του ασθενή με σκοπό να χρησιμοποιούνται στην καθημερινότητα του, έτσι θα πρέπει να είναι ανθεκτικές σε συνθήκες όπως ζέστη, κρύο, υγρασία, σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία και αέρα [23][26]. Σε γενικές γραμμές η λειτουργία των ακουστικών είναι να ενισχύουν συγκεκριμένες συχνότητες ήχου ανάλογα με την περίπτωση του εκάστοτε ασθενή. Παρόλο που σε αρκετές περιπτώσεις δεν απαλείφουν το πρόβλημα, βοηθούν στο να ενισχύσουν την ικανότητα του ασθενή να αντιλαμβάνεται τους ήχους και συμβάλει στο να έρθει πιο κοντά στην προ-ασθένειας καθημερινότητα[24].

#### 2.2.1 Ιστορική εξέλιξη

Από το παρελθόν μέχρι και σήμερα τα ακουστικά βαρηκοΐας έχουν καταφέρει να βελτιωθούν ως προς τις ανάγκες των χρηστών. Τα βασικά τους μέρη δεν έχουν αλλάξει και πολύ από το παρελθόν αλλά



Σχήμα 2.1 Μεγέθη μικροφώνων σε συνάρτηση με την χρονιά κατασκευής τους [23]

έχουν βελτιωθεί πολύ στο μέγεθος, στην λειτουργία και την αποτελεσματικότητα (σχήμα 2.1) [24]. Τα τρία βασικά μέρη ενός ακουστικού είναι το μικρόφωνο, ο ενισχυτής και ο δέκτης (μεγάφωνο).

Η εξέλιξη του ακουστικού βαρηκοΐας γινόταν με μεγάλο ρυθμό με το πέρας των χρόνων και ο τρόπος υλοποίησης τους πέρασε από αρκετές αναθεωρήσεις. Τα πρώτα είδη που χρησιμοποιήθηκαν σαν ακουστικά βαρηκοΐας καταγράφονται τον 13<sup>ο</sup> αιώνα όπου οι άνθρωποι με απώλεια ακοής χρησιμοποιούσαν κούφια κέρατα ζώων.

Τον 17<sup>ο</sup> αιώνα έρχεται στην επιφάνεια μια υλοποίηση “Τρομπέτας Αυτιού” (Ear-Trumpet), συγκεκριμένα ήταν μια σωληνοειδής κατασκευή που φτιαχνόταν από διάφορα υλικά όπως ξύλο, περιβλήματα σαλιγκαριών, κέρατα ζώων, λαμαρίνα ή ακόμα και ασήμι. Οι κατασκευή αυτή δεν ενίσχυε τον ήχο αλλά τον κατεύθυνε απευθείας στο αυτί, το οποίο δεν είχε και τόσο ικανοποιητικά αποτελέσματα, παρόλα το κοινό τους σημείο με τα σημερινά ακουστικά είναι ότι κατασκευάζονταν από κατασκευαστές μουσικών οργάνων κατά παραγγελία για τον εκάστοτε πελάτη, που σχετίζεται με τα σημερινά δεδομένα όπου τα ακουστικά παρέχονται με την κατάλληλη προσαρμογή ανάλογα με την διάγνωση του εκάστοτε ασθενή.

Χρόνια μετά την ανακάλυψη του Ear-Trumpet συγκεκριμένα τον 19<sup>ο</sup> αιώνα με την ανακάλυψη του τηλεφώνου και την εφαρμογή του ηλεκτρισμού οι άνθρωποι με βαρηκοΐα παρατήρησαν ότι μπορούσαν να αντιληφθούν καλύτερα την συζήτηση μέσω του τηλεφώνου. Έτσι το 1898 ο Miller Rees Hutchinson εφηύρε το “Akouphone” το πρώτο φορητό ακουστικό βαρηκοΐας το οποίο έκανε ενίσχυση σήματος χρησιμοποιώντας έναν πομπό άνθρακα και αποτελούταν από τα ξεχωριστά μεταξύ τους κομμάτια που ήταν το μικρόφωνο, ο ενισχυτής, ακουστικά κεφαλής και η μπαταρία η οποία δεν πρόσφερε μεγάλη αυτονομία. Το ακουστικό αυτό ήταν δύσκολο στην χρήση και ακριβό αλλά για την τότε εποχή χαρακτηρίστηκε και ως «θαύμα» από τον τύπο.

Το 1920 κατασκευάστηκαν ακόμα πιο αποτελεσματικά ακουστικά βαρηκοΐας με ενίσχυση του ήχου έως και 70dB, που χρησιμοποιούσαν σωλήνες κενού (vacuum-tubes). Οι συσκευές αυτές στην αρχή ήταν μεγάλες σε μέγεθος αλλά μέσα σε λίγα χρόνια από την κυκλοφορία του το μέγεθος μίκρυνε κατά πολύ στο σημείο που ο ενισχυτής και οι μπαταρίες φοριόταν στον λαιμό. Το χαρακτηριστικό είναι ότι το μικρόφωνο ήταν χειρός και ο χρήστης το κρατούσε προς την πηγή που ήθελε να ακούσει.

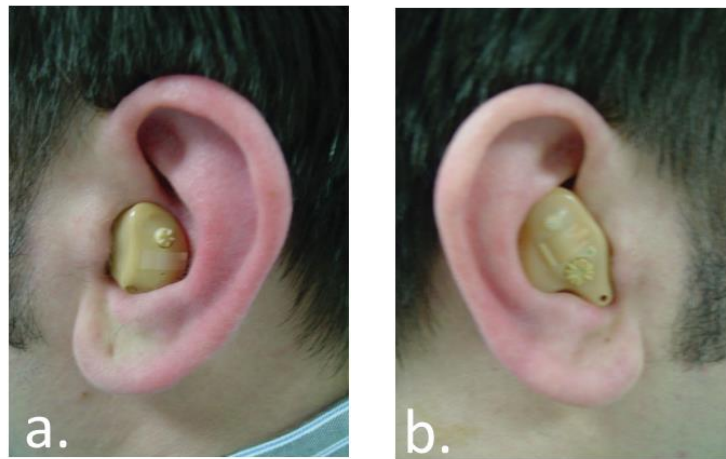
Φτάνουμε στο 1948 όπου τα τρανζίστορ έρχονται να παίξουν σημαντικό ρόλο στην υλοποίηση ακουστικών βαρηκοΐας. Λόγο των ιδιοτήτων του τρανζίστορ όπου μπορεί να σταματά, να ξεκινά και να ρυθμίζει την ένταση του ρεύματος έκαναν εφικτό να υπάρχουν διάφορες ρυθμίσεις σε μία συσκευή, επιπλέον τα ακουστικά έγιναν μικρότερα και μπορούσαν εξ ολοκλήρου στο αυτί ή πίσω από αυτό.

Στα τέλη του 20<sup>ου</sup> αιώνα έχουμε τα πρώτα ψηφιακά ακουστικά τα οποία κατέκλιναν πολύ γρήγορα την αγορά. Τα ακουστικά είχαν ακόμα μικρότερο μέγεθος χάρη στην ικανότητα των κατασκευαστών να φτιάξουν τρανζίστορ από πυρίτιο. Τα ακουστικά που αναπτύχθηκαν τότε ήταν υβριδικά, χρησιμοποιούσαν δηλαδή αναλογικούς ενισχυτές, φίλτρα και περιστρές τα οποία ελέγχονταν ψηφιακά.

Επιστρέφοντας στην σημερινή εποχή τα ακουστικά βαρηκοΐας πλέον προσαρμόζονται με τον προγραμματισμό και ρυθμίζονται από ειδικούς για τις ανάγκες του εκάστοτε χρήστη, μπορούν και προσαρμόζονται και αυτόματα στο περιβάλλον που βρίσκεται ο χρήστης επίσης μπορούν να συνδέονται με άλλες συσκευές (κινητά τηλέφωνα, τηλεοράσεις) και να επαναφορτίζονται μετά την χρήση τους. Γενικά τα ακουστικά βαρηκοΐας πλέον προσαρμόζονται περισσότερο από ποτέ και προσφέρουν στον χρήστη την καλύτερη δυνατή εμπειρία [27][28].

### 2.3 Τύποι ακουστικών βαρηκοΐας

Υπάρχουν διάφοροι τύποι ακουστικών βαρηκοΐας στην αγορά οι οποίοι επιλέγονται ανάλογα με την κατάσταση και τις απαιτήσεις κάθε περίπτωσης ασθενή. Πρώτες κατηγορίες ακουστικών είναι τα ITE (In The Ear) και τα ITC (In the Canal) όπου όλα τα μέρη του ακουστικού βρίσκονται σε μια θήκη η οποία είναι ορατή στο αυτί του ασθενή όπως φαίνεται και στο (σχήμα 2.2). Το μεγάλο μέγεθος τους δίνει πλεονέκτημα χώρο για την εφαρμογή κατευθυντήριων μικροφώνων, την τεχνολογία Bluetooth και την τεχνολογία telecoil όπως και επίσης την επιλογή για επαναφορτιζόμενη μπαταρία. Δυστυχώς όμως τα ακουστικά αυτά δεν είναι κατάλληλα για περιπτώσεις σοβαρής απώλειας ακοής [24][25].



Σχήμα 2.2 a. Ακουστικό βαρηκοΐας τύπου In The Canal (ITC)  
b. Ακουστικό βαρηκοΐας τύπου In The Ear (ITE) [25]

Επόμενος τύπος ακουστικού είναι τα CIC (σχήμα 2.3) (Completely In Canal) όπου η ορατότητα του ακουστικού είναι ελάχιστη αφού όπως προδίδεται και από το όνομα του βρίσκεται μέσα στο κανάλι του αυτιού. Τα ακουστικά αυτά περιορίζονται πάλι σε άτομα με ελαφρύ ή και μεσαίο πρόβλημα ακοής. Τα θετικά τους είναι πώς είναι πολύ διακριτικά και σχεδόν μη ορατά και λιγότερο επιρρεπή στον θόρυβο ανάδρασης χάρη στο μεγάφωνο που βρίσκεται βαθιά μέσα στο κανάλι. Όμως λόγω του μικρού μεγέθους τους δεν μπορούν να φιλοξενήσουν κάποια χαρακτηριστικά και είναι δυσκολότερο για ανθρώπους με περιορισμένες δεξιότητες να τα καθαρίσουν ή ακόμα και να αλλάξουν την μπαταρία τους η οποία είναι αναλώσιμη. Το καθάρισμα σε αυτά τα ακουστικά είναι απαραίτητο λόγω της υγρασίας και του κεριού που δημιουργείται μέσα στο κανάλι[24][25].



Σχήμα 2.3 Ακουστικό βαρηκοΐας τύπου Completely In Canal (CIC)

Εν συνεχεία περνάμε στα επικρατέστερα ακουστικά που είναι τα BTE (Behind The Ear) και τα mini-BTEs (σχήμα 2.4) που είναι τις ίδιες λογικής σε μικρότερο μέγεθος. Στα ακουστικά αυτά η θήκη βρίσκεται στο πίσω μέρος του λοβού του αυτιού και τα μικρόφωνα τοποθετούνται στο πάνω μέρος λίγο πάνω από τον λοβό. Ο μεταγωγή του ήχου από την θήκη προς το αυτί μπορεί να γίνετε με τρεις τρόπους, ο πρώτος είναι μέσω ενός σωληνάριου, ο δεύτερος μέσω ενός λεπτού σωληνάριου και ο τρίτος με καλώδιο μέσα σε λεπτό σωληνάριο. Οι πρώτοι δύο τρόποι χρησιμοποιούν τον αέρα ως μεταγωγικό μέσο ώστε να φτάσει ο ενισχυμένος ήχος στην τυμπανική μεμβράνη, ο τρίτος τρόπος μεταφέρει μέσω του καλωδίου τον ήχο στον δέκτη (ηχείο) ο οποίος βρίσκεται μέσα στο κανάλι (Receiver In Canal, RIC) και χρησιμοποιείται κατά κόρον στα mini-BTE.



Σχήμα 2.4 a. Ακουστικό βαρηκοΐας τύπου Behind The Ear (BTE) που προσαρμόζεται στο αυτί με ειδικά φτιαγμένο καλούπι b. Ακουστικό βαρηκοΐας τύπου Mini BTE που εφαρμόζει την ανοιχτή εφαρμογή στο κανάλι [25]

Τέλος αφού ο ήχος μεταφερθεί στο αυτί υπάρχουν 2 τρόποι σύζευξης με αυτό. Ο πρώτος είναι να υπάρχει ένα καλούπι ειδικά φτιαγμένο για το αυτί του ασθενή και ο δεύτερος είναι να καταλήγει σε έναν μαλακό 'θόλο' (σχήμα 2.5)[29][25].



Σχήμα 2.5 Α. Ακουστικό με τον δέκτη στην συσκευή που μεταφέρει τον ήχο μέσω του λεπτού σωληνάριου Β. Ακουστικό που μεταφέρει τον ήχο μέσω καλωδίου με τον δέκτη να βρίσκεται στο κανάλι [29]

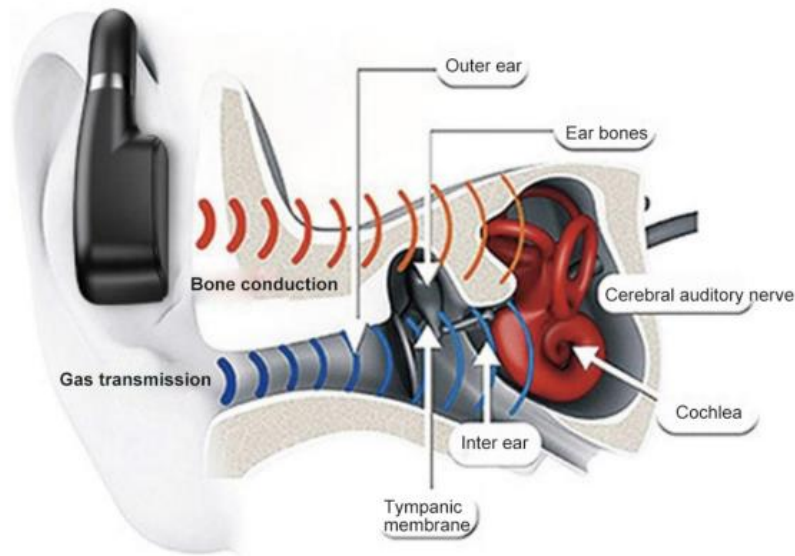
Ο τρόπος με τον οποίον γίνεται η σύζευξη του δέκτη-ακουστικού με το αυτί μπορεί να χαρακτηριστεί με δύο τρόπους, κλειστή ή ανοιχτή εφαρμογή. Η κλειστή εφαρμογή (Closed Fitting) σφραγίζει το κανάλι του αυτιού. Το πλεονέκτημα αυτής της εφαρμογής είναι πως μπορεί να εφαρμοστεί μεγάλη ενίσχυση στον ήχο αφού το κανάλι είναι σφραγισμένο και δεν επιτρέπει στον ήχο να κάνει θόρυβο ανάδρασης και να ακούγετε σε τρίτους γύρω από τον χρήστη. Η κλειστή εφαρμογή είναι κατάλληλη για περιπτώσεις με βαριά βαρηκοΐα, αλλά σε ήπιες περιπτώσεις που έχουν χαμηλή ευαισθησία σε χαμηλές συχνότητες συχνά προκαλεί την αίσθηση του φραγμένου αυτιού (occlusion effect), οι χρήστες αναφέρουν πως ακούν πολύ δυνατά την φωνή τους της οποίας ο ήχος αντηχεί μέσα στο κεφάλι μας μέσω της αγωγής των οστών αλλά λόγω του φραγμένου καναλιού δεν μπορεί να δραπετεύσει. Η ανοιχτή εφαρμογή (open fitting) βοηθάει στην λύση αυτού του προβλήματος και μπορεί να επιτευχθεί στις εφαρμογές με καλούπι κάνοντας μια τρύπα εξαερισμού ή απλά χρησιμοποιώντας τους μαλακούς θόλους με ανοίγματα. Έτσι κάποιοι εξωτερικοί ήχοι καταφέρνουν και περνούν στο κανάλι χωρίς ενίσχυση για τις περιοχές συχνοτήτων που δεν είναι αναγκαίες [23][25].

Εν συνεχεία θα αναφερθούμε στα εμφυτεύματα βοηθήματα ακοής με αγωγή οστού (Bone Conduction). Είναι ένας τύπος βοηθημάτων που διαφέρει στο κομμάτι μεταγωγής του ήχου στον ασθενή, συγκεκριμένα ο ενισχυμένος ήχος λαμβάνεται από τον ασθενή με δονήσεις στο κρανίο οι οποίες καταλήγουν στον κοχλία, παρακάμπτονται δηλαδή το εξωτερικό και το μέσο μέρος του αυτιού (σχήμα 2.6) [30].

Υπάρχουν τρεις βασικές κατηγορίες συσκευών που εφαρμόζεται η μέθοδος αγωγής οστού [31].

Πρώτη κατηγορία είναι σε ακουστικά. Τα ακουστικά αυτά κάθονται επάνω στα ζυγωματικά του χρήστη και μεταδίδουν τον ήχο κατευθείαν μέσω αγωγής οστού χωρίς να καλύπτουν το κανάλι του χρήστη, κάτι που τα καθιστά κατάλληλα για εξωτερικές δραστηριότητες αφού ο χρήστης συνεχίζει να έχει επαφή με τον περιβάλλοντα χώρο ακόμα και όσο τα φορά.

Δεύτερη κατηγορία είναι τα βοηθήματα ακοής, όπου το βοήθημα γαντζώνεται πάνω στο κρανίο μέσω ενός εμφυτεύματος μέσω του οποίου μεταδίδεται ο ήχος. Τρίτη κατηγορία είναι τα κοχλιακά εμφυτεύματα τα οποία παρακάμπτουν κάποια τριχοειδή κύτταρα του κοχλίου και ερεθίζουν απευθείας



Σχήμα 2.6 Αναπαράσταση μεταφοράς ηχητικής πληροφορίας με αγωγή οστού [31]

το ακουστικό νεύρο. Αυτή η κατηγορία απευθύνεται σε ασθενείς με σοβαρή απώλεια ακοής που οφείλεται σε νευροαισθητηριακό πρόβλημα.

Τα βοηθήματα αυτά έχουν βαριά μάζα που κουνιούνται με την διέλευση ηλεκτρικού ρεύματος μέσα από ένα πηνίο. Η αδράνεια της βαριάς αυτής μάζας προκαλεί την θήκη που την περιβάλλει να αρχίσει να κινείται στην αντίθετη κατεύθυνση από αυτή της μάζας, αυτή η κίνηση του περιβλήματος είναι που μεταδίδεται στο κρανίο. Η μέθοδος αυτή απαιτεί αρκετή ισχύς, έτσι η τροφοδοσία τους γίνεται από υψηλής ισχύος βοηθήματα ακοής. Η σύνδεση μεταξύ του βοηθήματος και του δονητή συνήθως έχει την λογική του κουμπιού όπου το ένα κουμπώνει επάνω στο άλλο [30]. Η μέθοδος αγωγής οστού μπορεί να προσφέρει λύση σε άτομα με πρόβλημα αγωγής ή μονομερή κώφωση, ενισχύει την ικανότητα του ατόμου να αντιλαμβάνεται συζητήσεις και αποτρέπει την αίσθηση του φραγμένου αυτιού που έχουμε προαναφέρει. Παρόλα υπάρχουν και κάποιοι περιορισμοί επιλέγοντας αυτό το βοήθημα. Η επιλογή της μεθόδου αγωγής οστού για την αντιμετώπιση της βαρηκοΐας συχνά είναι πιο κοστοβόρο από την επιλογή ενός ακουστικού. Επιπλέον οι συσκευές αυτές γενικά έχουν μικρότερη απόκριση συχνότητας και παρέχουν μικρότερη φυσική ποιότητα ήχου σε σχέση με τα ακουστικά βαρηκοΐας[31].

Τέλος θα αναφερθούμε όχι σε έναν τύπο ακουστικών αλλά μεθόδους αντιμετώπισης. Αυτές οι μέθοδοι ονομάζονται CROS και BiCROS. Πιο συγκεκριμένα η μέθοδος CROS εφαρμόζεται σε ασθενείς με προφανή βαρηκοΐα στις περιπτώσεις που το ασθενές αυτί δεν μπορεί να βοηθηθεί. Κατά την εφαρμογή της μεθόδου αυτής τοποθετείτε στο «κακό» αυτί ένα μικρόφωνο το οποίο μεταδίδει τον ήχο στο ακουστικό που βρίσκεται στο «καλό» αυτί. Εάν φανταστούμε ένα άτομο που έχει χάσει την ακοή του από το δεξί του αυτί και κάποιος μιλάει από τα δεξιά του το αριστερό αυτί δυσκολεύεται να λάβει τον ήχο λόγω του φαινομένου της σκιάς της κεφαλής, όταν δηλαδή ο ήχος επισκιάζεται από το κεφάλι μας μέχρι να φτάσει στο αυτί μπορεί να μειωθεί 7dB (και αυξάνεται όσο αυξάνεται η συχνότητα της πληροφορίας). Έτσι καταλαβαίνουμε ότι η CROS βοήθησε τους ασθενείς να μην χάνουν πληροφορία ήχου από καμία κατεύθυνση, παρόλα αυτά το να λαμβάνεις ήχο και από τα δύο αυτιά δεν είναι το ίδιο με το να έχεις δύο αυτιά αλλά οι ασθενείς έχουν υποστηρίξει πως μπορούν να καταλάβουν πότε ο ήχος

προέρχεται από το κωφό αυτί. Συνεχίζοντας με την μέθοδο BiCROS, όπου είναι η μέθοδος CROS απλά ο ασθενής έχει έναν βαθμό θεραπεύσιμης βαρηκοΐας στο «καλό» του αυτί. Αυτή η μέθοδος εφαρμόζει δύο μικρόφωνα το ένα στο «κακό» αυτί και το άλλο στο «καλό» αυτί και η ενίσχυση γίνεται ταυτόχρονα και για τις δύο εισόδους των μικροφώνων [29].

#### 2.4 Σύγχρονα ακουστικά βαρηκοΐας

Για να υλοποιήσουμε το δικό μας ακουστικό βαρηκοΐας θα εξετάσουμε πρώτα τον τρόπο υλοποίησης ενός σύγχρονου ακουστικού βαρηκοΐας. Όπως προαναφέρθηκε τα ακουστικά βαρηκοΐας απαρτίζονται από κάποια βασικά μέρη και αυτά είναι το μικρόφωνο, ο ενισχυτής, το ηχείο μικρού μεγέθους και φυσικά για να επιτευχθεί η φορητότητα, η μπαταρία.

Η λειτουργία του μικροφώνου στα ακουστικά βαρηκοΐας είναι να μετατρέψει τα ηχητικά κύματα που πέφτουν επιφάνεια του σε ηλεκτρικά σήματα με σκοπό την περαιτέρω επεξεργασία και ενίσχυση τους. Ένα ιδανικό μικρόφωνο στην έξοδο του θα παρήγαγε το ίδιο σήμα που του δόθηκε σαν είσοδο. Γενικά τα μικρόφωνα λειτουργούν με γραμμικό τρόπο, δηλαδή όσο αυξάνετε η πίεση του αέρα στην είσοδο τόσο αυξάνετε και η τάση εξόδου σε αυτό, μέχρι το σημείο που το μικρόφωνο δεν μπορεί να δώσει περισσότερη τάση στην έξοδο. Η αναλογία μεγέθους εξόδου προς το μέγεθος της εισόδου ονομάζεται ευαισθησία (sensitivity)[30]. Ένα τυπικό μικρόφωνο βοήθηματος ακοής έχει ευαισθησία ~16mV ανά Pascal που σημαίνει ότι ήχοι των 70dB SPL παράγουν τάση 1mV. Τα μικρόφωνα που χρησιμοποιούνται κατά κόρον σήμερα είναι τα MEMs μικρόφωνα τα οποία έχουν μεγάλο εύρος απόκρισης συχνοτήτων έως 16KHz και πολύ καλή αναλογία σήματος-θορύβου (SNR) αφού ο χρήστης μπορεί πλέον να διακρίνει και απαλούς ήχους με την χρήση αυτών των μικροφώνων. Επιπλέον έχουν πολύ μικρό μέγεθος (1mm πάχος και 10mm<sup>3</sup> συνολικό όγκο) που τα κάνει κατάλληλα για αυτού του είδους τις εφαρμογές [23]. Ο ήχος περνάει μέσα από μία οπή του περιβλήματος του μικροφώνου και κινεί μια πολύ λεπτή μεταλλική επιφάνεια που ονομάζεται διάφραγμα. Τα σύγχρονα μικρόφωνα που χρησιμοποιούνται στα ακουστικά βαρηκοΐας παράγουν μικρούς τυχαίους ηλεκτρικούς θορύβους και οφείλτε εν μέρη στην τυχαία κίνηση των μορίων του αέρα ενάντια στο διάφραγμα. Ανεπιθύμητοι ήχοι παράγονται επίσης όταν το μικρόφωνο κινείται στον χώρο. Κατά την κίνηση του μικροφώνου η αδράνεια κάνει το διάφραγμα να κινείται λιγότερο σε συσχέτιση με το περιβάλλον του, έτσι δημιουργείτε μια κίνηση της μεμβράνης σε συσχέτιση με της δονήσεις της θήκης, κατά συνέπεια η κίνηση της μεμβράνης πλέον παράγει ένα σήμα συχρότητας και πλάτους ανάλογο με αυτά της δόνησης, το ίδιο φαινόμενο μπορεί να συμβεί από δονήσεις που παράγει ο δέκτης-ηχείο. Το σήμα αυτό δεν είναι πολύ δυνατό αλλά μπορεί να δημιουργήσει μια εσωτερική ανάδραση για αυτόν τον λόγο κατά τον σχεδιασμό το μικρόφωνο και ο δέκτης τοποθετούνται σε σχετικές θέσης που αποτρέπουν όσο το δυνατόν περισσότερο αυτό το φαινόμενο [30]. Οι τύποι μικροφώνων που χρησιμοποιούνται σήμερα στα ακουστικά βαρηκοΐας είναι τα κατευθυντικά και τα μη-κατευθυντικά ή ακόμα και σε μερικές περιπτώσεις ο χρήστης μπορεί να εναλλάσσει τα μικρόφωνα που χρησιμοποιούνται ανάλογα με την κατάσταση, εάν δηλαδή ο χρήστης θέλει να ακούει και τους ήχους που είναι πίσω του δεν θα χρησιμοποιήσει το κατευθυντικό μικρόφωνο, εάν όμως θέλει να ακούει περισσότερο τον ήχο όπου εστιάζει π.χ. έναν συνομιλητή θα χρησιμοποιήσει το κατευθυντικό [30].

Εδώ αξίζει να αναφέρουμε και τον μεταγωγό Telecoil, αφού αποτελεί μια εναλλακτική πηγή εισόδου στα ακουστικά βαρηκοΐας που τον συμπεριλαμβάνουν. Το Telecoil εφαρμόστηκε στα ακουστικά για να διευκολύνει τον χρήστη να επικοινωνεί μέσω του κινητού τηλεφώνου του, όσο φοράει το ακουστικό βαρηκοΐας. Χωρίς την χρήση του Telecoil ή ενός ακουστικού με μη φραγμένο κανάλι, ο ασθενής

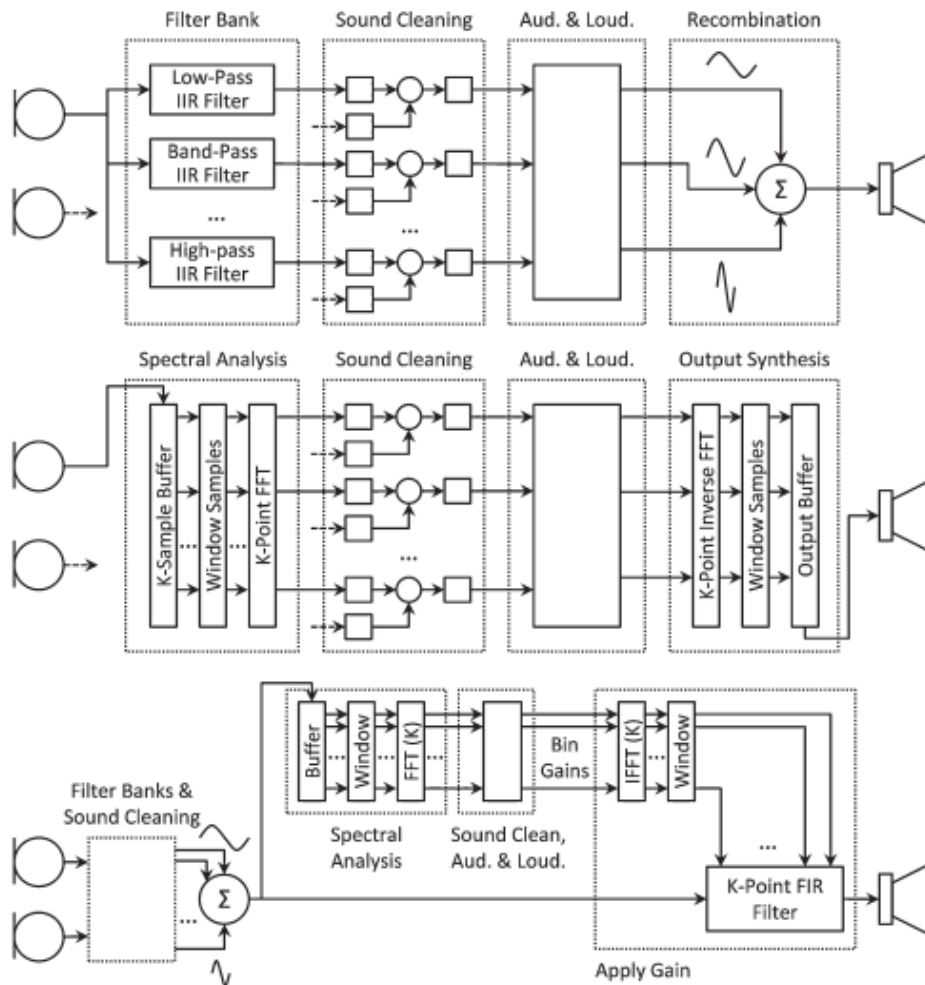
δυσκολεύεται να επικοινωνήσει στο κινητό του τηλέφωνο, αυτό μπορεί να οφείλετε στο γεγονός ότι το ηχητικό σήμα εξόδου του τηλεφώνου είναι πολύ μικρό για να το ακούσει, αν είναι σε καλή ένταση να καλύπτετε από θόρυβο όταν αυτός υπάρχει στο περιβάλλον ή επειδή όταν ο χρήστης βάζει το κινητό κοντά στο αυτί όσο φορά το ακουστικό βαρηκοΐας δημιουργείται ακουστική ανάδραση, το λεγόμενο «σφύριγμα». Το Telecoil λοιπόν λαμβάνει επαγωγικά τα ηλεκτρομαγνητικά σήματα από το κινητό τηλέφωνο και τα μετατρέπει σε σήμα που μπορεί να επεξεργαστεί από το ακουστικό και να μεταδοθεί κατάλληλα στον χρήστη. Επίσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε χώρους όπου υπάρχουν επαγωγικοί βρόγχοι όπως είναι χώροι λατρείας (εκκλησίες), όπου ουσιαστικά είναι χώροι που μπορούν να φτιάχνονται υποστηρίζοντας αυτήν την τεχνολογία κάνοντας έναν βρόγχο καλωδίου γύρω από το δωμάτιο-χώρο, έτσι ο χρήστης αλλάζει την πηγή εισόδου από κουμπί που συχνά τοποθετείτε στο ακουστικό και λαμβάνει ένα καλύτερο ακουστικό αποτέλεσμα. Η ευαισθησία και η αποδοτικότητα του telecoil εξαρτάτε από το πόσο μεγάλο είναι το μέγεθος της ράβδου φερρίτη και των περιελίξεων χαλκού, όπως επίσης και το μέγεθος του μαγνητικού πεδίου. Είναι μια λειτουργία που γενικά δεν χρησιμοποιείται αρκετά και υποστηρίζεται πως αυτό είναι αποτέλεσμα της έλλειψης πληροφόρησης των χρηστών [29].

Συνεχίζουμε με την βαθμίδα της ενίσχυσης-επεξεργασίας του ήχου. Παλαιότερα υπήρχε ενισχυτής ηλεκτρικού σήματος όπου έκανε μια προ-ενίσχυση στο σήμα του μικροφώνου πριν το σήμα περάσει στον μικροεπεξεργαστή για περαιτέρω επεξεργασία, αυτός ο τρόπος ονομαζόταν υβριδικός. Τα σημερινά ακουστικά βαρηκοΐας επιτελούν όλες τις ενέργειες που αφορούν το σήμα στον μικροεπεξεργαστή. Το σήμα από τα ακουστικά μετατρέπεται σε δυαδική πληροφορία και έπειτα η μονάδα επεξεργασίας με την χρήση προηγμένων αλγορίθμων αναλύει και ρυθμίζει το εισερχόμενο σήμα, έτσι επιτυγχάνεται η αποφυγή του σφυρίγματος ανάδρασης και η ενίσχυση στην εκάστοτε συχνότητα βάση το προφίλ του ασθενή. Προκειμένου να αποτυπώσουμε την ποικιλία των διαφόρων εντάσεων των ήχων που συναντάμε στην καθημερινότητα και τα πετύχουμε μια καλή ποιότητα σε αυτόν, οι τιμές εισόδου πρέπει να έχουν διακύμανση 100 dB και η συχνότητα δειγματοληψίας να κυμαίνεται τουλάχιστον από 16 μέχρι 32 KHz, έτσι διασφαλίζουμε πως θα ικανοποιηθούν και οι ασθενείς με ήπια απώλεια ακοής που μπορεί να έχουν ευαισθησία σε θορύβους χαμηλών συχνοτήτων που δημιουργούμε κατά την μετατροπή του σήματος από αναλογικό σε ψηφιακό ή και από αρμονικές παραμορφώσεις και ενδοδιαμορφώσεις που παράγονται από το ψαλίδισμα της εξόδου [23].

Γενικά η ψηφιακή επεξεργασία μπορεί να διακριθεί για τρεις βασικές λειτουργίες:

- Προσαρμογή ακουστικής ενίσχυσης εξαρτώμενης από την συχνότητα και την στάθμη για την αποκατάσταση της ακουστικότητας και της ηχηρότητας προσαρμοσμένες στο προφίλ και τις προτιμήσεις του ασθενή.
- Καθαρισμός του ήχου με την αφαίρεση σταθερών και μη-σταθερών θορύβων όπως επίσης και θορύβους που προκαλούνται λόγω της ανάδρασης. Επιπλέον επίλυση του κύριου προβλήματος που αντιμετωπίζουν τα άτομα με προβλήματα ακοής που είναι η αντίληψη ενός επιθυμητού ήχου στο πλαίσιο της παρουσίας ενοχλητικών ήχων. Μία προσέγγιση για τη βελτίωση της κατανόησης του λόγου σε τέτοιες δυσμενείς ή προκλητικές συνθήκες ακρόασης είναι η αναγνώριση και μείωση των παρεμβαλλόμενων πηγών. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί εφαρμόζοντας είτε αλγόριθμους μείωσης θορύβου με ένα μόνο μικρόφωνο είτε με πολλαπλά μικρόφωνα.
- Κατηγοριοποίηση περιβάλλοντος για τον αυτόματο έλεγχο των ρυθμίσεων ενός ακουστικού βοηθήματος

Η πληροφορία εισόδου προκειμένου να επεξεργαστεί και να προσαρμοστεί σωστά χωρίζεται σε μπάντες συχνοτήτων. Αυτό μπορεί να γίνει αναλύοντας το σήμα στον χρόνο χρησιμοποιώντας φίλτρα για να χωρίσουμε το σήμα σε διάφορες μπάντες συχνοτήτων ή αναλύοντας το σήμα σε φάσμα συχνοτήτων χρησιμοποιώντας γρήγορο μετασχηματισμό Fourier, FFT. Τέλος μπορούμε να εφαρμόσουμε έναν υβριδικό τρόπο όπου το σήμα αρχικά δίνεται από δύο μικρόφωνα προς επεξεργασία σε ένα σύνολο IIR φίλτρων, καθαρίζεται και στην συνέχεια αθροίζεται, έπειτα το σήμα υποβάλλεται σε ανάλυση FFT όπου από εκεί καθορίζονται οι συντελεστές FIR φίλτρων που θα δώσουν το κατάλληλο κέρδος στην εκάστοτε συχνότητα (σχήμα) [23] .



Σχήμα 2.7 Τα διάγραμμα ροής φασματικής ανάλυσης, στο πεδίο του χρόνου (επάνω μέρος), στο πεδίο της συχνότητας (ενδιάμεσο μέρος) και υβριδικού τύπου (κάτω μέρος) [23]

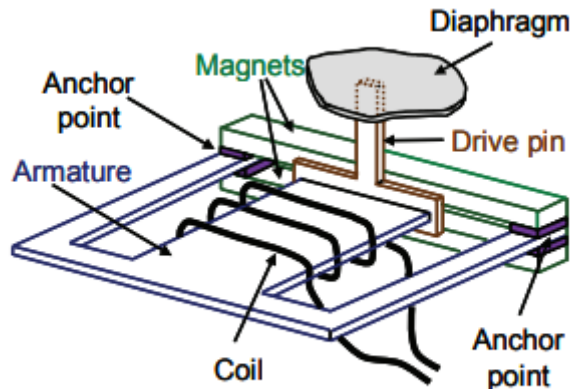
Μπορούμε να παρομοιάσουμε τα σύγχρονα ακουστικά βαρηκοΐας σαν υπολογιστές όπου οι λειτουργίες τους χωρίζονται σε block, κάθε block επιτελεί μια συγκεκριμένη εργασία και αυτή ορίζεται από τον προγραμματιστή. Τα block αυτά μπορούν να αλληλοεπιδρούν μεταξύ τους δίνοντας πχ. Την δυνατότητα στο πρόγραμμα να συμπεράνει συγκρίνοντας ένα block με ένα άλλο block εάν το σήμα είναι κυρίως θόρυβος ή ομιλία και έπειτα να μεταβάλει τα χαρακτηριστικά ενίσχυσης του για να εξαλείψει τον θόρυβο ή ακόμα και μειώσει ένα σήμα ανάδρασης πριν δημιουργήσει σφύριγμα. Αυτός ο τρόπος

επεξεργασίας φυσικά επεξεργάζεται την εισερχόμενη πληροφορία δημιουργώντας ένα παράθυρο δειγμάτων (128,256,...). Παρόλα υπάρχουν κάποιες περιοχές που θα πρέπει να δώσουμε προσοχή όπως είναι η καθυστέρηση. Εννοείται πως από την στιγμή που το σήμα θα περάσει από μια επεξεργασία η έξοδος θα έχει μια καθυστέρηση σε σχέση με την είσοδο, αυτό βέβαια εξαρτάτε από το πόσο χρόνο χρειάζεται το κάθε block για να τελειώσει την επεξεργασία του, πόσο μεγάλο είναι το παράθυρο πληροφορίας και από την συχνότητα του σήματος, διότι κάθε συνιστώσα συχνότητας απαιτεί διαφορετικό χρόνο να φτάνει από την είσοδο στην έξοδο. Το γεγονός αυτό σε συνδυασμό με τους ήχους συχνοτήτων (έως και 1000 ή 1500 Hz) που παρακάμπτουν τον δρόμο ενίσχυσης και φτάνουν πρώτοι στο κανάλι μέσω οστών, ανοιγμάτων στο καλούπι ή ακουστικών με ανοιχτή εφαρμογή (open fitting) επηρεάζουν το ακουστικό αποτέλεσμα αφού στο κανάλι φτάνουν ήχοι ίδιας συχνότητας, ο ένας με μία καθυστέρηση ο άλλος όχι με αποτέλεσμα να δημιουργούν σε κάποια σημεία υψηλές κορυφές και σε κάποια σημεία να αλληλο-εξουδετερώνονται μεταξύ τους, αυτό το φαινόμενο ονομάζεται comb-filtering και όσο μεγαλύτερη είναι η καθυστέρηση τόσο αυξάνονται οι πιθανότητες το φαινόμενο να κάνει αισθητή την εμφάνιση του εντός του εύρους συχνοτήτων που μας ενδιαφέρει [30]. Άρα πόση πρέπει να είναι η καθυστέρηση της εξόδου σε σχέση με την είσοδο σε ένα ακουστικό βαρηκοΐας; Καθυστερήσεις των 5ms είναι αποδεκτές, σε καθυστέρηση 10ms δημιουργείτε πρόβλημα ενόχλησης όταν ο χρήστης μιλάει και στις καθυστερήσεις των 15ms ο λαμβανόμενος ήχος από τον χρήστη ξεκινά να μην συνάδει-συγχρονίζει με αυτά που βλέπει ο χρήστης και είναι ενοχλητικές, τα σημερινά ακουστικά βαρηκοΐας έχουν καθυστέρηση από 3 μέχρι 8ms. Βέβαια όσο μεγαλώνει ο χρόνος και το παράθυρο επεξεργασίας τόσο καλύτερο αποτέλεσμα μπορούμε να πάρουμε στην ενίσχυση και καθαρισμό του ήχου, άρα μια μέση ρύθμιση είναι αναγκαία ώστε ο χρήστης να μην ενοχλείτε από την καθυστέρηση και η επεξεργασία να γίνεται όσο το δυνατόν καλύτερα μέσα σε αυτόν τον χρόνο [23][30].

Συνεχίζουμε με το κομμάτι αναπαραγωγής του ενισχυμένου ήχου που ονομάζουμε δέκτη ή ηχείο. Προκειμένου να ακούσει ο χρήστης τον προσαρμοσμένο ήχο χρησιμοποιούνται οι δέκτες όπου λαμβάνουν ένα αναλογικό σήμα και μετασχηματίζουν ηχητικό κύμα. Ο τύπος δέκτη που χρησιμοποιείται κατά κόρον είναι οι μαγνητικοί. Όπως θα παρατηρήσουμε και στο σχήμα 2.8 το ρεύμα διαρρέει μια πηγή που περικλείει ένα κομμάτι μετάλλου, καθιστώντας το προσωρινά μαγνήτη. Καθώς το ρεύμα αλλάζει κατεύθυνση, αυτό το κομμάτι μετάλλου, που ονομάζεται οπλισμός (armature), ελκύεται και απωθείται εναλλάξ από δύο μόνιμους μαγνήτες (magnets). Ο οπλισμός είναι πολύ λεπτός και μπορεί να κάμψει, έτσι το άκρο του μέσου βραχίονα του οπλισμού είναι ελεύθερο να κινηθεί πάνω και κάτω μεταξύ των μαγνητών. Το ελεύθερο άκρο του οπλισμού συνδέεται με ένα καρφί οδήγησης (drive pin) στο διάφραγμα (diaphragm), ώστε και το διάφραγμα να κουνιέται προς τα πίσω και προς τα εμπρός ακολουθώντας την κίνηση του οπλισμού, και αυτό παράγει τον ήχο.

Ο μαγνητικός τύπος δέκτη προτιμάτε διότι παρέχει ένα ικανοποιητικό εύρος συχνοτήτων, επιτρέπει μόνο ένα μικρό μέρος του μαγνητικού πεδίου έξω από την θήκη του, έχει μικρή κατανάλωση ισχύος και έχει πολύ μικρό μέγεθος. Βέβαια όπως είναι φυσικό ο οπλισμός έχει μέγιστο σημείο καμπής το οποίο είναι το σημείο που ο οπλισμός φτάνει στον μαγνήτη, αυτό δεν επιτρέπει στον δέκτη να λειτουργεί γραμμικά για όλο το εύρος των εισόδων. Για να αυξηθεί η περιοχή γραμμικότητας θα μπορούσαν οι

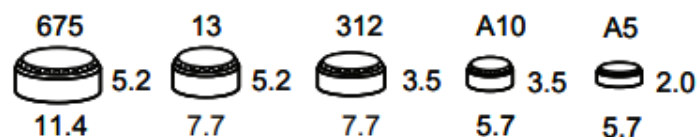
μαγνήτες να έχουν μεγαλύτερη απόσταση μεταξύ τους όπου θα χρειαζόμασταν και περισσότερη ισχύς ή θα μπορούσε να υπάρχει μεγαλύτερη διάφραγμα όπου αυτό θα αύξανε το μέγεθος του δέκτη[23][30].



Σχήμα 2.8 Αρχή λειτουργίας μαγνητικού δέκτη [30]

Τέλος θα αναφερθούμε στις πηγές ισχύος που χρησιμοποιούν τα ακουστικά βαρηκοΐας οι οποίες δεν είναι άλλες από τις μπαταρίες. Οι μπαταρίες συμβάλουν στην φορητότητα των ακουστικών και μπορούν να είναι είτε αναλώσιμες ή επαναφορτιζόμενες. Το ηλεκτρικό ρεύμα παράγεται από δύο διαφορετικά υλικά που ονομάζονται ηλεκτρόδια και ένα μέσο που τα συνδέει το οποίο ονομάζεται ηλεκτρολύτης, κατά την λειτουργία-αποφόρτιση της μπαταρίας τα ηλεκτρόνια μεταφέρονται από το ένα ηλεκτρόδιο στο άλλο μέσο του ηλεκτρολύτη και η κίνηση αυτή παράγει ηλεκτρικό ρεύμα το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να το τροφοδοτήσει ένα κύκλωμα [30].

Οι μπαταρίες που χρησιμοποιούνται περισσότερο στα ακουστικά βαρηκοΐας είναι οι ψευδαργύρου-αέρα (zinc-air) οι οποίες παράγουν την ισχύ τους οξειδώνοντας τον ψευδάργυρο με οξυγόνο. Οι μπαταρίες αυτές παράγουν τάση περίπου 1.4V ενώ τα περισσότερα ακουστικά υπολειτουργούν όταν η τάση φτάσει περίπου 1V, έχουν χαμηλό κόστος κατασκευής και υψηλή πυκνότητα ενέργειας. Η διάρκεια τους κυμαίνεται από 1 έως 10 μέρες ανάλογα με την χρήση και τις απαιτήσεις του κυκλώματος, βέβαια η διάρκεια είναι και σχετική και με την χωρητικότητα η οποία μετριέται σε milliamperes ανά ώρα, για παράδειγμα οι τυπικές χωρητικότητες των AA και οι AAA μπαταριών είναι 2000 και 800mAh αντίστοιχα. Κάποια μεγέθη μπαταριών που συναντούμε συχνά είναι τα 675 (μεγάλο μέγεθος που χρησιμοποιείτε κυρίως σε BTE), 312, 13 και 10 (μικρού μεγέθους που χρησιμοποιείται κυρίως σε small BTE ή ITE) (σχήμα 2.9). Από την χωρητικότητα αλλά και το μέγεθος της μπαταρίας εξαρτάτε και το μέγιστο ρεύμα που μπορεί να αποδώσει, οι στιγμιαίες απαιτήσεις αρκετά υψηλού ρεύματος ρίχνουν την τάση της μπαταρίας και κάνουν το ακουστικό να υπολειτουργεί κατά τον χρόνο που συμβαίνει αυτό, βέβαια μεγάλος αριθμός ακουστικών προειδοποιούν τον χρήστη με ηχητική ειδοποίηση ότι το επίπεδο



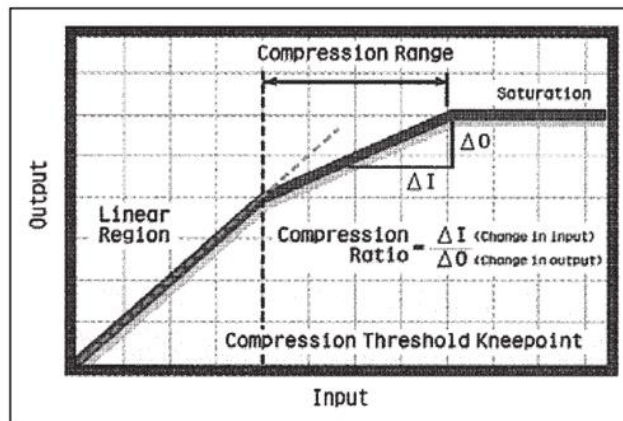
Σχήμα 2.9 Διάφοροι τύποι μπαταριών που χρησιμοποιούνται σε ακουστικά βαρηκοΐας με τις διαστάσεις σε mm. [30]

μπαταρίας του είναι χαμηλό. Άλλοι συνδυασμοί υλικών που χρησιμοποιούνται λιγότερο είναι οξειδίο του υδραργύρου και ψευδάργυρος (Mercuric Oxide and Zinc) που παράγουν 1.35V, και πιο σπάνια θα συναντήσουμε και οξειδίο του αργύρου και ψευδάργυρος (Silver Oxide and Zinc) που παράγουν 1.5V. Οι μπαταρίες αυτές είναι αναλώσιμες αλλά όπως αναφέραμε στην αγορά υπάρχουν ακουστικά βαρηκοΐας που χρησιμοποιούν επαναφορτιζόμενες μπαταρίες τεχνολογίας νικέλιου-υδρίδιου-μετάλλου (nickel-metal-hydride) που διαρκούν περίπου 20 ώρες και απαιτούν 2-4 ώρες για να επαναφορτιστούν. Τα ακουστικά που χρησιμοποιούν αυτές τις μπαταρίες και φορτίζουν επαγωγικά σε σταθμούς φόρτισης διευκολύνουν ασθενείς βαρηκοΐας μεγάλης ηλικίας οι οποίοι δυσκολεύονται να αλλάζουν τις μπαταρίες μίας χρήσης [30][23].

## 2.5 Πως παρεμβαίνουν τα ακουστικά στα σήματα εισόδου;

Τα σύγχρονα ακουστικά βαρηκοΐας όπως προαναφέραμε παρέχουν την ευελιξία του προγραμματισμού τους. Αυτό έχει δώσει βήμα για την δημιουργία διαφόρων προσεγγίσεων επεξεργασίας του ήχου. Η κάθε προσέγγιση μπορεί να διαφέρει παρόλα αυτά ο σκοπός παραμένει η ίδιος και δεν είναι άλλος από την βελτίωση της αντίληψης της ομιλίας, του περιβάλλοντος και γενικότερα την βελτίωση της εμπειρίας του χρήστη. Γενικά αυτό που επιδιώκεται είναι να αφαιρεθεί ο θόρυβος από το εισερχόμενο σήμα και το σήμα να λάβει το κατάλληλο κέρδος προσαρμόζοντας κατάλληλα την ένταση του σήματος βάση της συχνότητας και της αρχικής του έντασης. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με διάφορες μεθόδους όπως θα αναλύσουμε παρακάτω.

Για να καταλάβουμε τι αλλαγές έχει υποστεί το σήμα εισόδου πρέπει να το συγκρίνουμε με το σήμα εξόδου, έτσι θα καταλάβουμε την επίδραση του συστήματος του ακουστικού βαρηκοΐας. Τα σύγχρονα ακουστικά βαρηκοΐας χρησιμοποιούν ζώνες, κανάλια και «λαβές» (handles), οι ζώνες είναι τα τμήματα στα οποία έχει χωριστεί η συνολική απόκριση συχνότητας, τα κανάλια είναι κομμάτια διαφορετικά μεταξύ τους όπου το καθένα επιτελεί το δικό του κομμάτι για την επίτευξη της συνολικής επεξεργασίας του σήματος. Τέλος οι λαβές είναι ομάδες ζωνών ή καναλιών, οι λαβές ομαδοποιούν ώστε να βοηθήσουν στον προγραμματισμό του συνολικού συστήματος.



Σχήμα 2.10 Διάφορες παράμετροι συμπίεσης σε συσχέτιση με την αλλαγή της εισόδου [29]

Κοιτάζοντας ένα ακοόγραμμα αυτό που παρατηρούμε συχνά είναι ότι ο ασθενής αντιλαμβάνεται την κάθε συχνότητα σε διαφορετική ένταση. Για τον λόγο αυτό τα ακουστικά εφαρμόζουν συμπίεση (compression) και περιορισμό (limiting) ανάλογα με το κατώφλι ακοής του ασθενή στην εκάστοτε συχνότητα. Η συμπίεση ορίζει ένα κατώφλι (threshold), όταν τα επίπεδα εισόδου βρίσκονται κάτω από την τιμή κατωφλίου η κέρδος συμπεριφέρεται γραμμικά, όταν όμως ξεπεράσουν το κατώφλι το κέρδος μεταβάλετε βάση του συντελεστή συμπίεσης (compression ratio) (σχήμα 2.10). Αυτός ο συντελεστής ορίζει και το την κλίση της γραμμής κέρδους πάνω από το επίπεδο κατωφλίου.

Όπως και στην συμπίεση έτσι και στον περιορισμό ορίζεται ένα κατώφλι. Όταν το επίπεδο εισόδου είναι πάνω από εκείνο το κατώφλι το κέρδος ρυθμίζεται ώστε να φτάνει στην μέγιστη αποδεκτή τιμή εξόδου. Η συμπίεση χρησιμοποιείται ώστε το κέρδος να ρυθμίζεται ανάλογα με την ένταση της εισόδου διότι οι πολύ απαλοί ήχοι πρέπει να ενισχυθούν με το σωστό κέρδος ώστε να γίνουν αντιληπτοί από τον ασθενή αλλά στους πολύ δυνατούς ήχους το κέρδος πρέπει να αλλάξει για να μην γίνουν υπερβολικά δυνατοί για τον ασθενή [23][29]. Η περιοχή εντάσεων που εφαρμόζεται η συμπίεση ονομάζεται δυναμική περιοχή. Υπάρχουν διάφοροι τύποι συμπίεσης αλλά αυτός που εφαρμόζεται πιο συχνά στα ακουστικά είναι ο WDRC, δηλαδή συμπίεστης ευρείας δυναμικής περιοχής. Κάποια χαρακτηριστικά αυτού του τύπου συμπίεσης είναι το χαμηλό κατώφλι (συνήθως είναι κοντά στα 25 με 30 dB SPL) και οι χαμηλοί συντελεστές συμπίεσης μικρότεροι από 4:1. Αυτό του δίνει το πλεονέκτημα να μπορεί να συμπίεσει μια μεγάλη περιοχή εντάσεων εισόδου στην οποία συνήθως βρίσκεται και η ένταση μιας ομιλίας. Όσο αναφορά τον περιορισμό, ο συχνά στα ακουστικά βαρηκοΐας συναντούμε τον τύπο AGCo ο οποίος χρησιμοποιείται στην έξοδο του ακουστικού. Έχει υψηλό κατώφλι (100 με 115 dB SPL) και μεγάλους συντελεστές συμπίεσης συνήθως 10:1, χρησιμοποιεί σαν είσοδο το ήδη συμπιεσμένο σήμα για αυτόν τον λόγο λειτουργεί γραμμικά μέχρι τα 100 με 115 dB SPL, από αυτή την τιμή και έπειτα συμπιέζει απότομα και σε μεγάλο βαθμό τον ήχο διότι από το επίπεδο κατωφλίου και πάνω ο ήχος λαμβάνεται ως πολύ δυνατός από τον ασθενή [29].

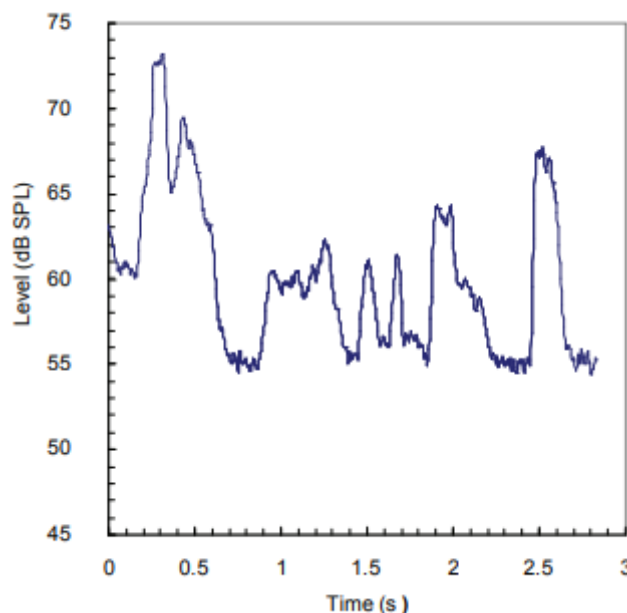
Ένα από τα χαρακτηριστικά της συμπίεσης που θα πρέπει να γνωρίζουμε είναι το attack-time και release-time. Ο χρόνος attack-time προσδιορίζει πόσο χρόνο χρειάζεται το ακουστικό για να προσαρμοστεί στη αλλαγή της έντασης της εισόδου δηλαδή να εφαρμόσει την συμπίεση, ενώ το release-time τον χρόνο που χρειάζεται για να αναπροσαρμόσει το κέρδος κατά την διάρκεια της συμπίεσης. Οι εφαρμογές στους χρόνους αυτούς διαφέρουν από σύστημα σε σύστημα και χωρίζονται σε δύο κατηγορίες, τους συμπίεστες γρήγορης αντίδρασης και αργής αντίδρασης[23][29].

Στην συμπίεση αργής αντίδρασης ο χρόνος release-time ορίζεται συνήθως από 0,5 μέχρι 20 δευτερόλεπτα, στόχος των συστημάτων αυτών είναι να παρουσιάζονται όλοι οι ήχοι σε ένα άνετο επίπεδο. Αυτό το σύστημα κατά την διάρκεια μιας συζήτησης εξασφαλίζει πως δεν θα χαθεί πληροφορία λόγω φασματικών αλλαγών και ενισχύει την αντίληψη του χώρου. Παρόλα αυτά όταν βρεθεί σε μια συζήτηση με δύο άτομα και έχουν διαφορά απόστασης λόγω της αργής αλλαγής του κέρδους θα δυσκολευτεί να αντιληφθεί το άτομο που βρίσκεται σε μεγαλύτερη απόσταση, το ίδιο θα συμβεί και όταν μεταβάλλονται οι ήχοι από το περιβάλλον για παράδειγμα εάν αλλάξει από έναν χώρο με πολύ θόρυβο σε έναν χώρο με ησυχία αυτό θα αργήσει να γίνει αντιληπτό.

Στην συμπίεση γρήγορης αντίδρασης επιδιώκεται ο χρήστης να αντιλαμβάνεται τους ήχους πιο φυσικά αναπαράγοντας τις αλλαγές στις εντάσεις στο περιβάλλον του χρήστη. Οι χρόνοι μετάβασης είναι πολύ μικρότεροι συγκριτικά με το σύστημα αργής συμπίεσης, συγκεκριμένα ο χρόνος attack-time είναι συνήθως από 0,5 μέχρι 20ms και ο χρόνος release-time από 5 μέχρι 200ms. Με αυτή την συμπίεση η αντίληψη της ηχηρότητας έρχεται κοντά στο κανονικό αλλά δεν καταφέρνει να την προσημειώσει πλήρως. Επιπλέον εμφανίζει φαινόμενα όπως ψευδής αλλαγές στο πλάτος σε ομιλία που βρίσκεται

μεταξύ δύο συχνοτήτων, μειώνει την αντίληψη του βάθους και την αντίθεση της έντασης, μειώνει την δυνατότητα διαχωρισμού όταν υπάρχουν διάφορες φωνές, μπορεί να μπερδέψει τον θόρυβο του περιβάλλοντος σαν φωνή και να τον ενισχύσει και στην περίπτωση δύο ακουστικών να μειώσει τα σημάδια αντίληψης χώρου που βασίζονται στην διαφορετική ένταση που αντιλαμβάνεται στο ένα αυτί από το άλλο. Παρόλα αυτά στην περίπτωση ενός δυνατού ήχου και χαμηλού ήχου στο ίδιο περιβάλλον μεταβάλλει γρήγορα το κέρδος ώστε να μην επικαλύπτεται ο χαμηλός ήχος[23].

Αφού είδαμε πως τα ακουστικά μεταβάλλουν το κέρδους τους, προχωράμε με το επόμενο ζήτημα που δημιουργείται και αντιμετωπίζετε σε αυτά, τον θόρυβο. Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι μείωσης θορύβου που κάνουν την εμπειρία του χρήστη πιο ευχάριστη και μέθοδοι που μειώνουν τον θόρυβο και επικεντρώνονται στον διαχωρισμό της σημαντικής πληροφορίας όπως η φωνή, από τον θόρυβο. Τα σύγχρονα ακουστικά βαρηκοΐας μπορούν να χρησιμοποιούν παραπάνω από ένα συστήματα για την μείωση του θορύβου και αυτό συμβαίνει κυρίως με ψηφιακό τρόπο (Digital Noise Reduction) [29]. Ένα σύνθετο σύστημα που εφαρμόζεται βασίζεται στην διαμόρφωση, αναλύοντας το σήμα στο πεδίο της συχνότητας ο αλγόριθμος μπορεί να διακρίνει το σήμα ομιλίας διότι το σήμα ομιλίας έχει λιγότερες διακυμάνσεις στο πλάτος και μεγαλύτερο βάθος σε σχέση με αυτό του θορύβου, συγκεκριμένα οι διακυμάνσεις της ομιλίας συμβαίνουν με συχνότητα 3 έως 6 Hz, εάν υπολογίζοντας την ισχύ παρατηρηθεί πως ανά 3 έως 6 Hz η ισχύς είναι μεγαλύτερη από άλλες περιοχές τότε υπάρχει σήμα ομιλίας. Οι ίδιες διακυμάνσεις που χρησιμοποιούνται για να ανιχνεύσουμε την ύπαρξη ομιλίας μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να υπολογίσουμε τον λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR) σε κάθε κανάλι, συγκρίνοντας τα μέγιστα και τα ελάχιστα της διαμόρφωσης είναι εφικτό να διακρίνουμε πόσο μεγαλύτερο είναι το σήμα από τον θόρυβο (σχήμα 2.11). Αυτή η μέθοδος λειτουργεί καλά όταν ο θόρυβος δεν έχει τόσο υψηλή ένταση, είναι σταθερός και δεν έχει μεγάλες διακυμάνσεις και υπάρχει μόνο ένας ομιλητής [30].



Σχήμα 2.11 Παράδειγμα μέτρησης στάθμης εισόδου όπου ο θόρυβος είναι σταθερός στα 55 dB SPL [30]

Η ίδια μέθοδος ακολουθείτε και σε μια πρόσφατη εργασία [32] όπου ο θόρυβος με αφαίρεση συχνότητας. Συγκεκριμένα αναλύεται το σήμα εισόδου στο πεδίο της συχνότητας και φτιάχνετε ένα «προφίλ» θορύβου από τα σημεία όπου δεν υπάρχει ομιλία, έπειτα το φάσμα του θορύβου αφαιρείται από το φάσμα του αρχικού σήματος επιτυγχάνοντας ένα πιο καθαρό σήμα, επιπλέον αυτό το προφίλ θορύβου ανανεώνεται κάθε φορά που το σύστημα ανιχνεύει πως η ομιλία παύει να υπάρχει δίνοντας του αρκετό χρόνο προτού δημιουργήσει ένα καινούργιο προφίλ θορύβου (περίπου 300ms).

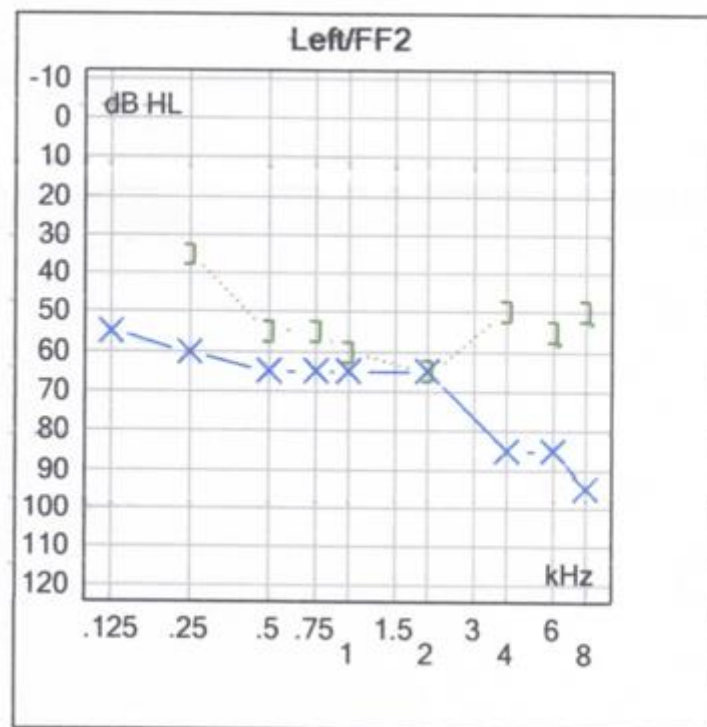
### 2.6 Επίλογος

Σε αυτό το κεφάλαιο αναφερθήκαμε στα ακουστικά βαρηκοΐας κάνοντας εκκίνηση με μια ιστορική αναδρομή και παρατηρώντας την εξέλιξη των ακουστικών που συμβαδίζει με την εξέλιξη της τεχνολογίας. Εν συνεχεία απαριθμώντας τους τύπους των ακουστικών και τις διαφορές που μπορούν να έχουν, όχι μόνο διαφορές από κατηγορία σε κατηγορία, αλλά και διαφορές από ακουστικό σε ακουστικό της ίδιας κατηγορίας μεταξύ τους, αυτό που παρατηρούμε είναι ότι πλέον ένας ασθενής έχει επιλογές και είναι πολύ πιθανό με την σωστή ενημέρωση να βρει ένα ακουστικό βοήθημα που θα τον βοηθά και θα τον εξυπηρετεί. Αυτό οφείλεται στην ποικιλία ακουστικών που υπάρχει πλέον όσο εξωτερικά-εμφανισιακά τόσο και εσωτερικά, με τον κάθε τύπο ακουστικού να διαφοροποιείται σε ιδιότητες και να παρέχει δυνατότητα περαιτέρω προσαρμογής για τον εκάστοτε ασθενή. Το γεγονός πως η επεξεργασία του ήχου πλέον γίνεται ψηφιακά δίνει χώρο βελτίωσης και ανάπτυξης στον χώρο των ακουστικών και ταυτόχρονα επιφυλάσσει την βελτίωση για τους χρήστες τους.

## Κεφάλαιο 3ο: Υλοποίηση Ακουστικού

### 3.1 Εισαγωγή

Για την υλοποίηση του ακουστικού βαρηκοΐας ακολουθήσαμε μια σύγχρονη μεθοδολογία χρησιμοποιώντας ψηφιακή επεξεργασία για την αποκατάσταση της ακουστικότητας όπως θα αναφέρουμε αναλυτικότερα στην συνέχεια. Το ακουστικό που κατασκευάσαμε βασίστηκε στο ακούγραμμα του δεξιού αυτιού ενός ασθενή με βαρηκοΐα το οποίο φαίνεται στο σχήμα. Ο ασθενής βάση των μετρήσεων έχει σοβαρή απώλεια ακοής αφού ο μέσος όρος κατωφλίου ακοής βρίσκεται κοντά στα 65dB HL, αυτό υποδεικνύει πως ο ασθενής χρειάζεται υψηλά επίπεδα ενίσχυσης για να καταφέρει να ακούσει. Αρχικά θα αναφέρουμε τα μέρη που απαρτίζουν το ακουστικό και τα κύρια τεχνικά χαρακτηριστικά τους.



Σχήμα 3.1 Ακούγραμμα του ασθενή για τον οποίο υλοποιούμε το ακουστικό βαρηκοΐας

### 3.2 Βασικά μέρη ακουστικού

- Μικρόφωνο

Αρχικά ξεκινήσαμε από την επιλογή του μικροφώνου από το οποίο θα λαμβάνεται ο ήχος προκειμένου να επεξεργαστεί στην συνέχεια. Το μικρόφωνο που επιλέχθηκε είναι το MSM261S4030H0, ένα I2S MEMs μικρόφωνο. Το μικρόφωνο αποτελείται από ένα πολύ λεπτό διάφραγμα, την πλάτη και την μονάδα ASIC (application specific intergraded circuit). Όταν το ηχητικό κύμα χτυπά το διάφραγμα του μικροφώνου, αυτό πάλετε ανάλογα την ένταση του, φυσικά η μεμβράνη αυτή έχει και κάποιο όριο στο οποίο μπορεί να καμφθεί, η μέγιστη ένταση που μπορεί να ανιχνευθεί από το μικρόφωνο χωρίς

SPECIFICATION	
MEMS MICs : MSM261S4030H0	Sound Pressure Level : 140 dB SPL Sensitivity : -26(dB,dBFS @1kHz 1Pa) Signal to noise ratio : 57 dB (20kHz bandwidth,A-weighted) THD<1% (100dB SPL @1kHz S=Nom,Rload>2k ) Clock frequency : 1.0-4.0Mhz(normal mode) 150-800khz(low power mode)

HARDWARE FEATURES	
Supply voltage of external power supply	3.3V ±0.2V
Supply current of external power supply	> 1mA
Temperature rise	<30K
Range of working temperature	-30°C ~ 85°C

Σχήμα 3.2 Χαρακτηριστικά μικροφώνου MSM261S4030H0 [40]

παραμόρφωση είναι 140dB SPL. Αφού το ηχητικό κύμα κινήσει το διάφραγμα προκαλεί μια αλλαγή χωρητικότητας μεταξύ του διαφράγματος και της πλάτης η οποία δημιουργεί μια διαφορά δυναμικού. Αυτή η διαφορά δυναμικού μετατρέπεται σε ένα ηλεκτρικό σήμα το οποίο στην συνέχεια μετατρέπεται σε ψηφιακό με την βοήθεια της μονάδας ASIC. Το μικρόφωνο έχει φάσμα ανίχνευσης συχνοτήτων έως τα 20KHz, σταθερή υψηλή σηματοθορυβική σχέση 57dB για όλο το φάσμα λειτουργίας όπως επίσης και σταθερή απόκριση σε όλο το φάσμα, αυτό το καθιστά κατάλληλο για την υλοποίηση ενός ακουστικού βαρηκοΐας [41].



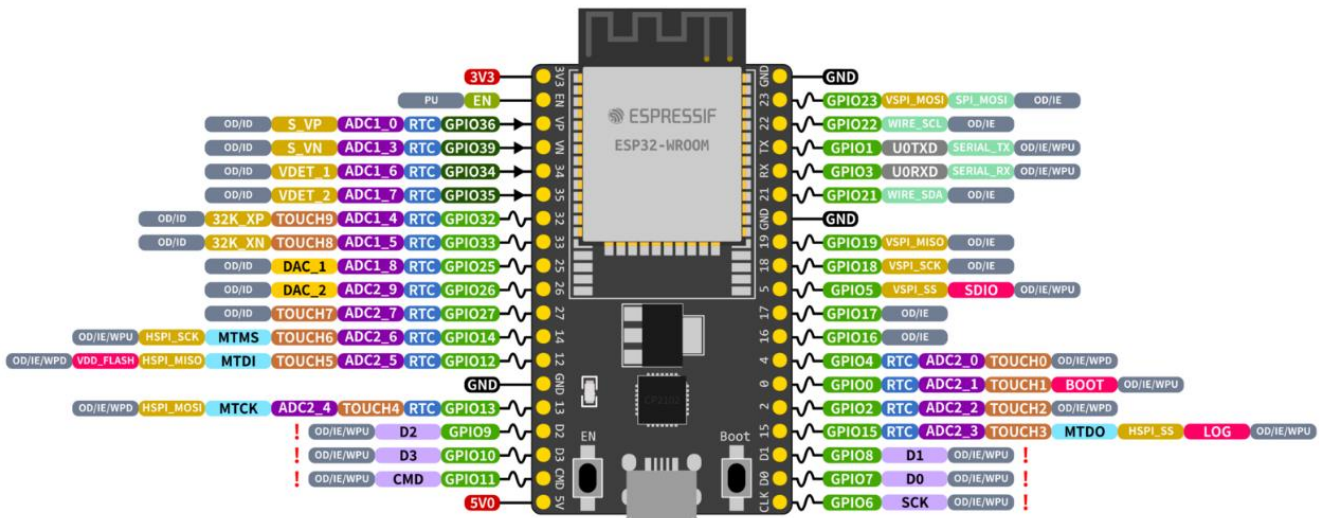
Σχήμα 3.3 Εξωτερική όψη του μικροφώνου MSM261S4030H0 με αναγραφή των Pin τροφοδοσίας και των Pin ρύθμισης του I2S [41]

- ESP32 DevKitC V4

Όπως προαναφέρθηκε το μικρόφωνο αυτό παρέχει την έξοδο του σε ψηφιακή μορφή και είναι συμβατό με το πρωτόκολλο I2S.

Έτσι χρησιμοποιούμε τον μικροελεγκτή ESP32 DevKitC V4 ο οποίος είναι ένας πολύ ικανός μικροελεγκτής με 2 πυρήνες επεξεργασίας με χρονισμό στα 240MHz ενσωματωμένο Wi-Fi - Bluetooth module το οποίο χρησιμοποιούμε και επιπλέον υποστηρίζει το πρωτόκολλο I2C και το πρωτόκολλο I2S το οποίο χρησιμοποιούμε. Το συγκεκριμένο μοντέλο ESP32 παρέχει και ADC αλλά και DAC του οποίους θα μπορούσαμε να χρησιμοποιήσουμε για την εργασία μας σε χρήση μαζί με το πρωτόκολλο I2S αλλά είναι κάτι που δεν επιλέξαμε λόγω της χαμηλής ευκρίνειας σε bit που παρέχουν, συγκεκριμένα οι ADC έχουν ευκρίνεια 12bit, DAC 8bit και εφόσον η ευκρίνεια μπορεί να φτάσει στα 24bit με την χρήση ενός I2S MEMs μικροφώνου με χαμηλό κόστος επιλέξαμε την χρήση του ψηφιακού μικροφώνου ώστε να έχουμε καλύτερη ποιότητα ήχου [39].

## ESP32-DevKitC



### ESP32 Specs

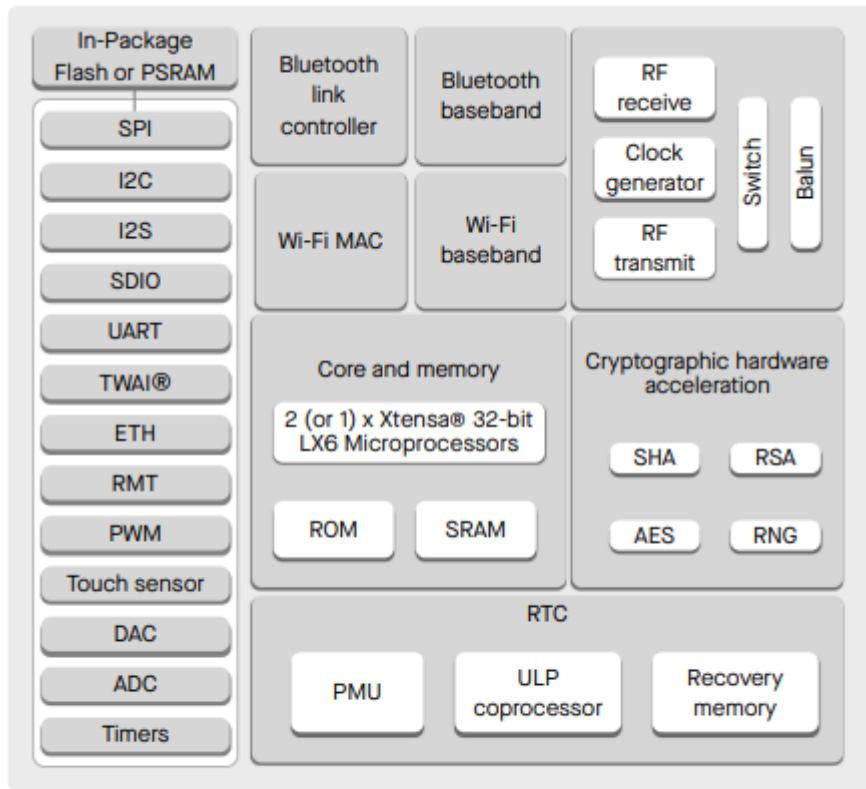
32-bit Xtensa® dual-core @240MHz  
 Wi-Fi IEEE 802.11 b/g/n 2.4GHz  
 Bluetooth 4.2 BR/EDR and BLE  
 520 KB SRAM (16 KB for cache)  
 448 KB ROM  
 34 GPIOs, 4x SPI, 3x UART, 2x I2C,

GPIOX	PWM Capable Pin	RTC	RTC Power Domain (VDD3P3_RTC)
GPIOX	GPIO Input Only	GND	Ground
DAC_X	GPIO Input and Output	PWD	Power Rails (3V3 and 5V)
DEBUG	Digital-to-Analog Converter	!	Pin Shared with the Flash Memory Can't be used as regular GPIO
FLASH	JTAG for Debugging		
ADCX_CH	External Flash Memory (SPI)		
TOUCHX	Analog-to-Digital Converter		
OTHER	Touch Sensor Input Channel		
	Other Related Functions		

GPIO STATE	
WPU	Weak Pull-up (Internal)
WPD	Weak Pull-down (Internal)
PU	Pull-up (External)
IE	Input Enabled (After Reset)
ID	Input Disabled (After Reset)
OE	Output Enabled (After Reset)
OD	Output Disabled (After Reset)

Σχήμα 3.4 Τεχνικά χαρακτηριστικά του ESP32 DevKitC V4 και χρήσεις των pins [39]

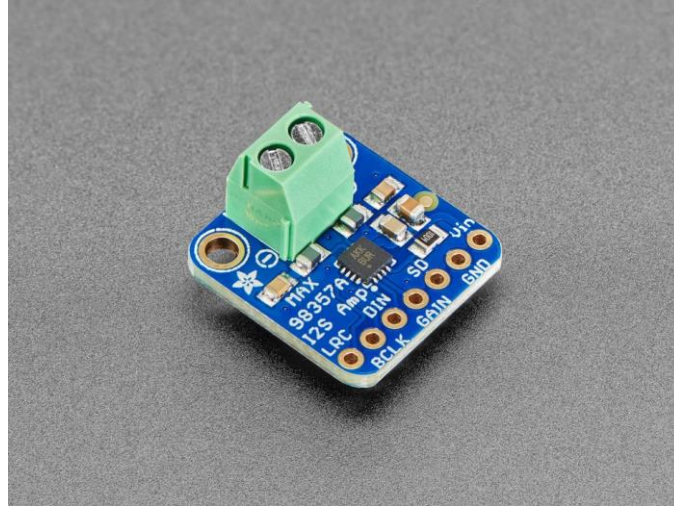


ESP32 Functional Block Diagram

Σχήμα 3.5 Block διάγραμμα με λειτουργίες, πρωτόκολλα και module του ESP32 DevKitC V4 [39]

- Βαθμίδα εξόδου DAC MAX98357A

Για να μπορέσουμε να οδηγήσουμε τα ακουστικά χρησιμοποιήσαμε τον μετατροπέα ψηφιακού-σε-αναλογικό σήμα MAX98357A I2S Amp. Ο MAX98357A είναι ενισχυτής ισχύος ήχου κλάσης D. Συγκεκριμένα δέχεται PCM δεδομένα και παρέχει απόδοση ήχου όπως οι ενισχυτές κλάσης AB διατηρώντας ταυτόχρονα και την υψηλή ενεργειακή απόδοση των ενισχυτών κλάσης D. Η ψηφιακή διεπαφή ήχου είναι αρκετά ελαστική. Μπορεί να υποστηρίξει συχνότητες δειγματοληψίας από 8000Hz έως 96000Hz για δεδομένα I2S σε μορφή PCM αλλά και TDM. Υπάρχει ρύθμιση για την επιλογή καναλιού εξόδου οπου μπορεί να είναι στο αριστερό ή δεξί κανάλι ή ακόμα και στέρεο έξοδος από στέρεο δεδομένα εισόδου (αριστερό/2 + δεξί/2). Σαν δυνατότητα προσφέρεται και η επιλογή κέρδους, μπορούμε να επιλέξουμε κέρδος 3 dB, 6 dB, 9 dB, 12 dB και 15 dB. Οι επιλογές κέρδους είναι σε συσχέτιση με το επίπεδο 2.1 dBV και ρυθμίζονται από την ακίδα gain [42]. Ο MAX98357A μπορεί να αποδίδει ισχύ ανάλογα με το φορτίο έως και 3.2W για φορτίο 4Ω. Ακόμα στην δική μας περίπτωση που το φορτίο είναι 20Ω η ισχύς που αποδίδετε είναι αρκετά ικανοποιητική με πολύ χαμηλή στάθμη θορύβου.



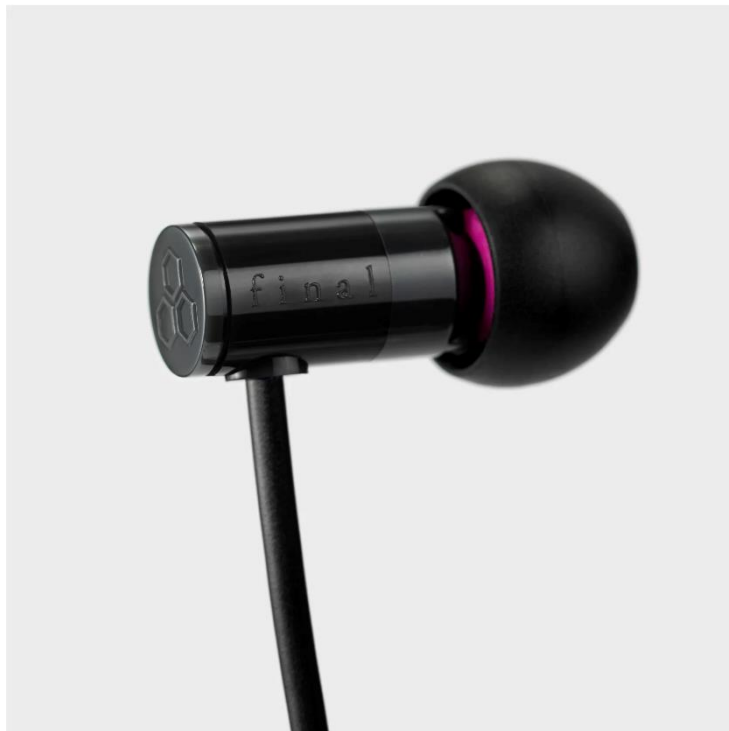
Σχήμα 3.6 Εξωτερική όψη του MAX98357A με αναγραφή των pin τροφοδοσίας, κέρδους, shutdown και των pin για την ρύθμιση του I2S (<https://www.adafruit.com>)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
Output Power (Note 3)	$P_{OUT}$	THD+N 10%, gain = 12dB	$Z_{SPK} = 4\Omega + 33\mu H$		3.2	W
			$Z_{SPK} = 8\Omega + 68\mu H$		1.8	
			$Z_{SPK} = 8\Omega + 68\mu H$ , $V_{DD} = 3.7V$		0.93	
		THD+N = 1%, gain = 12dB	$Z_{SPK} = 4\Omega + 33\mu H$		2.5	
			$Z_{SPK} = 8\Omega + 68\mu H$		1.4	
			$Z_{SPK} = 8\Omega + 68\mu H$ , $V_{DD} = 3.7V$		0.77	
Total Harmonic Distortion + Noise	THD+N	$f = 1kHz$ , $P_{OUT} = 1W$ , $T_A = +25^\circ C$ , $Z_{SPK} = 4\Omega + 33\mu H$ , WLP		0.02	0.06	%
		$f = 1kHz$ , $P_{OUT} = 1W$ , $T_A = +25^\circ C$ , $Z_{SPK} = 4\Omega + 33\mu H$ , TQFN		0.02		
		$f = 1kHz$ , $P_{OUT} = 0.5W$ , $T_A = +25^\circ C$ , $Z_{SPK} = 8\Omega + 68\mu H$		0.013		
Dynamic Range	DR	A-weighted, $V_{RMS} = 2.54V$ , 24- or 32-bit data		105		dB
Output Noise	$V_N$	A-weighted, 24- or 32-bit data (Note 4)		25		$\mu V_{RMS}$
Gain (Relative to a 2.1dBV Reference Level)	$A_V$	GAIN_SLOT = GND through 100k $\Omega$	14.4	15	15.6	dB
		GAIN_SLOT = GND	11.4	12	12.6	
		GAIN_SLOT = unconnected	8.4	9	9.6	
		GAIN_SLOT = $V_{DD}$	5.4	6	6.6	
		GAIN_SLOT = $V_{DD}$ through 100k $\Omega$	2.4	3	3.6	

Σχήμα 3.7 Βασικά τεχνικά χαρακτηριστικά του MAX98357A [42]

- Ακουστικά

Τα ακουστικά που επιλέχθηκαν είναι τα E1000 της εταιρίας final audio. Τα ακουστικά λαμβάνουν την ήχο απο audio jack 3,5mm έχουν αντίσταση 16Ω στο κάθε ακουστικό (αριστερό, δεξί), υψηλή ευαισθησία 102 dB SPL/mW και πιστοποίηση υψηλής πιστότητας ήχου. Ένας επιπλέον λόγος που επιλέχθηκε το συγκεκριμένο ακουστικό είναι ο εύκαμπτος κλειστός θόλος που συνδέει το ηχείο και το αυτί. Ο θόλος απομονώνει το κανάλι του αυτιού και οδηγεί τον ήχο απευθείας στο τύμπανο του χρήστη [34]. Με την σφράγιση του καναλιού λόγω του θόλου καταφέρνουμε να μειώσουμε σημαντικά τον ήχο που διαρέει προς τα εξώ με αποτέλεσμα να μειώνουμε το φαινόμενο της ανατροφοδότησης και κατ'επέκταση του σφηρίγματος.



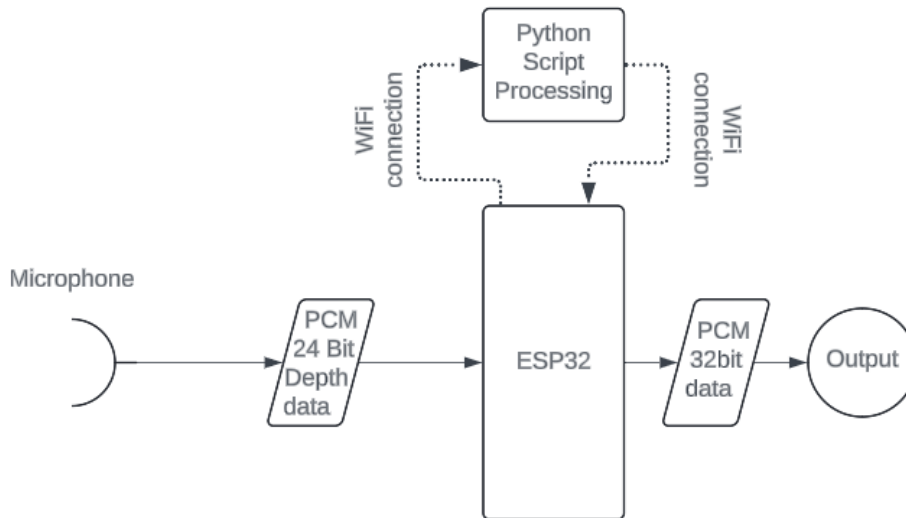
Σχήμα 3.8 Εξωτερικό προφίλ των ακουστικών E1000 [34]

- Μονάδα επεξεργασίας

Η μονάδα επεξεργασίας που χρησιμοποιείται είναι ένας φορητός υπολογιστής (laptop) IdeaPad 3-17ALC6. Αλλά για την συγκεκριμένη λογική υλοποίησης μπορεί να χρησιμοποιηθεί οποιαδήποτε μονάδα που μπορεί να επεξεργαστεί δεδομένα τα οποία θα λάβει και θα μεταδώσει μέσω WiFi. Στην δική μας υλοποίηση η λήψη, επεξεργασία και αποστολή των δεδομένων γίνεται μέσω ενός python script. Η λογική αυτή επιλέχθηκε ώστε να μπορούμε να εφαρμόσουμε αλγόριθμους που απαιτούν αρκετή μνήμη και υπολογιστικούς πόρους χωρίς να έχουμε απώλεια δεδομένων λόγω της χρονικής καθυστέρησης που προκαλείται από την επεξεργασία. Επιπλέον μας δίνεται η δυνατότητα οπτικοποίησης αποτελεσμάτων σε κάθε βήμα επεξεργασίας κάτι που έκανε την διαδικασία δημιουργίας του κώδικα επεξεργασίας πιο αποτελεσματική.

### 3.3 Σύνθεση ακουστικού

Στο σχήμα 3.9 βλέπουμε το διάγραμμα ροής του ακουστικού μας. Εφόσον αναφέραμε όλα τα μέρη που το απαρτίζουν παρακάτω θα εξηγήσουμε την διαδρομή του σήματος μέχρι το ακουστικό κανάλι του ασθενή.



Σχήμα 3.9 Διάγραμμα λειτουργίας του συστήματος ακουστικού βαρηκοΐας που υλοποιούμε στην εργασίας μας.

Ξεκινώντας λοιπόν από το μικρόφωνο όπου το ηχητικό κύμα κινεί την μεμβράνη του μικροφώνου η κίνηση αυτή μεταβάλλει την χωρητικότητα του και δημιουργεί μια διαφορά δυναμικού η οποία με την βοήθεια της ASCII μονάδας μετατρέπεται σε ψηφιακό σήμα. Το ψηφιακό είχε ευκρίνεια 24bit και στέλνεται σε μορφή PCM. Για την επίτευξη αυτής της επικοινωνίας χρησιμοποιήθηκε το ενσωματωμένο στον ESP32 πρωτόκολλο I2S (Integrated Inter-IC Sound Bus).

Το πρωτόκολλο I2S (Inter-IC Sound) παρέχει μια μέθοδο για τη μεταφορά ψηφιακού ήχου μεταξύ ηλεκτρονικών συσκευών. Στον ESP32, το I2S ενσωματώνεται για την επικοινωνία με περιφερειακές συσκευές ήχου, όπως ψηφιακούς προς αναλογικούς μετατροπείς (DACs), μικρόφωνα, SD κάρτες και αναλογικούς προς ψηφιακούς μετατροπείς (ADCs). Το πρωτόκολλο I2S χρησιμοποιεί τρεις κύριες γραμμές: το σήμα ρολογιού (Serial Clock, SCK), το σήμα δεδομένων (Serial Data, SD) και το σήμα επιλογής λέξης (Word Select, WS). Αυτές οι γραμμές διαχειρίζονται τη ροή των δεδομένων και τον συγχρονισμό μεταξύ των συσκευών. Ο ESP32 μπορεί να λειτουργεί είτε ως master είτε ως slave στο πρωτόκολλο I2S. Στη λειτουργία master, ο ESP32 παράγει το ρολόι και ελέγχει τον συγχρονισμό των δεδομένων. Στη λειτουργία slave, ο ESP32 ακολουθεί το ρολόι που παρέχεται από άλλες συσκευές, στην δική μας υλοποίηση ο ESP32 λειτουργεί ως master, δηλαδή όλα τα σήματα πέρα από αυτά των δεδομένων παράγονται από τον ESP, συγκεκριμένα ο ESP παράγει τα σήματα του SCK και WS τόσο για το μικρόφωνο (MSM261S4030H0) όσο και για τον DAC (MAX98357A). Το πρωτόκολλο υποστηρίζει διάφορους ρυθμούς δειγματοληψίας και βάθη bit, που επιτρέπουν τη ρύθμιση της ποιότητας του ήχου. Ο ESP32 επιτρέπει την προσαρμογή αυτών των ρυθμίσεων για να ταιριάζει στις

ανάγκες της εφαρμογής. Εμείς προγραμματίσαμε τον ESP32 μέσω του περιβάλλοντος Arduino IDE όπου καθορίσαμε την συχνότητα δειγματοληψίας και την ευκρίνεια σε bit από όπου εξαρτούνται και οι συχνότητες των WS και SCK.

Συγκεκριμένα για την εργασία μας όπου χρειαζόμαστε καθαρό σήμα χωρίς φαινόμενα aliasing επιλέξαμε συχνότητα δειγματοληψίας 22050Hz και χρησιμοποιήσαμε 32bit για το κάθε δείγμα εφόσον το μικρόφωνο παράγει λέξεις των 24bit. Από αυτές τις ρυθμίσεις προκύπτουν οι συχνότητες SCK η οποία θα είναι 705600Hz και περιγράφεται από την μαθηματική σχέση 3.1 και WS η οποία θα είναι 22050Hz και περιγράφεται από την σχέση 3.2.

$$SCK_{freq} = sample\_rate \times bit\_resolution \times channels \text{ (mono)} \quad (3.1)$$

$$WS_{freq} = sample\_rate \quad (3.2)$$

Το WS καθορίζει πιο κανάλι θα είναι ενεργό (αριστερό ή δεξί) και η αλλαγή από την μία κατάσταση στην άλλη σηματοδοτεί την αρχή ενός νέου δείγματος, όταν το WS είναι σε μια σταθερή κατάσταση, το πρωτόκολλο μεταδίδει δεδομένα για το αντίστοιχο κανάλι, όταν βρίσκεται σε κατάσταση High μεταδίδει το δεξί κανάλι και όταν βρίσκεται σε κατάσταση Low το αριστερό κανάλι. Συγχρονίζεται συνήθως με την πτώση του σήματος ρολογιού (falling edge) του serial clock (SCK), ενώ τα δεδομένα "κλειδώνονται" στην αύξουσα ακμή (rising edge). Αυτό σημαίνει ότι όταν το WS αλλάζει κατάσταση, η αλλαγή αυτή συμβαίνει μια περίοδο ρολογιού (bit clock) πριν μεταδοθεί το πιο σημαντικό bit (MSB) του επόμενου δείγματος. Εμείς ρυθμίσαμε την μετάδοση μόνο για το αριστερό κανάλι και χρησιμοποιήσαμε το πρωτόκολλο MSB όπως φαίνεται και στο σχήμα 3.12. Τα δεδομένα μεταδίδονται ως προσημασμένοι αριθμοί σε μορφή two's complement. Αυτό σημαίνει ότι το πρώτο bit (MSB) είναι το πιο σημαντικό bit και καθορίζει το πρόσημο του αριθμού (0 για θετικό και 1 για αρνητικό). Η κωδικοποίηση σε two's complement επιτρέπει την αναπαράσταση θετικών και αρνητικών αριθμών σε δυαδική μορφή. Εφόσον πιο σημαντικό bit (MSB) μεταδίδεται πρώτο, αυτή η διάταξη επιτρέπει στον

Σχήμα 3.10 Παραμετροποίηση επικοινωνίας μεταξύ ESP32 και μικροφώνου με την χρήση του πρωτοκόλλου I2S σε περιβάλλον Arduino-IDE.

```

+-----+
|
| .mode = (i2s_mode_t)(I2S_MODE_MASTER | I2S_MODE_RX),
| .sample_rate = 22050,
| .bits_per_sample = I2S_BITS_PER_SAMPLE_32BIT,
| .channel_format = I2S_CHANNEL_FMT_ONLY_LEFT, // Mono
| .communication_format = (i2s_comm_format_t)(I2S_COMM_FORMAT_I2S | I2S_COMM_FORMAT_I2S_MSB),
| .intr_alloc_flags = ESP_INTR_FLAG_LEVEL1,
| .dma_buf_count = 8,
| .dma_buf_len = BUFFER_LEN,
| .use_apll = false,
| .tx_desc_auto_clear = true,
| .fixed_mclk = 0
|
+-----+
};

```

δέκτη να αρχίσει την επεξεργασία των δεδομένων μόλις λάβει το πρώτο bit, χωρίς να χρειάζεται να περιμένει να ληφθεί ολόκληρο το δείγμα [33].

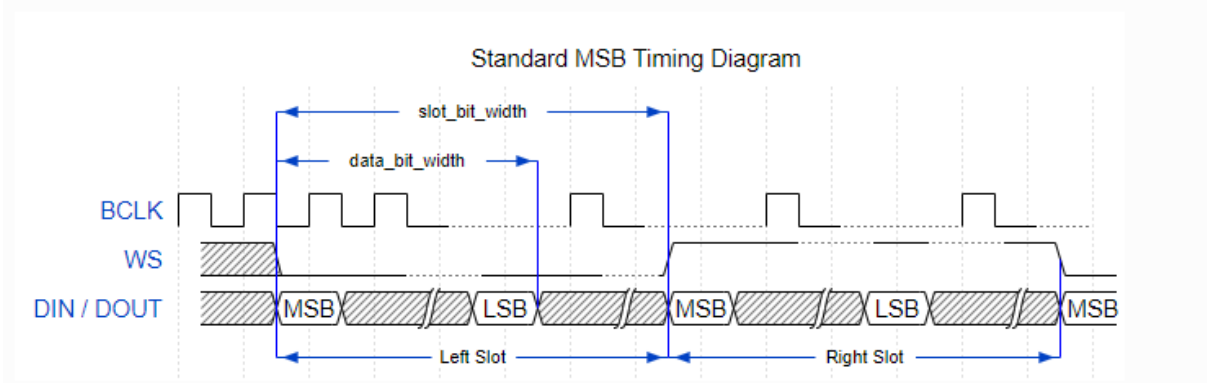
```

i2s_config_t i2s_config_tx = {
    .mode = (i2s_mode_t)(I2S_MODE_MASTER | I2S_MODE_TX),
    .sample_rate = 22050,
    .bits_per_sample = I2S_BITS_PER_SAMPLE_32BIT,
    .channel_format = I2S_CHANNEL_FMT_ONLY_LEFT, // Mono
    .communication_format = (i2s_comm_format_t)(I2S_COMM_FORMAT_I2S | I2S_COMM_FORMAT_I2S_MSB),
    .intr_alloc_flags = ESP_INTR_FLAG_LEVEL1,
    .dma_buf_count = 8,
    .dma_buf_len = BUFFER_LEN,
    .use_apll = false,
    .tx_desc_auto_clear = true,
    .fixed_mclk = 0
};

```

Σχήμα 3.11 Παραμετροποίηση επικοινωνίας μεταξύ ESP32 και DAC με την χρήση του πρωτοκόλλου I2S σε περιβάλλον Arduino-IDE.

- **MSB Format:** Almost same as philips format, but its data have no shift.



Σχήμα 3.12 Διάγραμμα περιγραφής διαχωρισμού λέξεων που χρησιμοποιείται στο MSB Format, μεταξύ αριστερού και δεξιού καναλιού με χρονικό συσχετισμό των τριών γραμμών του πρωτοκόλλου I2S [33]

Αφού παραμετροποιήσουμε την επικοινωνία μεταξύ ESP32-μικροφώνου (σχήμα 3.10) και ESP32-DAC (σχήμα 3.11), θα πρέπει να ορίσουμε τα GPIO pins για την επικοινωνία με το μικρόφωνο και τα GPIO pins για την επικοινωνία με τον DAC, κάτι που γίνεται πάλι στο περιβάλλον Arduino-IDE συγκεκριμένα

```

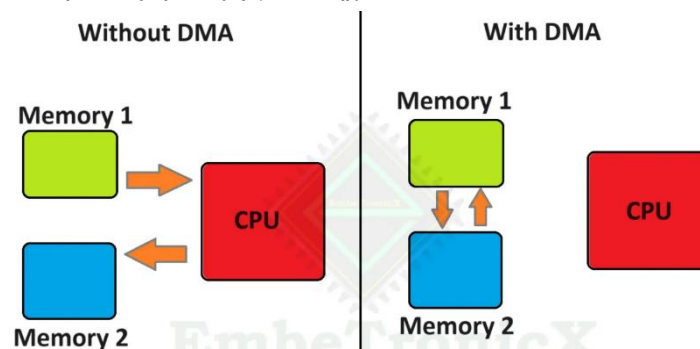
//Pins Μικροφώνου
#define I2S_WS_RX 14
#define I2S_SD_RX 12
#define I2S_SCK_RX 13
//Pins DAC

```

Σχήμα 3.13 Ορισμός των GPIO Pin για την επικοινωνία συσκευές που χρησιμοποιούν το πρωτόκολλο I2S

τα pins που επιλέξαμε περιγράφονται στο σχήμα 3.13. Αφού συνδέσουμε τα GPIO pins στα αντίστοιχα pin των εξαρτημάτων μας έχουν I2S επικοινωνία μεταξύ των συσκευών.

Σημαντική αναφορά που θα πρέπει να γίνει σχετικά με το πρωτόκολλο I2S είναι οι DMA buffers. Οι DMA (Direct Memory Access) buffers αποτελούν ένα κρίσιμο εργαλείο για τη διαχείριση της μεταφοράς δεδομένων σε συστήματα μικροελεγκτών, όπως ο ESP32, ιδιαίτερα όταν χρησιμοποιείται το πρωτόκολλο I2S. Οι DMA buffers επιτρέπουν την προσωρινή αποθήκευση των δεδομένων και την απευθείας μεταφορά τους από τη μνήμη στις περιφερειακές συσκευές, παρακάμπτοντας την CPU. Η χρήση DMA buffers μειώνει τις χρονικές καθυστερήσεις που προκαλούνται από τις συχνές διακοπές και τις λειτουργίες ανάγνωσης/εγγραφής, δηλαδή δεν απαιτείται η διακοπή ροής του προγράμματος για την ανταλλαγή δεδομένων μεταξύ των περιφερειακών συσκευών και του ESP32 (σχήμα 3.14). Η χρήση των DMA ήταν σημαντικός παράγοντας στην επιλογή του πρωτοκόλλου επικοινωνίας. Με την χρήση των DMA αποφεύγουμε φαινόμενα όπως underflows και overflows που μπορεί να προκύψουν όταν η CPU αδυνατεί να επεξεργαστεί τα δεδομένα αρκετά γρήγορα, καταναλώνει λιγότερη ενέργεια λόγω της περιορισμένης χρήσης της CPU, επιτυγχάνει μετάδοση με σταθερή και υψηλή ροή και προσφέρει πιο ομαλή και αποδοτική μεταφορά δεδομένων, που είναι ιδιαίτερα σημαντική στις εφαρμογές που απαιτούν σταθερή μετάδοση, όπως η επεξεργασία ήχου [33].



Σχήμα 3.14 Διάγραμμα λειτουργίας χωρίς την χρήση και με την χρήση των DMA Buffer (www.embetronicx.com)

Αφού ο ESP32 λάβει τα δεδομένα από το μικρόφωνο θα πρέπει να διαβάσουμε σε μία σταθερή θέση μνήμης με την εντολή `i2s.read`. Έπειτα μετακινούμε τα δείγματα 8 bit δεξιά αφού βάση της αρχιτεκτονικής του πρωτοκόλλου όταν χρησιμοποιούμε 24bit depth δείγματα τα τελευταία 8 bit θα συμπληρώνονται με μηδενικά κάτι που μεταφέρει την τιμή του δείγματος 8bit υψηλότερα, για τον λόγο αυτό η ολίσθηση των 8 bit προς τα δεξιά είναι αναγκαία ώστε να δημιουργήσουμε την πραγματική τιμή που στάλθηκε από το μικρόφωνο. Έπειτα χρησιμοποιούμε την βιβλιοθήκη `WiFi.h` για να στείλουμε τα δεδομένα προς επεξεργασία.

```
const char* ssid = "XXXXXXXXXX";
const char* password = "XXXXXXXXXX";

const char* host = "192.168.1.4";
const uint16_t port = 12345;

WiFiClient client;

void setup() {
  Serial.begin(115200);

  // Connect to WiFi
  WiFi.begin(ssid, password);
```

Σχήμα 3.15 Ρύθμιση επικοινωνίας Wi-Fi μεταξύ ESP32 και διακομιστή με την χρήση της βιβλιοθήκης `Wifi.h` σε περιβάλλον `Arduino-IDE`

Η βιβλιοθήκη `WiFi.h` στον ESP32 παρέχει τη βασική λειτουργικότητα για τη σύνδεση σε ασύρματα δίκτυα Wi-Fi, επιτρέποντας τη διαχείριση της συνδεσιμότητας και της επικοινωνίας μέσω του πρωτοκόλλου TCP/IP. Αυτή η βιβλιοθήκη επιτρέπει τη σύνδεση του ESP32 σε δίκτυα Wi-Fi, την αποστολή και λήψη δεδομένων από απομακρυσμένους διακομιστές, και την αλληλεπίδραση με το διαδίκτυο ή το τοπικό δίκτυο. Προσφέρει λειτουργίες για τη δημιουργία συνδέσεων TCP και UDP, επιτρέποντας στο ESP32 να επικοινωνεί με άλλες συσκευές μέσω δικτύου, να ανταλλάσσει δεδομένα με διακομιστές ή να λειτουργεί ως διακομιστής, επιπλέον περιλαμβάνει εργαλεία για την παρακολούθηση της κατάστασης της σύνδεσης, τη διαχείριση αποσυνδέσεων, την αυτόματη επανασύνδεση, και την αντιμετώπιση σφαλμάτων δικτύου. Στον δικό μας κώδικα χρησιμοποιούμε σύνδεση TCP μεταξύ ESP32 και Laptop . Βάζοντας τα στοιχεία του ασύρματου δικτύου δηλαδή το όνομα (SSID) και τον κωδικό (Password) και έπειτα IP και PORT του “Server” ο οποίος βρίσκεται στο ίδιο δίκτυο με τον ESP καταφέρνουμε την σύνδεση του ESP32 με το δίκτυο και την άμεση προσπάθεια του για την επικοινωνία με τον “Server” που είναι το python script το οποίο τρέχει στο laptop (σχήμα 3.15). Αφού εκκινήσουμε το script στέλνουμε τα δεδομένα με μια σειρά εντολών που περιγράφετε στο σχήμα 3.16.

```

result = i2s_read(I2S_RX_PORT, &rxBuffer, sizeof(rxBuffer), &bytes_read, portMAX_DELAY);

if (result == ESP_OK && bytes_read > 0) {

    for (size_t i = 0; i < bytes_read / sizeof(int32_t); ++i) {
        // Extract the 24-bit valid data
        int32_t rawData = rxBuffer[i];
        int32_t validData = rawData >> 8; // Shift lower 8 zero-padding bits

        rxBufferAl[i] = validData;
    }

    if (client.connected()) {
        client.write((const uint8_t *)rxBufferAl, bytes_read);
    } else {
        Serial.println("Lost server connection");
        // Attempt to reconnect
        if (!client.connect(host, port)) {
            Serial.println("Reconnection Failed");
        }
    }
} else {
    Serial.printf("Error reading from I2S: %d\n", result);
}
}

```

Σχήμα 3.16 Διάβασμα δεδομένων μικροφώνου, διόρθωση των ψηφιακών τιμών και αποστολή των δεδομένων μέσω Wi-Fi.

Από την μεριά του Python script για την λήψη αλλά και αποστολή δεδομένων χρησιμοποιούμε την βιβλιοθήκη `socket`. Η βιβλιοθήκη `socket` στην Python είναι ένα θεμελιώδες εργαλείο για την υλοποίηση δικτυακών επικοινωνιών, επιτρέποντας τη δημιουργία διακομιστών (servers) και πελατών (clients) που επικοινωνούν μέσω πρωτοκόλλων όπως το TCP και το UDP. Η βιβλιοθήκη αυτή παρέχει μια διεπαφή προγραμματισμού για την πρόσβαση σε χαμηλού επιπέδου λειτουργίες επικοινωνίας, κάνοντας δυνατή τη δημιουργία συνδέσεων, την ανταλλαγή δεδομένων και την ανάπτυξη εφαρμογών δικτύου όπως την δική μας. Με τον κατάλληλο προγραμματισμό δημιουργούμε ένα socket με το πρωτόκολλο IPv4 (AF\_INET) και χρησιμοποιεί το TCP πρωτόκολλο (SOCK\_STREAM), το οποίο προσφέρει αξιόπιστη μεταφορά δεδομένων, το socket δεσμεύεται σε μια διεύθυνση IP (host) και σε μια συγκεκριμένη πόρτα (port), όπου ο διακομιστής θα ακούει την εισερχόμενη σύνδεση [35]. Έπειτα αρχικοποιείται ένας buffer ως ένας δυναμικός πίνακας byte, όπου θα αποθηκευτούν τα δεδομένα που λαμβάνονται από τον πελάτη. Τα δεδομένα που περιμένουμε τα διαβάσουμε ανά chunk είναι ίσα με το μήκος του `rxBufferAl` το περιεχόμενο του οποίου αποστέλλουμε από τον ESP, δηλαδή 512\*32bit (2048 byte) (σχέση 3.3). Αν το μήκος του buffer υπερβαίνει τα 2048 bytes, τότε τα δεδομένα αυτά προστίθενται σε μια ουρά (buffer\_queue), και ο buffer καθαρίζεται για να δεχθεί νέα δεδομένα. Σε περίπτωση σφάλματος, εκτυπώνεται ένα μήνυμα σφάλματος, και ο socket σύνδεσμος κλείνει για να απελευθερωθούν οι πόροι (σχήμα 3.17).

$$Bytes_{expected} = Buffer\_size \times Bit\_resolution \quad (3.3)$$

```

def setup_server(host='0.0.0.0', port=12345):
    server_socket = socket.socket(socket.AF_INET, socket.SOCK_STREAM)
    server_socket.bind((host, port))
    server_socket.listen(1)
    print(f"Server listening on {host}:{port}")
    return server_socket

def read_bytes_to_buffer(client_socket, buffer_queue):
    buffer = bytearray()
    try:
        while True:
            data = client_socket.recv(2048)
            if not data:
                print("No data received, stopping.")
                break
            buffer.extend(data)
            while len(buffer) >= 2048:
                buffer_queue.put(buffer[:2048])
                buffer = buffer[2048:]
    except Exception as e:
        print(f"An error occurred in reading thread: {e}")
    finally:
        client_socket.close()

```

Σχήμα 3.17 Ορισμός του Python script ως διακομιστή και ρύθμιση του socket για την λήψη δεδομένων

Αφού ο ολοκληρωθεί η επεξεργασία, το script στέλνει το επεξεργασμένο σήμα πίσω στον ESP μέσω της TCP σύνδεσης σε chunk των 2048 byte με την χρήση της εντολής `client_socket.sendall` που ανήκει στις εντολές της βιβλιοθήκης `socket`. Ο ESP ελέγχει διαρκώς εάν υπάρχουν διαθέσιμα δεδομένα για να διαβάσει από τον διακομιστή, έτσι λαμβάνει τα δεδομένα, τα αποθηκεύει σε έναν buffer μεγέθους 2048 byte και έπειτα με την χρήση της εντολής `i2s.write` στέλνει τα δεδομένα στον DAC (σχήμα 3.18). Ο DAC με την σειρά του μετατρέπει το ψηφιακό σήμα σε αναλογικό και οδηγεί τα ακουστικά.

```

if (len > 0) {
    len = client.read((uint8_t *)txBuffer, min(len, (int)(BUFFER_LEN * sizeof(int32_t))));
    if (len > 0) {
        // Write data to I2S TX Port 1
        result = i2s_write(I2S_TX_PORT, &txBuffer, len, &bytes_written, portMAX_DELAY);
        if (result != ESP_OK || bytes_written != len) {
            Serial.printf("Error writing to I2S: %d\n", result);
        }
    } else {
        Serial.println("Error reading TCP client");
    }
}
}

```

Σχήμα 3.18 Κώδικας για την λήψη δεδομένων στον ESP32 μέσω Wi-Fi και εγγραφή των δεδομένων στον DAC.

### 3.4 Εφαρμογή κέρδους σε ασθενή

Πριν ξεκινήσουμε την συγγραφή του κώδικα θα πρέπει πρώτα να επιλέξουμε την ενίσχυση που θα επιλέξουμε για την κάθε συχνότητα. Για να το κάνουμε αποτελεσματικά πρέπει πρώτα να κατανοήσουμε τι μας δείχνει ένα ακούγραμμα προκειμένου τα καταλάβουμε ποιο είναι το κατώφλι ακοής του ασθενή στην κάθε συχνότητα (σχήμα 3.1). Παρατηρώντας το ακούγραμμα βλέπουμε τα κατώφλια ακοής σε dB HL. Αυτή η αναλογία μας δείχνει πόσο δυνατότερος πρέπει να είναι ο ήχος προκειμένου να γίνει αντιληπτός από τον ασθενή. Τα 0 dB HL είναι η ένταση κατά την οποία ένας υγιείς άνθρωπος μπορεί να αντιληφθεί τον τόνο στην εκάστοτε συχνότητα, αυτή η τιμή των 0 dB HL όμως αντιστοιχεί σε μια στάθμη έντασης ήχου σε dB SPL διαφορετική σε κάθε συχνότητα, αυτή η αντιστοιχία φαίνεται στο σχήμα 3.19.

Για να υπολογίσουμε τα κατώφλια ακοής του ασθενή σε dB SPL το μόνο που έχουμε να κάνουμε είναι να χρησιμοποιήσουμε τα κατώφλια της εκάστοτε συχνότητας και να προσθέσουμε την απώλεια ακοής σε dB HL. Από την πρόσθεση των κατωφλίων σε dB HL με την ελάχιστη στάθμη αντίληψης κάθε τόνου σε dB SPL προκύπτουν οι στάθμες που φαίνονται στον πίνακα 3.1 όπου ο ασθενής να μπορεί να ακούσει τους τόνους της εκάστοτε συχνότητας.

Here is the ANSI S3.6-1996 standard to convert dB SPL to dB HL.

Frequency		
Hz	dB SPL	dB HL
125	45.0	0
250	27.0	0
500	13.5	0
750	9.0	0
1000	7.5	0
1500	7.5	0
2000	9.0	0
3000	11.5	0
4000	12.0	0
6000	16.0	0
8000	15.5	0

Σχήμα 3.19 Αντιστοίχιση των 0 dB HL σε ένταση dB SPL ανά συχνότητα βάση του ANSI S3.6-1996 [38]

Πίνακας 3.1: Υπολογισμός κατωφλίων ανά συχνότητα σε dB SPL

Συχνότητα (Hz)	dB SPL για 0 dB HL	dB HL Ασθενή στην Συχνότητα	Κατώφλι Ασθενή Σε dB SPL
125	45	55	100
250	27	60	87
500	13.5	65	78.5
750	9	65	74
1000	7.5	65	72.5
1500	7.5	65	72.5
2000	9	65	74
3000	11.5	78	89.5
4000	12	85	97
6000	16	85	101
8000	15.5	95	110.5

Για να πετύχουμε αυτές τις εντάσεις σε dB SPL θα πρέπει να λάβουμε υπόψιν τα χαρακτηριστικά του DAC και των ακουστικών. Συγκεκριμένα βάση του φυλλαδίου του κατασκευαστή η μέγιστη ισχύς που μπορεί να παρέχει ο DAC σε αντίσταση 8 Ω είναι 1,8 W με το κέρδος ρυθμισμένο στα 12 dB οπότε θα χρησιμοποιήσουμε τις παρακάτω μαθηματικές σχέσης 3.4, 3.5, 3.6.

$$\frac{P_{6dB}}{P_{12dB}} = 10^{\frac{6-12}{10}} = 0.251 \quad (3.4)$$

$$P_{6dB,8\Omega} = P_{12dB,8\Omega} \times 0.251 = 1.8W \times 0.251 = 0.4518 W \quad (3.5)$$

$$P_{6dB,18\Omega} = 0.4518 W \times \frac{8\Omega}{18\Omega} = 0.2005 W \quad (3.6)$$

Η ισχύς των 0.2005W που υπολογίσαμε αντιστοιχεί στην ισχύ που θα παρέχει ο DAC όταν το σήμα εισόδου έχει πλάτος 0 dBFS, δηλαδή την μέγιστη ψηφιακή τιμή. Επομένως μπορούμε να υπολογίσουμε τα απαιτούμενα level του σήματος για να επιτύχουμε τις επιθυμητές στάθμες (σχέση 3.7, 3,8).

$$P_{desired\_dB SPL} = 10^{\left(\frac{desired\_dB SPL - Headphone\_sensitivity}{10}\right)} \quad (3.7)$$

$$Level (dBFS) = 10 \times \log_{10}\left(\frac{P_{desired\_dB SPL}}{P_{6dB,18\Omega}}\right) \quad (3.8)$$

Η μεθοδολογία αυτή δοκιμάστηκε κατά την δημιουργία της εργασίας αλλά λόγω των απαιτητικών υπολογισμών που απαιτούνται για τον αυτόματο υπολογισμό κέρδους στην κάθε μία από τις κύριες μπάντες συχνοτήτων προκειμένου το σήμα να είναι στο επιθυμητό επίπεδο προκαλούσε μεγάλη καθυστέρηση με αποτέλεσμα να χάνετε πληροφορία, ο ήχος να καταφθάνει στα ακουστικά με κενά και

αλλοίωση ποιότητας. Για αυτόν επιλέξαμε τα κέρδη με μια από τις μεθόδους συνταγογράφησης όπως θα δούμε και παρακάτω.

Η συνταγογράφηση της ενίσχυσης για ακουστικά βαρηκοΐας είναι μια διαδικασία που βασίζεται στην εξατομικευμένη ανάλυση των χαρακτηριστικών της ακοής του ασθενούς και στην ακριβή εφαρμογή συγκεκριμένων αλγορίθμων που στοχεύουν στη βελτίωση της ακουστικής απόδοσης. Αυτή η συνταγογράφηση έχει διαμορφωθεί μέσω διαφορετικών προσεγγίσεων και μεθόδων που προσδιορίζουν την κατάλληλη ενίσχυση και τη ρύθμιση των ακουστικών βοηθημάτων με βάση ακουστικά κατώφλια, αντίληψεις υπερκατωφλιακών ήχων και άλλα χαρακτηριστικά της απώλειας ακοής.

Μία από τις βασικές μεθόδους που χρησιμοποιούνται είναι η εφαρμογή του «κανόνα της μισής ενίσχυσης», όπου η συνταγή προβλέπει ότι η ενίσχυση πρέπει να είναι περίπου το ήμισυ της απώλειας ακοής που μετρείται με βάση το κατώφλι ακοής. Για παράδειγμα, αν ένας ασθενής έχει κατώφλι ακοής 40 dB, τότε η ενίσχυση που θα πρέπει να δοθεί είναι περίπου 20 dB. Αυτή η αρχή εφαρμόζεται σε μεθόδους όπως οι POGO, NAL, και DSL, που αναπτύχθηκαν για την προσαρμογή γραμμικών ακουστικών βοηθημάτων.

Οι παραδοσιακές μέθοδοι, όπως η POGO (Prescription of Gain and Output), εφαρμόζουν το μισό της απώλειας ακοής για να υπολογίσουν την ενίσχυση σε κάθε συχνότητα, με μια πρόσθετη μείωση για τις χαμηλές συχνότητες ώστε να περιοριστεί η διάχυση θορύβου χαμηλής συχνότητας. Αυτή η μέθοδος έχει παραλλαχθεί σε πιο εξελιγμένες μορφές, όπως η POGO II, που προσφέρει επιπλέον ενίσχυση για σοβαρότερες απώλειες ακοής.

Η μέθοδος NAL (National Acoustic Laboratories), που αναπτύχθηκε στην Αυστραλία, εστιάζει στη μεγιστοποίηση της κατανόησης της ομιλίας σε επίπεδα ακρόασης που προτιμά ο χρήστης του ακουστικού βοηθήματος. Αυτή η μέθοδος διασφαλίζει ότι όλες οι συχνοτικές ζώνες του λόγου ακούγονται ισοδύναμα, κάτι που οδηγεί σε βελτιωμένη αντίληψη της ομιλίας και αποφεύγεται η υπερβολική ένταση σε συγκεκριμένες συχνότητες, που μπορεί να ωθήσει τον ασθενή να μειώσει την ένταση και έτσι να μειώσει την αποτελεσματικότητα της ενίσχυσης.

Οι μέθοδοι που εφαρμόζονται σε μη γραμμικά ακουστικά βοηθήματα περιλαμβάνουν τεχνικές που στοχεύουν στην ομαλοποίηση της αίσθησης της έντασης ήχου για ήχους υπερκατωφλιακούς, όπως οι LGOB, IHAF, DSL[i/o], CAMREST, και NAL-NL2. Οι μέθοδοι αυτές βασίζονται στην ενίσχυση της αίσθησης της έντασης του ήχου στα διάφορα επίπεδα, ενώ άλλες όπως η ScalAdapt μειώνουν την ένταση στις χαμηλές συχνότητες. Η NAL-NL2 είναι μια νεότερη μέθοδος που εστιάζει στη μεγιστοποίηση της καταληπτότητας της ομιλίας μέσω της ρύθμισης των επιπέδων της αίσθησης σε όλες τις συχνότητες, χρησιμοποιώντας την ένταση που απαιτείται για βέλτιστη κατανόηση. Έπειτα έχουμε την μέθοδο NAL-RP (National Acoustic Laboratories - Revised Profound) όπου είναι ειδικά σχεδιασμένη για άτομα με σοβαρή έως και βαριά απώλεια ακοής. Αυτή η μέθοδος αποτελεί εξέλιξη της προηγούμενης NAL-R και επικεντρώνεται στη βελτίωση της καταληπτότητας της ομιλίας σε άτομα με αυξημένες ανάγκες ενίσχυσης, ενώ λαμβάνει υπόψη τη δυναμική περιοχή και τα όρια άνεσης του χρήστη. Η NAL-RP στηρίζεται σε εμπειρικά δεδομένα που δείχνουν ότι για τους περισσότερους χρήστες, η καταληπτότητα της ομιλίας μεγιστοποιείται όταν οι διάφορες συχνότητες του λόγου ακούγονται με την ίδια αίσθηση έντασης. Στο πλαίσιο αυτό, η μέθοδος εφαρμόζει τον «κανόνα της μισής ενίσχυσης» (half-gain rule) και για σοβαρές απώλειες ακοής προσθέτει επιπλέον ενίσχυση ώστε να προσαρμοστεί στις ανάγκες των ατόμων με βαριά απώλεια.

Για τα άτομα με πιο σοβαρή απώλεια ακοής, ο συντελεστής ενίσχυσης αυξάνεται σε ποσοστό 66% της απώλειας ακοής (αντί του 46% που χρησιμοποιείται για άτομα με μικρότερη απώλεια). Η NAL-RP προσαρμόζει επίσης την έμφαση στις χαμηλές και υψηλές συχνότητες, με στόχο τη βελτιστοποίηση της κατανόησης της ομιλίας χωρίς υπερβολική ενίσχυση στις υψηλές συχνότητες, οι οποίες μπορεί να οδηγήσουν σε κορεσμό ή υπερβολική ενόχληση.

Πέρα από τον προσδιορισμό της σωστής ενίσχυσης, υπάρχουν και άλλα σημαντικά ζητήματα που αφορούν τη συνταγή των ακουστικών βοηθημάτων. Αυτά περιλαμβάνουν τις προτιμήσεις του ασθενούς για την ένταση του ήχου, την προσαρμογή στην ενίσχυση μετά από παρατεταμένη χρήση και την ανάγκη καθορισμού του OSPL90 (Output Sound Pressure Level at 90 dB SPL), το οποίο αποτρέπει την ενόχληση από πολύ δυνατούς ήχους. Ειδικά για τους ασθενείς με σοβαρή απώλεια ακοής, η σωστή ρύθμιση του OSPL90 είναι κρίσιμη για την αποφυγή κορεσμού των ακουστικών.

Ένα άλλο σημαντικό ζήτημα είναι η σταδιακή προσαρμογή στην ενίσχυση. Έρευνες δείχνουν ότι οι ασθενείς ενδέχεται να αλλάξουν τις προτιμήσεις τους για την ένταση του ήχου καθώς συνηθίζουν την ακρόαση με ενίσχυση μετά από εβδομάδες ή μήνες χρήσης ακουστικών βοηθημάτων. Αυτό σημαίνει ότι οι πρώτες εντυπώσεις από την ενίσχυση μπορεί να μην είναι αντιπροσωπευτικές των μακροπρόθεσμων προτιμήσεων [30].

Εφόσον δεν έχουμε κάποια συνταγογράφηση που να συνοδεύει το ακούγραμμα του ασθενή επιλέγουμε μια μέθοδο η οποία συμβαδίζει με τα δεδομένα που έχουμε και με τον στόχο της εργασίας μας. Η τεχνική που χρησιμοποιήσαμε για την απόδοση κέρδους είναι το NAL-RP (National Acoustic Laboratories – Revised Profound) όπου χρησιμοποιείται για σοβαρή απώλεια ακοής και στοχεύει στο να ενισχύσει την αντίληψη της ομιλίας. Για να επιτευχθεί αυτό χρησιμοποιούμε τις σχέσεις 3.9, 3.10, 3.11, για τον υπολογισμό των κερδών.

$$X = 0.15 H3FA \quad \text{for } H3FA \leq 60 \quad (3.9)$$

$$X = 0.15 H3FA + 0.2 (H3FA - 60) \quad \text{for } H3FA > 60 \quad (3.10)$$

$$IGi = X + 0.31 Hi + ki + PC \quad (3.11)$$

Ο συντελεστής «X» είναι ένας από τους συντελεστές στον υπολογισμό της ενίσχυσης που καθορίζεται από τον μέσο όρο της απώλειας ακοής στις 3 βασικές συχνότητες 500Hz, 1000Hz και 2000Hz (H3FA - High-Frequency Pure-Tone Average). Αυτό σημαίνει ότι αν ο μέσος όρος απώλειας ακοής στις τρεις συχνότητες είναι μικρότερος ή ίσος με 60 dB, τότε το X υπολογίζεται ως το 15% της τιμής του H3FA. Αν ο μέσος όρος απώλειας ακοής είναι μεγαλύτερος από 60 dB, τότε το X υπολογίζεται ως το 15% του H3FA συν ένα επιπλέον 20% του πλεονάσματος πάνω από τα 60 dB. Αυτό το επιπλέον ποσοστό υπάρχει για να προσφέρει περισσότερη ενίσχυση σε περιπτώσεις σοβαρής απώλειας ακοής.

Επόμενο βήμα είναι να υπολογίσουμε την ενίσχυση στην κάθε συχνότητα (IGi). Αφού ο μέσος όρος των βασικών συχνοτήτων είναι μεγαλύτερος από 60dB θα χρησιμοποιήσουμε την μαθηματική σχέση 3.10 για τον υπολογισμό του «X» όπου υπολογίζεται στα 10.75 dB. Έπειτα θα αντικαταστήσουμε το Hi με τα κατώφλι ακοής και το Ki βάση του σχήματος 3.20 ανάλογα με την συχνότητα που υπολογίζουμε. Για την συχνότητα των 125Hz θα υποθέσουμε πως το Ki είναι ίδιο με αυτό της συχνότητας των 250Hz, της συχνότητας 750Hz όμοιο με της συχνότητας των 1000Hz και τέλος το Ki της συχνότητας των 8000Hz όμοιο με αυτό της συχνότητας των 6000Hz. Τα αποτελέσματα των υπολογισμών φαίνονται στον πίνακα 3.2.

Freq (Hz)	250	500	1k	2k	3k	4k	6k
$k_i$ (dB)	-17	-8	1	-1	-2	-2	-2

Σχήμα 3.20 Αντιστοίχιση του συντελεστή  $K_i$  ανά συχνότητα βάση του NAL-RP [30]

Έτσι μπορούμε πλέον να εφαρμόσουμε το κέρδος που υπολογίσαμε στην εκάστοτε συχνότητα ώστε να ενισχύσουμε την ικανότητα του ασθενή με βαριά μορφή βαρηκοΐας να αντιλαμβάνεται καλύτερα την ομιλία. Όμως θα πρέπει να λάβουμε υπόψιν μας και τα χαρακτηριστικά του συστήματος και των εξαρτημάτων που έχουμε επιλέξει προκειμένου να εξάγουμε το καλύτερο αποτέλεσμα για τον ασθενή.

Πίνακας 3.2: Υπολογισμός κέρδους ανά συχνότητα βάση του NAL-RP

Συχνότητα (Hz)	Απαιτούμενο Κέρδος (dB)
125	10.8
250	12.35
500	22.9
750	31.9
1000	31.9
2000	29.9
4000	35.1
6000	35.1
8000	38.2

### 3.5 Βιβλιοθήκες για την επεξεργασία σήματος

Προκειμένου το ψηφιακό σήμα που λαμβάνουμε από το μικρόφωνο να προσαρμοστεί κατάλληλα για τον ασθενή απαιτείται και η κατάλληλη επεξεργασία σήματος. Στην εργασία μας προσαρμόσαμε την επεξεργασία του σήματος συντάσσοντας κώδικα σε Python όπου γίνεται η λήψη, η επεξεργασία και η αποστολή του επεξεργασμένου σήματος. Στο σημείο αυτό θα αναλύσουμε τον κώδικα και τον τρόπο που επεξεργαστήκαμε το εισερχόμενο σήμα. Πρώτα όμως θα κάνουμε μια στις βιβλιοθήκες που χρησιμοποιήσαμε για τον επεξεργασία προκειμένου να γίνει καλύτερα αντιληπτός ο κώδικας.

- NumPy

Η βιβλιοθήκη NumPy (Numerical Python) είναι θεμελιώδης για επιστημονικούς υπολογισμούς στην Python, προσφέροντας αποδοτική διαχείριση πολυδιάστατων πινάκων μέσω του αντικειμένου ndarray και ταχείς αριθμητικές πράξεις χάρη στη χρήση γλωσσών χαμηλού επιπέδου, όπως η C και η Fortran. Παρέχει ένα εκτεταμένο σύνολο εργαλείων για γραμμική άλγεβρα, στατιστική ανάλυση, και δημιουργία ψευδοτυχαίων αριθμών, επιτρέποντας την εκτέλεση προηγμένων μαθηματικών και στατιστικών υπολογισμών. Επιπλέον, εξασφαλίζει συμβατότητα με άλλες βιβλιοθήκες για επιστημονική έρευνα, όπως οι pandas και SciPy, και προσφέρει εργαλεία για τη μετατροπή και διαχείριση δεδομένων μεταξύ διαφορετικών μορφών, διευκολύνοντας την ανάλυση μεγάλων όγκων δεδομένων σε διάφορες εφαρμογές [36].

Στον κώδικα μας, η βιβλιοθήκη NumPy χρησιμοποιείται για την αποδοτική επεξεργασία και ανάλυση δεδομένων ήχου. Συγκεκριμένα, η NumPy επιτρέπει τη μετατροπή των δεδομένων από byte σε πίνακες 32-bit ακεραίων, επίσης προσφέρει αποδοτική επεξεργασία μεγάλων πινάκων δεδομένων με πράξεις ταυτόχρονα σε πολλά στοιχεία (vectorized operations), χωρίς τη χρήση βρόχων (loops). Αυτή η προσέγγιση μειώνει τον χρόνο επεξεργασίας και βελτιώνει τις επιδόσεις του κώδικα, κάτι ιδιαίτερα σημαντικό για εφαρμογές επεξεργασίας σήματος ήχου σε πραγματικό χρόνο. Με τη χρήση του Γρήγορου Μετασχηματισμού Fourier (FFT), η βιβλιοθήκη αναλύει το σήμα στο πεδίο της συχνότητας και επιτρέπει την εφαρμογή γραμμικού κέρδους για τη διόρθωση του σήματος. Με την εφαρμογή αυτών των πράξεων σε πίνακες δεδομένων (vectorized operations), η NumPy εξασφαλίζει υψηλή απόδοση, κρίσιμη για την επεξεργασία σήματος σε πραγματικό χρόνο.

Η NumPy επίσης διευκολύνει την επαναφορά του σήματος στον χρόνο μέσω της αντίστροφης FFT, επιτρέποντας την περαιτέρω ανάλυση και την αποστολή του διορθωμένου σήματος πίσω στον πελάτη. Χωρίς την αποδοτικότητα της NumPy, τέτοιες αριθμητικές πράξεις και επεξεργασία μεγάλων δεδομένων θα ήταν πολύ πιο αργές, καθιστώντας δύσκολη την υλοποίηση επεξεργασίας σήματος σε πραγματικό χρόνο στην Python.

- Threading

Η βιβλιοθήκη threading στην Python επιτρέπει την ταυτόχρονη εκτέλεση πολλαπλών εργασιών μέσα σε ένα πρόγραμμα, δημιουργώντας νήματα (threads). Τα νήματα είναι ελαφριές μονάδες επεξεργασίας που εκτελούνται ταυτόχρονα στο ίδιο περιβάλλον διεργασίας, επιτρέποντας την παράλληλη εκτέλεση κώδικα χωρίς την ανάγκη δημιουργίας νέων διεργασιών. Αυτή η βιβλιοθήκη είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για εφαρμογές που απαιτούν ταυτόχρονη εκτέλεση λειτουργιών [35].

Στον κώδικα μας, η βιβλιοθήκη threading χρησιμοποιείται για τη δημιουργία δύο ανεξάρτητων νημάτων: το πρώτο νήμα (read\_thread) ασχολείται με τη λήψη δεδομένων από τον πελάτη και την αποθήκευσή τους σε μία ουρά, ενώ το δεύτερο (process\_thread) αντλεί τα δεδομένα από την ουρά και τα επεξεργάζεται. Αυτό επιτρέπει τη συνεχή λήψη δεδομένων ενώ ταυτόχρονα πραγματοποιείται η επεξεργασία, βελτιώνοντας την απόδοση και μειώνοντας την καθυστέρηση. Η ταυτόχρονη διαχείριση πολλαπλών εργασιών καθιστά τον κώδικα πιο αποδοτικό και κατάλληλο για εφαρμογές που απαιτούν επεξεργασία σε πραγματικό χρόνο.

- `Spicy.interpolate`

Η βιβλιοθήκη `scipy.interpolate` είναι ένα υπο-module της βιβλιοθήκης SciPy που παρέχει εργαλεία για την εκτίμηση ενδιάμεσων τιμών σε σύνολα δεδομένων μέσω μεθόδων παρεμβολής. Αυτές οι μέθοδοι επιτρέπουν την κατασκευή συναρτήσεων που προσεγγίζουν σημεία δεδομένων με σκοπό την εκτίμηση τιμών σε μη γνωστές θέσεις, κάτι που είναι ιδιαίτερα χρήσιμο στην επεξεργασία σημάτων, την ανάλυση δεδομένων και άλλες εφαρμογές της επιστήμης και της μηχανικής. Η βιβλιοθήκη υποστηρίζει διάφορες τεχνικές παρεμβολής, όπως γραμμική, σπληνική (spline), πολυωνυμική, και άλλες προσεγγίσεις [37].

Στον κώδικα που παραθέσατε, χρησιμοποιείται η συνάρτηση `CubicSpline` από τη βιβλιοθήκη `scipy.interpolate` για να δημιουργηθεί μια συνάρτηση παρεμβολής με χρήση κυβικών splines. Αυτή η συνάρτηση εφαρμόζεται σε ένα σύνολο δεδομένων στόχων που περιέχουν συγκεκριμένες συχνότητες και αντίστοιχα κέρδη (gains) σε γραμμική κλίμακα. Η κυβική παρεμβολή χρησιμοποιείται για να υπολογίσει τα ενδιάμεσα κέρδη σε όλο το φάσμα συχνοτήτων, επιτρέποντας την εξομάλυνση των δεδομένων και τη δημιουργία ενός συνεκτικού φάσματος κέρδους (gain spectrum). Με τον τρόπο αυτό, ο κώδικας προσαρμόζει την ενίσχυση των συχνοτήτων του σήματος ήχου με ακρίβεια, εξασφαλίζοντας ότι οι επιθυμητές τροποποιήσεις εφαρμόζονται ομαλά σε όλο το φάσμα.

### 3.6 Ανάλυση επεξεργασίας

Αφού έχουμε αναλύσει την μέθοδο λήψης και αποστολής του ηχητικού σήματος, όπως και τις βιβλιοθήκες τις οποίες χρησιμοποιήσαμε, σε αυτό το σημείο θα περάσουμε στην ανάλυση της επεξεργασίας του.

Ας θεωρήσουμε πως έχει σταλθεί ένα σήμα και το πρόγραμμα μας το έχει λάβει και το έχει αποθηκεύσει στον buffer. Αυτό που κάνουμε στην συνέχεια είναι να διαβάσουμε τα δεδομένα από τον buffer και να τα μετατρέψουμε από τη μορφή byte σε ακέραιους 32-bit χρησιμοποιώντας τη βιβλιοθήκη NumPy. Στην συνέχεια πραγματοποιούμε κανονικοποίηση του σήματος από -1 μέχρι 1, βρίσκουμε την μέγιστη τιμή του με την εντολή `np.max` και έπειτα υπολογίζουμε τον συντελεστή κέρδους του όλου σήματος `gain_factor`. Έπειτα από δοκιμές παρατηρήσαμε ότι το σήμα από την τιμή κορυφής 0.2 και άνω είναι πολύ δυνατό. Έτσι δημιουργήσαμε μια συνάρτηση όπου ορίσαμε ως ελάχιστο την τιμή 0 με κέρδος 5 και μέγιστο την τιμή 0.2 με κέρδος 0.3 έτσι το κέρδος αυξομειώνονταν γραμμικά ανάλογα με την τιμή κορυφής του σήματος `EΞΙΣΩΣΗ ()`.

$$gain = gain\_max - (gain\_max - gain\_min) \times \left( \frac{intensity}{max\_intensity} \right) \quad (3.12)$$

Ύστερα από δοκιμές παρατηρήθηκε πως, για τιμές κορυφής 0.15 και άνω το κέρδος ήταν ανεπιθύμητα μεγάλο, έτσι αλλάξαμε την συνάρτηση κέρδους και εφαρμόσαμε γραμμική μείωση όταν η τιμή κορυφής αυξάνεται από 0 προς 0.15 και εκθετική όταν αυξάνεται από 0.15 προς 0.2 σχήμα 3.21. Σε οποιαδήποτε τιμή κορυφής μεγαλύτερη από 0.2 εφαρμόζεται το ελάχιστο κέρδος ώστε να αποφύγουμε τον ψαλιδισμό, της υπερβολικές εντάσεις και την αλλοίωση της ποιότητας του ήχου.

```

def calculate_gain(intensity, gain_max=5.0, gain_min=0.3, max_intensity=0.2, transition_intensity=0.15,):

    # Εξασφαλίζουμε ότι η ένταση είναι εντός των ορίων [0, max_intensity]
    intensity = max(0, min(max_intensity, intensity))

    # Υπολογισμός του κέρδους για την περιοχή 0 έως 0.15 (γραμμική μείωση)
    # Όπου 1.475 αντιστοιχεί στην τιμή γραμμικού κέρδους για intensity 0.15 στον τύπο:
    # gain = gain_max - (gain_max - gain_min) * (intensity / max_intensity)
    if intensity <= transition_intensity:
        gain = gain_max - (gain_max - 1.475) * (intensity / transition_intensity)

    # Υπολογισμός του κέρδους για την περιοχή 0.15 έως 0.2 (εκθετική μείωση)
    else:
        # Κανονικοποιούμε την ένταση για το δεύτερο τμήμα [0.15, 0.2]
        normalized_intensity = (intensity - transition_intensity) / (max_intensity - transition_intensity)
        # Η εκθετική μείωση ξεκινά από το 1.475 (αρχικό gain στο 0.15) και καταλήγει στο gain_min
        initial_gain_at_transition = 1.475
        gain = gain_min + (initial_gain_at_transition - gain_min) * np.exp(-normalized_intensity * 2)
        # Ο αριθμός 2 ελέγχει πόσο απότομα πέφτει η καμπύλη

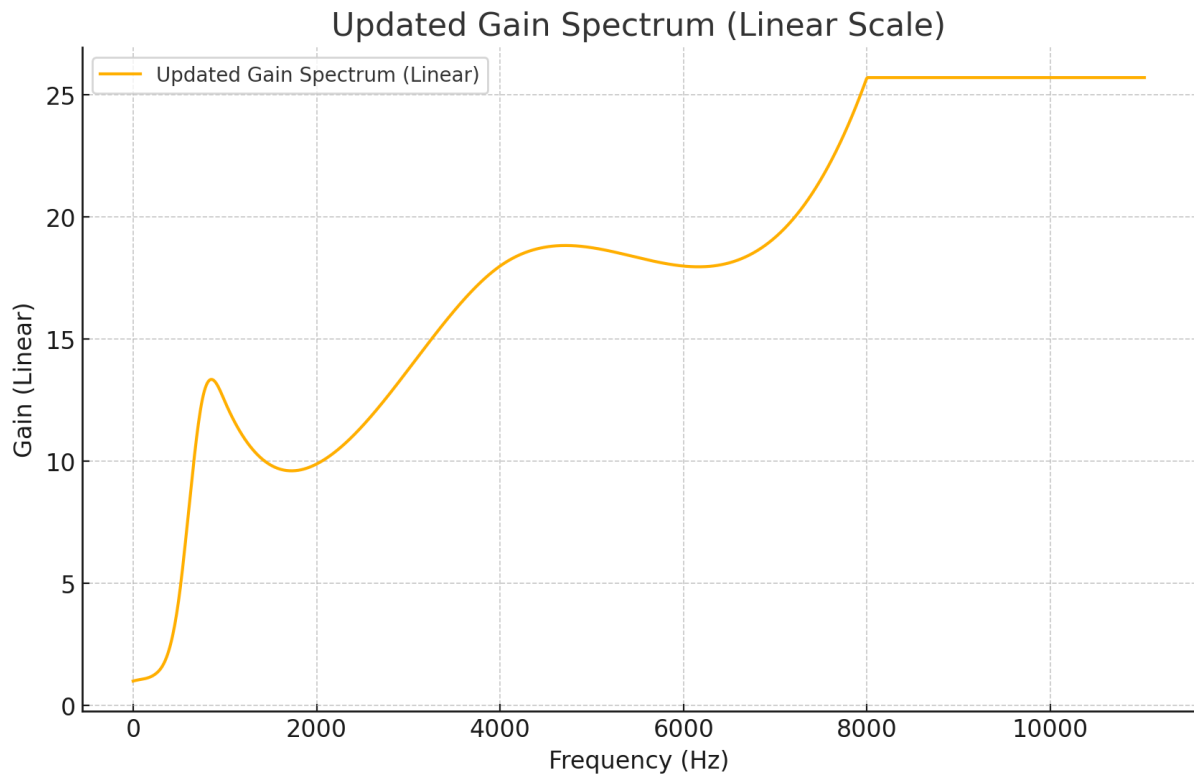
    return gain

```

Σχήμα 3.21 Συνάρτηση υπολογισμού gain factor

Αφού πολλαπλασιάσουμε το σήμα με το `gain_factor`, πραγματοποιείται Γρήγορος Μετασχηματισμός Fourier (FFT) για την ανάλυση του σήματος στο πεδίο της συχνότητας, επιτρέποντας την ανίχνευση και ρύθμιση των συχνοτικών συνιστωσών. Στη συνέχεια, δημιουργείται ένα φάσμα γραμμικού κέρδους χρησιμοποιώντας την `scipy.interpolate` με τη συνάρτηση `CubicSpline`, το οποίο εφαρμόζεται για να προσαρμοστεί η ενίσχυση σε κάθε συχνότητα ώστε να επιτύχουμε τις τιμές κέρδους που υπολογίσαμε βάση του NAL-RP. Στην ουσία δημιουργούμε έναν πίνακα ίδιου μήκους με αυτόν του αποτελέσματος του FFT μόνο που κάθε θέση του πίνακα που αντιπροσωπεύει ένα frequency bin έχει αντισταθεί με την τιμή κέρδους που αναλογεί στην εκάστοτε συχνότητα (σχήμα 3.22) λαμβάνοντας υπόψιν και το κέρδος που προσθέτει ο συντελεστής `gain_factor`. Ο λόγος που κάνουμε interpolation μεταξύ των τιμών είναι η αποφυγή αλλοίωσης του ηχητικού αποτελέσματος που συμβαίνει όταν το κέρδος από συχνότητα σε συχνότητα έχει απότομη αλλαγή. Πριν όμως εφαρμόσουμε το κέρδος ελέγχουμε ποιες θέσεις του πίνακα αποτελεσμάτων του FFT έχουν τιμή μεγαλύτερη από ένα κατώφλι που έχουμε ορίζει ώστε να αποφύγουμε την ενίσχυση ανύπαρκτων συχνοτήτων.

Αυτό επιτρέπει τη βελτίωση της ακουστικής απόδοσης του σήματος, ενισχύοντας τις επιθυμητές συχνότητες στα επιθυμητά επίπεδα βάση του NAL-RP (πίνακας 3.2). Αφού πολλαπλασιάσουμε το αποτέλεσμα του FFT με τον πίνακα ενίσχυσης εκτελούμε τον αντίστροφο μετασχηματισμό FFT (IFFT) που χρησιμοποιείται για την επαναφορά του σήματος στον χρόνο, δημιουργώντας ένα διορθωμένο και ενισχυμένο σήμα. Το σήμα αυτό υποβάλλεται σε έναν ψαλιδισμό με μέγιστη και ελάχιστη επιτρεπόμενη τιμή την μέγιστη τιμή που μπορεί να έχει ένας ακέραιος 32-bit αριθμός, έπειτα μετατρέπεται πάλι σε ακέραιους 32-bit και αποστέλλεται πίσω στον πελάτη μέσω του socket σε bytes, διασφαλίζοντας ότι η βελτιωμένη ποιότητα του ήχου διατηρείται καθ' όλη τη διάρκεια της μετάδοσης.



Σχήμα 3.22 Κέρδη συχνοτήτων στην γραμμική κλίμακα

## Κεφάλαιο 4ο: Πειραματικά Αποτελέσματα

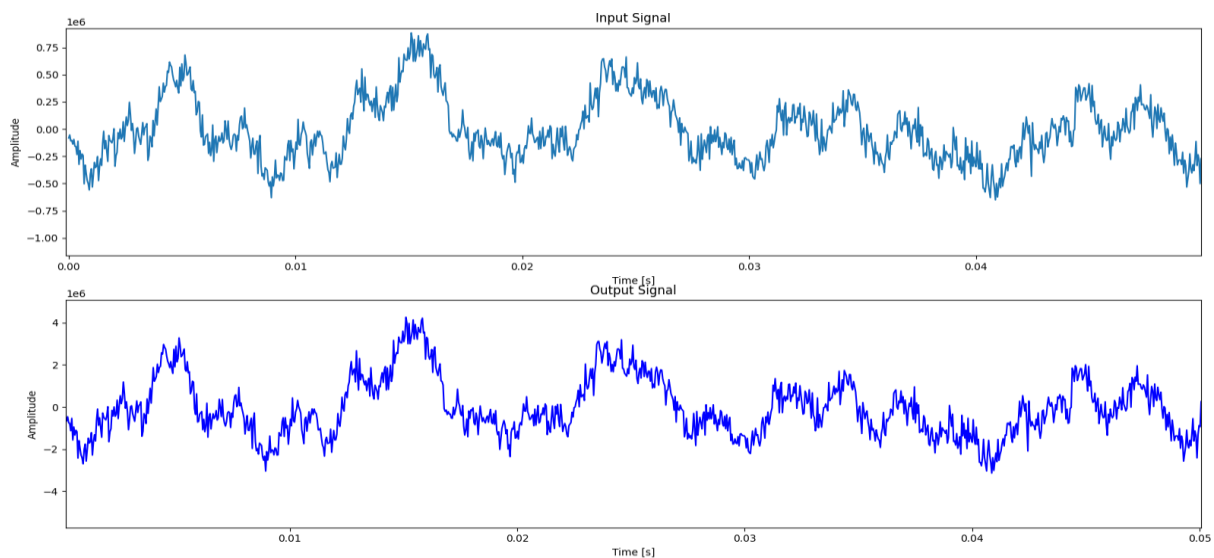
### 4.1 Εισαγωγή

Αφού αναλύσαμε πως συνθέσαμε το σύστημα του ακουστικού μας, πως υπολογίσαμε τα κέρδη για την κάθε την συχνότητα και την μέθοδο επεξεργασίας του σήματος σε αυτό το κεφάλαιο θα παρουσιάσουμε τα αποτελέσματα των δοκιμών του συστήματος όπως και φωτογραφίες του ολοκληρωμένου συστήματος.

### 4.2 Αποτελέσματα δοκιμών

Παρακάτω παραθέτουμε τις κυματομορφές εισόδου και εξόδου στην μονάδα επεξεργασίας, αυτό σημαίνει πως το Input Signal δεν αναφαίρετε στο σήμα που αναπαραγάγαμε από την ηχητική πηγή αλλά αναφέρετε στο σήμα το οποίο ανιχνεύθηκε από το μικρόφωνο και στάλθηκε σαν είσοδος στην μονάδα επεξεργασίας. Οι δοκιμές έγιναν με τόνους των βασικών συχνοτήτων 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 750 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz, 8000 Hz αλλά και με σήματα τετραγωνικών παλμών στις συχνοτητες 300 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz. Κατά την διάρκεια των δοκιμών η πηγή ήχου είχε απόσταση 1 μέτρο σε ευθεία με την τομή διαφράγματος του μικροφώνου, επιπλέον η πηγή ήχου είχε τις ίδιες ρυθμίσεις έντασης για όλα τα σήματα εισόδου.

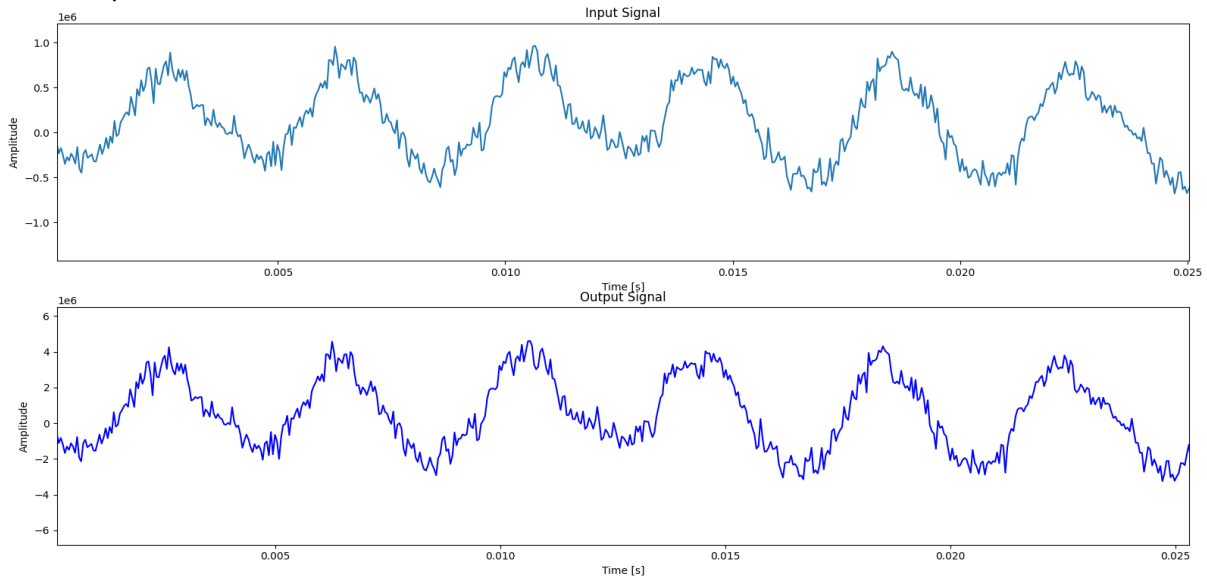
- Ημίτονο 125 Hz, 1m



Σχήμα 4.1 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 125Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου

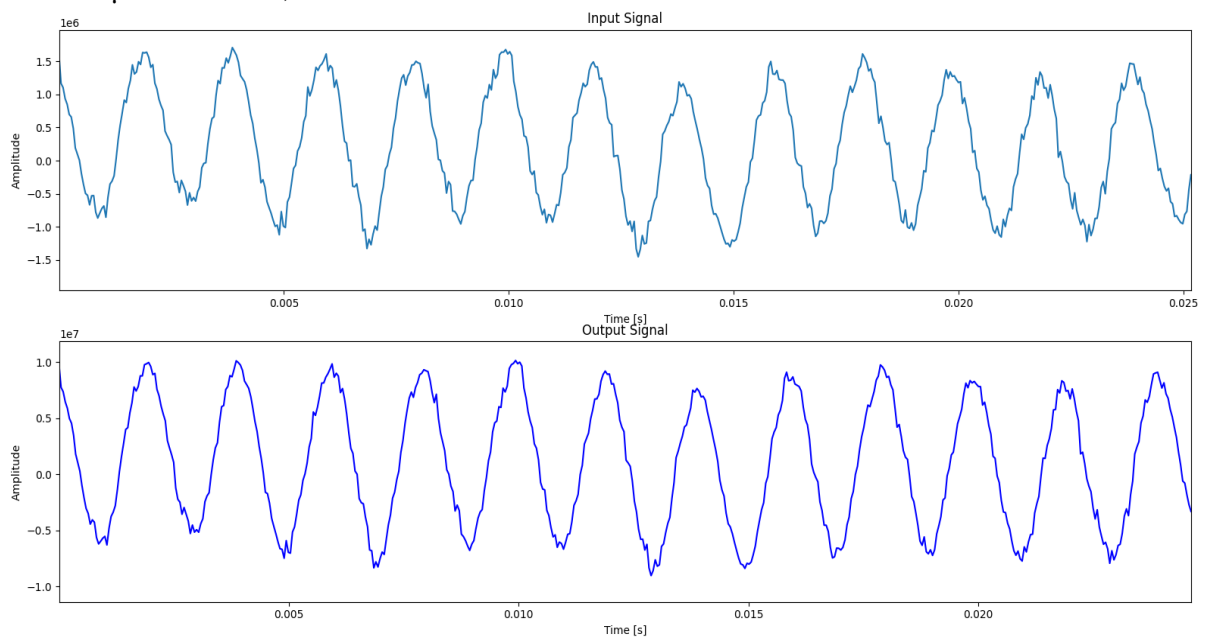
## Κεφάλαιο 4

- Ημίτονο 250 Hz, 1m



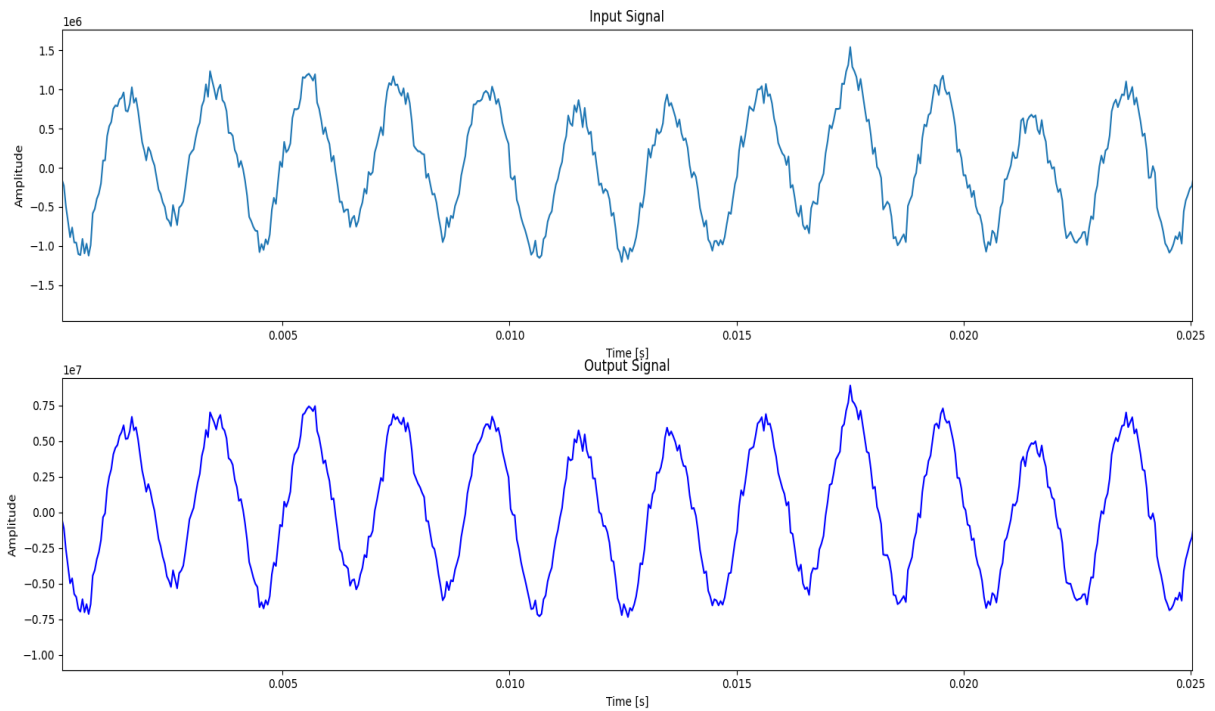
Σχήμα 4.2 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 250Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου

- Ημίτονο 500 Hz, 1m



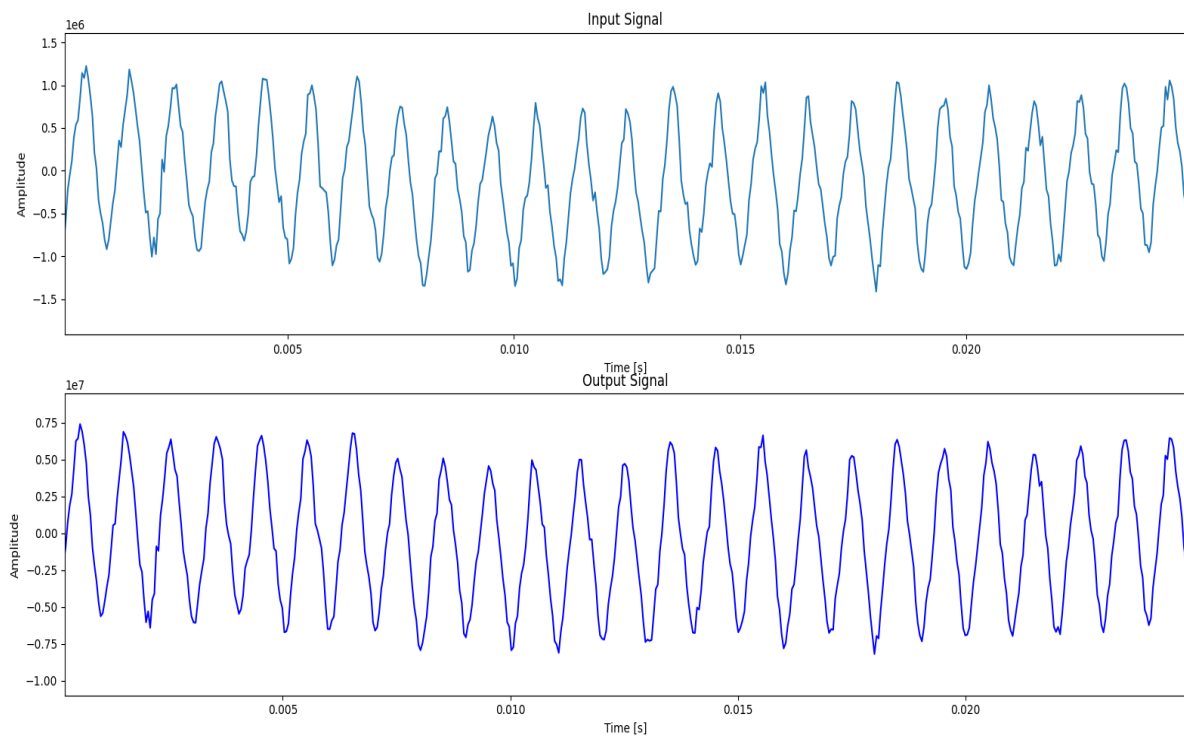
Σχήμα 4.3 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 500Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου

- Ημίτονο 750 Hz, 1m



Σχήμα 4.4 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 750Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου

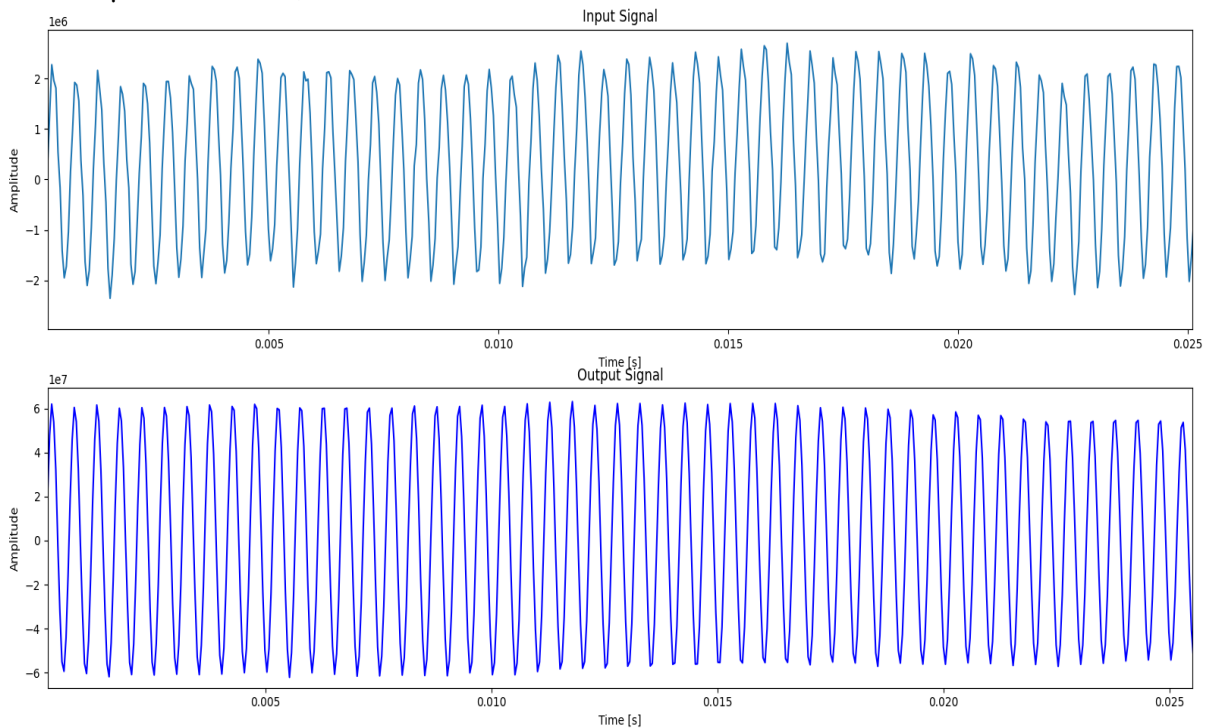
- Ημίτονο 1000 Hz, 1m



Σχήμα 4.5 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 1000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου

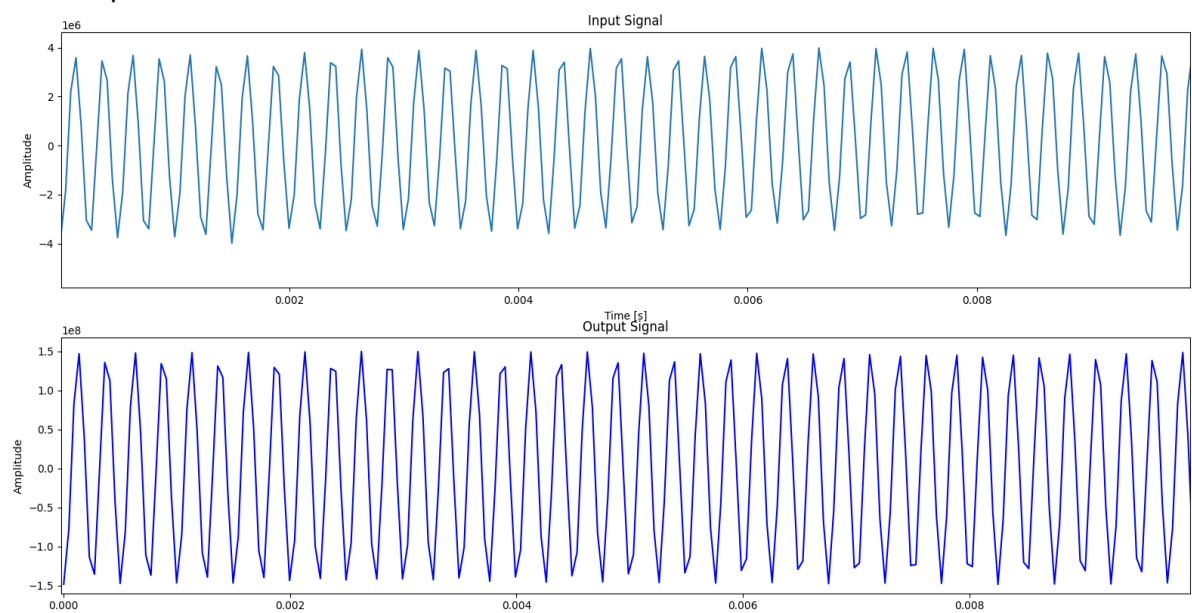
## Κεφάλαιο 4

- Ημίτονο 2000 Hz, 1m



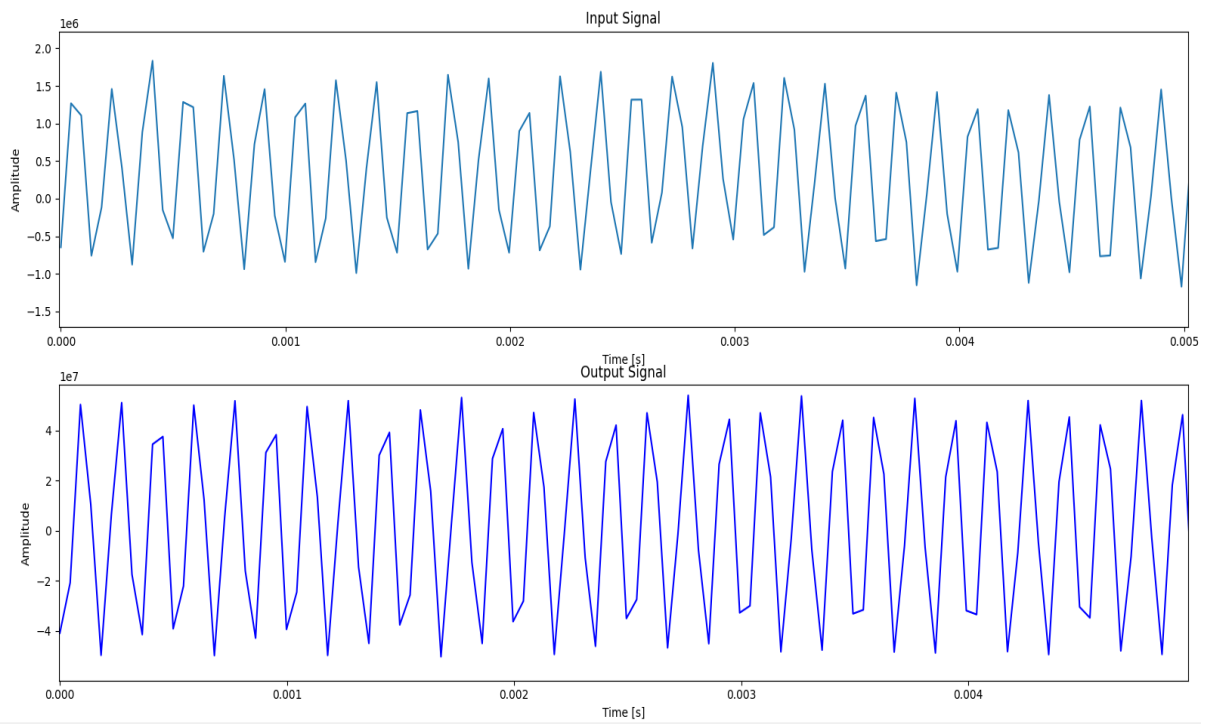
Σχήμα 4.6 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 2000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου

- Ημίτονο 4000 Hz, 1m



Σχήμα 4.7 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 4000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου

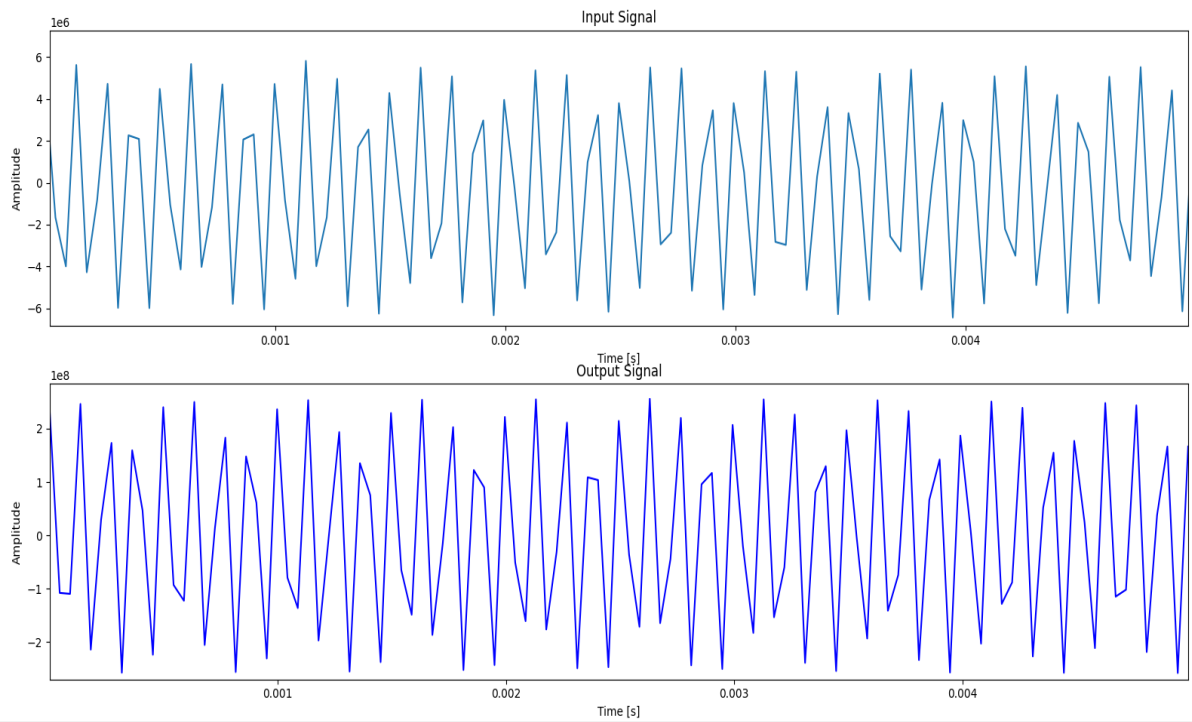
- Ημίτονο 6000 Hz, 1m



Σχήμα 4.8 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 6000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου

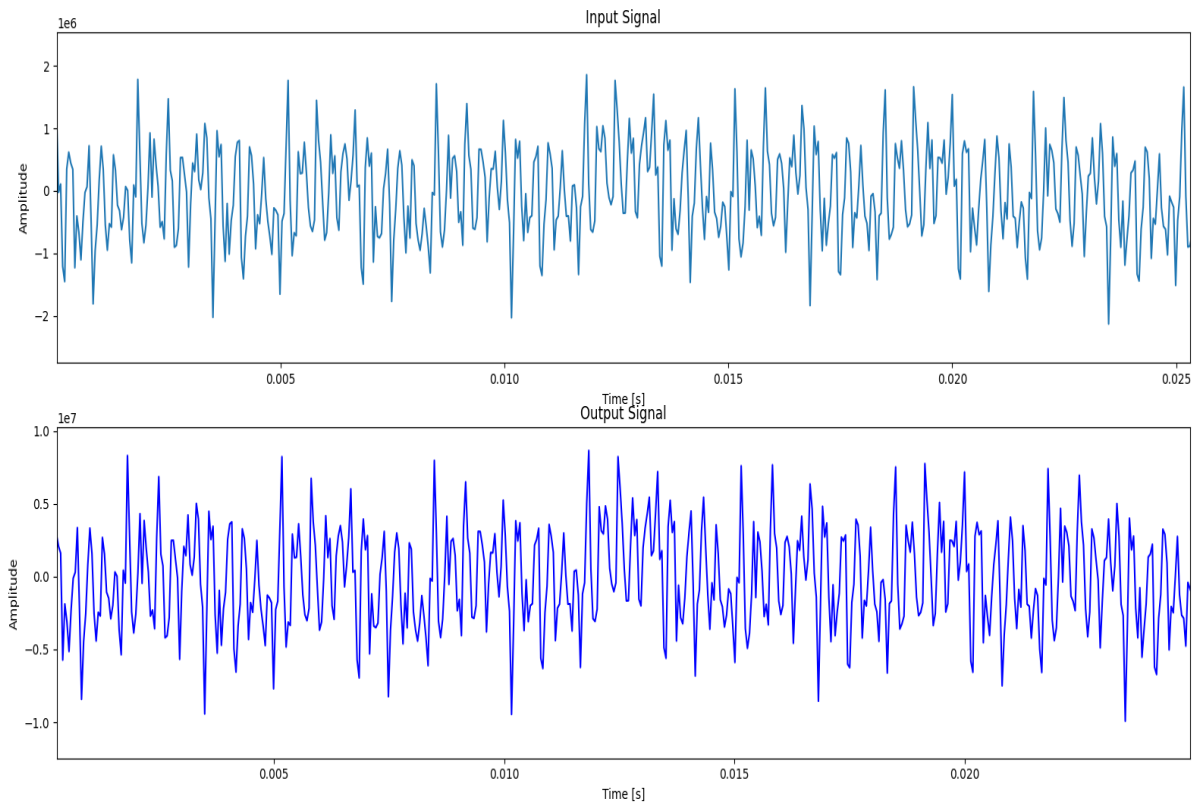
## Κεφάλαιο 4

- Ημίτονο 8000 Hz, 1m



Σχήμα 4.9 Αποτέλεσμα εξόδου με ημιτονοειδές σήμα συχνότητας 8000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου

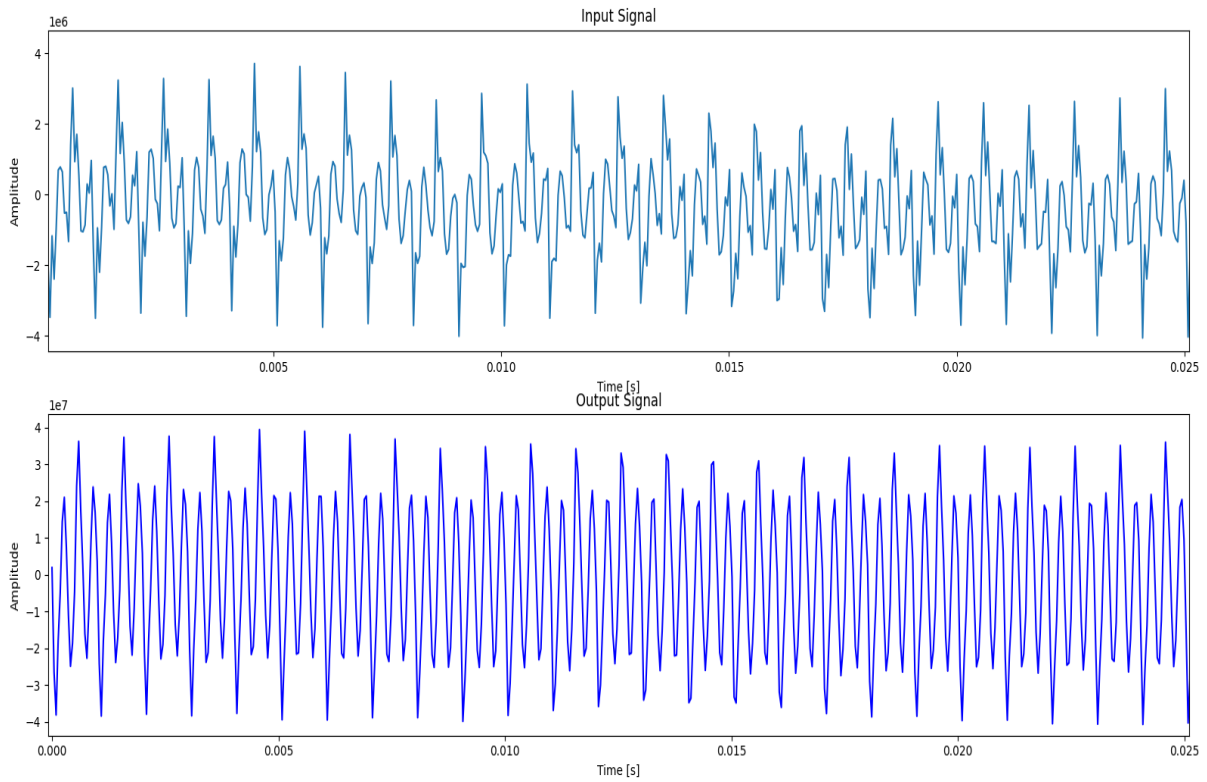
- Τετραγωνικός Παλμός 300Hz, 1m



Σχήμα 4.10 Αποτέλεσμα εξόδου με σήμα τετραγωνικών παλμών συχνότητας 300Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου

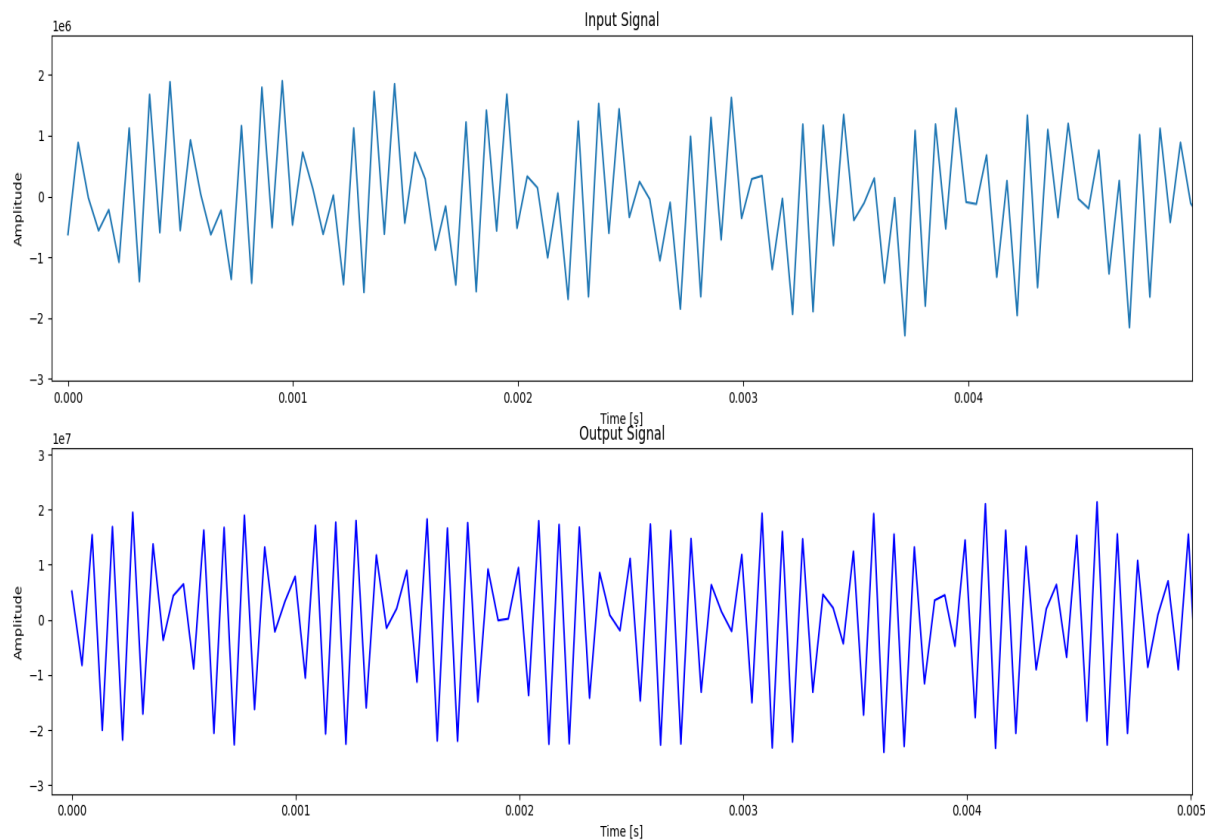
## Κεφάλαιο 4

- Τετραγωνικός Παλμός 1000Hz, 1m



Σχήμα 4.11 Αποτέλεσμα εξόδου με σήμα τετραγωνικών παλμών συχνότητας 1000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου

- Τετραγωνικός Παλμός 2000Hz, 1m



Σχήμα 4.12 Αποτέλεσμα εξόδου με σήμα τετραγωνικών παλμών συχνότητας 2000Hz σε απόσταση 1 μέτρο από το διάφραγμα του μικροφώνου

### 4.3 Ανάλυση αποτελεσμάτων

Όπως παρατηρούμε στα αποτελέσματα στις χαμηλότερες συχνότητες υπάρχει περισσότερος θόρυβος παρόλο που οι δοκιμές έγιναν όσο το δυνατόν λιγότερο θορυβώδες περιβάλλον (σχήμα 4.1, σχήμα 4.2, σχήμα 4.3). Αυτό σημαίνει πως ο θόρυβος του περιβάλλοντος την στιγμή των δοκιμών είχε συχνοτικές συνιστώσες συγκρίσιμες με το σήμα στην περιοχή 125 – 500 Hz. Στις ενδιάμεσες συχνότητες βλέπουμε πιο καθαρά σήματα (σχήμα 4.4, σχήμα 4.5, σχήμα 4.6), εάν και όσο πλησιάζουμε πριν την συχνότητα Nyquist βλέπουμε αυξανόμενες παραμορφώσεις κάτι που είναι αναμενόμενο αφού ο αριθμός δειγμάτων ανά περίοδο σήματος γίνεται όλο και πιο μικρός (σχήμα 4.7, σχήμα 4.8, σχήμα 4.9).

## Κεφάλαιο 4

Όσο αναφορά τα σήματα των τετραγωνικών παλμών παρατηρούμε πως δεν ανιχνεύονται ακέραια από το μικρόφωνο. Ποσοστό αυτού του αποτελέσματος οφείλεται στην συχνότητα δειγματοληψίας όπου περιορίζει της συχνότητες που μπορεί να ανιχνεύσει το μικρόφωνο με αποτέλεσμα οι συχνοτικές συνιστώσες του τετραγωνικού παλμού κοντά στην περιοχή Nyquist να είναι παραμορφωμένες και πάνω από αυτήν ανύπαρκτες, επιπλέον η ύπαρξη θορύβου στις χαμηλές συχνότητες δεν συμβάλει θετικά στην ορθή ανίχνευση του τετραγωνικού παλμού (σχήμα 4.10, σχήμα 4.11, σχήμα 4.12).

Για τον υπολογισμό του κέρδους στην κάθε συχνότητα συγκρίναμε πλάτος κορυφής σήματος εισόδου με το πλάτος κορυφής σήματος εξόδου χρησιμοποιώντας την μαθηματική σχέση 4.1 για τον υπολογισμό του κέρδους σε dB.

$$Gain_{dB} = 20 \times \log_{10}\left(\frac{V_{pinput}}{V_{poutput}}\right) \quad (4.1)$$

Πίνακας 4.1: Υπολογισμός κέρδους για τα ημιτονοειδές σήματα με σύγκριση εισόδου-εξόδου

Frequency (Hz)	Input Vp (Int32 Amplitude)	Output Vp (Int32 Amplitude)	Gain (dB)
125	888000	4320000	13.74
250	898000	4310000	13.62
500	1660000	10100000	15.68
750	1050000	6800000	16.23
1000	1210000	8710000	17.14
2000	2270000	62400000	28.78
4000	3640000	148600000	32.22
6000	1480000	38800000	28.37
8000	4810000	241000000	34.00

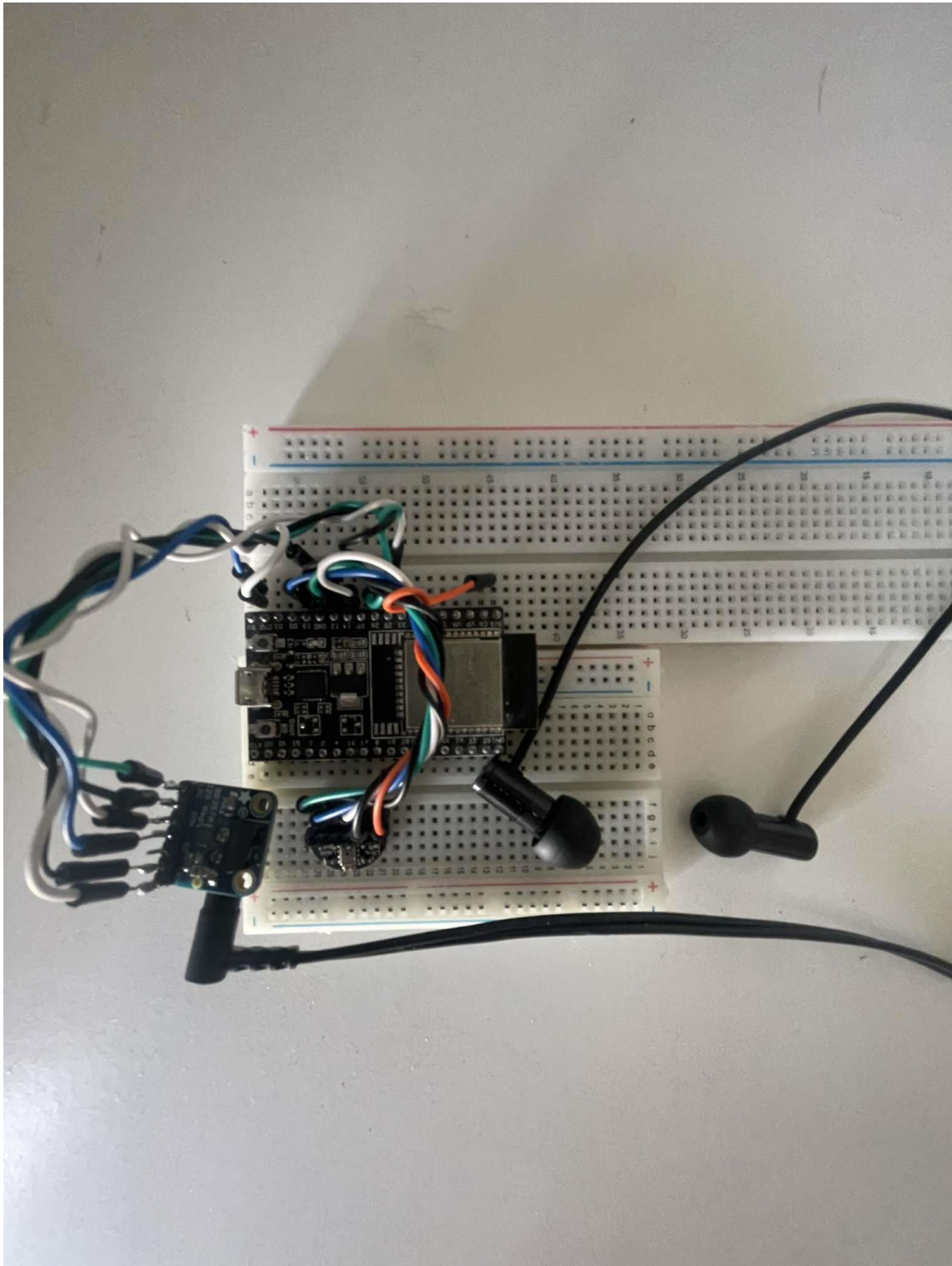
Πίνακας 4.2: Υπολογισμός κέρδους για τα σήματα τετραγωνικών παλμών με σύγκριση εισόδου-εξόδου

Frequency (Hz)	Input Vp (Int32 Amplitude)	Output Vp (Int32 Amplitude)	Gain (dB)
300	1780000	8380000	13.46
1000	3060000	36700000	21.58
2000	1900000	19900000	20.40

Βάση του πίνακα 4.1 και του πίνακα 4.2 βλέπουμε πως τα κέρδη είναι αρκετά κοντά στα επιθυμητά και ο ήχος στην έξοδο ικανοποιητικός.

#### 4.4 Κύκλωμα ακουστικού

Στο σχήμα 4.13 βλέπουμε ολοκληρωμένο το κύκλωμα του ακουστικού που υλοποιήσαμε στην εργασία μας.



Σχήμα 4.13 Συναρμολογημένο κύκλωμα ακουστικού βαρηκοΐας

#### 4.5 Επίλογος

Στην ενότητα αυτή παρουσιάσαμε τα αποτελέσματα του συστήματος μας αναλύοντας κάποιες αστοχίες όπως ο εμφανής θόρυβος στα σήματα χαμηλών συχνοτήτων και η παραμόρφωση του σήματος στις συχνότητες που ήταν κοντά στην συχνότητα Nyquist. Υπολογίσαμε την ενίσχυση που υπέστη το σήμα στην κάθε συχνότητα μετά την επεξεργασία του σήματος, όπου είχαμε ικανοποιητικά αποτελέσματα, τόσο θεωρητικά όσο και πρακτικά και παρουσιάσαμε το σύστημα μας υλοποιημένο.

## Κεφάλαιο 5ο: Συμπεράσματα και προτάσεις βελτίωσης

### 5.1 Συμπεράσματα

Συμπερασματικά, τα ακουστικά βοηθήματα έχουν εξελιχθεί πολύ ανά τα χρόνια και συνεχίζονται να εξελίσσονται με σκοπό πάντα να καλύπτουν τις ανάγκες των ανθρώπων με βαρηκοΐα. Όπως είδαμε ο αριθμός ασθενών που πάσχουν από βαρηκοΐα είναι μεγάλος και ενδέχεται να αυξηθεί, παρόλα αυτά η ανάπτυξη της τεχνολογίας βοηθάει σημαντικά και συνδράμει στην εξομάλυνση του προβλήματος με όλο και μικρότερα αλλά και εύχρηστα ακουστικά βαρηκοΐας, με νέους αλγόριθμους επεξεργασίας, με εύκολους τρόπους μέτρησης της ακοής και προσβάσιμα βοηθήματα ακοής μέσω εφαρμογών στο κινητό.

Έτσι και στην εργασία μας χρησιμοποιήσαμε το πρωτόκολλο I2S στον ESP32 όπου συνδέσαμε το μικρόφωνο και τον DAC και με την βοήθεια της Wi-Fi επικοινωνίας καταφέραμε να κάνουμε απομακρυσμένη επεξεργασία του ήχου. Αποδώσαμε επιτυχώς ρυθμιζόμενη ενίσχυση που διαφέρει από συχνότητα σε συχνότητα και καταφέραμε να ρυθμίζουμε την συνολική ένταση του ήχου ανιχνεύοντας την κορυφή του σήματος εισόδου. Το αποτέλεσμα είναι ο ήχος να φτάνει στα ακουστικά επαρκώς ενισχυμένος και με καλή ποιότητα.

### 5.2 Προτάσεις βελτίωσης

Κύρια βελτίωση που μπορεί να γίνει στο σύστημα είναι η αυτόματη ρύθμιση κέρδους. Πιο αναλυτικά το σύστημα θα βελτιωνόταν εάν κατά την ανάλυση Fourier ρυθμίσαμε το πλάτος της κάθε συχνότητας βάση των συχνοτικών χαρακτηριστικών του σήματος εισόδου. Συγκεκριμένα να υπολογίζαμε το κέρδος συγκρίνοντας το πλάτος που ανιχνεύθηκε στην συγκεκριμένη συχνοτική συνιστώσα με το επιθυμητό πλάτος που θέλουμε στην συγκεκριμένη συχνότητα. Μια ακόμη εισαγωγή που θα βελτίωνε το σύστημα είναι η εφαρμογή ενός αλγόριθμου αφαίρεσης ή μείωσης θορύβου, αυτό θα έκανε το ηχητικό αποτέλεσμα ακόμα καλύτερο για τον χρήστη όπως επίσης και η εφαρμογή ενός αλγόριθμου feedback cancellation για την αποφυγή του σφυρίγματος που δημιουργείται όταν το ακουστικό πλησιάζει κοντά στο μικρόφωνο λόγω της ανατροφοδότησης της εξόδου στην είσοδο. Ένας αλγόριθμος feedback-cancellation θα μας επέτρεπε να προσαρμόσουμε καλύτερα τις τιμές ενίσχυσης επιτρέποντας μας να αυξήσουμε επιπλέον το κέρδος. Τέλος μια βελτίωση που μπορεί να γίνει στο σύστημα είναι η μείωση της καθυστέρησης, συγκεκριμένα το σύστημα μας εισάγει καθυστέρηση μεγαλύτερη από 500 millisecond από την στιγμή που ο ήχος φτάνει στο μικρόφωνο. Αυτό θα μπορούσε να βελτιωθεί μειώνοντας τους χρόνους επεξεργασίας ή χρησιμοποιώντας μια πιο γρήγορη σύνδεση από αυτή του Wi-Fi TCP. Παρόλα αυτά είναι μια σύγχρονη υλοποίηση που χρησιμοποιεί την απομακρυσμένη επεξεργασία η οποία είναι πολύ ευέλικτη διότι μπορεί να αναπτυχθεί και για κινητά τηλέφωνα και έχει την δυνατότητα να λειτουργεί σε πραγματικό χρόνο.



## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

### Βιβλία

- [1] T. D. Rossing, P. A. Wheeler, and F. R. Moore, *The science of sound*. Pearson, 2002.
- [2] F. C. White, "Fundamentals of Acoustics by Lawrence E. Kinsler, Austin R. Frey, Alan B. Coppins, and James V. Sanders," *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 72, no. 3, p. 1090, Sep. 1982, doi: 10.1121/1.388211.
- [3] C. J. Plack and R. P. Carlyon, "Loudness perception and intensity coding," in Elsevier eBooks, 1995, pp. 123–160. doi: 10.1016/b978-012505626-7/50006-6.
- [4] "How do the hammer, anvil and stirrup bones amplify sound into the inner ear?," *Scientific American*, Jan. 31, 2008. <https://www.scientificamerican.com/article/experts-how-do-the-hammer-anvil-a/>
- [5] DAVID J M ROBINSON, *THE HUMAN AUDITORY SYSTEM*
- [6] B. C. J. Moore, "An Introduction to the Psychology of Hearing, 6th Edition," Emerald Group Publishing Limited, 2004.
- [7] J. Schnupp, I. Nelken, and A. J. King, *Auditory Neuroscience: Making Sense of Sound*. MIT Press, 2012.
- [8] M. D. Gellman, "Encyclopedia of Behavioral Medicine," Springer, 2020.
- [9] Athanasou, J. A., "Encountering Personal Injury," SensePublices, 2016.
- [10] Karishma Kabir Nipa, AHM Mostafa Kamal, Muhammad Jakir Hossain, Ahmed Imtiaj. "Present Scenarios of Otomycosis in Rajshahi City of Bangladesh," *American Journal of Biomedical and Life Sciences*, Vol. 8, No. 5, 2020, pp. 137-142. doi: 10.11648/j.ajbls.20200805.13
- [11] H. Kremer, E. van Wijk, T. Märker, U. Wolfrum, and R. Roepman, "Usher syndrome: Molecular links of pathogenesis, proteins and pathways," *Human molecular genetics*, vol. 15, no. Spec No 2, pp. R262-R270, 2006. DOI: 10.1093/hmg/ddl205.
- [12] M. Valente, "Hearing Aids: Standards, Options, And Limitations", Edition 2, Thieme, 2002., [www.thieme.com](http://www.thieme.com)
- [13] M. Mijić: "Electroacoustics", Faculty of Electrical Engineering, Belgrade, Serbia, 2007.
- [14] W. Shehieb, M. O. Nasri, N. Mohammed, O. Debsi and K. Arshad, "Intelligent Hearing System using Assistive Technology for Hearing-Impaired Patients," 2018 IEEE 9th Annual Information Technology, Electronics and Mobile Communication Conference (IEMCON), Vancouver, BC, Canada, 2018, pp. 725-729, doi: 10.1109/IEMCON.2018.8615021.
- [15] S. L. Kramer, *Audiology: science to practice*. 2008. [Online]. Available: <http://ci.nii.ac.jp/ncid/BB15729381>
- [16] S. A. Gelfand, *Essentials of Audiology*, 4th ed. Thieme Medical Publishers, 2016.
- [17] World Health Organization: WHO, "Deafness and hearing loss," [www.who.int](http://www.who.int), Feb. 2023, [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>
- [18] W. H. Organization, *World report on hearing*. World Health Organization, 2021.

- [19] J. Katz, M. Chasin, K. M. English, L. J. Hood, and K. L. Tillery, Handbook of clinical audiology, 7th ed. Wolters Kluwer Health, 2015.
- [20] P. Dhingra and S. Dhingra, Diseases of ear, nose and throat & head and neck surgery, 7th ed. RELX India Pvt. Ltd., 2018.
- [21] S. Chen, "Design of Biquad Filter in Digital Hearing Aid," 2022 IEEE 2nd International Conference on Electronic Technology, Communication and Information (ICETCI), Changchun, China, 2022, pp. 01-05, doi: 10.1109/ICETCI55101.2022.9832317.
- [22] Y. -H. Lai, W. -Z. Zheng, S. -T. Tang, S. -H. Fang, W. -H. Liao and Y. Tsao, "Improving the performance of hearing aids in noisy environments based on deep learning technology," 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Honolulu, HI, USA, 2018, pp. 404-408, doi: 10.1109/EMBC.2018.8512277.
- [23] G. R. Popelka, B. C. J. Moore, R. R. Fay, A. N. Popper, and Springer International Publishing Ag, Hearing Aids. Cham Springer International Publishing Asa Press Springer, 2018.
- [24] C. Everett, "How to choose a hearing aid: Types and styles," NCOA Adviser, <https://www.ncoa.org/adviser/hearing-aids/hearing-aid-types-styles/> (accessed Apr. 16, 2024).
- [25] Palmer, C.V. (2009), A Contemporary Review of Hearing Aids. The Laryngoscope, 119: 2195-2204. <https://doi.org/10.1002/lary.20690>
- [26] M. Tate, Principles of Hearing Aid Audiology. Springer, 2013.
- [27] National Institutes of Health. Alexander Graham Bell's Contributions to the Science of Hearing. Found on the internet at <https://www.noisyplanet.nidcd.nih.gov/have-you-heard/alexander-graham-bell-contributions-science-of-hearing>
- [28] M. Valentinuzzi, "Hearing Aid History: From Ear Trumpets to Digital Technology – EMBS," [www.embs.org](http://www.embs.org), Oct. 23, 2020. <https://www.embs.org/pulse/articles/hearing-aid-history-from-ear-trumpets-to-digital-technology/>
- [29] B. Taylor and H. Gustav Mueller, Fitting and Dispensing Hearing Aids, Third Edition. Plural Publishing, 2020.
- [30] H. Dillon, Hearing aids. New York: Thieme ; Birmingham, 2012.
- [31] Kachhadiya, Pruthvikumar. (2023). Title: Bone Conduction Technology: Revolutionizing Sound Transmission and Applications in Hearing Impairments Limitations Compared to Traditional Hearing Aids.
- [32] B. Saha, S. Khan, C. Shahnaz, S. A. Fattah, M. T. Islam and A. I. Khan, "Configurable Digital Hearing Aid System with Reduction of Noise for Speech Enhancement Using Spectral Subtraction Method and Frequency Dependent Amplification," TENCON 2018 - 2018 IEEE Region 10 Conference, Jeju, Korea (South), 2018, pp. 0735-0740, doi: 10.1109/TENCON.2018.8650450.

[33] “Inter-IC Sound (I2S) - ESP32 - — ESP-IDF Programming Guide v5.3 documentation,” *docs.espressif.com*. h[1]“Inter-IC Sound (I2S) - ESP32 - — ESP-IDF Programming Guide v5.3 documentation,” *docs.espressif.com*. <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/stable/esp32/api-reference/peripherals/i2s.html#i2s-file-structure> (accessed Jul. 31, 2024).

<https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/stable/esp32/api-reference/peripherals/i2s.html#i2s-file-structure> (accessed Jul. 31, 2024).

[34] “final 公式ストア,” final 公式ストア, 2015. <https://final-inc.com/en> (accessed Sep. 10, 2024).

[35] “3.10.4 Documentation,” *docs.python.org*. <https://docs.python.org>

[36] C. R. Harris et al., “Array Programming with NumPy,” *Nature*, vol. 585, no. 7825, pp. 357–362, Sep. 2020, doi: <https://doi.org/10.1038/s41586-020-2649-2>.

[37] “Numpy and Scipy Documentation — Numpy and Scipy documentation,” *Scipy.org*, 2015. <https://docs.scipy.org> (accessed Sep. 14, 2024).

[38] T. Y. Ching and H. Dillon, “Prescribing Amplification for Children: Adult-Equivalent Hearing Loss, Real-Ear Aided Gain, and NAL-NL1,” *Trends in Amplification*, vol. 7, no. 1, pp. 1–9, Dec. 2003, doi: <https://doi.org/10.1177/108471380300700102>.

## Data Sheet

[39] ESPRESSIF SYSTEMS, “ESP32-WROOM-32 module” ESP-WROOM-32, 2019.

[40] MEMSensing Microsystems Co. Ltd “MSM261S4030H0” I2S digital output MEMS microphone with Multi-modes Aug. 2016

[41] Sipeed Technology “Sipeed I2S\_Mic Datasheet v1.0” Sipeed I2S\_Mic Datasheet v1.0 2019

[42] Maxim Integrated “MAX98357A/MAX98357B” PCM Input Class D Audio Power Amplifiers, 2014

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : ΚΩΔΙΚΑΣ ESP32

```
#include <WiFi.h>
#include <driver/i2s.h>
#include <WiFiUdp.h>

#define I2S_WS_RX 14
#define I2S_SD_RX 12
#define I2S_SCK_RX 13

#define I2S_WS_TX 26
#define I2S_SD_TX 25
#define I2S_SCK_TX 27

#define I2S_RX_PORT I2S_NUM_0
#define I2S_TX_PORT I2S_NUM_1

#define BUFFER_LEN 512

const char* ssid = "COSMOTE-573811";
const char* password = "c3k9cnbf7cc3fxn5";

// Server details
const char* host = "192.168.1.7";
const uint16_t port = 12345;

WiFiClient client;
int32_t rxBuffer[BUFFER_LEN];
int32_t txBuffer[BUFFER_LEN];
int32_t rxBufferAI[BUFFER_LEN];

void setup() {
```

```

Serial.begin(115200);

// Connect to WiFi
WiFi.begin(ssid, password);
while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
  delay(500);
  Serial.println("Connecting to WiFi...");
}
Serial.println("Connected to WiFi");

if (!client.connect(host, port)) {
  Serial.println("Connection to server failed");
} else {
  Serial.println("Connected to server");
}

// I2S configuration for RX on Port 0
i2s_config_t i2s_config_rx = {
  .mode = (i2s_mode_t)(I2S_MODE_MASTER | I2S_MODE_RX),
  .sample_rate = 22050,
  .bits_per_sample = I2S_BITS_PER_SAMPLE_32BIT,
  .channel_format = I2S_CHANNEL_FMT_ONLY_LEFT, // Mono
  .communication_format = (i2s_comm_format_t)(I2S_COMM_FORMAT_I2S |
I2S_COMM_FORMAT_I2S_MSB),
  .intr_alloc_flags = ESP_INTR_FLAG_LEVEL1,
  .dma_buf_count = 8,
  .dma_buf_len = BUFFER_LEN,
  .use_apll = false,
  .tx_desc_auto_clear = true,
  .fixed_mclk = 0
};

```

```

i2s_pin_config_t pin_config_rx = {
    .bck_io_num = I2S_SCK_RX,
    .ws_io_num = I2S_WS_RX,
    .data_out_num = I2S_PIN_NO_CHANGE,
    .data_in_num = I2S_SD_RX
};

// I2S configuration for TX on Port 1
i2s_config_t i2s_config_tx = {
    .mode = (i2s_mode_t)(I2S_MODE_MASTER | I2S_MODE_TX),
    .sample_rate = 22050,
    .bits_per_sample = I2S_BITS_PER_SAMPLE_32BIT,
    .channel_format = I2S_CHANNEL_FMT_ONLY_LEFT, // Mono
    .communication_format = (i2s_comm_format_t)(I2S_COMM_FORMAT_I2S |
I2S_COMM_FORMAT_I2S_MSB),
    .intr_alloc_flags = ESP_INTR_FLAG_LEVEL1,
    .dma_buf_count = 8,
    .dma_buf_len = BUFFER_LEN,
    .use_apll = false,
    .tx_desc_auto_clear = true,
    .fixed_mclk = 0
};

i2s_pin_config_t pin_config_tx = {
    .bck_io_num = I2S_SCK_TX,
    .ws_io_num = I2S_WS_TX,
    .data_out_num = I2S_SD_TX,
    .data_in_num = I2S_PIN_NO_CHANGE
};

// Install the I2S driver for RX on Port 0
i2s_driver_install(I2S_RX_PORT, &i2s_config_rx, 0, NULL);
i2s_set_pin(I2S_RX_PORT, &pin_config_rx);

```

```

i2s_zero_dma_buffer(I2S_RX_PORT);

// Install the I2S driver for TX on Port 1
i2s_driver_install(I2S_TX_PORT, &i2s_config_tx, 0, NULL);
i2s_set_pin(I2S_TX_PORT, &pin_config_tx);
i2s_zero_dma_buffer(I2S_TX_PORT);
}

void loop() {
    size_t bytes_read;
    size_t bytes_written;
    esp_err_t result;
    int32_t max_value = 0;
    // Read data from I2S RX Port 0
    result = i2s_read(I2S_RX_PORT, &rxBuffer, sizeof(rxBuffer), &bytes_read, portMAX_DELAY);

    if (result == ESP_OK && bytes_read > 0) {

        for (size_t i = 0; i < bytes_read / sizeof(int32_t); ++i) {
            // Extract the 24-bit valid data
            int32_t rawData = rxBuffer[i];
            int32_t validData = rawData >> 8; // Shift lower 8 zero-padding bits

            rxBufferAl[i] = validData;
        }

        if (client.connected()) {
            client.write((const uint8_t *)rxBufferAl, bytes_read);
        } else {
            Serial.println("Lost server connection");
            // Attempt to reconnect
            if (!client.connect(host, port)) {
                Serial.println("Reconnection Failed");
            }
        }
    }
}

```

```

    }
} else {
    Serial.printf("Error reading from I2S: %d\n", result);
}
int len = client.available();
if (len > 0) {
    len = client.read((uint8_t *)txBuffer, min(len, (int)(BUFFER_LEN * sizeof(int32_t)))); // Read data
into txBuffer
    if (len > 0) {
        // Write data to I2S TX Port 1
        result = i2s_write(I2S_TX_PORT, &txBuffer, len, &bytes_written, portMAX_DELAY);
        if (result != ESP_OK || bytes_written != len) {
            Serial.printf("Error writing to I2S: %d\n", result);
        }
    } else {
        Serial.println("Error reading TCP client");
    }
}
}
}

```

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β : ΚΩΔΙΚΑΣ PYTHON

```

import socket
import threading
import queue
import numpy as np
from scipy.interpolate import CubicSpline

```

```

def setup_server(host='0.0.0.0', port=12345):
    server_socket = socket.socket(socket.AF_INET, socket.SOCK_STREAM)
    server_socket.bind((host, port))
    server_socket.listen(1)
    print(f"Server listening on {host}:{port}")
    return server_socket

def read_bytes_to_buffer(client_socket, buffer_queue):
    buffer = bytearray()
    try:
        while True:
            data = client_socket.recv(2048)
            if not data:
                print("No data received, stopping.")
                break
            buffer.extend(data)
            while len(buffer) >= 2048:
                buffer_queue.put(buffer[:2048])
                buffer = buffer[2048:]
    except Exception as e:
        print(f"An error occurred in reading thread: {e}")
    finally:
        client_socket.close()

def generate_linear_gain_spectrum(sample_rate=22050, fft_size=512):
    target_frequencies = np.array([0, 125, 250, 500, 750, 1000, 2000, 4000, 6000, 8000],
    dtype=np.float32)
    target_gains_db = np.array([0, 0.8, 2.35, 12.9, 21.9, 21.9, 19.9, 25.1, 25.1, 28.2], dtype=np.float32)
    target_gains_linear = 10 ** (target_gains_db / 20)
    nyquist_frequency = sample_rate / 2
    frequencies = np.linspace(0, nyquist_frequency, fft_size)

```

```

spline_interpolator = CubicSpline(target_frequencies, target_gains_linear, extrapolate=False)
gains_linear = spline_interpolator(frequencies)
gains_linear[frequencies > 8000] = 10 ** (28.2 / 20)

return gains_linear

```

```

def calculate_gain(intensity, gain_max=5.0, gain_min=0.3, max_intensity=0.2,
transition_intensity=0.15):
    intensity = max(0, min(max_intensity, intensity))

    if intensity <= transition_intensity:
        gain = gain_max - (gain_max - 1.475) * (intensity / transition_intensity)
    else:
        normalized_intensity = (intensity - transition_intensity) / (max_intensity - transition_intensity)
        initial_gain_at_transition = 1.475
        gain = gain_min + (initial_gain_at_transition - gain_min) * np.exp(-normalized_intensity * 2)

    return gain

```

```

def process_and_analyze_data(buffer_queue, client_socket, sample_rate=22050):
    while True:
        if not buffer_queue.empty():
            data = buffer_queue.get()
            audio_data_32bit1 = np.frombuffer(data, dtype=np.int32)
            input_max = np.max(audio_data_32bit1)
            normalize = audio_data_shifted / ((2 ** 19)) # -26dBFS of 2**23
            signals_max = np.max(normalize)
            gain_factor = calculate_gain(signals_max)

```

```

print(gain_factor)

audio_data_32bit = audio_data_32bit1 * gain_factor
output_max = np.max(audio_data_32bit)

# FFT of the input signal
fft_result = np.fft.fft(audio_data_32bit)
fft_magnitude = np.abs(fft_result)

# gain spectrum generation
gain_spectrum_linear = generate_linear_gain_spectrum(sample_rate, fft_size=len(fft_result))

# Find indices where the magnitude is  $2.7 * 10^9$  or higher
threshold = 7 * 10**9
indices_to_apply_gain = np.where(fft_magnitude >= threshold)

# Create a copy of the FFT result to apply gain only to the selected indices
fft_result_gain = np.copy(fft_result)

# Apply gain only to the selected indices
fft_result_gain[indices_to_apply_gain] *= gain_spectrum_linear[indices_to_apply_gain]

# inverse FFT to get the corrected signal
corrected_signal = np.fft.ifft(fft_result_gain)
corrected_signal_real = np.real(corrected_signal)

# Normalize and clip the signal to the int32 range
corrected_signal_real = np.clip(corrected_signal_real, np.iinfo(np.int32).min,
np.iinfo(np.int32).max)
corrected_signal_real = corrected_signal_real.astype(np.int32)

# Send the corrected signal back to the client
client_socket.sendall(corrected_signal_real.tobytes())

```

```
def main():
    server_socket = setup_server()
    client_socket, addr = server_socket.accept()
    print("Connected by", addr)

    buffer_queue = queue.Queue()

    read_thread = threading.Thread(target=read_bytes_to_buffer, args=(client_socket, buffer_queue))
    read_thread.start()

    process_thread = threading.Thread(target=process_and_analyze_data, args=(buffer_queue,
client_socket, 22050))
    process_thread.start()

    try:
        read_thread.join()
        process_thread.join()
    except KeyboardInterrupt:
        print("Interrupted by user.")
    finally:
        server_socket.close()
        print("Server socket closed")

if __name__ == "__main__":
    main()
```