

Διπλωματική Εργασία

Ανάπτυξη δυναμικού ψηφιακού ακοογράμματος

The development of an interactive digital audiogram

Γκολφίδης Αντώνης Ανδρέας

Επιτροπή :

Επικ. Καθηγήτρια Μανουσάκη Δάφνη (Επιβλέπουσα)

Καθηγητής Διγαλάκης Βασίλης

Δρ. Τσιάρας Βασίλης

Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών

Πολυτεχνείο Κρήτης

Χανιά

26 Μαΐου 2019

Περίληψη

Τα προβλήματα ακοής συναντώνται σε σημαντικό ποσοστό του πληθυσμού. Για το λόγο αυτό υπάρχει η ανάγκη εύκολης και έγκαιρης διάγνωσης των βαρηκοϊών. Στη διπλωματική αυτή περιγράφεται η ανάπτυξη ενός ψηφιακού ακοογράμματος το οποίο έχει τη μορφή εφαρμογής και επιτρέπει στον εξεταζόμενο να ελέγξει αν υπάρχει κάποιο πρόβλημα με την ακοή του με σκοπό την επίσκεψή του σε ιατρείο ΩΡΛ. Στην εργασία παρουσιάζονται τα βασικά στοιχεία της ακοής, του ήχου και των βαρηκοϊών. Γίνεται περιγραφή της διαδικασίας του ακοογράμματος ΩΡΛ, μία σύνοψη της εφαρμογής και το κατά πόσο αυτή συμμορφώνεται με τα διεθνή Standards. Παρουσιάζεται επίσης ο τρόπος ισοστάθμισης διαφορετικών ακουστικών και η μετατροπή από dBFS σε dB SPL και dB HL. Μετά την ολοκλήρωση της εφαρμογής εκτελέστηκε πείραμα σε άτομα με σκοπό τη σύγκριση του ψηφιακού ακοογράμματος με το ακοόγραμμα ΩΡΛ. Βάσει των αποτελεσμάτων του πειράματος, εφαρμόστηκε στατιστική παλινδρόμηση με σκοπό την ελαχιστοποίηση της μέσης τετραγωνικής απόκλισης του ψηφιακού ακοογράμματος και του ακοογράμματος ΩΡΛ. Έγινε δοκιμή με 4 διαφορετικούς μετασχηματισμούς και παρουσιάζονται γραφικές παραστάσεις οι οποίες δείχνουν την βελτίωση που επιφέρουν τα μοντέλα πρόβλεψης.

Ευχαριστίες

Αρχικά θα ήθελα να ευχαριστήσω την κυρία Μανουσάκη Δάφνη για την καθοδήγηση και την επίβλεψή της όπως επίσης και τους κυρίους Διγαλάκη Βασίλη και Τσιάρα Βασίλη για την πολύτιμη βοήθειά τους. Ευχαριστώ επίσης την κυρία Βαρδονικολάκη Κατερίνα για τη συνεισφορά της στο ιατρικό μέρος της εργασίας και τον πατέρα μου Γκολφίδη Θεόδωρο για το έναυσμα της ιδέας αυτής της διπλωματικής. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τους συνεργάτες μου Πανταζόπουλο Παύλο και Στράτο Χρήστο για τη βοήθειά τους στο πειραματικό κομμάτι όπως επίσης και όλους του συμμετέχοντες στη διαδικασία σύγκρισης με τα αποτελέσματα του ακοογράμματος ΩΡΛ.

Περιεχόμενα

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | Εισαγωγή | 1 |
| 2 | Περιγραφή και αντίληψη του ήχου | 4 |
| 2.1 | Κυματική, Συχνότητα, Μήκος κύματος | 4 |
| 2.2 | Πλάτος κύματος, η έννοια του dB | 8 |
| 3 | Το ανθρώπινο αυτί | 18 |
| 3.1 | Η ανατομία του ανθρώπινου αυτιού | 18 |
| 3.2 | Η φυσιολογία του ανθρώπινου αυτιού | 23 |
| 4 | Προβλήματα ακοής | 29 |
| 4.1 | Περιγραφή και αντιμετώπιση βαρηκοϊών | 30 |
| 4.2 | Λοιπές παθήσεις της ακοής | 33 |
| 5 | Ακοόγραμμα καθαρών τόνων | 37 |
| 5.1 | Περιγραφή τεχνικών | 38 |
| 5.2 | Εξοπλισμός σήμερα - πριν 30 χρόνια | 43 |
| 5.3 | Διάγνωση ασθενιών μέσω της εξέτασης | 45 |
| 6 | Το Ψηφιακό Ακοόγραμμα | 52 |

| | | |
|----------|---|------------|
| 6.1 | Οι λειτουργίες | 52 |
| 6.2 | Οι τεχνικές δυσκολίες | 60 |
| | 60 | |
| 6.3 | Ο κώδικας | 72 |
| 7 | Σύγκριση με το ακοόγραμμα του ΩΡΛ | 76 |
| 7.1 | Το πείραμα | 76 |
| 7.2 | Εφαρμογή στατιστικής παλινδρόμησης | 87 |
| | 7.2.1 Θεωρία | 87 |
| | 7.2.2 Cross validation με την τεχνική Leave-one-out | 91 |
| | 7.2.3 Αποτελέσματα παλινδρόμησης | 92 |
| 8 | Συμπέρασμα - μελλοντικές επεκτάσεις | 110 |
| 9 | Βιβλιογραφία | 116 |

Κατάλογος Σχημάτων

| | | |
|-----|--|----|
| 1.1 | Ενδεικτικό ποσοστό ατόμων με βαρηκοΐα με βάση την ηλικία τους | 2 |
| 2.1 | Πάνω σχήμα: Η γραφική παράσταση ενός ημιτονοειδούς κύματος, Κάτω σχήμα: Τα πυκνώματα - αραιώματα που προκαλούνται από το κύμα. | 5 |
| 2.2 | Το Absolute Threshold of Hearing σε dB SPL. Ο οριζόντιος άξονας είναι σε Hz και ο κάθετος σε dB SPL [1] | 15 |
| 2.3 | Σύγκριση ακοογραμμμάτων σε dB SPL και dB HL | 16 |
| 2.4 | Η καμπύλες Fletcher and Munson [2] | 17 |
| 3.1 | Γενική απεικόνιση του ανθρώπινου αυτιού [3] | 19 |
| 3.2 | Ο οστεΐνος λαβύρινθος [4] | 20 |
| 3.3 | Το μέσο και το έσω αυτί [5] | 21 |

| | |
|--|----|
| 3.4 Το εσωτερικό του κοχλία. Σε διατομή μιας στροφής του κοχλία διακρίνονται η αιθουσαία (scala vestibuli) και η τυμπανική (scala tympani) κλίμακα, οι οποίες περιέχουν έξω λέμφο, και η μέση (scala media, που περιέχει έσω λέμφο), όπως επίσης και το όργανο του κόρτι (organ of Corti) και ο καλυπτήριος υμένας (tectorial membrane). [6] | 22 |
| 3.5 Η πορεία του κύματος στο μέσο και το έσω αυτί [7] | 23 |
| 3.6 Κύματα μέσα στον ανθρώπινο κοχλία. Τα βελάκια δείχνουν την πορεία που ακολουθούν τα κύματα μέσω της λέμφου για τρία διαφορετικά κύματα. Η μπλε γραμμή αφορά ένα κύμα με συχνότητα 500 Hz, η πράσινη 2000 Hz και η ροζ 20000 Hz [8] | 28 |
| 4.1 Διαχωρισμός των βαρηκοιών ανάλογα με την περιοχή στην οποία εκδηλώνονται [9]. | 31 |
| 5.1 Το συχνотικό φάσμα της ανθρώπινης ομιλίας [10] | 38 |
| 5.2 Ο αλγόριθμος εύρεσης του threshold κατά το ακοόγραμμα καθαρών τόνων [11] | 40 |
| 5.3 Το γράφημα στο οποίο γράφονται οι ουδοί ακοής του εξεταζόμενου. Απεικονίζονται οι ουδοί της αέρινης και της οστέινης αγωγής για το αριστερό και το δεξί αυτί. Τα συμβολα < και [δηλώνουν αν υπάρχει Masking ή όχι κατά την εξέταση της συχνότητας. | 42 |
| 5.4 Παράδειγμα ενός φυσιολογικού ακοογράμματος | 47 |
| 5.5 Δύο παραδείγματα Music / Noise induced βαρηκοΐας | 48 |
| 5.6 Παράδειγμα Νευροαισθητήριας Βαρηκοΐας | 49 |

| | |
|--|----|
| 5.7 Βαρηκοΐα υψηλών συχνοτήτων - Πιθανή πρεσβυακουσία. Για να οριστεί ως πρεσβυακουσία πρέπει να ακολουθήσει καταγραφή του ιστορικού και κλινική εξέταση του ασθενούς. | 50 |
| 5.8 Παράδειγμα πιθανής ωτοσκλήρυνσης - βαρηκοΐα αγωγιμότητας. Η γκρι γραμμή είναι η καμπύλη της οστέινης αγωγής. . . | 51 |
| 6.1 Η βασική λειτουργία του ψηφιακού ακοογράμματος | 54 |
| 6.2 Η δυνατότητα εξέτασης περισσότερων συχνοτήτων. Υποδιαίρεση του διαστήματος [2000, 3000] σε ίσα μέρη. | 55 |
| 6.3 Η αυτόματη διαδικασία | 58 |
| 6.4 Η διαδικασία της αποθήκευσης. | 59 |
| 6.5 Το αρχείο που αποθηκεύεται στο τέλος της εξέτασης. | 59 |
| 6.6 Η επιλογή της ισοστάθμισης ακουστικών | 60 |
| 6.7 Απεικόνιση ενός pink noise στο πρόγραμμα Smaart για τα ακουστικά Sony MDR-V55. Ο οριζόντιος άξονας δείχνει την συχνότητα ενώ ο κάθετος την στάθμη ηχητικής πίεσης της συχνότητας. Πάνω δεξιά βλέπουμε ότι η υψηλότερη στάθμη που καταγράφηκε ήταν 70.8 dB SPL τιμή η οποία είναι κοινή με την στάθμη ηχητικής πίεσης που κατέγραψε ο μετρητής στάθμης ακουστικής πίεσης. | 63 |
| 6.8 Καταγραφή της στάθμης εξόδου για συχνότητα 1000 Hz και τιμή ποτενσιομέτρου ίση με 10. Ο οριζόντιος άξονας δείχνει την συχνότητα ενώ ο κάθετος την στάθμη ηχητικής πίεσης της συχνότητας. Στην εικόνα φαίνονται και οι μετρήσεις για τις υπόλοιπες συχνότητες, χωρίς να είναι επιλεγμένες. | 64 |

| | |
|---|-----|
| 6.9 Σχεδίαση των αποτελεσμάτων των 4 μετρήσεων για την εύρεση του RETSPL. | 67 |
| 6.10 Σχεδίαση του μέσου όρου των 4 μετρήσεων του σχήματος 6.9. Το σχήμα δείχνει τις τιμές RETSPL τις οποίες χρησιμοποιώ ως τιμές αναφοράς στο ψηφιακό ακοογράμμα. | 68 |
| 6.11 Σχεδίαση των τιμών RETSPL σύμφωνα με το πρότυπο του ISO 389-1 2017 και των τιμών που προέκυψαν από τον μέσο όρο των 4 μετρήσεων. | 69 |
| 6.12 Το διάγραμμα κλάσεων του ψηφιακού ακοογράμματος | 73 |
| 7.1 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 1 . . . | 96 |
| 7.2 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 1 . . . | 96 |
| 7.3 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 2 . . . | 97 |
| 7.4 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 2 . . . | 97 |
| 7.5 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 3 . . . | 98 |
| 7.6 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 3 . . . | 98 |
| 7.7 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 4 . . . | 99 |
| 7.8 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 4 . . . | 99 |
| 7.9 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 5 . . . | 100 |
| 7.10 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 5 . . . | 100 |
| 7.11 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 6 . . . | 101 |
| 7.12 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 6 . . . | 101 |
| 7.13 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 7 . . . | 102 |
| 7.14 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 7 . . . | 102 |
| 7.15 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 8 . . . | 103 |

| | |
|---|-----|
| 7.16 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 8 . | 103 |
| 7.17 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 9 . . | 104 |
| 7.18 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 9 . | 104 |
| 7.19 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 6 και το ακουστικό T2 | 105 |
| 7.20 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 6 και το ακουστικό T2 | 105 |
| 7.21 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 7 και το ακουστικό T2 | 106 |
| 7.22 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 7 και το ακουστικό T2 | 106 |
| 7.23 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 8 και το ακουστικό T2 | 107 |
| 7.24 Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 8 και το ακουστικό T2. Αξίζει να παρατηρηθεί η βελτίωση του μοντέλου M2 | 107 |

Κατάλογος Πινάκων

| | | |
|-----|--|----|
| 2.1 | Εντάσεις καθημερινών ήχων. | 13 |
| 5.1 | Διαχωρισμός των επιπέδων του γραφήματος | 43 |
| 6.1 | Όλες οι εξεταζόμενες συχνότητες. Αριστερά φαίνονται οι βασικές συχνότητες ενώ δεξιά οι επιπλέον εξεταζόμενες συχνότητες . | 56 |
| 6.2 | Διαφορά της στάθμης εξόδου μεταξύ διαφορετικών καρτών ήχου. Με τον όρο int εννοώ την ενσωματωμένη κάρτα ήχου του εν λόγω συστήματος. | 69 |
| 7.1 | Τα ποσοστά σύγκλισης του ψηφιακού ακοογράμματος με ακουστικά Sony MDR V-55 (στήλη 2) και Sony Wireless Headphones (στήλη 3) με το ακοόγραμμα ΩΡΛ, και μεταξύ διαφορετικών ακουστικών στο ψηφιακό ακοόγραμμα (στήλη 4). | 79 |
| 7.2 | Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 1. | 81 |
| 7.3 | Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 1. | 81 |
| 7.4 | Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 2. | 82 |
| 7.5 | Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 2. | 82 |
| 7.6 | Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 3. | 82 |

| | |
|---|----|
| 7.7 Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 3. | 83 |
| 7.8 Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 4. | 83 |
| 7.9 Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 4. | 83 |
| 7.10 Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 5. | 84 |
| 7.11 Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 5. | 84 |
| 7.12 Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 6. | 84 |
| 7.13 Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 6. | 85 |
| 7.14 Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 7. | 85 |
| 7.15 Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 7. | 85 |
| 7.16 Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 8. | 86 |
| 7.17 Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 8. | 86 |
| 7.18 Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 9. | 86 |
| 7.19 Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 9. | 87 |
| 7.20 Παρουσίαση της μέσης τετραγωνικής απόκλισης πριν και μετά την εφαρμογή της στατιστικής παλινδρόμησης για τους 4 δια- φορετικούς συνδυασμούς δεδομένων. | 93 |
| 7.21 Παρουσίαση των ποσοστών σύγκλισης του ψηφιακού ακουσγράμ- ματος με το ακοόγραμμα ΩΡΛ για τους δύο τύπους ακουστικών T1 και T2 μετά την εφαρμογή των μετασχηματισμών M1 και M2. | 94 |

| | |
|--|-----|
| 7.22 Τα ποσοστά σύγκλισης του ψηφιακού ακοογράμματος με το ακούγραμμα ΩΡΛ. Στον πίνακα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των δύο τύπων ακουστικών (T1, T2) πριν την εφαρμογή παλινδρόμησης (Dag), με την εφαρμογή παλινδρόμησης με 9 δείγματα ($M1_9$, $M2_9$) και με την εφαρμογή παλινδρόμησης με 18 δείγματα ($M1_{18}$, $M2_{18}$). Παρατηρούμε ότι ενώ με 9 δείγματα το ποσοστό συμφωνίας μειώνεται σε σχέση με το αρχικό, όσο αυξάνονται τα δείγματα το ποσοστό βελτιώνεται και με τους δύο μετασχηματισμούς. | 108 |
| 7.23 Η μέση τετραγωνική απόκλιση του ψηφιακού ακοογράμματος και των αποτελεσμάτων των μετασχηματισμών M1, M2 για 9 και 18 δείγματα. Παρατίθενται τα αποτελέσματα των τύπων 1 και 2. Η αύξηση του αριθμού δειγμάτων προκαλεί πτώση του MSE κατά μέσο όρο. Ταχύτερη μείωση παρατηρήθηκε στο μοντέλο M2 για τα ακουστικά T1. | 109 |
| 8.1 Πίνακας συμμόρφωσης του ψηφιακού ακοογράμματος με τα BS EN ISO Standards | 113 |

Κεφάλαιο 1

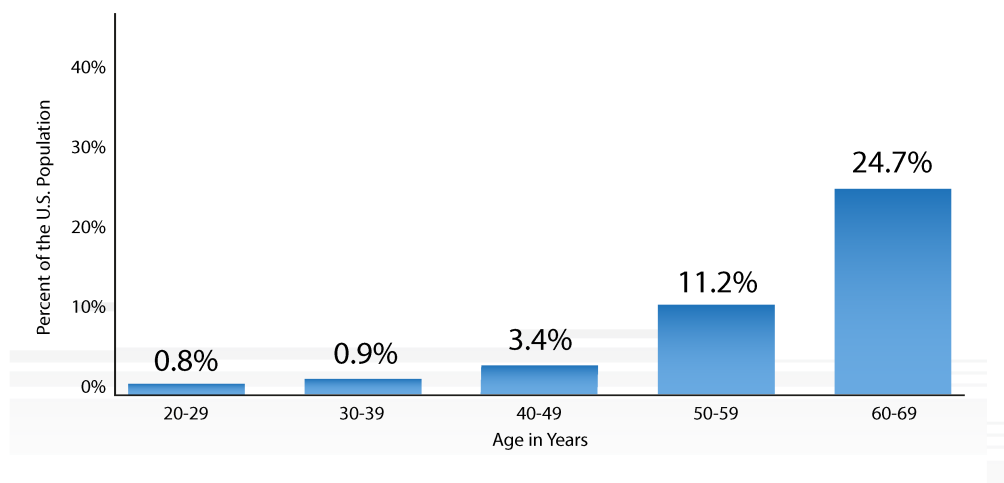
Εισαγωγή

Η ακοή αποτελεί την μία από τις πέντε αισθήσεις του ανθρώπου. Μας βοηθάει στην επικοινωνία μας με άλλα άτομα, στην εκπαίδευση, στην προστασία μας από φυσικούς κινδύνους, στην ψυχαγωγία και σε πολλούς άλλους τομείς.

Σε αντίθεση με την όραση, τα προβλήματα ακοής δεν λαμβάνονται έγκαιρα υπόψη καθώς η φράση "ακούω καλά" είναι υποκειμενική. Για παράδειγμα, η μυωπία μπορεί να γίνει εύκολα αντιληπτή από μικρή ηλικία και την στιγμή που ένα άτομο δεν μπορεί να διαβάσει με ευκολία τα γράμματα του πίνακα ή να διακρίνει καθαρά εικόνες στην τηλεόραση. Σε αντιστοιχία, αν σε μία σχολική αίθουσα ένα άτομο ακούει σε σχετικά χαμηλή ένταση τον διδάσκοντα, πιθανόν να μην παραπονεθεί για αυτό καθώς δεν ξέρει ποιά ένταση είναι αυτή που θα έπρεπε να ακούει. Για αυτό τον λόγο τα προβλήματα ακοής συχνά υποτιμούνται και οι παθόντες συμβιβάζονται, χωρίς να το γνωρίζουν, με τα προβλήματα αυτά. Οι πιο συχνές βαρηκοΐες αφορούν τις υψηλές συχνότητες με αποτέλεσμα οι παθόντες να δυσκολεύονται στην αντίληψη των συμφώνων

άρα και στην αντίληψη του προφορικού λόγου.

Στην εποχή μας τα προβλήματα ακοής χτυπούν την πόρτα σε όλο και περισσότερους ανθρώπους. Σε αυτό συμβάλλουν αρκετοί παράγοντες, μεταξύ των οποίων η ηχορύπανση του αστικού περιβάλλοντος, οι θορυβώδεις χώροι εργασίας, οι ψυχαγωγικές συνήθειες που απαιτούν μεγάλες εντάσεις ήχου, η αύξηση της ηλικίας και άλλοι. Σύμφωνα με έρευνες το 14% των ενηλίκων παρουσίασαν κάποιας μορφής βαρηκοΐα την περίοδο 2011-2012 ενώ το 18% των ατόμων που εργάζονται 5 ή περισσότερα χρόνια σε θορυβώδες περιβάλλον παρουσιάζουν βαρηκοΐα με το ποσοστό πέφτει στο 5% για τα άτομα που δεν εργάζονται σε τέτοιο περιβάλλον [12]. Στο σχήμα 1.1 παρουσιάζεται ενδεικτικά το ποσοστό των ατόμων με βαρηκοΐα σε ένα εύρος ηλικιών.¹



Σχήμα 1.1: Ενδεικτικό ποσοστό ατόμων με βαρηκοΐα με βάση την ηλικία τους

¹ Η έρευνα αναφέρεται στον πληθυσμό των Ηνωμένων Πολιτειών

Βάσει των παραπάνω και δεδομένης της χρήσης της τεχνολογίας σε κάθε σπίτι και από κάθε άτομο, η ανάγκη για μία εύκολη, ελεύθερη και φορητή διαδικασία διάγνωσης προβλημάτων ακοής είναι επιτακτική.

Σε αυτή τη διπλωματική εργασία παρουσιάζεται ένα ψηφιακό ακοόγραμμα σε μορφή εφαρμογής το οποίο μπορεί να εφιστήσει την προσοχή και να οδηγήσει σε περαιτέρω έλεγχο της ακοής. Δεν έχει στόχο να αντικαταστήσει το ακοόγραμμα του ΩΡΛ αλλά να δώσει στον εξεταζόμενο μία εικόνα της υγείας των αυτιών του.

Για την χρήση της εφαρμογής απαιτούνται ένα ζεύγος ακουστικών, η ποιότητα, ο τύπος και η φθορά των οποίων ενδέχεται να επηρεάσουν το αποτέλεσμα, καθώς και η ορθή εφαρμογή των οδηγιών χρήσης από τον εξεταζόμενο. Στο τέλος της εξέτασης, το αποτέλεσμα του ακοογράμματος παρουσιάζεται σε μορφή εικόνας η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί είτε για προσωπική χρήση είτε για συλλογή ιατρικών στοιχείων.

Κεφάλαιο 2

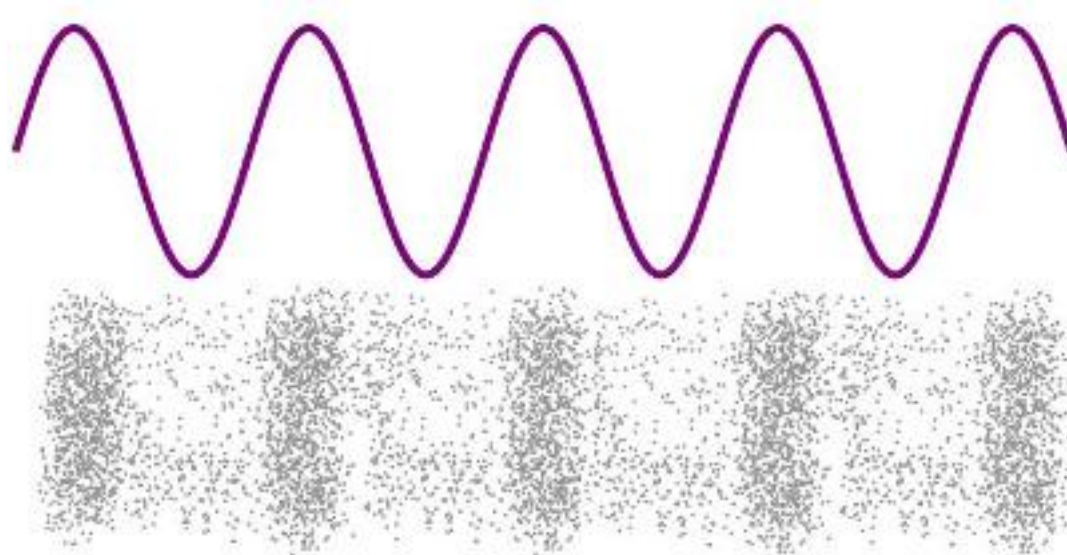
Περιγραφή και αντίληψη του ήχου

2.1 Κυματική, Συχνότητα, Μήκος κύματος

Κύμα ονομάζεται μία διαταραχή που διαδίδεται στο χώρο και το χρόνο και μεταφέρει ενέργεια με σταθερή ταχύτητα σε ένα ελαστικό μέσο. Το μέσο αυτό αποτελείται από σωματίδια που συνδέονται μεταξύ τους με ελαστικές δυνάμεις. Όταν ένα σωματίδιο απομακρυνθεί από την θέση ισορροπίας του, μεταδίδει ενέργεια στα γειτονικά του σωματίδια και έτσι διαδίδεται το κύμα [13]. Υπάρχουν είδη κυμάτων, για παράδειγμα τα ηλεκτρομαγνητικά, που διαδίδονται στο κενό.

Ο ήχος ορίζεται ως ένα μηχανικό διαμήκες κύμα χώρου που προκαλείται από την ταλάντωση μίας πηγής. Χαρακτηρίζεται ως μηχανικό καθώς για την διάδοσή του χρειάζεται ένα ελαστικό μέσο (συνήθως ο αέρας), χώρου

γιατί διαδίδεται προς όλες τις κατευθύνσεις του μέσου και διαμήκες αφού τα σωματίδια του μέσου ταλαντώνονται σε διεύθυνση παράλληλη προς τη διεύθυνση διάδοσης του κύματος. Κατά την διάδοση ενός ηχητικού κύματος, δημιουργούνται πυκνώματα και αραιώματα δηλαδή σημεία στο χώρο όπου τα μόρια του μέσου είναι συσσωρευμένα και πιο αραιά αντίστοιχα, λόγω της πίεσης που ασκείται σε αυτά. Το κύμα αυτό ταξιδεύει μέσω του αέρα με ταχύτητα 343 m/s για να καταλήξει στα αυτιά μας και είναι ικανό να διαδοθεί και μέσω υγρών και στερεών στοιχείων και μάλιστα με μεγαλύτερη ταχύτητα (1484 m/s στο νερό και 5120 m/s στο σίδηρο).



Σχήμα 2.1: Πάνω σχήμα: Η γραφική παράσταση ενός ημιτονοειδούς κύματος, Κάτω σχήμα: Τα πυκνώματα - αραιώματα που προκαλούνται από το κύμα.

Οι ήχοι μπορούν να χωριστούν σε δύο βασικές κατηγορίες, τους απλούς ήχους ή αλλιώς καθαρούς τόνους οι οποίοι προέρχονται από καθαρά αρμονικές ή ημιτονικές ταλαντώσεις με μία συγκεκριμένη συχνότητα και τους

σύνθετους ήχους που προέρχονται από περιοδικές αλλά όχι ημιτονικές ταλαντώσεις. Οι σύνθετοι ήχοι μπορούν να θεωρηθούν ως το άθροισμα δύο ή περισσότερων απλών ήχων. Τέλος στους ήχους κατατάσσονται οι θόρυβοι και οι κρότοι. Θόρυβος είναι ένας ήχος προερχόμενος από ακανόνιστες, μη περιοδικές δονήσεις ενώ ο κρότος προέρχεται από ισχυρές και απότομες δονήσεις που προκαλούν απότομες μη περιοδικές μεταβολές της πίεσης του αέρα.

Όταν μία πηγή παραγωγής ήχου εκτελεί απλή αρμονική ταλάντωση με συχνότητα f , περίοδο T και πλάτος p , τότε τα σωματίδια του μέσου διάδοσης εκτελούν ταλάντωση με τα ίδια χαρακτηριστικά. Η περίοδος T ορίζεται ως ο χρόνος μίας επανάληψης του κύματος ενώ ως μήκος κύματος λ ορίζεται η απόσταση ενός πυκνώματος από το αμέσως επόμενο. Με άλλα λόγια, μήκος κύματος είναι η απόσταση που διανύει το κύμα σε μία περίοδό του. Ως γνωστόν, η περίοδος ενός κύματος περιγράφεται από την εξίσωση

$$T = \frac{1}{f} \quad (2.1)$$

όπου f η συχνότητα του κύματος. Η συχνότητα εκφράζει την ταχύτητα ταλάντωσης της πηγής και μετράται σε κύκλους ανά δευτερόλεπτο (Hertz, Hz). Γρηγορότερες ταλαντώσεις επιφέρουν υψηλότερους - οξύτερους ήχους, ενώ βραδύτερες ταλαντώσεις επιφέρουν χαμηλότερους - βαρύτερους ήχους. Η ταχύτητα του ήχου στον αέρα βρίσκεται από τη θεμελιώδη εξίσωση της κυματικής :

$$v = \lambda \cdot f \quad (2.2)$$

Εφόσον ο ήχος ταξιδεύει με 343 m/s στον αέρα, η εξίσωση γράφεται ως

$$343\text{m/s} = \lambda \cdot f$$

άρα τελικά η σχέση μεταξύ μήκους κύματος και συχνότητας σε ότι αφορά ένα ηχητικό κύμα που διαδίδεται στον αέρα είναι η εξής

$$f = \frac{1}{\lambda} \cdot 343\text{m/s} \quad (2.3)$$

Όπως είναι φανερό, όσο αυξάνεται η συχνότητα τόσο μειώνεται το μήκος κύματος. Για παράδειγμα τα 30 Hz έχουν μήκος κύματος περίπου 11.4 μέτρα ενώ τα 18000 Hz μόλις 19 χιλιοστά.

Αξίζει να σημειωθεί πως η ταχύτητα του ήχου στον αέρα μεταβάλλεται ανάλογα με την πυκνότητα. Τα 343 m/s είναι η ταχύτητα για θερμοκρασία 20°C ενώ σε θερμοκρασία 0°C, στην οποία η πυκνότητα του αέρα είναι μεγαλύτερη, η ταχύτητα είναι 331 m/s [14].

2.2 Πλάτος κύματος, η έννοια του dB

Πέρα από την συχνότητα, το μήκος κύματος και την περίοδο, δύο χαρακτηριστικά μεγέθη ενός ηχητικού κύματος είναι η ένταση και το πλάτος του. Πλάτος (Amplitude) ονομάζεται η μέγιστη αλλαγή πίεσης στον αέρα κατά την διάδοση του κύματος και μετριέται σε Pascals, ενώ ένταση (Intensity) είναι η ισχύς του κύματος ανά μονάδα επιφάνειας και μετριέται σε $watts/m^2$. Η σχέση που διέπει τα δύο μεγέθη είναι

$$I = p^2 \quad (2.4)$$

όπου I η ένταση και p το πλάτος του κύματος [15].

Το deciBell ως μέγεθος

Στο σημείο αυτό είναι χρήσιμο να γίνει κατανοητή η έννοια του dB. Η μονάδα πήρε το όνομά της προς τιμήν του Graham Bell ενώ το πρόθεμα deci δηλώνει πως είναι δεκαδική υποδιαίρεση της κύριας μονάδας Bell. Ακουλουθεί λογαριθμική κλίμακα και εκφράζει τον λόγο της έντασης ενός φυσικού μεγέθους (πίεσης, ισχύος, τάσης κ.α.) σε σχέση με μία τιμή αναφοράς. Το dB δεν δηλώνει απόλυτη αλλά σχετική τιμή. Ο λόγος μίας έντασης I_2 ως προς μία ένταση I_1 σε dB δίνεται από τον τύπο

$$(dB) = 10 \cdot \log \frac{I_2}{I_1} \quad (2.5)$$

Ας πάρουμε ως παράδειγμα δύο ηχητικά κύματα τα οποία έχουν έντασεις I_1 και I_2 . Έστω ότι η ένταση του δευτέρου είναι διπλάσια του πρώτου, δηλαδή $I_2 = 2I_1$. Η διαφορά ακουστικής έντασης του δευτέρου κύματος ως προς το πρώτο βρίσκεται ως εξής:

$$10 \cdot \log \frac{I_2}{I_1} = 10 \cdot \log \frac{2 \cdot I_1}{I_1} = 10 \cdot \log 2 = 3dB$$

διαφορά ακουστικής έντασης.

Σε ένα διαφορετικό παράδειγμα υποθέτουμε ότι η ένταση του δευτέρου κύματος είναι αρκετά μεγαλύτερη του πρώτου έτσι ώστε

$$I_2 = 10^6 \cdot I_1$$

τότε η διαφορά ακουστικής έντασης βρίσκεται ως εξής:

$$10 \cdot \log \frac{I_2}{I_1} = 10 \cdot \log \frac{10^6 \cdot I_1}{I_1} = 10 \cdot \log 10^6 = 60dB$$

Μέσω αυτού του παραδείγματος βλέπουμε ένα σημαντικό πλεονέκτημα της χρήσης του dB. Μπορούμε να περιγράψουμε μεγάλους λόγους ποσοτήτων με μικρούς αριθμούς.

Η παραπάνω σχέση μας δίνει την διαφορά μεταξύ δύο ακουστικών εντάσεων. Για την έκφραση μίας απόλυτης ποσότητας που θα εκφράζει την στάθμη ακουστικής έντασης ορίστηκε η σταθερά $I_0 = 1pW/m^2$ [16] η οποία αντιστοιχεί στην ελάχιστη ακουστική ένταση που ένας άνθρωπος μπορεί να ακούσει έναν τόνο 1000 Hz. Έτσι μπορούμε να ορίσουμε την στάθμη ακουστικής

έντασης (Sound intensity level, SIL) μίας έντασης I ως

$$L = 10 \cdot \log \frac{I}{I_0} \quad (2.6)$$

To dB SPL (Sound Pressure Level)

Για να μετρηθεί η ένταση του κύματος, πρέπει να μετρηθεί η πίεση που έχει ασκηθεί στα μόρια του αέρα λόγω του κύματος ή αλλιώς ακουστική πίεση. Η μονάδα μέτρησής της είναι τα Pascals και η ακριβής καταγραφή της γίνεται μέσω μικροφώνων. Πρόκειται για την δύναμη που ασκείται ανά μονάδα επιφάνειας κάθετη προς την κατεύθυνση του ήχου.

Υπάρχουν πολλά διαφορετικά είδη dB, ανάλογα με το φυσικό μέγεθος που θέλουμε να περιγράψουμε και με την τιμή αναφοράς. Στην περίπτωση της στάθμης της ακουστικής πίεσης η τιμή αναφοράς είναι τα 20μPa. Πρόκειται για την ελάχιστη ακουστική πίεση η οποία μπορεί να γίνει αντιληπτή από τον άνθρωπο. Συμβολίζουμε με p_1 την ακουστική πίεση που θέλουμε να μετατρέψουμε σε στάθμη με p_2 την τιμή αναφοράς, με I_1 την ένταση .

Δεδομένης της σχέσης 2.4, η σχέση 2.5 γίνεται

$$10 \cdot \log \frac{I_1}{I_2} = 10 \cdot \log \frac{(p_1)^2}{(p_2)^2} = 20 \cdot \log \frac{p_1}{p_2}$$

Άρα ο τύπος για την εύρεση της στάθμης ακουστικής πίεσης (Sound Pressure Level ή SPL) ως προς την τιμή αναφοράς p_0 είναι

$$\text{SPL} = 20 \cdot \log \frac{p_1}{p_0} \quad (2.7)$$

όπου $p_0 = 20 \mu\text{Pa}$.

Σε αυτό το σημείο μπορούμε να καταλάβουμε την πρακτική σημασία όρισμένων ποσοτήτων. Όταν λέμε ότι ένα ηχητικό κύμα αναπαράγεται σε στάθμη 20 dB SPL, αυτό σημαίνει ότι:

$$20 \cdot \log \frac{p_1}{20\mu\text{Pa}} = 20\text{dB SPL}$$

$$\log \frac{p_1}{20\mu\text{Pa}} = 1$$

$$\frac{p_1}{20\mu\text{Pa}} = 10^1$$

$$p_1 = 2 \cdot 10 \cdot 10^{-5} = 2 \cdot 10^{-4} \text{Pa} = 200\mu\text{Pa}$$

Όταν η στάθμη είναι 40 dB SPL :

$$20 \cdot \log \frac{p_1}{20\mu\text{Pa}} = 40\text{dB SPL}$$

$$\log \frac{p_1}{20\mu\text{Pa}} = 2$$

$$\frac{p_1}{20\mu Pa} = 10^2$$

$$p_1 = 2 \cdot 10^2 \cdot 10^{-5} = 2 \cdot 10^{-3} Pa = 2mPa$$

Όταν λέμε ότι ένα ηχητικό σήμα έχει ένταση 0 dB SPL δεν σημαίνει ότι το κύμα έχει μηδενική ακουστική πίεση αλλά ότι:

$$20 \cdot \log \frac{p_1}{20\mu Pa} = 0dbSPL$$

$$\log \frac{p_1}{20\mu Pa} = 0$$

$$\frac{p_1}{20\mu Pa} = 10^0 = 1$$

$$p_1 = 20\mu Pa$$

Δηλαδή το κύμα έχει ένταση ίση με το κατώφλι ακουστότητας του ανθρώπου.

Προφανώς υπάρχουν και αρνητικές τιμές στάθμης ηχητικής πίεσης. Για παράδειγμα αν ένα κύμα αναπαράγεται με ένταση -20 dB SPL η ηχητική του πίεση είναι:

$$20 \cdot \log \frac{p_1}{20\mu Pa} = -20dbSPL$$

$$\log \frac{p_1}{20\mu Pa} = -1$$

$$\frac{p_1}{20\mu Pa} = 10^{-1}$$

$$p_1 = 2 \cdot 10^{-1} \cdot 10^{-5} = 2 \cdot 10^{-6} Pa = 2\mu Pa$$

Σε ότι αφορά την σύγκριση μεταξύ δύο ηχητικών πιέσεων p_2 , p_1 σε dB SPL, η σχέση 2.4 μετατρέπεται σε

$$dB SPL = 20 \cdot \log \frac{p_2}{p_1} \quad (2.8)$$

Στον πίνακα 2.1 αναφέρονται οι εντάσεις διαφόρων ήχων σε dB SPL [17].

| Ήχος | dB SPL |
|--|--------|
| Μηχανή αεροπλάνου (50 μέτρα απόσταση) | 140 |
| Κεραυνός, όριο πόνου | 130 |
| Συναυλία (1 μέτρο από τα ηχεία) | 100 |
| Κίνηση στην πόλη | 80 |
| Θορυβώδες εστιατόριο | 70 |
| Συνομιλία (1 μέτρο απόσταση συνομιλητών) | 60 |
| Μέσος θόρυβος σπιτιού | 50 |
| Ήσυχο δωμάτιο | 30 |
| Επαγγελματικό Studio | 20 |
| Ελαφριά αναπνοή | 10 |
| Κάτω όριο ακρόασης | 0 |

Πίνακας 2.1: Εντάσεις καθημερινών ήχων.

To dB HL

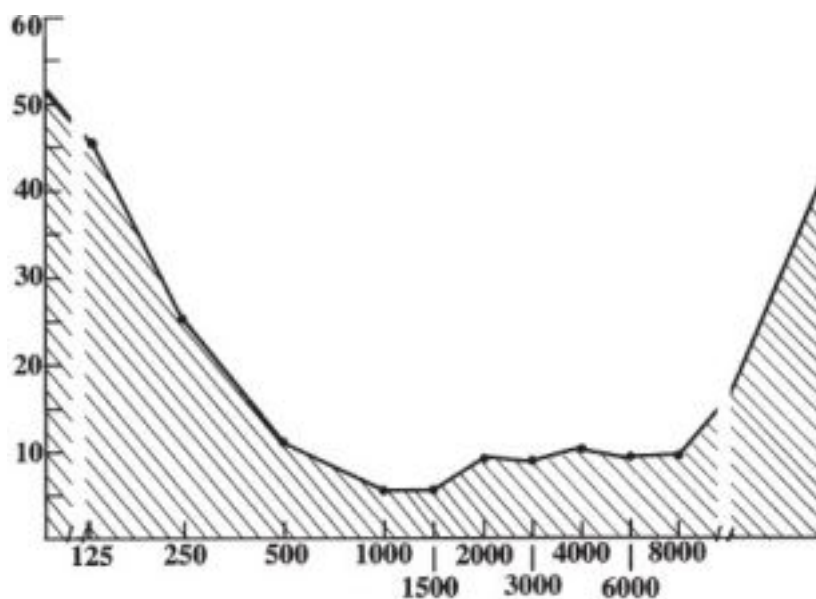
Το dB HL (Hearing Level) είναι μονάδα που χρησιμοποιείται κατά κύριο λόγο στα ακοογράμματα. Το γράφημα που προκύπτει από ένα ακοόγραμμα έχει στον οριζόντιο άξονα την συχνότητα σε Hz και στον κάθετο την ελάχιστη ένταση σε dB HL στην οποία ο εξεταζόμενος είναι ικανός να ακούσει. Γιατί όμως δεν χρησιμοποιείται το dB SPL σαν μονάδα μέτρησης της έντασης; Όπως θα εξηγήσω στην συνέχεια, ο άνθρωπος δεν έχει την ίδια ευαισθησία σε όλο

το συχνοτικό φάσμα. Ένας τόνος 1000 Hz που αναπαράγεται με ένταση 10 dB SPL δεν θα ακουστεί το ίδιο καλά με έναν τόνο στα 125 Hz και την ίδια ένταση. Για την ακρίβεια σύμφωνα με το πρότυπο ISO 389-1:2017 [18] ένας υγιής νέος ακούει έναν τόνο 1000 Hz σε ένταση 7 dB SPL και έναν τόνο 125 Hz σε ένταση 45 dB SPL!

Για να κατανοήσουμε καλύτερα την έννοια του dB HL είναι χρήσιμο να περιγραφεί η έννοια του Absolute threshold of hearing (ATH). Πρόκειται για την ελάχιστη στάθμη ηχητικής πίεσης, ενός ημιτονοειδούς τόνου δεδομένης συχνότητας, την οποία ένας μέσος υγιής ακροατής μπορεί να αντιληφθεί σε ήσυχο περιβάλλον. Οι στάθμες ηχητικής πίεσης οι οποίες έχουν οριστεί ως 0 dB HL ονομάζονται RETSPL (Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level). Στο σχήμα 2.2 παρουσιάζεται το γράφημα του ATH σε dB SPL.

Στην ουσία το dB HL πρόκειται για μία κανονικοποίηση του σχήματος 2.2. Αν κάποιος εξεταζόμενος ακούει μία συχνότητα σε ένταση 0 dB HL, σημαίνει ότι ακούει την συχνότητα το ίδιο ευαίσθητα με έναν υγιή μέσο ακροατή. Αν η ένταση είναι στα -10 dB HL, σημαίνει ότι ακούει την συχνότητα 10 dB SPL καλύτερα από τον μέσο ακροατή. Στο σχήμα 2.3α' έχουμε ένα ακούγραμμα σε dB SPL στο οποίο ο ασθενής ακούει κάθε συχνότητα 50 dB SPL χαμηλότερα από έναν μέσο υγιή ακροατή ενώ στο σχήμα 2.3β' την αντίστοιχη περίπτωση σε dB HL.

Η σχέση μεταξύ dB SPL και dB HL είναι γραμμική. Για παράδειγμα



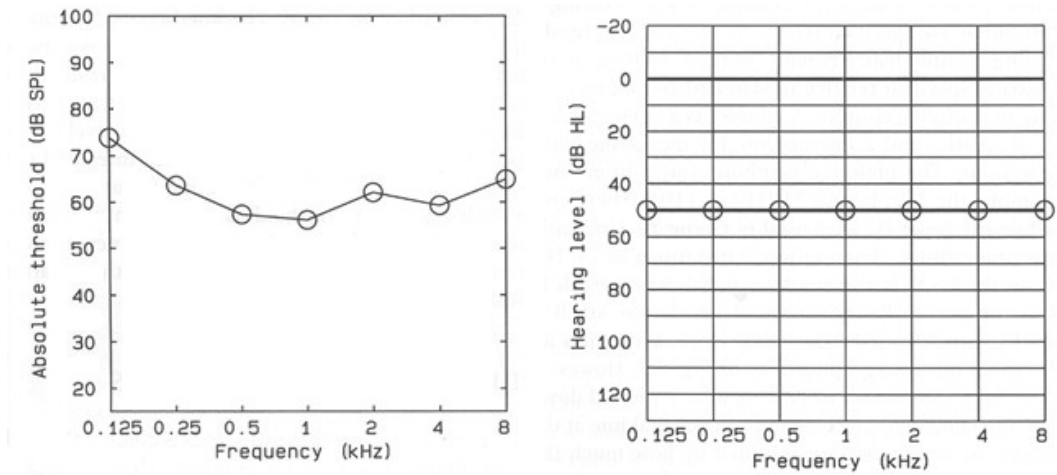
Σχήμα 2.2: Το Absolute Threshold of Hearing σε dB SPL. Ο οριζόντιος άξονας είναι σε Hz και ο κάθετος σε dB SPL [1]

εφόσον τα 0 dBHL για 1000 Hz είναι 7 dB SPL, τα 10 dB HL για την ίδια συχνότητα είναι 17 dB SPL.

Υπάρχουν αρκετά είδη dB που εξυπηρετούν διαφορετικούς σκοπούς αλλά δεν είναι στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής. Το επιπλέον είδος dB που αφορά το ψηφιακό ακοόγραμμα είναι το dBFS.

Το dBFS (Full Scale) αφορά την ψηφιακή επεξεργασία σήματος και είναι το είδος dB που οι μουσικοί παραγωγοί και οι ηχολήπτες συναντούν όταν δουλεύουν σε υπολογιστή. 0 dBFS είναι η μέγιστη ένταση στην οποία μπορεί να παραμείνει ένα σήμα χωρίς να παραμορφωθεί κατά την ψηφιοποίησή του. Αν κατά την ψηφιοποίηση η στάθμη ξεπεράσει τα 0 dBFS, η μέγιστη τιμή του

Σχήμα 2.3: Σύγκριση ακοογραμμάτων σε dB SPL και dB HL



- (α) Πτώση 50 dB SPL σε όλες τις συχνότητες σε SPL (β) Πτώση 50 dB SPL σε όλες τις συχνότητες σε HL

σήματος (peak) ελαττώνεται μέχρι να πέσει στα 0 dBFS [19].

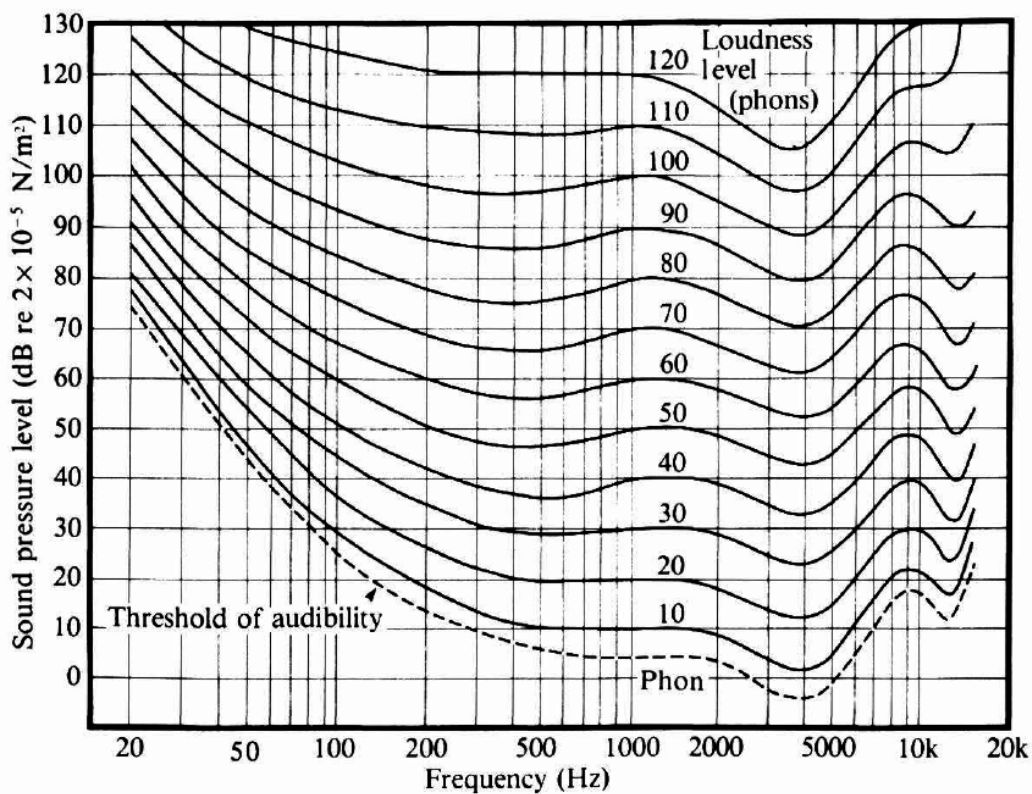
Οι καμπύλες Fletcher - Munson

Μία βασική έννοια της αντίληψης του ήχου είναι η ακουστότητα (Loudness). Πρόκειται για ένα λογαριθμικό μέγεθος που περιγράφει τη σχέση της ηχητικής πίεσης ενός καθαρού τόνου συγκεκριμένης συχνότητας προς την αντιληπτή ένταση του ίδιου τόνου και μετριέται στη μονάδα Phons. Δύο ήχοι με διαφορετική συχνότητα και ίδια ακουστική ένταση δεν είναι το ίδιο αντιληπτοί. Για αυτό ευθύνεται η φυσιολογία της ανθρώπινης ακοής και βάσει αυτής της ιδιότητας έχουν εξαχθεί τα αποτελέσματα των ισοδύναμων dBHL. Όταν λέμε ότι ένας ήχος έχει ακουστική ένταση 40 Phons σημαίνει ότι έχει την ίδια ένταση με έναν τόνο 40 dB και συχνότητα 1000 Hz. Στο σχήμα 2.4 παρουσιάζεται η σχέση της ακουστότητας με το συχνотικό φάσμα της ανθρώπινης

ακοής. Η καμπύλη ονομάζεται καμπύλη των Fletcher και Munson.

Το dB A

Βάσει της καμπύλης των Fletcher και Munson επινοήθηκε μία ακόμα μονάδα μέτρησης η οποία είναι αρκετά χρήσιμη για μετρήσεις θορύβου περιβάλλοντος (ambient noise), το dB A. Για την εφαρμογή του λαμβάνεται υπόψη το γεγονός ότι η ανθρώπινη ακοή δεν είναι το ίδιο ευαίσθητη σε όλες τις συχνότητες. Έτσι, για την μέτρηση της στάθμης ενός ηχητικού ερεθίσματος σε dB A, εφαρμόζεται φιλτράρισμα στο συχνотικό περιεχόμενο του έτσι ώστε η ακουστική έντασή του να ισοσταθμίζεται στα 40 Phons.



Σχήμα 2.4: Η καμπύλες Fletcher and Munson [2]

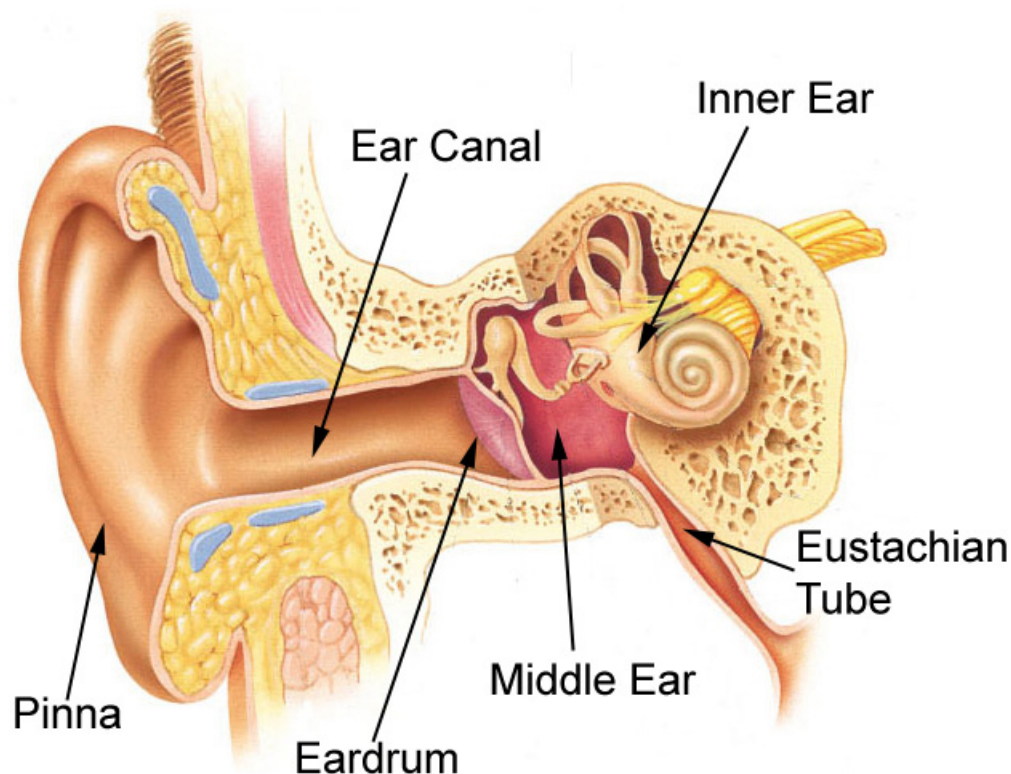
Κεφάλαιο 3

Το ανθρώπινο αυτί

3.1 Η ανατομία του ανθρώπινου αυτιού

Το ανθρώπινο αυτί αποτελείται από τρία μέρη, το έξω, το μέσο και το έσω αυτί. Το έξω αυτί (outer ear) αποτελείται, μεταξύ άλλων, από το περύγιο (pinna) μία κοιλότητα από χόνδρο το κάτω μέρος της οποίας ονομάζεται λοβίο (earlobe) και τον έξω ακουστικό πόρο (ear canal) έναν σωλήνα περίπου 25mm που ξεκινάει από το περύγιο και καταλήγει στην τυμπανική μεμβράνη (eardrum) η οποία είναι μία λεπτή εύκαμπτη μεμβράνη που χωρίζει το έξω από το μέσο αυτί .

Το μέσο αυτί (middle ear) διαχωρίζεται από το έξω αυτί μέσω της τυμπανικής μεμβράνης. Συγκεκριμένα το έξω όριο του μέσου αυτιού είναι η έσω πλευρά της τυμπανικής μεμβράνης. Περιλαμβάνει τρία οστά (ossicles), τη σφήρα (malleus), τον άκμονα (incus) και τον αναβολέα (stapes). Ο αναβολέας μεταφέρει τον ήχο στο έσω αυτί καθώς ακουμπάει πάνω στην ωοειδή

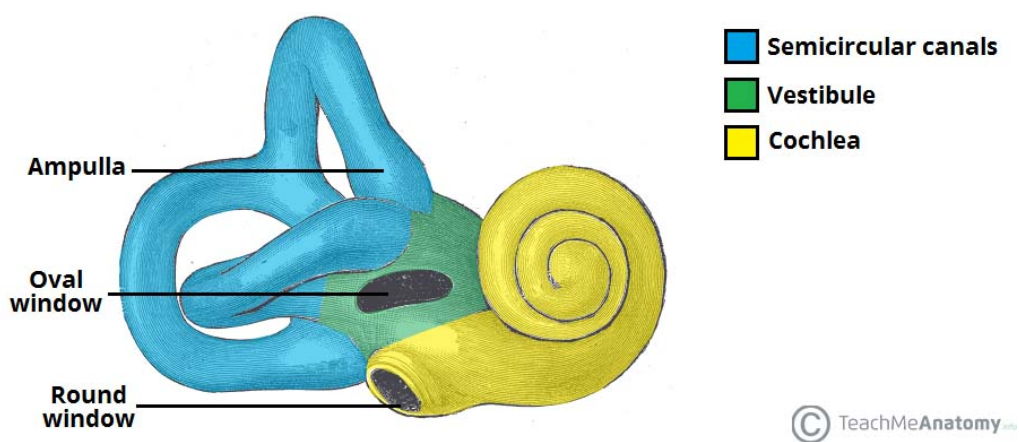


Σχήμα 3.1: Γενική απεικόνιση του ανθρώπινου αυτιού [3]

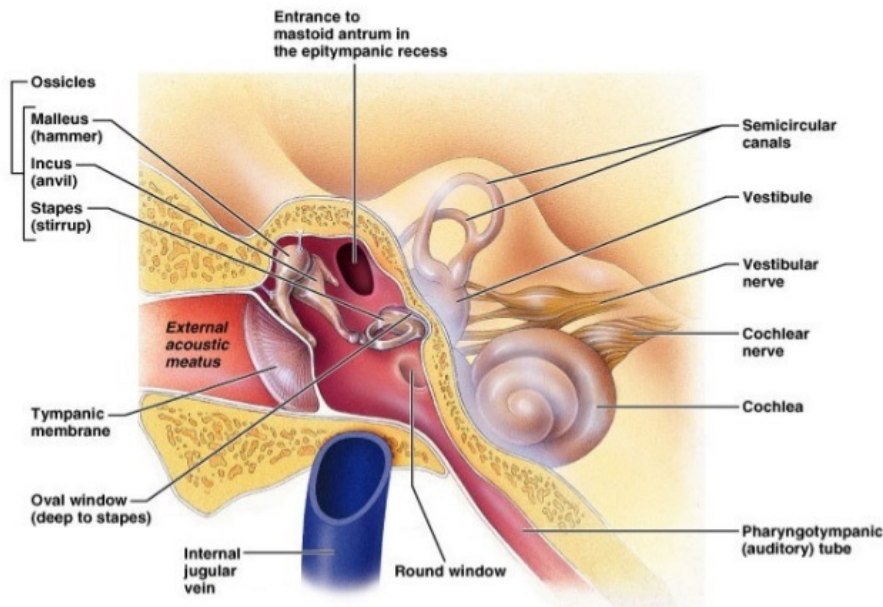
θυρίδα η οποία είναι ένα άνοιγμα προς το έσω αυτί. Επίσης διαθέτει δύο μυς που προσφύονται στη σφύρα και στον αναβολέα η συστολή των οποίων καταστέλει τις κινήσεις των οσταρίων. Τέλος, στο μέσο αυτί περιλαμβάνεται και η ακουστική ή ευσταχιανή σάλπιγγα (eustachian tube) η οποία χρησιμεύει στην εξισορρόπηση της πίεσης ανάμεσα στον ρινοφάρυγγα και το μέσο αυτί.

Το έσω αυτί (inner ear) περιέχει τον οστέινο λαβύρινθο μέσα στον οποίο βρίσκεται ο κοχλίας (cochlea), η αίθουσα (vestibule) και οι ημικύκλιοι σωλήνες (semicircular canals). Η στρογγυλή και η ωοειδής θυρίδα αποτελούν σημαντικές δομές του έσω αυτιού και συγκεκριμένα του κοχλίου. Μέσα στον

οστέϊνο λαβύρινθο βρίσκεται ο υμενώδης λαβύρινθος. Ο κοχλίας σχηματίζεται από στοιχεία του οστέινου και υμενώδους λαβύρινθου, αποτελεί ένα από τα πιο περίπλοκα σημεία του ανθρώπινου σώματος και είναι το αισθητήριο όργανο της ακοής. Τέλος, οι ημικύκλιοι σωλήνες και η αίθουσα αποτελούν τα αισθητήρια όργανα της ισορροπίας. Στην επόμενη υποενότητα περιγράψω εκτενέστερα την ανατομία του κοχλία.



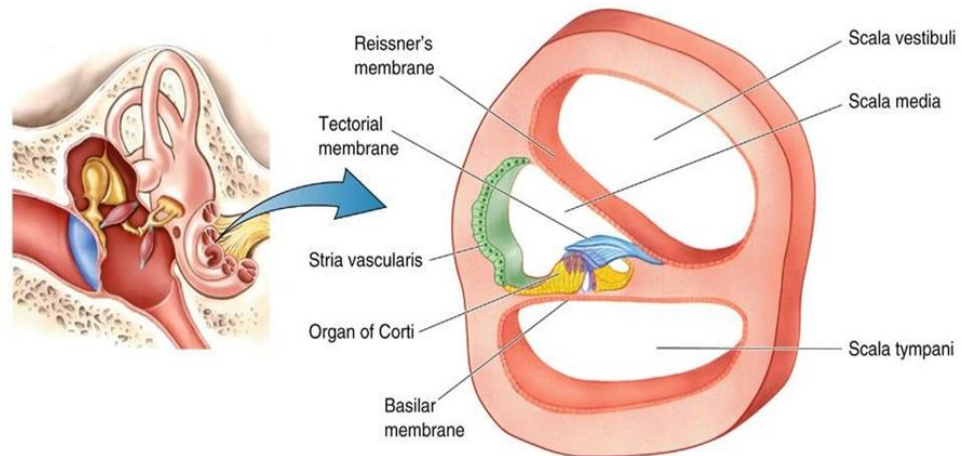
Σχήμα 3.2: Ο οστέϊνος λαβύρινθος [4]



Σχήμα 3.3: Το μέσο και το έσω αυτί [5]

Η ανατομία του κοχλία

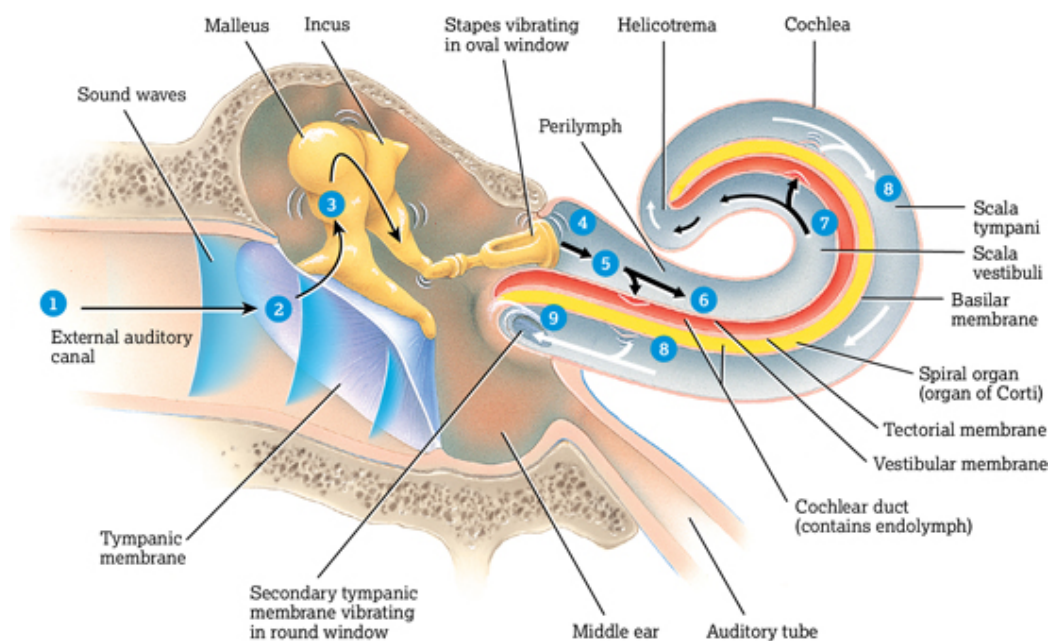
Ο κοχλίας είναι μία σπειροειδής δομή, περίπου 35 mm, σχηματιζόμενη με διαίρεση του οστέινου λαβυρίνθου σε τρία διαμερίσματα. Τα διαμερίσματα είναι η αιθουσαία κλίμακα (scala vestibuli), η τυμπανική κλίμακα (scala tympani) και η μέση κλίμακα (scala media) η οποία χωρίζει τις δύο προηγούμενες κλίμακες. Η αιθουσαία κλίμακα επικοινωνεί με την τυμπανική κλίμακα στην κορυφή του κοχλία που ονομάζεται ελικότρημα (helicotrema). Η κλίμακα του τυμπάνου ακολουθεί την ίδια ελικοειδή πορεία καταλήγοντας στο μέσο αυτί μέσω της στρογγυλής θυρίδας.



Σχήμα 3.4: Το εσωτερικό του κοχλία. Σε διατομή μιας στροφής του κοχλία διακρίνονται η αιθουσαία (scala vestibuli) και η τυμπανική (scala tympani) κλίμακα, οι οποίες περιέχουν έξω λέμφο, και η μέση (scala media, που περιέχει έσω λέμφο), όπως επίσης και το όργανο του κόρτι (organ of Corti) και ο καλυπτήριος υμένας (tectorial membrane). [6]

Η μέση κλίμακα ή αλλιώς κοχλιακός πόρος είναι ένας σωλήνας που αποτελεί μέρος του υμενώδους λαβυρίνθου. Η βάση της είναι η βασική μεμβράνη (basilar membrane ή tectorial membrane) και είναι στενότερη κοντά στην βάση του κοχλία και φαρδύτερη όσο πλησιάζει στο ελικότρημα. Το μέρος του υμενώδους λαβυρίνθου περιέχει έσω λέμφο (endolymph), ένα υγρό με υψηλή συγκέντρωση ιόντων καλίου ενώ ο οστέινος λαβύρινθος περι-

έχει έξω λέμφο (perilymph). Στον κοχλιακό πόρο, κατά μήκος της βασικής μεμβράνης, βρίσκεται και το όργανο του Corti το οποίο αποτελείται από τα τριχωτά κύτταρα και τον καλυπτήριο υμένα [20],[21].



Σχήμα 3.5: Η πορεία του κύματος στο μέσο και το έσω αυτί [7]

3.2 Η φυσιολογία του ανθρώπινου αυτιού

Το έξω αυτί (outer ear) κατευθύνει το ηχητικό κύμα προς το μέσο αυτί, ενισχύοντας την στάθμη ηχητικής πίεσης του ακουστικού ερεθισματος. Η συνολική ενίσχυση που προσδίδει το έξω αυτί είναι περίπου 11 dB και αυτό είναι αποτέλεσμα της αντήχησης των διαφορετικών μερών του έξω αυτιού (έλικας, κόγχη, έξω ακουστικός πόρος). Λόγω του σχήματός της, η έλικα ενισχύει τις πολύ χαμηλές συχνότητες και η ενίσχυση μειώνεται σταδιακά για τις υψηλότερες συχνότητες [22], [23]. Μάλιστα, η ενίσχυση λόγω σχήματος θα

μπορούσε να φτάνει έως τα 20 dB στην περιοχή των χαμηλών συχνοτήτων. Η κόγχη ενισχύει κατά 9 dB γύρω από τα 5300 Hz ενώ ο έξω ακουστικός πόρος προσδίδει μέχρι και 10 dB γύρω από τα 3400 Hz λόγω της σωληνοειδούς μορφής του [21]. Επίσης το έξω αυτί και συγκεκριμένα το περύγιο, είναι υπεύθυνο για τον εντοπισμό της θέσης από την οποία προέρχεται ένας ήχος. Λόγω της μορφής του περυγίου, τα ηχητικά κύματα ανακλώνται σε αυτό και ταξιδεύουν μέσω του έξω ακουστικού πόρου στην τυμπανική μεμβράνη [20].

Το μέσο αυτί (middle ear) είναι υπεύθυνο για την μετάδοση των ηχητικών δονήσεων από την τυμπανική μεμβράνη στο έσω αυτί. Η λειτουργία αυτή είναι αρκετά σύνθετη και αυτό διότι το μέσο διάδοσης των ηχητικών κυμάτων αλλάζει από αέρα, μέχρι την τυμπανική μεμβράνη, και αέρα (μέσω της ευσταχιανής σάλπιγγας) στο μέσο αυτί, σε υγρό (τη λέμφο του κοχλίου). Η διάδοση από τον αέρα στη λέμφο γίνεται μέσω των τριών οσταρίων στο μέσο αυτί. Χωρίς το μέσο αυτί και τους μηχανισμούς του, ένα κύμα που κατέφθανε στη λέμφο θα έχανε σχεδόν ολόκληρη την ενέργειά του (99%) καθώς η σύνθετη αντίσταση της λέμφου είναι μεγαλύτερη από αυτή του αέρα. Με λίγα λόγια, το μέσο αυτί εξισορροπεί τις σύνθετες αντιστάσεις των δύο μέσων και όπως θα δούμε ενισχύει την πίεση του ακουστικού κύματος.

Πως όμως συμβαίνει αυτό; Τα ηχητικά κύματα που καταφθάνουν μέσω του έξω ακουστικού πόρου θέτουν σε δόνηση την τυμπανική μεμβράνη η οποία βρίσκεται σε επαφή με την βάση της σφύρας που με την σειρά της θέτει σε κίνηση τον άκμονα και τον αναβολέα. Η βάση του αναβολέα βρίσκεται σε επαφή με την ωοειδή θυρίδα και όταν δονείται επιτρέπει στο εισερχόμε-

νο κύμα να έρθει σε επαφή με τη λέμφο του κοχλίου. Η διαφορά μεγέθους μεταξύ της σφύρας και του αναβολέα προσδίδει ένα μηχανικό πλεονέκτημα στο μέσο αυτί. Συγκεκριμένα, η λαβή της σφύρας είναι περίπου 1,3 φορές μεγαλύτερη από την μακριά απόφυση του αναβολέα που σημαίνει ότι η δύναμη που ασκείται στην τυμπανική μεμβράνη (η οποία βρίσκεται σε επαφή με την σφύρα) αυξάνεται κατά 1,3 φορές στον αναβολέα. Η επιφάνεια της δονούμενης τυμπανικής μεμβράνης είναι περίπου 55 mm^2 ¹ ενώ η επιφάνεια της βάσης του αναβολέα είναι 3.2 mm^2 . Η διαφορά αυτή επιφέρει ενίσχυση της ηχητικής πίεσης που δέχεται η τυμπανική μεμβράνη. Συγκεκριμένα ο λόγος ενίσχυσης δίνεται από την πράξη

$$\frac{55 \text{ mm}^2}{3.2 \text{ mm}^2} = 17.$$

Συνεπώς καταλαβαίνουμε ότι λόγω της διαφοράς επιφανειών η ηχητική πίεση αυξάνεται κατά 17 φορές! Συνεπώς το μέσο αυτί ενισχύει κατά

$$17 \cdot 1.3 = 22$$

φορές έναν ήχο 2000 Hz²[21].

Επίσης, μία λειτουργία του μέσου αυτιού είναι να προστατεύει τον κοχλίο από ήχους υψηλής έντασης. Αυτό επιτυγχάνεται με τη συστολή των μυών

¹ Δεν είναι ξεκάθαρος ο τρόπος δόνησης της τυμπανικής μεμβράνης. Ο von Békésy θεώρησε για τους υπολογισμούς του ότι δονείται το 66% της επιφάνειας ενώ υπάρχουν μελέτες (Tonnfors, Kahana) που θεωρούν ότι δονείται ολόκληρη η μεμβράνη.

² Η ενίσχυση που επιφέρεται λόγω της διαφοράς επιφάνειας ισχύει για ηχητικά κύματα συχνότητας έως και 2000 Hz καθώς για μεγαλύτερες συχνότητες δονείται μικρότερο μέρος της τυμπανικής μεμβράνης άρα η δονούμενη επιφάνεια συνεχώς ελαττώνεται.

που συνδέονται με τα οστάρια η οποία μειώνει το ποσοστό της ακουστικής ενέργειας που μεταφέρεται στο έσω αυτί.

Στη συνέχεια, τα ηχητικά κύματα φτάνουν στο έσω αυτί και τον κοχλία. Η κίνηση της βάσης του αναβολέα κοντά στην ωοειδή θυρίδα, προκαλεί την μεταβολή της πίεσης της λέμφου η οποία γίνεται το μέσο διάδοσης του κύματος. Καθώς η λέμφος ταλαντώνεται μέσα στην αιθουσαία κλίμακα, δονεί και τη βασική μεμβράνη του κοχλία. Επειδή η λέμφος είναι ασυμπίεστη, οποιαδήποτε κίνηση της λέμφου στην ωοειδή θυρίδα, αντισταθμίζεται από την αντίθετη κίνηση της λέμφου στην τυμπανική κλίμακα και στον υμένα της στρογγυλής θυρίδας.

Το ταξιδεύον κύμα αρχίζει από την ωοειδή θυρίδα και προχωρά κατά μήκος της βασικής μεμβράνης του κοχλία μέχρι την άκρη της βασικής μεμβράνης, στο τέλος της σπείρας (κορυφή κοχλία) με αυξανόμενο πλάτος ³. Το πλάτος της βασικής μεμβράνης αυξάνεται σταδιακά από τη βάση προς την κορυφή του κοχλία, με παράλληλη αύξηση της ελαστικότητας της βασικής μεμβράνης. Στη βασική μεμβράνη περιέχονται περίπου 20.000 ίνες που εκτείνονται κατά το πλάτος της και προσδίδουν σε αυτήν τη μηχανική της συμπεριφορά. Λόγω της σταδιακής αύξησης της ελαστικότητας, ανάλογα με τη συχνότητα του κύματος, το μέγιστο πλάτος ταλάντωσης παρατηρείται σε συγκεκριμένα σημεία κατά μήκος της βασικής μεμβράνης ενώ αμέσως μετά το σημείο αυτό το πλάτος του κύματος φθίνει απότομα. Υπάρχουν θε-

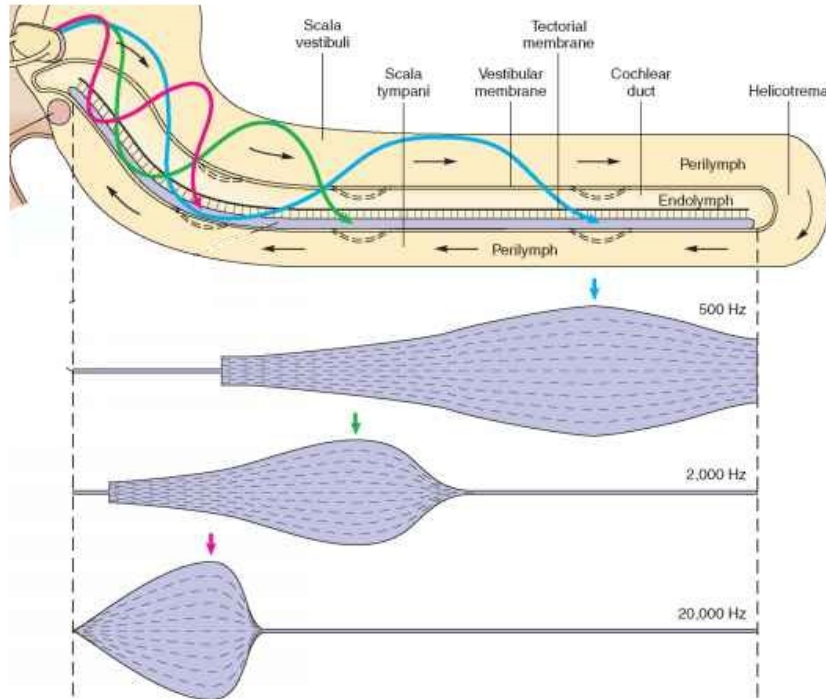
³Για την ενότητα αυτή, με τον όρο πλάτος δηλώνω το πλάτος ταλάντωσης της βασικής μεμβράνης

ωρίες που υποστηρίζουν πως τα σημεία αυτά έχουν ιδιοσυχνότητα ίση με τη συχνότητα του κύματος και αντιστοιχούν σε συγκεκριμένες ίνες. Η θέση μεγιστοποίησης του πλάτους βρίσκεται πιο κοντά στη βάση του κοχλίου, που η βασική μεμβράνη είναι πιο στενή και λιγότερο ελαστική, ενώ όσο πιο χαμηλές είναι οι συχνότητες, τόσο η θέση πλησιάζει την κορυφή του κοχλίου και το ελικότρημα. Με αυτό τον τρόπο η βασική μεμβράνη λειτουργεί ως ένας αναλυτής Fourier δίνοντας στον εγκέφαλο ακριβή πληροφορία για τη συχνότητα του ερεθίσματος! Αυτή η ιδιότητα του κοχλίου ονομάζεται τονοτοπικότητα.

Παρόλο που ο ανθρώπινος κοχλίας είναι ικανός να αποκωδικοποιήσει κύματα με συχνότητες από 20 έως 20.000 Hz, δεν υπάρχει σαφές πλάτος για συχνότητες κάτω των 200 Hz καθώς η βασική μεμβράνη κινείται ολόκληρη. Όταν ένα κύμα έχει συχνότητα μικρότερη των 20 Hz, το ελικότρημα λειτουργεί σαν υπεραττό φίλτρο εμποδίζοντας τους υπόηχους να λειτουργήσουν σαν ακουστικό ερέθισμα [21].

Οι δυνάμεις που ασκούνται στη βασική μεμβράνη, ερεθίζουν τα έξω και τα έσω τριχωτά κύτταρα που βρίσκονται στο όργανο του Corti προκαλώντας μεταβολή του δυναμικού της μεμβράνης τους. Τα τριχωτά κύτταρα μετατρέπουν την μηχανική ενέργεια σε ηλεκτρική μέσω της απελευθέρωσης νευροδιαβιβαστών και ενεργοποιούν τις νευρικές ακουστικές ίνες. Το ηλεκτρικό πλέον σήμα μεταφέρεται μέσω του ακουστικού νεύρου στον εγκέφαλο όπου και γίνεται η αποκωδικοποίησή του.

Το σήμα που μεταφέρεται περιέχει πληροφορία για το πλάτος και τη συ-



Σχήμα 3.6: Κύματα μέσα στον ανθρώπινο κοχλία. Τα βελάκια δείχνουν την πορεία που ακολουθούν τα κύματα μέσω της λέμφου για τρία διαφορετικά κύματα. Η μπλε γραμμή αφορά ένα κύμα με συχνότητα 500 Hz, η πράσινη 2000 Hz και η ροζ 20000 Hz [8]

χνότητα του ακουστικού ερεθίσματος. Όσο μεγαλύτερο είναι το πλάτος της ταλάντωσης της βασικής μεμβράνης, τόσο μεγαλύτερη είναι η μεταβολή του δυναμικού της μεμβράνης των κυττάρων επομένως και η ένταση του ηλεκτρικού σήματος. Κάθε μία από τις ίνες της βασικής μεμβράνης αντιστοιχούν σε μία συχνότητα του φάσματος. Έτσι γίνεται φανερό ότι η πληροφορία για την συχνότητα προκύπτει από το ποιά ίνα ερεθίστηκε κατά την διάδοση του κύματος [20].

Κεφάλαιο 4

Προβλήματα ακοής. Πρόληψη - Διάγνωση - Αντιμετώπιση

Η ακοή είναι αρκετά σύνθετη η ομαλή λειτουργία της προϋποθέτει ένα υγιές αυτί και ένα φυσιολογικό νευρικό σύστημα. Οι παθήσεις της ακοής μπορεί να προέρχονται α) από κάποιου είδους βαρηκοΐα και β) από κάποια διατάραξη του κεντρικού νευρικού συστήματος.

Η έρευνα για τις παθήσεις της ακοής ξεκίνησε τον 16ο αιώνα. Κάποιες ενδεικτικές εξετάσεις που χρησιμοποιήθηκαν είναι η μέτρηση της μεταβολής της αναπνοής κατά την χορήγηση ακουστικού ερεθίσματος που ονομάζεται ακοομετρία αναπνοής, η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης μετά από χορήγηση ήχου που ονομάζεται καρδιοταχομετρία (1628), η δοκιμασία του Weber (1834) η οποία χρησιμοποιείται μέχρι και σήμερα και η ακοομετρία ακουστικών προκλητών δυναμικών κατά την οποία γίνεται καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που παρατηρούνται κατά την διάρκεια ενός ακουστικού ερεθίσματος.

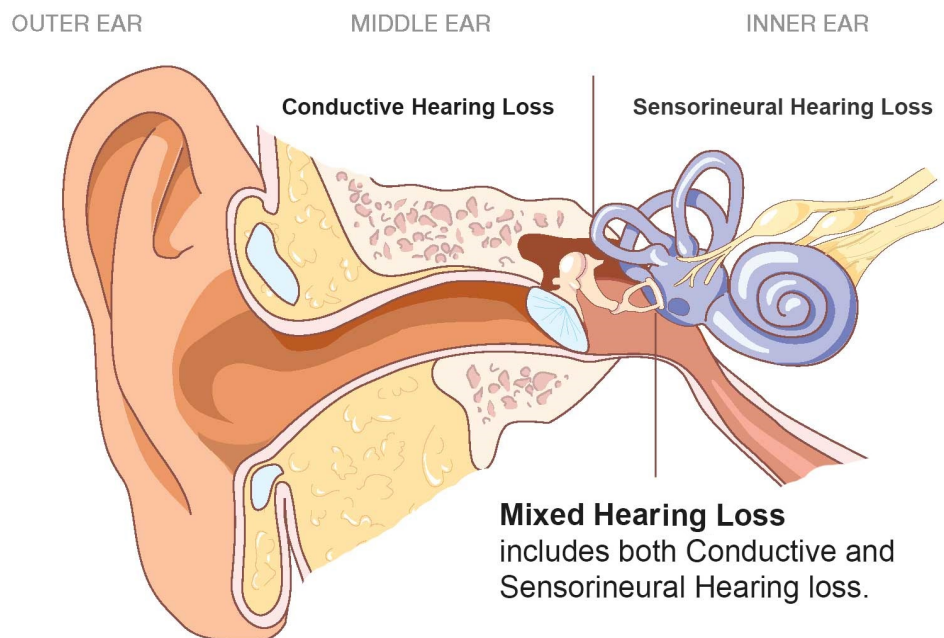
τος.

Συχνά οι παθήσεις μπορεί να διαγνωσθούν μέσω του ιστορικού του ατόμου και της οικογένειάς του τα οποία προκύπτουν από προφορική επικοινωνία με τον ασθενή. Μετά τη λήψη του ιστορικού του ασθενή, ακολουθεί κλινική εξέταση. Η κλινική εξέταση αφορά όλα τα μέρη του αυτιού. Η εξέταση του έξω ακουστικού πόρου καθώς και της τυμπανικής μεμβράνης ονομάζεται ωτοσκόπηση και γίνεται μέσω ωτοσκοπίου. Επίσης η εξέταση γίνεται και μέσω μικροσκοπίου και η διαδικασία λέγεται ωτομικροσκόπηση. Ο έλεγχος της ευσταχιανής σάλπιγγας και ο έλεγχος των εγκεφαλικών συζυγιών είναι επίσης κάποιες εξετάσεις της ακοής. Η πλέον επικρατούσα εξέταση στην οποία υποβάλλεται ένας ασθενής είναι το ακούγραμμα καθαρών τόνων το οποίο θα περιγράψω εκτενέστερα στο επόμενο κεφάλαιο.

4.1 Περιγραφή και αντιμετώπιση βαρηκοϊών

Ανάλογα με την περιοχή του αυτιού στην οποία εντοπίζεται η βλάβη, οι βαρηκοΐες χωρίζονται σε δύο βασικές κατηγορίες: τις βαρηκοΐες αγωγιμότητας, οι οποίες εντοπίζονται στο τυμπανοοσταρειώδες σύστημα (conductive hearing loss), δηλαδή στο έξω ή στο μέσο αυτί, και τις νευροαισθητήριες βαρηκοΐες (sensorineural / retrocochlear hearing loss), συχνά αποκαλούμενες και ως NAB, και αφορούν σε βλάβες του έσω αυτιού. Ας δούμε λεπτομερέστερα τις δύο αυτές κατηγορίες.

Η βαρηκοΐα αγωγιμότητας οφείλεται σε βλάβη κάποιου σημείου του έξω



Σχήμα 4.1: Διαχωρισμός των βαρηκοϊών ανάλογα με την περιοχή στην οποία εκδηλώνονται [9].

ή του μέσου αυτιού. Ως αποτέλεσμα της βλάβης αυτής, η ενέργεια του ηχητικού κύματος που φθάνει στο έσω αυτί είναι ελαττωμένη. Το πρόβλημα μπορεί να εντοπίζεται στον έξω ακουστικό πόρο, στην τυμπανική μεμβράνη, στην αλυσίδα των οσταριών, στην κοιλότητα του μέσου αυτιού ή στην ευσταχιανή σάλπιγγα.

Μία βαρηκοΐα αγωγιμότητας μπορεί να προκληθεί από την έκθεση του ατόμου σε κάποιον δυνατό κρότο όπως μία έκρηξη, από μία κατάδυση σε μεγάλο βάθος, γεγονότα που είναι ικανά να σπάσουν την τυμπανική μεμβράνη ή να δημιουργήσουν αιμοτύμπανο (ύπαρξη αίματος στο μέσο αυτί). Η αυξημένη

ποσότητα κυψελίδας (κεριού) μπορεί να προκαλέσει βαρηκοΐα αγωγιμότητας αν αποφράξει τον έξω ακουστικό πόρο (μη σοβαρό γεγονός). Επίσης η χρήση μπατονέτας μπορεί να οδηγήσει σε ρήξη της τυμπανικής μεμβράνης και αυτό είναι άλλη μία περίπτωση βαρηκοΐας αγωγιμότητας. Βλάβη του μέσου αυτιού μπορεί να προκληθεί και από κάποιο άμεσο τραύμα στο κεφάλι που μπορεί να διασπάσει την ακουστική αλυσίδα και να προκαλέσει κάταγμα στο κροταφικό οστό.

Ο τρόπος αντιμετώπισης αυτού του είδους βαρηκοΐας εξαρτάται από την παθολογία που υπάρχει. Αν η βαρηκοΐα οφείλεται σε κυψελίδα, η αντιμετώπιση της είναι η αφαίρεση της κυψελίδας ενώ αν υπάρχει ωτοσκλήρυνση ο τρόπος αντιμετώπισης είναι η ενίσχυση των κυμάτων μετά από τη βλάβη, καθώς το νευροαισθητήριο σύστημα ακοής είναι σε θέση να επεξεργαστεί τα ηχητικά κύματα. Το τελευταίο επιτυγχάνεται συνήθως με τη χρήση ακουστικού βαρηκοΐας. Συντηρητική αγωγή και χειρουργικές τεχνικές καθιστούν δυνατή την ίαση ή βελτίωση της βαρηκοΐας αγωγιμότητας.

Η νευροαισθητήρια βαρηκοΐα αφορά το έσω αυτί και είναι πιο σοβαρή από την βαρηκοΐα αγωγιμότητας. Χωρίζεται σε δύο υποκατηγορίες, την περιφερική (peripheral) όταν η βλάβη εντοπίζεται στο όργανο του Corti και την κεντρική (central) όταν η βλάβη αφορά τις κεντρικές ακουστικές οδούς ή τον ακουστικό φλοιό. Σε ότι αφορά τις περιφερικές νευροαισθητήριες βαρηκοΐες διακρίνονται με την σειρά τους σε κοχλιακές όταν η βλάβη εντοπίζεται στον κοχλία και σε οπισθοκοχλιακές όταν η βλάβη βρίσκεται πίσω από τον κοχλία δηλαδή στο ακουστικό νεύρο, το εγκεφαλικό στέλεχος και άλλα μέρη.

Μία σπουδαία εφεύρεση, αυτή των κοχλιακών εμφυτευμάτων (cochlear implants), αποτελεί την λύση σε περίπτωση που ένας ασθενής έχει κώφωση δηλαδή η πώση της ακοής του ξεπερνά τα 90 dBHL. Για την τοποθέτησή του πραγματοποιείται χειρουργική επέμβαση στον κοχλία (η μοναδική επέμβαση που γίνεται στον κοχλία) και τοποθετείται ένα ηλεκτρόδιο σε επαφή με τα τριχωτά κύτταρα. Επίσης τοποθετείται μία συσκευή η οποία περιέχει μικρόφωνο και επεξεργαστή η οποία επεξεργάζεται το ηχητικό κύμα και μεταφέρει σήματα στα ηλεκτρόδια που έχουν τοποθετηθεί. Κάθε ηλεκτρόδιο αντιστοιχεί σε μία συχνότητα και έτσι το σήμα μεταφέρεται στα τριχωτά κύτταρα. Αξίζει να σημειωθεί πως η εφεύρεση αυτή έπαιξε πολύ σημαντικό ρόλο στην πρώτη άρση οποιασδήποτε αναπηρίας.

Όταν στο ίδιο αυτί συνυπάρχει βαρηκοΐα αγωγιμότητας και νευροαισθητήρια βαρηκοΐα τότε η βαρηκοΐα ονομάζεται μεικτού τύπου (mixed hearing loss) [21].

4.2 Λοιπές παθήσεις της ακοής

Σε αυτή την ενότητα θα περιγράψω κάποιες βασικές ασθένειες η διάγνωση των οποίων περιλαμβάνει την χρήση ακοογράμματος καθαρών τόνων.

Το βαρότραυμα μπορεί να προκληθεί από κρότους υψηλής έντασης, από καταδύσεις και από άλλους λόγους. Η υπερφόρτωση εξαντλεί τα έξω τριχωτά κύτταρα και καθιστά τον κοχλιακό ενισχυτή ανεπαρκή. Η βαρηκοΐα

αυτή είναι αρκετά συχνή σε άτομα που εκτίθενται σε μεγάλο θόρυβο και για την πρόληψή της προτείνεται η χρήση ειδικών ωτοασπίδων. Παράλληλα η ισχύουσα νομοθεσία περί ηχορύπανσης, λειτουργεί στα πλαίσια της πρόληψης τέτοιου είδους ασθενιών.

Μία κοινή βαρηκοΐα αγωγιμότητας που εντοπίζεται στην ακουστική αλυσίδα είναι η ωτοσκλήρυνση (otosclerosis). Το οστό που περιβάλλει την ωοειδή θυρίδα γίνεται πιο δύσκαμπτο. Η βάση του αναβολέα στηρίζεται στην ωοειδή θυρίδα με μια μεμβράνη που ονομάζεται δακτυλιοειδής σύνδεσμος. Η κινητικότητα του αναβολέα μειώνεται και τα ηχητικά κύματα δεν ταξιδεύουν σωστά προς τον κοχλία. Η κατάσταση προχωρά βραδέως μέχρι που ο αναβολέας τελικά καθελώνεται εντελώς. Έχει παρατηρηθεί ότι η ασθένεια αυτή εμφανίζεται πιο συχνά σε γυναίκες και ότι η εγκυμοσύνη εντείνει το πρόβλημα. Ένας ασθενής με ωτοσκλήρυνση ακούει καλύτερα σε ένα σχετικά θορυβώδες περιβάλλον από ότι στην ησυχία. Αυτό συμβαίνει διότι υψηλότερη στάθμη ηχητικών κυμάτων ασκεί μεγαλύτερη πίεση στον επιβαρυσμένο αναβολέα με αποτέλεσμα αυτός να κινείται υπερβαίνοντας το εμπόδιο που έχει δημιουργηθεί. Οι τρόποι αντιμετώπισης της ωτοσκλήρυνσης εξαρτώνται από την σοβαρότητα της κατάστασης ενώ το ακοόγραμμα καθαρών τόνων έχει τα χαρακτηριστικά του σχήματος 5.8. Υπάρχει πιθανότητα ο ασθενής να μην χρειαστεί θεραπεία αν δεν επηρεάζεται η καθημερινή του ζωή. Αν όμως η θεραπεία είναι απαραίτητη, η τοποθέτηση ακουστικού βοηθήματος για την ενίσχυση του κύματος ή η χειρουργική επέμβαση γνωστή ως αναβολεκτομή προτείνονται ως τρόποι αντιμετώπισης [24].

Μία συχνή πάθηση που παρατηρείται με την αύξηση της ηλικίας του ασθενή είναι η πρεσβυακουσία. Όσο τα ηχητικά κύματα καταφθάνουν στον κοχλία, τα τριχωτά κύτταρα φθείρονται. Όπως είναι λογικό όσο περισσότερο διάστημα ακούει ένα αυτί τόσο η φθορά των κυττάρων μεγαλώνει. Λόγω του ότι όλα τα ταξιδεύοντα κύματα της βασικής μεμβράνης, ανεξαρτήτως συχνότητας, περνάνε από την βάση του κοχλία η οποία αντιστοιχεί στην ανίχνευση υψηλών συχνοτήτων, το πρόβλημα παρατηρείται περισσότερο στις υψηλές και λιγότερο στις μεσαίες συχνότητες ενώ το ακοόγραμμα καθαρών τόνων μοιάζει με το σχήμα 5.7. Η πάθηση αυτή κατά μέσο όρο κάνει την εμφάνιση της μετά την ηλικία των 55 χρόνων [25].

Ένα χαρακτηριστικό που συνοδεύει την πρεσβυακουσία είναι η ακουστική εξίσωση (recruitment), ένα φαινόμενο που συμβαίνει όταν η στάθμη ενός ήχου τον κάνει ανιχνεύσιμο από τα τριχωτά κύτταρα τα οποία ερεθίζονται απότομα και προκαλούν απότομη άνοδο της έντασης του με αποτέλεσμα να τον κάνουν ενοχλητικό για το άτομο. Για το λόγο αυτό όταν έχουμε απέναντί μας έναν συνομιλητή με πρεσβυακουσία δεν πρέπει να του μιλάμε σε υψηλή ένταση όταν παραπονιέται ότι δεν μας ακούει.

Αξίζει να σημειωθεί πως δεν υπάρχει τρόπος πρόληψης ή θεραπείας της πρεσβυακουσίας ενώ υπάρχουν ενδείξεις ότι ο θόρυβος της πόλης αποτελεί σημαντικό παράγοντα εμφάνισής της [26].

Το χολοστεάτωμα είναι μία συχνή επικίνδυνη κατάσταση που μπορεί να δημιουργηθεί στο μέσο αυτί. Μπορεί να προκαλέσει επιπτώσεις στα νεύρα του

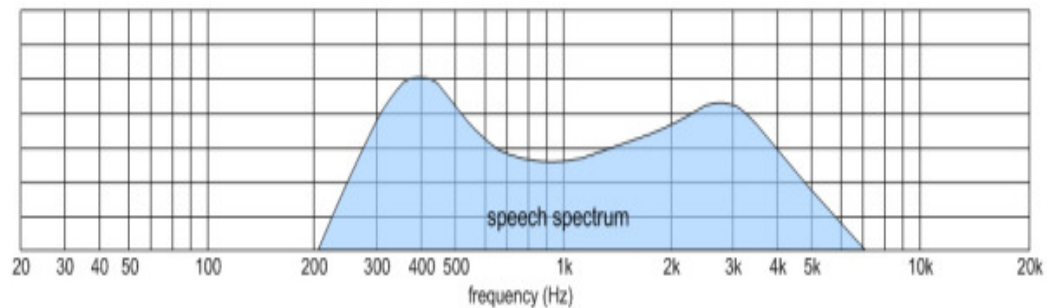
προσώπου, εγκεφαλικές βλάβες αλλά και βαρηκοΐα αγωγιμότητας, η οποία συνοδεύεται συχνά από ζάλη, λόγω βλάβης των οργάνων της ισορροπίας του έσω αυτιού. Το χολοστεάτωμα μπορεί να ανιχνευθεί και μέσω τονικού ακοογράμματος ενώ η θεραπεία του απαιτεί χειρουργική επέμβαση.

Τέλος μία αρκετά συχνή νευροαισθητήρια βαρηκοΐα η οποία ανακαλύφθηκε σχετικά πρόσφατα είναι η βαρηκοΐα που προκαλείται από τον θόρυβο (Noise induced hearing loss). Η συνεχής έκθεση ενός ατόμου σε θόρυβο υψηλής έντασης (άνω των 85 dbA) είναι ικανή να καταστρέψει τα τριχωτά κύτταρα με την καταστροφή αυτή να μην είναι αντιστρέψιμη. Οι ωτοασπίδες είναι αρκετά χρήσιμες για την πρόληψη ενώ η διάγνωσή της γίνεται και μέσω του ακοογράμματος καθαρών τόνων με κάποια παραδείγματα να παρουσιάζονται στον πίνακα 5.5. Τα τελευταία χρόνια μία ακόμα βαρηκοΐα που έχει παρόμοια συμπτώματα και αίτια με την βαρηκοΐα που προκαλείται από τον θόρυβο πήρε το όνομά της. Η βαρηκοΐα αυτή ονομάζεται βαρηκοΐα που προκαλείται από την μουσική (Music induced hearing loss) [27], [21].

Κεφάλαιο 5

Ακούγραμμα καθαρών τόνων

Η πλέον διαδεδομένη και χρήσιμη τεχνική εξέτασης των ωτορινολαρυγγολόγων είναι το ακούγραμμα καθαρών τόνων. Κάθε σύνθετο ηχητικό κύμα που καταφθάνει στο αυτί μας μπορεί να περιγραφεί από ένα συνδυασμό καθαρών τόνων με μοναδική συχνότητα. Κάθε άνθρωπος πρέπει ιδανικά να είναι σε θέση να αναλύσει το συχνотικό φάσμα στο οποίο ανήκει η ανθρώπινη ομιλία το οποίο είναι περίπου μεταξύ 200 και 4000 Hz με τις συχνότητες εκτός αυτών των ορίων να μας δίνουν χρήσιμη ακουστική πληροφορία. Εκτός από την ανάγκη επιτυχούς αντίληψης της ομιλίας, πολλοί χρειάζεται να γνωρίζουν την απόκριση του αυτιού τους και στο υπόλοιπο συχνотικό φάσμα είτε γιατί είναι η δουλειά τους (μουσικοί, τραγουδιστές, μηχανικοί ήχου κλπ) είτε γιατί θέλουν να ξέρουν ότι έχουν μία καλή ακοή και το κυριότερο γιατί αρκετές βαρηκοΐες μπορούν να διαγνωσθούν μέσω συχνотήτων εκτός του φάσματος της φωνής όπως θα δούμε παρακάτω.



Σχήμα 5.1: Το συχνотικό φάσμα της ανθρώπινης ομιλίας [10]

Υπάρχουν δύο τρόποι αγωγής του ήχου, η αέρια και η οστέινη αγωγή [21]. Η αέρια αγωγή ακολουθεί την ροή που περιγράφηκε στο κεφάλαιο 3. Κατά την οστέινη αγωγή, ο ήχος που καταφθάνει στα οστά του κρανίου τα κάνει να δονούνται, ενώ αυτά με την σειρά τους δονούν τη λέμφο μαζί με το όργανο του Corti. Ο τρόπος διέγερσης των τριχωτών κυττάρων είναι ακριβώς ο ίδιος και για τους δύο τρόπους.

5.1 Περιγραφή τεχνικών

Το ακοόγραμμα καθαρών τόνων έχει σκοπό να απεικονίσει την απόκριση των αυτιών του εξεταζόμενου σε ένα φάσμα συχνοτήτων. Διεξάγεται από ειδικούς ωτορινολαρυγγολόγους ή ακοολόγους με την χρήση ακοομετρητών καθαρών τόνων οι οποίοι παράγουν ήχους συγκεκριμένης συχνότητας και έντασης. Οι συχνότητες που εξετάζονται έχουν διακριτές τιμές του φάσματος από 125 μέχρι 8000 Hz. Το βασικό ακοόγραμμα εξετάζει τις συχνότητες 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 Hz ενώ για μεγαλύτερη ανάλυση του φάσματος οι ακοομετρητές έχουν τη δυνατότητα εξέτασης και άλλων συχνοτήτων όπως τα 750, 1500, 3000, 6000 και άλλων Hz. Λόγω του ότι είναι πιθανό ένας τόνος

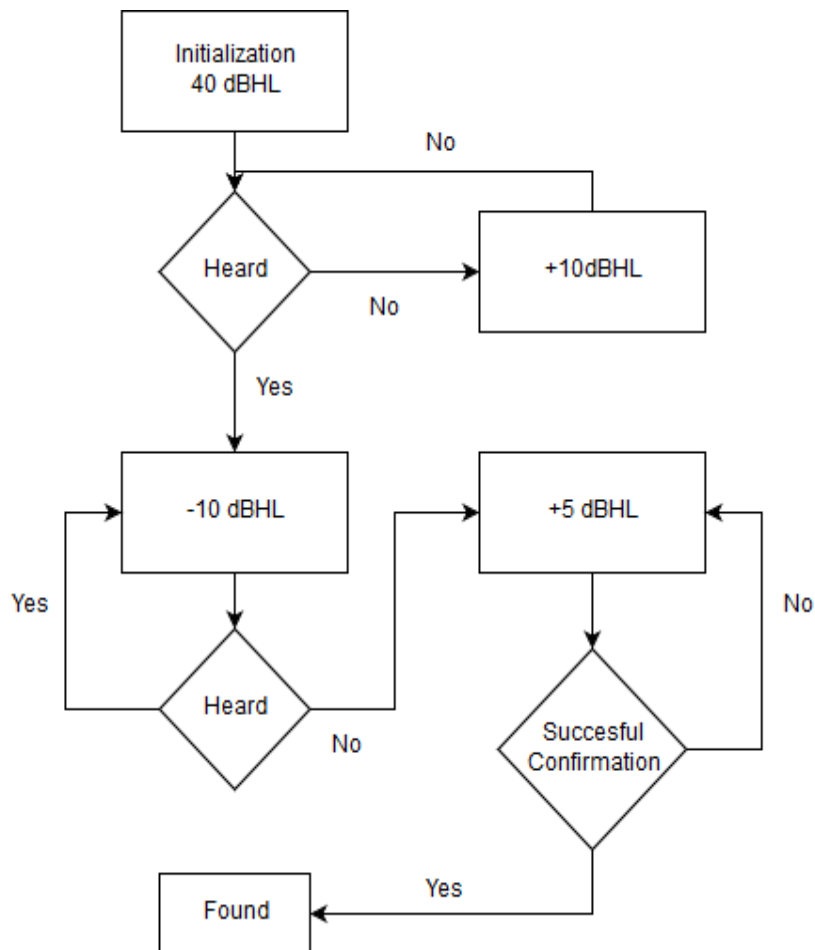
συχνότητας 125 Hz να γίνει αντιληπτός σαν δόνηση από τον εξεταζόμενο, τα 125 Hz παραλείπονται από κάποια ακοογράμματα.

Η διαδικασία της εξέτασης

Κατά την κλασική εξέταση της ακοομετρίας ελέγχεται η αέρια και η οστέινη αγωγή. Ο εξεταζόμενος βρίσκεται σε ηχομονωμένο δωμάτιο μέσα στο οποίο ο θόρυβος του περιβάλλοντος δεν υπερβαίνει τα 35 dBA. Αν κάτι τέτοιο δεν είναι εφικτό πρέπει ο θόρυβος να είναι όσο το δυνατόν χαμηλός. Κατά την εξέταση της αέρινης αγωγής, ο ιατρός φοράει ακουστικά κλειστού τύπου στον εξεταζόμενο και στην συνέχεια μεταβαίνει στο χώρο που βρίσκεται ο ακοομετρητής καθώς δεν πρέπει ο εξεταζόμενος να βλέπει τις κινήσεις του. Στη συνέχεια ο ιατρός στέλνει διαδοχικούς τόνους σε ένα αυτί τη φορά περιμένοντας την θετική απάντηση του εξεταζόμενου. Αυτή έρχεται μέσω ενός κουμπιού που έχει στο χέρι του ο εξεταζόμενος το οποίο πατάει κάθε φορά που ακούει έναν τόνο σε κάποιο από τα αυτιά του. Κατά την εξέταση της οστέινης αγωγής ακολουθείται η ίδια διαδικασία με την διαφορά ότι τοποθετούνται οστεόφωνα πίσω από το αυτί ή στο μέτωπο του εξεταζόμενου.

Για να είναι σε θέση ο ιατρός να γνωρίζει ποιο είναι το χαμηλότερο όριο έντασης κάθε τόνου στο οποίο ο εξεταζόμενος αποκρίνεται (ή αλλιώς ουδός ακοής ή threshold), ακολουθούνται συγκεκριμένοι αλγόριθμοι. Στην πιο συχνή τεχνική, η συχνότητα αρχικοποιείται στα 1000 Hz και η ένταση της στα 40 dBHL. Αν ο εξεταζόμενος αποκριθεί σε έναν τόνο, η ένταση μειώνεται κατά 10 dBHL και η μείωση αυτή συνεχίζεται μέχρι να μην υπάρξει απόκριση από τον εξεταζόμενο. Όταν υπάρξει απόκριση η ένταση αυξάνεται κατά 5

dBHL και συνεχίζει να αυξάνεται κατά το ίδιο ποσό όσο ο εξεταζόμενος δεν αποκρίνεται στον τόνο. Τελικά ούδό ακοής για την εξεταζόμενη συχνότητα έχουμε στην ένταση που ο εξεταζόμενος αποκρίθηκε με ποσοστό από 50% και πάνω. Αν ο εξεταζόμενος δεν ακούσει τον αρχικό τόνο, η ένταση αυξάνεται κατά 10 dBHL και η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι τα 80 dBHL όπου στην συνέχεια αυξάνεται κατά 5 dBHL. Όταν ο τόνος ακουστεί ακολουθείται η παραπάνω διαδικασία. Ακολουθεί το flow chart του αλγορίθμου [28].



Σχήμα 5.2: Ο αλγόριθμος εύρεσης του threshold κατά το ακοόγραμμα καθαρών τόνων [11]

Μετά την εύρεση των ουδών επανεξετάζεται η συχνότητα των 1000 Hz για έλεγχο αξιοπιστίας της εξέτασης. Αν υπάρχει απόκλιση μεγαλύτερη από 10 dBHL η αιτία του σφάλματος πρέπει να διερευνηθεί και αν χρειαστεί η διαδικασία της εξέτασης επαναλαμβάνεται με τον ιατρό να λέει εκ νέου τις οδηγίες στον εξεταζόμενο [28].

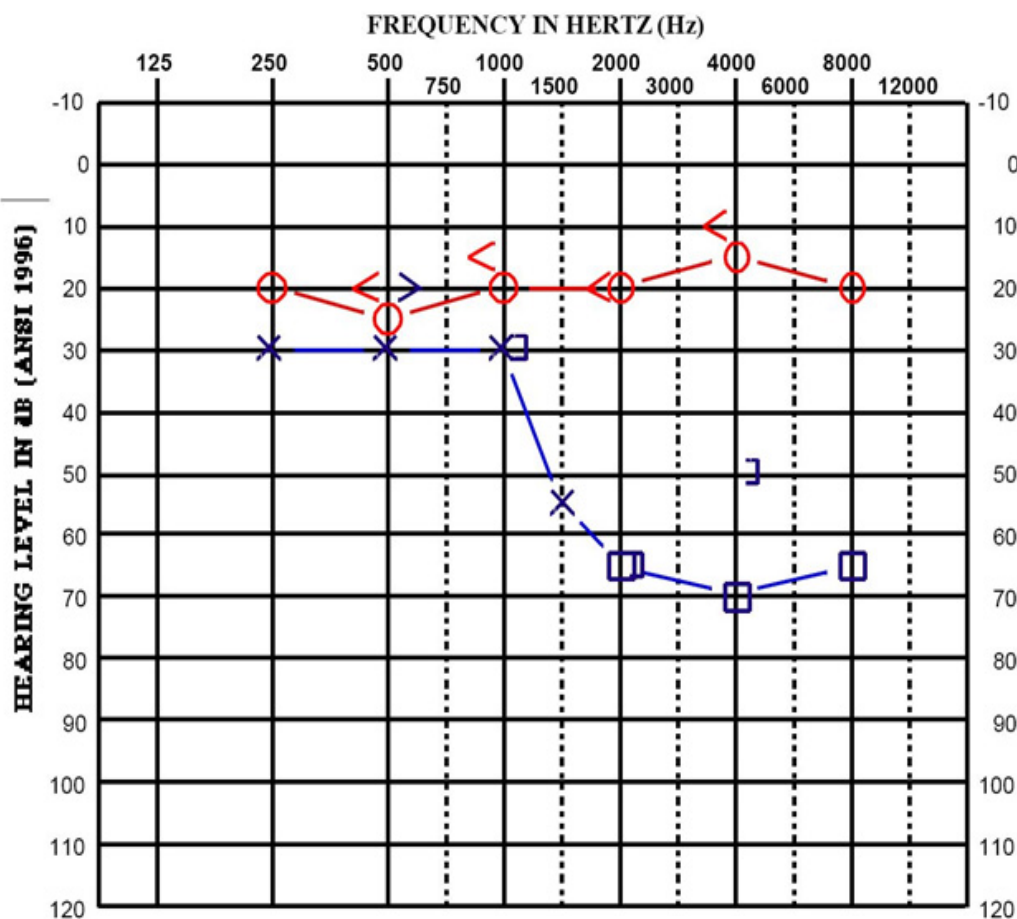
Κατά το ακοόγραμμα οι τόνοι έχουν διάρκεια από 1 μέχρι 3 seconds και ο ιατρός πρέπει να φροντίσει να μην είναι περιοδικοί. Αυτό συμβαίνει γιατί αν ο εξεταζόμενος αντιληφθεί μία χρονική συνέχεια μεταξύ των τόνων, υπάρχει πιθανότητα να δώσει εσφαλμένες αποκρίσεις [21].

Κατανόηση του γραφήματος

Στο τέλος ενός ακοογράμματος, έχουμε ως αποτέλεσμα μία γραφική παράσταση με οριζόντιο άξονα την συχνότητα και κάθετο την ένταση σε dBHL. Οι εντάσεις εκτείνονται από -10 dBHL μέχρι 100 dBHL και κάποιες φορές σε μεγαλύτερο διάστημα.

Το αποτέλεσμα της εξέτασης για το αριστερό και το δεξί αυτί παρουσιάζονται στο ίδιο γράφημα. Για το αριστερό αυτί χρησιμοποιείται μπλε χρώμα και για το δεξί κόκκινο ενώ η απεικόνιση των ουδών γίνεται με το σύμβολο x για το αριστερό και o για το δεξί αυτί. Η γραμμή που ενώνει τους ουδούς της αέρινης αγωγής ονομάζεται καμπύλη της αέρινης αγωγής. Σε κάποια γραφήματα παρουσιάζεται και το αποτέλεσμα της εξέτασης της οστέινης αγωγής που συμβολίζεται με το σύμβολο [για το δεξί αυτί και] για το αριστερό. Ένα

ενδεικτικό ακοόγραμμα παρουσιάζεται στο σχήμα 13.



Σχήμα 5.3: Το γράφημα στο οποίο γράφονται οι ουδοί ακοής του εξεταζόμενου. Απεικονίζονται οι ουδοί της αέρινης και της οστέινης αγωγής για το αριστερό και το δεξί αυτί. Τα συμβόλα < και [δηλώνουν αν υπάρχει Masking ή όχι κατά την εξέταση της συχνότητας.

Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται τα επίπεδα έντασης βάσει των οποίων κρίνεται η κατάσταση του εξεταζόμενου.

| Απώλεια σε dB HL | Κατάσταση ακοής |
|------------------|-----------------------------|
| -10 - 25 | Φυσιολογική ακοή |
| 26 - 40 | Μικρού βαθμού βαρηκοΐα |
| 41 - 55 | Μέση βαρηκοΐα |
| 56 - 70 | Μεσαία προς σοβαρή βαρηκοΐα |
| 71 - 90 | Μεγάλου βαθμού βαρηκοΐα |
| 91+ | Κώφωση |

Πίνακας 5.1: Διαχωρισμός των επιπέδων του γραφήματος

Βλέπουμε πως από -10 μέχρι 25 dB HL έχουμε φυσιολογική ακοή, από 26 μέχρι 40 πολύ μικρού βαθμού βαρηκοΐα αλλά όχι ιδιαίτερη δυσκολία στην αντίληψη της ομιλίας, από 41 έως 55 μέση βαρηκοΐα, από 56 έως 70 μεσαία προς σοβαρή βαρηκοΐα και συχνή δυσκολία αντίληψης της ομιλίας, από 71 έως 90 μεγάλου βαθμού βαρηκοΐα και οι ομιλίες γίνονται αντιληπτές μόνο σε μεγάλη ένταση ή με την χρήση ακουστικού βαρηκοΐας και πάνω από 91 dB HL υπάρχει κώφωση και αδυναμία αντίληψης της ομιλίας με οποιοδήποτε τρόπο [28].

5.2 Εξοπλισμός σήμερα - πριν 30 χρόνια

Ο εξοπλισμός που θα συναντήσει κάποιος κατά την εξέταση του ακοογράμματος καθαρών τόνων δεν είναι πολύπλοκος. Τα στοιχεία που απαιτούνται είναι ένας ακοομετρητής, ένα ζευγάρι ακουστικών (και οστεόφωνων αν συμπεριλαμβάνεται η εξέταση της οστεϊνής αγωγής) και ένα ήσυχο δωμάτιο.

Ο ακοομετρητής εκτελεί συγκεκριμένες λειτουργίες. Περιέχει επιλογή συχνότητας και στάθμης καθώς και διακόπτη ο οποίος ελέγχει πότε χορη-

γείται ο ήχος. Ένας βασικός ακοομετρητής περιέχει επίσης γεννήτρια θορύβου και κύκλωμα ομιλίας τα οποία χρησιμεύουν για βασικές ακοολογικές εξετάσεις πέραν της ακοομετρίας καθαρών τόνων [21]. Κάθε ακοομετρητής πρέπει να τηρεί τα BS EN ISO standards.

Τα ακουστικά με τα οποία εκτελείται το ακοόγραμμα καθαρών τόνων έχουν συγκεκριμένα χαρακτηριστικά και πρέπει να έχουν βαθμονομηθεί βάσει των BS EN ISO standards. Στοιχεία που παίζουν σημαντικό ρόλο στην επιλογή των ακουστικών είναι η απόκριση συχνοτήτων, η σύνθετη αντίσταση καθώς και η ευαισθησία τους. Τα ακουστικά πρέπει να έχουν ικανοποιητική απόκριση σε όλο εξεταζόμενο συχνотικό φάσμα. Αν η απόκριση σε μία συχνότητα είναι κακή, η συχνότητα αυτή κατά την αναπαραγωγή της θα έχει κακό signal to noise ratio με πιθανό αποτέλεσμα την αλλοίωση του ουδού ακοής σε αυτή την συχνότητα. Η σύνθετη αντίσταση παίζει σημαντικό ρόλο καθώς η ένταση με την οποία αναπαράγεται ένας ήχος από τα ακουστικά εξαρτάται άμεσα από αυτήν. Ακουστικά με μεγαλύτερη σύνθετη αντίσταση αναπαράγουν ήχους με μικρότερη ένταση αλλά και καλύτερο signal to noise ratio.

Το ιδιαίτερο χαρακτηριστικό των ακουστικών που χρησιμοποιούνται στην ακοομέτρηση είναι ότι έχουν πολύ καλή απόκριση στις χαμηλές συχνότητες (125 - 1000 Hz). Το βασικό μοντέλο ακουστικών που επικρατεί είναι το TDH39. Αξίζει να σημειωθεί πως αυτά τα μοντέλα χρησιμοποιήθηκαν για την εύρεση των RETSPL του ISO 389-1 [18], που σημαίνει ότι τα αποτελέσματα με την χρήση τους είναι πιο έγκυρα. Αυτός είναι ένας από τους λόγους για

τους οποίους δεν υπάρχει αλλαγή μοντέλων ακουστικών με την πάροδο των χρόνων.

Στη πράξη η απόκριση συχνοτήτων μπορεί να αλλάζει ανάλογα με την τοποθέτηση των ακουστικών και την απόστασή ανάμεσα στο μεγάφωνο του ακουστικού και την τυμπανική μεμβράνη του εξεταζόμενου. Ίσως στο μέλλον η κατασκευή ακουστικών που προσαρμόζουν την μορφή τους ανάλογα με το αυτί στο οποίο απευθύνονται να βελτιώνει την απόκρισή τους. Από την πλευρά των ακοομετρητών υπάρχει σημαντική εξέλιξη του εξοπλισμού. Η αντικατάσταση των αναλογικών ακοομετρητών από ψηφιακούς με την επεξεργαστική ισχύ και τις δυνατότητες των ηλεκτρονικών υπολογιστών έχει ήδη αρχίσει με αρκετά παραδείγματα της αγοράς. Οι νέοι ακοομετρητές έχουν τη δυνατότητα αυτόματης και χειροκίνητης εξέτασης [28].

5.3 Διάγνωση ασθενιών μέσω της εξέτασης

Το ακοόγραμμα καθαρών τόνων δεν επαρκεί για την διάγνωση ασθενειών καθώς κάθε ασθένεια απαιτεί και άλλες εξετάσεις ώστε να επιβεβαιωθεί. Υπάρχουν όμως συγκεκριμένες ασθένειες οι οποίες προσδίδουν συγκεκριμένα χαρακτηριστικά στο ακοόγραμμα καθαρών τόνων του ασθενή. Κάποια παραδείγματα παρουσιάζονται παρακάτω ¹. Τα διαγράμματα είναι ενδεικτικά και δεν αντιστοιχούν σε συγκεκριμένους ασθενείς.

Στο σχήμα 5.4 παρουσιάζεται ένα φυσιολογικό ακοόγραμμα με τους ου-

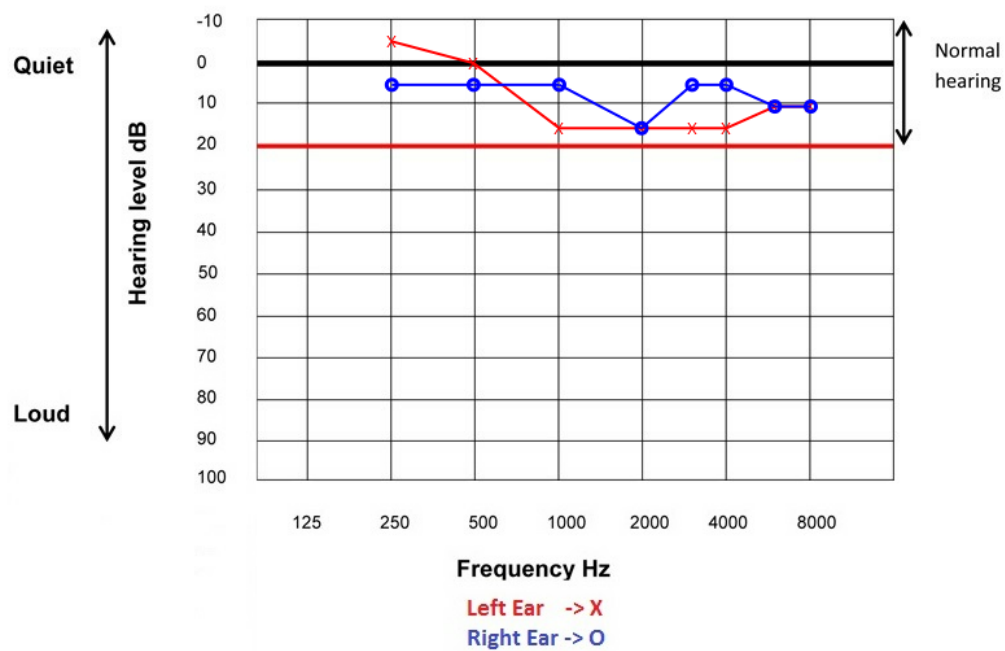
¹Εκτός του ακοογράμματος του σχήματος 5.4, στα ακοογράμματα παρουσιάζεται μόνο το αποτέλεσμα του δεξιού αυτιού

δούς ακοής να βρίσκονται εντός των φυσιολογικών ορίων.

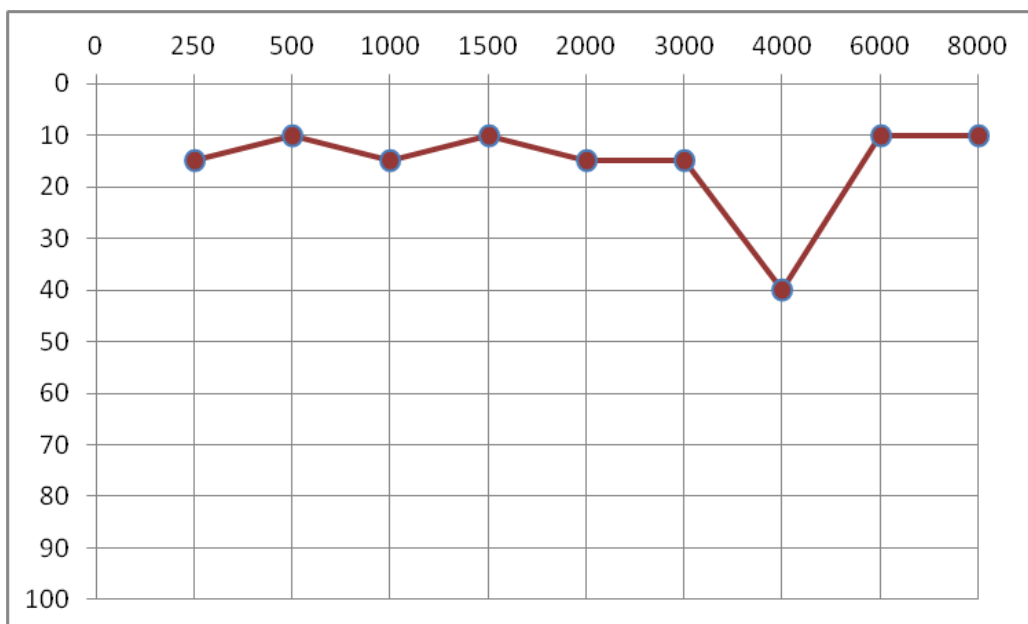
Στο σχήμα 5.5 παρουσιάζονται δύο περιπτώσεις Music / Noise Induced βαρηκοϊών. Το βασικό χαρακτηριστικό των ακοογραμμάτων αυτών είναι μία πτώση στις συχνότητες από 3000 - 6000 Hz. Η διαφορά των ακοογραμμάτων του σχήματος 5.5 με αυτό του σχήματος 5.7, το οποίο δείχνει μία βαρηκοΐα υψηλών συχνοτήτων, είναι ότι στο δεύτερο η πτώση ξεκινάει από τα 3000 Hz και συνεχίζεται σταδιακά όσο αυξάνεται η συχνότητα.

Στο γράφημα του σχήματος 5.6 παρουσιάζεται μία σοβαρή περίπτωση νευροαισθητήριας βαρηκοΐας με όλους τους ουδούς ακοής να βρίσκονται αρκετά χαμηλότερα από το όριο και το πρόβλημα να εντείνεται όσο αυξάνεται η συχνότητα. Σημειώνεται πως για να ορισθεί ως νευροαισθητήρια η βαρηκοΐα του γραφήματος, πρέπει η οστέινη να είναι παρόμοια με την αέρινη αγωγή.

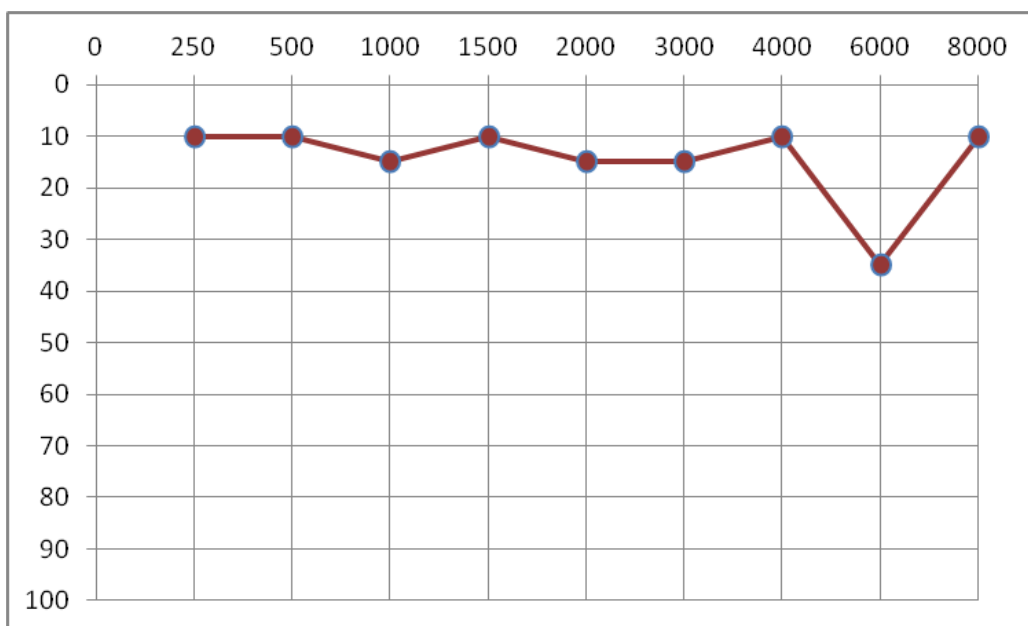
Τέλος, στο σχήμα 5.8, παρουσιάζεται μία περίπτωση πιθανής ωτοσκλήρυνσης. Οι ουδοί της αέρινης αγωγής παρουσιάζουν σημαντική πτώση στις χαμηλές συχνότητες (έως και τα 1000 Hz) ενώ οι ουδοί της οστέινης αγωγής είναι φυσιολογικοί.



Σχήμα 5.4: Παράδειγμα ενός φυσιολογικού ακοογράμματος

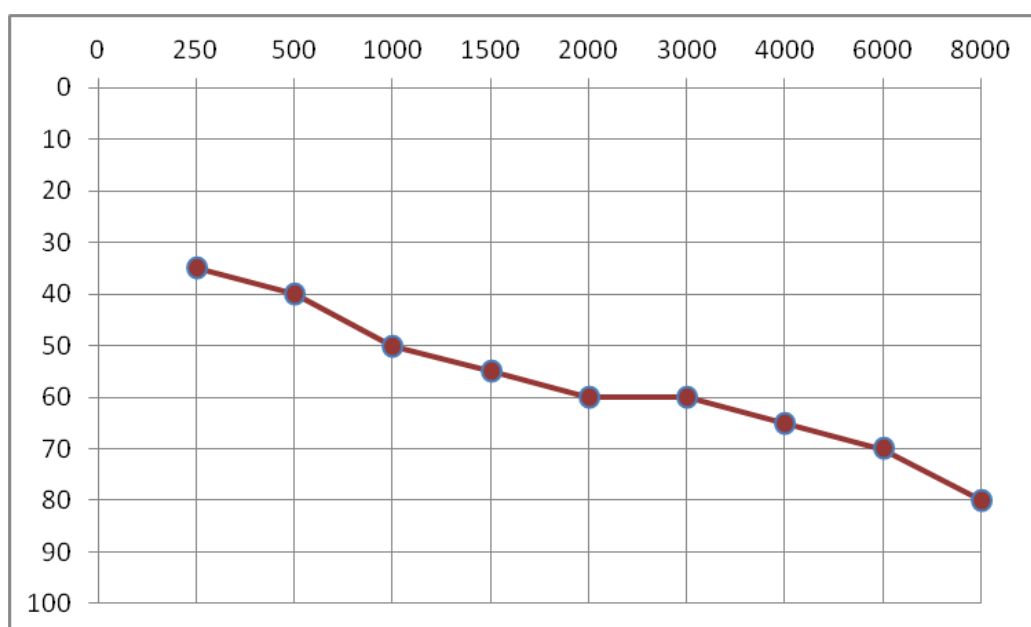


(α) Περίπτωση Music / Noise induced βαρηκοΐας με πτώση στα 4000 Hz

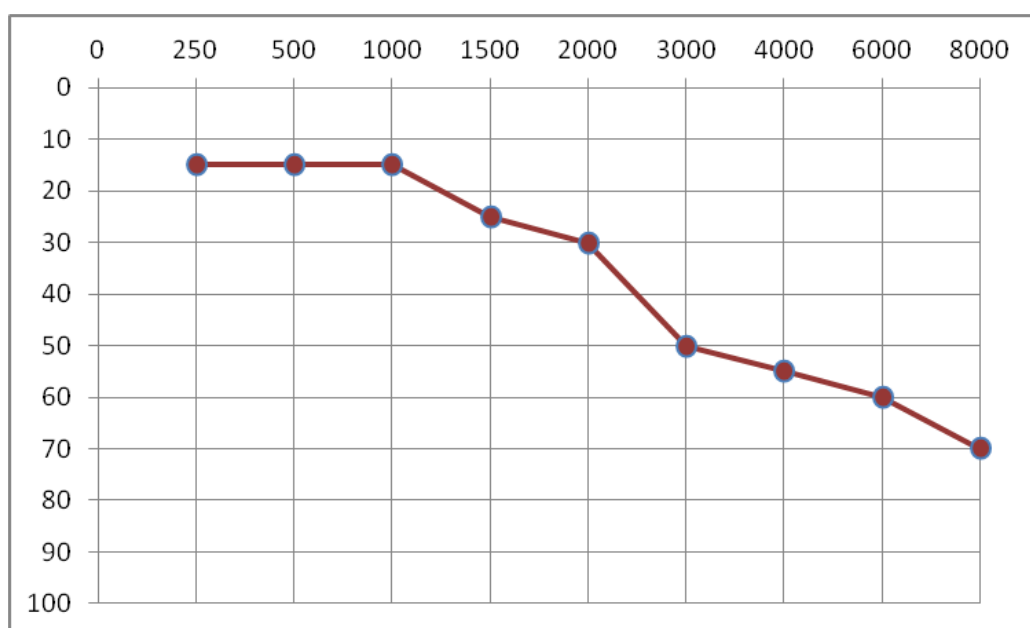


(β) Περίπτωση Music / Noise induced βαρηκοΐας με πτώση στα 6000 Hz

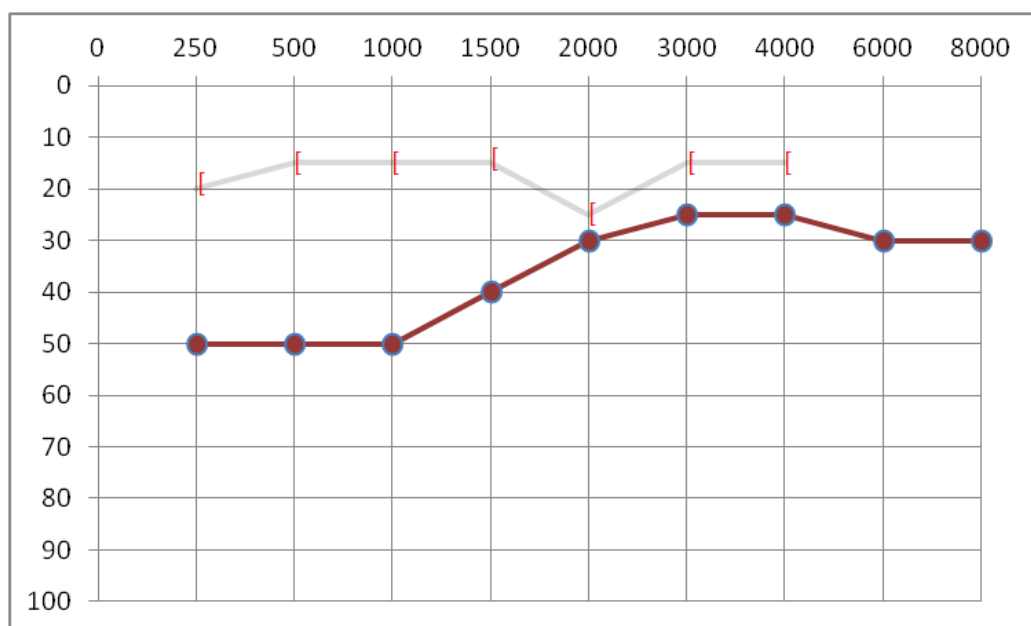
Σχήμα 5.5: Δύο παραδείγματα Music / Noise induced βαρηκοΐας



Σχήμα 5.6: Παράδειγμα Νευροαισθητήριας Βαρηκοΐας



Σχήμα 5.7: Βαρηκοΐα υψηλών συχνοτήτων - Πιθανή πρεσβυακουσία. Για να οριστεί ως πρεσβυακουσία πρέπει να ακολουθήσει καταγραφή του ιστορικού και κλινική εξέταση του ασθενούς.



Σχήμα 5.8: Παράδειγμα πιθανής ωτοσκλήρυνσης - βαρηκοΐα αγωγιμότητας.

Η γκρι γραμμή είναι η καμπύλη της οστέινης αγωγής.

Κεφάλαιο 6

Το Ψηφιακό Ακοόγραμμα

Στα πλαίσια της διπλωματικής εργασίας υλοποίησα μία προσέγγιση του ακοογράμματος καθαρών τόνων που μπορεί να κάνει κάποιος σε ένα ιατρείο ΩΡΛ (ωτορινολαρυγγολόγου). Το ψηφιακό αυτό ακοόγραμμα μπορεί να αποθηκευθεί και να χρησιμοποιηθεί από κάθε ενδιαφερόμενο χρήστη καθώς έχει την μορφή εφαρμογής (application). Σε αυτή την ενότητα θα περιγράψω τον τρόπο με τον οποίο υλοποιήθηκε, τις τεχνικές δυσκολίες που αντιμετώπισα καθώς και τις ιδιαίτερες λειτουργίες που μπορεί να καταφέρει.

6.1 Οι λειτουργίες

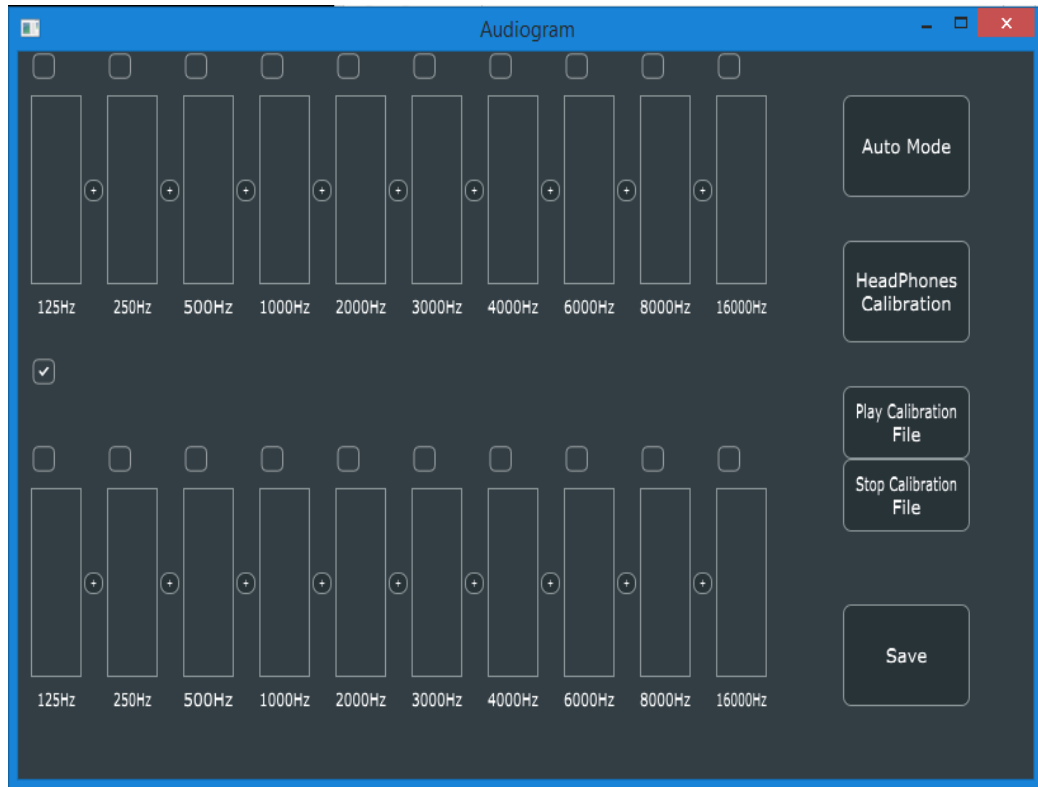
Το ψηφιακό ακοόγραμμα στην αρχική του μορφή δίνει την δυνατότητα στον χρήστη να εκτελέσει την απλή χειροκίνητη διαδικασία. Σε αυτή τη λειτουργία, δεν ισχύει ο αλγόριθμος του σχήματος 5.2 και ο χρήστης είναι ελεύθερος να εξεταστεί σε περισσότερες συχνότητες από το ακοόγραμμα του ΩΡΛ και με ακρίβεια 1 dB HL (στο ακοόγραμμα ΩΡΛ η ακρίβεια είναι 5 dB HL).

Η λειτουργία αυτή δεν ακολουθεί τα BS EN ISO standards σε ότι αφορά τη διαδικασία εξέτασης ούτε περιέχει αλγόριθμο επιβεβαίωσης και για αυτό η εφαρμογή της δεν επιφέρει τόσο αξιόπιστα αποτελέσματα όσο αυτά της αυτόματης λειτουργίας η οποία περιγράφεται στη συνέχεια.

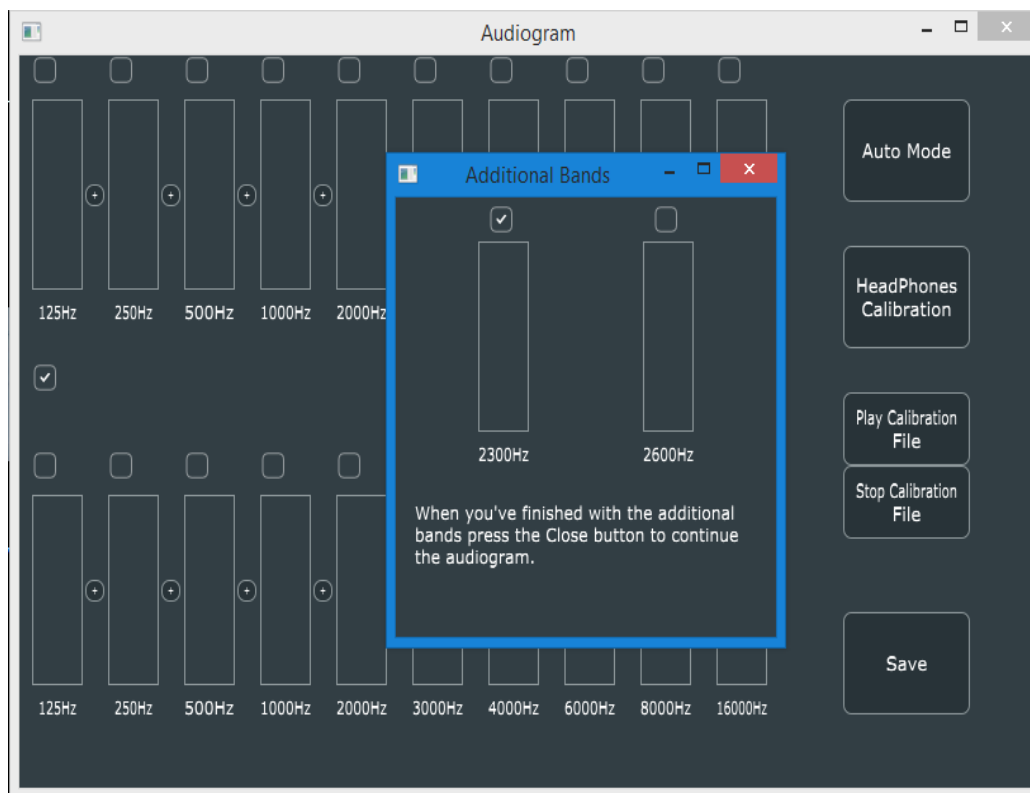
Το κάθε ποτενσιόμετρο (slider) του σχήματος 6.1 ελέγχει την ένταση μίας ημιτονοειδούς γεννήτριας ήχου με την πάνω σειρά ποτενσιομέτρων να αφορά το αριστερό αυτί και την κάτω το δεξί. Κάτω από κάθε ποτενσιόμετρο αναγράφεται η συχνότητα της γεννήτριας ήχου ενώ από πάνω υπάρχει ένα πλαίσιο το οποίο υποδηλώνει ποιός τόνος αναπαράγεται τη δεδομένη χρονική στιγμή. Μία σημαντική διευκόλυνση της λειτουργίας αυτής είναι η δυνατότητα του χρήστη να πλοηγηθεί μεταξύ διαφορετικών συχνοτήτων καθώς και να αλλάξει την ένταση της γεννήτριας κατά 1 dBHL με την χρήση των βελών του πληκτρολογίου. Πατώντας το δεξί βέλος θα έρθει στο προσκήνιο η επόμενη συχνότητα και αντίστοιχα με το αριστερό η προηγούμενη. Με το πάνω βέλος η ένταση της γεννήτριας αυξάνεται κατά 1 dBHL και με το κάτω μειώνεται κατά το ίδιο ποσό. Με τον τρόπο αυτό η εξέταση γίνεται απλή και με αρκετά μεγάλη ακρίβεια.

Ένα άλλο βασικό χαρακτηριστικό της χειροκίνητης διαδικασίας είναι η δυνατότητα εξέτασης περισσότερων συχνοτήτων από αυτές του βασικού ακοογράμματος. Για να ενεργοποιήσει αυτή τη λειτουργία ο χρήστης πρέπει να πατήσει το κουμπί στην οθόνη με την ένδειξη '+'. Ανάλογα με το ποιο κουμπί πατήθηκε θα ανοίξει διαφορετικό παράθυρο που περιέχει διαφορετικές γεννήτριες. Αν για παράδειγμα πατηθεί το κουμπί που βρίσκεται ανάμεσα στα

ποτενσιόμετρα των 2000 και 3000 Hz ο χρήστης θα μπορεί να εξετάσει τις υπομπάντες που ανήκουν στο εύρος [2000,3000] και το παράθυρο θα έχει την μορφή του σχήματος 6.2.



Σχήμα 6.1: Η βασική λειτουργία του ψηφιακού ακοογράμματος



Σχήμα 6.2: Η δυνατότητα εξέτασης περισσότερων συχνοτήτων. Υποδιαίρεση του διαστήματος $[2000, 3000]$ σε ίσα μέρη.

Ο πίνακας 6.1 περιέχει αναλυτικά τις εξεταζόμενες συχνότητες της χειροκίνητης διαδικασίας. Στην αριστερή στήλη αναγράφονται οι βασικές συχνότητες και στις υπόλοιπες 4 στήλες οι υποσυχνότητες τις οποίες μπορεί να εξετάσει ο χρήστης.

| Basic Bands | Extra Band 1 | Extra Band 2 | Extra Band 3 | Extra Band 4 |
|-------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| 125 Hz | 180 Hz | - | - | - |
| 250 Hz | 350 Hz | - | - | - |
| 500 Hz | 750 Hz | - | - | - |
| 1000 Hz | 1300 Hz | 1600 Hz | - | - |
| 2000 Hz | 2300 Hz | 2600 Hz | - | - |
| 3000 Hz | 3200 Hz | 3400 Hz | 3600 Hz | 3800 Hz |
| 4000 Hz | 4400 Hz | 4800 Hz | 5200 Hz | 5600 Hz |
| 6000 Hz | 6400 Hz | 6800 Hz | 7200 Hz | 7600 Hz |
| 8000 Hz | 9000 Hz | 10500 Hz | 12000 Hz | 14000 Hz |
| 16000 Hz | - | - | - | - |

Πίνακας 6.1: Όλες οι εξεταζόμενες συχνότητες. Αριστερά φαίνονται οι βασικές συχνότητες ενώ δεξιά οι επιπλέον εξεταζόμενες συχνότητες

Η αυτόματη διαδικασία προσομοιώνει την εξέταση του ΩΡΛ και παρέχει αξιόπιστα αποτελέσματα καθώς ακολουθεί την προτεινόμενη διαδικασία εξέτασης του BS EN ISO. Για την έναρξή της ο χρήστης πρέπει να πατήσει το κουμπί 'Auto Mode' και στη συνέχεια το κουμπί 'Start Test'. Μετά από αυτό, το μόνο που πρέπει να κάνει είναι να πατάει το κουμπί 'Heard' κάθε φορά που ακούει έναν τόνο. Αν μετά από 10 δευτερόλεπτα δεν υπάρξει απάντηση από το χρήστη, η απάντηση θεωρείται αρνητική και η διαδικασία συνεχίζεται μέχρι να βρεθεί ο ουδός ακοής για την εξεταζόμενη συχνότητα. Πρώτα εξετάζονται οι συχνότητες για το αριστερό και μετά για το δεξί αυτί ενώ σε ό,τι αφορά τη σειρά των συχνοτήτων, εξετάζονται πρώτα τα 1000 Hz και μετά ανεβαίνουμε μέχρι τα 8000 Hz για να τελειώσουμε με τα 250 και τα 500 Hz.

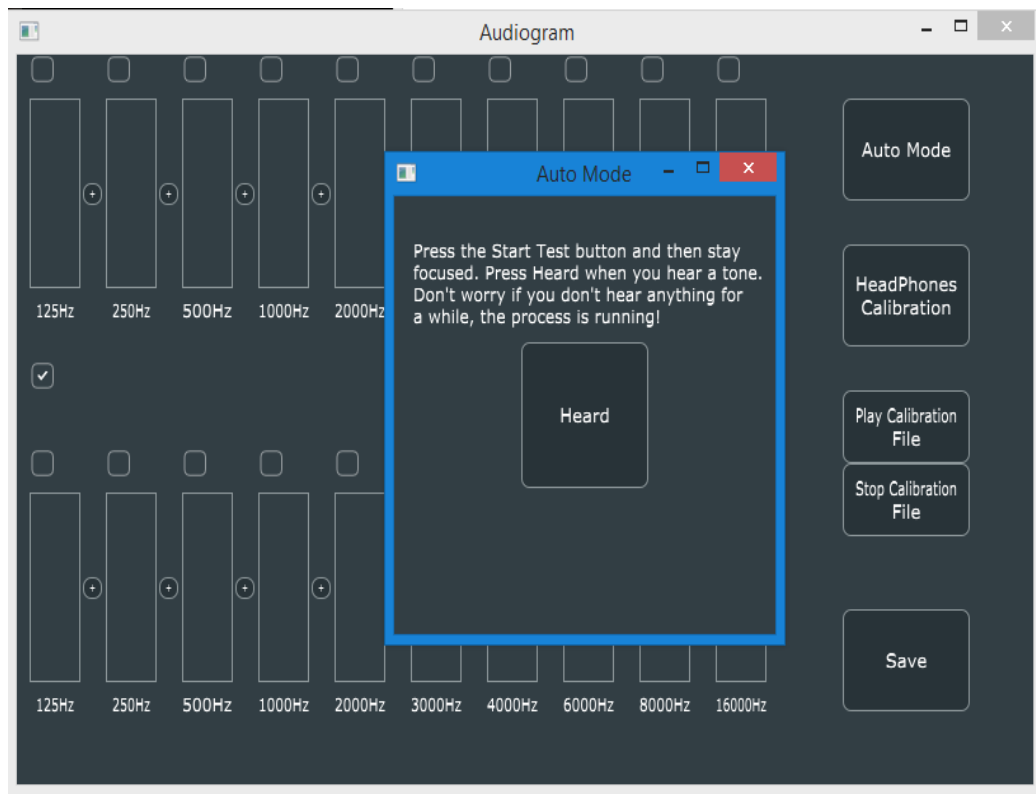
Η χρονική απόσταση μεταξύ διαδοχικών τόνων μεταβάλλεται κάθε 8 δευτερόλεπτα. Παίρνει τιμές στο διάστημα μεταξύ 1 και 3 δευτερολέπτων ενώ

η διάρκειά του κάθε τόνου είναι 2 δευτερόλεπτα. Μπορούμε να πούμε ότι 2 ή 3 διαδοχικοί τόνοι αναπαράγονται περιοδικά ενώ στον αμέσως επόμενο τόνο η περιοδικότητα αυτή σταματά να ισχύει. Αυτό είναι χρήσιμο για τον περιορισμό του ψυχοακουστικού παράγοντα καθώς σε περίπτωση περιοδικής επανάληψης τόνων ο χρήστης μπορεί να βγάλει λάθος συμπεράσματα σε ότι αφορά το αν άκουσε ή όχι το ερέθισμα [21].

Για την ολοκλήρωση της εύρεσης ουδού ακολουθείται διαδικασία επιβεβαίωσης η οποία ολοκληρώνεται όταν το ποσοστό απόκρισης του χρήστη στην συχνότητα του ουδού είναι πάνω από 50%. Ο αλγόριθμος εύρεσης του ουδού ακοής είναι αυτός που περιγράφηκε στην ενότητα 5.1.

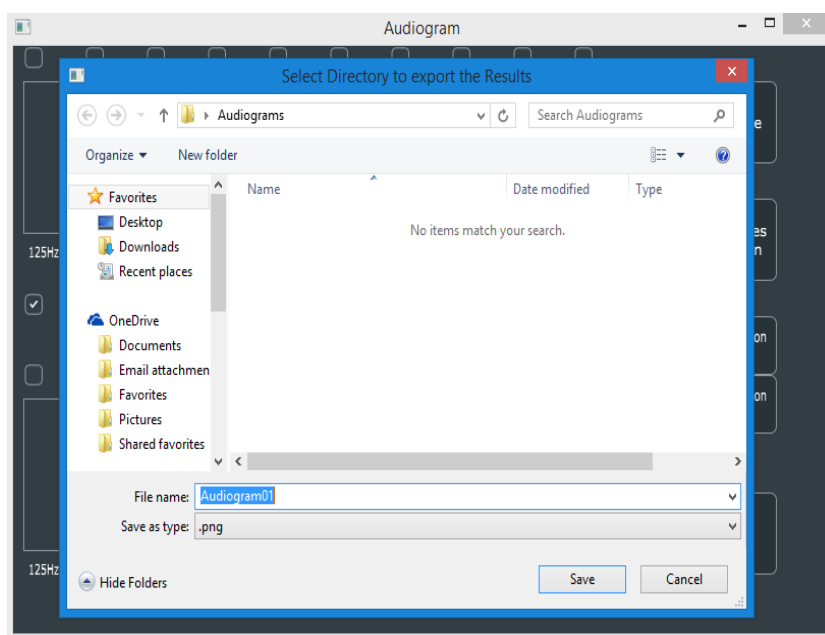
Το στάδιο που ακολουθεί μετά την εύρεση των ουδών ακοής είναι η επιλογή αποθήκευσης. Για να ξεκινήσει η διαδικασία αυτή πρέπει είτε να ολοκληρωθεί η αυτόματη διαδικασία, όπου η αποθήκευση γίνεται αυτόματα, είτε ο χρήστης να το επιλέξει κατά την διάρκεια της χειροκίνητης εξέτασης. Όταν εκτελεστεί η επιλογή, οι τιμές των ποτενσιομέτρων γράφονται σε ένα png αρχείο δίνοντας έτσι στον χρήστη την δυνατότητα να οπτικοποιήσει την απόκριση των αυτιών του, να αποθηκεύσει και να χρησιμοποιήσει τα αποτελέσματα του ακοογράμματός του.

Τέλος, μία δυνατότητα της εφαρμογής η οποία είναι πολύ σημαντική σε ότι αφορά την εγκυρότητα της εξέτασης είναι η ισοστάθμιση των ακουστικών (Headphones Calibration). Κατά την επιλογή αυτή, ο χρήστης έχει την δυνατότητα να αναζητήσει το μοντέλο ακουστικών που χρησιμοποιεί σε μία βάση

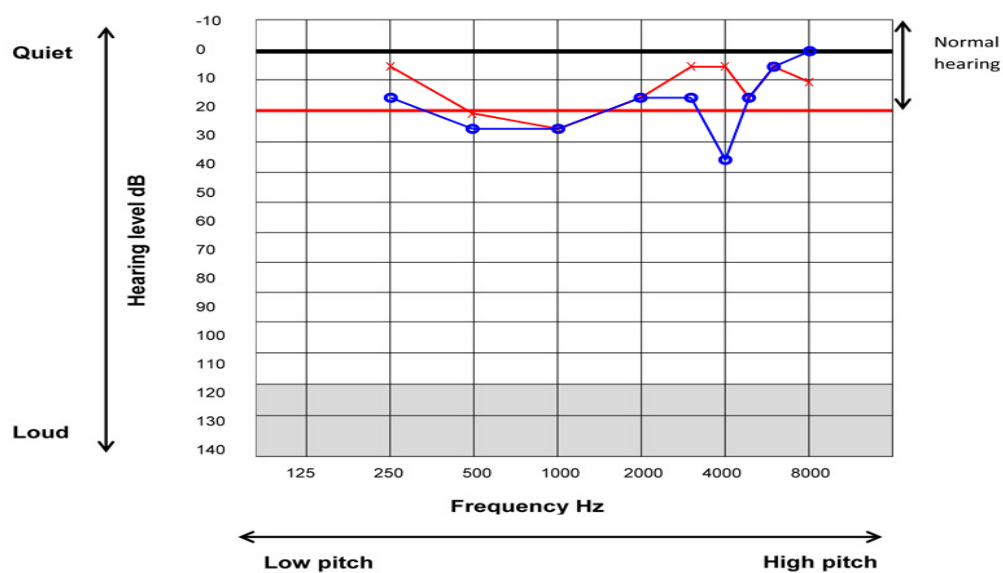


Σχήμα 6.3: Η αυτόματη διαδικασία

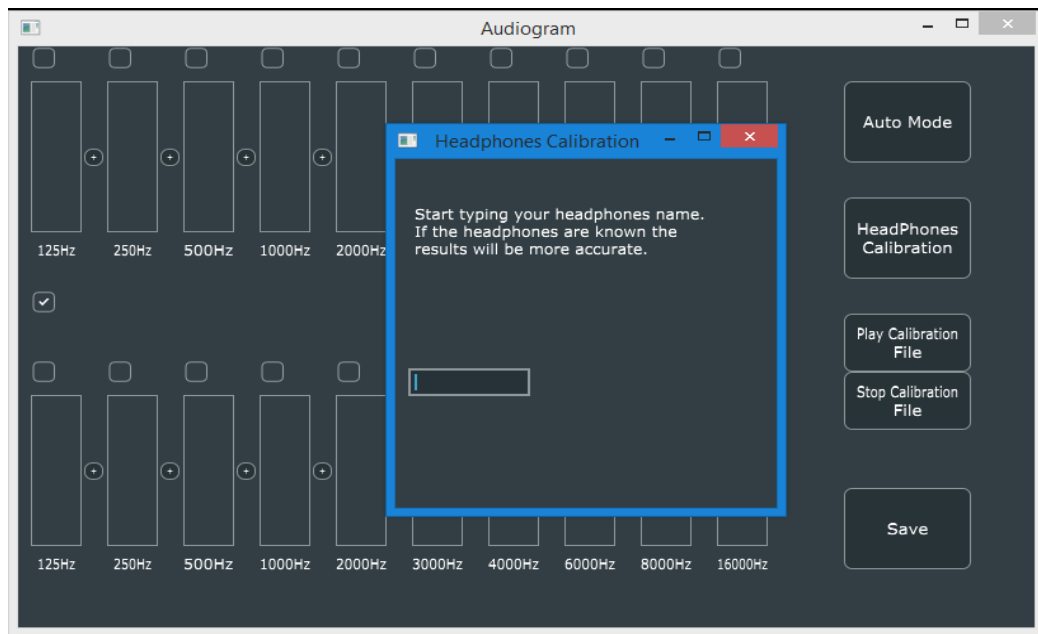
δεδομένων ακουστικών που έχω εισάγει στο πρόγραμμα.



Σχήμα 6.4: Η διαδικασία της αποθήκευσης.



Σχήμα 6.5: Το αρχείο που αποθηκεύεται στο τέλος της εξέτασης.



Σχήμα 6.6: Η επιλογή της ισοστάθμισης ακουστικών

6.2 Οι τεχνικές δυσκολίες

Το εγχείρημα είναι εξάρχής δύσκολο καθώς απευθύνεται σε μία μεγάλη ποικιλία συσκευών αναπαραγωγής. Οι χρήστες διαφέρουν μεταξύ τους σε ότι αφορά τα ακουστικά, τις ενσωματωμένες κάρτες ήχου καθώς και τις πιθανές εξωτερικές κάρτες ήχου. Ο σκοπός μου είναι να ελαχιστοποιήσω το σφάλμα μέτρησης το οποίο οφείλεται στα παραπάνω στοιχεία.

Το πείραμα ¹

Η ροή του σήματος ξεκινάει από το πρόγραμμα όπου η έντασή του ελέγχεται από διάφορα ποτενσιόμετρα και μετριέται σε dBFS. Στη συνέχεια το σήμα περνάει από την κάρτα ήχου στα ακουστικά και από εκεί εισέρχεται στο αυτί

¹Το πείραμα έγινε σε συνεργασία με τον μηχανικό ήχου κ. Παύλο Πανταζόπουλο.

του χρήστη. Στο στάδιο αυτό ανάλογα με την κάρτα, τα ακουστικά και τα dBFS που έχουν οριστεί από το πρόγραμμα έχουμε μία στάθμη εξόδου σε dB SPL. Αυτά τα dB SPL μετατρέπονται σε dB HL και στην συνέχεια γράφονται στην εικόνα κατά την εξαγωγή (export).

Στο πλαίσιο αυτό πραγματοποιήσα ένα πείραμα με σκοπό την όσο το δυνατόν πιστότερη μέτρηση της στάθμης εξόδου των ακουστικών σε διαφορετικά συστήματα. Για την μέτρηση χρειάστηκε ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής με το ψηφιακό ακούγραμμα, ένα ζευγάρι ακουστικών, ένα μετρητικό μικρόφωνο τύπου Klark Teknik 6051, ένας μετρητής στάθμης ακουστικής πίεσης τύπου RadioShack, ένα κεφάλι από φελιζόλ ώστε να προσομοιώσουμε το ανθρώπινο κεφάλι ² και ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής με το πρόγραμμα Smaart v.8. Στη συνέχεια με την ίδια συνδεσμολογία επέκτεινα το πείραμα εισάγοντας περισσότερα συστήματα και ακουστικά.

Η συνδεσμολογία έγινε ως εξής:

- Συνδέσαμε την έξοδο του ηλεκτρονικού υπολογιστή με τα ακουστικά.
- Τοποθετήσαμε το μετρητικό μικρόφωνο μέσα στο κεφάλι από φελιζόλ έτσι ώστε η κάψα του να είναι περίπου στη θέση που θα ήταν η τυμπανική μεμβράνη αν το κεφάλι ήταν ανθρώπινο.
- Πάνω στο κεφάλι από φελιζόλ τοποθετήσαμε προσεκτικά τα ακουστικά με το κέντρο του αριστερού μεγαφώνου στραμένο προς το κέντρο του μικροφώνου.³
- Συνδέσαμε το μικρόφωνο με έναν δεύτερο ηλεκτρονικό υπολογιστή στον ο-

²Η τεχνική ηχογράφησης που επιλέξαμε βασίζεται στην τεχνική Dummy Head [29], [30]

³Οι μετρήσεις έγιναν στο ένα από τα δύο ακουστικά καθώς θεωρώ ότι δεν υπάρχει διαφορά μεταξύ του αριστερού και του δεξιού ακουστικού

ποίο τρέξαμε το μετρητικό πρόγραμμα Smaart v.8 [31].

Το πρώτο βήμα ήταν να επιβεβαιώσουμε ότι η στάθμη ηχητικής πίεσης που καταγράφεται μέσω του Smaart είναι ίδια με την στάθμη που κατέγραψε ο μετρητής στάθμης ακουστικής πίεσης. Η πηγή που χρησιμοποιήθηκε ήταν ένα pink noise ⁴ και η μέτρηση φαίνεται στο σχήμα 6.7.

Στο επόμενο βήμα πήραμε την στάθμη εξόδου των ακουστικών για κάθε συχνότητα του ακοογράμματος με τιμή του ποτενσιόμετρου ελέγχου έντασης⁵ ίση με 10 και την ένταση της κάρτας ήχου στο 100% για τα ακουστικά Sony MDR-V55. Οι μετρήσεις βρίσκονται στο σχήμα 6.8. Επιλέξαμε την τιμή 10 ώστε να ελαχιστοποιήσουμε το Signal to Noise Ratio. Σημειώνεται ότι το ποτενσιόμετρο παίρνει τιμές στο διάστημα [0, 100].

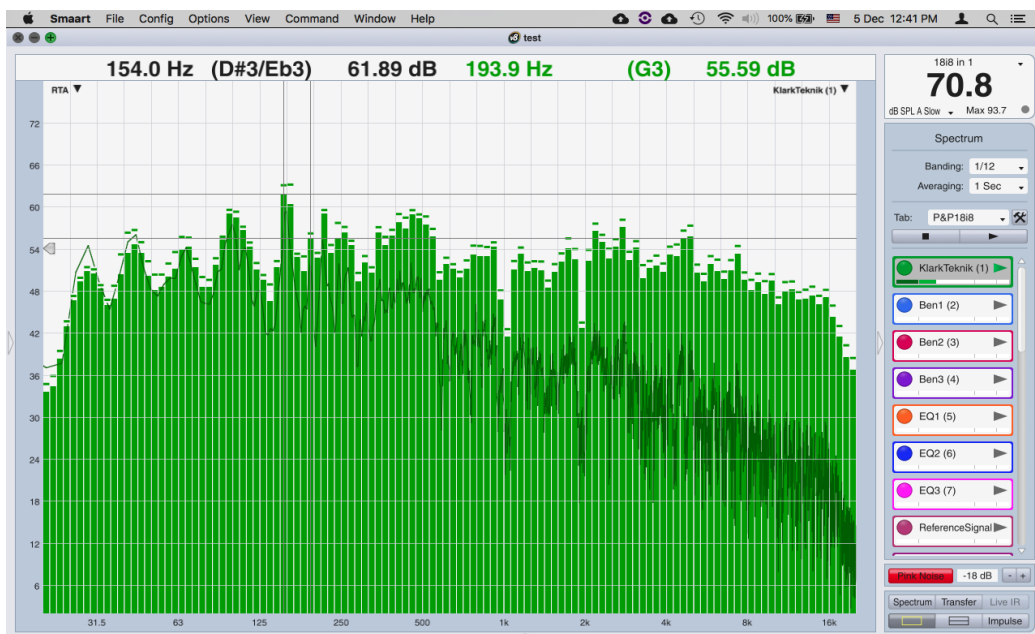
Στο σημείο αυτό έχω στη διάθεσή μου την στάθμη ηχητικής πίεσης που παράγει κάθε γεννήτρια για τον ηλεκτρονικό υπολογιστή μάρκας Turbo-X και τα ακουστικά Sony MDR-V55. Μέσω των μετρήσεων αυτών είμαι σε θέση να ορίσω μία στάθμη αναφοράς για κάθε συχνότητα βάσει της οποίας θα υπολογίζω την στάθμη εξόδου για κάθε τιμή του ποτενσιόμετρο.

Εισάγοντας τη θεωρία του dB SPL

Στην συνέχεια ήλεγξα ότι τα δεδομένα ικανοποιούν τον τύπο 2.7 σε ότι αφορά την σχέση μεταξύ δύο ηχητικών πιέσεων. Υπενθυμίζω ότι δεδομένων δύο

⁴Pink Noise είναι ένας τυχαίος θόρυβος με ισοκατανεμημένη ενέργεια σε όλο το ακουστικό φάσμα

⁵Για συντομία το ποτενσιόμετρο ελέγχου της έντασης θα λέγεται ποτενσιόμετρο.



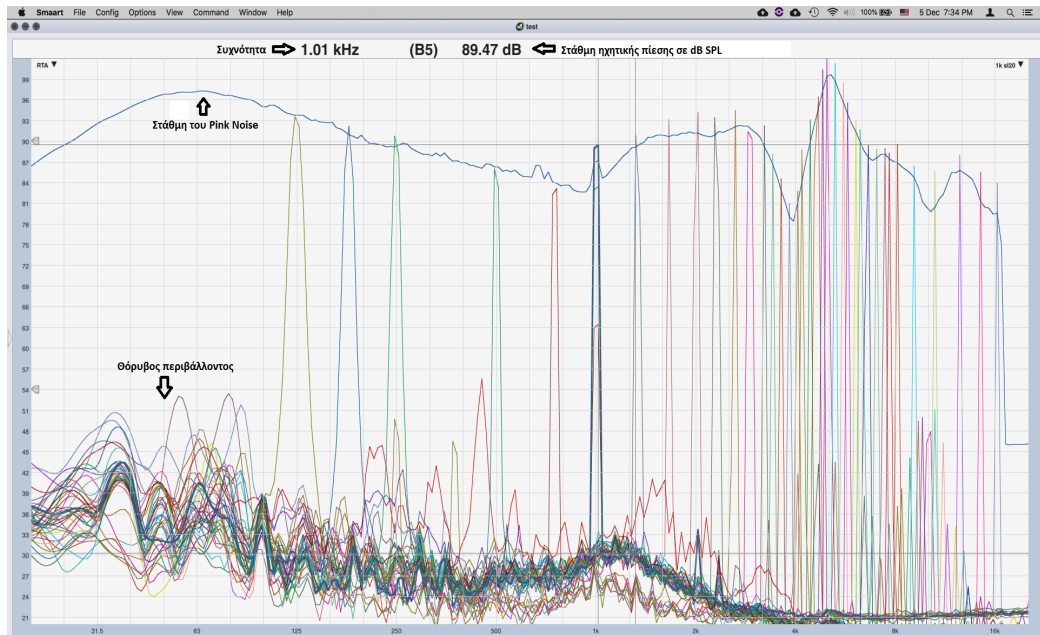
Σχήμα 6.7: Απεικόνιση ενός pink noise στο πρόγραμμα Smaart για τα ακουστικά Sony MDR-V55. Ο οριζόντιος άξονας δείχνει την συχνότητα ενώ ο κάθετος την στάθμη ηχητικής πίεσης της συχνότητας. Πάνω δεξιά βλέπουμε ότι η υψηλότερη στάθμη που καταγράφηκε ήταν 70.8 dB SPL τιμή η οποία είναι κοινή με την στάθμη ηχητικής πίεσης που κατέγραψε ο μετρητής στάθμης ακουστικής πίεσης.

ηχητικών πιέσεων p_1 , p_2 , η διαφορά σε dB SPL δίνεται από τον τύπο

$$(dB SPL) = 20 \cdot \log \frac{p_2}{p_1}$$

Δεδομένου ότι το ποτενσιόμετρο ελέγχει την ένταση ή ηχητική πίεση του σήματος, ισχύει ότι για

$$Slider_2 = 10 \cdot Slider_1$$



Σχήμα 6.8: Καταγραφή της στάθμης εξόδου για συχνότητα 1000 Hz και τιμή ποτενσιομέτρου ίση με 10. Ο οριζόντιος άξονας δείχνει την συχνότητα ενώ ο κάθετος την στάθμη ηχητικής πίεσης της συχνότητας. Στην εικόνα φαίνονται και οι μετρήσεις για τις υπόλοιπες συχνότητες, χωρίς να είναι επιλεγμένες.

Θα έχουμε

$$p_2 = 10 \cdot p_1$$

η σχέση 2.8 γίνεται

$$(dBSPL) = 20 \cdot \log \frac{10 \cdot p_1}{p_1}$$

$$(dBSPL) = 20 \cdot \log 10$$

$$(dBSPL) = 20$$

Αυτό σημαίνει ότι 10πλασιασμός της τιμής του ποτενσιομέτρου επιφέρει ενίσχυση 20 dB SPL στο σήμα. Βάσει αυτού, αφάιρεσα 20 dB SPL από την

κάθε στάθμη ηχητικής πίεσης που μέτρησα και έτσι προκύπτει η στάθμη αναφοράς για τιμή του ποτενσιομέτρου ίση με 1.

Μία παραλλαγή της σχέσης 2.8, αν θεωρήσουμε ότι $p_2 = newSliderValue$, $p_1 = oldSliderValue$ ⁶ και step την μεταβολή της στάθμης εξόδου, δίνει :

$$\begin{aligned}
 20 \cdot \log \frac{newSliderValue}{oldSliderValue} &= step \\
 \log \frac{newSliderValue}{oldSliderValue} &= \frac{step}{20} \\
 \frac{newSliderValue}{oldSliderValue} &= 10^{\frac{step}{20}} \\
 newSliderValue &= 10^{\frac{step}{20}} \cdot oldSliderValue
 \end{aligned} \tag{6.1}$$

Μέσω αυτής της σχέσης μπορώ εύκολα να υπολογίσω τη νέα τιμή του ποτενσιομέτρου για να πετύχω την επιθυμητή αλλαγή της στάθμης εξόδου σε dB SPL άρα και σε dB HL! Βάσει αυτού δημιουργήσα μία συνάρτηση με όνομα changedBHL η χρήση της οποίας περιγράφεται στην ενότητα 6.3.

Από τα dB FS στα dB SPL

Έχοντας καταγράψει τις στάθμες όλων των συχνοτήτων για τιμή ποτενσιομέτρου ίση με 1, τις ορίζω ως στάθμες αναφοράς και τις αποθηκεύω στον πίνακα dBSPReference. Η εξαγωγή της τιμής σε dB SPL μέσω της θέσης

⁶Για τους μαθηματικούς υπολογισμούς χρησιμοποιώ την έννοια του Slider αντί του ποτενσιομέτρου

του ποτενσιομέτρου λειτούργησε ως εξής:

$$dB SPL - dB SPL_{Reference}[] = 20 \cdot \log \frac{SliderValue}{SliderValue = 1}$$

$$dB SPL - dB SPL_{Reference}[] = 20 \cdot \log SliderValue$$

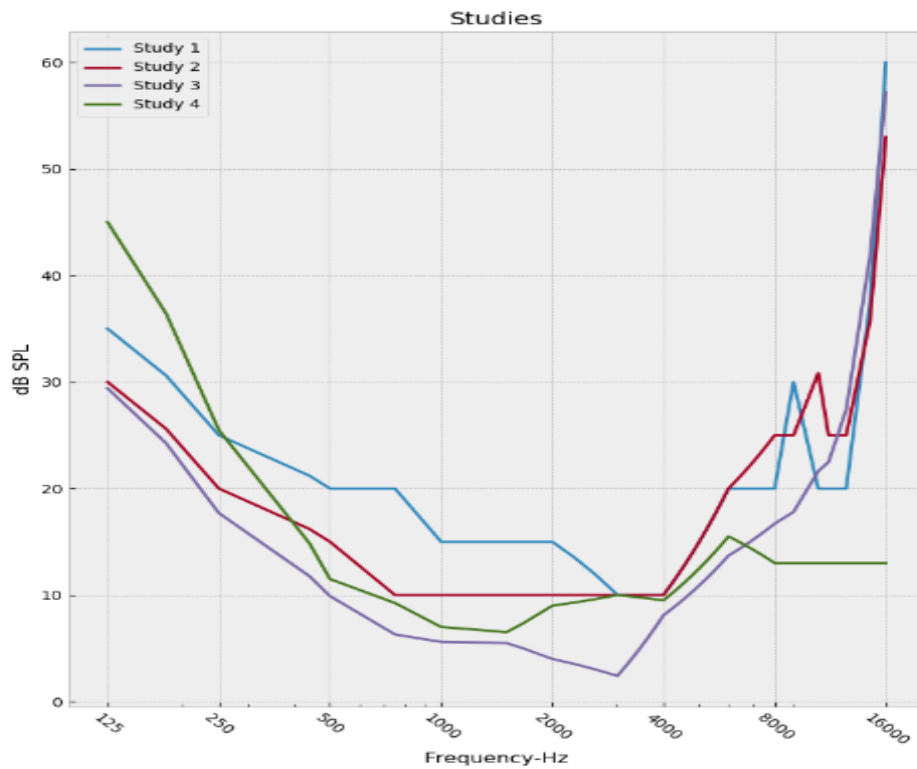
$$dB SPL = 20 \cdot \log SliderValue + dB SPL_{Reference}[] \quad (6.2)$$

Από τα dB SPL στα dB HL

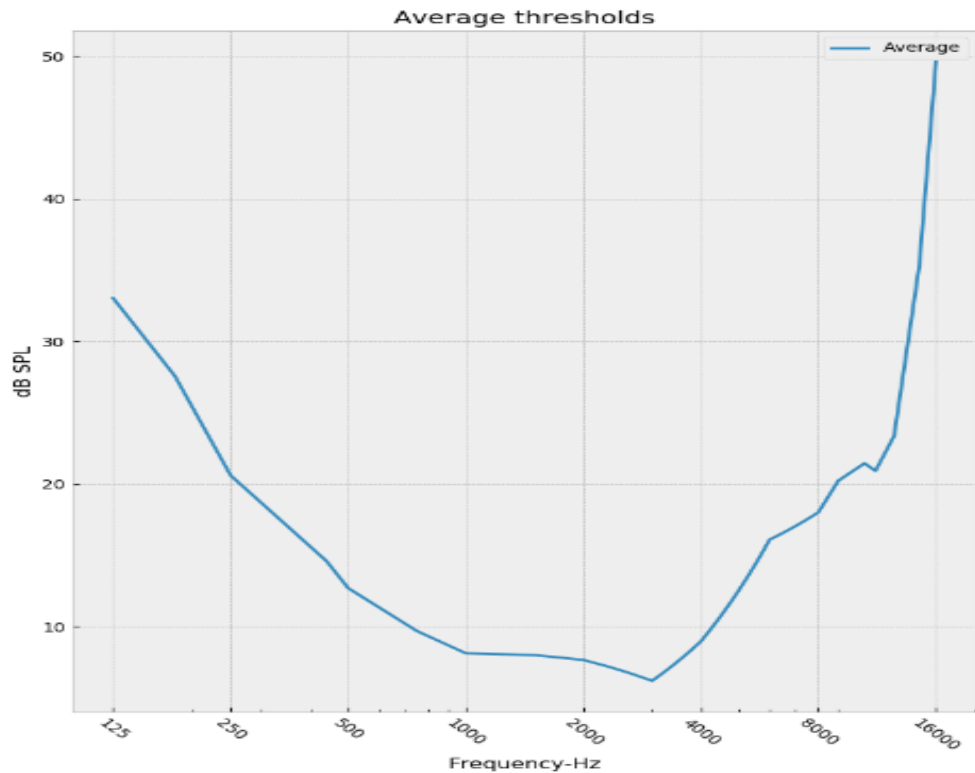
Για την μετατροπή από dB SPL σε dB HL χρειάστηκε να προσεγγίσω τις τιμές RETSPL (Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level). Πρακτικά αυτές οι τιμές δηλώνουν την στάθμη ηχητικής πίεσης στην οποία ένας μέσος υγιής νέος ακούει έναν τόνο συγκεκριμένης συχνότητας. Με άλλα λόγια δηλώνει πόσα dB SPL αντιστοιχούν σε 0 dBHL για κάθε συχνότητα. Για την εργασία αυτή χρησιμοποίησα ως RETSPL το μέσο όρο των μετρήσεων 4 ερευνών που ασχολήθηκαν με το συγκεκριμένο θέμα. Οι έρευνες βρίσκονται στις πηγές [32], [1], [33]. Στο σχήμα 6.9 φαίνονται οι 4 μετρήσεις που βρήκα κατά την έρευνα ενώ στην εικόνα 6.10 παρουσιάζεται ο μέσος όρος των μετρήσεων.

Συγκρίνοντας τις τιμές RETSPL του ISO 389-1 2017 με το μέσο όρο των 4 ερευνών παρατηρώ ότι υπάρχουν αποκλίσεις μεταξύ των αποτελεσμάτων οι οποίες παρουσιάζονται στο σχήμα 6.11. Οι αποκλίσεις αυτές ενδέχεται να επιφέρουν επιπλέον σφάλμα μέτρησης, ιδίως σε συχνότητες μικρότερες των 500 Hz καθώς και μεταξύ των συχνοτήτων 2000 και 6000 Hz. Σημειώνω ότι οι τιμές RETSPL του ISO 389-1 2017 ήρθαν στη κατοχή μου μετά το πέρας του πειράματος της ενότητας 7. Αυτός είναι και ο λόγος χρήσης του μέσου

όρου των 4 ερευνών.



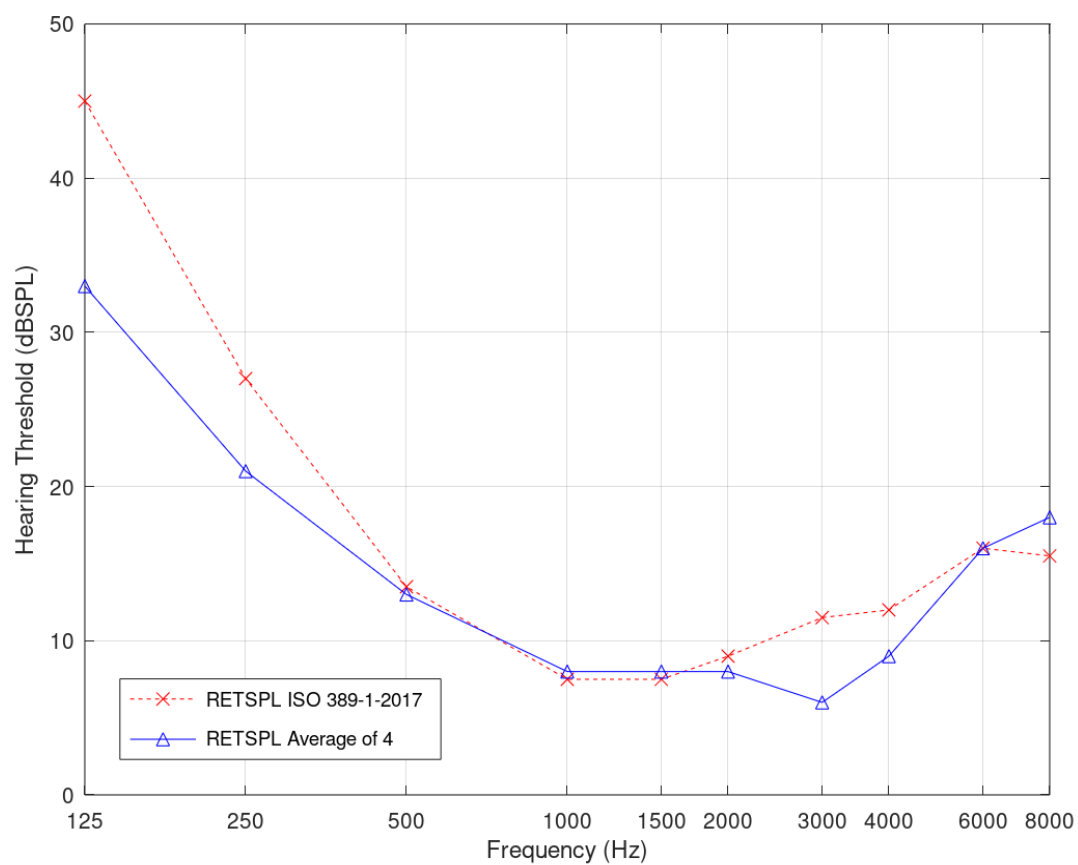
Σχήμα 6.9: Σχεδίαση των αποτελεσμάτων των 4 μετρήσεων για την εύρεση του RETSPL.



Σχήμα 6.10: Σχεδίαση του μέσου όρου των 4 μετρήσεων του σχήματος 6.9. Το σχήμα δείχνει τις τιμές RETSPL τις οποίες χρησιμοποιώ ως τιμές αναφοράς στο ψηφιακό ακοόγραμμα.

Ο παράγοντας της κάρτας ήχου

Όπως προανέφερα, ανάλογα με την κάρτα ήχου (είτε ενσωματωμένη είτε εξωτερική) μέσω της οποίας αναπαράγεται το σήμα, η στάθμη εξόδου μεταβάλλεται. Ως επέκταση του πειράματος, χρησιμοποιώντας την ίδια συνδεσμολογία, κατέγραψα τις στάθμες ηχητικής πίεσης που αναπαράγουν διαφορετικά συστήματα όταν έχουν ως είσοδο το ίδιο σήμα. Το σήμα είναι ένας καθαρός τόνος 1000 Hz προερχόμενος από πηγή εκτός του ψηφιακού ακοογράμματος. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων φαίνονται στον πίνακα 6.2.



Σχήμα 6.11: Σχεδίαση των τιμών RETSPL σύμφωνα με το πρότυπο του ISO 389-1 2017 και των τιμών που προέκυψαν από τον μέσο όρο των 4 μετρήσεων.

| Sound Card | Turbo-X (int) | Lenovo (int) | Macbook (int) | Motu Lite MK3 |
|------------|---------------|--------------|---------------|---------------|
| dB SPL | 82 | 70.6 | 86.8 | 93 |

Πίνακας 6.2: Διαφορά της στάθμης εξόδου μεταξύ διαφορετικών καρτών ήχου. Με τον όρο int εννοώ την ενσωματωμένη κάρτα ήχου του εν λόγω συστήματος.

Όπως γίνεται εύκολα αντιληπτό υπάρχει μεγάλη διαφορά μεταξύ των σταθμών των ενσωματωμένων καρτών και όταν υπάρχει στη ροή του σήματος εξωτερική κάρτα ήχου η απόκλιση μεγαλώνει. Το γεγονός αυτό είναι ικανό να επηρεάσει το τελικό ακοόγραμμα καθώς αν δεν το λάβουμε υπόψη οι ουδοί ακοής μπορεί να αποκλίνουν μέχρι και 20 dB HL κατά απόλυτη τιμή από τους πραγματικούς ουδούς.

Για τον περιορισμό του παραπάνω σφάλματος εισήγαγα έναν ήχο ισοστάθμισης (Calibration File). Η πηγή του ήχου αυτού είναι μία ηχογράφηση από το τρίψιμο των χεριών μου σε απόσταση 5-10 cm από το μικρόφωνο. Όταν ο χρήστης πατήσει την επιλογή Play Calibration File, καλείται να αλλάξει την ένταση της κάρτας του μέχρι ο ήχος στα ακουστικά του να είναι παρόμοιος με τον ήχο από το τρίψιμο των χεριών του ⁷. Μετά από την ολοκλήρωση της διαδικασίας της ισοστάθμισης, η τιμή της στάθμης εξόδου του συστήματος του χρήστη πρέπει να είναι πλέον πιο κοντά στην στάθμη εξόδου του συστήματός στο οποίο έχω ορίσει τις στάθμες αναφοράς. Ο τρόπος αυτός εισάγει έναν υποκειμενικό παράγοντα κρίσης του χρήστη. Παρόλα αυτά ορθή χρήση αυτής της λειτουργίας προσδίδει αποκλειστικά θετικό αποτέλεσμα στην ισοστάθμιση της συνολικής έντασης του συστήματος. Ιδανικά, αν γνωρίζουμε τις στάθμες εξόδου όλων των πιθανών συστημάτων, αν δηλαδή ο πίνακας 6.2 ήταν απείρων θέσεων, το σφάλμα που οφείλεται στον παράγοντα της κάρτας ήχου θα ήταν αμελητέο.

⁷Κατά το τρίψιμο των χεριών τα ακουστικά δεν πρέπει να είναι τοποθετημένα στα αυτιά του χρήστη

Επέκταση σε περισσότερα ακουστικά

Για να έχουμε έγκυρο ακοόγραμμα σε περισσότερα ακουστικά, πρέπει να επαναλάβω το πείραμα εισάγοντας στη ροή του σήματος τα νέα ακουστικά. Αφού καταγράψε τις στάθμες εξόδου για όλες τις διαφορετικές συχνότητες και τιμή ποτενσιομέτρου ίση με 10, εισάγω τα αποτελέσματα των μετρήσεων στην εσωτερική βάση δεδομένων του προγράμματος και έτσι οι χρήστες έχουν τη δυνατότητα να επιλέξουν το μοντέλο ακουστικών που χρησιμοποιούν, εφόσον αυτό έχει μετρηθεί, με σκοπό να ισοσταθμιστεί η στάθμη εξόδου. Τα ακουστικά στα οποία κατάφερα να αποκτήσω πρόσβαση είναι τα Sony MDR-V55, τα Sony MDR-ZX110, τα Sony Wireless Headphones και τα Senheiser HD25 (70 Ohm).

Λοιπές δυσκολίες

Ένα πρόβλημα το οποίο δεν είναι εφικτό να λυθεί είναι ο θόρυβος του περιβάλλοντος στο οποίο πραγματοποιείται η εξέταση-χρήση του προγράμματος. Προς επίλυση αυτού δίνονται οδηγίες στον χρήστη με σκοπό να ελαχιστοποιηθεί ο θόρυβος του χώρου.

Ο θόρυβος της κάρτας ήχου παίζει επίσης έναν μικρό ρόλο στην πιθανή αλλοίωση του αποτελέσματος. Η κίνηση των εξαρτημάτων του ηλεκτρονικού υπολογιστή καθώς και άλλοι παράγοντες βγάζουν θόρυβο μικρής έντασης στην έξοδο της κάρτας ήχου. Η αλλοίωση του αποτελέσματος που οφείλεται σε αυτόν τον παράγοντα αφορά αποκλειστικά εντάσεις μικρότερες από 15 dB HL άρα δεν επηρεάζει την ανίχνευση βαρηκοΐας.

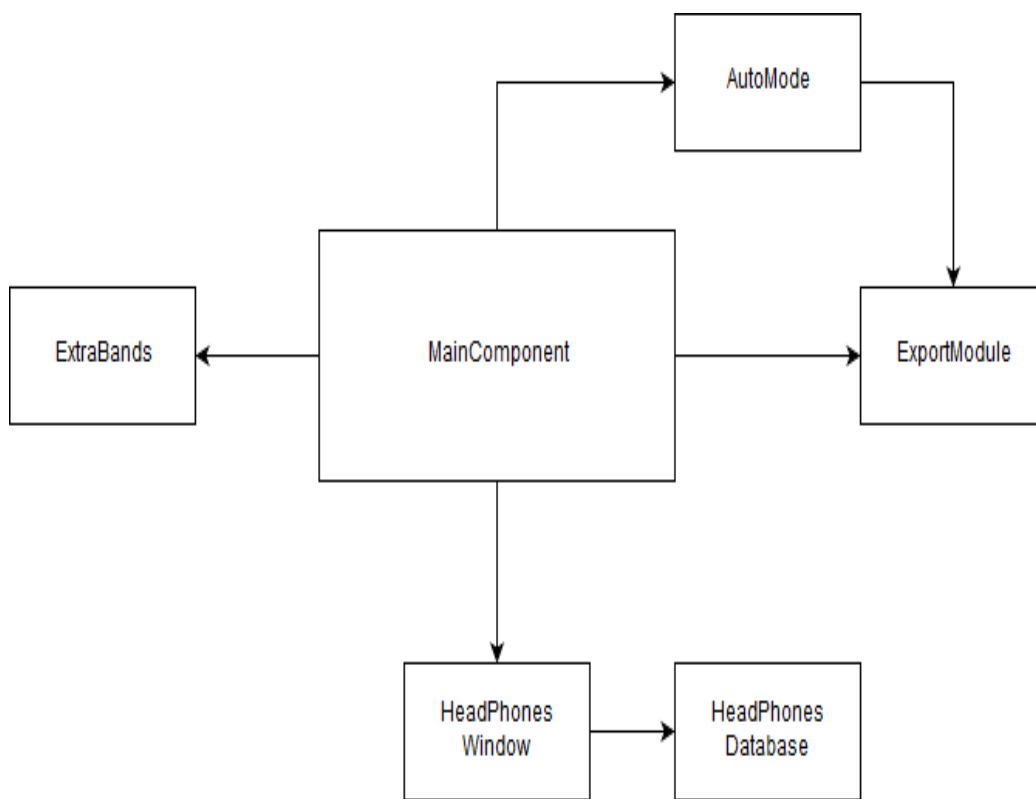
Το σφάλμα μέτρησης

Το σφάλμα μέτρησης του προαναφερθέντος πειράματος είναι η διαφορά του υλικού του κεφαλιού από φελιζόλ από το πραγματικό κεφάλι καθώς στη μία περίπτωση έχουμε φελιζόλ ενώ στην άλλη οστά, δέρμα και λέμφο. Το σχήμα του κεφαλιού διαφέρει από εξεταζόμενο σε εξεταζόμενο γεγονός που προσδίδει επίσης σφάλμα στην μέτρηση.

Τέλος, η φθορά των ακουστικών εξαιτίας χρόνιας χρήσης τους καθώς και πιθανή βλάβη τους ενδέχεται να αλλάξουν την απόκριση του ακουστικού άρα και να επηρεάσουν το τελικό αποτέλεσμα της μέτρησης.

6.3 Ο κώδικας

Ο κώδικας του ψηφιακού ακοογράμματος γράφτηκε μέσω των βιβλιοθηκών του προγράμματος Juce 5.2 ενώ η πλατφόρμα μέσω της οποίας έγινε η μεταγλώτιση (Compile) είναι το Microsoft Visual Studio 2015 για Windows και το Xcode 9 για MacOS. Στο σχήμα 6.12 παραθέτω ένα διάγραμμα κλάσεων (Top Level Class Diagram) της υλοποίησης.



Σχήμα 6.12: Το διάγραμμα κλάσεων του ψηφιακού ακοογράμματος

MainComponent: Αποτελεί την βασική κλάση μέσα στην οποία γίνεται όλη η επεξεργασία. Δημιουργεί και περιγράφει όλα τα Sliders, Labels και Buttons. Επίσης δημιουργεί τα απαραίτητα στιγμιότυπα των υποκλάσεων. Είναι η μοναδική κλάση στην οποία γίνεται παραγωγή ήχου και υπεύθυνες για αυτό είναι οι συναρτήσεις `prepareToPlay` και `getNextAudioBlock`. Οι τιμές των πινάκων προς εκτύπωση προσαρμόζονται σε αυτή την κλάση.

ExtraBands: Η λειτουργία των επιπλέον εξεταζόμενων συχνοτήτων. Κάθε κουμπί '+' ανοίγει στιγμιότυπα αυτής της κλάσης. Περιέχει 4 Sliders τα οποία εμφανίζονται, εξαφανίζονται και τροποποιούνται ανάλογα με το ποιο κουμπί

πατήθηκε. Οι τιμές των Sliders αποθηκεύονται στον τριδιάστατο πίνακα SliderValues. Ο πρώτος δείκτης του πίνακα είναι το κανάλι (αριστερό / δεξί), ο δεύτερος δηλώνει το ποιο κουμπί "+" πατήθηκε και ο τρίτος το Slider κάθε extra μπάντας.

autoMode: Αποτελεί το σώμα της αυτόματης διαδικασίας. Περιέχει ένα Slider του οποίου η τιμή μεταβάλλεται δυναμικά ανάλογα με τις απαντήσεις του χρήστη. Ο ουδός ακοής κάθε εξεταζόμενης συχνότητας αποθηκεύεται στον πίνακα SliderValues και η πρόσβαση σε αυτό γίνεται μέσω της getAutoSlider με όρισμα το κανάλι και την συχνότητα. Τέλος σε αυτή την κλάση ορίζεται η συνάρτηση changedBHL που ανέφερα στην ενότητα 6.2.

ExportModule: Είναι η κλάση μέσω της οποίας γίνεται εξαγωγή του αποτελέσματος του ακοογράμματος σε μορφή εικόνας (png). Η κατασκευή της κλάσης απαιτεί τρία ορίσματα, τους πίνακες αποτελεσμάτων για αριστερό και δεξί αυτί και το αν τα αποτελέσματα προήλθαν από την αυτόματη ή την χειροκίνητη διαδικασία. Μέσα την κλάση αυτή γίνεται η διαχείριση της εικόνας καθώς και η διαδικασία της αποθήκευσης. Η αντιστοίχιση στα κατάλληλα εικονοστοιχεία (pixels) ήταν βασικό κομμάτι μη αυτοματοποιημένης εργασίας.

HeadPhonesWindow: Περιέχει το παράθυρο που ανοίγει επιλέγοντας της ισοστάθμιση ακουστικών. Στο παράθυρο αυτό ο χρήστης έχει την δυνατότητα να εισάγει το μοντέλο ακουστικών που χρησιμοποιεί και αν αυτό έχει εισαχθεί στη βάση δεδομένων εφαρμόζεται ισοστάθμιση της εξόδου. Στην αρχικοποίηση της κλάσης αυτής δημιουργούνται στιγμιότυπα των κλάσεων Headpho-

nesDatabase και HeadphonesSearchBox.

HeadphonesDatabase: Περιέχει τους συντελεστές ισοστάθμισης των ακουστικών. Αποτελείται από έναν πίνακα 9 float τιμών και έναν πίνακα string που περιέχει τα ονόματα των ακουστικών που έχουν εισαχθεί. Η πρόσβαση στους συντελεστές γίνεται με την κλήση της `getCoefficients` η οποία επιστρέφει την τιμή που έχει καταγραφεί για τα δοσμένα ακουστικά και την ζητούμενη συχνότητα.

HeadphonesSearchBox: Αποτελεί την κλάση στην οποία υλοποιείται η επεξεργασία της λίστας των ακουστικών.

Κεφάλαιο 7

Σύγκριση με το ακοόγραμμα του ΩΡΛ

7.1 Το πείραμα

Για να εξεταστεί η εγκυρότητα των αποτελεσμάτων του ψηφιακού ακοογράμματος ακολούθησε άλλο ένα πειραματικό μέρος. Σκοπός του πειράματος ήταν να συγκρίνω τους ουδούς που προκύπτουν από την αυτόματη διαδικασία του ψηφιακού ακοογράμματος με τους ουδούς του ακοογράμματος ΩΡΛ. Αν η διαφορά των ουδών για την ίδια συχνότητα είναι μικρότερη από 10 dBHL [28] τότε η εξέταση της συχνότητας θεωρείται έγκυρη.

Για την εφαρμογή του πειράματος έπρεπε να διασφαλίσω την ιδιωτικότητα των ιατρικών δεδομένων των ατόμων. Για τον λόγο αυτό ζητήθηκε από τα άτομα που είχαν εκτελέσει προηγούμενη εξέταση σε ιατρείο ΩΡΛ να μοιραστούν οικειοθελώς τα ακοογράμματα της συγκεκριμένης εξέτασης τα οποία βρίσκο-

νται στο προσωπικό αρχείο του ΩΡΛ και τους ζητήθηκε να υπογράψουν μία δήλωση που επιτρέπει την χρήση των αποτελεσμάτων τους. Αφού συνέλλεξα τους ουδούς των ατόμων στη συνέχεια αφαίρεσα τα ονόματά τους και τα αντικατέστησα με αριθμούς κάνοντας έτσι τα δεδομένα ανώνυμα.

Στο πείραμα συμμετείχαν 9 άτομα, εκ των οποίων οι 6 ήταν άνδρες και οι 3 γυναίκες. Η μέση ηλικία των ατόμων ήταν 34.8 χρόνια ενώ τα ακοογράμματα ΩΡΛ των 3 ατόμων περιείχαν ουδούς ακοής κάτω από το φυσιολογικό όριο (25 dBHL). Ο μέσος χρόνος της αυτόματης εξέτασης μέσω του ψηφιακού ακοογράμματος ήταν 15 λεπτά ενώ προϋπόθεση του πειράματος ήταν ο τύπος εξέτασης να είναι σχετικά ήσυχος.

Η διαδικασία

Η διαδικασία του πειράματος για κάθε άτομο είχε ως εξής. Αρχικά ζήτησα από τον εξεταζόμενο να υπογράψει την δήλωση προστασίας των δεδομένων του. Στη συνέχεια του έδωσα σαφείς οδηγίες ώστε να διασφαλίσω ότι το ψηφιακό ακοόγραμμα θα πραγματοποιηθεί ορθά. Κατά την εξέταση είχα στην κατοχή μου 2 ζευγάρια ακουστικών. Πραγματοποίησα ένα ακοόγραμμα για κάθε ζευγάρι ακουστικών με σκοπό να εξετάσω την απόκλιση των ουδών ακοής μεταξύ των ακουστικών. Μεταξύ των ακοογραμμάτων υπήρχε διάλειμμα 5 λεπτών με σκοπό την αποφυγή της εξάντλησης του εξεταζόμενου. Επίσης χρονομέτρησα την κάθε μία από τις εξετάσεις για να βρω τον μέγιστο, τον ελάχιστο και τον μέσο χρόνο εξέτασης.

Αποτελέσματα

Για την εξαγωγή συμπερασμάτων βάσει των αποτελεσμάτων του πειράματος, υπολόγισα τα μεγέθη του πίνακα 7.1. Τα ποσοστά υπολογίστηκαν ως εξής. Παίρνοντας ως παράδειγμα τη συχνότητα 250 Hz, μέτρησα πόσοι ουδοί για κάθε τύπο ακουστικών έχουν διαφορά μικρότερη από 10 dB HL και στη συνέχεια διαίρεσα το νούμερο με το πλήθος των ουδών για τη συγκεκριμένη συχνότητα. Επανέλαβα τη διαδικασία για κάθε συχνότητα και για τους δύο τύπους ακουστικών. Όμοια διαδικασία ακολούθησα για να βρω τη σύγκλιση των ακουστικών με τη διαφορά ότι συγκρίνω τους ουδούς των δύο τύπων ακουστικών.

Η πρώτη στήλη αναφέρεται στις εξεταζόμενες συχνότητες. Η δεύτερη στήλη παρουσιάζει το ποσοστό επιτυχημένης εύρεσης ουδών σε ότι αφορά τη σύγκριση των ακουστικών Sony MDR V-55 με το ακοόγραμμα του ΩΡΛ, ενώ η τρίτη στήλη μας δείχνει το αντίστοιχο ποσοστό για τα ακουστικά Sony Wireless Headphones. Η τέταρτη στήλη δείχνει το ποσοστό συμφωνίας των ουδών μεταξύ των δύο διαφορετικών ακουστικών, ανεξάρτητα από την σύγκλισή τους με τα αποτελέσματα των ουδών του ΩΡΛ. Όπως προανέφερα, διαφορές στους ουδούς μικρότερες ή ίσες με 10 dBHL θεωρούνται αμελητέες.

| Συχνότητες | MDR V-55 | Wireless Headphones | Σύγκλιση ακουστικών |
|------------|----------|---------------------|---------------------|
| 250 Hz | 60 % | 85 % | 86.4 % |
| 500 Hz | 75 % | 95 % | 90.9 % |
| 1000 Hz | 80 % | 90 % | 54.5 % |
| 2000 Hz | 80 % | 85 % | 81.8 % |
| 3000 Hz | 88.8 % | 88.8 % | 90.9 % |
| 4000 Hz | 85 % | 80 % | 90.9 % |
| 6000 Hz | 88.8 % | 88.8 % | 90.9 % |
| 8000 Hz | 95 % | 90 % | 90.9 % |
| Σύνολο | 82.7 % | 89.1 % | 84.7 % |

Πίνακας 7.1: Τα ποσοστά σύγκλισης του ψηφιακού ακοογράμματος με ακουστικά Sony MDR V-55 (στήλη 2) και Sony Wireless Headphones (στήλη 3) με το ακοόγραμμα ΩΡΛ, και μεταξύ διαφορετικών ακουστικών στο ψηφιακό ακοόγραμμα (στήλη 4).

Το συνολικό ποσοστό σύγκλισης με το ακοόγραμμα του ΩΡΛ είναι 82.7 % για τα ακουστικά Sony MDR V-55 και 89.1% για τα ακουστικά Sony Wireless Headphones. Το ποσοστό σύγκλισης των διαφορετικών ακουστικών είναι 84.7 %. Από τις 34 περιπτώσεις ουδών κάτω από το όριο φυσιολογικής ακοής το ψηφιακό ακοόγραμμα κατάφερε να διαγνώσει τις 33 ενώ διέγνωσε 10 προβληματικούς ουδούς οι οποίοι σύμφωνα με το ακοόγραμμα ΩΡΛ ήταν φυσιολογικοί. Βάση αυτού, το ποσοστό σωστής εύρεσης προβληματικών ουδών του ψηφιακού ακοογράμματος είναι 79 % ¹.

Οι κύριοι λόγοι απόκλισης των ουδών είναι ο θόρυβος του χώρου εξέτασης, ο θόρυβος της κάρτας ήχου, η απομόνωση των ακουστικών, η πιθανή φθορά

¹Το ποσοστό ενδέχεται να είναι καλύτερο καθώς πολλά ακοογράμματα ΩΡΛ είχαν χρονική διαφορά από το ψηφιακό ακοόγραμμα

των ακουστικών καθώς και το πιθανό σφάλμα μέτρησης κατά το πείραμα της ενότητας 6.2. Ένας ακόμα πιθανός λόγος απόκλισης είναι η χρονική διαφορά μεταξύ του ακοογράμματος ΩΡΛ και του ψηφιακού ακοογράμματος, επειδή οι ουδοί ακοής ενδέχεται να έχουν πτώση με την πάροδο του χρόνου. Επίσης παρατηρήθηκε ότι κάποια ακοογράμματα ΩΡΛ δεν είχαν μεγάλη ανάλυση και ακρίβεια. Αυτό συμβαίνει διότι ο ιατρός ΩΡΛ ήθελε να εντοπίσει πιθανά προβλήματα ακοής χωρίς να θέλει να δει πόσο καλά ακούει ο εξεταζόμενος.

Παρακάτω παρουσιάζονται αναλυτικά τα αποτελέσματα της σύγκρισης των ακοογραμμάτων. Σε κάθε συμμετέχοντα αντιστοιχούν 2 πίνακες, ο πρώτος για το αριστερό και ο δεύτερος για το δεξί αυτί. Η πρώτη στήλη αναφέρει τις εξεταζόμενες συχνότητες, η δεύτερη τους ουδούς ακοής μέσω του ακοογράμματος ΩΡΛ, η τρίτη τους ουδούς ακοής του αυτομάτου ψηφιακού ακοογράμματος με τα ακουστικά Sony MDR-V55 ενώ η τέταρτη με τα ακουστικά Sony Wireless Headphones. Για συντομία η δεύτερη στήλη θα έχει τίτλο "ΩΡΛ", η τρίτη "Τύπος 1" και η τέταρτη "Τύπος 2".

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 5 | 5 | 5 |
| 500 | 0 | 15 | 5 |
| 1000 | 5 | 25 | 5 |
| 2000 | 0 | 5 | 5 |
| 3000 | 5 | 0 | -5 |
| 4000 | 0 | 5 | -5 |
| 6000 | 15 | 5 | 5 |
| 8000 | 10 | 5 | 5 |

Πίνακας 7.2: Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 1.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 5 | 5 | 5 |
| 500 | 0 | 15 | 5 |
| 1000 | 5 | 15 | 5 |
| 2000 | 10 | 15 | 5 |
| 3000 | 5 | 15 | 5 |
| 4000 | 5 | -5 | -5 |
| 6000 | 5 | 5 | -5 |
| 8000 | 5 | 5 | -5 |

Πίνακας 7.3: Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 1.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 5 | -10 | -5 |
| 500 | 10 | -10 | 0 |
| 1000 | 10 | 5 | 15 |
| 2000 | 5 | 5 | 15 |
| 3000 | 5 | 15 | 15 |
| 4000 | 15 | 10 | 15 |
| 6000 | 10 | 5 | 10 |
| 8000 | 15 | 5 | 10 |

Πίνακας 7.4: Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 2.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 10 | 0 | 5 |
| 500 | 5 | 5 | 5 |
| 1000 | 10 | -10 | 5 |
| 2000 | 15 | 5 | 15 |
| 3000 | 15 | 15 | 5 |
| 4000 | 15 | -10 | 5 |
| 6000 | 10 | 5 | 10 |
| 8000 | 5 | 5 | 10 |

Πίνακας 7.5: Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 2.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 15 | 0 | 10 |
| 500 | 20 | 15 | 20 |
| 1000 | 15 | 20 | -5 |
| 2000 | 5 | -10 | 10 |
| 3000 | 10 | -10 | 5 |
| 4000 | 0 | -10 | -5 |
| 6000 | -5 | -10 | 5 |
| 8000 | -5 | -10 | 5 |

Πίνακας 7.6: Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 3.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 15 | -10 | 10 |
| 500 | 20 | 15 | 25 |
| 1000 | 10 | -10 | 15 |
| 2000 | 5 | -10 | 5 |
| 3000 | 20 | 0 | -10 |
| 4000 | 10 | -10 | -5 |
| 6000 | 15 | -10 | -10 |
| 8000 | 0 | -10 | -10 |

Πίνακας 7.7: Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 3.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 10 | -5 | -5 |
| 500 | 10 | 0 | -5 |
| 1000 | 5 | 5 | -5 |
| 2000 | 0 | 15 | -10 |
| 3000 | 5 | 10 | 0 |
| 4000 | 10 | 5 | 5 |
| 6000 | -10 | -10 | -10 |
| 8000 | -5 | -10 | -10 |

Πίνακας 7.8: Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 4.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 5 | -10 | -10 |
| 500 | 10 | -10 | 5 |
| 1000 | 5 | 15 | 0 |
| 2000 | 0 | 10 | 5 |
| 3000 | 5 | 10 | -10 |
| 4000 | 0 | 10 | 5 |
| 6000 | -5 | -5 | -5 |
| 8000 | 0 | -5 | -10 |

Πίνακας 7.9: Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 4.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 10 | 15 | 10 |
| 500 | 20 | 25 | 15 |
| 1000 | 20 | 25 | 20 |
| 2000 | 20 | 25 | 25 |
| 3000 | 15 | 25 | 15 |
| 4000 | 10 | 10 | 10 |
| 6000 | 5 | -5 | 5 |
| 8000 | 5 | -5 | 0 |

Πίνακας 7.10: Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 5.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 10 | 5 | 10 |
| 500 | 15 | 15 | 15 |
| 1000 | 20 | 30 | 15 |
| 2000 | 10 | 15 | 20 |
| 3000 | 10 | 15 | 10 |
| 4000 | 5 | -5 | 5 |
| 6000 | 5 | 5 | 5 |
| 8000 | 5 | 5 | 5 |

Πίνακας 7.11: Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 5.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 10 | -5 | 5 |
| 500 | 5 | 15 | 5 |
| 1000 | 15 | 10 | 15 |
| 2000 | 10 | 5 | 0 |
| 3000 | 5 | 10 | 0 |
| 4000 | 10 | 5 | 5 |
| 6000 | 15 | 15 | 5 |
| 8000 | 5 | 15 | 5 |

Πίνακας 7.12: Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 6.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 10 | 0 | 5 |
| 500 | 15 | 5 | 15 |
| 1000 | 15 | 20 | -10 |
| 2000 | 5 | 5 | 5 |
| 3000 | 10 | 10 | 5 |
| 4000 | 5 | 5 | 0 |
| 6000 | 15 | 15 | 5 |
| 8000 | 15 | 15 | 5 |

Πίνακας 7.13: Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 6.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 15 | 10 | 15 |
| 500 | 25 | -5 | 15 |
| 1000 | 20 | 25 | 10 |
| 2000 | 15 | 15 | 0 |
| 3000 | 50 | 40 | 45 |
| 4000 | 45 | 45 | 40 |
| 6000 | 25 | 5 | 15 |
| 8000 | 10 | 5 | 15 |

Πίνακας 7.14: Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 7.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 15 | 15 | -5 |
| 500 | 10 | 10 | 5 |
| 1000 | 10 | 15 | 5 |
| 2000 | 15 | 10 | 5 |
| 3000 | 35 | 40 | 30 |
| 4000 | 40 | 35 | 30 |
| 6000 | 20 | 15 | 15 |
| 8000 | 10 | 15 | 15 |

Πίνακας 7.15: Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 7.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 10 | 15 | 15 |
| 500 | 15 | 20 | 15 |
| 1000 | 10 | 30 | 15 |
| 2000 | 20 | 30 | 20 |
| 3000 | 15 | 25 | 25 |
| 4000 | 30 | 40 | 40 |
| 6000 | 30 | 40 | 45 |
| 8000 | 40 | 40 | 45 |

Πίνακας 7.16: Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 8.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 35 | 30 | 35 |
| 500 | 25 | 15 | 20 |
| 1000 | 20 | 20 | 15 |
| 2000 | 20 | 25 | 25 |
| 3000 | 30 | 40 | 35 |
| 4000 | 40 | 40 | 45 |
| 6000 | 50 | 50 | 45 |
| 8000 | 60 | 55 | 45 |

Πίνακας 7.17: Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 8.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 10 | 20 | 5 |
| 500 | 20 | 15 | 15 |
| 1000 | 5 | -5 | 10 |
| 2000 | 20 | 15 | 20 |
| 3000 | 25 | 25 | 25 |
| 4000 | 55 | 40 | 40 |
| 6000 | 30 | 25 | 30 |
| 8000 | 15 | 20 | 30 |

Πίνακας 7.18: Αποτελέσματα αριστερού αυτιού για το άτομο 9.

| Συχνότητες (Hz) | ΩΡΛ (dB HL) | Τύπος 1 (dB HL) | Τύπος 2 (dB HL) |
|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| 250 | 5 | 5 | 5 |
| 500 | 20 | 10 | 15 |
| 1000 | 10 | 0 | 10 |
| 2000 | 10 | 10 | 5 |
| 3000 | 55 | 45 | 55 |
| 4000 | 45 | 45 | 55 |
| 6000 | 30 | 35 | 35 |
| 8000 | 20 | 30 | 35 |

Πίνακας 7.19: Αποτελέσματα δεξιού αυτιού για το άτομο 9.

7.2 Εφαρμογή στατιστικής παλινδρόμησης

7.2.1 Θεωρία

Η στατιστική ισοστάθμιση (Statistical calibration) προσδίδει εγκυρότητα στις μετρήσεις ενός πειράματος. Σε πολλές εφαρμογές, όπως και στο ψηφιακό ακοόγραμμα, η διαδικασία είναι χρήσιμη ώστε να οριστεί η σχέση μεταξύ μίας μέτρησης και μίας ή περισσότερων ορισμένων τιμών (references). Στην περίπτωση του ψηφιακού ακοογράμματος, χρησιμοποιήθηκε για να βρεθεί η σχέση που διέπει τους ουδούς ακοής του ψηφιακού ακοογράμματος με τους ουδούς ακοής που βρέθηκαν από το ακοόγραμμα του ΩΡΛ.

Η πιο συχνή κατηγορία μεθόδων υλοποίησης της στατιστικής ισοστάθμισης είναι η παλινδρόμηση (Regression) η οποία βρίσκει τον βαθμό σύνδεσης μεταξύ δύο μεταβλητών (ή ομάδων μεταβλητών). Σκοπός της παλινδρόμησης είναι να οριστεί, μέσω των δεδομένων, μία ευθεία (ευθεία παλινδρόμησης) που περιγράφει την σχέση μεταξύ της εξαρτημένης μεταβλητής και της ανε-

ξάρτητης. Στο συγκεκριμένο πρόβλημα έχουμε μία ανεξάρτητη μεταβλητή (τους ουδούς του ΩΡΛ) και για αυτό το λόγο χρησιμοποιούμε απλή γραμμική παλινδρόμηση. Σημειώνω ότι για την ενότητα αυτή, θεωρώ ως $y(f)$ τα αποτελέσματα του ακοογράμματος ΩΡΛ, ως $x(f)$ τα αποτελέσματα του ψηφιακού ακοογράμματος και ως $x'(f)$ μία συνάρτηση που θα εξαχθεί από την διαδικασία που περιγράφεται παρακάτω. Σκοπός της διαδικασίας είναι να εκτιμήσουμε τη συνάρτηση $x'(f) = a \cdot x(f) + b$ ώστε οι τιμές της να είναι πιο κοντά στις τιμές της $y(f)$ σε σχέση με την αρχική συνάρτηση $x(f)$.

Για την μελέτη της σχέσης των μεταβλητών x και y , πρέπει να κατασκευάσουμε ένα μοντέλο το οποίο εμπεριέχει το στοιχείο της τυχαιότητας, καθώς είναι απίθανο να υπάρχει απόλυτη γραμμικότητα μεταξύ των τιμών των μεταβλητών. Το μοντέλο αυτό ονομάζεται μοντέλο πιθανότητας (probabilistic model). Για την κατασκευή του, αρχικά θεωρούμε το ντετερμινιστικό μοντέλο που προσεγγίζει την σχέση. Έστω

$$y(f) = a \cdot x(f) + b \quad (7.1)$$

Στη συνέχεια εισάγουμε έναν τυχαίο όρο ϵ_f που αναφέρεται σε όλες τις πιθανές αποκλίσεις μεταξύ των μεταβλητών και χρησιμοποιούμε το στοχαστικό μοντέλο :

$$y(f) = a \cdot x(f) + b + \epsilon_f \quad (7.2)$$

Υποθέτουμε ότι $E(\epsilon_f) = 0$ και ότι η μέση τιμή της μεταβλητής $y(f)$ για συγκεκριμένο $x(f)$ έχει γραμμική σχέση με το $x(f)$. Βάσει του παραπάνω,

ισχύει ότι:

$$E(y(f)|x(f)) = a \cdot x(f) + b \quad (7.3)$$

Η σχέση 7.3 ονομάζεται ευθεία παλινδρόμησης ενώ τα a και b ονομάζονται συντελεστές παλινδρόμησης. Συνεπώς το πρόβλημα το οποίο καλούμαστε να λύσουμε είναι ο προσδιορισμός της ευθείας παλινδρόμησης. Η μεταβλητή x είναι ανεξάρτητη ενώ η y είναι εξαρτημένη.

Η μέθοδος που εφαρμόστηκε κατά το ψηφιακό ακοόγραμμα, για την εκτίμηση των a και b είναι η μέθοδος ελαχίστων τετραγώνων (least – squares method). Για την υλοποίησή της, βάσει της σχέσης 7.2, θεωρούμε ότι η απόκλιση του f -οστού δείγματος από την ευθεία παλινδρόμησης δίνεται από την παρακάτω σχέση

$$\epsilon_f = y(f) - (a \cdot x(f) + b), f = 1, 2, \dots, n$$

Πρακτικά η σχέση αυτή εκφράζει την απόκλιση της παρατηρούμενης τιμής $y(f)$ από την τιμή που θα έπρεπε να παρατηρηθεί $x'(f)$, βάσει της εκτίμησης. Κατά τη μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων προσπαθούμε να ελαχιστοποιήσουμε την τιμή της

$$\begin{aligned} \sum_{f=1}^n \frac{\epsilon_f^2}{n} &= \\ &= \frac{1}{n} \cdot \sum_{f=1}^n [y(f) - (a \cdot x(f) + b)]^2 \end{aligned}$$

Συνεπώς βρίσκουμε το ελάχιστο ακρότατο της συνάρτησης

$$P = \sum_{f=1}^n [y(f) - (a \cdot x(f) + b)]^2 \quad (7.4)$$

λύνοντας το σύστημα των κανονικών εξισώσεων που περιγράφεται παρακάτω

$$\frac{\partial P}{\partial a} = -2 \cdot \sum_{f=1}^n [x(f) \cdot (y(f) - (a \cdot x(f) + b))] = 0$$

$$\frac{\partial P}{\partial b} = -2 \cdot \sum_{f=1}^n [y(f) - (a \cdot x(f) + b)] = 0$$

Λύνοντας το παραπάνω σύστημα προκύπτει ότι

$$\begin{aligned} a &= \frac{n \cdot \sum x(f) \cdot y(f) - \sum x(f) \cdot \sum y(f)}{n \cdot \sum x(f)^2 - (\sum x(f))^2} \\ b &= \bar{y} - a \cdot \bar{x} \end{aligned} \quad (7.5)$$

όπου

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{f=1}^n x(f)$$

$$\bar{y} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{f=1}^n y(f)$$

Για ευκολία στη χρήση, η σχέση (7.5) γράφεται ως

$$\begin{aligned} a &= \frac{S_{xy}}{S_{xx}} \\ b &= \bar{y} - \frac{S_{xy}}{S_{xx}} \cdot \bar{x} \end{aligned} \quad (7.6)$$

όπου S_{xx} και S_{xy} καλούνται αθροίσματα τετραγώνων και ορίζονται ως

$$S_{xx} = \sum_f x(f)^2 - \frac{(\sum x(f))^2}{n} = n \cdot (\overline{x^2} - \bar{x}^2)$$

$$S_{xy} = \sum_f (x(f) - \bar{x}) \cdot y(f) = n \cdot (\overline{x \cdot y} - \bar{x} \cdot \bar{y})$$

[34]

7.2.2 Cross validation με την τεχνική Leave-one-out

Κατά την διαδικασία του Cross validation εφάρμοσα στατιστική παλινδρόμηση με βάσει 4 διαφορετικούς μετασχηματισμούς εξισώσεων εκτίμησης. Ο πρώτος μετασχηματισμός που δοκίμασα ήταν ο $x'(f) = a \cdot x(f) + b$ για όλες τις συχνότητες, ο δεύτερος απαιτούσε διαφορετικό μετασχηματισμό (διαφορετικά a , b) για κάθε συχνότητα. Ο τρίτος μετασχηματισμός ήταν ένα απλό bias της μορφής, $x'(f) = x(f) + b$, κοινό για κάθε συχνότητα, ενώ ο τέταρτος μετασχηματισμός ήταν το ίδιο bias διαφορετικό για κάθε συχνότητα. Για το υπόλοιπο της ενότητας ονομάζω τους μετασχηματισμούς ως: Μετασχηματισμός 1 (M1), Μετασχηματισμός 2 (M2) κλπ.

Για την επιλογή του βέλτιστου μετασχηματισμού εφάρμοσα την τεχνική Leave-one-out την οποία περιγράφω παρακάτω.

Αρχικά έχω στη διάθεσή μου τα αποτελέσματα των 9 ατόμων βάσει του ακοογράμματος ΩΡΛ (y_1, y_2, \dots, y_9) και του ψηφιακού ακοογράμματος (x_1, x_2, \dots, x_9). Συνεπώς έχουμε $D = (x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_9, y_9)$ δείγματα. Εφαρμόζω στατιστι-

στική παλινδρόμηση με την μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων πάνω σε 9 άτομα, δηλαδή έχοντας ως βάση τα δείγματα $D = (x_i, y_i)$, όπου i το i -οστό δείγμα - άτομο, με σκοπό να έχω μία εκτίμηση της μορφής ² $x' = a \cdot x + b$. Στη συνέχεια δοκιμάζουμε το μοντέλο που έχει εκπαιδευτεί μέσω των 9 ατόμων, πάνω στο δείγμα i και συγκρίνω την τιμή που επιστρέφει ο μετασχηματισμός (x'_i) με την αντίστοιχη τιμή του ακοογράμματος του ΩΡΛ (y_i). Αποθηκεύω την τετραγωνική απόκλιση των δύο τιμών και έπειτα εκτελώ την αντίστοιχη διαδικασία για τα υπόλοιπα 9 άτομα, αφήνοντας κάθε φορά ένα άτομο (i) εκτός εκπαίδευσης με σκοπό να συγκρίνω τους ουδούς του με την εκτίμηση. Η διαδικασία συνεχίζεται μέχρι ο μετασχηματισμός να δοκιμαστεί σε όλα τα άτομα. Στο σημείο αυτό έχω το άθροισμα των τετραγωνικών αποκλίσεων και διαιρώντας με το πλήθος των ατόμων έχω το μέσο τετραγωνικό σφάλμα της εκτίμησης.

Όπως προανέφερα, το πείραμα εφαρμόστηκε σε 9 άτομα με 2 ζευγάρια ακουστικών και ουδούς ακοής για αριστερό και δεξί αυτί. Αυτό σημαίνει ότι η παραπάνω διαδικασία εφαρμόστηκε 4 φορές. Οι διαφορετικοί συνδυασμοί δεδομένων είναι ακουστικό 1 - αριστερό αυτί, ακουστικό 1 - δεξί αυτί, ακουστικό 2 - αριστερό αυτί, ακουστικό 2 - δεξί αυτί.

7.2.3 Αποτελέσματα παλινδρόμησης

Στον πίνακα 7.20 παρουσιάζω τη μέση τετραγωνική απόκλιση κάθε περίπτωσης, η οποία ήταν το κριτήριο επιλογής του βέλτιστου μετασχηματισμού. Η

²Η μορφή αυτή αναφέρεται στους μετασχηματισμούς 1 και 2. Για τους μετασχηματισμούς 3 και 4 η εκτίμηση θα είχε τη μορφή $x' = x + b$

πρώτη γραμμή δείχνει τη μέση απόκλιση των αποτελεσμάτων χωρίς την εφαρμογή παλινδρόμησης, ενώ οι επόμενες 4 γραμμές αντιστοιχούν στους 4 διαφορετικούς μετασχηματισμούς. Οι στήλες αναφέρονται στους διαφορετικούς συνδυασμούς δεδομένων. Για αυτή την ενότητα, με τον όρο T1 ορίζω τον τύπο ακουστικών 1 και με τον όρο T2 ορίζω τον τύπο ακουστικών 2. Επίσης ο όρος Dag αναφέρεται στα αποτελέσματα του ψηφιακού ακοογράμματος χωρίς τη διαδικασία της παλινδρόμησης.

| Μετασχηματισμός | T1-A | T1-Δ | T2-A | T2-Δ |
|-----------------|-------|------|------|------|
| Dag | 99.7 | 96.2 | 57.6 | 79.5 |
| M1 | 73.4 | 81.4 | 49 | 56.5 |
| M2 | 82.3 | 91.7 | 63.8 | 89.7 |
| M3 | 104.2 | 96.9 | 57.9 | 68.4 |
| M4 | 110.7 | 99.9 | 63.6 | 76.2 |

Πίνακας 7.20: Παρουσίαση της μέσης τετραγωνικής απόκλισης πριν και μετά την εφαρμογή της στατιστικής παλινδρόμησης για τους 4 διαφορετικούς συνδυασμούς δεδομένων.

Όπως είναι φανερό, ο μετασχηματισμός 1 μειώνει σημαντικά τη μέση τετραγωνική απόκλιση σε όλες τις περιπτώσεις. Ο μετασχηματισμός 2 επιφέρει βελτίωση του σφάλματος για τον τύπο ακουστικών 1 ενώ για τον τύπο ακουστικών 2 η απόκλιση αυξήθηκε. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι τα αποτελέσματα του τύπου 1 περιείχαν μεγαλύτερες αποκλίσεις ανά συχνότητα από τα αντίστοιχα του τύπου 2. Οι μετασχηματισμοί 3 και 4 αυξάνουν ή δεν επηρεάζουν την απόκλιση, με εξαίρεση τα αποτελέσματα του δεξιού αυτιού του τύπου 2 όπου η μέση τετραγωνική απόκλιση παρουσίασε μείωση. Για τη

συνέχεια της μελέτης, επικεντρώνομαι στους μετασχηματισμούς 1 και 2. Ο πίνακας 7.21 αποτελεί συνέχεια του πίνακα 7.1 και παρουσιάζει τα ποσοστά σύγκλισης του ψηφιακού ακοογράμματος με το ακοόγραμμα ΩΡΛ για τους δύο τύπους ακουστικών μετά την εφαρμογή των μετασχηματισμών M1 και M2.

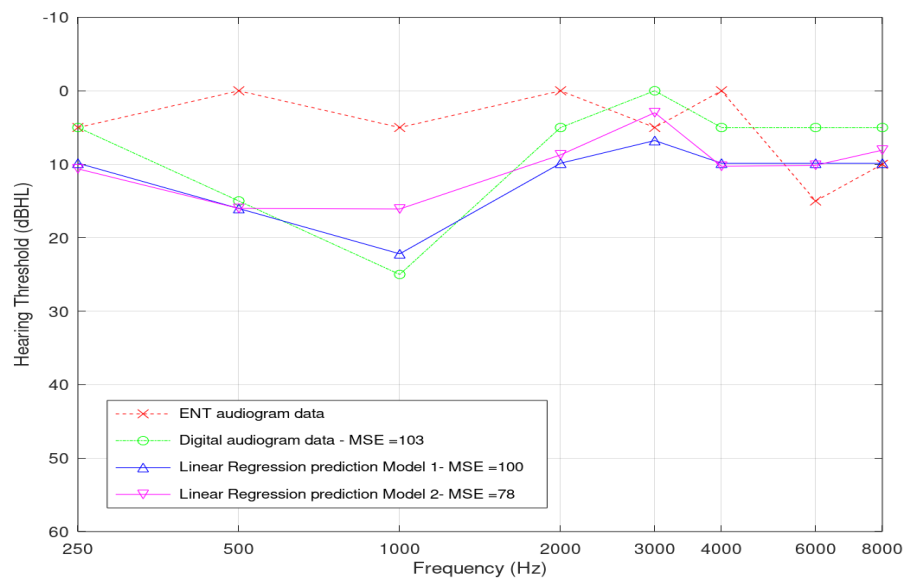
| Συχνότητες | T1 M1 | T1 M2 | T2 M1 | T2 M2 |
|------------|--------|--------|--------|--------|
| 250 Hz | 88.9 % | 88.9 % | 94.5 % | 88.9 % |
| 500 Hz | 72.2 % | 72.2 % | 88.9 % | 88.9 % |
| 1000 Hz | 66.7 % | 94.5 % | 88.9 % | 88.9 % |
| 2000 Hz | 88.9 % | 88.9 % | 77.8 % | 94.5 % |
| 3000 Hz | 66.7 % | 66.7 % | 83.3 % | 66.7 % |
| 4000 Hz | 55.6 % | 72.2 % | 77.8 % | 77.8 % |
| 6000 Hz | 72.2 % | 72.2 % | 72.2 % | 66.7 % |
| 8000 Hz | 88.9 % | 72.2 % | 77.8 % | 72.2 % |
| Σύνολο | 75 % | 78.5 % | 82.7 % | 80.6 % |

Πίνακας 7.21: Παρουσίαση των ποσοστών σύγκλισης του ψηφιακού ακοογράμματος με το ακοόγραμμα ΩΡΛ για τους δύο τύπους ακουστικών T1 και T2 μετά την εφαρμογή των μετασχηματισμών M1 και M2.

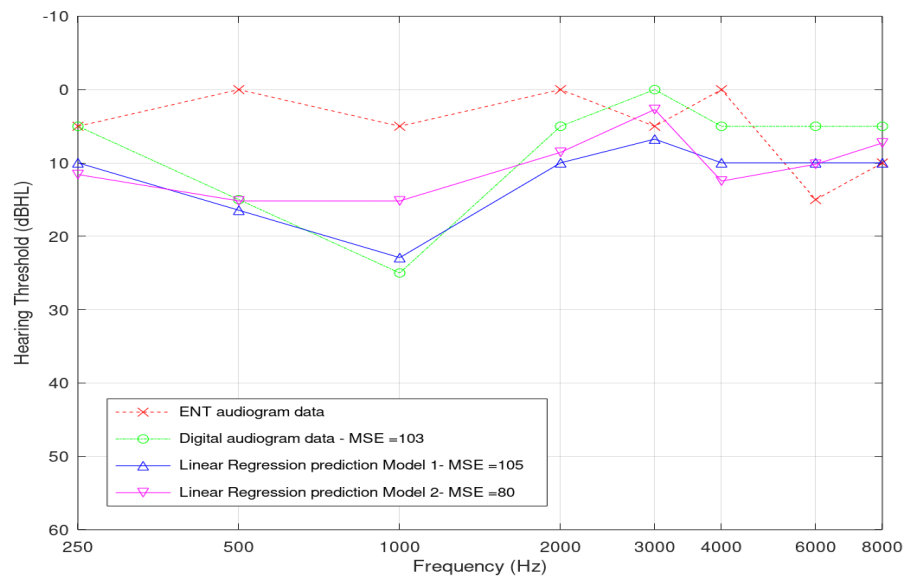
Παρατηρώντας τα αποτελέσματα της συμφωνίας, διαπιστώνω ότι το συνολικό ποσοστό έχει μειωθεί. Για αυτό ευθύνεται ο μικρός αριθμός δειγμάτων που χρησιμοποιήθηκαν (9 άτομα). Οποιαδήποτε εσφαλμένη απάντηση των ατόμων κατά τη διαδικασία εξέτασης μέσω του ψηφιακού ακοογράμματος επηρεάζει σε σημαντικό βαθμό τα ποσοστά συμφωνίας. Προκύπτει έτσι η αναγκαιότητα μελέτης των ποσοστών με την εισαγωγή περισσότερων δειγμάτων, ώστε να διαπιστωθεί αν υπάρχει τάση βελτίωσης των ποσοστών.

Στο πλαίσιο της μελέτης με περισσότερα δείγματα, εκμεταλλεύτηκα το γεγονός ότι η διαδικασία του Calibration των ακουστικών έχει γίνει με την υπόθεση ότι η απόκριση του αριστερού ακουστικού είναι ίδια με αυτή του δεξιού ακουστικού. Έτσι μπορούμε να διπλασιάσουμε τον αριθμό των δειγμάτων και να μελετήσουμε την εφαρμογή της παλινδρόμησης πάνω σε 18 αυτιά. Για το σκοπό αυτό συγχώνευσα τα δεδομένα ΩΡΛ για το αριστερό αυτί με τα δεδομένα ΩΡΛ για το δεξί αυτί. Επίσης συγχώνευσα τα αποτελέσματα των ακουστικών T1 για το αριστερό και το δεξί αυτί. Όμοια διαδικασία ακολούθησα και για τα ακουστικά T2. Τέλος, επανέλαβα τον αλγόριθμο της παλινδρόμησης, για 18 πλέον ασθενής και για ένα αυτί, και εξήγαγα τα αποτελέσματα.

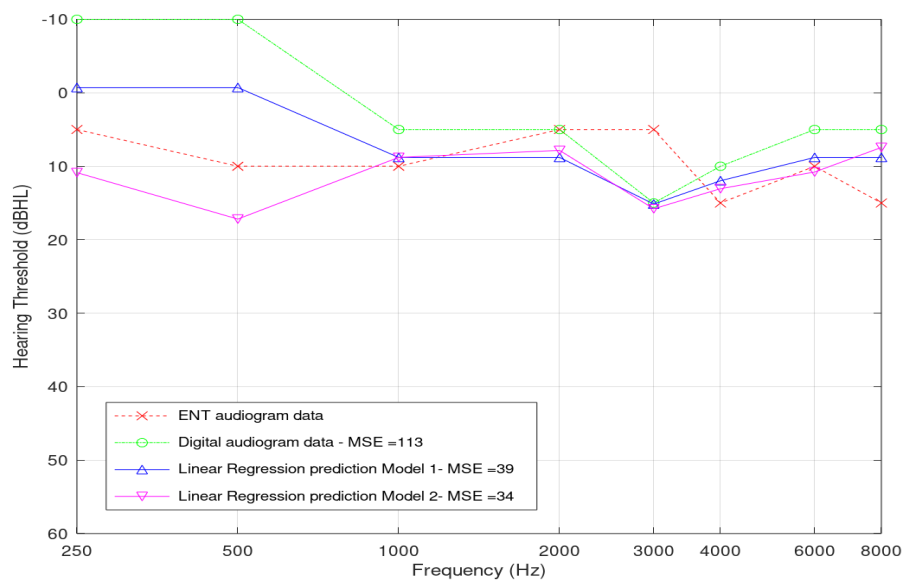
Στα σχήματα 7.1 - 7-18 παρουσιάζονται τα γραφήματα για τον συνδυασμό τύπος 1 - αριστερό αυτί. Ανά δύο γραφήματα αλλάζει και το άτομο. Το πρώτο γράφημα αφορά τα αποτελέσματα της παλινδρόμησης με 9 δείγματα ενώ το δεύτερο δείχνει τη συμπεριφορά της παλινδρόμησης με 18 δείγματα. Στα γραφήματα έχει σχεδιαστεί το ακοόγραμμα του ΩΡΛ (ENT audiogram data), το ψηφιακό ακοόγραμμα (Digital audiogram data) και η πρόβλεψη που προκύπτει από την εφαρμογή του μετασχηματισμού 1 (Linear Regression prediction Model 1) και του μετασχηματισμού 2 (Linear Regression prediction Model 2). Επίσης αναγράφεται η μέση τετραγωνική απόκλιση (MSE) του ψηφιακού ακοογράμματος και των δύο προβλέψεων για το συγκεκριμένο άτομο.



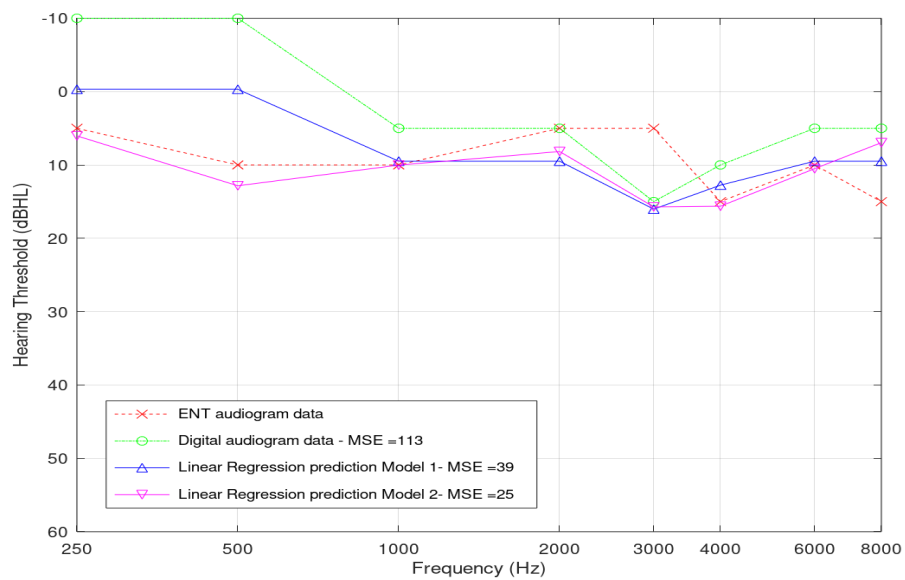
Σχήμα 7.1: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 1



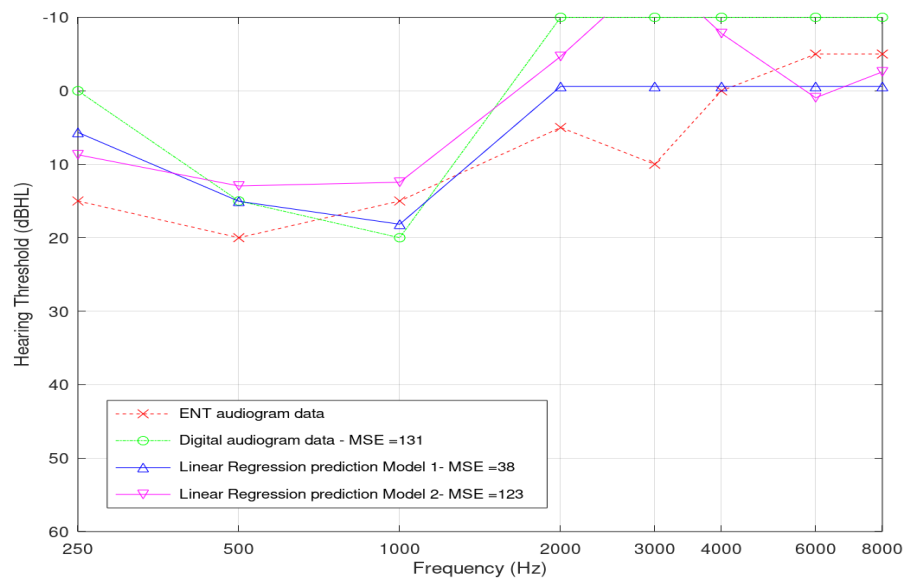
Σχήμα 7.2: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 1



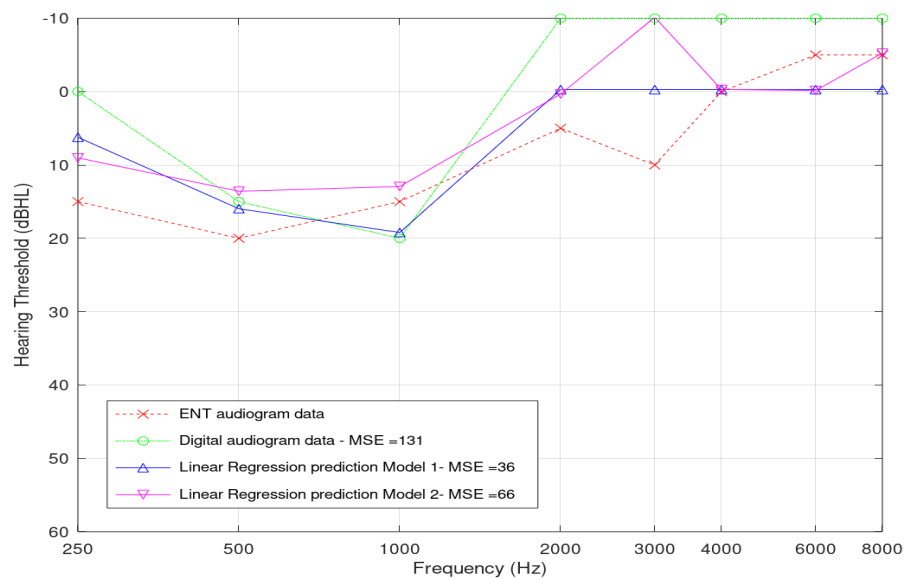
Σχήμα 7.3: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 2



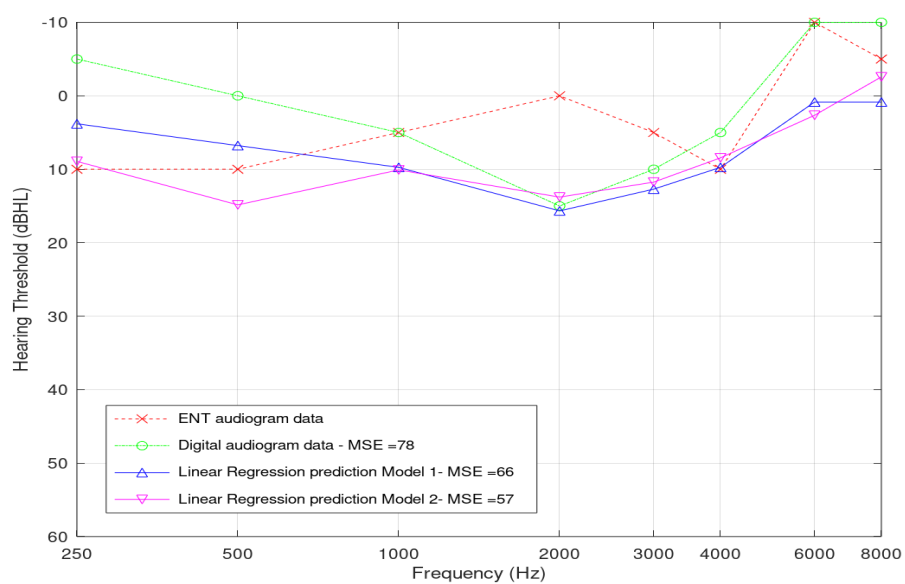
Σχήμα 7.4: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 2



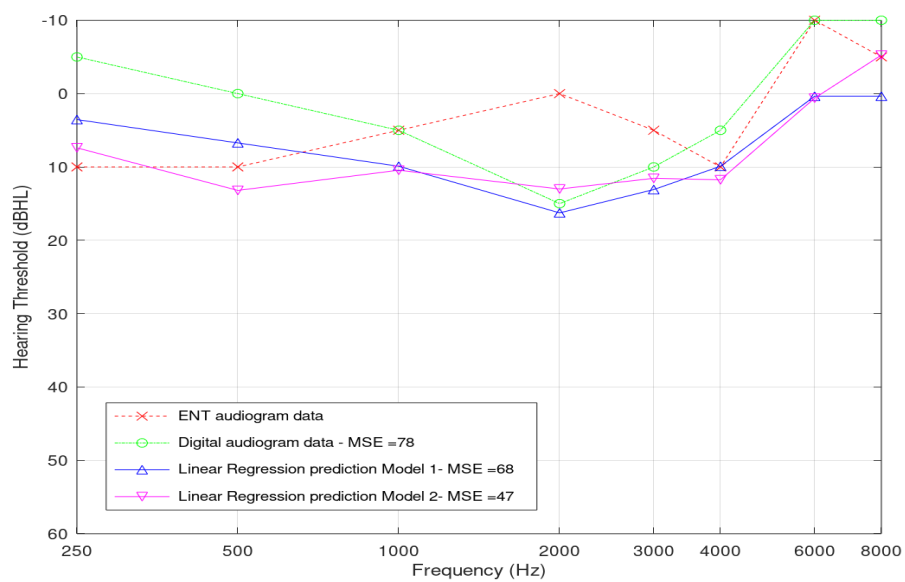
Σχήμα 7.5: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 3



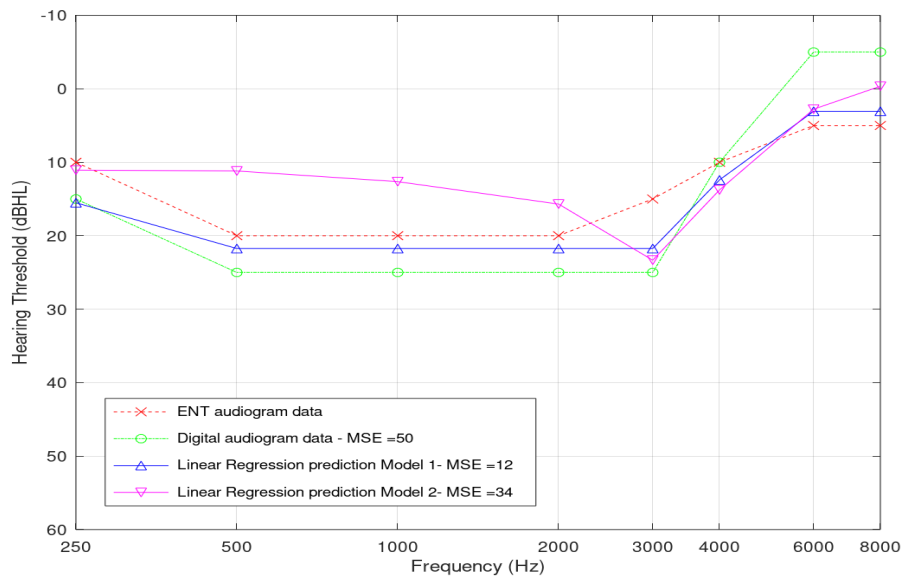
Σχήμα 7.6: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 3



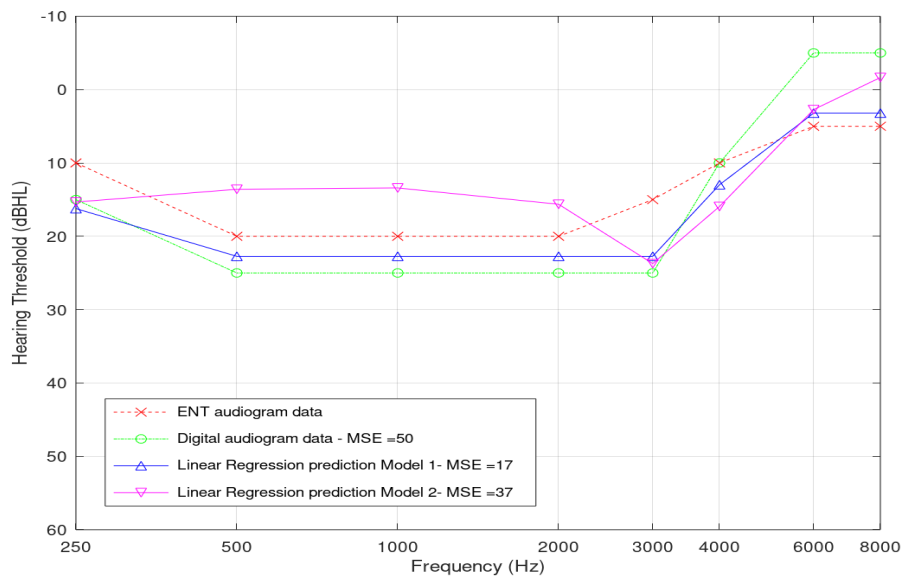
Σχήμα 7.7: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 4



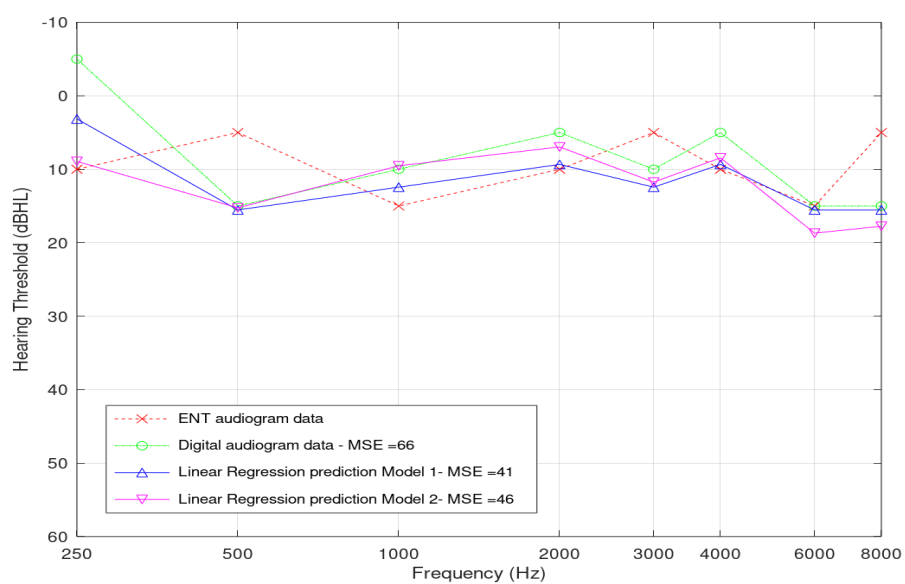
Σχήμα 7.8: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 4



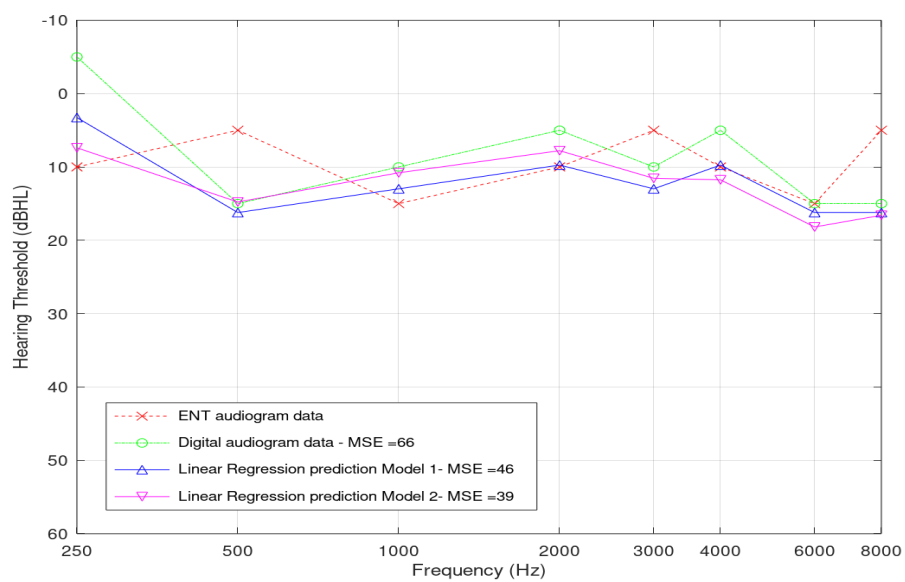
Σχήμα 7.9: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 5



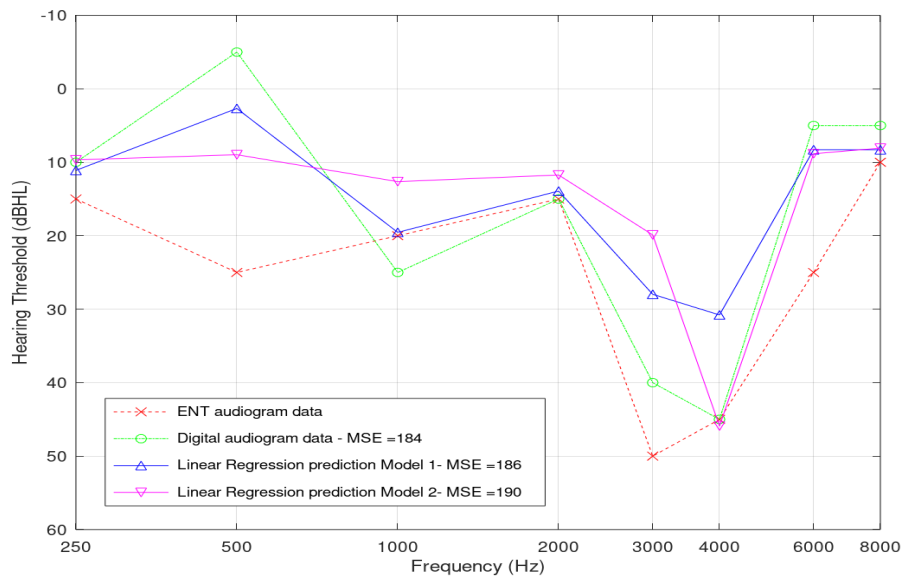
Σχήμα 7.10: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 5



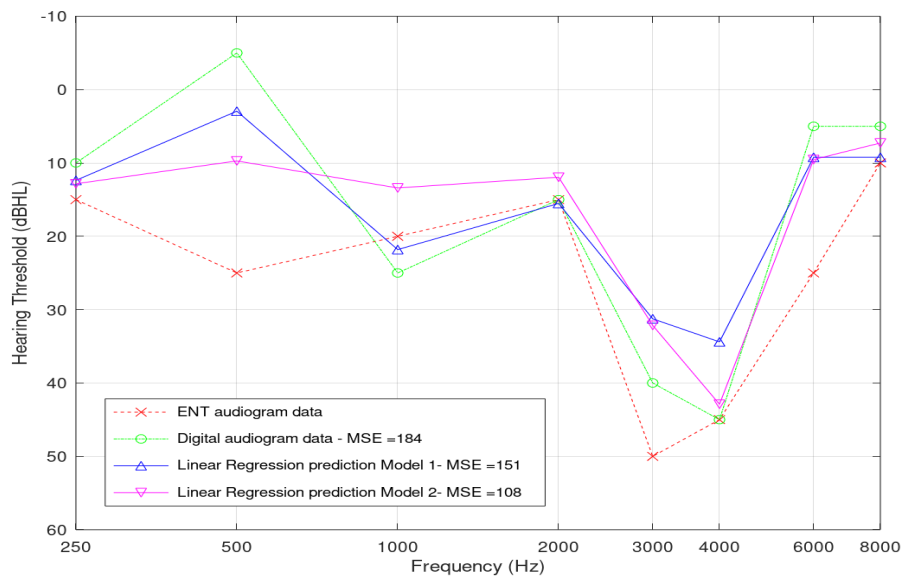
Σχήμα 7.11: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 6



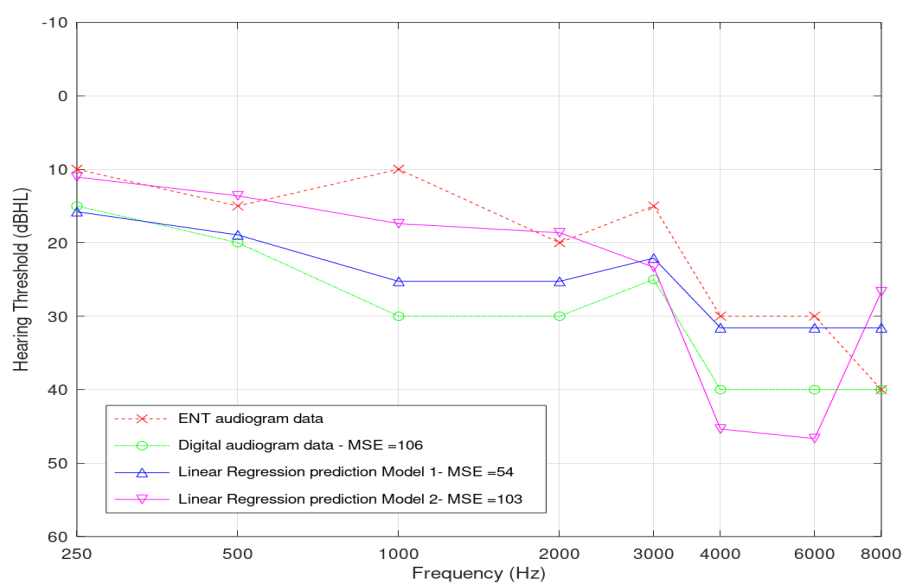
Σχήμα 7.12: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 6



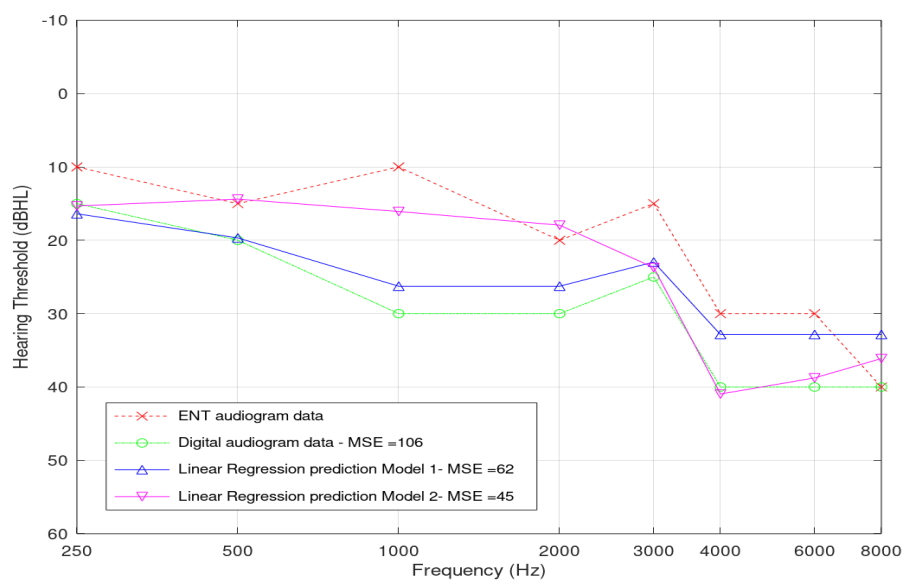
Σχήμα 7.13: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 7



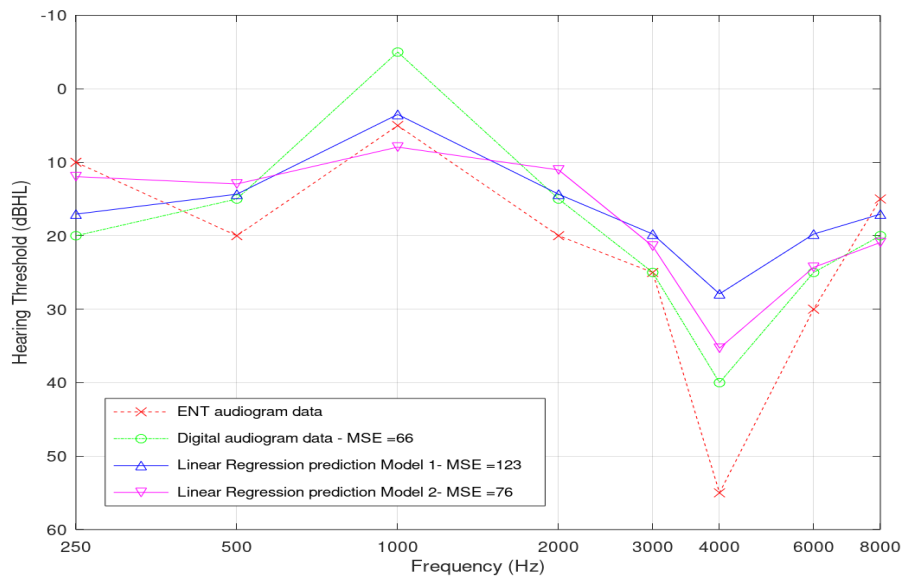
Σχήμα 7.14: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 7



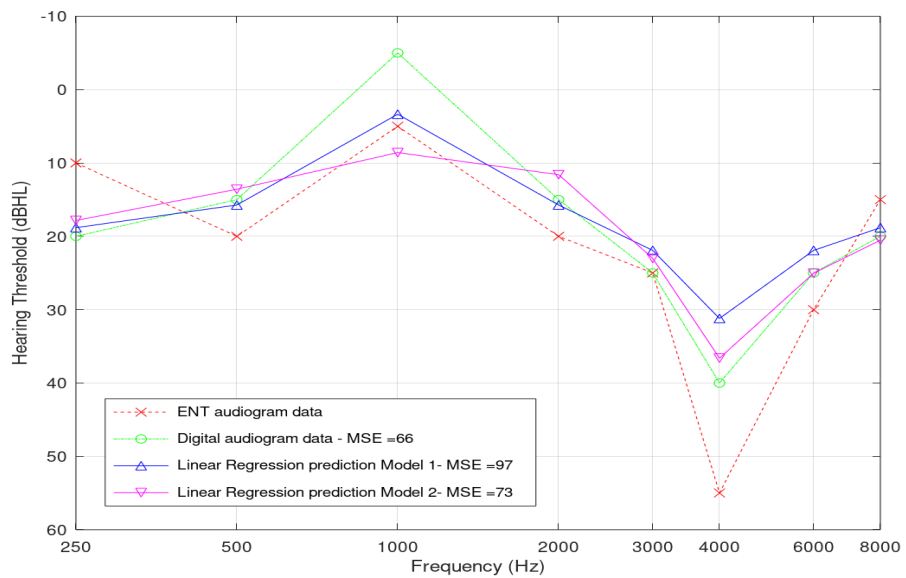
Σχήμα 7.15: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 8



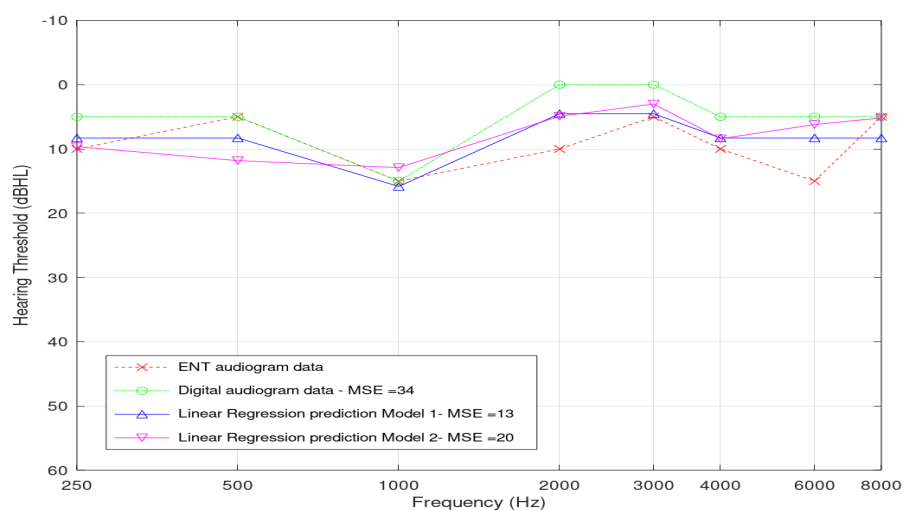
Σχήμα 7.16: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 8



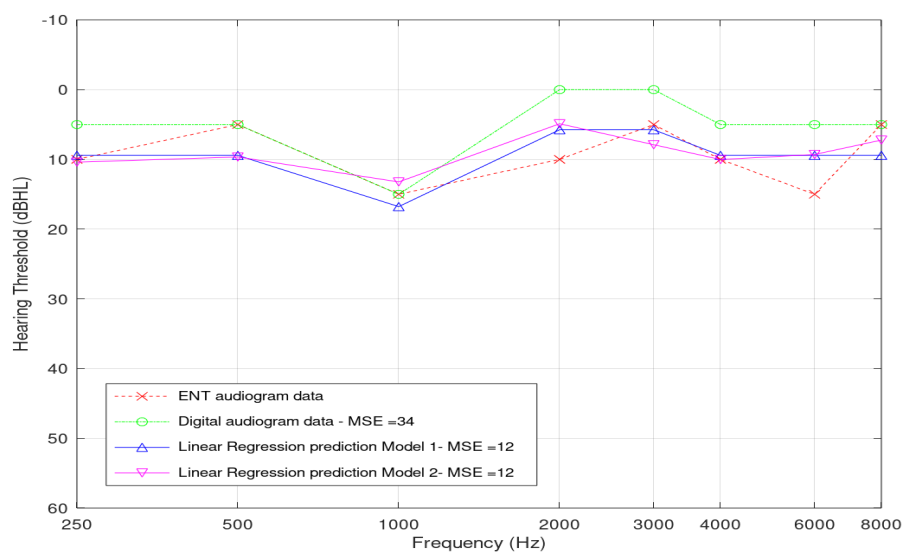
Σχήμα 7.17: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 9



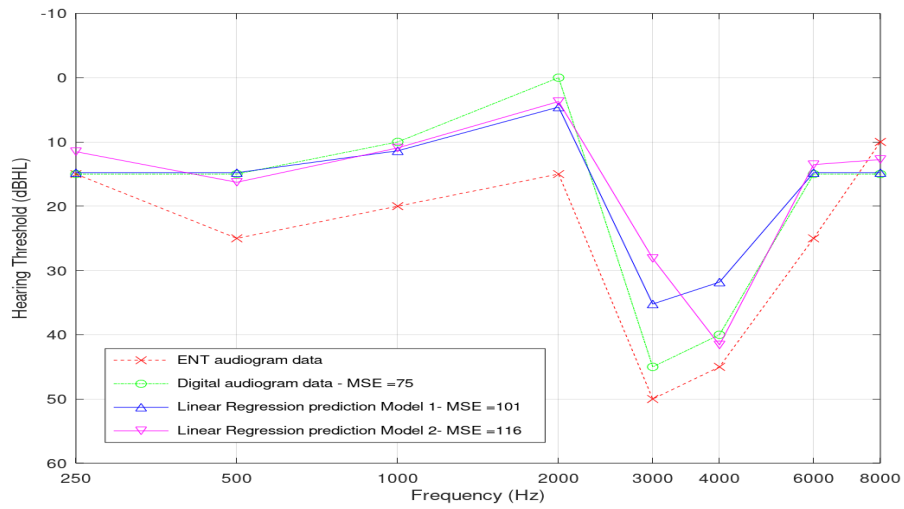
Σχήμα 7.18: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 9



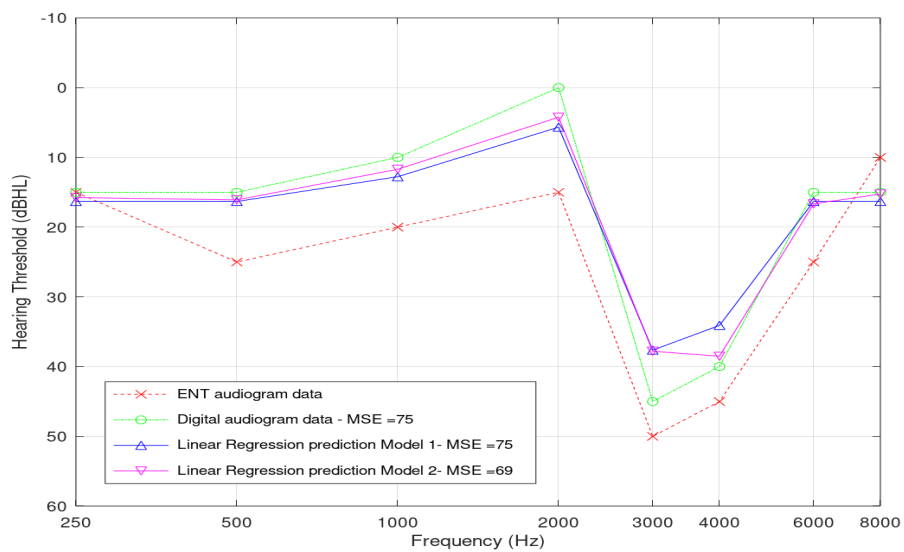
Σχήμα 7.19: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 6 και το ακουστικό T2



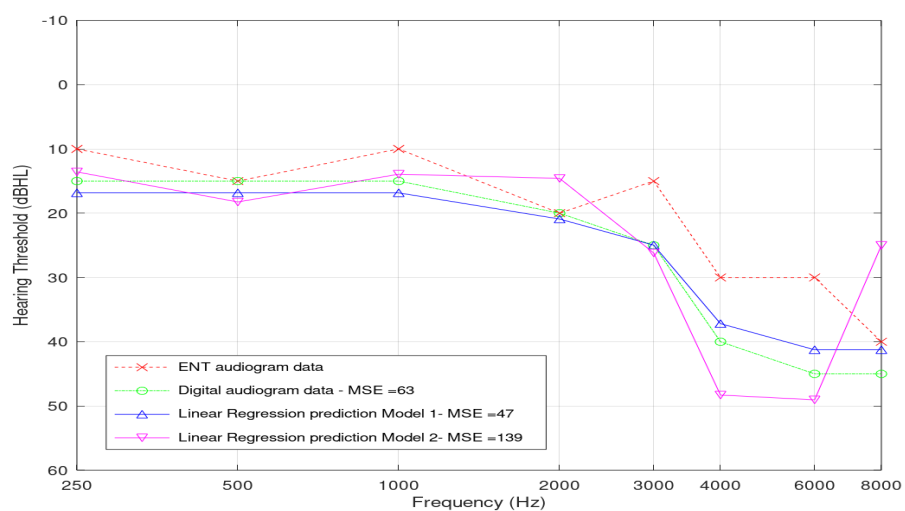
Σχήμα 7.20: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 6 και το ακουστικό T2



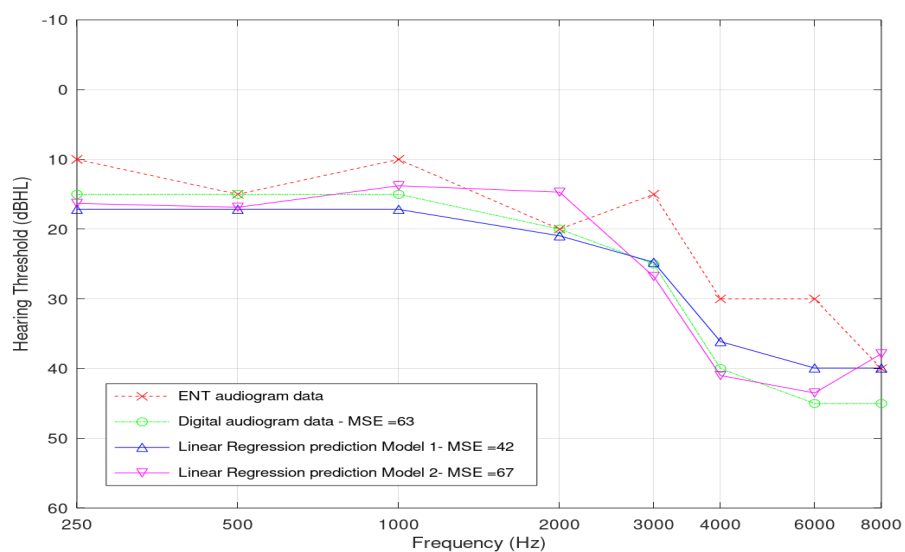
Σχήμα 7.21: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 7 και το ακουστικό T2



Σχήμα 7.22: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 7 και το ακουστικό T2



Σχήμα 7.23: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 9 δείγματα για το άτομο 8 και το ακουστικό T2



Σχήμα 7.24: Αποτελέσματα παλινδρόμησης με 18 δείγματα για το άτομο 8 και το ακουστικό T2. Αξίζει να παρατηρηθεί η βελτίωση του μοντέλου M2

Στον πίνακα 7.22 παρουσιάζεται το ποσοστό συμφωνίας των αποτελεσμάτων του αριστερού αυτιού για του τύπους 1 και 2. Στην πρώτη στήλη διακρίνουμε το ποσοστό πριν την εφαρμογή της παλινδρόμησης, ενώ στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αντίστοιχα ποσοστά για τους δύο μετασχηματισμούς με 9 και 18 δείγματα.

| Τύπος | Dag | $M1_9$ | $M1_{18}$ | $M2_9$ | $M2_{18}$ |
|-------|--------|--------|-----------|--------|-----------|
| T1 | 79.2 % | 75 % | 75.7 % | 78.5 % | 82 % |
| T2 | 90.3 % | 82.7 % | 87.5 % | 80.6 % | 84 % |

Πίνακας 7.22: Τα ποσοστά σύγκλισης του ψηφιακού ακοογράμματος με το ακοόγραμμα ΩΡΛ. Στον πίνακα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των δύο τύπων ακουστικών (T1, T2) πριν την εφαρμογή παλινδρόμησης (Dag), με την εφαρμογή παλινδρόμησης με 9 δείγματα ($M1_9$, $M2_9$) και με την εφαρμογή παλινδρόμησης με 18 δείγματα ($M1_{18}$, $M2_{18}$). Παρατηρούμε ότι ενώ με 9 δείγματα το ποσοστό συμφωνίας μειώνεται σε σχέση με το αρχικό, όσο αυξάνονται τα δείγματα το ποσοστό βελτιώνεται και με τους δύο μετασχηματισμούς.

Στον πίνακα 7.23 παραθέτω τη μέση τετραγωνική απόκλιση των αποτελεσμάτων του αριστερού αυτιού για το ψηφιακό ακοόγραμμα και για τους μετασχηματισμούς M1, M2 για 9 και 18 δείγματα.

Παρατηρώ ότι η διαδικασία της παλινδρόμησης δυσκολεύεται να προσεγγίσει προβληματικούς ουδούς ακοής. Για αυτό ευθύνεται το γεγονός ότι στα δείγματα δεν υπήρχε μεγάλος αριθμός προβληματικών ουδών με αποτέλεσμα η πρόβλεψη απόκλισης για υψηλές τιμές dB HL να είναι λιγότερο αποτελε-

σματική από την πρόβλεψη για χαμηλές τιμές dB HL. Αν μέσα στα δείγματα συμπεριλάβουμε περισσότερους προβληματικούς ουδούς, η διαδικασία της παλινδρόμησης θα επιφέρει καλύτερα ποσοστά συμφωνίας από τα υπάρχοντα.

| Τύπος | Dag | $M1_9$ | $M1_{18}$ | $M2_9$ | $M2_{18}$ |
|-------|------|--------|-----------|--------|-----------|
| T1 | 97.9 | 73.4 | 70.2 | 82.3 | 62 |
| T2 | 68.6 | 49 | 49.2 | 63.8 | 56.3 |

Πίνακας 7.23: Η μέση τετραγωνική απόκλιση του ψηφιακού ακοογράμματος και των αποτελεσμάτων των μετασχηματισμών $M1$, $M2$ για 9 και 18 δείγματα. Παρατίθενται τα αποτελέσματα των τύπων 1 και 2. Η αύξηση του αριθμού δειγμάτων προκαλεί πτώση του MSE κατά μέσο όρο. Ταχύτερη μείωση παρατηρήθηκε στο μοντέλο $M2$ για τα ακουστικά T1.

Κεφάλαιο 8

Συμπέρασμα - μελλοντικές επεκτάσεις

Το ψηφιακό ακοόγραμμα δεν μπορεί να αντικαταστήσει έναν έμπειρο ωτορινολαρυγγολόγο και δεν έχει την δυνατότητα να αναγνωρίσει τον τύπο της βαρηκοΐας. Κατά την κλινική εξέταση, πριν αρχίσει η ακοομέτρηση, ένας ωτορινολαρυγγολόγος είναι σε θέση να γνωρίζει πολλά για την ακοή και την ύπαρξη βαρηκοΐας στον εξεταζόμενο. Οι ερωτήσεις του ιατρού, το ιστορικό και η κλινική εξέταση αποτελούν αναπόσπαστο κομμάτι της εξέτασης.

Ο σκοπός του ψηφιακού ακοογράμματος είναι ο οποιοσδήποτε χρήστης να είναι σε θέση να διαπιστώσει αν υπάρχει κάποιο πρόβλημα στην ακοή του ή όχι με οποιαδήποτε ακουστικά και σε οποιοδήποτε σύστημα. Βάσει του πειράματος της ενότητας 7.1, το ψηφιακό ακοόγραμμα βρίσκει επιτυχώς τους προβληματικούς ουδούς ακοής και καταφέρει ένα αρκετά καλό ποσοστό εύρεσης των ουδών φυσιολογικής ακοής. Αποκλίσεις παρατηρήθηκαν σε

χαμηλές στάθμες γεγονός το οποίο οφείλεται στον θόρυβο του χώρου εξέτασης, την απομόνωση, τον τύπο και την ποιότητα των ακουστικών καθώς και την ποιότητα της κάρτας ήχου.

Με την αύξηση των δειγμάτων από 9 σε 18, η εφαρμογή της στατιστικής παλινδρόμησης δείχνει ότι τα γραφήματα του ψηφιακού ακοογράμματος τείνουν να προσεγγίσουν καλύτερα τα γραφήματα του ΩΡΛ. Με σημαντικά μεγαλύτερο αριθμό δειγμάτων, η πρόβλεψη της παλινδρόμησης θα ήταν ικανή να ελαχιστοποιήσει την μέση τετραγωνική απόκλιση και να βελτιώσει το ποσοστό συμφωνίας του ακοογράμματος ΩΡΛ και του ψηφιακού ακοογράμματος.

Σε ότι αφορά την συμμόρφωση του ψηφιακού ακοογράμματος με τα standards του BS EN ISO [11] κατάφερα ένα αρκετά καλό ποσοστό επιτυχίας. Αρχικά η μέγιστη διάρκεια του ψηφιακού ακοογράμματος δεν ξεπέρασε τα 20 λεπτά που είναι ο μέγιστος επιτρεπόμενος χρόνος εξέτασης δίχως διάλειμμα. Αν ο χρήστης κατανοήσει τις οδηγίες χρήσης και εκτελέσει σωστά τη διαδικασία, ο χρόνος εξέτασης μπορεί να είναι και 14 λεπτά. Η διάρκεια των τόνων είναι 2 δευτερόλεπτα και η χρονική απόσταση τους μεταβάλλεται τυχαία κάνοντας τους τόνους μη προβλέψιμους. Έτσι παρακάμπτουμε το ψυχοακουστικό παράγοντα περιορίζοντας τις ψευδείς απαντήσεις που προκαλούνται από την περιοδικότητα των τόνων. Ακόμα, αν ο εξεταζόμενος αποκριθεί σε έναν τόνο, ο τόνος θα συνεχιστεί μέχρι το τέλος του. Τέλος η σειρά εξέτασης των συχνοτήτων είναι η προτεινόμενη του BS EN ISO.

Ο μοναδικός μη ελέγξιμος παράγοντας είναι ο θόρυβος του χώρου εξέτασης καθώς το ISO προβλέπει μέγιστο θόρυβο τα 35 dBA. Οι τόποι εξέτασης διέφεραν μεταξύ τους και σε αρκετούς υπήρχε έντονος θόρυβος που ξεπερνούσε τα 35 dBA. Ο μόνος τρόπος επίλυσης τους προβλήματος αυτού είναι η εύρεση ηχομονωμένου χώρου από τον χρήστη. Επίσης λόγω της φύσης της εφαρμογής, η επικοινωνία με τον εξεταζόμενο για τη λήψη του ιστορικού του και άλλων σημαντικών στοιχείων όπως επίσης και η αφαίρεση του κεριού από τα αυτιά του πριν από την εξέταση, δεν είναι δυνατή.

Σε ότι αφορά την ομοιομορφία των αποτελεσμάτων με τη χρήση διαφορετικών ακουστικών, η διαδικασία του πειράματος της ενότητας 6.2 μειώνει σημαντικά τις αποκλίσεις των ουδών. Παράγοντες που μπορούν να οδηγήσουν σε σφάλμα οφειλόμενο στα ακουστικά είναι η φθορά των ακουστικών, οι σημαντικές διαφορές απόκρισης μεταξύ αριστερού και δεξιού μεγαφώνου και η κακή τοποθέτηση τους.

Βάσει των παραπάνω προκύπτει ο πίνακας 8.1.

Μελλοντικές επεκτάσεις

Η εργασία αυτή έχει περιθώρια βελτίωσης και επέκτασης της συμβατότητας της. Στο στάδιο αυτό τα αποτελέσματα είναι έγκυρα με 2 ζεύγη ακουστικών και σε κάρτες ήχου των οποίων η μέγιστη ένταση δεν έχει σημαντικές διαφορές από την πρωτότυπη ένταση με την οποία έγιναν οι μετρήσεις του πειράματος της ενότητας 6.2.

| | |
|--|--------|
| BS EN ISO Standard | Τήρηση |
| Θόρυβος περιβάλλοντος μικρότερος από 35 dBA | Δυνατή |
| Προφορική επικοινωνία με τον εξεταζόμενο | Όχι |
| Αφαίρεση κεριού πριν την εξέταση | Όχι |
| Διάρκεια εξέτασης μικρότερη από 20' | Ναι |
| Μοντέλο ακουστικών | Όχι |
| Διάρκεια τόνων στο διάστημα [1,3] sec | Ναι |
| Απόσταση τόνων στο διάστημα [1,3] sec | Ναι |
| Μεταβαλλόμενη διάρκεια τόνων | Ναι |
| Συνέχιση τόνων μετά την απόκριση του χρήστη | Ναι |
| Σειρά εξέτασης συχνοτήτων | Ναι |
| Αρχικοποίηση έντασης στα 40 dB HL | Ναι |
| Μέθοδος εύρεσης ουδών ακοής | Ναι |
| Σύμβολα ακοογράμματος αέρινης αγωγής | Ναι |
| Επαλήθευση ουδού στα 1000 Hz | Όχι |
| Αποφυγή έκθεσης σε θόρυβο ή μουσική 48 ώρες πριν την εξέταση | Δυνατή |

Πίνακας 8.1: Πίνακας συμμόρφωσης του ψηφιακού ακοογράμματος με τα BS EN ISO Standards

Κάθε μοντέλο ακουστικών που μετριέται από εδώ και στο εξής, θα εισάγεται στην εσωτερική βάση δεδομένων του ψηφιακού ακοογράμματος και έτσι τα αποτελέσματα θα είναι έγκυρα για ολόένα και περισσότερα συστήματα. Η εύρεση μίας φόρμουλας αυτόματης μέτρησης των ακουστικών, με βάση την απόκριση συχνοτήτων του κατασκευαστή, την σύνθετη αντίστασή τους και πιθανώς άλλα στοιχεία, μπορεί να επιταχύνει τον ρυθμό εισαγωγής μετρήσεων ακουστικών. Αν αυτή η φόρμουλα βρεθεί και υλοποιηθεί σε προσιτή μορφή προς τους end users με σκοπό τη συμβολή τους στη διαδικασία των μετρήσεων και κατ' επέκταση της εγκυρότητας της εφαρμογής, σύντομα θα υπήρχε μία ικανοποιητικά μεγάλη βάση δεδομένων ακουστικών.

Το μοναδικό υποκειμενικό στοιχείο της υλοποίησης είναι η ισοστάθμιση της έντασης της κάρτας ήχου του χρήστη με σκοπό να είναι όμοια με την πρωτότυπη ένταση. Ο τρόπος επίλυσης που ακολούθησα δεν είναι ακριβής καθώς ο τρόπος που ο χρήστης τρίβει τα χέρια του όπως και η κρίση του χρήστη για το πότε οι δύο εντάσεις είναι ίδιες δεν είναι ακριβή μεγέθη. Δεν κατάφερα να βρω καλύτερο τρόπο ισοστάθμισης των εντάσεων, χωρίς την χρήση διαφορετικής συσκευής. Ένας μετρητής στάθμης ηχητικής πίεσης, μέσω του οποίου ο χρήστης θα μετράει την στάθμη εξόδου των ακουστικών και θα την αυξομειώνει μέχρι να γίνει ίση με την πρωτότυπη τιμή, θα μπορούσε να ισοσταθμίσει αντικειμενικά την ένταση της κάρτας ήχου.

Η κατασκευή μίας συσκευής η οποία θα περιέχει ενσωματωμένο τον κώδικα της παρούσας εργασίας, ενσωματωμένη κάρτα ήχου γνωστής έντασης με έξοδο ακουστικών, συγκεκριμένα ακουστικά συνδεδεμένα στη συσκευή και κάρτα μνήμης για την αποθήκευση των ακοογραμμάτων, θα ήταν ένας ολοκληρωμένος ακοομετρητής καθαρών τόνων. Αντίστοιχη μελέτη για τις υπόλοιπες εξετάσεις που γίνονται μέσω του ακοομετρητή, υλοποίησή του κώδικα που τις εκτελεί και ενσωμάτωσή του στη συσκευή, θα μας έδιναν έναν πλήρη ακοομετρητή. Αν στον κώδικα της εφαρμογής προστεθεί κώδικας αυστηρού εντοπισμού ψευδών αποκρίσεων του εξεταζόμενου, τότε θα είχαμε έναν ακοομετρητή που λειτουργεί χωρίς επίβλεψη!

Επίσης, προκειμένου να ελεγχθεί η εγκυρότητα των αποτελεσμάτων του ψηφιακού ακοογράμματος, υπάρχει ανάγκη για επανάληψη του πειράματος της ενότητας 6.4 σε περισσότερα άτομα, μεγαλύτερου εύρους ηλικιών και με

διεγνωσμένο πρόβλημα ακοής. Ιδανικά θα έπρεπε η διαδικασία να γίνει σε χώρο ο θόρυβος του οποίου δεν υπερβαίνει τα 35 dBA και τα ακουστικά να είναι όμοια με τα ακουστικά που χρησιμοποιούνται στην ακοομέτρηση ΩΡΛ. Μεγάλο ενδιαφέρον θα είχε η εφαρμογή των μοντέλων πρόβλεψης της ενότητας 7.2, μετά το πέρας των μετρήσεων.

Τέλος, αν το πείραμα επαναληφθεί για μεγάλο αριθμό ατόμων αλλά αυτή τη φορά με τα ακουστικά και τα συστήματα των ίδιων των χρηστών, θα είναι χρήσιμο να μελετηθούν τα αντίστοιχα ποσοστά συμφωνίας και η μέση τετραγωνική απόκλιση που επιφέρει η διαδικασία της στατιστικής παλινδρόμησης.

Κεφάλαιο 9

Βιβλιογραφία

- [1] Ross J Roeser, Kristi A Buckley, Ginger S Stickney, and M Valente. Pure tone tests. *Audiology diagnosis*, pages 227–251, 2000.
- [2] Lawrence R Rabiner, Ronald W Schafer, et al. Introduction to digital speech processing. *Foundations and Trends® in Signal Processing*, 1(1-2):1–194, 2007.
- [3] <http://www.md-health.com/parts-of-the-ears.html>.
- [4] <https://teachmeanatomy.info/head/organs/ear/inner-ear>.
- [5] <https://healthlifemedia.com/healthy/the-anatomy-of-the-human-ear-the-middle-ear>.
- [6] <https://cellcode.us/quotes/inner-ear-scala-tympani.html>.
- [7] <https://www.quora.com/why-is-modern-classical-music-not-as-exciting-and-moving-as-the-music-of-beethoven-mozart-brahms-schubert-and-others-from-earlier-eras>.
- [8] <https://www.78stepshealth.us/human-physiology/spiral-organ-organ-of-corti.html>.
- [9] <https://www.hearingsol.com/help/hearing-loss/mixed>.

- [10] <http://myrobotlab.org/content/sound-detection-noise-reduction-etc.>
- [11] http://www.thebsa.org.uk/wp-content/uploads/2014/04/bsa_rp_pta_final_24sept11_minoramend06feb12.pdf.
- [12] Howard J. Hoffman, Robert A. Dobie, Katalin G. Losonczy, Christa L. Themann, and Gregory A. Flamme. Declining Prevalence of Hearing Loss in US Adults Aged 20 to 69 Years Declining Prevalence of Hearing Loss in US Adults Declining Prevalence of Hearing Loss in US Adults. *JAMA Otolaryngology-Head Neck Surgery*, 143(3):274-285, 03 2017.
- [13] Roger G Newton. *Scattering theory of waves and particles*. Springer Science & Business Media, 2013.
- [14] George SK Wong. Speed of sound in standard air. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 79(5):1359-1366, 1986.
- [15] Sjoerd W Rienstra and Avraham Hirschberg. An introduction to acoustics. *Eindhoven University of Technology*, 18:19, 2003.
- [16] Ross J Roeser, Michael Valente, and Holly Hosford-Dunn. *Audiology: diagnosis*, volume 5.
- [17] Wasil Salih. *Morphological modeling and motion measurements of the middle ear using new X-ray stereoscopic and tomographic techniques*. PhD thesis, 01 2013.
- [18] <https://www.iso.org/standard/69855.html>.

- [19] Søren H Nielsen and Thomas Lund. 0 db fs+ levels in digital mastering. In *Audio Engineering Society Convention 109*. Audio Engineering Society, 2000.
- [20] James P Keener and James Sneyd. *Mathematical physiology*, volume 1. Springer, 1998.
- [21] Kostantinos Papafragkos. *Akoologia*. 1996.
- [22] Daphne Manoussaki, EK Dimitriadis, and RS Chadwick. Cochlea's graded curvature effect on low frequency waves. *Physical review letters*, 96(8):088701, 2006.
- [23] Daphne Manoussaki, Richard S Chadwick, Darlene R Ketten, Julie Arruda, Emiliós K Dimitriadis, and Jen T O'Malley. The influence of cochlear shape on low-frequency hearing. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 105(16):6162–6166, 2008.
- [24] Richard A Chole and Michael McKenna. Pathophysiology of otosclerosis. *Otology & neurotology*, 22(2):249–257, 2001.
- [25] George A Gates and John H Mills. Presbycusis. *The lancet*, 366(9491):1111–1120, 2005.
- [26] S Rosen, M Bergman, D Plester, A El-Mofty, and MH Satti. Presbycusis study of a relatively noise-free population in the sudan. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 5(5):276, 1963.
- [27] Thais C Morata. Young people: Their noise and music exposures and the risk of hearing loss, 2007.

- [28] https://www.cdc.gov/nchs/data/nhanes/nhanes_09_10/audiometry_09.pdf.
pages 2-9, 1-12, 3-18, 3-23 - 3-27.
- [29] Glen Ballou. *Handbook for sound engineers*. Focal Press, 2015.
- [30] Henrik Møller. Fundamentals of binaural technology. *Applied acoustics*, 36(3-4):171-218, 1992.
- [31] <https://www.rationalacoustics.com/smaart/smaart-v8/>.
- [32] http://medicine.nus.edu.sg/dgms/audiology/documents/thesis/research_presentation_lee%20shi%20yuan.pdf.
- [33] Loc A Han and Torben Poulsen. Equivalent threshold sound pressure levels for sennheiser hda 200 earphone and etymotic research er-2 insert earphone in the frequency range 125 hz to 16 khz. *Scandinavian Audiology*, 27(2):105-112, 1998.
- [34] Douglas C Montgomery, Lynwood A Johnson, and John S Gardiner. *Forecasting and time series analysis*. McGraw-Hill Companies, 1990.