



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

ΑΚΟΥΣΤΙΚΑ ΒΑΡΗΚΟΪΑΣ

ΑΒΡΑΜΙΩΤΗ ΙΩΑΝΝΑ

Αριθμός Μητρώου: 13001

Επιβλέπων Καθηγητής

Νεκτάριος Καλύβας, Αναπληρωτής Καθηγητής

ΑΘΗΝΑ, ΟΚΤΩΒΡΙΟΣ 2022

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Καλύβας Νεκτάριος

Μιχαήλ Χρήστος

Σκουρολιάκου Αικατερίνη

Αναπληρωτής Καθηγητής

Επίκουρος Καθηγητής

Αναπληρώτρια Καθηγήτρια

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η υπογράφουσα ΑΒΡΑΜΙΩΤΗ ΙΩΑΝΝΑ του ΕΥΑΓΓΕΛΟΥ με αριθμό μητρώου 13001 φοιτήτρια του Τμήματος ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗΣ της Σχολής ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

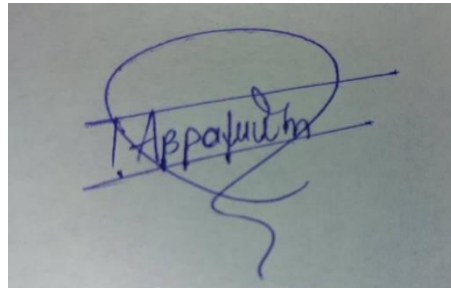
Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

05/10/2022

Η Δηλούσα

ΑΒΡΑΜΙΩΤΗ ΙΩΑΝΝΑ



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι να μελετηθούν τα ακουστικά βαρηκοΐας, τα λειτουργικά τους μέρη όπως επίσης και διάφορα σύγχρονα μοντέλα ακουστικών βαρηκοΐας και η απόδοσή τους. Η μεθοδολογία που χρησιμοποιήθηκε είναι η βιβλιογραφική επισκόπηση. Το επιστημονικό υλικό συλλέχθηκε πραγματοποιώντας αναζήτηση με τις λέξεις κλειδιά «ακουστικά βαρηκοΐας», «μικρόφωνο», «ακουστικό βαρηκοΐας In the canal», «πραγματικό αυτί». «ακουστικό βαρηκοΐας Behind the ear». Το υλικό που συλλέχθηκε περιλαμβάνει βιβλία και άρθρα από επιστημονικά περιοδικά. Επιπλέον, συλλέχθηκαν πληροφορίες για ορισμένα μοντέλα ακουστικών βαρηκοΐας από τις εταιρίες Uniton, Signia, Resound, Phonak και Oticon. Τα συμπεράσματα σχολιάζουν την απόδοση των ακουστικών όσον αφορά διάφορα μέτρα που χρησιμοποιούνται όπως το πλήρες κέρδος, η μέγιστη έξοδος, η ευαισθησία τηλεπηνίου και το εύρος συχνότητας αναδεικνύοντας τα καλύτερα μοντέλα.

Λέξεις Κλειδιά: ακουστικά βαρηκοΐας, μικρόφωνο, ακουστικό βαρηκοΐας In the canal, πραγματικό αυτί, ακουστικό βαρηκοΐας Behind the ear

Abstract

The purpose of this thesis is to study hearing aids, their functional parts as well as various modern models and their performance. The methodology used is the literature review. The scientific material was collected by searching in the database Google Scholar using the keywords "hearing aid", "microphone", "In the canal hearing aid", "real ear". "Behind the ear hearing aid". The material collected includes books and articles from scientific journals. In addition, information was collected on some hearing aid models from Uniton, Signia, Resound, Phonak and Oticon companies. The conclusions comment on the performance of the headphones in terms of various measures used such as full gain, peak output, telecoil sensitivity and frequency range, highlighting the best models.

Keywords: hearing aids, microphone, In the canal hearing aid, real ear, Behind the ear hearing aid

Πίνακας Περιεχομένων

Περιεχόμενα Πινάκων	
ΜΕΡΟΣ Α.....	8
Εισαγωγή	8
1. Απώλεια ακοής	10
2. Τα ακουστικά βαρηκοΐας.....	12
2.1 Ιστορική αναδρομή	14
3. Μπαταρία.....	17
3.1 Τύποι μετατροπέων.....	19
3.1.1 Ηλεκτρικά μικρόφωνα	20
3.1.2.1 Ήχος.....	23
3.1.2.2 Ευαισθησία σε κραδασμούς	24
3.1.2.3 Κατευθυντικά μικρόφωνα: μονό φυσίγγιο και διπλό μικρόφωνο	25
3.1.2.4 Πως επιδρά η τοποθεσία στο αυτί	25
3.1.2.5 Η ασυμφωνία μικροφώνου στο διπλό μικρόφωνο	26
3.1.2.6 Μικρόφωνα συστοιχίας	26
3.1.3 Δέκτες.....	27
3.1.3.1 Το μέγεθος του μορφοτροπέα σε σχέση με την απόδοσή του.....	27
3.1.3.2 Απόκριση συχνότητας	27
3.1.3.3 Επιτρεπόμενη παραμόρφωση	28
3.1.4 Μετρήσεις Real Ear και ζεύξης δέκτη	29
3.2 Ο σύνδεσμος 0,4 cc.....	30
3.3 Οι επιδράσεις του πραγματικού αυτιού στην καμπύλη RECD.....	30
3.3.1 Κανονικά εξαρτήματα κλειστού καναλιού	31
3.3.2 Εξαρτήματα σε βαθύ κανάλι	31
3.3.3 Εξαρτήματα ανοιχτού καναλιού.....	32
3.4 Δέκτες οστικής αγωγιμότητας	33

3.5	Αντίσταση φορτίου	35
3.6	Ηλεκτρομαγνητικοί μορφοτροπείς οστικής αγωγιμότητας	37
3.7	Πιεζοηλεκτρικοί μορφοτροπείς	40
	Μέρος Β	41
4.	Ακουστικά βοηθήματα διαφόρων εταιριών.....	41
4.1	Oticon More™ miniRite R	41
4.2	Oticon Opn S™ miniRITE	46
4.3	Oticon Siya CIC 85	51
4.4	Oticon Xceed BTE UP.....	52
4.5	Βοηθήματα ακοής Bluetooth Universal Phonak Paradise	53
4.6	Signia Motion X.....	54
4.7	Pure Charge&Go AX (Signia)	55
	Sygnia Styletto AX (Augmented Xperience)	55
4.8	Resound LiNX Quattro	57
4.9	Insera (Unitron).....	65
	Συμπεράσματα - Σχόλια.....	66
	Βιβλιογραφία	69

ΜΕΡΟΣ Α

Εισαγωγή

Η απώλεια της ακοής είναι ένα σοβαρό πρόβλημα υγείας το οποίο επηρεάζει ένα μεγάλο μέρος του πληθυσμού και το οποίο οφείλεται σε διάφορες αιτίες. Το συγκεκριμένο πρόβλημα αφορά όλες τις ηλικίες και επηρεάζει την ικανότητα του ατόμου να ακούει τους φυσικούς ήχους και να καταλαβαίνει την ομιλία (Füllgrabe et al. 2015).

Ο πιο συνηθισμένος τρόπος αντιμετώπισης της απώλειας της ακοής είναι τα ακουστικά βαρηκοΐας. Τα ακουστικά βαρηκοΐας βοηθούν ως ένα βαθμός να αντιμετωπιστούν τα ελλείματα που σχετίζονται με την απώλεια ακοής. Κάποια από τα ελλείματα αυτά αφορούν τους ήχους που δεν μπορούν να ακουστούν ή τους ήχους που δεν μπορούν να ακουστούν σε κάποιο μέρος του φάσματός τους (κυρίως στις υψηλές συχνότητες). Το εύρος των επιπέδων μεταξύ του πιο αδύναμου ήχου που μπορεί να ακουστεί και του πιο έντονου ήχου που μπορεί να γίνει ανεκτό είναι μικρότερο για ένα άτομο με νευροαισθητήρια απώλεια ακοής παρά για ένα άτομο με φυσιολογική ακοή. Για να αντισταθμιστεί αυτό, τα ακουστικά βαρηκοΐας πρέπει να ενισχύουν περισσότερο τους αδύναμους ήχους παρά τους έντονους ήχους. Επιπλέον, η νευροαισθητήρια δυσλειτουργία μειώνει την ικανότητα ενός ατόμου να ανιχνεύει και να αναλύει την ενέργεια σε μία συχνότητα παρουσία ενέργειας σε άλλες συχνότητες (Füllgrabe et al. 2015).

Η εξέλιξη της τεχνολογίας των ακουστικών βαρηκοΐας μπορεί να αποφέρει μεγάλο όφελος στα άτομα με προβλήματα ακοής. Σύμφωνα με έρευνες, προβλήματα ακοής αντιμετωπίζει το 15% του πληθυσμού στις δυτικές χώρες. Επιπλέον οι έρευνες αναφέρουν ότι το ποσοστό αυτό θα μπορούσε να επωφεληθεί σε μεγάλο βαθμό από τη χρήση ακουστικών βαρηκοΐας (Lunner et al, 2009).

Τα σύγχρονα ακουστικά βαρηκοΐας περιλαμβάνουν τεχνολογίες όπως συμπίεση δυναμικού εύρους πολλαπλών ζωνών, κατευθυντικά μικρόφωνα και μείωση θορύβου (Lunner et al, 2009). Επίσης, προσφέρουν υψηλότερη πιστότητα ήχου, μεγαλύτερη συνολική ενίσχυση, ανίχνευση κατευθυντικού ήχου και ενίσχυση συγκεκριμένης συχνότητας (Kim & Barrs, 2006).

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι να μελετηθεί ο τρόπος λειτουργίας των σύγχρονων ακουστικών βαρηκοΐας, τα είδη ακουστικών βαρηκοΐας, τα λειτουργικά μέρη και τα εξαρτήματα τους (μικρόφωνο, μπαταρία, μετατροπείς κ.α.) όπως επίσης και διάφορα σύγχρονα μοντέλα ακουστικών βοηθημάτων που κυκλοφορούν στην αγορά.

Ο λόγος που επιλέχθηκε το συγκεκριμένο θέμα για την διπλωματική μου εργασία είναι οι σύγχρονες τεχνολογικές εξελίξεις στον τομέα των ακουστικών βαρηκοΐας και η ανάγκη για την μελέτη των εξελίξεων αυτών προκειμένου να εντοπιστούν ελλείψεις και ανάγκες που θα πρέπει να ληφθούν υπόψη σε μελλοντικές έρευνες.

Το πρώτο κεφάλαιο της εργασίας αναφέρεται στην απώλεια ακοής τις αιτίες και τα προβλήματα που δημιουργεί. Στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται μία γενική περιγραφή των ακουστικών βαρηκοΐας και της ιστορίας τους από τα πρώτα ακουστικά που κατασκευάστηκαν έως και σήμερα. Στο τρίτο κεφάλαιο αναλύονται τα διάφορα εξαρτήματα από τα οποία αποτελούνται τα ακουστικά βαρηκοΐας, ο τρόπος λειτουργίας τους και τα διάφορα είδη που υπάρχουν. Στο τέταρτο κεφάλαιο δίνονται τα χαρακτηριστικά κάποιων μοντέλων ακουστικών βαρηκοΐας που κυκλοφορούν στην αγορά. Τέλος αναφέρονται τα συμπεράσματα που προέκυψαν από την εργασία.

1. Απώλεια ακοής

Η απώλεια ακοής επηρεάζει ένα πολύ μεγάλο μέρος του γενικού πληθυσμού και έχει πολλές αιτίες. Οι περισσότερες ακουστικές παθολογίες οδηγούν σε μείωση της ευαισθησίας της ακοής, αν και έχει αυξηθεί πρόσφατα το ενδιαφέρον για την «κρυφή απώλεια ακοής», στην οποία μπορεί να εμφανιστούν δυσκολίες ακοής χωρίς καμία ανωμαλία στο ακοόγραμμα (Füllgrabe et al. 2015).

Ο όρος βαρηκοΐα χρησιμοποιείται για να περιγράψει τη μείωση της ακουστικής ικανότητας σε μία ή περισσότερες περιοχές του αυτιού με αποτέλεσμα η ακοή του ατόμου να αντιμετωπίζει προβλήματα. Το μέτρο που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση του βαθμού βαρηκοΐας είναι τα db. Ο βαθμός βαρηκοΐας εκφράζει το κατά πόσο θα πρέπει να ενισχυθεί ο ήχος για να μπορέσει ο εξεταζόμενος να τον ακούσει. Για παράδειγμα, βαρηκοΐα 40 db σημαίνει ότι απαιτείται ο ήχος να είναι εντονότερος κατά 40 db προκειμένου το άτομο να μπορεί να τον ακούσει (Spencer et al, 1998).

Σύμφωνα με την τυπική γλωσσική ανάπτυξη η βαρηκοΐα μπορεί να χαρακτηριστεί ως προ-γλωσσική και παρουσιάζεται στο παιδί πριν κατακτήσει τον λόγο και μάθει να μιλά. Είναι πιθανόν η προ-γλωσσική βαρηκοΐα να παρουσιάζεται στο παιδί πριν την ηλικία των 2 ετών. Ένας άλλος τύπος βαρηκοΐας είναι η περι-γλωσσική βαρηκοΐα στην οποία το παιδί εμφανίζει απώλεια ακοής αφού κατακτήσει ως ένα βαθμό των σταδίων του λόγου και της ομιλίας. Τέλος μία ακόμη κατηγορία βαρηκοΐας είναι η μετα-γλωσσική βαρηκοΐα, η οποία εμφανίζεται αφού το παιδί κατακτήσει εξ' ολοκλήρου τον λόγο και την ομιλία. Η βαρηκοΐα διακρίνεται επίσης σε:

- Συγγενή, όταν το παιδί την εμφανίσει από τη γέννησή του ή
- Επίκτητη, η οποία παρουσιάζεται αργότερα είτε κατά την παιδική ηλικία του ατόμου είτε στην ενήλικη ζωή του

Η βαρηκοΐα μπορεί επιπλέον να είναι μονόπλευρη ή αμφίπλευρη. Ο όρος βαρήκοος αναφέρεται σε άτομα που είτε φορούν ακουστικά βαρηκοΐας είτε όχι, δυσκολεύονται να αντιληφθούν την ομιλία μόνο με την ακοή τους. Σε αυτές τις περιπτώσεις η ακουστική βλάβη κυμαίνεται από 35 db έως 75 db (Spencer et al, 1998).

Οι χειρουργικές και φαρμακευτικές παρεμβάσεις είναι δυνατόν να οδηγήσουν στην πραγματική αποκατάσταση της ακοής σε μία μικρή μειοψηφία περιπτώσεων. Ορισμένες χειρουργικές επεμβάσεις μπορούν να αποκαταστήσουν μερικώς τη

λειτουργία της ακοής, ενώ η αποκατάσταση της ακοής μέσω βιολογικών και φαρμακευτικών παρεμβάσεων βρίσκεται στο μακρινό μέλλον (Rivolta, 2013). Όλα τα άτομα με προβλήματα ακοής όπως αυτά μετρούνται από το ακούγραμμα, τα οποία δεν επιδέχονται θεραπείας μπορούν να ωφεληθούν από ένα συμβατικό ακουστικό βαρηκοΐας που ενισχύει τους ήχους αντισταθμίζοντας την μειωμένη ευαισθησία στην ακοή αν και οι περισσότεροι από αυτούς τους ανθρώπους στην πράξη δεν χρησιμοποιούν ακουστικά βαρηκοΐας. Η κυριότερη αιτία που προκαλεί βαρηκοΐα είναι η νευροαισθητηριακή απώλεια ακοής λόγω γήρανσης. Η επικράτηση της μόνιμης νευροαισθητηριακής απώλειας ακοής που σχετίζεται με τη γήρανση αυξάνεται επειδή αυξάνεται και το προσδόκιμο ζωής όπως επίσης και επειδή ο πληθυσμός σε πολλές χώρες αυξάνεται. Οι εκτιμήσεις των επιστημόνων είναι ότι πάνω από ένα δισεκατομμύριο άτομα στον κόσμο θα έχουν ανάγκη από ακουστικά βαρηκοΐας (Popelka et al, 2016).

Τα ακουστικά βαρηκοΐας είναι αρκετά περίπλοκες ηλεκτροακουστικές συσκευές οι οποίες είναι απαραίτητο να μπορούν να λειτουργήσουν και σε περιβάλλοντα στα οποία επικρατούν δυσμενείς συνθήκες, τόσο φυσικά (υγρασία, κρύο, ζέστη, νερό, ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία, άνεμος) όσο και ακουστικά (πολύ μεγάλο εύρος επιπέδων και συχνοτήτων ήχου εισόδου), με πολλούς περιορισμούς, συμπεριλαμβανομένης της ανεπαρκούς παροχής ρεύματος, της ανάγκης μικρού μεγέθους και της εγγύτητας του μικροφώνου στον δέκτη. Όπως είναι φυσικό οι συσκευές αυτές απαιτούν ένα μεγάλο δυναμικό επαγγελματιών και μία ποικιλία ανεξάρτητων ειδικοτήτων για τη σύλληψη, τον σχεδιασμό, την κατασκευή, τη δοκιμή, την εφαρμογή, τη ρύθμιση και την αξιολόγηση των ακουστικών βαρηκοΐας. Αυτοί οι επαγγελματίες μπορεί να είναι γιατροί, ειδικοί ακουστικής, μηχανικοί, ψυχολόγοι, ψυχοακουστικοί, ειδικοί στην εργονομία και αρκετοί άλλοι. Επιπλέον απαιτείται ένας ευρύ φάσμα εγκαταστάσεων και ιδρυμάτων όπως κλινικές εγκαταστάσεις, φιλανθρωπικές εταιρίες, κυβερνητικά ιδρύματα και πανεπιστήμια (Popelka et al, 2016).

Τα ακουστικά βαρηκοΐας έχουν πολλές επιστημονικές διαστάσεις γεγονός που καθιστά αρκετά απαιτητική την έρευνα για αυτά. Ελάχιστα προγράμματα παρέχουν μία συστηματική εισαγωγή σε όλες τις πτυχές που σχετίζονται με τα ακουστικά βαρηκοΐας κάτι που οδηγεί στη δημιουργία προβλημάτων και περιορισμών όσον αφορά την επίλυση των προβλημάτων (Popelka et al, 2016).

Στην συνέχεια θα αναλυθούν διεξοδικά τα εξαρτήματα των ακουστικών βαρηκοΐας όπως επίσης και η χρήση τους.

2. Τα ακουστικά βαρηκοΐας

Τα ακουστικά βαρηκοΐας μπορούν να περιγραφούν ως μία συλλογή λειτουργιών δομικών στοιχείων. Το μικρόφωνο το οποίο μετατρέπει τον ήχο σε ηλεκτρισμό αποτελεί το πρώτο δομικό στοιχείο το οποίο συναντά ένα ακουστικό σήμα. Τα σύγχρονα, μικροσκοπικά, ηλεκτρικά μικρόφωνα προσφέρουν πολύ υψηλή ποιότητα ήχου ενώ οι ατέλειες τους είναι πολύ μικρές και αφορούν τον εσωτερικό θόρυβο και την ευαισθησία τους στους κραδασμούς (Arriaga, 2013).

Τα κατευθυντικά μικρόφωνα περιλαμβάνουν δύο θύρες εισόδου οι οποίες είναι περισσότερο ευαίσθητες στον μετωπικό ήχο παρά στον ήχο που πηγάζει από άλλες κατευθύνσεις. Η κατευθυντικότητα έχει σαν αποτέλεσμα την δημιουργία μικρόφωνών με καλύτερο σηματοθορυβικό λόγο (SNR). Μια άλλη κατηγορία είναι τα πανκατευθυντικά μικρόφωνα που έχουν γεωμετρία 4π αλλά χειρότερο SNR. Τα βοηθήματα ακοής με διπλό μικρόφωνο δύναται να μεταβληθούν από κατευθυντικά σε πανκατευθυντικά (Arriaga, 2013).

Ο ενισχυτής του ακουστικού βαρηκοΐας καθιστά πιο ισχυρά τα σήματα που παράγονται από τα μικρόφωνα. Υψηλή ενίσχυση όμως μπορεί να οδηγήσει σε παραμόρφωση του ήχου με αποτέλεσμα τη μείωση της ευκρίνειας του. Για το λόγο αυτό τα περισσότερα ακουστικά βαρηκοΐας περιλαμβάνουν ενισχυτές συμπίεσης για να αποφεύγεται η παραμόρφωση και να μειώνεται το δυναμικό εύρος. Οι συγκεκριμένοι ενισχυτές μείωσαν το κέρδος με την αύξηση της στάθμης του εισαγόμενου σε αυτούς σήμα, με τον ίδιο σχεδόν τρόπο που μειώνει ένα άτομο την ένταση όταν το επίπεδο γίνει πολύ υψηλό (Arriaga, 2013).

Ο ήχος από τους ενισχυτές μπορεί να αναπαραστατάται είτε με αναλογικό είτε με ψηφιακό τρόπο. Τα σήματα μέσα στους αναλογικούς ενισχυτές έχουν κυματομορφές που μιμούνται τις ακουστικές κυματομορφές που αντιπροσωπεύουν. Στα ψηφιακά συστήματα η αντιπροσώπευση των σημάτων γίνεται με μία σειρά αριθμών. Η κατασκευή των πλήρως ψηφιακών συστημάτων μπορούν να γίνουν με τέτοιο τρόπο ώστε να επεξεργάζονται ήχους με συγκεκριμένους τόπους για κάθε συσκευή ή να έχουν τη δυνατότητα πραγματοποίησης οποιασδήποτε αριθμητικής λειτουργίας

προκειμένου ο τύπος της επεξεργασίας που εκτελούν να εξαρτάται από το λογισμικό το οποίο έχει φορτωθεί σε αυτά (Arriaga, 2013).

Το φιλτράρισμα ενός σήματος μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αλλαγή του σχετικού πλάτους του σήματος για τις διάφορες συχνότητες. Όταν τα φίλτρα έχουν μεταβλητά, ελεγχόμενα χαρακτηριστικά δίνουν τη δυνατότητα στο χρήστη ή τον κλινικό γιατρό να ελέγχει τον τόνο. Η χρήση των φίλτρων περιλαμβάνει επίσης τη ανάλυση του σήματος σε διαφορετικά εύρη συχνοτήτων με δυνατότητα διαφορετικής ενίσχυσης σε κάθε εύρος, ανάλογα με την απόκριση συχνοτήτων του αυτιού του ατόμου (Arriaga, 2013).

Οι δείκτες είναι μικροσκοπικά ακουστικά που μετατρέπουν τα διαμορφωμένα ηλεκτρικά σήματα, ξανά σε ήχο. Η απόκριση της συχνότητάς τους εξαρτάται από το διαμορφωμένο ηλεκτρικό σήμα εισόδου και από ακουστικούς συντονισμούς μέσα στη σωλήνωση που συνδέει τον δέκτη με τον ακουστικό πόρο. Για την εξομάλυνση των συνιστωσών των συχνοτήτων λόγω συντονισμού εισάγεται μέσα στον δέκτη ή την σωλήνωση, μία ακουστική αντίσταση που είναι γνωστή ως αποσβεστήρας. Ο αποσβεστήρας έχει τη δυνατότητα να απορροφά ενέργεια στις συχνότητες που αντιστοιχούν στις κορυφές με αποτέλεσμα να βελτιώνεται η ποιότητα του ήχου και ο χρήστης να έχει πιο άνετη ακρόαση (Arriaga, 2013).

Το σήμα στα ακουστικά βαρηκοΐας μπορεί να γίνεται μέσω πηνίων που μετατρέπουν μαγνητικά σήματα σε τάση χρησιμοποιώντας το νόμο του Faraday. Ο χειρισμός των ακουστικών βαρηκοΐας από τους χρήστες γίνεται μέσω διακοπών που βρίσκονται στη βάση της θήκης του ακουστικού βαρηκοΐας ή μέσω τηλεχειριστηρίου. Τα ακουστικά βαρηκοΐας εκτελούν τις λειτουργίες τους λαμβάνοντας ηλεκτρική ενέργεια από μία μπαταρία. Οι μπαταρίες αυτές διατίθενται σε διάφορα μεγέθη και έχουν διάφορα μεγέθη χωρητικότητας ανάλογα με την ισχύ που απαιτείται για το ακουστικό βαρηκοΐας και τον διαθέσιμο χώρο (Arriaga, 2013).

2.1 Ιστορική αναδρομή

Οι κύριοι μετατροπείς για ένα ακουστικό βαρηκοΐας είναι ένα μικρόφωνο και ένα ακουστικό, τα οποία είναι γνωστά ως δέκτες. Στις αρχές του εικοστού αιώνα, τα μικρόφωνα από άνθρακα που φορούσαν στο σώμα ήταν μεγαλύτερα από τα μεγαλύτερα σύγχρονα smartphone. Πριν από 50 χρόνια, τα μικρόφωνα και οι δέκτες του ακουστικού βαρηκοΐας ήταν αρκετά μικροί ώστε να επιτρέπουν τα ακουστικά βαρηκοΐας μέσα στο κανάλι (ITC, In-The-Canal) (τα οποία βρίσκονται κυρίως στην κόγχη). Πριν από 25 χρόνια, οι μορφομετατροπείς ήταν αρκετά μικροί ώστε να επιτρέπουν ακουστικά βαρηκοΐας εντελώς εντός του καναλιού (CIC, Completely-In-The Canal) που μπορεί να είναι ουσιαστικά αόρατα υπό κανονικό φωτισμό (Popelka et al, 2016).

Επιπλέον μεγάλη πρόοδος έχει σημειωθεί και στους μετατροπείς και τους συνδέσμους που χρησιμοποιούνται για να παρέχουν ήχο μέσω της αγωγιμότητας των οστών. Οι συσκευές που στερεώνουν άμεσα τα ακουστικά βαρηκοΐας έχουν συμβάλει σημαντικά στην επίτευξη αποτελεσματικής σύζευξης όπου το μέγιστο επίπεδο απόδοσης και το χρήσιμο εύρος ζώνης είναι αυξημένα. Οι σύγχρονες συσκευές είναι σχεδιασμένες για να λειτουργούν ανέπαφα με το δέρμα έτσι ώστε να προσφέρουν υψηλή απόδοση χωρίς ωστόσο να προκαλούν προβλήματα στο δέρμα. Το ζήτημα της ανατροφοδότησης από τη μαγνητική σύζευξη του μαγνητικού μικροφώνου με το μαγνητικό δέκτη είχε λυθεί πρόσφατα από τον Carlson το 1963 και το πρόβλημα της ανάδρασης από τη σύζευξη δονήσεων είχε διευθετηθεί με την κατασκευή του πρώτου δέκτη εξάλειψης κραδασμών που εισήγαγε ο Harada το 1993 (Popelka et al, 2016).

Η απόκριση συχνότητας με ενοχλητικές κορυφές και το περιορισμένο χρήσιμο εύρος ζώνης θεωρούνταν έως τότε ότι οφείλονται για τους περιορισμούς του μορφομετατροπέα κάτι που αποδείχθηκε ότι δεν ισχύει όταν ο Killion το 1979 περιέγραψε το πρώτο ακουστικό βαρηκοΐας υψηλής ποιότητας με εύρος ζώνης 16 kHz. Ο Killion απέδειξε μέσα από εκτεταμένα τεστ ακρόασης ότι το διαθέσιμο εύρος ζώνης και η ακρίβεια απόκρισης των μικροφώνων και των δεκτών ακουστικών βαρηκοΐας δεν αποτελούσαν περιορισμό. Ένα πειραματικό βοήθημα ακοής που είχε εύρος ζώνης 16 kHz έλαβε υψηλότερες βαθμολογίες ακρίβειας (πιστότητας) σε σχέση με τα δημοφιλή μεγάφωνα οθόνης που χρησιμοποιούσαν εκείνη την εποχή στα επαγγελματικά στούντιο ηχογράφησης στο Σικάγο (Popelka et al, 2016).

Τα επόμενα χρόνια το περιορισμένο εύρος ζώνης των πρώτων ψηφιακών ακουστικών ενοχοποιήθηκε στους μετατροπείς παρά το γεγονός ότι το ρολόι ψηφιακής δειγματοληψίας είχε ήδη αποκλείσει τη δημιουργία ενός εύρους ζώνης πάνω από 5-6 kHz. Επιπλέον η χρήση υπερβολικά σύντομων χρόνων ψηφιακής ανάκτησης οδήγησε σε περαιτέρω μείωση της πιστότητας. Το κύριο πρόβλημα που ανέφερε μεγάλο ποσοστό των χρηστών είναι ότι δεν άκουγαν καλά τον θόρυβο. Το περιορισμένο εύρος ζώνης και οι κορυφές οδήγησαν στη μείωση του μέσου κέρδους από τον χρήστη γεγονός που επιδείνωσε αυτό το πρόβλημα (Popelka et al, 2016).

Για την επίλυση του προβλήματος της ακοής στο θόρυβο προτάθηκε η ψηφιακή μείωση θορύβου. Ωστόσο παρά την πρώιμη διαφήμιση της λύσης αυτής, η μείωση του ψηφιακού θορύβου δεν βελτίωσε ποτέ την καταληπτότητα του θορύβου όταν ο στόχος είναι η ομιλία και ο θόρυβος αποτελεί μία επιθυμητή ομιλία ή θόρυβος σε σχήμα ομιλίας. Αυτό σημαίνει ότι στο μέλλον όπως και στο παρελθόν, η βελτίωσης της ακοής στον θόρυβο μπορούν να γίνουν μόνο από μετατροπείς ειδικά σχεδιασμένους οι οποίοι μειώνουν τον θόρυβο πριν εισέλθει στο ακουστικό βαρηκοΐας με την χρήση κατευθυντικών μικροφώνων, μικροφώνων συστοιχίας και απομακρυσμένων μικροφώνων. Το θετικό στοιχείο είναι ότι στα σημερινά μικρόφωνα, ανεξαρτήτως τεχνολογίας, το εγγενές επίπεδο θορύβου δεν αποτελεί πρόβλημα (Popelka et al, 2016).

Πειραματικά, τα άτομα που χρησιμοποιούν βοηθήματα ακοής, τα οποία έχουν πολύ μεγαλύτερο κέρδος από εκείνο που θα χρησιμοποιούσαν στην κανονική πρακτική, μπορούσαν να ανιχνεύσουν χαμηλής έντασης, απαλούς ήχους σχεδόν το ίδιο αποτελεσματικά με τα άτομα που έχουν κανονική ακοή. Τεχνικά έχουν ληφθεί υποβοηθούμενες εισόδους ηχητικού πεδίου που προσεγγίζουν τα 0dB HL. Ένα σύγχρονο μικρόφωνο μικροηλεκτρικών μηχανικών συστημάτων τετραπλού στοιχείου (Microelectrical Mechanical System, MEMS) για ακουστικά βαρηκοΐας έχει τη δυνατότητα να ανταγωνιστεί επαρκώς τα ηλεκτρικά μικρόφωνα όσον αφορά το επίπεδο θορύβου καθώς και οι δύο τύποι διατίθενται σε πάχος 1 mm και σε συνολική ένταση 10 mm³ (Popelka et al, 2016).

Η χρήση των σύγχρονων μετατροπέων σε ακουστικά βοηθήματα έχουν ουσιαστικά εξαλείψει τους περιορισμούς το εύρος ζώνης και στην απόκριση που παρουσίαζαν στο παρελθόν τα ακουστικά βαρηκοΐας. Σήμερα τα ακουστικά βαρηκοΐας που

διατίθενται στην αγορά διαθέτουν μικρόφωνα και δέκτες με εύρος ζώνης 16 kHz και υψηλής ποιότητας απόκριση, το οποίο είναι περισσότερο από το διπλάσιο του εύρους ζώνης που έχουν πολλά ψηφιακά κυκλώματα ακουστικών βαρηκοΐας (Popelka et al, 2016).

Το πρόβλημα του μεγέθους του μορφομετατροπέα έχει επίσης λυθεί σε μεγάλο βαθμό. Μέχρι σήμερα οι μεγάλοι κατασκευαστές μορφομετατροπέων κατασκευάζουν ηλεκτρικά μικρόφωνα πάχους 1.07 mm, μικρόφωνα MEMS πάχους 1 mm και δέκτες ισορροπημένου οπλισμού πάχους 1 mm. Ένα ενδιαφέρον στοιχείο που αξίζει να αναφερθεί είναι ότι αυτοί οι δέκτες είναι αρκετά μικροί έτσι ώστε 11 από αυτούς να μπορούν να χωρέσουν μέσα σε έναν κύκλο 7,1 mm, δηλαδή περίπου τη μισή διάμετρο που έχει ένας ακουστικός πόρος κοντά στο τύμπανο (Popelka et al, 2016).

3. Μπαταρία

Οι μπαταρίες των βοηθημάτων ακοής θα πρέπει να έχουν μικρό μέγεθος αλλά παράλληλα επαρκή χωρητικότητα για να τροφοδοτούν το κύκλωμα (προενισχυτής, μετατροπέας αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, επεξεργαστής σήματος και για κάποια βοηθήματα, ο ασύρματος δέκτης και πομπός) όσο και ο δέκτης. Οι περισσότερες μπαταρίες για ακουστικά βοηθήματα χρησιμοποιούνται μόνο μία φορά, είναι δομημένες όπως ένα κύτταρο και όταν είναι καινούργιες παράγουν περίπου 1,5V. Τα ακουστικά βαρηκοΐας λειτουργούν σωστά ακόμα και όταν η τάση της μπαταρίας πέφτει αρκετά χαμηλά όπως στο 1,1 ή 1 V. Η πλειοψηφία των ακουστικών βαρηκοΐας προειδοποιούν τον χρήστη όταν η μπαταρία εξαντλείται παράγοντας μία ηχητική προειδοποίηση μέσω του δέκτη. Τα συνηθισμένα μεγέθη μπαταρίας για τα βοηθήματα ακοής είναι 675 (το οποίο είναι και το μεγαλύτερο μέγεθος που χρησιμοποιείται κυρίως σε μεγαλύτερες συσκευές BTE) 312, 13 και 10 (το μικρότερο μέγεθος που χρησιμοποιείται κυρίως σε πολύ μικρές συσκευές BTE ή σε συσκευές ITE) (Popelka et al, 2016).

Μία μπαταρία μικρού ή μεσαίου μεγέθους, όπως είναι η 312, έχει συνήθως χωρητικότητα 180 mAh προκειμένου να παράγουν π.χ. ρεύμα 1 mA 180 ώρες, πράγμα που σημαίνει ότι έχει διάρκεια ζωής περίπου 6 με 10 μέρες. Ο πιο συνηθισμένος τύπος μπαταρίας που χρησιμοποιείται στα ακουστικά βαρηκοΐας είναι η μπαταρία αέρος - ψευδαργύρου μίας χρήσης, η οποία παράγει ενέργεια χρησιμοποιώντας το οξυγόνο για να οξειδώσει τον ψευδάργυρο. Οι μπαταρίες αυτές έχουν υψηλή πυκνότητα ενέργειας και η παραγωγή τους έχει σχετικά χαμηλό κόστος. Ο λόγος για τον οποίο αυτός ο τύπος μπαταρίας έχει υψηλή ενεργειακή πυκνότητα είναι το γεγονός ότι το οξυγόνο που χρησιμοποιείται στην αντίδραση προέρχεται από τον αέρα χωρίς να είναι απαραίτητο να αποτελεί μέρος της κυψέλης της μπαταρίας. Οι νέες μπαταρίες αέρος - ψευδαργύρου παρέχονται με μία μικρή σφραγίδα με γλωσσίδια που καλύπτει ένα άνοιγμα στο περίβλημα της κυψέλης. Έτσι μέσω αυτής της στεγανοποίησης με τα γλωσσίδια αποτρέπεται η ενεργοποίηση της διαδικασίας της οξείδωσης έτσι ώστε η μπαταρία να μπορεί να αποθηκεύσει την ενέργειά της χωρίς να τη χρησιμοποιεί έως και για τρία χρόνια. Όταν η γλωττίδα αφαιρεθεί το περίβλημα γεμίζει με αέρα γεγονός που οδηγεί στην ενεργοποίηση της μπαταρίας σε σύντομο χρονικό διάστημα. Στη συνέχεια, η μπαταρία αρχίζει να εξαντλείται ανεξάρτητα από το αν χρησιμοποιείται όντως σε ακουστικά βαρηκοΐας ή όχι. Η τάση

εξόδου παραμένει αμετάβλητη σε ικανοποιητικό βαθμό, μέχρι η κυψέλη να πλησιάσει το σημείο εξάντλησης της κάτι που συμβαίνει έπειτα από μία έως 10 ημέρες χρήσης. Η διάρκεια χρήσης έχει μεγάλο εύρος χωρητικότητας και επειδή υπάρχει μεγάλο εύρος απαιτήσεων ισχύος για τα ακουστικά βαρηκοΐας (Popelka et al, 2016).

Μεγαλύτερη κατανάλωση ενέργειας σε σχέση με τα υπόλοιπα ακουστικά βαρηκοΐας έχουν τα ακουστικά βαρηκοΐας εκείνα που λαμβάνουν και μεταδίδουν ηλεκτρομαγνητικά σήματα. Επιπλέον τα συγκεκριμένα ακουστικά βαρηκοΐας έχουν μεγαλύτερη βραχυπρόθεσμη ζήτηση ρεύματος σε σχέση με τα υπόλοιπα και συνεπώς για τα πρώτα η μπαταρία είναι απαραίτητο να έχει χαμηλή εσωτερική αντίσταση (Popelka et al, 2016). Σε έρευνα που πραγματοποίησε ο Kochkin (2010) τα ευρήματα έδειξαν ότι το 18% των χρηστών ακουστικών βαρηκοΐας είναι δυσαρεστημένοι από τη διάρκεια ζωής των μπαταριών.

Ορισμένοι από τους χρήστες των ακουστικών βαρηκοΐας και ιδιαίτερα τα άτομα μεγαλύτερης ηλικίας τα οποία έχουν περιορισμένη χειρωνακτική επιδεξιότητα, δυσκολεύονται να αλλάξουν την μπαταρία στα ακουστικά βαρηκοΐας καθώς είναι εύκολο να τους πέσει το ακουστικό και ακόμη και να το χάσουν. Στη περίπτωση αυτή γίνεται χρήση των επαναφορτιζόμενων μπαταριών επαγωγικής φόρτισης. Πρόκειται για μια δουλειά η οποία συνήθως είναι εύκολη και για τα άτομα με περιορισμένη χειρωνακτική επιδεξιότητα. Η διάρκεια ζωής των μπαταριών είναι περίπου 20 ώρες ενώ απαιτούνται περίπου 2 έως 4 ώρες συνήθως για να επαναφορτιστούν και οι χρήστες τις φορτίζουν συνήθως κατά τη διάρκεια της νύχτας. Επιπλέον υπάρχει η δυνατότητα αγοράς επαναφορτιζόμενης μπαταρίας ως λύση στις μπαταρίες ψευδαργύρου – αέρα. Για την φόρτισή τους θα πρέπει να αφαιρεθούν από το ακουστικό βαρηκοΐας μη επιλύοντας έτσι τα προβλήματα που σχετίζονται με την περιορισμένη χειρωνακτική επιδεξιότητα ορισμένων χρηστών. Το κυριότερο πλεονέκτημα των επαναφορτιζόμενων μπαταριών είναι η εξοικονόμηση κόστους (Popelka et al, 2016)..

Η πλειοψηφία των επαναφορτιζόμενων μπαταριών που χρησιμοποιούνται στα ακουστικά βαρηκοΐας χρησιμοποιούν τεχνολογία που βασίζεται σε κράματα νικελίου. Οι επαναφορτιζόμενες μπαταρίες έχουν επίσης το πλεονέκτημα ότι είναι πιο φιλικές προς το περιβάλλον σε σύγκριση με τις μπαταρίες μίας χρήσης (Popelka et al, 2016).

3.1 Τύποι μετατροπέων

Τα πρώτα μικρόφωνα βαρηκοΐας ήταν μικρόφωνα άνθρακα και τα πρώτα μικρόφωνα με ακουστικά βαρηκοΐας ήταν μαγνητικά. Η ανάπτυξή τους οφείλεται στην ανάπτυξη της τεχνολογίας των τρανζίστορ και των ενισχυτικών διατάξεων που μπορούν να κατασκευαστούν με αυτά. Τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά τους όπως η αντίσταση εισόδου (~5kΩ) και η χωρητικότητα των λίγων picofarads θα μπορούσε να είναι χρήσιμη σε ένα σύστημα με καλή ενεργειακή απόδοση. Οι αρχικές εκτιμήσεις ήταν ότι το επίπεδο θορύβου που θα προέκυπτε θα ήταν ισοδύναμο με επίπεδο ηχητικής πίεσης 75 dB (SPL), καλύπτοντας πλήρως την κανονική ομιλία (Popelka et al, 2016).

Ωστόσο, όταν οι προενισχυτές τρανζίστορ σύνδεσης χαμηλού θορύβου (JFET) έγιναν διαθέσιμοι, η ενεργειακή απόδοση στο μικρόφωνο έπαψε να είναι σημαντική και η υψηλότερη ευαισθησία τάσης των πιεζοηλεκτρικών κεραμικών και των ηλεκτρικών μικροφώνων τα έκανε πολύ ανώτερο από τα μαγνητικά μικρόφωνα. Ομοίως, τα μικρόφωνα MEMS είναι πρακτικά σήμερα, παρόλο που ένα μικρόφωνο MEMS ενός στοιχείου μπορεί να έχει ενεργή χωρητικότητα μικρότερη από 1 pF (Popelka et al, 2016).

Παρά το γεγονός ότι η κατασκευή του ηλεκτρικού μικροφώνου μπορεί να προσφέρει ευαισθησία ανεξάρτητη από τις εξωτερικές συνθήκες (μηχανική πίεση, θερμοκρασία, υγρασία), τα επόμενα σχέδια ηλεκτρικών μικροφώνων που προορίζονται για βοηθήματα ακοής δίνουν προτεραιότητα στην ευαισθησία έναντι συντελεστών υγρασίας 0,02-0,06 dB/% RH. Η επίδραση της υγρασίας δεν είναι τόσο μεγάλο πρόβλημα στα καθαρά πανκατευθυντικά μικρόφωνα, όσο στα κατευθυντικά ακουστικά βοηθήματα διπλού μικροφώνου, όπου μια αλλαγή 1-dB στην ευαισθησία μεταξύ των δύο μικροφώνων μπορεί να υποβαθμίσει την απόδοση σε σχεδόν πανκατευθυντική σε χαμηλές συχνότητες.

3.1.1 Ηλεκτρικά μικρόφωνα

Η εμφάνιση των ηλεκτρονικών μικροφώνων, υπό μινιατούρες πριν από σχεδόν 50 χρόνια, οδήγησε γρήγορα στην αντικατάσταση των μαγνητικών και κεραμικών μικροφώνων. Τα νέα μικρόφωνα είχαν χαμηλότερο θόρυβο, διπλάσιο εύρος ζώνης και μειωμένη ευαισθησία σε κραδασμούς (Popelka et al, 2016).

Μικρόφωνα MEMS

Η δυνατότητα δημιουργίας συστοιχιών πυριτίου με μικρές και ακριβείς διαστάσεις τα έκανε μια σημαντική πηγή εφαρμογής σε μικρόφωνα. Τα επίπεδα θορύβου των μικροφώνων MEMS περιόριζαν για πολλά χρόνια την εφαρμογή τους στα ακουστικά βαρηκοΐας. Το 2011, εισήχθη ένα μικρόφωνο MEMS "τετράγωνο" με 25 dB ASPL ισοδύναμο του επιπέδου ηλεκτρικού θορύβου (Warren 2011), αποστράγγιση μπαταρίας 28 μ A και απόκριση f1 σε συχνότητα έως 20 kHz, με διαστάσεις $1 \times 2,5 \times 3,35$ mm (λιγότερο από 9 mm 3 σε όγκο) (Chang 2006).

Τα μικρόφωνα MEMS είναι πυκνωτικά μικρόφωνα τα οποία έχουν κινούμενο διάφραγμα. Όταν υπάρχουν μεταβολές στην ηχητική πίεση μεταβάλλεται και η χωρητικότητα του διαφράγματος με επακόλουθο την μεταβολή του φορτίου στην επιφάνεια (οπλισμό) του πυκνωτή (Chang 2006).

Οι ίδιες διαδικασίες που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή ολοκληρωμένων κυκλωμάτων δηλαδή τη διαδοχική εναπόθεση, τη κάλυψη και τη χάραξη συμβαίνουν για τη δημιουργία των στρωμάτων του μικροφώνου MEMS. Μετά τη κατασκευή ένας ειδικά σχεδιασμένος συμπληρωματικός προενισχυτής τύπου CMOS προστίθεται για να σχηματίσει το ολοκληρωμένο μικρόφωνο (Chang 2006).

Ένα πλεονέκτημα του σχεδιασμού MEMS είναι η σταθερή ευαισθησία που ουσιαστικά δεν μεταβάλλεται με την αλλαγή στην θερμοκρασία και την υγρασία. Η βελτίωση στη σταθερότητα επιτυγχάνεται λόγω της ίδιας χαρακτηριστικής επέκτασης των εξαρτημάτων. Επίσης είναι μια κατασκευή χαμηλού σχετικά κόστους, δεδομένου ότι εκμεταλλεύεται τη τεχνολογία κατασκευής ημιαγωγών. Η κατασκευή MEMS επιτρέπει επίσης βελτιωμένη αντιστοίχιση —και σταθερότητα αντιστοίχισης— των αποκρίσεων συχνότητας δύο μικροφώνων σε συστήματα κατεύθυνσης διπλού μικροφώνου μπορεί να οδηγήσει σε βελτιωμένη κατευθυντική απόδοση και σε μια ελάχιστη μετατόπιση με την πάροδο του χρόνου (Chang 2006).

3.1.2 Μικρόφωνα

Η πυκνότητα της ακουστικής μάζας (αδράνεια στο κανάλι ήχου εισόδου περιορίζει το εύρος ζώνης των ηλεκτρικών μικροφώνων. Ένα μεγάλο κανάλι εισόδου με μικρή διάμετρο μπορεί να μειώσει το εύρος ζωής στα 4kHz. Αντίθετα τα ηλεκτρικά μικρόφωνα για ακουστικά βοηθήματα τα οποία προσφέρουν ελεύθερη είσοδο στο διάφραγμα με διάταξη «αναδευτήρα αλατιού» πολλών οπών στο κάλυμμα, μπορούν να παρέχουν απόκριση συχνότητας fI σε ευρύτερη ζώνη 16 kHz από τα τέλη της δεκαετίας του 1960. Τα συγκεκριμένα μικρόφωνα έχουν χρησιμοποιηθεί για περισσότερα από 50 χρόνια, σε εκπομπές όπως επίσης και στην καταγραφή μελετών. Τα τελευταίας τεχνολογίας MEMS προσφέρουν fI σε απόκριση στα 40 kHz περίπου (Warrem, 2011).

Στην πλειοψηφία των περιπτώσεων, οι μετατροπείς εισόδου από αναλογικό σε ψηφιακό σήμα περιορίζουν τη μέγιστη στάθμη του ήχου που μπορεί να χειριστεί το ακουστικό βαρηκοΐας χωρίς να παραμορφώνεται ο ήχος. Για έναν παρενισχυτή μικροφώνου για ακουστικά βαρηκοΐας, η εναλλαγή στην τάση της κορυφής αιχμής είναι συνήθως 600 – 900 mV πριν από το σημείο αποκοπής που αντιστοιχεί προσεγγιστικά στα 200 mV rms. Για παράδειγμα, όταν το μικρόφωνο έχει ευαισθησία -36 dBV/ra, δηλαδή 16 mV rms στα 94 dB SPL, τότε η έξοδος μικροφώνου 200 mV rms αντίστοιχα στα 116 dB SBL για ένα ημιτονοειδές κύμα ή 119 dB SPL για τις στιγμιαίες κορυφές (200 mV αντιστοιχούν σε 22 dB πάνω από 19 mV). Η ικανότητα χειρισμού αιχμής σε τόσο υψηλό επίπεδο είναι απαραίτητη για την ακρόαση μουσικής. Το ηχόμετρο παρουσιάζει μέγιστες ενδείξεις 104 dB(C) SPL οι οποίες έχουν παρουσιαστεί σε αρκετές συναυλίες της Συμφωνικής Ορχήστρας στο Σικάγο, στο πρώτο μπαλκόνι. Μία ένδειξη της τάξης των 104 dB SPL σε ηχομετρητή (SML) αντιστοιχεί σε στιγμιαία αιχμή 114 – 116 dB SPL. Ακόμα και όταν τα μικρόφωνα έχουν την υψηλότερη ευαισθησία -33 dBV/ra δεν υπερφορτώνονται σχεδόν ποτέ, ακόμα και σε μία συναυλία συμφωνικής ή τζαζ (Warrem, 2011).

Όσον αφορά το κύκλωμα στο ακουστικό βαρηκοΐας, προκειμένου να διατηρηθεί η ικανότητα των τυπικών μικροφώνων στα βοηθήματα ακοής, είναι απαραίτητο το στάδιο εισόδου και ο μετατροπέας A/D να μπορούν να χειρίζονται 600 – 900 mVP- P

χωρίς ψαλιδίσματα. Ωστόσο τα περισσότερα ψηφιακά ακουστικά βαρηκοΐας δεν έχουν τόσο μεγάλο χώρο (Warren, 2011).

3.1.2.1 Ήχος

Το ισοδύναμο SPL θορύβου μικροφώνου θα πρέπει να είναι περίπου ανάλογο της τετραγωνικής ρίζας της έντασης του μικροφώνου (Warrem, 2011).

Το ισοδύναμο SPL θορύβου μικροφώνου παίζει σημαντικό ρόλο. Για παράδειγμα, το ηλεκτρικό μικρόφωνο της σειράς Knowles EK αναμένεται να έχει 9 dB υψηλότερο ισοδύναμο θόρυβο από το παλαιότερο μαγνητικό μικρόφωνο της σειράς Knowles BA, επειδή το μικρόφωνο BA έχει οκτώ φορές μεγαλύτερη ένταση. Το εγγενές επίπεδο θορύβου του EK είναι ακόμα χαμηλότερο λόγω των χαμηλότερων εσωτερικών απωλειών του (χαμηλότερο πραγματικό μέρος των ακουστικών, μηχανικών και ηλεκτρικών αντιστάσεων του) (Warrem, 2011).

3.1.2.2 Ευαισθησία σε κραδασμούς

Τα ακουστικά κέρδη στο ΙΤΕ και τα ακουστικά βαρηκοΐας είναι άμεσο αποτέλεσμα της μειωμένης μαγνητικής και δονητικής σύζευξης μεταξύ μικροφώνου και δέκτη. Παρόλα αυτά υπάρχει διαρροή ήχου από τον ακουστικό πόρο πίσω στο άνοιγμα του μικροφώνου ενώ δημιουργείται και θόρυβος που προέρχεται από τη δόνηση του δέκτη (Warrem, 2011).

Η άμεση μηχανική σύζευξη, των νεότερων μικροφώνων παρουσιάζει μειωμένη ανάδραση επειδή η μηχανική ευαισθησία σε κραδασμούς είναι πρακτικά μη μετρήσιμη. Τα πιο πρόσφατα μικρόφωνα μπορούν να στερεωθούν με ασφάλεια απευθείας στο περίβλημα του ακουστικού βαρηκοΐας είτε χωρίς αύξηση των προβλημάτων ανάδρασης είτε, όταν προηγουμένως ένας λαστιχένιος σωλήνας σύζευξης επιτρέπει στο μικρόφωνο να «αντλήσει» στον σωλήνα (Warrem, 2011),

Τα τελευταία 50 χρόνια, η ευαισθησία σε κραδασμούς των μικροφώνων σε βοηθήματα ακοής μειώθηκε από περίπου 106 dB SPL που ισοδυναμεί με ένα g δόνησης (μαγνητικά μικρόφωνα της δεκαετίας του 1960) σε 74 dB SPL (ηλεκτρικά μικρόφωνα της δεκαετίας του 1970) σε λιγότερο από 60 dB elect SPL) (Warrem, 2011).

3.1.2.3 Κατευθυντικά μικρόφωνα: μονό φυσίγγιο και διπλό μικρόφωνο

Στην ενότητα αυτή μελετώνται τα κατευθυντικά μικρόφωνα, τα διπλά μικρόφωνα και τα μικρόφωνα συστοιχίας, ο τρόπος λειτουργίας τους στα ακουστικά βαρηκοΐας καθώς και το πως επιδρά η τοποθεσία τους στο αυτί.

3.1.2.4 Πως επιδρά η τοποθεσία στο αυτί

Εκτός από τα πολυκατευθυντικά μικρόφωνα, υπάρχουν επίσης και οι κάψουλες κατευθυντικού μικροφώνου, οι οποίες διαθέτουν μία ποικιλία εσωτερικών καθυστερήσεων στην πίσω θύρα, δίνοντας έτσι τη δυνατότητα στον κατασκευαστή των ακουστικών να παρέχει διαφορετικά χαρακτηριστικά κατεύθυνσης με δεδομένη απόσταση θυρών ή να προσαρμόζει διαφορετικές αποστάσεις θυρών. Όταν γίνεται σωστή χρήση του κατευθυντικού μικροφώνου, παρουσιάζεται όφελος 3 με 5 dB. Σε έρευνα που έγινε σε υπαίθρια περιοχή της Νέας Ορλεάνης από τους Killion et al (1988) τα αποτελέσματα έδειξαν ότι υπήρξε όφελος 9 – 12 dB (Warrem, 2011).

Η βέλτιστη επιτόπου απόδοση σε βοηθήματα ακοής κατευθυντικού μικροφώνου απαιτεί τον συνυπολογισμό της επίδρασης της περίθλασης της κεφαλής και του αυτιού. Η απόσταση των θυρών επηρεάζεται σημαντικά από τη θέση του μικροφώνου. Μία θέση από το αυτί αυξάνει την πραγματική απόσταση περίπου 1,4 φορές της φυσικής απόστασης, ενώ μία θέση ITE μειώνει την πραγματική απόσταση περίπου 0,7 της φυσικής απόστασης (Warrem, 2011).

Η πλειοψηφία των πρώιμων σχεδίων βοηθημάτων ακοής με κατευθυντικά μικρόφωνο είχαν κακή κατευθυντικότητα για συχνότητες που ξεπερνούσαν τα 1 - 2 kHz. Ο Madaffari το 1983 απέδειξε ότι όταν δίνεται η απαραίτητη προσοχή στις χρονικές καθυστερήσεις, στις μετατοπίσεις της φάσης εισόδου και εξόδου και στη διάθλαση της κεφαλής, είναι δυνατόν να κατασκευαστούν βοηθήματα ακοής με κατευθυντικά μικρόφωνα, των οποίων η κατευθυντικότητα να είναι καλή από χαμηλές συχνότητες έως συχνότητες των 4 ή 5 kHz (Warrem, 2011).

Το γεγονός ότι δεν υπάρχει θωράκιση των πτερυγίων έχει ως συνέπεια τα κατευθυντικά στα ακουστικά βαρηκοΐας πίσω από το αυτί να έχουν συνήθως χαμηλότερη κατευθυντικότητα κατά 1,5 dB σε σχέση με ένα ίδιο μικρόφωνο σε ακουστικό ITE (Warrem, 2011).

3.1.2.5 Η ασυμφωνία μικροφώνου στο διπλό μικρόφωνο

Τα πρώτα κατευθυντικά μικρόφωνα που κατασκευάστηκαν για βοηθήματα ακοής περιλάμβαναν μία κατασκευή ενός φυσιγγίου με εσωτερική ακουστική αντίσταση πυκνότητας χρονικής καθυστέρησης. Τα πιο σύγχρονα κατευθυντικά μικρόφωνα ωστόσο χρησιμοποιούν διπλής κατεύθυνσης μικρόφωνα παρέχοντας χρονική καθυστέρηση στον ψηφιακό επεξεργαστή. Ένα πρόβλημα που παρουσιάζουν οι κατευθυντικές κατασκευές διπλού μικροφώνου είναι ότι έχουν υψηλή ευαισθησία στην αναντιστοιχία μικροφώνου. Ακόμα και η ύπαρξη διαφορών λίγων herz στη «γωνιακή συχνότητα» του roll off μεταξύ των δύο μικροφώνων μπορούν να έχουν ως αποτέλεσμα το πολικό διάγραμμα να δείχνει προς τα πίσω σε χαμηλές συχνότητες. Στα μικρόφωνα MEMS, οι διαφορές από μονάδα σε μονάδα είναι αρκετά χαμηλότερες, μειώνοντας την πιθανότητα ενός διπλού, πολυκατευθυντικού μικροφώνου να δείχνει προς τα πίσω σε χαμηλές συχνότητες (Warrem, 2011).

3.1.2.6 Μικρόφωνα συστοιχίας

Οι Soede et al (1993) κατασκεύασαν μία συστοιχία τεσσάρων μικροφώνων το σχέδιο της οποίας βελτιώθηκε στη συνέχεια με τη συνδρομή της Etymotic Research, έτσι ώστε να παρέχει κατευθυντικότητα 8 dB σε υψηλές συχνότητες. Παρά το γεγονός ότι η απόδοση θορύβου ήταν καλή, λίγοι σχετικά χρήστες ενθουσιάστηκαν με την μεγαλύτερη κατευθυντικότητα που παρείχε. Όσον αφορά τα εμφανισιακά/εργονομικά χαρακτηριστικά φαίνεται να υπερτερούν του οφέλους (Powers & Hamacher, 2004).

Ένα επιτυχημένο μοντέλο μικροφώνου συστοιχίας ήταν το μοντέλο της Siemens TRIANO, το οποίο αποτελούνταν από τρία μικρόφωνα που σχημάτιζαν μία δέσμη. Για το μοντέλο αυτό η εγγενής απόκριση συχνότητας έπεσε στα 12 dB ανά οκτάβα στις χαμηλές συχνότητες. Η συνολική κατευθυντικότητα στην υψηλή συχνότητα ήταν στα 8 dB (Powers & Hamacher, 2004).

3.1.3 Δέκτες

Ο σχεδιασμός των δεκτών συμβαδίζει με αυτή των μικροφώνων καθώς έχουν γίνει αρκετές αλλαγές σε επίπεδο μεγέθους τα τελευταία χρόνια. Τα μαγνητικά σχέδια δεκτών είναι εκείνα με τη μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα και χρησιμοποιούν συνήθως έναν τύπο ώθησης- έλξης μαγνητικής κατασκευής «ισορροπημένου οπλισμού». Μια ανταγωνιστική τεχνολογία που δε χρησιμοποιεί μαγνητισμό είναι τα πιεζοηλεκτρικά δίμορφα τα οποία είναι λιγότερο αποτελεσματικά (10 φορές μικρότερη απόδοση) όσον αφορά τη μετατροπή της ηλεκτρικής ενέργειας σε ακουστική. Οι χρήστες ακουστικών βαρηκοΐας πρέπει να έχουν μαζί τους την πηγή τροφοδοσίας και ο δέκτης καταναλώνει συχνά τη μισή ή περισσότερη ισχύ σε ένα ακουστικό βαρηκοΐας. Έτσι, η απόδοση του δέκτη μερικές φορές καθορίζει σχεδόν άμεσα πόσο συχνά πρέπει να αλλάζει η μπαταρία (Popelka et al, 2016).

3.1.3.1 Το μέγεθος του μορφοτροπέα σε σχέση με την απόδοσή του

Το εύρος ζώνης και η ομαλότητα απόκρισης συχνότητας τόσο των μικροφώνων όσο και των ακουστικών συμπεριλαμβανομένης της αντοχής σε ζημιές από κραδασμούς, της μαγνητικής θωράκισης και της αναισθησίας του μικροφώνου στους κραδασμούς είναι χαρακτηριστικά που έχουν βελτιωθεί τα τελευταία χρόνια. Ένας σύγχρονος δέκτης ακουστικού βαρηκοΐας θα αντέξει σοκ 20 κιλών, που παράγεται, για παράδειγμα, από πτώση από 2 m. (Popelka et al, 2016).

3.1.3.2 Απόκριση συχνότητας

Το εύρος ζώνης των δεκτών έχει γενικά βελτιωθεί με το μικρότερο μέγεθος. Οι μικροσκοπικοί μαγνητικοί δέκτες έχουν μια απόκριση συχνότητας πραγματικού αυτιού που είναι εγγενώς fl σε τόσο χαμηλή συχνότητα όσο είναι επιθυμητό (λιγότερο από 1 Hz) με υψηλής ποιότητας στεγανοποιητικό κάλυμμα και βαρομετρικό αεραγωγό ελάχιστου μεγέθους μέσα στον δέκτη) στη συχνότητα όπου αντηχούν οι συνδυασμένες ακουστικές-μηχανικές μάζες και συμμορφώσεις (Popelka et al, 2016).

3.1.3.3 Επιτρεπόμενη παραμόρφωση

Σχετικά με την επιτρεπόμενη παραμόρφωση, ο τόνος μονής συχνότητας όταν είναι προσεκτικά σχεδιασμένος σε πειραματικές συνθήκες μπορεί να ανιχνεύσει την ολική αρμονική παραμόρφωση (Total Harmonic Distortion, THD) σε μερικά δέκατα του 1%. Η σχεδόν ανιχνεύσιμη παραμόρφωση για την ομιλία και τη μουσική είναι κάπως υψηλότερη. Οι αρμονικές που παράγει η παραμόρφωση, είναι πιθανόν να μην ακούγονται κοντά στο όριο. Σε υψηλά επίπεδα, η φαινομενική παραμόρφωση στο αυτί καλύπτει τις αρμονικές. Σε γενικές γραμμές ένα THD του 2% δεν ακούγεται για την ομιλία και τη μουσική μεταξύ των 50 και 90 dB SPL. Κάτω από τα 50 dB SPL η μη ακουστική παραμόρφωση παρουσιάζει αύξηση της τάξης του 10% στα 30 dB SPL. Πάνω από τα 90 dB SPL παρατηρείται γραμμική αύξηση στο 10% της μη ακουστικής παραμόρφωσης στα 110 dB SPL (Popelka et al, 2016).

Κατά τη διάρκεια των τελευταίων 50 ετών, οι απομικροσκοπικοί δέκτες ισορροπημένου οπλισμού μειώθηκαν σε μέγεθος από τα 350 mm³ στα 14 mm³. Αν και θεωρητικά η μέγιστη απόδοση αναμένεται να πέφτει κατά 3 dB για κάθε μείωση του όγκου κατά το ήμισυ, πρακτικά οι τελευταίες 6 γενιές δεκτών ακουστικών βαρηκοΐας παρουσιάζουν μείωση κοντά στα 5 dB κάθε φορά που ο όγκος μειώνεται στο μισό (Popelka et al, 2016).

Για να παραχθεί ένα δεδομένο πεδίο, το απαιτούμενο πάχος ενός μαγνήτη δεν κλιμακώνεται, για παράδειγμα, προκειμένου η αναμενόμενη πτώση να είναι δυσανάλογη στην έξοδο καθώς το πάχος του δέκτη μειώνεται. Οι μεγαλύτεροι (διπλοί) δέκτες έχουν τη δυνατότητα να παράγουν μέγιστη στάθμη εξόδου σε ζεύκτη 2 – cc των 143 dB SPL. Το μικρότερο έχει τη δυνατότητα παραγωγής 117 dB SPL Ένα μεγάλο ποσοστό των μεγαλύτερων δεκτών χρησιμοποιούνται ακόμα σε ακουστικά βαρηκοΐας με υψηλή ισχύ (Popelka et al, 2016).

3.1.4 Μετρήσεις Real Ear και ζεύξης δέκτη

Αντίθετα με τα μικρόφωνα, στα οποία είναι εύκολο να μετρηθεί η απόκριση στο ελεύθερο πεδίο, η μέτρηση των εξόδων των δεκτών ακουστικών βαρηκοΐας πρέπει να γίνεται σε κάποιο τύπο συζευκτήρα που θα μοιάζει με ανθρώπινο αυτί (ANSI, 1973). Οι Romanov et al (1943) εισήγαγαν έναν συζευκτή 2-cc που αναπαράγεται εύκολα και μπορεί να ελαχιστοποιήσει τις εγκάρσιες και περιφερειακές λειτουργίες για συχνότητες έως περίπου 8 kHz. Ωστόσο δεν έχει τη δυνατότητα αναπαραγωγής ενός ανθρώπινου αυτιού και έχει βαθύ μηδενισμό γύρω στα 13 kHz. Ο Zwislocki (1970) περιέγραψε έναν προσομοιωτή πραγματικού αυτιού, τον οποίο αργότερα τροποποίησαν οι Burkhard & Sachs (1977) προκειμένου να συμφωνεί με τις μετρήσεις που πραγματοποιούσαν με ανιχνευτή – μικρόφωνο σε 11 πραγματικά αυτιά. Στη συνέχεια ο Ευρωπαϊκός ζεύκτης «711» είχε περίπου παρόμοια απόδοση (ANSI, 1979). Επιπλέον, ο προσομοιωτής αυτιού ζεύξης του Zwislocki έδωσε τη δυνατότητα να μετράται με ακρίβεια η επίδραση του βάθους της σφράγισης του ακροφυσίου ή/και του βάθους της εξόδου του ήχου σε εξαρτήματα εξαερισμού ή «σωλήνων». Οι πιο πρόσφατες προσομοιώσεις αυτιού δεν έχουν αυτή τη δυνατότητα (Burkhard & Sachs 1977).

Κάποια μειονεκτήματα των προσομοιώσεων αυτιού είναι ότι έχουν υψηλό κόστος και είναι ευάλωτα στις αλλαγές απόκρισης λόγω μόλυνσης από θραύσματα που δεν είναι ορατά. Για το λόγο αυτό έγιναν αρκετές προσπάθειες να κατασκευαστεί ένας απλός ζεύκτης με μικρό όγκο που θα έδινε τη δυνατότητα μετρήσεων απόκρισης για συχνότητες έως και 16 kHz που θα μπορούσαν να σχετίζονται αξιόπιστα με την απόκριση στο πραγματικό αυτί (Popelka et al, 2016).

3.20 σύνδεσμος 0,4 cc

Σύμφωνα με αρκετές εργαστηριακές δοκιμές ένας συζευκτής 0,4 cc μπορεί να προσφέρει διαφορά ζεύξης πραγματικού αυτιού (Real Ear Couple Difference, RECD) ισοδύναμη με μια διαφορά προσομοιωτή συζευκτήρα που είναι παρόμοια για διάφορες πηγές ήχου στα βοηθήματα ακοής (Popelka et al, 2016).

Μελετώντας την επίδραση της αντίστασης ακουστικής πηγής στην καμπύλη RECD με τη χρήση τεσσάρων πηγών ήχου οι οποίες κυμαίνονται από χαμηλή σύνθετη αντίσταση (μεγάλος δέκτης σειράς CI μέσω ζεύξης BTE) έως υψηλή αντίσταση (ο δέκτης σειράς ED είναι μικρός και έχει αποσβεσμένη σωλήνωση 12mm) έως πολύ υψηλή αντίσταση ο δέκτης EH με 75 mm σωλήνωση εσωτερικής διαμέτρου του 1 mm). Οι καμπύλες RECD που προκύπτουν μοιάζουν αρκετά ώστε να δείχνουν ότι ο ζεύκτης 0,4 cc αποτελεί μία καλή λύση στο πρόβλημα των απλών, εύκολα παραγόμενων συζευκτών ζώνης, οι οποίοι παράγουν αποτελέσματα που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την πρόβλεψη αποτελεσμάτων σε πραγματικό αυτί για σφραγισμένες ωτοασπίδες (με τον τρόπο αυτό πραγματοποιούνται συνήθως οι έλεγχοι στα βοηθήματα ακοής) (Popelka et al, 2016).

3.30ι επιδράσεις του πραγματικού αυτιού στην καμπύλη RECD

Οι μικρές διαφορές στο βάθος που έχει το ακροφύσιο καθώς και η δυνατότητα εξαερισμού (συμπεριλαμβανομένων των εξαρτημάτων που έχουν οι σωλήνες) μπορούν να επιδράσουν σημαντικά στην απόκριση του πραγματικού αυτιού (Popelka et al, 2016).

3.3.1 Κανονικά εξαρτήματα κλειστού καναλιού

Για να τοποθετηθεί τυπικά ένα κλειστό κανάλι στο αυτί δεν παρουσιάζεται μία απλή συμμόρφωση όγκου. Όταν το αυτί στεγανοποιείται στην μέση του ακουστικού πόρου δημιουργείται υπολειπόμενος όγκος στον ακουστικό πόρο 0,7 cc στον οποίο προστίθεται ο ισοδύναμος όγκος του τυμπάνου που είναι 0,65 cc σε χαμηλές συχνότητες. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα ο συνολικός ισοδύναμος όγκος να είναι 1,35 cc. Όταν οι συχνότητες του ήχου είναι χαμηλές, η στάθμη του ήχου που παράγεται στο τύμπανο είναι 35 dB μεγαλύτερη σε σύγκριση με έναν συζευκτήρα 2 cc όταν χρησιμοποιείται ένας τυπικός δείκτης βαρηκοΐας που έχει όγκο περίπου 0,05 cc. Όταν υπάρχει μεσαία συχνότητα του ήχου, η κίνηση του κανονικού τυμπάνου αποτελεί μία ακουστική αντίσταση περίπου 300 cgs ακουστικών ohms που αντανακλάται πίσω μέσω του κοχλία. Όταν τα kilohertz ξεπερνούν έναν συγκεκριμένο αριθμό, η μάζα του τυμπάνου και των οστών υπερισχύει στην συμμόρφωση και συγκριτικά με την περίπτωση της χαμηλής συχνότητας υπάρχει μία μικρή κίνηση στο τύμπανο. Έτσι στην περίπτωση αυτή ο όγκος των 0,7 cc που υπολείπεται στον ακουστικό πόρο αποτελεί το «φορτίο» (Goode et al, 1994). Σύμφωνα με τους Burkhard & Sachs (1977) αυτοί οι παράγοντες έχουν ως αποτέλεσμα την γνωστή καμπύλη RECD για τον ζεύκτη 2-cc. Η καμπύλη RECD παρουσιάζει τις τιμές 3,5 dB σε χαμηλές συχνότητες, 5 dB στα 1 kHz, 10 dB στα 3 kHz και 15 dB στα 6 kHz (Burkhard & Sachs 1977).

3.3.2 Εξαρτήματα σε βαθύ κανάλι

Στην περίπτωση των βαθύτερων καναλιών, υπάρχουν κάποια πλεονεκτήματα. Ένα από αυτά τα πλεονεκτήματα είναι ότι υπάρχει μειωμένη απόφραξη. Επιπλέον, η έξοδος από τον δέκτη είναι λιγότερο παραμορφωμένη. Όταν το άκρο του αυτιού μετατοπίζεται πιο κοντά στο τύμπανο, η καμπύλη RECD παρουσιάζει αυξήσεις στις υψηλές και όχι στις χαμηλές συχνότητες. Όταν υπάρχει ένα βαθύ και σφραγισμένο ακροφύσιο η RECD φτάνει στα 7 dB σε χαμηλές συχνότητες, στα 9 dB στο 1 kHz και τα 22 dB στα 6 kHz (Berger, 1976).

3.3.3 Εξαρτήματα ανοιχτού καναλιού

Η απόκριση σε ένα ανοιχτό κανάλι εξαρτάται από το βάθος που έχει η έξοδος του ήχου. Με τα εξαρτήματα βαθιάς σωλήνωσης παρατηρείται παραδόξως μία μείωση στην πίεση του τυμπάνου του αυτιού ενώ αυξάνεται η πίεση ακρόασης. Η αιτία για αυτό το φαινόμενο είναι ότι στα 5,6 kHz, ο συντονισμός του μισού κύματος του ανοιχτού αυτιού μειώνει την πίεση που αναπτύσσεται στο τύμπανο ενώ παράλληλα ο ίδιος συντονισμός αυξάνει την αιχμή στον ήχο που βγαίνει από το αυτί. Μία θέση η οποία βρίσκεται μόνο στο ένα τρίτο της διαδρομής προς την κάτω πλευρά του ακουστικού πόρου μπορεί να προσφέρει 12 dB περισσότερα πριν υπάρξει ανάδραση, σε σύγκριση με έναν σωλήνα που είναι βαθιά τοποθετημένος. Ευτυχώς οι μέθοδοι που μειώνουν την ψηφιακή ανάδραση έχουν μειώσει την ευαισθησία των εξαρτημάτων στην ανάδραση στα εξαρτήματα ανοιχτού καναλιού (Berger, 1976).

3.4 Δέκτες οστικής αγωγιμότητας

Ο όρος «αγωγιμότητα των οστών» αναφέρεται στον ήχο που μεταδίδεται μέσω των οστών του κρανίου και του μαλακού ιστού που οδηγεί στην δημιουργία ακουστικής αντίληψης. Όταν ένας μορφοτροπέας αγωγιμότητας συνδέεται άμεσα με το οστό του κρανίου ή μέσω του δέρματος του οστού του κρανίου, γίνεται μετάδοση των δονήσεων και στους δύο κοχλίες. Ένας άλλος τρόπος για να παραχθεί η αγωγιμότητα των οστών είναι μέσω του αερομεταφερόμενου ήχου αλλά για το κανονικό αυτί η αγωγιμότητα του αέρα έχει καλύτερη ευαισθησία κατά 40 – 60 dB σε σύγκριση με την αγωγιμότητα των οστών. Μία πρόιμη ανακάλυψη που σχετίζεται με την αγωγιμότητα των οστών είναι μία δονούμενη ράβδος η οποία έρχεται σε επαφή με τα δόντια. Μέσα από αυτήν την ανακάλυψη προέκυψε η ιδέα ότι μέσω των δονήσεων που εφαρμόζονται στα δόντια ή στο κρανίο μπορεί να γίνει μετάδοση του ήχου στο αυτί. Η ιδέα αυτή εφαρμόστηκε με την κατασκευή των πρώτων ακουστικών συσκευών παθητικής οστικής αγωγιμότητας η οποία προοριζόταν για χρήση από άτομα που έχουν χάσει την ακοή αγωγιμότητας. Οι συγκεκριμένες συσκευές χρησιμοποιούσαν μία ξύλινη ή μεταλλική ράβδο για τη μετάδοση των κραδασμών στα δόντια ή στο κρανίο. Η μία συσκευή είχε ένα άκρο ηχείου στη ράβδο η οποία πιεζόταν στον λάρυγγα του ομιλητή ενώ το άλλο άκρο της ράβδου ήταν συνδεδεμένο με τα δόντια ή το μαστοειδές του ακροατή. Το Dentaphone υπήρξε επίσης ένα ακόμα είδος συσκευής η οποία αποτελούνταν από μία μεγάλη λευκή περιοχή (διάφραγμα), η οποία μπορούσε να συλλάβει τις ηχητικές δονήσεις στον αέρα και να τις συνδέσει με μία ράβδο η οποία ήταν τοποθετημένη στα δόντια (Berger, 1976).

Τα ακουστικά βαρηκοΐας αγωγιμότητας των οστών που χρησιμοποιούνται είναι πολύ λίγα σε σύγκριση με τα ακουστικά βαρηκοΐας αγωγιμότητας του αέρα. Συνεπώς τα ακουστικά βαρηκοΐας αγωγιμότητας των οστών έχουν εξελιχθεί βασιζόμενα σε μεγάλο βαθμό στα ακουστικά βαρηκοΐας αγωγιμότητας αέρα. Η τεχνολογία που χρησιμοποιήθηκε για τα μικρόφωνα άνθρακα στις αρχές του 20^{ου} αιώνα χρησιμοποιήθηκε και στα ακουστικά βαρηκοΐας οστικής αγωγιμότητας. Η συγκεκριμένη τεχνολογίας αποτελείται από έναν ηλεκτρομαγνητικό μορφοτροπέα ο οποίος πιέζεται πάνω σε ένα μαστοειδές που είναι καλυμμένο με δέρμα πίσω από το αυτί. Ο ηλεκτρομαγνητικός μορφοτροπέας συγκρατείται στη θέση του από έναν χαλύβδινο κεφαλόδεσμο ο οποίος είναι συνδεδεμένος με τον επεξεργαστή του ακουστικού βαρηκοΐας που φοριέται στο σώμα. Με το πέρασμα των χρόνων, η

συγκεκριμένη συσκευή διατηρήθηκε αντικαθιστώντας, ωστόσο τον κεφαλόδεσμο με γυαλιά ενώ οι επεξεργαστές βρίσκονταν στο επίπεδο του αυτιού. Το πρόβλημα της ακουστικής ανάδρασης αντιμετωπίστηκε τοποθετώντας τον επεξεργαστή και το μικρόφωνο στην άλλη πλευρά του κεφαλιού από αυτή που βρισκόταν ο μορφοτροπέας αγωγιμότητας των οστών (Popelka et al, 2010).

Τα ακουστικά βαρηκοΐας με οστεοενσωμάτωση ξεκίνησαν να διατίθενται στην αγορά στα μέσα της δεκαετίας του 1980. Μία από τις επιτυχημένες συσκευές ήταν τα βοηθήματα ακοής η οποία προσκολλάται στα οστά (Bone – Anchored Hearing Aid, BAHΑ) που χρησιμοποιούσε ένα εξάρτημα διείσδυσης στο δέρμα προκειμένου η συσκευή να συνδεθεί με το κρανίο. Μετά την επιτυχία των συσκευών BAHΑ και άλλες συσκευές που χρησιμοποιούσαν την οστική αγωγιμότητα για τη μετάδοση του ήχου ξεκίνησαν να εμπορευματοποιούνται (Popelka et al, 2010).

3.5 Αντίσταση φορτίου

Η αντίσταση του μηχανικού φορτίου επιδρά σε μεγάλο βαθμό στη λειτουργία του μορφοτροπέα εξόδου. Όσον αφορά τα ακουστικά βαρηκοΐας οστικής αγωγιμότητας, συνήθως σύνθετη αντίσταση αποτελεί το κρανίο και στην οποία ασκούν επίδραση αρκετοί παράγοντες. Οι παράγοντες που επηρεάζουν τη σύνθετη αντίσταση στα ακουστικά βαρηκοΐας οστικής αγωγιμότητας είναι οι ακόλουθοι:

- Η θέση των ακουστικών στο κρανίο.
- Ο τρόπος στήριξης της συσκευής, δηλαδή εάν στηρίζεται στο δέρμα ή εάν συνδέεται απευθείας με το οστό.
- Τη στατική δύναμη προσκόλλησης για τους μετατροπείς που εφαρμόζονται στο δέρμα.
- Την περιοχή προσάρτησης διεπαφής (Stenfielt & Goode, 2005).

Με άλλα λόγια, το φορτίο που προκύπτει από το καλυμμένο με δέρμα κρανίο, μετατρέπεται σε ένα σύστημα αποσβεστήρα μάζας – ελατηρίου. Το ελατήριο στην περίπτωση αυτή είναι η συμπίεση του δέρματος και των υποδόριων ιστών ενώ η μάζα είναι το δέρμα και οι υποδόριοι ιστοί, οι οποίοι κινούνται με τον μορφοτροπέα. Επιπλέον, το δέρμα και οι υποδόριοι ιστοί πραγματοποιούν την απόσβεση. Η μάζα της κεφαλής, η οποία κυμαίνεται από τα 3 έως 4 kg είναι ακόμα ένας παράγοντας που επιδρά στην αντίσταση του φορτίου αλλά αυτό συμβαίνει μόνο όταν οι συχνότητες δεν ξεπερνούν τα 40 Hz. Καθώς υπάρχει μεγάλο εύρος στις τιμές μηχανικής αντίστασης στον άνθρωπο, ο μετατροπέας αγωγιμότητας των οστών παράγει αποτελέσματα τα οποία ποικίλουν έως και +6 ή -6 dB από τη μέση τιμή (Hakanssen & Carlson, 1989).

Τόσο για θέματα έρευνας όσο και για το εμπόριο, έχουν αναπτυχθεί ζεύκτες με αντιπροσωπευτικό μηχανικό φορτίο οι οποίοι χρησιμοποιούνται για να μετρήσουν τα χαρακτηριστικά των μορφοτροπέων οστικής αγωγιμότητας. Την μηχανική αντίσταση αυτών των συσκευών καθορίζει το πρότυπο της Διεθνούς Ηλεκτροτεχνικής Επιτροπής (International Electrotechnical Commission, IEC) το οποίο έχει ως στόχο την βαθμονόμηση των μορφοτροπέων οστικής αγωγιμότητας στα διαγνωστικά ακουόμετρα. Για την αποτελεσματική χρήση αυτών των συσκευών απαιτείται η κατάλληλη θερμοκρασία (Hakanssen & Carlson, 1989).

Σε γενικές γραμμές, θα πρέπει όλοι οι μετατροπείς αγωγιμότητας να βαθμονομούνται ανάλογα με την προοριζόμενη χρήση τους. Μία μέθοδος βαθμονόμησης είναι η μέθοδος ισορροπίας - έντασης. Σύμφωνα με αυτή τη μέθοδο γίνεται ρύθμιση της έντασης του ήχου που προέρχεται από τον μορφοτροπέα αγωγιμότητας των οστών ταιριάζοντάς την με την ένταση του ήχου σε ένα βαθμονομημένο ηχητικό πεδίο. Για συστήματα όπως το ΒΑΗΑ όπου ο μαλακός ιστός αφαιρείται και υπάρχει απευθείας σύνδεση του κρανίου με τον μορφοτροπέα υπάρχει διαφορά στη σύνθετη αντίσταση. Σε αυτά τα συστήματα η σύνθετη αντίσταση είναι συνήθως μεγαλύτερη ενώ έχει μικρότερη απόσβεση σε σχέση με την απόσβεση της αντίστασης του κρανίου που καλύπτεται από δέρμα. Οι συχνότητες στις οποίες κορυφώνεται η μηχανική αντίσταση των συστημάτων που συνδέονται απευθείας στο κρανίο είναι 150 έως 400 Hz. Όταν η συχνότητα βρίσκεται κάτω από το συγκεκριμένο εύρος τότε η αντίσταση καθορίζεται από τη μάζα του κρανίου ενώ όταν βρίσκεται πάνω από αυτές τις συχνότητες τότε η αντίσταση καθορίζεται από τη συμμόρφωση του οστού που περιβάλλει το σημείο πρόσφυσης. Η αντίσταση ενισχύεται από την τοπική μάζα του οστού γύρω από τη θέση διέγερσης και όταν οι συχνότητες ξεπερνούν τα 2 – 3 kHz. Μόνο ο συζευκτής θα πρέπει να έχει σύνθετη αντίσταση που θα ξεπερνά την αντίσταση εξόδου του μορφοτροπέα οστικής αγωγιμότητας έτσι ώστε να υπάρξει μία αξιόπιστη εκτίμηση της δύναμης εξόδου από τον μορφοτροπέα. Συνεπώς, αυτά τα συστήματα μέτρησης δεν μιμούνται την αντίσταση κρανίου αλλά χρησιμοποιούν το γεγονός ότι η σύνθετη αντίσταση του κρανίου είναι πολύ μεγαλύτερη από την αντίσταση εξόδου του μετατροπέα οστικής αγωγιμότητας (Hakanssen & Carlson, 1989).

Οι ζεύκτες αυτοί δεν έχουν τη δυνατότητα να υπολογίζουν σωστά την κίνηση εξόδου του μορφοτροπέα αγωγιμότητας οστού, κάτι που συχνά αποτελεί ένα αρκετά σημαντικό μέτρο των χαρακτηριστικών του μορφοτροπέα (Popelka et al, 2010).

Ο ήχος που προέρχεται από την οστική αγωγιμότητα εφαρμόζεται επίσης στα δόντια. Τα μπροστινά δόντια, δηλαδή οι κοπήρες έχουν καμπύλη σύνθετης αντίστασης παρόμοια με εκείνη του κρανίου που καλύπτεται από το δέρμα. Ωστόσο στο σύνολό της είναι υψηλότερη. Η συγκεκριμένη καμπύλη διαφέρει για άλλα δόντια (Popelka et al, 2010).

3.6 Ηλεκτρομαγνητικοί μορφοτροπείς οστικής αγωγιμότητας

Οι μορφοτροπείς αγωγιμότητας έχουν τη δυνατότητα να μετατρέπουν την ηλεκτρική είσοδο σε μηχανικούς κραδασμούς. Για να πραγματοποιηθεί αυτή η μετατροπή υπάρχουν διαφορετικοί μηχανισμοί, οι οποίοι κατατάσσονται σε τέσσερις κατηγορίες:

- Την πιεζοηλεκτρική
- Την μαγνητοσυστολή
- Την ηλεκτροδυναμική
- Την ηλεκτροστατική

Επειδή ωστόσο η ηλεκτροστατική μέθοδος απαιτεί υψηλές τάσεις προς το παρόν δεν χρησιμοποιείται στους μετατροπείς οστικής αγωγιμότητας ενώ οι μαγνητοσυστολικοί μετατροπείς είναι επίσης σπάνιοι. Συνήθως, οι μετατροπείς εξόδου οστικής αγωγιμότητας που χρησιμοποιούνται είναι οι ηλεκτροδυναμικοί ενώ χρησιμοποιούνται ευρέως και οι πιεζοηλεκτρικοί (Hakansson, 2003).

Οι συσκευές κινούμενων πηνίων χρησιμοποιούν την ενέργεια που παράγει το ρεύμα στο πηνίο σε ένα μαγνητικό επίπεδο. Η κύρια χρήση των συσκευών αυτών είναι στα ηχητικά μεγάφωνα. Στις συσκευές αυτές χρησιμοποιούνται μόνιμοι μαγνήτες των οποίων ο σχεδιασμός προορίζεται για να παρέχει ένα ομοιογενές στατικό μαγνητικό πεδίο στο οποίο περιβάλλει το πηνίο. Σε αυτήν την περίπτωση, η δύναμη εισόδου είναι ανάλογη του ρεύματος στα πηνία με αποτέλεσμα να υπάρχει γραμμική έξοδος που θεωρητικά δεν έχει γραμμική παραμόρφωση. Η κάλυψη όλου του εύρους συχνοτήτων του ήχου μπορεί να επιτευχθεί επιλέγοντας τις κατάλληλες μάζες, ελατήρια όπως επίσης και την σωστή γεωμετρία του μορφοτροπέα κινούμενου πηνίου. Παρόλα αυτά οι συσκευές αυτές έχουν συχνά μεγάλο μέγεθος, γεγονός που καθιστά αδύνατη την κάλυψη όλου του εύρους και για το λόγο αυτό δεν χρησιμοποιούνται σωστά για συσκευές οστικής αγωγιμότητας (Hakansson, 2003).

Ο σχεδιασμός μορφοτροπέα οστικής αγωγιμότητας που χρησιμοποιείται συνήθως είναι ο μετατροπέας μεταβλητής απροθυμίας. Ο λόγος για τον οποίο χρησιμοποιείται ευρέως είναι ότι έχει απλό σχεδιασμό που βασίζεται σε μαγνητικό κύκλωμα με διάκενο, το οποίο συνήθως είναι αέρος. Το μαγνητικό κύκλωμα, προσπαθώντας να κλείνει το κενό παράγει δύναμη. Όταν το μαγνητικό κύκλωμα περιλαμβάνει έναν μόνιμο μαγνήτη που βρίσκεται στη σειρά με ένα πηνίο, το ρεύμα στο πηνίο μπορεί να

διαμορφώσει το μαγνητικό πεδίο στο διάκενο παράγοντας έτσι μία δύναμη. Παρόλα αυτά υπάρχει μη γραμμική παραμόρφωση καθώς η δύναμη αυτή δεν σχετίζεται γραμμικά με το ρεύμα. Στη συγκεκριμένη συσκευή η δύναμη εξόδου εξαρτάται από τη μάζα του μορφοτροπέα και το ελατήριο που διατηρεί ανοιχτό το διάκενο. Έτσι δημιουργείται ένα σύστημα συντονισμού (Hakansson, 2003).

Αυτό το είδος μορφοτροπέα χρησιμοποιείται στα περισσότερα ακουστικά βαρηκοΐας οστικής αγωγιμότητας για τα οποία ο μορφοτροπέας ακουμπά στο δέρμα. Επίσης, στην περίπτωση του μορφοτροπέα Radioear B71 χρησιμοποιήθηκε ο σχεδιασμός μεταβλητής απροθυμίας. Στη συσκευή αυτή ο μορφοτροπέας που πιέζεται στο καλυμμένο με δέρμα κρανίο έχει εξασθενημένες κορυφές συντονισμού καθώς ο υποδόριος ιστός και το δέρμα έχουν τον ρόλο του αποσβεστήρα και συνεπώς ο μορφοτροπέας δεν χρειάζεται να έχει έναν εγγενή αποσβεστήρα. Ωστόσο όπως αναφέρθηκε και πιο πάνω, σε συσκευές τύπου ΒΑΗΑ, το εύρος των συχνοτήτων δεν περιορίζεται και για το λόγο αυτό απαιτείται ένας εγγενής αποσβεστήρας. Το ιξωδοελαστικό υλικό που χρησιμοποιείται για τον αποσβεστήρα δημιουργεί προβλήματα καθώς επηρεάζεται σε μεγάλο βαθμό από τη θερμοκρασία και την υγρασία, επιδρώντας έτσι στα χαρακτηριστικά του μορφοτροπέα (Hakansson, 2003).

Για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, τα περισσότερα ακουστικά οστικής αγωγιμότητας στα οποία ο μορφοτροπέας προσαρτάται απευθείας στο κρανίο χρησιμοποιώντας προ-φιλτράρισμα του σήματος. Το φίλτρο είναι συνήθως το αντίστροφο της απόκρισης συχνότητας του μορφοτροπέα επιτυγχάνοντας την εξομάλυνση της απόκρισης συχνότητας. Κανονικά ο μορφοτροπέας διατηρεί σταθερά τα χαρακτηριστικά του με το πέρασμα του χρόνου και ένα σταθερό φίλτρο αρκεί χωρίς να είναι απαραίτητο να χρησιμοποιηθούν προσαρμοστικά φίλτρα. Ωστόσο όταν χρησιμοποιούνται κεφαλόδεσμοι για τη συγκράτησή τους στο δέρμα, όπου το δέρμα και ο υποδόριος ιστός προσφέρουν την απαραίτητη απόσβεση, θα πρέπει τα φίλτρα να απενεργοποιηθούν έτσι ώστε να μην υπάρξει εγκοπή μεσαίας συχνότητας στην απόκριση συχνότητας του μορφοτροπέα (Hakansson, 2003).

Οι μετατροπείς οστικής αγωγιμότητας οι οποίοι χρησιμοποιούνται σε συσκευές συνδεδεμένες με το κρανίο που καλύπτεται από το δέρμα βρίσκονται συνήθως μέσα σε ένα πλαστικό περίβλημα. Όταν ο μορφοτροπέας τοποθετείται στο πλάι του περιβλήματος, το οποίο πιέζεται στο δέρμα, τότε το περίβλημα δεν επιδρά στα

χαρακτηριστικά του μορφοτροπέα και συνεπώς η έξοδος είναι συνάρτηση του σχεδιασμού του μορφοτροπέα. Όταν όμως ο μορφοτροπέας είναι τοποθετημένος στην πλευρά του πλαστικού περιβλήματος απέναντι από το σημείο επαφής με το κρανίο τότε το περίβλημα βρίσκεται στη διαδρομή μετάδοσης των κραδασμών και έτσι επηρεάζεται η απόδοση του μορφοτροπέα. Συνήθως, Η απόκριση του περιβλήματος έχει έναν συντονισμό υψηλής συχνότητας που έχει ως αποτέλεσμα να αυξάνεται η έξοδος από τον μετατροπέα στη συχνότητα συντονισμού. Ωστόσο, όταν ξεπερνά τη συχνότητα συντονισμού, η έξοδος του μορφοτροπέα μειώνεται και το εύρος ζώνης της συσκευής μικραίνει (Hakansson, 2003).

Στον μετατροπέα μεταβλητής απροθυμίας οι ιδιότητες της μάζας και του ελατηρίου επιδρούν στην απόκριση συχνότητας. Πιο συγκεκριμένα, η συχνότητα συντονισμού είναι αντιστρόφως ανάλογη της τετραγωνικής ρίζας της μάζας και της συμμόρφωσης του μορφοτροπέα. Όσο χαμηλότερη είναι η συχνότητα συντονισμού τόσο βελτιώνεται η απόκριση χαμηλής συχνότητας του μορφοτροπέα. Για να επιτευχθεί αυτό θα πρέπει να αυξηθεί η μάζα του μορφοτροπέα ή να μειωθεί η ακαμψία. Το γεγονός ότι επιδιώκεται τα ακουστικά βαρηκοΐας να είναι μικρότερα και πιο ελαφριά έχει ως αποτέλεσμα τα ακουστικά οστικής αγωγιμότητας να έχουν κακή απόδοση σε χαμηλές συχνότητες (Hakansson, 2003).

Ο μετατροπέας μεταβλητής απροθυμίας έχει το μειονέκτημα ότι η ποσότητα παραμόρφωσης που παράγει τον καθιστά λιγότερο αποτελεσματικό στα υψηλότερα επίπεδα εξόδου. Η συσχέτιση της δύναμη εξόδου με το τετράγωνο της μαγνητικής ροής είναι υπεύθυνη για την παραμόρφωση. Όταν το σχέδιο περιέχει δύο στατικές ροές και δύο κενά αέρος, τότε τα στοιχεία παραμόρφωσης που δημιουργούνται σε αυτά τα δύο κενά είναι αντίθετα και ακυρώνουν το ένα το άλλο (Hakansson, 2003).

3.7 Πιεζοηλεκτρικοί μορφοτροπείς

Ορισμένα υλικά όπως ο χαλαζίας έχουν πιεζοηλεκτρική επίδραση η οποίας συμβάλει στην ανάπτυξη μίας άλλης τεχνολογίας μορφοτροπέων οστικής αγωγιμότητας. Όταν τα υλικά αυτά αναγκάζονται να μεταβάλλουν τις διαστάσεις τους τότε δημιουργείται ένα ηλεκτρικό πεδίο ενώ όταν εφαρμόζεται τάση στο υλικό, τότε η γεωμετρία του αλλάζει. Όταν το υλικό δέχεται εναλλασσόμενο ρεύμα τότε δημιουργείται μηχανική παραμόρφωση ανάλογη με το ρεύμα ενώ ο μορφοτροπέας παράγει δυνατή δόνηση, η οποία ωστόσο έχει περιορισμένη μετατόπιση. Προκειμένου ο πιεζοηλεκτρικός μορφοτροπέας να έχει καλύτερη απόδοση, η συνολική μετατόπιση θα πρέπει να αυξηθεί. Αυτό μπορεί να συμβεί στοιβάζοντας μαζί πολλαπλούς κρυστάλλους. Για να διεγερθεί η αγωγιμότητα των οστών θα πρέπει το άκρο της πιεζοστοιχίας να συνδεθεί με το κρανίο ανεξαρτήτως αν είναι καλυμμένο με δέρμα ή όχι. Όταν το άλλο άκρο είναι ελεύθερο, η δύναμη της αντίδρασης είναι μικρή και είναι ανάλογη μόνο της μικρής κίνησης και της μάζας της πιεζοστοιχίας. Αυτό έχει ως συνέπεια, η δύναμη που εφαρμόζεται στο κρανίο να είναι χαμηλή. Ένας συνήθης τρόπος αύξησης της εφαρμοζόμενης δύναμης είναι να προστεθεί μία μάζα στο ελεύθερο άκρο της πιεζοηλεκτρικής στοιβάδας. Σε αυτή την περίπτωση, η εφαρμοζόμενη δύναμη μετατρέπεται σε δύναμη αντίδρασης από την κίνηση της μάζας. Σε χαμηλές συχνότητες η δημιουργία δύναμης διέγερσης προϋποθέτει την ύπαρξη την ύπαρξη μεγάλων μετατοπίσεων. Για το λόγο αυτό ένας πιεζοηλεκτρικός μετατροπέας στοιβάδας δεν έχει καλή απόδοση σε χαμηλές συχνότητες. Ωστόσο, σε υψηλές συχνότητες μπορεί να είναι αποτελεσματικός στη δημιουργία κίνησης (Popelka et al, 2016).

Μία ακόμα τεχνική που μπορεί να αυξήσει τη μετατόπιση στον πιεζοηλεκτρικό μορφοτροπέα είναι η σύνδεση δύο πιεζοδοκών και η αντίθετη διέγερσή τους. Η τεχνική αυτή ονομάζεται πιεζοηλεκτρικό δίμορφο. Η αντίθετη διέγερση οδηγεί σε επιμήκυνση της μίας δοκού ενώ η άλλη κονταίνει με αποτέλεσμα τη δημιουργία μίας κίνησης κάμψης. Το ένα άκρο θα πρέπει να σφίγγεται ενώ το άλλο θα πρέπει να δημιουργεί την μετατόπιση. Βασιζόμενοι σε αυτόν το σχεδιασμό κάμψης, οι Adamson et al (2010) πρότειναν τον σχεδιασμό ενός μορφοτροπέα οστικής αγωγιμότητας ο οποίος παραμόρφωσε το οστό σε θέση διέγερσης έτσι ώστε να δημιουργηθεί δόνηση. Παρά την αποτελεσματικότητα του συγκεκριμένου σχεδιασμού όσον αφορά τη δημιουργία δονήσεων οστικής αγωγιμότητας, είναι

άγνωστο εάν μακροπρόθεσμα υπάρξει κάποιο πρόβλημα εξαιτίας παραμόρφωσης των οστών (Popelka et al, 2016).

Μέρος Β

4. Ακουστικά βοηθήματα διαφόρων εταιριών

Στο Β μέρος της εργασίας παρουσιάζονται ορισμένα μοντέλα ακουστικών βαρηκοΐας διαφόρων εταιριών, τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά τους και τα πλεονεκτήματα που προφέρουν στους χρήστες τους.

4.1 Oticon More™ miniRite R

Το Oticon More™ miniRite R είναι ένα ακουστικό βαρηκοΐας το οποίο έχει έναν διακριτικό σχεδιασμό και η ανατροφοδότησή του γίνεται μέσω μίας μπαταρίας λιθίου. Ο σχεδιασμός του περιλαμβάνει ένα τηλεφωνικό και ένα διπλό κουμπί. Η συσκευή προσφέρει απευθείας ροή από την Apple και άλλες συσκευές Android. Το MoreSound Intelligence™ παρέχει μεγαλύτερη ακρίβεια και φυσική αναπαράσταση των μεμονωμένων ήχων προσφέροντας καθαρότερες και καλύτερες αντιθέσεις. Με την χρήση του MoreSound Amplifier™ ο ήχος ενισχύεται και αναλύεται λεπτομερώς δίνοντας στον εγκέφαλο πρόσβαση σε σχετικές πληροφορίες. Το Oticon More είναι κατασκευασμένο με βάση την πλατφόρμα Polaris™ η οποία χρησιμοποιεί ένα βαθύ νευρωνικό δίκτυο προκειμένου να επιτυγχάνεται η καλύτερη διαχείριση των εισερχόμενων ήχων με βάση τις ανάγκες του κάθε χρήστη. Μέσω της πλατφόρμας αυτής μπορούν να προστεθούν στο ακουστικό νέες δυνατότητες μέσα από ασύρματες ενημερώσεις.

Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά των διάφορων μοντέλων OticonMore™ miniRite R.

Πίνακας 1: Χαρακτηριστικά του συστήματος OticonMore 1 mini Rite R 60 (Oticon More miniRite datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	116 dB SPL	106 dB SPL
	1600 Hz	110 dB SPL	102 dB SPL
	HFA OSPL 90	110 dB SPL	103 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	46 dB	36 dB
	1600 Hz	37 dB	29 dB
	HFA - FOG	36 dB	30 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 9600 Hz	100 – 9400 Hz
Έξοδος τηλετηνίου	1 mA/m	68 dB SPL	-
	10 mA/m	88 dB SPL	-
	SPLITS L/R	-	83/83 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<2%	<2%
	800 Hz	<3%	<2%
	1600 Hz	<2%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	18 dB SPL	17 dB SPL
	Dir	26 dB SPL	28 dB SPL

Πίνακας 2: Χαρακτηριστικά του συστήματος OticonMore 2 & 3 miniRite R 60 (Oticon More miniRite datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	116 dB SPL	106 dB SPL
	1600 Hz	110 dB SPL	102 dB SPL
	HFA OSPL 90	110 dB SPL	103 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	46 dB	36 dB
	1600 Hz	37 dB	29 dB
	HFA - FOG	38 dB	30 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 7500 hZ	100 – 7500 hZ
Έξοδος τηλετηνίου	1 mA/m	68 dB SPL	-
	10 mA/m	88 dB SPL	-
	SPLITS L/R	-	83/83 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<2%	<2%
	800 Hz	<3%	<2%
	1600 Hz	<2%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	19 dB SPL	17 dB SPL
	Dir	26 dB SPL	29 dB SPL

Πίνακας 3: Χαρακτηριστικά του συστήματος OticonMore 1 miniRite R 85 (Oticon More miniRite datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	127 dB SPL	117 dB SPL
	1600 Hz	121 dB SPL	113 dB SPL
	HFA OSPL 90	122 dB SPL	114 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	66 dB	55 dB
	1600 Hz	53 dB	45 dB
	HFA - FOG	56 dB	48 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 9500 hZ	100 – 8900 hZ
Έξοδος τηλετηνίου	1 mA/m	84dB SPL	-
	10 mA/m	104dB SPL	-
	SPLITS L/R	-	94/94 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<2%	<2%
	800 Hz	<4%	<2%
	1600 Hz	<5%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	21 dB SPL	18 dB SPL
	Dir	29 dB SPL	28 dB SPL

Πίνακας 4: Χαρακτηριστικά του συστήματος OticonMore 2 & 3 miniRite R 85 (Oticon More miniRite datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	127 dB SPL	117 dB SPL
	1600 Hz	121 dB SPL	113 dB SPL
	HFA OSPL 90	122 dB SPL	114 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	66 dB	55 dB
	1600 Hz	53 dB	45 dB
	HFA - FOG	56 dB	48 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 7500 hZ	100 – 7500 hZ
Έξοδος τηλετηνίου	1 mA/m	84dB SPL	-
	10 mA/m	104dB SPL	-
	SPLITS L/R	-	94/94 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<2%	<2%
	800 Hz	<4%	<2%
	1600 Hz	<5%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο	Omni	22 dB SPL	18 dB SPL

θορύβου εισόδου	Dir	29 dB SPL	27 dB SPL
-----------------	-----	-----------	-----------

Πίνακας 5: Χαρακτηριστικά του συστήματος OticonMore 1 miniRite R 100 (Oticon More miniRite datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	132 dB SPL	124 dB SPL
	1600 Hz	130 dB SPL	122 dB SPL
	HFA OSPL 90	127 dB SPL	120 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	66 dB	57 dB
	1600 Hz	60 dB	52 dB
	HFA - FOG	61 dB	53 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 8900 hZ	100 – 7500 hZ
Έξοδος τηλετηνίου	1 mA/m	91 dB SPL	-
	10 mA/m	111 dB SPL	-
	SPLITS L/R	-	100/100 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<9%	<2%
	800 Hz	<6%	<2%
	1600 Hz	<3%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	17 dB SPL	16 dB SPL
	Dir	26 dB SPL	28 dB SPL

Πίνακας 6: Χαρακτηριστικά του συστήματος OticonMore 2 & 3 miniRite R 100 (Oticon More miniRite datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	132 dB SPL	124 dB SPL
	1600 Hz	130 dB SPL	122 dB SPL
	HFA OSPL 90	127 dB SPL	120 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	66 dB	57 dB
	1600 Hz	60 dB	52 dB
	HFA - FOG	61 dB	53 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 7500 hZ	100 – 7500 hZ
Έξοδος τηλετηνίου	1 mA/m	91 dB SPL	-
	10 mA/m	111 dB SPL	-
	SPLITS L/R	-	100/100 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<9%	<2%
	800 Hz	<6%	<2%
	1600 Hz	<3%	<2%

Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	17 dB SPL	17 dB SPL
	Dir	26 dB SPL	29 dB SPL

Πίνακας 7: Χαρακτηριστικά του συστήματος OticonMore 1 miniRite R 105 (Oticon More miniRite datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	135 dB SPL	127 dB SPL
	1600 Hz	133 dB SPL	126 dB SPL
	HFA OSPL 90	131 dB SPL	123 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	72 dB	64 dB
	1600 Hz	66 dB	59 dB
	HFA - FOG	65 dB	58 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 9100 hZ	100 – 7900 hZ
Έξοδος τηλεπηνίου	1 mA/m	96 dB SPL	-
	10 mA/m	116 dB SPL	-
	SPLITS L/R	-	105/105 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<2%	<2%
	800 Hz	<2%	<2%
	1600 Hz	<4%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	16 dB SPL	16 dB SPL
	Dir	25 dB SPL	28 dB SPL

Πίνακας 8: Χαρακτηριστικά του συστήματος OticonMore 2 & 3 miniRite R 105 (Oticon More miniRite datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	135 dB SPL	127 dB SPL
	1600 Hz	133 dB SPL	126 dB SPL
	HFA OSPL 90	131 dB SPL	123 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	72 dB	64 dB
	1600 Hz	66 dB	59 dB
	HFA - FOG	65 dB	58 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 7500 hZ	100 – 7500 hZ
Έξοδος τηλεπηνίου	1 mA/m	96 dB SPL	-
	10 mA/m	116 dB SPL	-
	SPLITS L/R	-	104/104 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση	500 Hz	<2%	<2%
	800 Hz	<2%	<2%

(Είσοδος 70 dB SPL)	1600 Hz	<4%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni Dir	16 dB SPL 25 dB SPL	16 dB SPL 28 dB SPL

4.2 Oticon Opn S™ miniRITE

Το Oticon Opn S™ miniRITE έχει διακριτικό σχεδιασμό με μπαταρία μικρού μεγέθους (312) και ένα κουμπί. Το συγκεκριμένο ακουστικό βοήθημα περιλαμβάνει την τεχνολογία OpenSound Navigator™ το οποίο δίνει τη δυνατότητα στους χρήστες να επιλέγουν και να κατανοούν την ομιλία σε όλα τα είδη περιβάλλοντος επιτυγχάνοντας εξισορρόπηση στις πηγές ήχου και μείωση του θορύβου.

Επιπλέον περιλαμβάνει το OpenSound Optimizer™ το οποίο προσφέρει καλύτερη ακρόαση και μεγαλύτερη άνεση στους χρήστες αποκλείοντας την ανάδραση και εξασφαλίζοντας την στοχευμένη ενίσχυση των πηγών ήχου. Η ασύρματη τεχνολογία TwinLink™ συνδυάζει διφωνική επικοινωνία και συνδεσιμότητα 2,4 GHz με στερεοφωνική ροή απευθείας από ψηφιακές συσκευές. Το Oticon Opn S είναι χτισμένο στην ισχυρή πλατφόρμα Velox S™ που διαθέτει προγραμματιζόμενη αρχιτεκτονική υλικολογισμικού, υποστηρίζοντας μελλοντικές ενημερώσεις απόδοσης.

Στη συνέχεια παρουσιάζονται διάφορα μοντέλα Oticon Opn S™ miniRITE

Πίνακας 9: Χαρακτηριστικά του συστήματος Oticon Opn S 1 miniRITE 60 (Oticon Opn S datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	116 dB SPL	105 dB SPL
	1600 Hz	109 dB SPL	100 dB SPL
	HFA OSPL 90	110 dB SPL	102 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	46 dB	35 dB
	1600 Hz	37 dB	29 dB
	HFA - FOG	38 dB	30 dB
Εύρος συχνότητας		110 – 9700 hZ	110 – 9200 hZ
Έξοδος τηλεπηνίου	1 mA/m	-	-
	10 mA/m	-	-
	SPLITS L/R	-	-
Συνολική αρμονική παραμόρφωση	500 Hz	<2%	<2%
	800 Hz	<3%	<2%

(Είσοδος 70 dB SPL)	1600 Hz	<2%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni Dir	21 dB SPL 28 dB SPL	18 dB SPL 27 dB SPL

Πίνακας 10: Χαρακτηριστικά του συστήματος Oticon Opn S2 & S3 miniRITE 60 (Oticon Opn S datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	116 dB SPL	105 dB SPL
	1600 Hz	109 dB SPL	100 dB SPL
	HFA OSPL 90	110 dB SPL	102 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	46 dB	35 dB
	1600 Hz	37 dB	29 dB
	HFA - FOG	38 dB	30 dB
Εύρος συχνότητας		110 – 7500 hZ	110 – 7500 hZ
Έξοδος τηλεπηνίου	1 mA/m	-	-
	10 mA/m	-	-
	SPLITS L/R	-	-
Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<2%	<2%
	800 Hz	<3%	<2%
	1600 Hz	<2%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	22 dB SPL	19 dB SPL
	Dir	30 dB SPL	28 dB SPL

Πίνακας 11: Χαρακτηριστικά του συστήματος Oticon Opn S 1 miniRITE 85 (Oticon Opn S datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	127 dB SPL	116 dB SPL
	1600 Hz	120 dB SPL	111 dB SPL
	HFA OSPL 90	121 dB SPL	112 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	66 dB	54 dB
	1600 Hz	52 dB	43 dB
	HFA - FOG	55 dB	47 dB
Εύρος συχνότητας		120 – 9500 hZ	10 – 8500 hZ
Έξοδος τηλεπηνίου	1 mA/m	-	-
	10 mA/m	-	-
	SPLITS L/R	-	-
Συνολική αρμονική	500 Hz	<2%	<2%

παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	800 Hz 1600 Hz	<3% <2%	<2% <2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni Dir	25 dB SPL 32 dB SPL	20 dB SPL 29 dB SPL

Πίνακας 12: Χαρακτηριστικά του συστήματος Oticon Opn S2 & S3 miniRITE 85 (Oticon Opn S datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	127 dB SPL	116 dB SPL
	1600 Hz	120 dB SPL	111 dB SPL
	HFA OSPL 90	121 dB SPL	112 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	66 dB	54 dB
	1600 Hz	52 dB	43 dB
	HFA - FOG	55 dB	47 dB
Εύρος συχνότητας		120 – 7500 Hz	100 – 7500 Hz
Έξοδος τηλεπηνίου	1 mA/m	-	-
	10 mA/m	-	-
	SPLITS L/R	-	-
Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<2%	<2%
	800 Hz	<3%	<2%
	1600 Hz	<2%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	26 dB SPL	21 dB SPL
	Dir	33 dB SPL	30 dB SPL

Πίνακας 13: Χαρακτηριστικά του συστήματος Oticon Opn S 1 miniRITE 100 (Oticon Opn S datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	132 dB SPL	122 dB SPL
	1600 Hz	130 dB SPL	121 dB SPL
	HFA OSPL 90	127 dB SPL	118 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	66 dB	57 dB
	1600 Hz	56 dB	48 dB
	HFA - FOG	59 dB	51 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 8500 hZ	100 – 8000 hZ
Έξοδος τηλεπηνίου	1 mA/m	-	-
	10 mA/m	-	-

	SPLITS L/R	-	-
Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<7%	<2%
	800 Hz	<4%	<2%
	1600 Hz	<2%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	23 dB SPL	19 dB SPL
	Dir	32 dB SPL	30 dB SPL

Πίνακας 14: Χαρακτηριστικά του συστήματος Oticon Opn S2 & S3 miniRITE 100 (Oticon Opn S datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	132 dB SPL	122 dB SPL
	1600 Hz	130 dB SPL	121 dB SPL
	HFA OSPL 90	127 dB SPL	118 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	66 dB	57 dB
	1600 Hz	56 dB	48 dB
	HFA - FOG	59 dB	51 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 7500 hZ	100 – 7500 hZ
Έξοδος τηλεπηνίου	1 mA/m	-	-
	10 mA/m	-	-
	SPLITS L/R	-	-
Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<7%	<2%
	800 Hz	<4%	<2%
	1600 Hz	<2%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	23 dB SPL	19 dB SPL
	Dir	32 dB SPL	30 dB SPL

Πίνακας 15: Χαρακτηριστικά του συστήματος Oticon Opn S 1 miniRITE 105 (Oticon Opn S datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	135 dB SPL	127 dB SPL
	1600 Hz	132 dB SPL	125 dB SPL
	HFA OSPL 90	130 dB SPL	122 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	72 dB	64 dB
	1600 Hz	65 dB	57 dB
	HFA - FOG	65 dB	57 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 8200 hZ	100 – 7800 hZ
Έξοδος τηλεπηνίου	1 mA/m	-	-
	10 mA/m	-	-
	SPLITS L/R	-	-

Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<2%	<2%
	800 Hz	<2%	<2%
	1600 Hz	<3%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	18 dB SPL	18 dB SPL
	Dir	28 dB SPL	29 dB SPL

Πίνακας 16: Χαρακτηριστικά του συστήματος Oticon Opn S2 & S3 miniRITE 105 (Oticon Opn S datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	135 dB SPL	127 dB SPL
	1600 Hz	132 dB SPL	125 dB SPL
	HFA OSPL 90	130 dB SPL	122 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	72 dB	64 dB
	1600 Hz	65 dB	57 dB
	HFA - FOG	65 dB	57 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 7500 hZ	100 – 6500 hZ
Έξοδος τηλεπηνίου	1 mA/m	-	-
	10 mA/m	-	-
	SPLITS L/R	-	-
Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<2%	<2%
	800 Hz	<2%	<2%
	1600 Hz	<3%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	18 dB SPL	18 dB SPL
	Dir	28 dB SPL	29 dB SPL

4.3 Oticon Siya CIC 85

Η ασύρματη τεχνολογία NFMI είναι προαιρετική και παρέχει διφωνική επικοινωνία. Το Oticon Siya είναι χτισμένο στην πλατφόρμα Velox™, η οποία επεξεργάζεται τον ήχο σε 48 κανάλια για ποιότητα ήχου υψηλής ανάλυσης. Η συγκεκριμένη πλατφόρμα είναι πλήρως προγραμματιζόμενη με δυνατότητα ενημέρωσης λογισμικού.

Πίνακας 17: Χαρακτηριστικά του συστήματος Oticon Siya S1 & S2 CIC 85 (Oticon Siya datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	126 dB SPL	118 dB SPL
	1600 Hz	123 dB SPL	116 dB SPL
	HFA OSPL 90	121 dB SPL	115 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	61 dB	52 dB
	1600 Hz	55 dB	48 dB
	HFA - FOG	56 dB	49 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 7500 hZ	100 – 7500 hZ
Έξοδος τηλεπηνίου	1 mA/m	-	-
	10 mA/m	-	-
	SPLITS L/R	-	-
Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	<2%	<2%
	800 Hz	<3%	<2%
	1600 Hz	<4%	<2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	20 dB SPL	17 dB SPL

4.4 Oticon Xceed BTE UP

Το Oticon Xceed BTE UP είναι ένα αρκετά αποτελεσματικό ακουστικό βαρηκοΐας με μπαταρία μεγάλου μεγέθους (675). Ο σχεδιασμός του περιλαμβάνει ξεχωριστά κουμπιά για προγράμματα και ένταση προσφέροντας εύκολη χρήση και έλεγχο. Διαθέτει πηνίο T, προαιρετικές ενδείξεις LED και υποστήριξη FM. Η τεχνολογία OpenSound Navigator δίνει τη δυνατότητα επιλογής και κατανόησης της ομιλίας ακόμη και σε δύσκολα περιβάλλοντα ήχου, εξισορροπώντας τις πηγές ήχου και καταστέλλοντας το θόρυβο του περιβάλλοντος.

Το OpenSound Optimizer προσφέρει μία καλύτερη εμπειρία ακρόασης όπως επίσης και άνεση, αποκλείοντας την ανάδραση και επιτρέποντας στους χρήστες να λαμβάνουν προκαθορισμένο κέρδος. Η ασύρματη τεχνολογία TwinLink συνδυάζει διφωνική επικοινωνία και ροή, και συνδεσιμότητα 2,4 GHz για στερεοφωνική ροή απευθείας από ψηφιακές πηγές ήχου. Το Oticon Xceed είναι κατασκευασμένο με βάση την πλατφόρμα Velox S χρησιμοποιώντας μια προγραμματιζόμενη αρχιτεκτονική υλισμικού και λογισμικού που υποστηρίζει μελλοντικές ενημερώσεις απόδοσης.

Πίνακας 18: Χαρακτηριστικά του συστήματος Oticon Xceed 1, 2 & 3 BTE UP (Oticon Xceed BTE UP datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
OSPL 90	Peak	146 dB SPL	142 dB SPL
	1600 Hz	136 dB SPL	128 dB SPL
	HFA OSPL 90	138 dB SPL	130 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak	87 dB	83 dB
	1600 Hz	76 dB	69 dB
	HFA - FOG	77 dB	69 dB
Εύρος συχνότητας		100 – 6000 hZ	100 – 5300 hZ
Έξοδος τηλεπηνίου	1 mA/m	111 SPL	-
	10 mA/m	126 SPL	-
	SPLITS L/R	-	112 dB SPL

Συνολική αρμονική παραμόρφωση (Είσοδος 70 dB SPL)	500 Hz	11%	9%
	800 Hz	<2%	<2%
	1600 Hz	3%	3%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Omni	19 dB SPL	23 dB SPL
	Dir	35 dB SPL	38 dB SPL

4.5 Βοηθήματα ακοής Bluetooth Universal Phonak Paradise

Το 2018 η Phonak διέθεσε στο εμπόριο το πρώτο καθολικό ακουστικό Bluetooth, το Audio Marvel το οποίο εξελίχθηκε στο κορυφαίο προϊόν της εταιρίας. Το βοήθημα αυτό διαδέχθηκε το Audio Paradise το οποίο προσφέρει καλύτερη επεξεργασία ήχου, βελτίωση της ομιλίας και της συνδεσιμότητας Bluetooth. Επιπλέον, περιλαμβάνει τις παρακάτω αναβαθμίσεις:

- Περισσότερες συνδέσεις Bluetooth καθώς η συσκευή μπορεί να συνδεθεί με έως και 8 συσκευές ενώ μπορεί να έχει δύο ενεργές συνδέσεις.
- Όσον αφορά τον χειρισμό, ο χρήστης μπορεί να πατήσει δύο φορές το ακουστικό για να απαντήσει και να τερματίσει μία τηλεφωνική κλήση, να σταματήσει ή να συνεχίσει τη ροή ή να αποκτήσει πρόσβαση σε βοηθούς φωνής όπως το Siri και το Google assistant.
- Για την αίσθηση της κίνησης διαθέτει ένα αρκετά μικρής ισχύος επιταχυνσιόμετρο το οποίο μπορεί να ανιχνεύσει την κίνηση του χρήστη και να προσαρμόσει το μικρόφωνο στο βοήθημα όπως και τις ρυθμίσεις ακύρωσης θορύβου.
- Πιο καθαρή ομιλία σε αθόρυβες ρυθμίσεις - Μια νέα δυνατότητα "Βελτιωμένης ομιλίας" ενισχύει τις κορυφές της ήπιας ομιλίας για να παρέχει πιο καθαρή ομιλία όταν βρίσκεστε σε ήσυχο περιβάλλον.
- Βελτιωμένη ακύρωση θορύβου - Η Phonak εισάγει το "Dynamic Noise Cancellation", το οποίο είναι ένα αυτοματοποιημένο χωρικό σύστημα ακύρωσης θορύβου που λειτουργεί σε συνδυασμό με ένα κατευθυντικό σύστημα μικροφώνου διαμορφωτή δέσμης.
- Τσιπ επεξεργασίας ήχου PRISM - Το νέο τσιπ προσφέρει διπλάσια μνήμη και επιτρέπει καλύτερη συνδεσιμότητα Bluetooth.

(Phonak Paradise Universal Bluetooth Hearing Aids)

4.6 Signia Motion X

Η σειρά βοηθημάτων Motion X της Signia περιλαμβάνει μία ποικιλία μοντέλων καθένα από τα οποία ταιριάζουν σε διαφορετικούς βαθμούς απώλειας της ακοής, από πολύ μικρή έως και πλήρη με το μοντέλο Super Power. Τα ακουστικά επαναφορτίζονται μέσα σε ανθεκτικές συσκευές φόρτισης.

Τα χαρακτηριστικά του Motion X της Signia είναι:

- Σύνδεση με Bluetooth
- Κομπή, διακριτική συσκευή
- Υψηλής ποιότητας ήχος
- Ενισχυμένη κατανόηση ήχου
- Αυτόματη ανίχνευση αλλαγής στο περιβάλλον
- Ψηφιακοί βοηθοί

Όλα τα μοντέλα φορτίζονται μέσω μίας μικρής φορητής συσκευής προσφέροντας ανεξαρτησία στον χρήστη.

Το Motion X έχει χαρακτηριστικά σύγχρονης τεχνολογίας, όπως ροή Bluetooth τηλεφωνικών κλήσεων και μουσική κατευθείαν στα αυτιά του χρήστη, στα σωστά επίπεδα ήχου. Η τεχνολογία αισθητήρων αναγνωρίζει πότε ο χρήστης κινείται για να διασφαλίσει ότι βιώνει όλα όσα συμβαίνουν γύρω του

Το Motion C&G X είναι το μικρότερο της σειράς και τοποθετείται διακριτικά πίσω από το αυτί. Το Motion C&G P X είναι ελαφρώς μεγαλύτερο για να παρέχει επιπλέον ισχύ σε κάθε δύσκολη κατάσταση ακοής. Και το Motion C&G SP X είναι το πρώτο ακουστικό βαρηκοΐας στον κόσμο που συνδυάζει το Super Power με τη δυνατότητα επαναφόρτισης.

Ολόκληρη η σειρά Signia Motion X συνδέεται με την εφαρμογή Signia, η οποία περιέχει το Signia Assistant και την υποστήριξη TeleCare. Χρησιμοποιώντας τεχνητή νοημοσύνη, το Signia Assistant προσφέρει άμεση υποστήριξη όποτε ο χρήστης

χρειάζεται να προσαρμόσει τις ρυθμίσεις. Το Signia TeleCare του δίνει τη δυνατότητα να διατηρεί επαφή με τον ειδικό της ακοής, ώστε να λαμβάνει επιπλέον υποστήριξη επί τόπου όταν τη χρειάζεται (Signia Motion X).

4.7 Pure Charge&Go AX (Signia)

Το Pure C&G AX αποτελεί μία εξελιγμένη λύση στους φυσικούς ήχους προσφέροντας επαυξημένη ακρόαση. Μέσω της τεχνολογίας Augmented Focus™ παρέχεται στο χρήστη καθαρός λόγος και ήχος σε οποιοδήποτε περιβάλλον. Έτσι ο χρήστης μπορεί να ακολουθεί συνομιλίες με ευκολία, ακόμη και σε δύσκολες καταστάσεις ακρόασης.

Αυτές οι συσκευές υψηλής τεχνολογίας χρησιμοποιούν την τεχνολογία Augmented Xperience. Πρόκειται για μία τεχνολογία εμπνευσμένη από την ίδια αρχή όπως στις ταινίες 3D όπου οι βασικές εικόνες εμφανίζονται ακριβώς μπροστά στον θεατή ενώ το φόντο παραμένει πιο μακριά. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι για πρώτη φορά υπάρχουν δύο ξεχωριστοί επεξεργαστές: έναν για ήχους σε εστίαση, όπως τη φωνή του συνομιλητή και τον άλλο για το περιβάλλον.

Το Pure C&G AX προσφέρει ροή Bluetooth για τηλεφωνικές κλήσεις και μουσική από συσκευές Android και iOS καθώς και προηγμένες θεραπείες εμβοών για να κάνουν τη ζωή του χρήστη με τις εμβοές πιο άνετη. Τα βοηθήματα αυτά είναι επίσης επαναφορτιζόμενα, δίνοντας έως και 36 ώρες χρήσης με μία μόνο φόρτιση με 5 ώρες ροής. Η φόρτιση πραγματοποιείται με έναν συμπαγή φορτιστή με δυνατότητα αναβάθμισης σε φορητό.

Η τεχνολογία επεξεργασίας σήματος του ανωτέρου συστήματος, προσφέρει καλύτερη κατανόηση της ομιλίας, συμπεριλαμβανομένου ενός φυσικού ήχου της φωνής του χρήστη χάρη στην Own Voice Processing (OVP). Η τεχνολογία αισθητήρων αναγνωρίζει εάν ο χρήστης κινείται και εντοπίζει σε ποια κατάσταση ακοής βρίσκεται αυτόματα, για να εξασφαλίσει ότι λαμβάνει πάντα τον καλύτερο δυνατό ήχο (Signia Pure Charge & Go)

Sygnia Styletto AX (Augmented Xperience)

Το ακουστικό βαρηκοΐας της Sygnia, Styletto AX έχει βραβευμένο διακριτικό σχεδιασμό. Τα κύρια χαρακτηριστικά του είναι:

- Εξαιρετική ευκρίνεια ομιλίας
- Επαναφόρτιση εν κινήσει
- Android 5
- Συνδεσιμότητα & iPhone
- Βοηθός Signia

Το ακουστικό Styletto AX της Signia δίνει τη δυνατότητα στο χρήστη να αντιλαμβάνεται την ομιλία όταν μία μεγάλη ομάδα ανθρώπων μιλάει ταυτόχρονα και τη σιγανή ομιλία. Η επαναστατική τεχνολογία Augmented Focus βοηθά τον χρήστη να διαχωρίζει τους ήχους της ομιλίας από τους υπόλοιπους ήχους στο περιβάλλον έτσι ώστε να τους επεξεργάζεται ξεχωριστά και να δημιουργεί μία σαφή αντίθεση. Ως αποτέλεσμα, το 100% των συμμετεχόντων σε μια πρόσφατη μελέτη ανέφερε εξαιρετική κατανόηση της ομιλίας στο περιβάλλον του σπιτιού τους.

Οι χρήστες Signia AX απολαμβάνουν επίσης περισσότερο από 25% καλύτερη κατανόηση της ομιλίας στον θόρυβο σε σχέση με τα προηγούμενα ακουστικά τους. Το Signia AX έχει ακόμη αποδειχθεί ότι αποδίδει καλύτερα από την κανονική ακοή στο περιβάλλον ενός πάρτι.

Ο χρήστης μπορεί να επαναφορτίσει τα ακουστικά Styletto AX στο σπίτι ή εν κινήσει για έως και 17 ώρες χρήσης ανά φόρτιση. Διαθέτει ασύρματη τεχνολογία Qi θήκης φόρτισης μεγέθους τσέπης που επιτρέπει στον χρήστη να τοποθετεί απλά τον φορτιστή σε μια βάση φόρτισης αντί να χρειάζεται να τον συνδέσει στο ηλεκτρικό δίκτυο. Η θήκη φόρτισης δίνει 4 ημέρες αυτονομίας χωρίς να χρειάζεται να φορτιστεί η ίδια.

Το Styletto AX παρέχει επίσης κορυφαία συνδεσιμότητα Bluetooth για συσκευές Android και iOS. Οι χρήστες μπορούν εύκολα να μεταδώσουν τις τηλεφωνικές τους κλήσεις, τη μουσική και τον ήχο της τηλεόρασης απευθείας σε ακουστικά με ψηφιακό ήχο υψηλής ποιότητας. Επίσης μπορούν να συνδέσουν το Styletto AX στην εφαρμογή Signia, η οποία διαθέτει πρωτοποριακή τεχνητή νοημοσύνη μέσω του Signia Assistant.

Με βάση τον τρόπο λειτουργίας του νευρωνικού δικτύου του ανθρώπινου εγκεφάλου η τεχνολογία Signia assistant προσφέρει υποστήριξη όποτε χρειάζεται να γίνουν τυχόν ρυθμίσεις στο ακουστικό. Το ζωντανό βαθύ νευρωνικό δίκτυο τεχνητής

νοημοσύνης μαθαίνει για τις ατομικές ανάγκες του κάθε χρήστη σε συγκεκριμένες καταστάσεις προκειμένου να πραγματοποιήσει αυτές τις ρυθμίσεις (Sygnia Styletto AX).

4.8 Resound LiNX Quattro

Τα ακουστικά βαρηκοΐας Resound LiNX Quattro βασίζονται σε μία καινούργια πλατφόρμα και διαθέτουν εκτεταμένο εύρος ζώνης έως και 9,5 kHz και υψηλότερο δυναμικό εύρος εισόδου έως και 116 dB SPL. Σε συνδυασμό με τις τεχνολογίες Binaural directionality III και το Spatial Sense το Resound LiNX Quattro προσφέρει και τις πιο μικρές λεπτομέρειες ήχου για μία πιο καθαρή πληρέστερη και πλούσια ομιλία.

Το ReSound LiNX Quattro είναι ένα ασύρματο ακουστικό 6ης γενιάς, 2,4 GHz και έχει διαθέσιμη άμεση ροή ήχου από συσκευές iOS και Android™. Μέσω του ReSound Assist και της εφαρμογής ReSound Smart 3DTM, οι επαγγελματίες ακοής μπορούν να παρέχουν υπηρεσίες εξ αποστάσεως συντονισμού στους πελάτες τους.

Τα μοντέλα 61 και 62 Receiver-in-the Ear (RIE) είναι διαθέσιμα με 4 επιλέξιμα επίπεδα ισχύος δέκτη: Low (LP), Medium (MP), High (HP) και Ultra (UP). Το μοντέλο 61-DRWC συνοδεύεται από φορητό φορτιστή βαρηκοΐας που διαθέτει ενσωματωμένη μπαταρία και εύκολη σύνδεση USB. Το Telecoil είναι διαθέσιμο στα μοντέλα 62 DRWT. Το ReSound LiNX Quattro υποστηρίζει επίσης την πλήρη σειρά ασύρματων αξεσουάρ ReSound, η οποία χρησιμοποιεί το εκτεταμένο εύρος ζώνης. Τα ακουστικά βαρηκοΐας ReSound LiNX Quattro RIE είναι επικαλυμμένα με νανοτεχνολογία iSolate™ για βέλτιστη αντοχή.

Στη συνέχεια παρουσιάζονται κάποια χαρακτηριστικά των RIE 61 και 62 στα 4 επίπεδα ισχύος που αναφέρθηκαν

Πίνακας 19: Χαρακτηριστικά του συστήματος Resound LiNX Quattro, RIE 61 Low power (Resound Linx Quattro RIEdatasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
Μέγιστη έξοδος (είσοδος SPL 90 dB)	Max. 1600 Hz/HFA	123 dB SPL 117 dB SPL	113 dB SPL 109 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak 1600 Hz/HFA	62 55	52 46
Εύρος συχνότητας		100-9520 hZ	100-9060 hZ
Ευαισθησία τηλετηνίου	1 mA/m HFA 1600 Hz	93 dB SPL 100 dB SPL 86 dB SPL	82 dB SPL 91 dB SPL 76 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση	500 Hz 800 Hz 1600 Hz	0.9 % 1.3% 0.8%	0.5% 0.8% 0.5%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Dir Omni	22 dB SPL 9 dB SPL	21 dB SPL 9 dB SPL

Πίνακας 20: Χαρακτηριστικά του συστήματος Resound LiNX Quattro, RIE 61 Medium power (Resound Linx Quattro RIE datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
Μέγιστη έξοδος (είσοδος SPL 90 dB)	Max. 1600 Hz/HFA	125 dB SPL 120 dB SPL	116 dB SPL 113 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak 1600 Hz/HFA	67 dB 57 dB	58 dB 50 dB
Εύρος συχνότητας		100-9500 hZ	100-9000 hZ
Ευαισθησία τηλετηνίου	1 mA/m HFA 1600 Hz	93 dB SPL 100 dB SPL 86 dB SPL	82 dB SPL 91 dB SPL 76 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση	500 Hz 800 Hz 1600 Hz	0.4 % 0,9 % 0.8 %	0.3 % 0.4 % 0.7 %
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Dir Omni	25 dB SPL 10 dB SPL	24 dB SPL 11 dB SPL

Πίνακας 21: Χαρακτηριστικά του συστήματος Resound LiNX Quattro, RIE 61, High power (Resound Linx Quattro RIE datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
Μέγιστη έξοδος (είσοδος SPL 90 dB)	Max. 1600 Hz/HFA	129 dB SPL 124 dB SPL	120 dB SPL 117 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak 1600 Hz/HFA	74 dB 65 dB	65 dB 57 dB
Εύρος συχνότητας		100-7600 hZ	100-6750 hZ
Ευαισθησία τηλετηνίου	1 mA/m HFA 1600 Hz	105 dB SPL 110 dB SPL 97 dB SPL	95 dB SPL 100 dB SPL 89 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση	500 Hz 800 Hz 1600 Hz	0,6 % 1,5 % 0.6 %	0.3 % 0.7 % 0.5 %
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Dir Omni	24 dB SPL 9 dB SPL	22 dB SPL 10 dB SPL

Πίνακας 22: Χαρακτηριστικά του συστήματος Resound LiNX Quattro, RIE 61 Ultra power (Resound LiNX Quattro, RIE datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
Μέγιστη έξοδος (είσοδος SPL 90 dB)	Max. 1600 Hz/HFA	136 dB SPL 136 dB SPL	128 dB SPL 124 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak 1600 Hz/HFA	82 dB 79 dB	75 dB 65 dB
Εύρος συχνότητας		130-5270 hZ	130-4920 hZ
Ευαισθησία τηλετηνίου	1 mA/m HFA 1600 Hz	113 dB SPL 115 dB SPL 111 dB SPL	105 dB SPL 108 dB SPL 96 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση	500 Hz 800 Hz 1600 Hz	1,1 % 2,2 % 0.1 %	1,0 % 1,6 % 0.1 %
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Dir Omni	17 dB SPL 10 dB SPL	23 dB SPL 9 dB SPL

Πίνακας 23: Χαρακτηριστικά του συστήματος Resound LiNX Quattro BTE 88 (Resound LiNX Quattro BTE datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
Μέγιστη έξοδος (είσοδος SPL 90 dB)	Max. 1600 Hz/HFA	141 dB SPL 135 dB SPL	134 dB SPL 130 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak 1600 Hz/HFA	74 dB 68 dB	68 dB 62 dB
Εύρος συχνότητας		100-6540 hZ	100-5160 hZ
Ευαισθησία τηλετηνίου	1 mA/m HFA 1600 Hz	104 dB SPL 118 dB SPL 97 dB SPL	97 dB SPL 113 dB SPL 92 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση	500 Hz 800 Hz 1600 Hz 3200 Hz	0,7 % 0.5 % 0.6 % -	2,6 % 0,2 % 0.5 % 0,2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Dir Omni	23 dB SPL 13 dB SPL	23 dB SPL 13 dB SPL

Τα ακουστικά βαρηκοΐας In-The-Canal (ITC) με τρία επιλέξιμα επίπεδα ισχύος δέκτη: Μεσαίο (MP), High (HP) και Ultra (UP).

**Πίνακας 24: Χαρακτηριστικά του συστήματος Resound LiNX Quattro ITC, Medium Power
(Resound LiNX Quattro ITC datasheet)**

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
Μέγιστη έξοδος (είσοδος SPL 90 dB)	Max. 1600 Hz/HFA	128 dB SPL 120 dB SPL	118 dB SPL 114 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak 1600 Hz/HFA	59 dB 50 dB	50 dB 45 dB
Εύρος συχνότητας		100-6540 hZ	100-5160 hZ
Ευαισθησία τηλετηνίου	1 mA/m HFA 1600 Hz	90 dB SPL 103 dB SPL 82 dB SPL	79 dB SPL 98 dB SPL 76 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση	500 Hz 800 Hz 1600 Hz 3200 Hz	0,4 % 0.7 % 0.6 % -	0,3 % 0,4 % 0.5 % 0,3%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Dir Omni	25 dB SPL 13 dB SPL	23 dB SPL 10 dB SPL

**Πίνακας 25: Χαρακτηριστικά του συστήματος Resound LiNX Quattro ITC, High Power
(Resound LiNX Quattro ITC datasheet)**

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
Μέγιστη έξοδος (είσοδος SPL 90 dB)	Max. 1600 Hz/HFA	130 dB SPL 126 dB SPL	120 dB SPL 119 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak 1600 Hz/HFA	69 dB 58 dB	60 dB 53 dB
Εύρος συχνότητας		100-7390 hZ	100-6710 hZ
Ευαισθησία τηλετηνίου	1 mA/m HFA 1600 Hz	100 dB SPL 111 dB SPL 90 dB SPL	91 dB SPL 103 dB SPL 84 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση	500 Hz 800 Hz 1600 Hz 3200 Hz	0,8 % 1,9 % 0.8 % -	0,5 % 0,8 % 0.6 % 0,2%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Dir Omni	26 dB SPL 11 dB SPL	24 dB SPL 11 dB SPL

Πίνακας 26: Χαρακτηριστικά του συστήματος Resound LiNX Quattro ITC, Ultra Power (Resound LiNX Quattro ITC datasheet)

		Προσομοιωτής αυτιού	2CC-Coupler
Μέγιστη έξοδος (είσοδος SPL 90 dB)	Max. 1600 Hz/HFA	137 dB SPL 137 dB SPL	129 dB SPL 124 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak 1600 Hz/HFA	78 dB 70 dB	70 dB 62 dB
Εύρος συχνότητας		100-7390 hZ	100-4810 hZ
Ευαισθησία τηλετηνίου	1 mA/m HFA 1600 Hz	109 dB SPL 119 dB SPL 103 dB SPL	100 dB SPL 109 dB SPL 93 dB SPL
Συνολική αρμονική παραμόρφωση	500 Hz 800 Hz 1600 Hz 3200 Hz	0,4 % 1,0 % 0.2 % -	0,4 % 0,5 % 0.1 % 0,1%
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου	Dir Omni	20 dB SPL 12 dB SPL	23 dB SPL 13 dB SPL

4.9 Inera (Unitron)

Τα ακουστικά βαρηκοΐας Inera της Unitron διαθέτουν περιηγητή ήχου που βοηθά τον χρήστη να αντιλαμβάνεται τον θόρυβο, την μουσική, την ομιλία σε πλήθος, την ομιλία σε μικρές ομάδες, χαμηλόφωνες συνομιλίες και συνομιλίες σε θόρυβο. Μέσω του SpeechPro ο χρήστης μπορεί να εντοπίσει την πηγή του ήχου, να εστιάσει σε

ομιλίες ενώ προσφέρει και δυναμική αντίληψη του χώρου. Η ομιλία ενισχύεται και η κατευθυντικότητα προσαρμόζεται.

Πίνακας 27 Χαρακτηριστικά του συστήματος Insera (Insera Unitron datasheet)

2CC-Coupler		Moderate power	Power	High Power	Super power
Μέγιστη έξοδος (είσοδος SPL 90 dB)	Max. 1600 Hz/HFA	109 dB SPL 103 dB SPL	115 dB SPL 111 dB SPL	119 dB SPL 114 dB SPL	127 dB SPL 120 dB SPL
Πλήρες κέρδος	Peak 1600 Hz/HFA	40 dB 35 dB	50 dB 46 dB	60 dB 54 dB	70 dB 62 dB
Εύρος συχνότητας		100-7000 Hz	100-6700 Hz	100-7000 Hz	100-5200 Hz
Ευαισθησία τηλετηνίου	HFA SPLITS/STS-RSETS	86/0 dB SPL/dB	94/0 dB SPL/dB	96/-1 dB SPL/dB	103/0 dB SPL/dB
Συνολική αρμονική παραμόρφωση	500 Hz 800 Hz 1600 Hz	1,0 % 1,5 % 1,0 %	1,0 % 1,0 % 1,0 %	1,0 % 1,0 % 1,0 %	1,0 % 1,0 % 1,0 %
Ισοδύναμο επίπεδο θορύβου εισόδου στο RTS		19 dB SPL	19 dB SPL	19 dB SPL	19 dB SPL

Συμπεράσματα - Σχόλια

Όπως αναφέρθηκε και στην εισαγωγή τα ακουστικά βαρηκοΐας αποτελούν ένα σύνολο δομικών στοιχείων. Το σύνολο αυτό περιλαμβάνει εξαρτήματα όπως η μπαταρία, οι διάφοροι τύποι μετατροπέων όπως τα ηλεκτρικά μικρόφωνα, τα

μικρόφωνα MEMS, το διπλό μικρόφωνο, το μικρόφωνο συστοιχίας, τους δέκτες και άλλα εξαρτήματα (Poreika et al, 2016).

Τα σύγχρονα ακουστικά βαρηκοΐας περιλαμβάνουν τεχνολογίες που βελτιώνουν σε μεγάλο βαθμό την απόδοσή τους όπως η συμπίεση δυναμικού εύρους πολλαπλών ζωνών, τα κατευθυντικά μικρόφωνα και η μείωση θορύβου (Lunner et al, 2009). Επιπλέον, προσφέρουν υψηλή ποιότητα ήχου και ενίσχυση συγκεκριμένων συχνοτήτων (Kim & Bars, 2006).

Τα ακουστικά Oticon More miniRite έχει διακριτικό σχεδιασμό και τηλεπηνίο με διπλό κουμπί. Η απόδοση του κάθε μοντέλου διαφέρει σε αρκετά σημεία και οι δείκτες έχουν μετρηθεί και σε προσομοιωτή αυτιού και στο συζεύκτη 20-cc προκειμένου οι μετρήσεις να γίνουν με τις ελάχιστες δυνατές εγκαρσίες. Ένας από τους δείκτες είναι η έξοδος του τηλεπηνίου η οποία είναι υψηλότερη στα μοντέλα Oticon More 1,2 και 3 miniRite 105 (90 – 116 dB σε προσομοιωτή αυτιού και 104 dB σε 2-cc). Επιπλέον, έχει τη υψηλότερη μέγιστη έξοδο με είσοδο SPL 90 dB (127 – 123 dB SPL), το μεγαλύτερο πλήρες κέρδος (58 – 64 dB) και το μικρότερο ισοδύναμο επίπεδο θορύβου (16 -28 dB SPL). Το μεγαλύτερο εύρος συχνότητας στη σειρά έχει το μοντέλο Oticon More 1 miniRite 60 με εύρος συχνότητας 100 – 9400 Hz. Όπως επίσης και τη μικρότερη συνολική αρμονική παραμόρφωση σε συχνότητα 1600 Hz (<2%).

Το Oticon OpnS miniRite έχει διακριτικό σχεδιασμό με μπαταρία μικρού μεγέθους και ένα κουμπί. Από τα μοντέλα που παρουσιάστηκαν τα Oticon OpnS 1,2 και 3 miniRite 105 έχουν τη μεγαλύτερη έξοδο ήχου σε 90 SPL (122 – 127 dB SPL) και το μεγαλύτερο πλήρες κέρδος 57 - 64 Db. Συγκρίνοντας τα μοντέλα Oticon Siva S1 και S2 με τα μοντέλα Oticon Xceed BTE up βλέπουμε ότι το Oticon Xceed BTE UP έχει μεγαλύτερη έξοδο ήχου 138 έως 146 dB SPL σε προσομοιωτή αυτιού όπως επίσης και μεγαλύτερο πλήρες κέρδος (77 έως 87 dB) γεγονός που το καθιστά αποδοτικότερο. Το Oticon Siva έχει μεγαλύτερο εύρος συχνότητας 100 – 7500 Hz και μικρότερη συνολική αρμονική παραμόρφωση όπως επίσης και μεγαλύτερο ισοδύναμο επίπεδο θορύβου.

Το LinX Quattro Receiver in the Ear της Resound προσφέρει την καλύτερη εμπειρία στο δέκτη με ισχύ Ultra Power με μέγιστη έξοδο 136 dB SPL και πλήρες κέρδος 79 έως 82 dB. Ωστόσο, το Behind the Ear έχει καλύτερη έξοδο ήχου (135 έως 141 dB

SPL) και μεγαλύτερο πλήρες κέρδος 68 έως 74 dB και από το RIE και από το In the Canal (ITC)

Τέλος, όσον αφορά μοντέλα της Unitron που παρουσιάστηκαν το μοντέλο Stride B-RP έχει μεγαλύτερη απόδοση 125 έως 138 dB SPL και πλήρες κέρδος 68 dB σε είσοδο 80 SPL.

Βιβλιογραφία

- Adamson, R., Bance, M., & Brown, J. (2010). A piezoelectric bone-conduction bending hearing actuator. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 128, 2003–2008
- American National Standards Institute (ANSI). (1973). American National Standard for methods for coupler calibration of earphones, ANSI S3.7–1973, New York, NY.
- American National Standards Institute (ANSI). (1979). American National Standard for an occluded ear simulator, ANSI S3.25–1979, New York, NY.
- Arriaga, M. A. (2013). *Hearing Aids*, Harvey Dillon; Thieme, New York, 2012
- Berger, K. W. (1976). Early bone conduction hearing aid devices. *Archives of Otolaryngology*, 102, 315–318.
- Burkhard, M. D., & Sachs, R. M. (1977). Sound pressure in insert earphone couplers and real ears. *Journal of Speech and Hearing Research*, 20, 799–807.
- Chang, L. (2006). *Foundations of MEMS*, Upper Saddle River, NJ. *Pearson Educational International*
- Füllgrabe, C., Moore, B. C. J., & Stone, M. A. (2015). Age-group differences in speech identification despite matched audiometrically normal hearing: Contributions from auditory temporal processing and cognition. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6, Article 347, 1–25.
- Goode, R. L., Killion, M. C., Nakamura, K., & Nishihara, S. (1994). New knowledge about the function of the human middle ear: Development of an improved analog model. *The American Journal of Otology*, 15, 145–154.
- Håkansson, B., & Carlsson, P. (1989). Skull simulator for direct bone conduction hearing devices. *Scandinavian Audiology*, 18, 91–98.

- Håkansson, B. (2003). The balanced electromagnetic separation transducer: A new bone conduction transducer. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 113, 818–825.
- Harada, M. (1989). Single port coupler for resonance splitting in a hearing aid. U.S. *Patent No. D300,660*.
- Insera Unitron Datasheet, [Insera Unitron Datasheet](#), last access 10/22
- Kim, H. H., & Barrs, D. M. (2006). Hearing aids: a review of what's new. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*, 134(6), 1043-1050.
- Killion, M. C., Wilber, L. A., & Gudmundsen, G. I. (1988). Zwislocki was right.... *Hearing Instruments*, 39, 14–18.
- Kochkin, S. (2010). MarkeTrak VIII: Consumer satisfaction with hearing aids is slowly increasing. *Hearing Journal*, 63, 19–20,
- Lunner, T., Rudner, M., & Rönnerberg, J. (2009). Cognition and hearing aids. *Scandinavian journal of psychology*, 50(5), 395-403.
- Moxi B-R Unitron Datsheet, [Moxi B-R Unitron Datsheet](#), last access 10/22
- Oticon More MiniRite Datasheet, [Oticon More MiniRite Datasheet](#), last access 10/22
- Oticon OPNS Datasheet, [Oticon OPNS Datasheet](#), last access 10/22
- Oticon Siya Datasheet, [Oticon Siya Datasheet](#), last access 10/22
- Oticon Xceed Datasheet, [Oticon Xceed Datasheet](#), last access 10/22
- Popelka, G. R., Moore, B. C., Fay, R. R., & Popper, A. N. (Eds.). (2016). *Hearing aids* (Vol. 56). New York: Springer.
- Popelka, G., Telukuntla, G., & Puria, S. (2010). Middle-ear function at high frequencies quantified with advanced bone-conduction measures. *Hearing Research*, 263, 85–92.
- Powers, T., & Hamacher, V. (2004). Proving adaptive directional technology works: A review of studies. *Hearing Review*, 11, 46–49, 69.

Resound.com, [Resound.com](https://www.resound.com), last access 10/22

Resound LiNX Quattro Datasheet, [Resound LiNX Quattro Datasheet](#), last access 10/22

Resound LiNX Quattro BTE Datasheet, [Resound LiNX Quattro BTE Datasheet](#), last access 10/22

Resound LiNX Quattro ITC Datasheet, [Resound LiNX Quattro ITC Datasheet](#), last access 10/22

Rivolta, M. N. (2013). New strategies for the restoration of hearing loss: Challenges and opportunities. *British Medical Bulletin*, *105*, 69–84.

Romanov, F. F. (1942). Methods for measuring the performance of hearing aids. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *13*, 294–304.

Shargorodsky, J., Curhan, S. G., Curhan, G. C., & Eavey, R. (2010a). Change in prevalence of hearing loss in US adolescents. *JAMA*, *304*(7), 772–778.

Signia Motion X, [Signia Motion X](#), last access 10/22

Signia Pure Charge & Go Datasheet, [Signia Pure Charge & Go Datasheet](#), last access 10/22

Signia Styletto AX Datasheet, [Signia Styletto AX Datasheet](#), last access 10/22

Soede, W., Bilsen, F. A., & Berkhout, A. J. (1993). Assessment of a directional microphone array for hearing-impaired listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *94*, 799–808.

Spencer, L. J., Tye-Murray, N., & Tomblin, J. B. (1998). The production of English inflectional morphology, speech production and listening performance in children with cochlear implants. *Ear and hearing*, *19*(4), 310.

Stride B-RP Unitron Datasheet, [Stride B-RP Unitron Datasheet](#), last access 10/22

Unitron.com, [Unitron.com](https://www.unitron.com), last access 10/22

Warren, D. (2011). An environmentally stable MEMS microphone for matched pairs in directional hearing aids. American Auditory Society Technology Update Session, AAS Final Program, p. 2,

Zwislocki, J. J. (1970). An acoustic coupler for earphone calibration. Report LSC-A-7. Laboratory of Sensory Communication, Syracuse University, Syracuse, NY.