



**ΕΘΝΙΚΟ & ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ**

Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών  
Ηλεκτρονικού Αυτοματισμού

**Μαριάννας Νεολόγου (Α.Μ. 345)**

**Δήμητρας Ρετσίνα (Α.Μ. 97529)**

**Επεξεργασία Σήματος για Ακουστικά Βοηθήματα**

Εργασία στο μάθημα: Επικοινωνία με Ομιλία  
Διδάσκων: Γεώργιος Κουρουπέτρογλου

Αθήνα 1999

# Περιεχόμενα

Περίληψη .....	5
Κεφάλαιο 1: Επεξεργασία σήματος για βοηθήματα ακοής .....	7
1.1 Εισαγωγή .....	7
1.2 Ακοή και μείωση ακοής .....	9
1.2.1 Έξω και μέσα ους .....	10
1.3 Εσωτερικό ους .....	11
1.3.1 Οπισθοκοχλιακές και κεντρικές απώλειες .....	22
1.3.2 Περίληψη .....	22
1.4 Γραμμική ενίσχυση .....	23
1.4.1 Περιγραφή του συστήματος .....	23
1.4.2 Δυναμική κλίμακα .....	26
1.4.3 Παραμόρφωση .....	27
1.4.4 Εύρος συχνοτήτων .....	28
1.5 Ακύρωση με ανατροφοδότηση .....	29
1.6 Ενίσχυση της συμπίεσης .....	32
1.6.1 Μονοκάναλη συμπίεση .....	33
1.6.2 Συμπίεση δύο καναλιών .....	39
1.6.3 Πολυκάναλη συμπίεση .....	40
1.7 Καταστολή θορύβου με μονό μικρόφωνο .....	42
1.7.1 Προσαρμοστικά αναλογικά φίλτρα .....	43
1.7.2 Αφαίρεση φάσματος .....	44
1.7.3 Βελτίωση ποιότητας φάσματος .....	46
1.8 Αποκοπή θορύβου με πολλαπλά μικρόφωνα .....	48
1.8.1 Κατευθυντικά μικρόφωνα .....	48
1.8.2 Προσαρμοστική ακύρωση θορύβου με δύο μικρόφωνα .....	52
1.8.3 Διάταξη βαρών ανεξάρτητων χρόνου .....	53
1.8.4 Προσαρμοστική διάταξη με δύο μικρόφωνα .....	54
1.8.5 Προσαρμοστική διάταξη πολλών μικροφώνων .....	56

1.8.6 Σύγκριση επίδοσης σε πραγματικό δωμάτιο .....	60
1.8.7 Επισκόπηση κατευθυντικών μικροφώνων.....	62
1.9 Εμφυτεύματα κοχλία .....	66
1.10 Συμπεράσματα .....	68
<b>Κεφάλαιο 2: Ψηφιακά Βοηθήματα Ακοής.....</b>	<b>70</b>
2.1 Τράπεζα φίλτρων.....	72
2.2 Διαδικασία ψηφιακής επεξεργασίας ήχου από ένα βοήθημα ακοής.....	73
2.3 Αυτόματα/Προσαρμοστικά κυκλώματα DSP.....	77
2.4 Ψηφιακά Προγραμματιζόμενα βοηθήματα ακοής.....	78
2.4.1 Συμπεράσματα.....	80
2.5 Έξυπνα βοηθήματα ακοής-Δύο Παραδείγματα.....	82
2.5.1 Παράδειγμα 1-GN Danavox από την DANALOGIC.....	82
2.5.1.1 Αυξανόμενη ισχύς επεξεργασίας.....	85
2.5.1.2 Πως προγραμματίζεται.....	87
2.5.1.3 Πλεονεκτήματα συστημάτων βασισμένων σε Λογισμικό .....	88
2.5.1.4 Κλινικές δοκιμές της Danalogic .....	88
2.5.2 Παράδειγμα 2-DIGIFOCUS από την Oticon.....	91
<b>Κεφάλαιο 3: Εξελίξεις στο τομέα των κοχλιακών Εμφυτευμάτων.....</b>	<b>95</b>
3.1 Χαρακτηριστικά του επεξεργαστή ενός κοχλιακού Εμφυτεύματος.....	96
3.2 Αξιολόγηση ασθενούς.....	96
3.3 Χειρουργική διαδικασία.....	97
3.4 Παρακολούθηση της πορείας του κοχλιακού εμφυτεύματος....	97
3.5 Πλεονεκτήματα των κοχλιακών εμφυτευμάτων.....	98
3.6 Κίνδυνοι των κοχλιακών εμφυτευμάτων.....	98
3.7 Η εταιρεία Cochlear και τα προϊόντα της.....	99
3.7.1 NUCLEUS 22- Σύστημα κοχλιακού εμφυτεύματος.....	100
3.7.1.1 Επεξεργαστής ομιλίας Spectra.....	100
3.7.1.2 Εμφύτευμα CI22.....	101
3.7.1.3 Η ασφαλής επιλογή.....	101
3.7.1.4 Περισσότερα ηλεκτρόδια.....	102
3.7.1.5 Τα περισσότερα κανάλια αυξάνουν ακόμα	

περισσότερο τις πιθανότητες.....	103
3.7.1.6 Πως ο Nucleus αναθέτει πληροφορίες σε κάθε κανάλι	103
3.7.1.7 Η χρήση περισσότερων καναλιών.....	104
3.7.1.8 Μέθοδος κωδικοποίησης SPEAK.....	104
3.7.1.8 <sup>α</sup> Η SPEAK είναι αξεπέραστη.....	105
3.7.1.8 <sup>β</sup> Η SPEAK σε σύγκριση με τη CIS.....	106
3.7.1.8 <sup>γ</sup> Πόσο δύσκολο είναι για τους χρήστες εμφυτευμάτων η ακοή σε ενθόρυβο περιβάλλον....	109
3.7.1.8 <sup>δ</sup> Πόσο καλά αποδίδει η Nucleus στο θόρυβο.....	109
3.7.1.8 <sup>ε</sup> Η SPEAK δεν είναι συμβατή με άλλα εμφυτεύματα	110
3.7.1.9 AUDALLION.....	110
3.7.1.9 <sup>α</sup> « Κοίτα για να ακούσεις.....	110
3.7.1.9 <sup>β</sup> Αποτελέσματα κλινικών δοκιμών.....	112
3.7.1.9 <sup>γ</sup> Υποψήφιοι χρήστες.....	112
3.7.1.10 ESPrit 22.....	113
3.7.1.11 Μελέτη σε προγλωσσικά παιδιά για το Nucleus 22...	113
3.7.2 NUCLEUS 24.....	114
3.7.2.1 Το αξιόπιστο παγκόσμια εμφύτευμα.....	114
3.7.2.2 Ο ESPrit: ένας επεξεργαστής ομιλίας στο επίπεδο του αυτιού.....	115
3.7.2.2 <sup>α</sup> Ανάπτυξη των χαρακτηριστικών στοιχείων.....	116
3.7.2.3 Ο επεξεργαστής ομιλίας Sprint.....	116
3.7.3 Το Nucleus πολυκαναλικό εγκεφαλικό ακουστικό Εμφύτευμα (ABI).....	117
3.7.3.1 NF2: Νευροϊνωμάτωση, τύπος 2.....	118
3.7.3.2 Διαφορές μεταξύ του ABI και του κοχλιακού Εμφυτεύματος Nucleus.....	118
3.7.3.3 Γιατί δεν μπορεί ένα άτομο με NF2 να χρησιμοποιήσει κοχλιακό εμφύτευμα.....	119
3.7.3.4 Τα κριτήρια για την εμφύτευση του ABI.....	119
3.7.3.5 Τα οφέλη από το ABI.....	120
3.7.3.6 Πως λειτουργεί το πολυκάναλο ABI .....	120
3.7.3.7 Ανάπτυξη και δοκιμές του πολυκάναλου ABI.....	121
3.7.3.8 Το ιατρικό προσωπικό που αποτελεί την ομάδα Του πολυκαναλικού ABI.....	121
3.7.4 Εκπαιδευτικά Προγράμματα για τη χρήση ακουστικών βοηθημάτων.....	122
3.7.4.1 Εκπαιδευτικό λογισμικό.....	122
3.7.4.2 Μαθήματα για την αντίληψη του λόγου.....	122

Λεξικό.....	124
Συντομεύσεις.....	129
Βιβλιογραφία.....	131

# Περίληψη

Η παρούσα εργασία πραγματεύεται τις τεχνικές επεξεργασίας σήματος για βοηθήματα ακοής. Ο Πρωταρχικός στόχος ενός βοηθήματος ακοής είναι η βελτίωση της κατανόησης της ομιλίας, καθώς επίσης και η αντίληψη της μουσικής ή άλλων ήχων του περιβάλλοντος. Το βασικό σύστημα επεξεργασίας του σήματος αποτελείται από ένα γραμμικό φίλτρο, ακολουθούμενο από ένα κύκλωμα ενίσχυσης. Η διάταξη αυτή αποτελεί το βασικό δομικό στοιχείο των πιο εξελιγμένων ακουστικών βοηθημάτων, όπου περιλαμβάνονται μονάδες επεξεργασίας που προσπαθούν να αντισταθμίσουν το είδος της ακουστικής δυσλειτουργίας του χρήστη και να βελτιώσουν περαιτέρω την κατανόηση του λόγου σε ενθόρυβο περιβάλλον.

Το κεφάλαιο 1, ξεκινά με μία ανασκόπηση της ακουστικής φυσιολογίας και της φύσης της μείωσης ακοής. Τα γραμμικά συστήματα ενίσχυσης εξετάζονται μαζί με τα βοηθήματα ακοής και τους περιορισμούς της συμβατικής τεχνολογίας. Στη συνέχεια, παρουσιάζεται ο αλγόριθμος ακύρωσης ανατροφοδότησης, ο οποίος μπορεί να βελτιώσει την σταθερότητα του συστήματος ακουστικής βοήθειας. Η συμπίεση δυναμικού εύρους είναι ένας σημαντικός τρόπος προσέγγισης της επεξεργασίας σήματος, αφού το άτομο με πρόβλημα ακοής έχει μειωμένο δυναμικό εύρος σε σχέση με ένα άτομο με φυσιολογική ακοή. Ένα εξίσου σημαντικό σημείο έρευνας που παρουσιάζεται, είναι η καταστολή των θορύβων και περιγράφονται αρκετοί τρόποι αντιμετώπισης με μονό μικρόφωνο, συμπεριλαμβανομένων και της μεθόδου προσαρμοστικών φίλτρων, αφαίρεσης φάσματος και βελτίωσης της ποιότητας του. Εξετάζονται επίσης, τεχνικές καταστολής θορύβου μέσω πολλαπλών μικροφώνων, όπως είναι η προσαρμοστική ακύρωση του θορύβου ή η χρήση κατευθυντικών μικροφώνων. Ο θόρυβος μπορεί να αποκοπεί αποτελεσματικά και με διατάξεις πολλών μικροφώνων. Το κεφάλαιο καταλήγει με μία σύντομη περίληψη της έρευνας που έχει γίνει σε κοχλιακά εμφυτεύματα. Σχετικά με το θέμα αυτό γίνεται εκτενής αναφορά στο τελευταίο κεφάλαιο της εργασίας.

Το δεύτερο κεφάλαιο, περιγράφει αναλυτικά τη διαδικασία ψηφιακής επεξεργασίας του ήχου, αλλά και τα τεχνικά χαρακτηριστικά διαφόρων κυκλωμάτων ψηφιακής επεξεργασίας που

έχουν υιοθετηθεί σε βοηθήματα ακοής που κυκλοφορούν στην αγορά. Στη συνέχεια παρατίθενται τα χαρακτηριστικά που συναντώνται σε προγραμματιζόμενα ακουστικά βοηθήματα που κυκλοφορούν από διάφορες εταιρίες, ενώ στο τέλος του κεφαλαίου αναλύονται δύο από ψηφιακά προγραμματιζόμενα βοηθήματα ακοής που συγκεντρώνουν την πλειοψηφία των χαρακτηριστικών που έχουν αναλυθεί στο προηγούμενο κεφάλαιο.

Στο 3ο κεφάλαιο γίνεται μία προσπάθεια περιγραφής των εξελίξεων στο τομέα των ακουστικών εμφυτευμάτων, μετεξέλιξη του ακουστικού βοηθήματος που όλοι γνωρίζουμε. Εξετάζονται διεξοδικά τα κοχλιακά εμφυτεύματα, οι επεξεργαστές τους οποίους αυτά χρησιμοποιούν, οι διάφορες μέθοδοι κωδικοποίησης της ομιλίας και οι αλγόριθμοι με τους οποίους ελαχιστοποιούν το θόρυβο. Τέλος, παρατίθεται η ερευνητική προσπάθεια για εγκεφαλικά εμφυτεύματα και οι περιπτώσεις στις οποίες εφαρμόζεται.

# Κεφάλαιο 1

## ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΣΗΜΑΤΟΣ ΓΙΑ ΒΟΗΘΗΜΑΤΑ ΑΚΟΗΣ

### 1.1 Εισαγωγή

Η μείωση της ακοής μετριέται συνήθως σαν την μετατόπιση του ακουστικού κατωφλίου σε σχέση με αυτό ενός φυσιολογικού αυτιού για την ανίχνευση ενός καθαρού τόνου. Η μείωση ποικίλει σε σοβαρότητα, και η κατάταξη της ακουστικής βλάβης παρουσιάζεται στον πίνακα 1.1 [ Goodman, 1965 ].

Περίπου 7.5 % του πληθυσμού πάσχει σε κάποιο βαθμό από μείωση της ακοής, και περίπου 1.0 % έχει μετρίως σοβαρή μείωση [Plomp 1978]. Υπάρχουν περίπου 28 εκ. άτομα στις ΗΠΑ που έχουν κάποιο βαθμό ακουστική βλάβη. [Εθνικό Ινστιτούτο Υγείας, 1989]. Η πλειοψηφία του πληθυσμού με ακουστική βλάβη πάσχει από ελαφρά ή μέτρια μείωση της ακοής, και θα ωφεληθεί σημαντικά από τις βελτιωμένες μεθόδους της ακουστικής ενίσχυσης. Τα βοηθήματα ακοής εντούτοις, δεν χρησιμοποιούνται τόσο ευρέως όσο θα μπορούσαν. Ακόμα και ανάμεσα στους χρήστες των ακουστικών βοηθημάτων υπάρχει διάχυτη δυσαρέσκεια με την ποιότητα των εφαρμογών ακουστικής βοήθειας [ Kochkin, 1992 ].

Ένα από τα πιο κοινά παράπονα είναι ότι η ομιλία είναι ιδιαίτερα δυσνόητη σε θορυβώδες περιβάλλον. Parsons et al [Parsons et al., 1976] απέδειξαν ότι σε θορυβώδες περιβάλλον το οποίο συναντάται σε καθημερινές καταστάσεις, οι περισσότεροι ομιλητές συγχρονίζουν τη φωνή τους ώστε να διατηρείται μια αναλογία ομιλίας προς θόρυβο στα 7 έως 11dB. Ενώ άτομα με φυσιολογική ακοή συνήθως έχουν μικρή δυσκολία στην κατανόηση του λόγου κάτω από αυτές τις συνθήκες, οι χρήστες ακουστικών βοηθημάτων ή άλλων αισθητηρίων βοηθημάτων όπως τα κοχλιακά εμφυτεύματα έχουν συχνά μεγάλη δυσκολία. Γενικά, η αναλογία σήματος προς θόρυβο (SNR) η οποία χρειάζεται από ένα άτομο με ακουστική βλάβη ώστε να υπάρχει κατανόηση του λόγου σε θορυβώδες περιβάλλον συγκρινόμενο με αυτό του λόγου σε ήσυχο περιβάλλον είναι σημαντικά μεγαλύτερη από την αντίστοιχη SNR που απαιτείται από ένα άτομο με φυσιολογική ακοή. [Plomp, 1978].



Ενώ τα περισσότερα εμπορικά βοηθήματα ακοής βασίζονται ακόμη στις στρατηγικές αναλογικής επεξεργασίας σήματος, αρκετό κομμάτι της έρευνας αφορά την ψηφιακή επεξεργασία σήματος. Η έρευνα υποκινείται από την επιθυμία για βελτιωμένους αλγορίθμους, ιδιαίτερα για την αντιμετώπιση του προβλήματος της κατανόησης ομιλίας σε θόρυβο.

**Πίνακας 1.1** Κατώφλια ακοής, περιγραφικοί όροι και πιθανή μειονεξία (Goodman 1965)

<b>Περιγραφή</b>	<b>Μείωση ακοής (dB)</b>	<b>Πιθανή μειονεξία</b>
Φυσιολογικά όρια	-10 έως 26	
Ελαφρά μείωση	27-40	Δυσκολεύεται να ακούσει αμυδρό ή μακρινό λόγο.
Μέτρια μείωση	40-55	Καταλαβαίνει συνομιλία σε απόσταση 3-5 πόδια
Μέτρια σοβαρή μείωση	55-70	Η συζήτηση πρέπει να είναι δυνατή για να είναι κατανοητή και υπάρχει μεγάλη δυσκολία στην ομαδική και τη συζήτηση μέσα σε τάξη.
Σοβαρή μείωση	70-90	Μπορεί να ακούσει δυνατή φωνή σε απόσταση περίπου 1 πόδι από το αυτί, αναγνωρίζει περιβαλλοντικούς θορύβους, ξεχωρίζει φωνήεντα άλλα όχι σύμφωνα.
Βαριά μείωση	> 90	Μπορεί να ακούσει δυνατούς ήχους, δεν βασίζεται στην ακοή σαν πρωταρχικό μέσο επικοινωνίας

Εντούτοις, οι αισθητικοί παράγοντες περιορίζουν το τι μπορεί πραγματικά να εφαρμοσθεί σε ένα πρακτικό ακουστικό βοήθημα. Οι περισσότεροι χρήστες θέλουν μια συσκευή που να είναι αόρατη στους γύρω τους και ως εκ τούτου να μη διαφημίζει το πρόβλημά τους. Κατά συνέπεια, ασκείται μεγαλύτερη πίεση στους κατασκευαστές ώστε να τοποθετούν απλούς επεξεργαστές στο μικρότερο δυνατό περίβλημα, παρά στο να αναπτύξουν εξειδικευμένους αλγόριθμους που απαιτούνται για μεγαλύτερο περίβλημα. Έτσι, οι πρακτικοί επεξεργαστές σήματος, καθώς αντιτίθενται στα ερευνητικά συστήματα, περιορίζονται από το διαθέσιμο στα κυκλώματα χώρο και τη διαθέσιμη ενέργεια μιας μικρής μπαταρίας. Για να γίνουν δεκτά σε μια τέτοια αγορά τα συστήματα ψηφιακών επεξεργαστών θα πρέπει να επιδείξουν αρκετά λειτουργικά πλεονεκτήματα σε σχέση με τα αναλογικά ώστε να δικαιολογήσουν το μεγάλο τους μέγεθος, τη μικρότερη ζωή της μπαταρίας τους και το υψηλότερο κόστος.

Σ' αυτό το κεφάλαιο δίνεται έμφαση στους ψηφιακούς επεξεργαστές αλγορίθμων για μέτρια μείωση της ακοής που έχει προκληθεί από βλάβη στην περιφερική ακοή. Περιγράφεται επίσης ο αναλογικός επεξεργαστής σαν βάση για σύγκριση. Το κεφάλαιο ξεκινά με συζήτηση για το χάσιμο της περιφερειακής ακοής, μιας και η συμπεριφορά του ακουστικού συστήματος δίνει κίνητρο στην ανάπτυξη αλγορίθμων για βοηθήματα ακοής. Κατόπιν περιγράφονται τα γραμμικά βοηθήματα ακοής ακολουθούμενα από τη παρουσίαση ανατροφοδότησης ώστε να βελτιωθεί η απόδοση του γραμμικού συστήματος. Στη συνέχεια παρουσιάζονται συστήματα μονοκάναλης και πολυκάναλης συμπίεσης. Το επόμενο θέμα είναι η βελτίωση της κατανόησης της ομιλίας σε θόρυβο, όπου συζητώνται τα μονά και πολλαπλά μικρόφωνα καταστολής θορύβου.

Το κεφάλαιο καταλήγει με μια σύντομη συζήτηση για τα κοχλιακά εμφυτεύματα και μια περίληψη των βοηθημάτων ακοής που παρουσιάζονται.

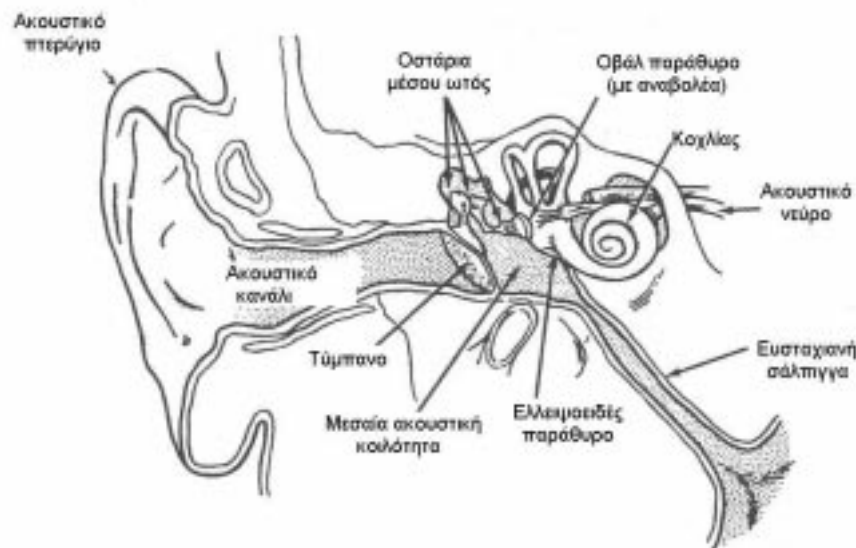
## **1.2 Ακοή και μείωση της ακοής**

Ο σχεδιασμός ενός ακουστικού βοηθήματος θα έπρεπε να ξεκινά με τον προσδιορισμό των αντικειμενικών στόχων ενός επεξεργαστή σήματος. Μια χρήσιμη αντικειμενική σύλληψη για την περιφερειακή μείωση της ακοής είναι η επεξεργασία του εισερχομένου σήματος έτσι ώστε να δίνει ένα τέλειο ταίριασμα μεταξύ των νευρωνικών εξόδων του εξασθενημένου αυτιού

και αυτών ενός φυσιολογικού αυτιού. Η εφαρμογή αυτού του ιδανικού συστήματος θα απαιτούσε πρόσβαση στο πλήρες σύνολο των νευρικών ινών του εξασθενημένου αυτιού και στο αντίστοιχο σύνολο παραγωγής μιας ακριβούς Απομίμησης φυσιολογικού αυτιού. Η Απομίμηση των νευρικών αποδόσεων θα μπορούσε μετά να αντικατασταθεί απευθείας με τη νευρική ανταπόκριση του εξασθενημένου αυτιού. Εντούτοις, στο σχεδιασμό ενός ακουστικού βοηθήματος, μόνο έμμεσα μπορεί να επηρεάσει κανείς τη νευρική απόδοση τροποποιώντας την ακουστική είσοδο στο αυτί. Έτσι, η λειτουργία του ακουστικού βοηθήματος είναι ένας συμβιβασμός όπου η ακουστική είσοδος επηρεάζεται ώστε να επιτυγχάνεται καλύτερη λειτουργία στις υποτιθέμενες νευρικές εισόδους του εξασθενημένου αυτιού.

### 1.2.1 Έξω και μέσο αυτί

Η φύση της επεξεργασίας σήματος, και η ενδεχόμενη αποτελεσματικότητα της, εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά του ακουστικού συστήματος. Το αυτί μετατρέπει το εισερχόμενο ακουστικό σήμα σε μηχανική κίνηση, και αυτή η κίνηση τελικά ενεργοποιεί νευρικούς παλμούς που μεταφέρουν την ακουστική πληροφορία στον εγκέφαλο. Τα ουσιώδη εξαρτήματα του αυτιού φαίνονται στην Εικόνα 1.1.



**Εικόνα 1.1:** Κύρια χαρακτηριστικά του ανθρώπινου ακουστικού συστήματος

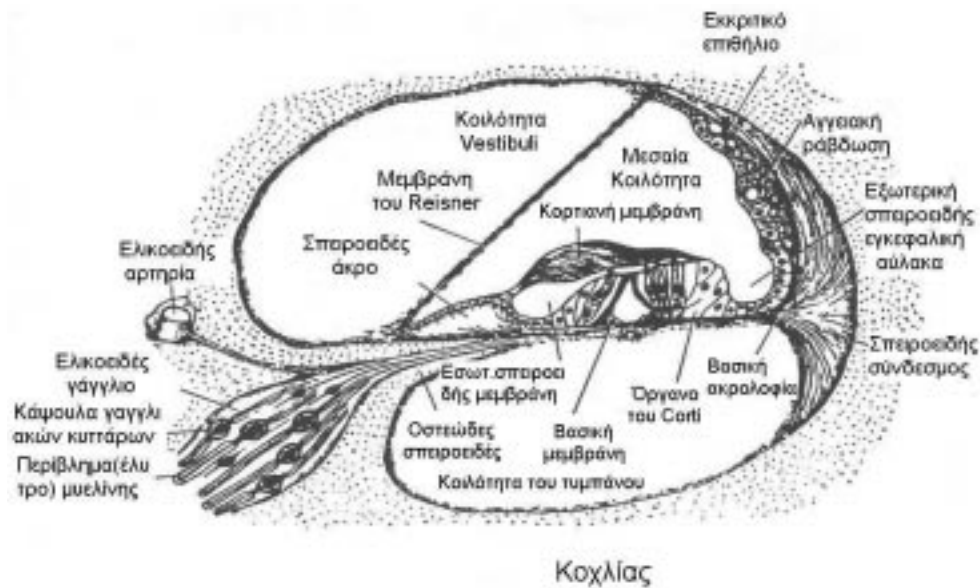
Το αυτί χωρίζεται σε τρία τμήματα, το έξω, μέσω και εσωτερικό αυτί. Το εξωτερικό αυτί αποτελείται από το ακουστικό περύγιο και το ακουστικό κανάλι. Ο ήχος εισέρχεται στο περύγιο και ταξιδεύει μέσω του ακουστικού καναλιού στο ακουστικό τύμπανο (τυμπανική μεμβράνη). Το εξωτερικό αυτί σχηματίζει ένα ακουστικό σύστημα το οποίο παρέχει ενίσχυση περίπου 0-dB στο τύμπανο κάτω του 1 kHz, αυξανόμενο στα 15-20 dB ενίσχυσης όσο πλησιάζει τα 2.5 kHz, και έπειτα πέφτοντας σε μια σύνθετη μορφή συνηχητικών σε υψηλότερες συχνότητες [Shaw, 1974].

Η ενέργεια του ήχου προσκρούοντας πάνω στο τύμπανο οδηγείται μηχανικά από τα τρία οστά του μέσου ωτός στο οβάλ παράθυρο του κοχλίου. Η μηχανική μεταγωγή στο ανθρώπινο μέσο ους μπορεί χονδρικά να προσεγγισθεί με ένα μετασχηματιστή πίεσης σε συνδυασμό με ένα δεύτερης τάξης, υψηλής διαπερατότητας φίλτρο έχοντας ένα Q σε 0.7 και συχνότητα αποκοπής 350 Hz. [Lynch et al., 1982] [Kates, 1991b].

Προβλήματα στο έξω ή μέσω ους μπορεί να οδηγήσουν σε μείωση της ακοής ακόμη και όταν το έσω ους (κοχλίας) λειτουργεί κανονικά. Αυτού του είδους η μείωση της ακοής ονομάζεται αγωγή αφού και το ηχητικό σήμα που μεταβιβάζεται στο έσω ους εξασθενεί. Μια κοινή ασθένεια, ιδιαίτερα στα παιδιά, είναι η μέση ωτίτις, στην οποία το έσω ους γεμίζει με υγρό, πύον, ή συμφύσεις σχετικές με τη μόλυνση. Μια άλλη ασθένεια είναι η ωτοσκλήρυνση, κατά την οποία τα οστά παύουν να κινούνται ελεύθερα. Το χάσιμο της αγωγιμότητας συνήθως δεν θεραπεύεται με βοηθήματα ακοής μιας και συνήθως διορθώνεται φαρμακευτικά ή χειρουργικά.

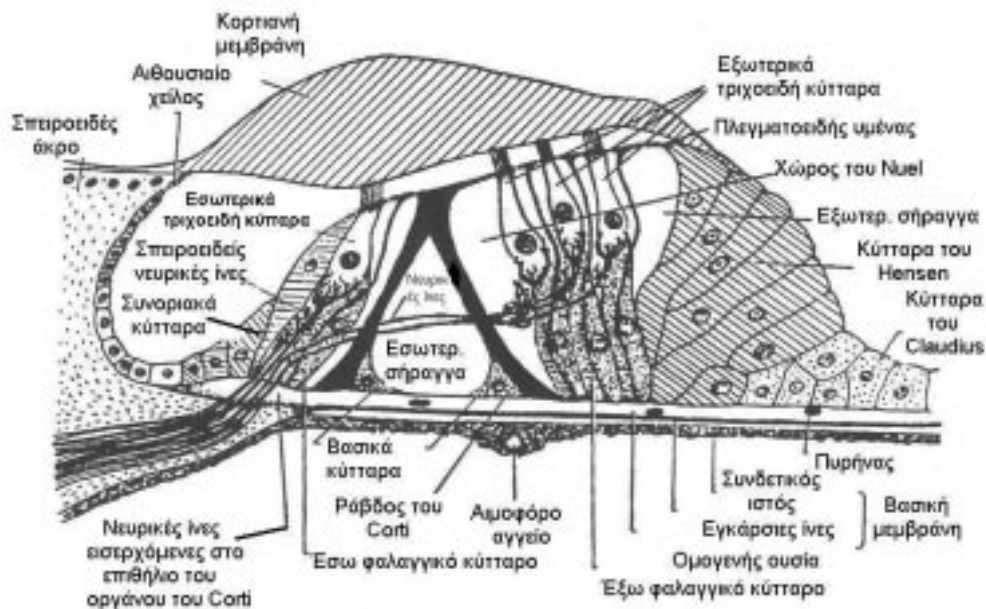
### 1.3 Εσωτερικό αυτί

Στην εικόνα 1.2 φαίνεται μια εγκάρσια τομή του κοχλίου. Δύο τμήματα γεμάτα με υγρό, η κοιλότητα Vestibuli και η κοιλότητα του τυμπάνου χωρίζονται από τον κοχλιακό χώρο. Ο κοχλιακός χώρος συνορεύει με τη μεμβράνη του Reisner από πάνω και με τη βασική μεμβράνη από κάτω, η οποία με τη σειρά της σχηματίζει μέρος



**Εικόνα 1.2** Χαρακτηριστικά του κοχλίας: Εγκάρσια τομή του κοχλίας. (Ανατύπωση κατόπιν αδείας από [Rasmussen, 1943], © 1943, McGraw-Hill )

Μια πιο λεπτομερής εικόνα του οργάνου του Corti παρουσιάζεται στην εικόνα 1.3 από το όργανο του Corti.

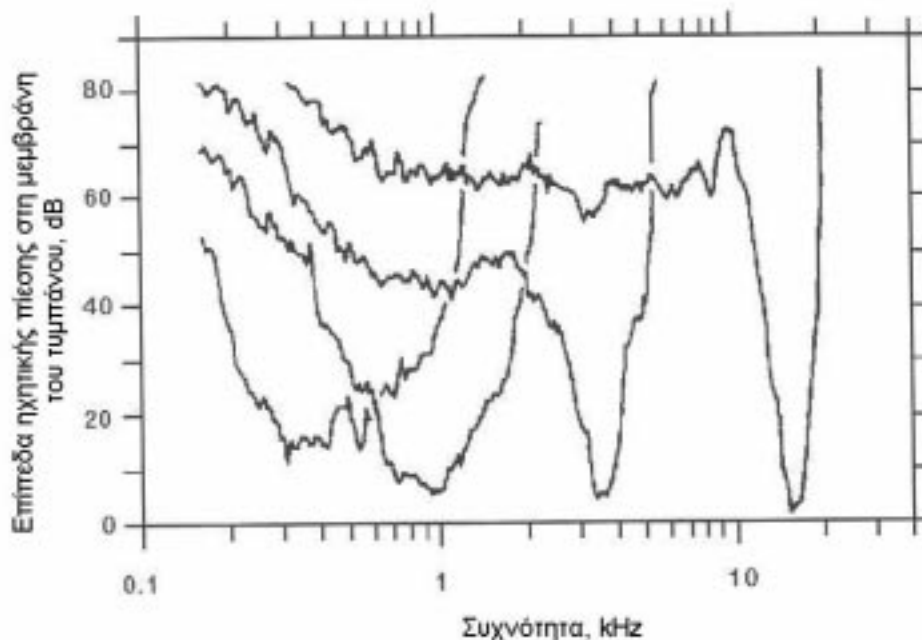


**Το όργανο του Corti**

**Εικόνα 1.3** Χαρακτηριστικά του κοχλίας: Το όργανο του Corti. (Ανατύπωση κατόπιν αδείας από [Rasmussen, 1943], © 1943, McGraw-Hill )

Η Κορτιανή μεμβράνη βρίσκεται στην επάνω πλευρά του οργάνου του Corti, και η βασική μεμβράνη σχηματίζει τη βάση. Δύο είδη τριχοειδών κυττάρων βρίσκονται κατά μήκος της βασικής μεμβράνης. Υπάρχουν τρεις σειρές εξωτερικών τριχοειδών κυττάρων και μια σειρά από εσωτερικά τριχοειδή κύτταρα. Τα εξωτερικά τριχοειδή κύτταρα σχηματίζουν μέρος του μηχανικού συστήματος του χωρίσματος του κοχλίου, ενώ τα εσωτερικά τριχοειδή κύτταρα παρέχουν μεταγωγή από τη μηχανική κίνηση στη διέγερση των νεύρων. Υπάρχουν περίπου 30,000 νευρικές ίνες στο ανθρώπινο αυτί. Η μεγάλη πλειοψηφία είναι ίνες προσαγωγοί οι οποίες μεταφέρουν τους νευρικούς παλμούς των εσωτερικών τριχοειδών κυττάρων στον εγκέφαλο, 20 περίπου ίνες είναι συνδεδεμένες σε καθένα από τα 1.500 τριχοειδή εσωτερικά κύτταρα. Περίπου 1.800 φυγόκεντρες ίνες μεταφέρουν νευρικούς παλμούς από τον εγκέφαλο στα εξωτερικά τριχοειδή κύτταρα. [Pickles, 1988]. Το όργανο του Corti σχηματίζει ένα αντηχητικό σύστημα υψηλής συχνότητας.

Στην εικόνα 1.4 φαίνονται οι καμπύλες των νευρικών συχνοτήτων του κοχλίου της γάτας [Kiang, 1980].



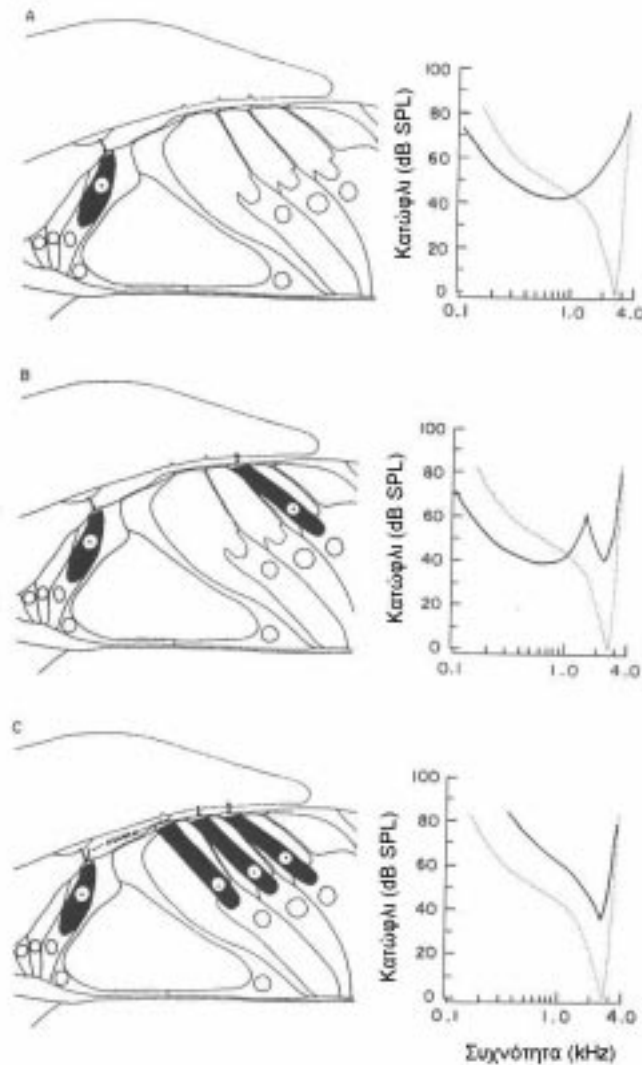
**Εικόνα 1.4** Δείγμα καμπύλης συντονισμού για απλές μονάδες του ακουστικού νεύρου της γάτας [Kiang, 1980]. (Ανατύπωση κατόπιν αδείας από [Kiang, 1980], © 1980 Αμερικανική Εταιρεία Ακουστικής )

Μια καμπύλη συχνότητας παράγεται τοποθετώντας ένα ηλεκτρόδιο σε μία αντηχητική νευρική ίνα, βρίσκοντας τη συχνότητα στην οποία αυτή η ίνα έχει άμεση ανταπόκριση και κατόπιν συγχρονίζοντας το επίπεδο ερεθισμού καθώς η συχνότητα του τεστ ποικίλει ώστε να διατηρηθεί η αναλογία της νευρικής πυροδότησης σε επίπεδο μόλις πάνω από το κατώφλι. Η κορυφή της καμπύλης συχνότητας είναι η περιοχή που είναι πιο ευαίσθητη στη διέγερση, και το χαμηλότερο σημείο (ουρά) της καμπύλης είναι η περιοχή που ξεκινά περίπου μια οκτάβα κάτω από την κορυφή και εκτείνεται σε χαμηλότερη συχνότητα. Η αναλογία της έκτασης του σήματος που απαιτείται για να παραχθεί ανταπόκριση στην περιοχή του χαμηλότερου σημείου με αυτή που απαιτείται στην κορυφή της καμπύλης είναι περίπου 60 dB. Οι κλίσεις του τμήματος υψηλής συχνότητας είναι περίπου 100-300 dB/Οκτάβα. Η αιχμή της καμπύλης, οι απότομες κλίσεις, και η αναλογία κορυφής-βάσης, μειώνονται όλα στις χαμηλότερες χαρακτηριστικές συχνότητες των ινών.

Ένα παράδειγμα για το τι μπορεί να συμβεί στις καμπύλες συχνότητων σε ένα αυτί με πρόβλημα φαίνεται στην εικόνα 1.5 [Liberman & Dodds, 1984]. Οι προεξέχουσες τρίχες των έξω και έσω τριχοειδών κυττάρων καταστράφηκαν μηχανικά κατά τη διάρκεια αυτού του πειράματος, η καμπύλη συχνότητας ενός φυσιολογικού κοχλία φαίνεται με τη διακεκομμένη γραμμή ενώ η καμπύλη του κατεστραμμένου είναι με συνεχή γραμμή. Στην εικόνα 1.5 (A) τα εξωτερικά τριχοειδή κύτταρα έχουν καταστραφεί ολοκληρωτικά, με αποτέλεσμα μια καμπύλη συχνότητας η οποία είναι πολύ πιο εκτεταμένη και έχει κορυφή ανταπόκρισης μετατοπισμένη σε χαμηλότερη συχνότητα. Στην εικόνα 1.5 (B) υπάρχει μερική καταστροφή των εξωτερικών τριχοειδών κυττάρων, με αποτέλεσμα μια καμπύλη σε σχήμα «W» η οποία έχει μια αιχμηρή κορυφή συχνότητας με ευαισθησία ιδιαίτερα μειωμένη. Στην εικόνα 1.5 (C) τα εσωτερικά τριχοειδή κύτταρα έχουν καταστραφεί ενώ τα εξωτερικά τριχοειδή κύτταρα έχουν μείνει τα περισσότερα ανέπαφα, με αποτέλεσμα μια καμπύλη η οποία έχει σχεδόν φυσιολογικό σχήμα σε όλες τις συχνότητες αλλά με αρκετά χαμηλότερη ευαισθησία.

Τα ακουστικά τραύματα και τα ωτοτοξικά φάρμακα συνήθως προκαλούν βλάβη στα εξωτερικά τριχοειδή κύτταρα του κοχλία [Pickles, 1988] όμοια με αυτά που παρουσιάζονται στην εικόνα 1.5 (A), με αποτέλεσμα ένα σύστημα το οποίο δεν είναι τόσο οξυμένα συντονισμένο και παρέχει πολύ μικρότερη ένταση. Τα ακουστικά φίλτρα, τα οποία δίνουν ζωνοπερατά φίλτρα υψηλού συντελεστή Q απόκριση στο φυσιολογικό αυτί, έχουν γίνει πολύ περισσότερο σαν

χαμηλού εύρους ζώνης φίλτρα, με αποτέλεσμα μειωμένη ανάλυση έντασης και συχνότητας. Η μείωση της ανάλυσης της συχνότητας μπορεί να συνδέεται με την εκτεταμένη ανοδική εξάπλωση της κάλυψης [Egan & Hake, 1950] η οποία παρατηρείται σε κατεστραμμένα αυτιά [Gagne, 1988], στα οποία οι χαμηλής συχνότητας ήχοι ανακατεύονται με την αντίληψη των υψηλής συχνότητας ήχων οι οποίοι ακούγονται ταυτόχρονα και σε βαθμό μεγαλύτερο από το κανονικό.



**Εικόνα 1.5** Καμπύλες συχνοτήτων νεύρων που προκύπτουν από κατεστραμμένα τριχοειδή κύτταρα (Ανατύπωση από [Lieberman and Dodds, 1984], με την άδεια του Elsevier Science-NL, Sara Burgerhartstraat 25, 1055 KV, Amsterdam, The Netherlands).



Οι καμπύλες συχνότητας σε ένα υγιές αυτί παρουσιάζουν συμπεριφορά μειωμένης ενίσχυσης [Rhode, 1971] [Sellick et al., 1982] [Johnstone et al., 1986]. Καθώς το επίπεδο του σήματος αυξάνεται, οι καμπύλες συχνότητας γίνονται ευρύτερες και το σύστημα παρουσιάζει μειωμένη ένταση στην περιοχή της κορυφής της καμπύλης συχνότητας. Η ένταση στη βάση της καμπύλης είναι αισθητά ανεπηρέαστη.

Η αναλογία συμπίεσης κυμαίνεται σε περίπου 1.5:1 σε χαμηλές συχνότητες, έως περίπου 4:1 σε υψηλές συχνότητες, και σε περίπου 2.5:1 στο κεντρικό τμήμα του πεδίου συχνότητας του λόγου [Cooper & Yates, 1994]. Στο κατεστραμμένο αυτί η αναλογία συμπίεσης μειώνεται μαζί με την ένταση, έτσι το ακουστικό σύστημα γίνεται περισσότερο γραμμικό καθώς αυξάνεται η μείωση της ακοής.

Το χάσιμο της συμπίεσης στο κατεστραμμένο αυτί είναι μια πιθανή αιτία του φαινομένου της στρατολόγησης της ακουστότητας. Η ακουστότητα είναι ο συσχετισμός αντίληψης της έντασης του ήχου. Η στρατολόγηση της ακουστότητας καθορίζεται σαν την ασυνήθιστη αύξηση της ακουστότητας μαζί με μια αύξηση στην ένταση του ήχου [Moore et al., 1985] και συχνά συνοδεύεται με νεύρο-αισθητήρια ακουστική βλάβη.

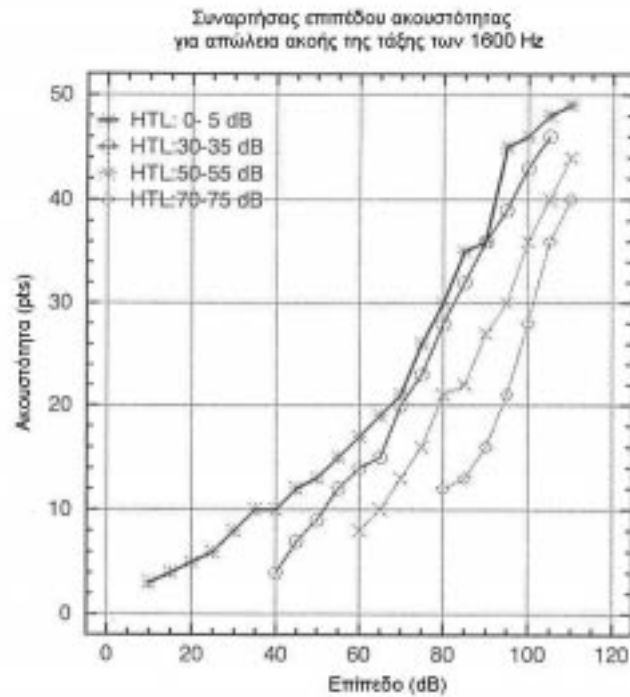
Ένα παράδειγμα της στρατολόγησης παρουσιάζεται στην εικόνα 1.6, όπου ζητήθηκε από άτομα με φυσιολογική ακοή και άτομα με μειωμένη ακοή να υπολογίσουν την ακουστότητα θορύβου περιορισμένης ζώνης σε μια κλίμακα 50 βαθμών [Kiessling, 1993]. Καθώς η μείωση της ακοής αυξάνεται, τα άτομα χρειάζονται αυξημένης έντασης ερεθίσματα για να επιτύχουν όμοια αποτελέσματα υπολογισμού της ακουστότητας για τους ήχους που βρίσκονται κοντά στο ακουστικό κατώφλι. Εντούτοις, σε υψηλότερα επίπεδα ερεθισμού, η αναλογία ακουστότητας είναι όμοια σε όλες τις βαθμίδες μείωσης της ακοής. Έτσι, η αναλογία της αύξησης της ακουστότητας και η αύξηση του επιπέδου ερεθισμού αυξάνεται όσο μειώνεται η ακοή.

Επιπλέον με τη μείωση της έντασης, τη μείωση της συμπίεσης και τη μείωση της ανάλυσης συχνότητας, το κατεστραμμένο αυτί μπορεί να παρουσιάσει μείωση της χρονικής ανάλυσης. Πειράματα εντοπισμού κενού [Fitzgibbons and Wightman, 1982], κατά τα οποία ζητήθηκε από τα άτομα να υπολογίσουν αν υπάρχει μια σύντομη παύση σ' ένα κατά τα άλλα συνεχές σήμα, απέδειξαν ότι για ακροατές με μειωμένη ακοή απαιτούνται μεγαλύτερα κενά για εντοπισμό ενός ζωνοπερατού σήματος φιλτραρισμένου θορύβου από εκείνα που απαιτούνται από

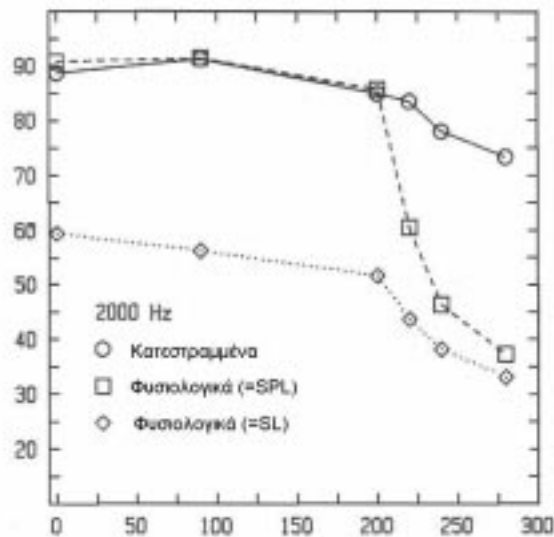
άτομα με κανονική ακοή. Εντούτοις, η διαφορά στη λειτουργία φαίνεται να συνδέεται στενά με την ανικανότητα των ακροατών με μειωμένη ακοή, να εντοπίσουν τα παροδικά υψηλής συχνότητας τμήματα του σήματος δοκιμής [Florentine & Buus, 1984].

Όπως φαίνεται στην Εικόνα 1.6., όταν διορθωθούν τα επίπεδα παρουσίασης για τη μείωση της ακοής τα αποτελέσματα της προοδευτικής κάλυψης στα άτομα με εξασθενημένη και με κανονική ακοή γίνονται σχεδόν όμοια. Στην εικόνα η στάθμη ηχητικής πίεσης σε dB (SPL) αναφέρεται στο απόλυτο επίπεδο σήματος, ενώ το ηχητικό επίπεδο (SL) σε dB (επίπεδο ευαισθησίας) αναφέρεται στο επίπεδο πάνω από το ακουστικό κατώφλι του ατόμου.

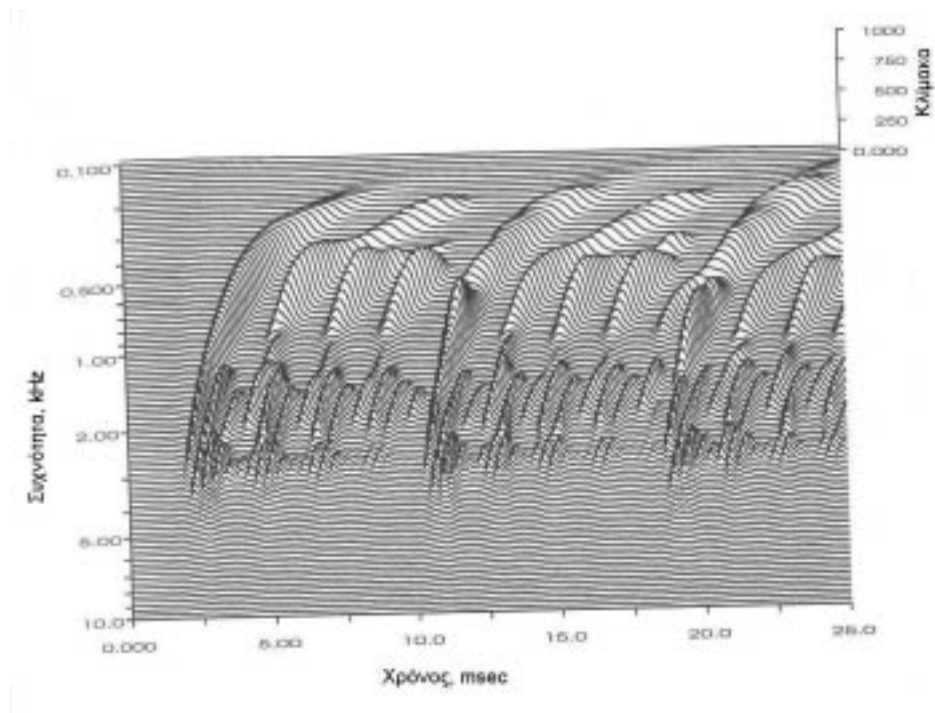
Τα επίπεδα της νεύρο-αισθητήριας βλάβης της ακοής στην αντίληψη του λόγου απεικονίζονται στην εικόνα 1.8 έως την εικόνα 1.10 για μια προσομοίωση ενός κανονικού και ενός κατεστραμμένου κοχλία [Kates, 1991b] [Kates, 1993a] [Kates 1995]. Η χρονική συχνότητα προσομοίωσε τη νευρική απόκριση στα ερεθίσματα /da/ σε ένα επίπεδο 65 dB SPL παρουσιάζεται για α) φυσιολογικό αυτί, β) αυτί με Απομίμηση ακουστικής βλάβης σαν αποτέλεσμα του σταματήματος της λειτουργίας των κυττάρων στον κοχλία μοντέλο, και γ) τα ερεθίσματα που δόθηκαν σε ένταση 30 dB και παρουσιάστηκαν σαν δεδομένα στην εικονική μείωσης της ακοής. Το ερέθισμα της ομιλίας είναι η συλλαβή /da/ η οποία παρήχθη ψηφιακά με τη χρήση συνθέτη ομιλίας [Klatt, 1980].



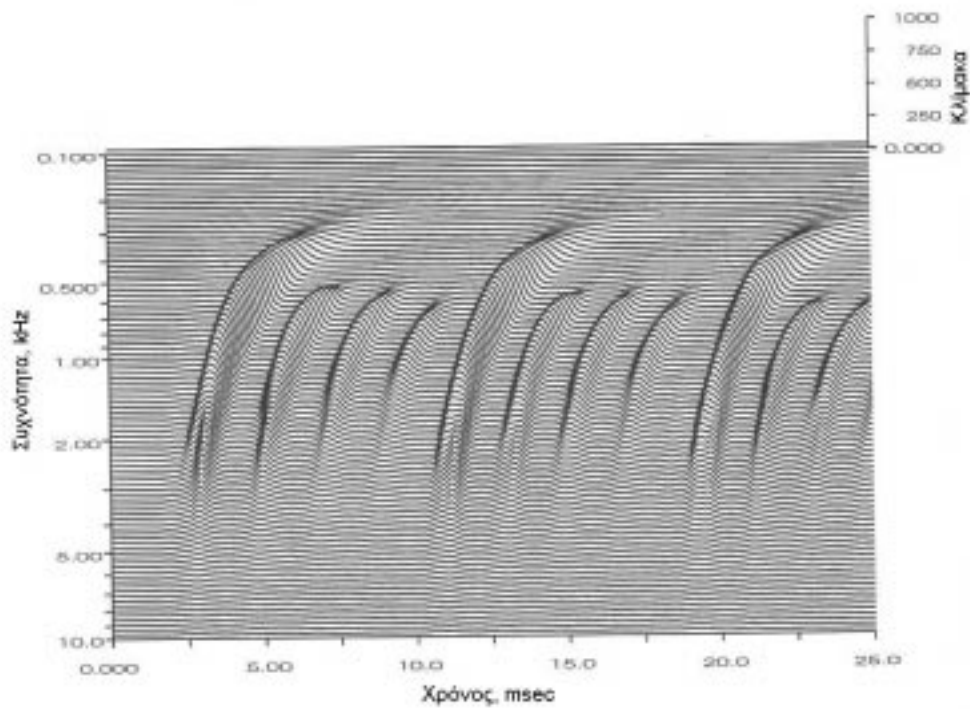
**Εικόνα 1.6 :** Επίπεδα συναρτήσεων ακουστότητας σε κλίμακα 50 βαθμών, για διαφορετικές κατηγορίες μείωσης της ακοής. (Ανατύπωση κατόπιν αδειάς από [Kiessling, 1993]. © 1993, Καναδική Εταιρεία Λόγου, Παθολογίας της Γλώσσας και Ακουστικής).



**Εικόνα 1.7** Τα μέσα αποτελέσματα πέντε ατόμων με μονομερή βλάβη του κοχλία (αναπαραγωγή κατόπιν αδειάς από [Glasberg et al., 1987]).



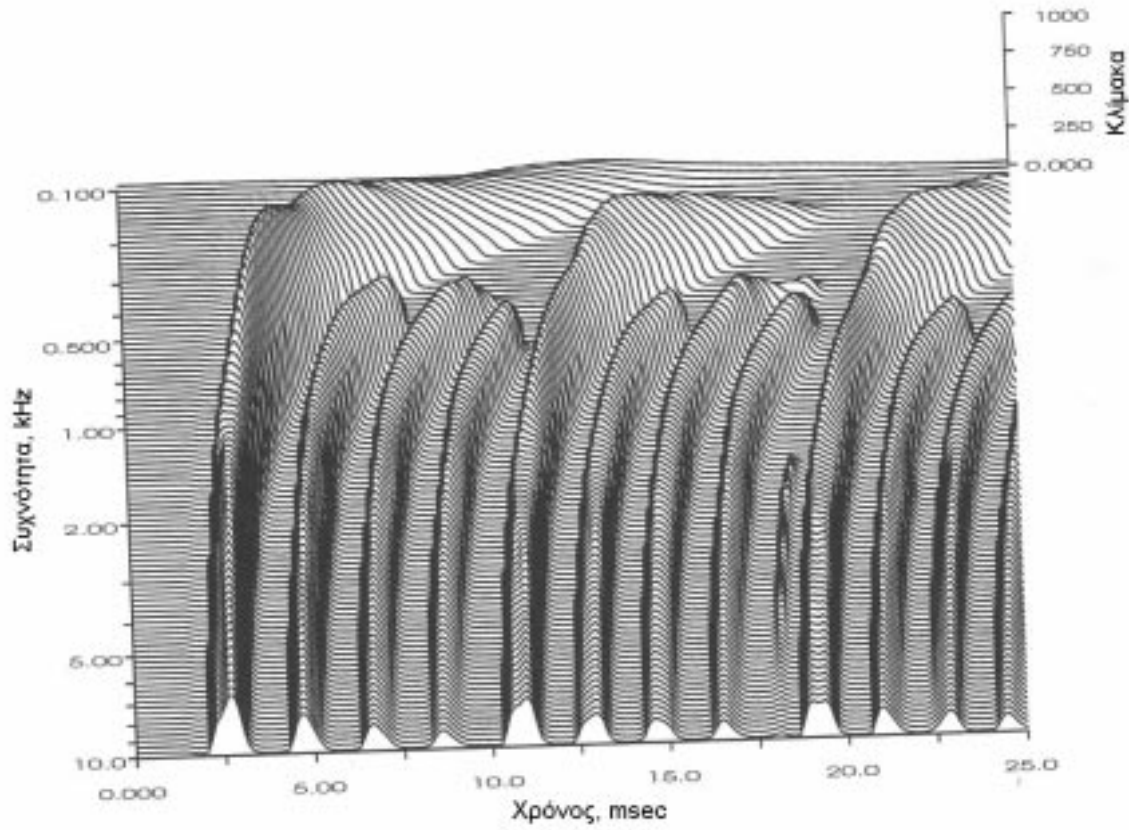
**Εικόνα 1.8** Προσομοίωση της νευρικής απόκρισης για φυσιολογικό αυτί



**Εικόνα 1.9** Προσομοίωση της νευρικής απόκρισης για αυτί με βλάβη των εξωτερικών κυττάρων

Η εικόνα δείχνει τα πρώτα 25 ms των νευρικών αντιδράσεων σε μία Προσομοίωση φυσιολογικού αυτιού και ενός κατεστραμμένου αυτιού του οποίου τα εξωτερικά τριχοειδή κύτταρα έχουν αφαιρεθεί. Το φυσιολογικό αυτί της εικόνας 1.8 δείχνει περιοχές συγχρονισμένης διέγερσης που ανταποκρίνεται στις αρχικές συχνότητες κάθε ενός από τους τρεις φωνοσυντονισμούς (500Hz, 1.6 kHz, και 2.8 kHz) που δίνουν τις κορυφές του φάσματος των συλλαβών. Επιπλέον, υπάρχουν εξογκώματα που ανταποκρίνονται στους γλωττιδικούς παλμούς και διεγείρουν τη φωνητική οδό στη βασική συχνότητα των 120 Hz. Έτσι, η μορφή της νευρικής πυροδότησης σε ένα φυσιολογικό αυτί δείχνει να κωδικοποιεί τις συχνότητες φωτοσυντονισμού της ομιλίας στην περιοχή μέγιστης δραστηριότητας καθώς και την περιοδική φύση της πυροδότησης μέσα σε κάθε μια από αυτές τις περιοχές.

Στην εικόνα 1.9 παρουσιάζεται η εικονική μορφή πυροδότησης στο κατεστραμμένο αυτί αφού έχει αφαιρεθεί η λειτουργία των εξωτερικών τριχοειδών κυττάρων αλλά με ακέραια τα εσωτερικά τριχοειδή κύτταρα. Η ολοκληρωτική βλάβη των εξωτερικών τριχοειδών κυττάρων αντιστοιχεί σε μία σχεδόν επίπεδη μείωση της ακοής σε περίπου 55-60 dB. Η αλλαγή στο κατώφλι ακοής, συνδυασμένη με την αλλαγή του σχήματος των ακουστικών φίλτρων από ζωνοπερατά σε φίλτρα διέλευσης χαμηλών συχνοτήτων, έχει σαν αποτέλεσμα στον πρώτο φωνοσυντονισμό να κυριαρχεί η εικονική συμπεριφορά πυροδότησης. Η παρουσία του δεύτερου φωνοσυντονισμού μπορεί να είναι ευδιάκριτη σε μια ελαφρά διεύρυνση των εξογκωμάτων σε μια περιοχή των 1.6 kHz, ενώ ο τρίτος φωνοσυντονισμός δεν φαίνεται καθόλου. Έτσι ένα σημαντικό ποσοστό της συχνότητας και της χρονικής πληροφορίας έχει χαθεί. Τα αποτελέσματα της ενίσχυσης του εισερχόμενου σήματος στο κατεστραμμένο αυτί παρουσιάζονται στην εικόνα 1.10. Η αναλογία νευρικής πυροδότησης είναι σημαντικά αυξημένη, αλλά υπάρχουν λίγες πληροφορίες αν όχι καθόλου εκτός από αυτή που αφορά τη μη ενισχυμένη διέγερση. Έτσι, η ενίσχυση μπορεί να αυξήσει το επίπεδο ευαισθησίας πάνω από το κατώφλι ακοής του κατεστραμμένου αυτιού, αλλά δεν μπορεί να αποκαταστήσει τη πληροφορία που έχει χαθεί εξ αιτίας των αλλαγών στην ανάλυση της ακουστικής συχνότητας.



**Εικόνα 1.10** Προσομοίωση της νευρικής απόκρισης για ένταση 30 dB

Πρόωρη κάλυψη, στην οποία ένας ήχος μπορεί να ανακατευθεί με την αντίληψη των ήχων που τον ακολουθούν, μπορεί να είναι ακόμη μεγαλύτερη σε άτομα με βλάβη της ακοής. Εντούτοις, αυτό εμφανίζεται να είναι αρχικά μια εξισορροπητική αντίδραση [Glasberg et al., 1987]. Τα μέσα αποτελέσματα πέντε ατόμων με μονομερή βλάβη του κοχλίου δείχνουν το κατώφλι ακοής με σήμα 10-ms σαν λειτουργία της χρονικής θέσης σε σχέση με μια κάλυψη 210-ms. Τα κατώφλια ακοής είναι αποτυπωμένα σαν μια καθυστέρηση της λειτουργίας εκδήλωσης της κάλυψης σε εκδήλωση σήματος. Τα τρία αριστερότερα σημεία είναι για την ταυτόχρονη κάλυψη και τα τρία δεξιότερα είναι για την πρόωρη κάλυψη. Οι καμπύλες με την ένδειξη «Φυσιολογικό» είναι για τα άτομα με φυσιολογικά αυτιά, ενώ εκείνες με την ένδειξη «Κατεστραμμένα» είναι για τα κατεστραμμένα αυτιά των ίδιων ατόμων. [Glasberg et al., 1987].

### 1.3.1 Οπισθοκοχλιακή και Κεντρική Μείωση Ακοής

Η απώλεια της ακοής μπορεί επίσης να προκληθεί από προβλήματα στη ακουστική δίοδο που μεταφέρει τα νευρικά σήματα στον εγκέφαλο, ή από προβλήματα του ίδιου του εγκεφάλου. Οπισθοκοχλιακές κατώσεις λόγω όγκων στο ακουστικό νεύρο μπορούν να προκαλέσουν απώλεια της ακοής [Green & Huerta, 1994], όπως επίσης εγκεφαλικές κατώσεις, κατώσεις του εγκεφαλικού φλοιού, ή του ημισφαιρίου [Musiek & Lamb, 1994]. Επιπλέον, υπάρχουν ενδείξεις ότι οι ηλικιωμένοι μπορεί να έχουν αυξημένη δυσκολία στην κατανόηση του λόγου ακόμα και όταν η ακουστική περιφέρεια παρουσιάζει φυσιολογική ή σχεδόν φυσιολογική λειτουργία [Jerger et al., 1989]. Γι' αυτά τα ελλείμματα της κεντρικής ακουστικής λειτουργίας δεν έχουν αναπτυχθεί επιτυχημένες στρατηγικές επεξεργασίας σήματος, και χρειάζεται πολύ περισσότερη μελέτη ώστε να χαρακτηρισθεί η απώλεια της ακοής και να αποφασισθεί αν οι στρατηγικές εξειδικευμένης επεξεργασίας σήματος είναι εγγυημένες.

### 1.3.2 Περίληψη

Όταν συζητούνται τα βοηθήματα ακοής συχνά χρησιμοποιείται η αναλογία των γυαλιών. Όπως όμως, μπορεί να διαπιστώσει κάποιος από το υλικό αυτού του κεφαλαίου, η απώλεια της ακοής είναι ένα πολύ πιο περίπλοκο πρόβλημα από αυτό της διόρθωσης της όρασης. Στην όραση, ένας φακός, ο οποίος είναι, ένα παθητικό γραμμικό σύστημα, παρέχει σχεδόν πλήρη αποκατάσταση της ανικανότητας του ματιού να εστιάσει κατάλληλα σε όλες τις αποστάσεις. Η απώλεια της ακοής από την άλλη μεριά, συμπεριλαμβάνει μετατοπίσεις στο κατώφλι ακοής, αλλαγές συμπεριφοράς στο σύστημα εισαγωγής / εξαγωγής έντασης, και την απώλεια της συχνότητας και της χρονικής ανάλυσης. Η ανάπτυξη της επεξεργασίας σήματος για την αποκατάσταση αυτών των αλλαγών στο κατεστραμμένο αυτί είναι μια σημαντική πρόκληση για τη μηχανική.

## 1.4 Γραμμική Ενίσχυση

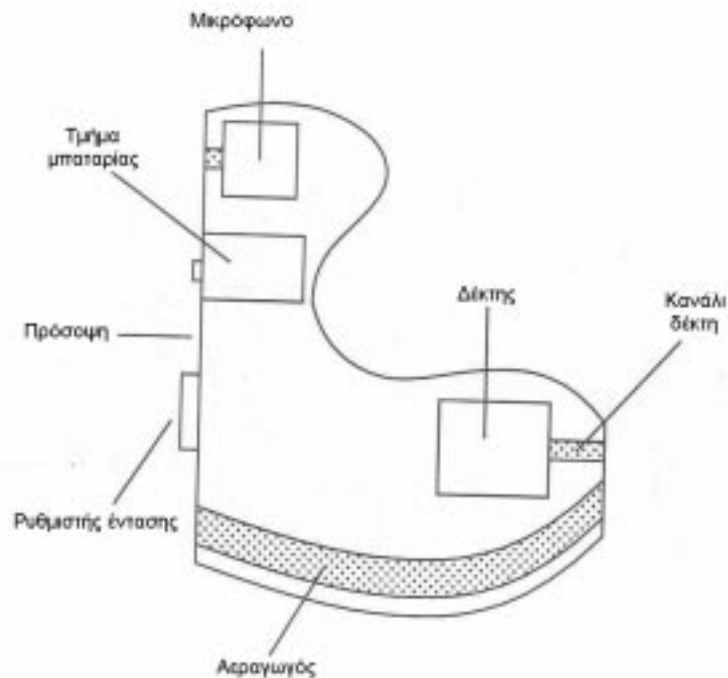
Το βασικό κύκλωμα του ακουστικού βοηθήματος είναι ένας γραμμικός ενισχυτής, και το απλούστερο ακουστικό βοήθημα αποτελείται από ένα μικρόφωνο, έναν ενισχυτή και ένα δέκτη (απόδοση μεταγωγής). Εκτός από το ότι συνήθως επιβάλλεται από μόνο του, το γραμμικό ακουστικό βοήθημα αποτελεί τη βάση για πιο ανεπτυγμένη σχεδίαση. Έτσι, πολλά από τα προβλήματα που συνδέονται με τη γραμμική ενίσχυση θα επηρεάσουν επίσης και άλλες μεθόδους όταν εφαρμοσθούν σε πρακτικές συσκευές. Αντίστροφα, οι βελτιώσεις στα γραμμικά όργανα θα οδηγήσουν σε βελτιώσεις και σε όλα τα βοηθήματα ακοής.

### 1.4.1 Περιγραφή συστήματος

Στην εικόνα 1.11 παρουσιάζεται ένα σχηματικό διάγραμμα ενός εσωτερικού στο αυτιού (ITE) βοηθήματος ακοής που σχεδιάστηκε να εφαρμόζει μέσα στα όρια του περυγίου και του ακουστικού καναλιού.

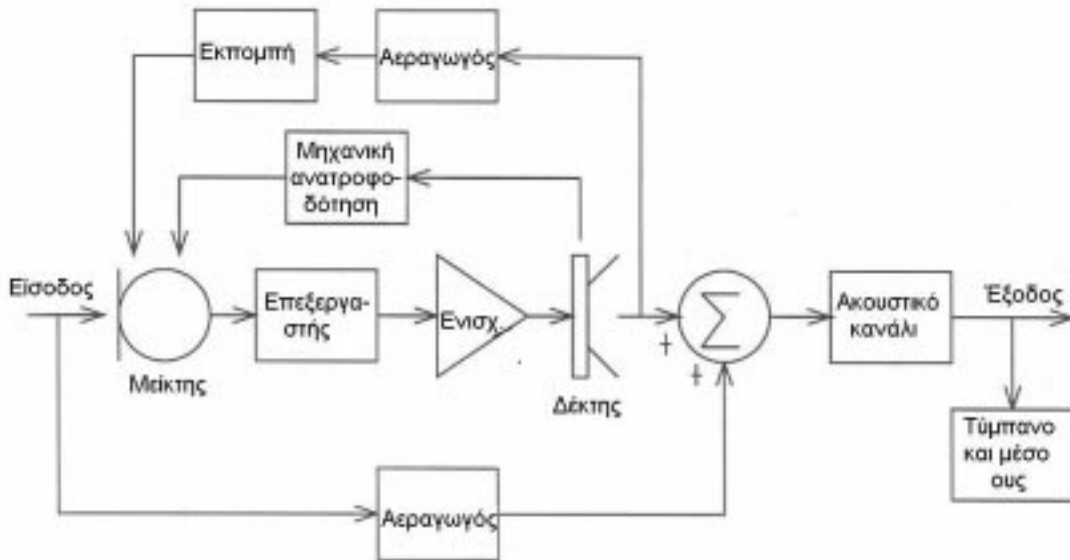
Σχεδιάζονται επίσης βοηθήματα ακοής τα οποία προσαρμόζονται πίσω από το αυτί (BTE), με μία ηλεκτρονική συσκευή η οποία εφαρμόζει στο σώμα ή τελείως μέσα στο ακουστικό κανάλι (ITC ή CIC). Τα σημαντικότερα εξωτερικά χαρακτηριστικά του ακουστικού βοηθήματος είναι ο διακόπτης λειτουργίας, το τμήμα της μπαταρίας, η ρύθμιση της έντασης και το άνοιγμα του αεραγωγού. Το άνοιγμα του αεραγωγού παρέχει ένα μη ενισχυμένο ακουστικό σήμα σε χαμηλές συχνότητες (για άτομα που έχουν απώλεια ακοής υψηλών συχνοτήτων και ως εκ τούτου χρειάζονται ενίσχυση μόνο στις υψηλές συχνότητες), και επίσης παρέχει πιο φυσιολογική ανταπόκριση συχνότητας για τον έλεγχο της φωνής του χρήστη. Επειδή υπάρχει πιθανότητα προβλημάτων ανατροφοδότησης, τα οποία αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο της ακύρωσης ανατροφοδότησης, δεν υπάρχει άνοιγμα αεραγωγού σε όλα τα βοηθήματα ακοής.





**Εικόνα 1.11** Εγκάρσια τομή ενός εσωτερικού στο αυτί βοηθήματος ακοής

Το μικρόφωνο είναι τοποθετημένο κοντά στην κορυφή της πρόσοψης του ακουστικού βοηθήματος πάνω από το τμήμα της μπαταρίας, και η ρύθμιση της έντασης και το άνοιγμα αεραγωγού είναι στο κάτω μέρος. Αυτή η τοποθέτηση μεγιστοποιεί το διαχωρισμό ανάμεσα στο μικρόφωνο και το άνοιγμα αεραγωγού και βοηθά να μειωθούν τα προβλήματα ακουστικής ανατροφοδότησης. Το εσωτερικό κύκλωμα του ακουστικού βοηθήματος το οποίο δεν φαίνεται, είναι τοποθετημένο όπου υπάρχει διαθέσιμος χώρος ενώ το περίβλημα είναι φτιαγμένο έτσι ώστε να σχηματίζει το αποτύπωμα ενός αυτιού. Ο δέκτης βρίσκεται στο τμήμα του καναλιού του ακουστικού βοηθήματος, και η έξοδος του δέκτη οδηγείται στο ακουστικό κανάλι μέσω ενός μικρού σωλήνα. Το άνοιγμα αεραγωγού διατρέχει όλη την απόσταση από την πρόσοψη έως το ακουστικό κανάλι.



**Εικόνα 1.12** Σχηματικό διάγραμμα ενός εσωτερικού στο αυτί βοηθήματος ακοής που τοποθετείται μέσα στο ακουστικό κανάλι

Στην εικόνα 1.12 παρουσιάζεται το διάγραμμα ενός βοηθήματος ακοής το οποίο βρίσκεται μέσα στο αυτί. Η είσοδος του μικροφώνου είναι η ηχητική πίεση στο πλάι του κεφαλιού. Η τοποθέτηση του ακουστικού βοηθήματος στο ακουστικό κανάλι έχει καταστρέψει το φυσιολογικό ακουστικό πτερύγιο και την αντήχηση του ακουστικού καναλιού στα 2.5 kHz. Η απώλεια της παρεμβολής που ακολουθεί και που προκαλείται από την παρεμπόδιση της φυσιολογικής αντήχησης του εξωτερικού αυτιού είναι 15-20 dB, σ' αυτήν την περιοχή συχνότητας, και η αντίστοιχη ένταση θα πρέπει να επανεισαχθεί στην συχνότητα αντίδρασης του ηλεκτροακουστικού συστήματος. Εκτός από την ενισχυμένη πορεία του σήματος, υπάρχει επίσης μια μη ενισχυμένη πορεία σήματος απευθείας μέσω του ανοίγματος του αεραγωγού, έτσι η ηχητική πίεση στο ακουστικό κανάλι είναι το άθροισμα των ενισχυμένων και των απευθείας σημάτων. Η μηχανική ανατροφοδότηση από τις δονήσεις του δέκτη μπορεί να διεγείρει το διάφραγμα του μικροφώνου προσθετικά στην εισερχόμενη ηχητική πίεση.

Παρούσα επίσης είναι η ακουστική ανατροφοδότηση μια και η ηχητική πίεση που παράγεται στο ακουστικό κανάλι ταξιδεύει μέσω ακουστικής διαφυγής ή μέσω του αεραγωγού, όπου επανεκπέμπεται στο άνοιγμα του αεραγωγού της πρόσοψης. Ο δέκτης, ο οποίος συνδέεται με το ακουστικό κανάλι με ένα κοντό σωλήνα, τροφοδοτείται ακουστικά, μέσω του σωλήνα, του

αεραγωγού και του ακουστικού καναλιού, και το ακουστικό κανάλι τερματίζεται με την επικείμενη είσοδο του τυμπάνου.

Έχουν αναπτυχθεί αρκετές προσομοιώσεις ώστε να βοηθήσουν στο σχεδιασμό και την αξιολόγηση των βοηθημάτων ακοής. [Egolf et al., 1978] [Egolf et al., 1985] [Egolf et al., 1986] [Kates, 1988] [Kates, 1990].

Η επεξεργασία σήματος σ' ένα γραμμικό ακουστικό βοήθημα αποτελείται από συχνότητα απόκρισης και ενίσχυση. Γενικά, χρησιμοποιούνται φίλτρα υψηλής ή χαμηλής διέλευσης, ενός ή δύο πόλων, ώστε να σχηματίσουν τη συχνότητα απόκρισης που ταιριάζει στην επιθυμητή απόκριση για μια δεδομένη απώλεια ακοής. Τα πολυκάναλα βοηθήματα ακοής είναι επίσης διαθέσιμα ώστε να διαθέτουν τον ανεξάρτητο συγχρονισμό της έντασης κάθε καναλιού συχνότητας. Ακουστικές τροποποιήσεις στη σωλήνωση που συνδέει την έξοδο ενός BTE οργάνου στο ακουστικό κανάλι, μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για να συντονίσει τη συχνότητα απόκρισης του ακουστικού βοηθήματος.

#### 1.4.2 Εύρος Δυναμικού

Το εύρος δυναμικού ενός βοηθήματος ακοής περιορίζεται από την εισαγωγή θορύβου στα σήματα εισόδου χαμηλού επιπέδου και από κορεσμένη ενίσχυση στα σήματα υψηλού επιπέδου. Ένα συνηθισμένο μικρόφωνο ακουστικού βοηθήματος έχει επίπεδο θορύβου περίπου 20 dB SPL, το οποίο είναι συγκρίσιμο με αυτό του ανθρώπινου αυτιού. [Killion 1976]. Η προσθήκη κυκλωμάτων επεξεργασίας και ενίσχυσης στα βοηθήματα ακοής δίνει ισοδύναμα επίπεδα θορύβου μεταξύ των 25 και 30 dB SPL. Μια πιο σύνθετη επεξεργασία, όπως η πολυκάναλη τράπεζα φίλτρων, μπορεί να παράγει υψηλότερα επίπεδα θορύβου λόγω της τεχνολογίας των ειδικών κυκλωμάτων οπτικών ινών που χρησιμοποιούνται καθώς και του αριθμού των απαιτούμενων κυκλωμάτων. Το ισότιμο επίπεδο θορύβου του ακουστικού βοηθήματος, μετά την ενίσχυση, είναι περίπου 10 dB υψηλότερο από αυτό του φυσιολογικού αυτιού χωρίς βοήθεια. Αυτά τα επίπεδα θορύβου ορίζουν την μέγιστη ένταση που θα επιλέξει ο χρήστης ακουστικού βοηθήματος κάτω από συνθήκες ησυχίας μιας, και λόγω της έλλειψης κάλυψης που προκαλείται από έντονη εισαγωγή, ο χρήστης θα μειώσει την ένταση ώστε να μειωθεί η ενόχληση από το θόρυβο που υπάρχει στο βάθος.

Στο άλλο άκρο, η κορεσμένη ενίσχυση ορίζει τη μέγιστη ένταση που μπορεί να επιτευχθεί από ένα ακουστικό βοήθημα. Ένας συνηθισμένος ενισχυτής βοηθήματος ακοής κόβει το σήμα όταν το ανώτερο επίπεδο εισαγωγής υπερβεί περίπου τα 85 dB SPL. Ένα σήμα λοιπόν σαν αυτό του λόγου με εισαγωγή 70 dB SPL ενισχύεται καθαρά, αλλά σε επίπεδο 80 dB SPL προκαλεί μεγάλη παραμόρφωση [Preves and Newton, 1989]. Η εισαγωγή λόγου στα 65 έως 70 dB SPL είναι χαρακτηριστική σε φυσιολογικού επιπέδου συζήτηση [Pearsons et al., 1976], [Cornelisse et al., 1991], αλλά το φάσμα των μεμονωμένων ήχων ομιλίας μπορεί να είναι έως 15 dB υψηλότερο όταν παρακολουθείται η ίδια η φωνή του ομιλητή στο ακουστικό κανάλι [Medwetsky & Boothroyd, 1991]. Έτσι ο συνηθισμένος ενισχυτής ακουστικού βοηθήματος δεν έχει αρκετό χώρο ώστε να εγγυηθεί ότι η φωνή του ίδιου του χρήστη θα ενισχύεται χωρίς παραμόρφωση.

Το διαθέσιμο δυναμικό εύρος του ακουστικού βοηθήματος είναι περίπου 15 dB από τη βάση του θορύβου έως το κατώφλι κορεσμού. Διαλέγοντας έναν ενισχυτή με περισσότερη ένταση, και χαμηλώνοντας τον ήχο, θα αυξήσει το κατώφλι κορεσμού, αλλά θα αυξήσει επίσης και το επίπεδο θορύβου σε ίσο βαθμό. Έτσι, ένα συνηθισμένο ακουστικό βοήθημα, λόγω των συμβιβασμών που γίνονται στο μέγεθος της μπαταρίας και στο σχεδιασμό του κυκλώματος, μπορεί να χειρισθεί μόνο το μισό του δυναμικού εύρους ενός φυσιολογικού αυτιού.

Εντούτοις, γίνεται κάποια πρόοδος, μιας και η ανάπτυξη των ενισχυτών D-class για βοηθήματα ακοής [Carlson, 1988] παρέχει 10 έως 20 dB περισσότερο σε έξοδο κορεσμού από ότι οι ενισχυτές A-class έχοντας παρεμφερή ένταση [Fortune & Preves, 1992]. Επίσης οι μικροί ενισχυτές B-Class οι οποίοι αρχίζουν να χρησιμοποιούνται στα βοηθήματα ακοής μειώνουν σημαντικά τα προβλήματα που σχετίζονται με τον κορεσμό του ενισχυτή [Cole, 1993].

### 1.4.3 Παραμόρφωση

Η κορεσμένη ενίσχυση πολύ συχνά παίρνει τη μορφή της συμμετρικής κορυφής ψαλιδισμού (S. Armstrong, personal communication, 1989). Αν μία μόνο ημιτονοειδής εισαχθεί στο ακουστικό βοήθημα, ο ψαλιδισμός θα παράγει αρμονική παραμόρφωση, και για δύο ή περισσότερες ημιτονοειδείς, το αποτέλεσμα θα είναι διαμορφωμένη παραμόρφωση. Ο βαθμός

της παραμόρφωσης επηρεάζει τις κρίσεις σχετικά με την ποιότητα των ακουστικών βοηθημάτων. Οι Fortune & Preves [Fortune & Preves, 1992], για παράδειγμα, βρήκαν ότι η μειωμένη αντίληψη στην έξοδο του σήματος του ακουστικού βοηθήματος σχετιζόταν με το χαμηλότερο επίπεδο κορεσμένης ενίσχυσης και ένα χαμηλότερο επίπεδο δυσφορίας στη δυνατή φωνή (LDL). Το LDL είναι το ανώτατο επίπεδο στο οποίο ένα άτομο είναι πρόθυμο να ακούσει ομιλία για παρατεταμένο χρόνο. Αυτό το αποτέλεσμα δείχνει ότι οι χρήστες ακουστικών βοηθημάτων θα διάλεγαν μειωμένη ένταση ώστε να μειώσουν την παραμόρφωση. Σε άλλη μελέτη, η πλειοψηφία των χρηστών υπέδειξε ότι η καλή ποιότητα ήχου ήταν η πιο σημαντική ιδιότητα των ακουστικών βοηθημάτων, με την ευκρίνεια να είναι ο πιο σημαντικός παράγοντας ποιότητας ήχου [Hagerman & Gabriellsson, 1984]. Έτσι, η μειωμένη παραμόρφωση θα πρέπει να οδηγήσει σε περισσότερη άνεση και ικανοποίηση του χρήστη, και σε βελτιωμένη αντίληψη του λόγου σε υψηλά επίπεδα ήχου.

#### 1.4.4 Εύρος Συχνοτήτων

Το εύρος συχνοτήτων των βοηθημάτων ακοής, θα πρέπει να είναι αρκετά ευρύ, έτσι ώστε να επιτύχουμε μεγάλη κατανόηση του λόγου και ακριβή αναπαραγωγή άλλων ήχων που ενδιαφέρουν τον χρήστη του βοηθήματος. Οι French & Steinberg [French & Steinberg, 1947], καθόρισαν ότι η περιοχή συχνοτήτων μεταξύ 250-7000 Hz, έδωσε πλήρη κατανόηση λόγου σε ανθρώπους με φυσιολογική ακοή, ενώ πιο πρόσφατες μελέτες [Pavlovic, 1987], επέκτειναν αυτή τη περιοχή σε 200-8000Hz για συλλαβές χωρίς νόημα ή συνεχής ομιλία. Όσο αφορά στην μουσική, η αναπαραγωγή της περιοχής συχνοτήτων από 60-8000Hz σε πειραματικό βοήθημα ακοής, φάνηκε ικανοποιητική σε σύγκριση με ένα ευρείας ζώνης σύστημα μεγαφώνου, χρησιμοποιώντας και πάλι ακροατές με κανονική ακοή. [Killion, 1988]. Συνεπώς, ένας λογικός στόχος για ένα βοήθημα ακοής είναι ένα εύρος συχνοτήτων μεταξύ 60-8000Hz.

Τα περισσότερα βοηθήματα ακοής παρουσιάζουν επαρκή απόκριση στις χαμηλές συχνότητες, αλλά ανεπαρκή στις υψηλές, με τη βελτίωση της κατανόησης της ομιλίας στις υψηλές συχνότητες να μειώνεται ραγδαία για συχνότητες πάνω από 4-6KHz. Αυξάνοντας την ενίσχυση και το εύρος συχνοτήτων στις υψηλές συχνότητες σε εργαστηριακά συστήματα, γενικά επιτυγχάνεται βελτίωση της κατανόησης του λόγου [Skinner 1980]. Παρόλα αυτά, τα πλεονεκτήματα του αυξανόμενου εύρους συχνοτήτων προκύπτουν σε βοηθήματα ακοής μόνον

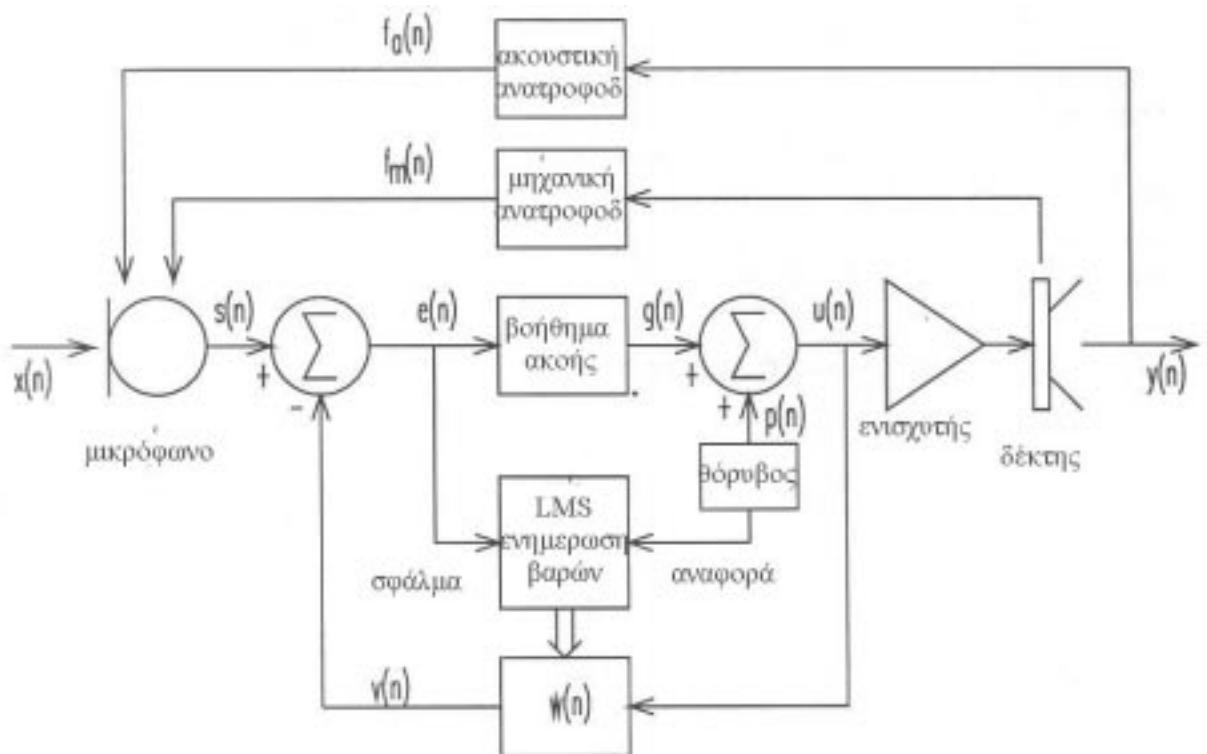
εάν ο ενισχυτής μπορεί να αντεπεξέλθει στις αυξανόμενες ενεργειακές απαιτήσεις, χωρίς να εισάγει παραμορφώσεις και εφόσον το σύστημα παραμένει σταθερό, ενόσω υπάρχουν αυξανόμενα επίπεδα ακουστικής και μηχανικής ανατροφοδότησης. Έτσι, η αύξηση του εύρους συχνοτήτων των βοηθημάτων ακοής είναι μεν επιθυμητή, αλλά πρέπει να περιμένει την επίλυση άλλων προβλημάτων.

### 1.5 Ακύρωση με ανατροφοδότηση

Στα περισσότερα ακουστικά βοηθήματα, η ακουστική και μηχανική ανατροφοδότηση περιορίζουν το μέγιστο κέρδος που μπορεί να επιτευχθεί και αλλοιώνουν την απόκριση συχνότητας του συστήματος. Η αστάθεια του συστήματος που προκαλείται από την ανατροφοδότηση, μερικές φορές διακρίνεται ως ένας συνεχής τόνος υψηλής συχνότητας ή σφύριγμα προερχόμενο από το ακουστικό βοήθημα. Μπορεί κανείς να περιμένει την αύξηση της παραμόρφωσης σε ένα όργανο, στην περιοχή κοντά στην αρχή της αστάθειας αφού οι ταλαντώσεις της ανατροφοδότησης θα χρησιμοποιήσουν το μεγαλύτερο μέρος της μέγιστης διαθέσιμης ενίσχυσης. Οι μηχανικές δονήσεις από το δέκτη σε ένα βοήθημα ακοής μεγάλης ενέργειας μπορούν να μειωθούν συνδυάζοντας τις εξόδους δύο δεκτών τοποθετημένους διαδοχικά, έτσι ώστε να ακυρωθεί το προκαλούμενο φαινόμενο. Με αυτό το τρόπο, μπορεί να επιτευχθεί από την αρχή των ταλαντώσεων επιπρόσθετο κέρδος μέχρι και 10 dB. Όμως στα περισσότερα όργανα, το άνοιγμα του BTE (behind the ear) εκμαγείου ή του ITE (inside the ear) κελύφους, καθιερώνει μία οδό ακουστικής ανατροφοδότησης που περιορίζει τη μέγιστη δυνατή ενίσχυση κατά 40dB [Kates, 1988] ή ακόμα λιγότερο όταν πρόκειται για μικρότερες οπές. Τα προβλήματα ακουστικής ανατροφοδότησης είναι πιο σοβαρά στις υψηλές συχνότητες, αφού εκεί το ακουστικό βοήθημα παρουσιάζει και τη μεγαλύτερη ενίσχυση. Το κριτήριο σχεδιασμού για αποτελεσματική συμπίεση ανατροφοδότησης θα μπορούσε να είναι η αύξηση της μέγιστης ενίσχυσης με ταυτόχρονη διατήρηση της πληροφορίας του λόγου και της αντίληψης του περιβάλλοντος.

Η συνήθης διαδικασία για την αύξηση της ευστάθειας του βοηθήματος ακοής είναι η μείωση του κέρδους στις υψηλές συχνότητες [Ammitzboll 1982]. Ο έλεγχος της ανατροφοδότησης με την τροποποίηση της απόκρισης συχνότητας του συστήματος όμως, σημαίνει ότι η επιθυμητή απόκριση του συστήματος στις υψηλές συχνότητες θα πρέπει να

θυσιαστεί προκειμένου να διατηρήσουμε την ευστάθεια. Για το λόγο αυτό, έχουν δοκιμαστεί φίλτρα μετατόπισης της συχνότητας και notch φίλτρα [Egolf 1982], αλλά όπως αποδείχτηκε δεν ήταν ιδιαίτερα αποτελεσματικά. Μία πιο αποτελεσματική τεχνική είναι η ακύρωση με ανατροφοδότηση, στην οποία εκτιμάται το σήμα της ανάδρασης και κατόπιν αφαιρείται από την είσοδο του μικροφώνου. Εξομοιώσεις και ψηφιακά πρωτότυπα σε συστήματα ακύρωσης με ανατροφοδότηση [Bustamante et al., 1989] [Engbretson et al., 1990] [Kates, 1991a] [Dyrlund and Bisgaard, 1991] [Engbretson and French-St.George, 1993] [French-George et al., 1993], έδειξαν, ότι μπορούν να επιτευχθούν αυξήσεις στην ενίσχυση μεταξύ 6 και 17 dB προτού αρχίσει η ταλάντωση χωρίς απώλειες στην απόκριση στις υψηλές συχνότητες. Σε εργαστηριακά πειράματα, ακουστικών βοηθημάτων, [French and George et al., 1993], μία ομάδα βαρήκοων ανθρώπων χρησιμοποίησε μία επιπρόσθετη ενίσχυση των 4dB, όταν εφαρμόστηκε ακύρωση του ενσωματωμένου θορύβου και έδειξε μεγαλύτερη βελτίωση στην αναγνώριση του λόγου σε ήσυχο περιβάλλον με ομιλία χαμηλού τόνου.



**Εικόνα 1.13** Διάγραμμα ενός βοηθήματος ακοής που ενσωματώνει την επεξεργασία σήματος με ακύρωση ανατροφοδότησης

Δοκιμές εξωτερικού χώρου ενός πρακτικού προσαρμοστικού συστήματος με ακύρωση με ανατροφοδότηση που βασίστηκε σε BTE βοήθημα ακοής, έδειξε βελτίωση 8-10db στην ενίσχυση όταν χρησιμοποιήθηκε από σοβαρά βαρήκοους ανθρώπους[Bisgaard,1993].

Ένα παράδειγμα συστήματος ακύρωσης με ανατροφοδότηση δίνεται στο σχήμα 1.13. Αυτό το σύστημα είναι ένα τυπικό δείγμα που έχει προταθεί. Τροφοδοτούμε με ενθόρυβο σήμα, έτσι ώστε να μελετήσουμε μία οδό ανατροφοδότησης [Kates, 1991a] [Engebretson and French-St. George, 1993] [Bisgaard, 1993]. Τα χαρακτηριστικά της οδού ανατροφοδότησης καθορίζονται από τη συσχέτιση του σήματος θορύβου  $p(n)$  με ένα σήμα σφάλματος  $e(n)$ . Αυτή η μέτρηση περιλαμβάνει φαινόμενα ενίσχυση και φάσης του δέκτη, της ακουστικής και μηχανικής οδού ανατροφοδότησης και της απόκριση του μικροφώνου. Το σήμα σφάλματος  $e(n)$  ελαχιστοποιείται με τον προσαρμοστικό αλγόριθμο ελαχίστου τετραγωνικού σφάλματος (least mean square LMS) [Widrow et al., 1975].

Σε μερικά συστήματα ο θόρυβος εισάγεται συνεχώς σε ένα χαμηλό επίπεδο [Engebretson and French - St. George, 1993][Bisgaard 1993], και τα βάρη του προσαρμοστικού αλγόριθμου LMS υπολογίζονται σε συνεχή βάση. Αυτή η προσέγγιση έχει ως αποτέλεσμα ένα μειωμένο λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR) για το χρήστη, λόγω της εισαγωγής του θορύβου. Επιπρόσθετα, η ικανότητα του συστήματος ακύρωσης ανατροφοδότησης μπορεί να περιοριστεί, λόγω της παρουσίας του σήματος ομιλίας όσο το σύστημα ακόμα προσαρμόζεται [Kates, 1991a] [Maxwell and Zurek, 1995]. Καλύτερη εκτίμηση της διαδρομής ανατροφοδότησης, μπορεί να συμβεί εάν το επεξεργασμένο σήμα του βοηθήματος ακοής  $g(n)$  αποκοπεί κατά τη διάρκεια ενός μικρού χρονικού διαστήματος (50ms) ενώ διαρκεί η προσαρμογή [Kates, 1991a]. Για στατικές συνθήκες μέχρι 7db, παρατηρείται επιπρόσθετη ακύρωση ανατροφοδότησης σε σύγκριση με ένα συνεχώς προσαρμοζόμενο σύστημα, αλλά αυτή η προσέγγιση μπορεί να έχει δυσκολίες στην παρακολούθηση ενός διαρκώς εναλλασσόμενου ακουστικού περιβάλλοντος [Maxwell and Zurek, 1995], από τη στιγμή που τα προσαρμοσμένα βάρη ενημερώνονται μόνο όταν το βεβαιώσει ένας αλγόριθμος απόφασης. Άλλη προσέγγιση, είναι ο περιορισμός της προσαρμογής του συστήματος μόνο στα χρονικά διαστήματα, όπου η ομιλία μειώνεται σε ένταση. Αυτή η τεχνική επίσης εναπόκειται στο πλεονέκτημα της ακύρωσης της ανατροφοδότησης πάνω σε ένα συνεχώς προσαρμοζόμενο σύστημα, παρόλο ότι η ποιότητα της ομιλίας μπορεί να μειωθεί λόγω του εισαγόμενου θορύβου [Maxwell and Zurek, 1995].



## 1.6 Ενίσχυση της συμπίεσης

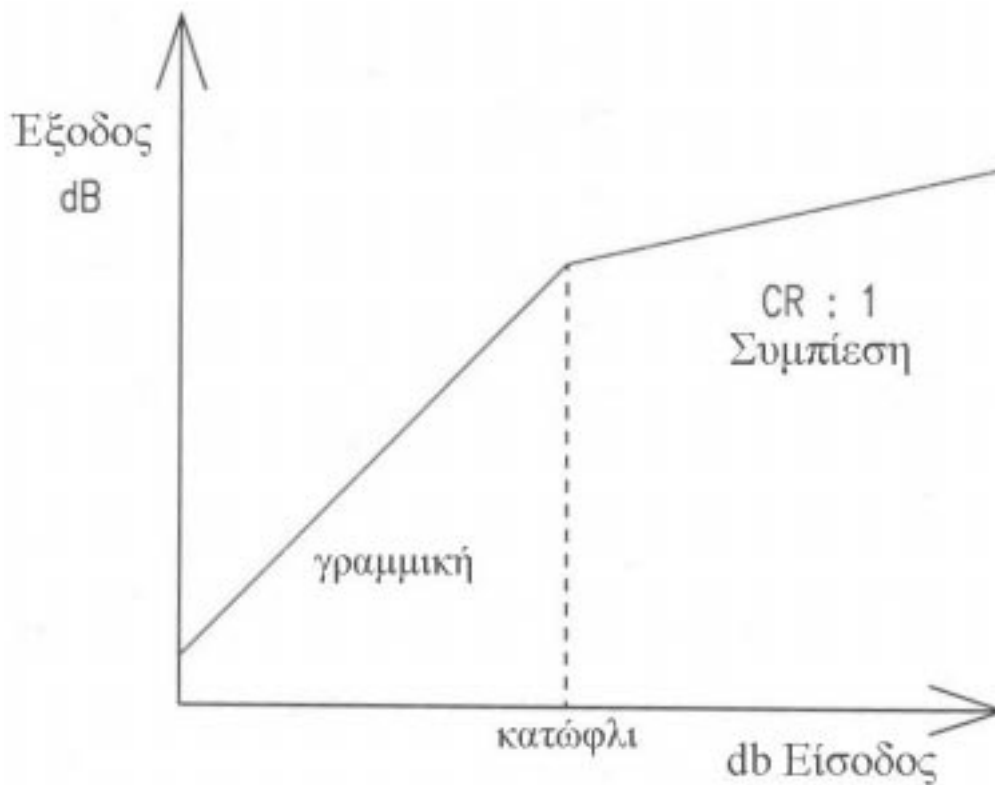
Η συμπίεση δυναμικής κλίμακας, ορισμένη επίσης και σαν αυτόματος έλεγχος κέρδους (automatic gain control AGC) στα βοηθήματα ακοής, χρησιμοποιείται για δύο διαφορετικούς σκοπούς. Ο πρώτος και πιο σημαντικός σκοπός της χρήσης του AGC στη χρήση βοηθημάτων ακοής, είναι σαν περιοριστής για τη πρόληψη υπερφόρτωσης των κυκλωμάτων του ενισχυτή ή του αυτιού του χρήστη του βοηθήματος, όταν συμβαίνει έντονος ήχος. Ο δεύτερος σκοπός, που πολλές φορές ορίζεται σαν επιστρατευμένη αποζημίωση, είναι η σύμπτωση της δυναμικής κλίμακας της ομιλίας και των ήχων του περιβάλλοντος, με τη περιορισμένη δυναμική κλίμακα της ακοής του χρήστη. Αυτές οι δύο χρήσεις προϋποθέτουν διαφορετικά και αλληλοσυγκρουόμενα κριτήρια για τον ορισμό των παραμέτρων συμπίεσης.

Ο πιο κοινός τρόπος συμπίεσης στα βοηθήματα ακοής, είναι ένα μονοκάναλο σύστημα, που χρησιμοποιείται για τη μείωση της υπερφόρτωσης του ενισχυτή. Για αυτή την εφαρμογή, απαιτείται ένας γρήγορος χρόνος δράσης, ώστε να επιτύχουμε μια γρήγορη αντίδραση σε ένα απότομο και έντονο ήχο. Ακόμη, για να περιορίσει το μέγιστο επίπεδο του σήματος απαιτείται μεγάλη κλίμακα συμπίεσης, ενώ για να μην περιοριστούν οι ήχοι που σε άλλη περίπτωση θα ενισχυθούν χωρίς παραμόρφωση χρειάζεται και ένα υψηλό κατώφλι συμπίεσης.

Από την άλλη μεριά, για την επιστρατευμένη αποζημίωση, είναι επιθυμητοί και μεγαλύτεροι χρόνοι ελευθέρωσης, προκειμένου να ελαχιστοποιηθούν τα οποιαδήποτε επιβλαβή συμπτώματα που μπορεί να προκύψουν από τη συμπίεση της ομιλίας [Plomp 1988] [Boothroyd et al., 1988] ή διαμορφώνοντας τον ήχο του περιβάλλοντος [Cole 1993] [Neuman et al. 1995]. Συχνά επιλέγονται χαμηλά ποσοστά συμπίεσης που ταυιάζουν την δυναμική κλίμακα του κατεστραμμένου αυτιού σε αυτή ενός φυσιολογικού. Επίσης, συχνά επιλέγεται ένα χαμηλό κατώφλι συμπίεσης, ώστε οι ήχοι ομιλίας σε όποιο είπεδο κι αν εμφανίζονται να γίνονται αντιληπτοί πάνω από το ακουστικό κατώφλι του κατεστραμμένου αυτιού [Waldhauer and Villchur, 1988] [Killion, 1993].

### 1.6.1 Μονοκάναλη συμπίεση

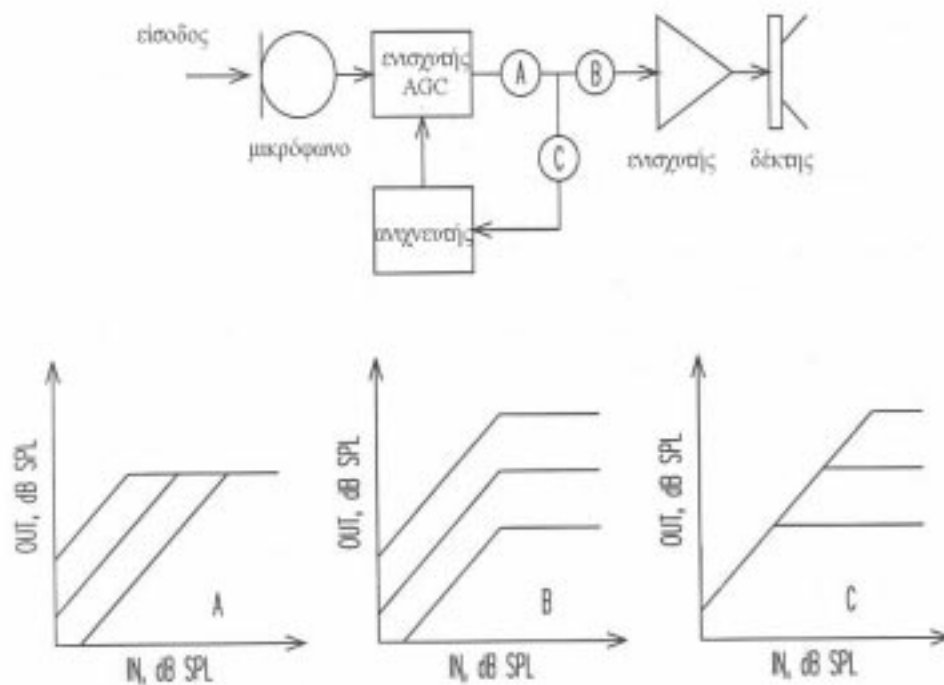
Η σχέση εισόδου-εξόδου στη σταθερή κατάσταση ενός συμπιεστή ακουστικού βοηθήματος, φαίνεται στο σχήμα 1.14. Το σύστημα είναι γραμμικό για σήματα εισόδου χαμηλότερου επιπέδου από το κατώφλι συμπίεσης. Άνω του κατωφλίου συμπίεσης το κέρδος μειώνεται, έτσι ώστε η έξοδος να αυξάνεται προς  $1/CR$  dB για κάθε αύξηση dB της εισόδου, όπου CR σημαίνει ποσοστό συμπίεσης (Compression Ratio).



**Εικόνα 1.14** Σχέση εισόδου-εξόδου για ένα τυπικό ενισχυτή συμπίεσης βοηθήματος ακοής

Ένα μπλοκ διάγραμμα ενός τυπικού βοηθήματος ακοής AGC φαίνεται στο σχήμα 1.15 [Cole, 1993]. Το σύστημα υποτίθεται ότι λειτουργεί σαν περιοριστής υψηλού επιπέδου. Ο σχεδιαστής των βοηθημάτων ακοής έχει πολλές επιλογές για το που θα τοποθετήσει το ρυθμιστή της έντασης. Κάθε επιλογή, όπως φαίνεται από τα αποτελέσματα για τις θέσεις A, B, C στο σχήμα, δίνει μία διαφορετική οικογένεια καμπυλών εισόδου-εξόδου, καθώς η ένταση ρυθμίζεται από το χρήστη. Το σημείο ελέγχου B, δίνει είσοδο AGC, στην οποία το κέρδος και το μέγιστο

επίπεδο εξόδου, ρυθμίζονται συγχρόνως από το ρυθμιστικό έντασης, αλλά το κατώφλι συμπίεσης που αναφέρεται στην είσοδο δεν επηρεάζεται. Μια ξεχωριστή ρύθμιση προσφέρεται για το κατώφλι συμπίεσης. Το σημείο ελέγχου A για το ρυθμιστικό έντασης δίνει ένα δείγμα εξόδου AGC, στο οποίο το ρυθμιστικό έντασης ρυθμίζει ταυτόχρονα το κέρδος και το κατώφλι συμπίεσης και ένα ξεχωριστό ποτενσιόμετρο χρησιμοποιείται για να επιτευχθεί το μέγιστο επίπεδο εξόδου. Άλλη μία επιλογή είναι συμπίεση με πρόσθια τροφοδότηση στην οποία ο ανιχνευτής οδηγείται απευθείας από το σήμα του μικροφώνου. Μία καθυστέρηση στο σήμα του ενισχυτή ανάλογα με το σήμα ελέγχου μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να μειωθεί η υπερύψωση (overshoot) στην απόκριση του κύκλωματος συμπίεσης [Verschuure and Dreschler, 1993].



**Εικόνα 1.15** Διάγραμμα βοηθήματος ακοής με ανατροφοδότηση συμπίεσης. Οι συναρτήσεις εισόδου-εξόδου με εξασθένιση φαίνονται στα σχήματα A, B και C. (από τον Cole, 1993) (ανατύπωση κατόπιν αδειας από [Cole, 1993], Καναδική Εταιρία Παθολογίας Λόγου-Ομιλίας και Ακουστικής).

Η επιλογή των παραμέτρων για βέλτιστη συμπίεση, έτσι ώστε να μεγιστοποιείται η κατανόηση του λόγου ή η ποιότητα της ομιλίας, είναι ακόμη ανοιχτή για συζήτηση. Σταθερές

μικρού χρόνου δράσης (μικρότερο των 5ms) είναι αποδεκτές τόσο στην βιομηχανία όσο και από ερευνητές προκειμένου να αποφύγουν μεταβάσεις από το σημείο κορεσμού του ενισχυτή ισχύος της εξόδου. Οι απόψεις που στηρίζουν την εφαρμογή γρήγορου χρόνου ελευθέρωσης (μικρότερο των 20 ms) που καλείται και "συμπίεση συλλαβών", βασίζονται στο γεγονός ότι οι συλλαβές διαφοροποιούνται στον ομιλούμενο λόγο, καθώς και στην επιθυμία ενίσχυσης των απαλών ήχων της ομιλίας σε σχεδόν ακαριαία βάση [Vilchur, 1973], Από την άλλη οι απόψεις που υποστηρίζουν τους μεγάλους χρόνους ελευθέρωσης βασίζονται στην επιθυμία διατήρησης της δομής που εμπεριέχεται στην ομιλία [Plomp, 1988] και στην αποφυγή ανεπιθύμητων αυξομειώσεων του επιπέδου αντίληψης του θορύβου του περιβάλλοντος (κενών στην ομιλία, αναπνοή ή εξάντληση) που μπορεί να προκληθούν από ραγδαία μεταβλητό κέρδος του ενισχυτή συμπίεσης [Cole, 1993].

Η βασική ιδέα πίσω από τη συμπίεση συλλαβών, είναι ότι διαφορετικοί ήχοι ομιλίας απαιτούν διαφορετικά ποσοστά ενίσχυσης γεγονός που οδήγησε σε πειράματα που μετέβαλλαν το λόγο συμφώνων-φωνηέντων CV (Consonant-Vowel) στην ομιλία [Gordon-Salant, 1986] [Gordon-Salan, 1987] [Montgomery and Edge, 1988] [Kennedy et al., 1996]. Στα πειράματα αύξησης του λόγου CV του Kennedy et al., για παράδειγμα, η ενίσχυση των συμφώνων σε σχέση με τα φωνήεντα σε συλλαβές συμφώνων-φωνηέντων, ρυθμίστηκε ξεχωριστά για κάθε συλλαβή, με τις τροποποιημένες συλλαβές να παρουσιάζονται σε άτομα με προβλήματα ακοής σε ανεκτά επίπεδα. Τα αποτελέσματα έδειξαν, ότι η αναγνώριση συγκεκριμένων συμφώνων βελτιώθηκε σημαντικά δεδομένου κάποιου επιπέδου παρουσίας, ενώ σε κάποια άλλα σύμφωνα το ποσοστό αναγνώρισης έμεινε ανεπηρέαστο και σε μερικές περιπτώσεις μειώθηκε. Ο βαθμός ενίσχυσης των συμφώνων που είχε ως αποτέλεσμα το μέγιστο ποσοστό αναγνώρισης, διέφερε σημαντικά ανάλογα με τον τύπο του συμφώνου, το φωνητικό περιβάλλον και το σχήμα του ακουστικού διαγράμματος. Ακόμη, παρατηρήθηκαν μεγάλες μεμονωμένες διαφορές μεταξύ των ατόμων που πήραν μέρος στη μελέτη.

Πρόσφατα, μελετήθηκε η επίδραση του χρόνου ελευθέρωσης στη ποιότητα της ομιλίας που παρατηρείται [Neuman et al., 1995]. Τρία ποσοστά συμπίεσης, 1.5:1, 2:1 και 3:1, χρησιμοποιήθηκαν σε ψηφιακές εξομοιώσεις ακουστικών βοηθημάτων σε συνδυασμό με τους χρόνους ελευθέρωσης των 60, 200 και 1000ms. Ο χρόνος δράσης ήταν 5ms και το κατώφλι συμπίεσης στην είσοδο καθορίστηκε να είναι τα 20dB κάτω από το RMS επίπεδο της ομιλίας. Ζητήθηκε από είκοσι άτομα με απώλεια ακοής λόγω προβληματικών νευροαισθητήριων, να συγκρίνουν ανά ζεύγη την ποιότητα της ομιλίας με διαφορετικά ενθόρυβα περιβάλλοντα. Τα

αντικείμενα της έρευνας μπορούσαν να συγκρίνουν επεξεργασμένη ομιλία προερχόμενη από δύο διαφορετικά συστήματα. Τα αποτελέσματα έδειξαν μία σημαντική στατιστική αλληλεπίδραση μεταξύ του χρόνου ελευθέρωσης και του επιπέδου του θορύβου. Υπήρξε σημαντική προτίμηση για μεγαλύτερο χρόνο ελευθέρωσης όσο αυξάνονταν ο θόρυβος του περιβάλλοντος. Για χαμηλά επίπεδα θορύβου, δεν υπήρξε ιδιαίτερη προτίμηση στους χρόνους ελευθέρωσης. Παρατηρήθηκαν μεμονωμένες διαφορές από τις μέσες προτιμήσεις, που όμως έδειξαν ότι η ξεχωριστή ρύθμιση του χρόνου ελευθέρωσης σε ένα ακουστικό βοήθημα μπορεί να οδηγήσει σε μεγαλύτερη ικανοποίηση για το χρήστη από ότι θα είχε, αν χρησιμοποιούσε ένα συγκεκριμένο προκαθορισμένο χρόνο ελευθέρωσης.

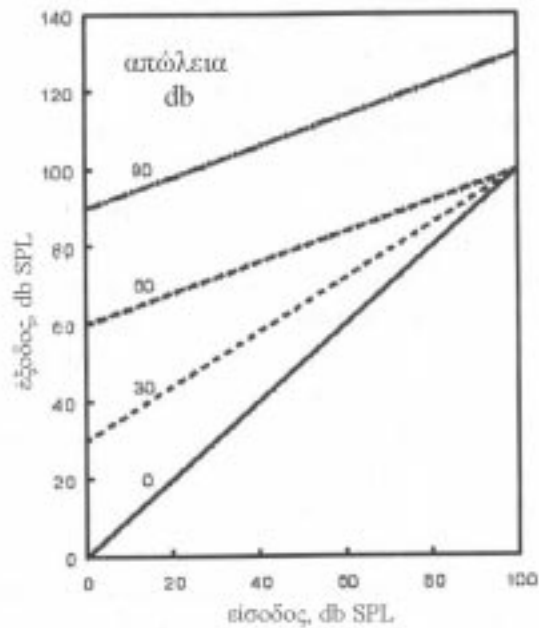
Επιπρόσθετα, μελετήθηκαν οι συνέπειες της συμπίεσης στην ποιότητα της ομιλίας, κάτω από παρόμοια εργαστηριακά πειράματα [Neuman et al., 1994]. Ερευνήθηκαν ποσοστά συμπίεσης σε μία περιοχή από 1.5:1 έως 10:1 με ταυτόχρονη γραμμική ενίσχυση. Ο χρόνος ελευθέρωσης διατηρήθηκε σταθερός στα 200ms. Η ανάλυση των δεδομένων, που προέκυψαν από την ανά ζεύγη σύγκριση, αποκάλυψε ότι τα είκοσι άτομα με προβλήματα ακοής, έδειξαν ιδιαίτερη προτίμηση στα χαμηλά ποσοστά συμπίεσης, με τα ποσοστά που υπερέβαιναν το 3:1 να προτιμώνται λιγότερο. Η πλειοψηφία των ακροατών προτίμησαν ένα γραμμικό βοήθημα ακοής, όταν το επίπεδο του θορύβου ήταν υψηλό. Τα ποσοστά ποιότητας [A. Neuman, personal communication, 1995], έδειξαν ότι τα εξομοιωμένα βοηθήματα ακοής με τα χαμηλότερα ποσοστά συμπίεσης κρίθηκαν ως πιο ευχάριστα και λιγότερο ενθόρυβα. Ακροατές με μειωμένο δυναμικό πεδίο (μικρότερο των 30dB), επέλεξαν συμπίεση με σημαντικά μεγαλύτερο βαθμό έναντι των ακροατών με ευρύτερο δυναμικό πεδίο (μεγαλύτερο των 30 dB).

Τα πειραματικά αποτελέσματα που παρουσιάζονται παραπάνω για το ποσοστό συμπίεσης, συντάσσονται με απόψεις από την ακουστική φυσιολογία. Σε έναν υγιή κοχλία, ο ενεργός μηχανισμός των εξώτατων τριχοειδών κυττάρων παρέχει περίπου 50-60dB κέρδος για μία ημιτονοειδή συνάρτηση στο ακουστικό κατώφλι [Kiang, 1980]. Αύξηση του επιπέδου του σήματος έχει σαν αποτέλεσμα μία μείωση του κέρδους και διεύρυνση της απόκρισης των ακουστικών φίλτρων [Johnstone et al., 1986], εως ότου στα υψηλά επίπεδα το κέρδος να μειωθεί περίπου σε 0-10dB. Σε κοχλία με εκτενή βλάβη των εξώτατων τριχοειδών κυττάρων, το σχήμα του φίλτρου και η ενίσχυση σε όλα τα επίπεδα εισόδου είναι ίδια με ότι παρατηρείται σε ένα υγιή κοχλία στις υψηλές συχνότητες [Harrison et al., 1981]. Σαν μία προσέγγιση για τις συχνότητες της ομιλίας, υποθέτουμε ότι σε ένα υγιή κοχλία μία είσοδος των 0dB SPL απαιτεί ενίσχυση της τάξης των 60 dB, ενώ μία είσοδος των 100 dB SPL απαιτεί ενίσχυση 0 dB, δίνοντας λόγο

συμπίεσης 2.5:1. Ένας σοβαρά κατεστραμμένος κοχλίας από την άλλη πλευρά, έχει ενίσχυση 0 dB σε όλα τα επίπεδα εισόδου, με αποτέλεσμα να παίρνουμε ένα γραμμικό σύστημα. Κάποιος λοιπόν, θα μπορούσε να υποστηρίξει ότι το μέγιστο ποσοστό συμπίεσης που απαιτείται για συμπίεση ευρέως δυναμικού φάσματος σε ένα ακουστικό βοήθημα, που αντιστοιχεί σε τέλεια καταστροφή των εξώτατων τριχοειδών κυττάρων, είναι 2.5:1. Καθώς επίσης ότι μικρότερα ποσοστά ζημιάς θα απαιτούν αντίστοιχα μικρότερους λόγους συμπίεσης.

Η ολοκληρωτική καταστροφή των εξώτατων τριχοειδών κυττάρων, έχει σαν αποτέλεσμα μία μεταβολή του κατωφλίου όχι μεγαλύτερη των 60 dB, αφού αυτό είναι το μέγιστο κέρδος που παρέχεται από τους μηχανισμούς του κοχλίου. Ακουστικές απώλειες μεγαλύτερες των 60 dB, θα πρέπει λοιπόν, να συνοδεύονται από καταστροφή στο μηχανισμό των νεύρων μετάδοσης στα εσωτερικά τριχοειδή κύτταρα, και τα δεδομένα που παρουσιάστηκαν από τους Liberman και Dodds [Liberman and Dodds, 1984], δείχνουν ότι η ζημιά των εσωτερικών τριχοειδών κυττάρων έχει ως αποτέλεσμα μία μετατόπιση του κατωφλίου, αλλά όχι εμφανή αλλαγή στη μηχανική συμπεριφορά του κοχλίου. Έτσι, η ζημιά των εξωτερικών τριχοειδών κυττάρων σε αυτό το μοντέλο της απώλειας ακοής, προκαλεί μία απώλεια της ευαισθησίας που συνδυάζεται με μείωση στο ποσοστό συμπίεσης, ενώ η καταστροφή των εσωτερικών τριχοειδών κυττάρων προκαλεί μία γραμμική μεταβολή της ευαισθησίας αυτής. Έτσι λοιπόν, η οικογένεια των καμπυλών στα βοηθήματα ακοής για τις εισόδους-εξόδους θα είναι όπως παρουσιάζονται στο σχήμα 1.16, όπου ο λόγος συμπίεσης αυξάνεται όσο αυξάνεται η απώλεια ακοής μέχρι τα 60 dB. Από αυτό το σημείο και μετά ο λόγος συμπίεσης παραμένει σταθερός και η ενίσχυση αυξάνεται.

Η επιλογή του ποσοστού συμπίεσης και των χρόνων δράσης και ελευθέρωσης, θα έχει επίσης σαν αποτέλεσμα την παραμόρφωση του βοηθήματος ακοής, ειδικά για ευρέως δυναμικού φάσματος συμπίεση, όπου το σήμα είναι σχεδόν πάντα πάνω από το κατώφλι συμπίεσης. Η παραμόρφωση στη συμπίεση ενός εξομοιωμένου βοηθήματος ακοής, μελετήθηκε από τον Kates [Kates, 1993b] για ένα ακουστικό βοήθημα το οποίο έχει ιδανική απόκριση σταθερής συχνότητας από 100-6000Hz. Χρησιμοποιήθηκε μία είσοδος θορύβου που μοιάζει με ομιλία, στα 70 dB SPL και το μέτρο της παραμόρφωσης ήταν ο λόγος του σήματος ως προς την παραμόρφωση (Signal-to-Distortion ratio, SDR) στα 1000 Hz, υπολογισμένος από μια αμερόληπτη συνάρτηση συνοχής [Kates, 1992]. Τα αποτελέσματα ποσοστού συμπίεσης 2:1 με κατώφλι συμπίεσης στα 50 dB SPL, είναι περίπου 30 dB για κάθε συνδυασμό χρόνου δράσης μεγαλύτερου των 2 ms και χρόνου ελευθέρωσης μεγαλύτερου των 50 ms [ANSI, 1987].



**Εικόνα 1.16** Καμπύλες εισόδου-εξόδου ενισχυτή συμπίεσης που προκύπτουν από ένα απλοποιημένο μοντέλο απώλειας ακοής.

Ο ANSI χρόνος δράσης ορίζεται ως ο χρόνος που χρειάζεται για την υπερύψωση με άλμα αύξησης από 50 ως 80 dB SPL, ενώ το επίπεδο του σήματος να διαφέρει κατά 2 dB από τη σταθερή κατάσταση. Ο χρόνος ελευθέρωσης ορίζεται ως ο χρόνος που χρειάζεται το σήμα να επανέλθει σε τιμή 2 dB κάτω από τη σταθερή κατάσταση, αφού τα δοκιμαστικά σήματα επιστρέψουν στο επίπεδο των 55 dB SPL. Έτσι, η παραμόρφωση δεν αναμένεται να μειώσει την κατανόηση ομιλίας, ή να επηρεάσει σημαντικά την ποιότητα της ομιλίας για σταθερές χρόνου μέσα σε αυτά τα επίπεδα [ Kates and Kozma-Spytek, 1994]. Αυξάνοντας το ποσοστό συμπίεσης στο 8:1, το SDR μειώνεται κατά 5 dB, ενώ και πάλι δεν αναμένεται να επηρεάσει σημαντικά την ποιότητα της κατανόησης του λόγου.

### 1.6.2 Συμπίεση δύο καναλιών

Αρκετά διαφορετικά συστήματα έχουν προταθεί για συμπίεση δυναμικού φάσματος δύο καναλιών. Η πιο συνηθισμένη προσέγγιση είναι η ανεξάρτητη λειτουργία των δύο καναλιών [Villchur, 1993]. Εμπορικά προϊόντα που ενσωματώνουν μεταβλητή ενίσχυση, διαφορετικά ποσοστά συμπίεσης και μεταβλητή συνδυαστική συχνότητα διαχωρισμού (crossover) μεταξύ των δύο καναλιών, έχουν υιοθετηθεί από διάφορους κατασκευαστές [Hodgson and Lade, 1988] [Johnson and Schnier, 1988] [Pluinage and Benson, 1988]. Ακόμη, είναι διαθέσιμα συστήματα, που προσφέρουν περιορισμό στη συμπίεση εν αντιθέσει με τα ευρέως δυναμικού φάσματος συμπίεσης [Branderbit, 1991]. Αυτά τα συστήματα είναι προγραμματιζόμενα προκειμένου να επιτρέπουν προσαρμογή της απόκρισης στην απώλεια ακοής του κάθε ατόμου και χρησιμοποιούν ψηφιακό έλεγχο της διαδρομής του αναλογικού σήματος.

Επιπλέον, είναι διαθέσιμες, διάφορες παραλλαγές που αφορούν στα συστήματα συμπίεσης. Σε μια προσπάθεια να μειωθεί η αυξανόμενη διασπορά της επικάλυψης, που μπορεί να προκληθεί από έντονο θόρυβο χαμηλής συχνότητας, έχει χρησιμοποιηθεί συμπίεση στο κανάλι χαμηλής συχνότητας σε συνδυασμό με ένα γραμμικό κανάλι στις υψηλές συχνότητες [Ono et al., 1983] [Kates, 1986]. Τέτοια συστήματα μπορούν επίσης να υλοποιηθούν χρησιμοποιώντας ένα υπερηχητικό φίλτρο με ελεγχόμενη συχνότητα αποκοπής από το προβλεπόμενο επίπεδο του σήματος χαμηλής συχνότητας. Η απόδοση αυτών των συστημάτων, συζητείται στο τμήμα του περιορισμού του θορύβου σε ένα μόνο μικρόφωνο. Εναλλακτικά, έχει προταθεί συμπίεση στο κανάλι υψηλής συχνότητας, συνδυαζόμενη με ένα γραμμικό κανάλι χαμηλής συχνότητας για να αντισταθμιστεί η στρατολόγηση για απώλεια ακοής στις υψηλές συχνότητες και έχει παραχθεί προϊόν που είναι επίσης διαθέσιμο στο εμπόριο [Killion, 1993].

Υπάρχουν ενδείξεις, ότι η συμπίεση δύο καναλιών μπορεί να προσφέρει μικρές βελτιώσεις στην κατανόηση της ομιλίας σε ένα γραμμικό μονοκάναλο σύστημα συμπίεσης [Villchur, 1973][Moore, 1987]. Μελετήθηκε από τον Moore ένα σύστημα δυο καναλιών [Lawrence et al., 1983][Moore, 1987], που χρησιμοποιούσε σύστημα συμπίεσης δύο καταστάσεων συμβιβάζοντας έναν συμπίεστη πρόσθιου μετώπου με χρόνο δράσης 5ms και χρόνο ελευθέρωσης 300ms, ακολουθούμενο από έναν συλλαβικό συμπίεστη δύο καναλιών. Ο AGC πρόσθιου μετώπου χρησίμευε στο να κρατάει την ομιλία μέσα σε μία σχετικά στενό δυναμικό φάσμα, ενώ ο συλλαβικός συμπίεστης είχε σχεδιαστεί για να μεταβάλλει το φάσμα της ομιλίας μεταξύ των συνόρων ενός σχεδόν σταθερού μέσου επιπέδου. Τα αποτελέσματα για ένα



πείραμα που συμπεριλάμβανε ακροατές με ακουστικές βλάβες, κατά το οποίο τα επίπεδα του θορύβου κρατήθηκαν σε ένα σταθερό επίπεδο και το επίπεδο της ομιλίας ρυθμίστηκε έτσι ώστε να διατηρεί σταθερό ποσοστό σωστής αναγνώρισης ομιλίας, έδειξε ότι το σύστημα συμπίεσης δύο καναλιών επέτρεπε στους ακροατές να ακούν κατά 2-3 dB χειρότερο SNR, ενώ η απόδοση εξακολουθούσε να είναι συγκρίσιμη με αυτή ενός ανάλογου γραμμικού βοηθήματος ακοής ή ενός συστήματος συμπίεσης ενός καναλιού.

### 1.6.3. Πολυκάναλη συμπίεση

Η πολυκάναλη συμπίεση χωρίζει το φάσμα της ομιλίας σε διάφορες ζώνες συχνοτήτων, και προσφέρει έναν ενισχυτή συμπίεσης για κάθε ζώνη. Η συμπίεση μπορεί να είναι ανεξάρτητη σε κάθε ζώνη και ή τα σήματα ελέγχου συμπίεσης ή/και το κέρδος να είναι συνδεδεμένα. Η ανεξάρτητη συλλαβική συμπίεση δεν έχει δείξει να προσφέρει κανένα σταθερό πλεονέκτημα έναντι της γραμμικής ενίσχυσης [Braidia et al., 1979] [Lippmann et al., 1981] [Walker et al., 1984]. Ένα από τα προβλήματα στα συστήματα πολυκάναλης συμπίεσης είναι οι ανεπιθύμητες αλληλεπιδράσεις φάσης και ενίσχυσης που μπορεί να συμβούν στα φίλτρα που χρησιμοποιούνται για την ανάλυση/σύνθεση της συχνότητας [Walker et al., 1984] και τα οποία μπορεί να δώσουν ανεπιθύμητες αιχμές πτώσεις στην απόκριση συχνότητας του συστήματος, αφού το κέρδος αλλάζει σε κάθε κανάλι. Το πρόβλημα των αλληλεπιδράσεων των φίλτρων, μπορεί να αντιμετωπιστεί με ψηφιακά φίλτρα γραμμικής φάσης (linear phase), αλλά η κατανόηση της ομιλίας σε ένα πολυκάναλο ψηφιακό σύστημα δεν είναι ιδιαίτερα ενθαρρυντική έναντι ενός αντίστοιχου αναλογικού συστήματος. [Kollmeier et al., 1993]

Έχει επίσης μελετηθεί πολυκάναλο σύστημα συμπίεσης, που χρησιμοποιεί μεγαλύτερες σταθερές χρόνου [van Dijkhuizen et al., 1991]. Αυτό το αργά μεταβαλλόμενο σύστημα συμπίεσης, έδωσε σημαντικά καλύτερη αναγνώριση λόγου σε σχέση με το μονοκάναλο σύστημα συμπίεσης για ενθόρυβη ομιλία, όταν ο θόρυβος περιείχε συνιστώσα έντονα στενής ζώνης συχνοτήτων. Παρόλα αυτά, οι ρυθμίσεις στο ενισχυμένο φάσμα επηρέασαν αμυδρά μόνο, την κατανόηση του λόγου όταν το φάσμα συχνότητας του θορύβου ταίριαζε με αυτό της ομιλίας [van Dijkhuizen et al., 1987] [van Dijkhuizen et al., 1989]. Συνεπώς, μπορεί κανείς να συμπεράνει, ότι η επιτυχία του συστήματος βασίζεται πρωτίτως στη μείωση της διασποράς επικάλυψης, που οφείλεται σε θορύβο έντονα στενής ζώνης.

Τα πιο πολύπλοκα πολυκάναλα συστήματα συμπίεσης χρησιμοποιούν τεχνικές σύνδεσης των σημάτων ελέγχου συμπίεσης ή/και κέρδους μέσω των καναλιών. Τα συστήματα αυτά, έχουν σκοπό να μεταβάλλουν δυναμικά το φάσμα συχνοτήτων τόσο πολύ, ώστε να μεγιστοποιήσουν το ποσό του σήματος ομιλίας που βρίσκεται στην περιοχή ακουστότητας του κατεστραμμένου αυτιού που δεν επιδέχεται θεραπείας. Ένα προτεινόμενο σύστημα ρυθμίζει τις σχετικές ενισχύσεις των κυρίων τμημάτων του φάσματος περιορισμένου χρόνου [Bustamante and Braid, 1987], ενώ ένα άλλο σύστημα διαφοροποιεί τους συντελεστές μίας σειράς πολυωνύμων, έτσι ώστε να ταιριάζουν με το φάσμα περιορισμένου χρόνου [Levitt and Neuman, 1991]. Αυτά τα συστήματα βελτιώνουν την κατανόηση της ομιλίας χαμηλού επιπέδου, αλλά το κυριότερο είναι η αύξηση του μεγέθους των συντελεστών χαμηλής τάξης, γεγονός που ισοδυναμεί με τη μονοκάναλη συμπίεση. Γενικά, η αύξηση του μεγέθους της διακύμανσης στο φάσμα υψηλής τάξης δε φαίνεται να οδηγεί σε βελτίωση της κατανόησης του λόγου [Hagaard et al., 1987] [Stone and Moore, 1992].

Ακόμη, έχουν αναπτυχθεί συστήματα συμπίεσης, που βασίζονται στην αρχή της σύμπτωσης της εκτιμώμενης ακουστότητας του κατεστραμμένου αυτιού με την ακουστότητα του υγιούς αυτιού [Yund et al., 1987] [Dilier et al., 1993] [Kollmeier et al., 1993]. Στο σύστημα του Dilier et al. [Dilier et al., 1993], η ακουστότητα ενός επίπεδου φάσματος περιορισμένου χρόνου, καθορίζεται σε κάθε ένα από τα οκτώ τμήματα συχνοτήτων, και το κέρδος σε κάθε τμήμα επιλέγεται έτσι ώστε, να δώσει την ίδια ακουστότητα στο κατεστραμμένο αυτί, με αυτή που θα έδινε σε ένα υγιές. Στη συνέχεια, εκτιμάται η ολική ακουστότητα ως άθροισμα των οκτώ τμημάτων και παράγεται ένας συντελεστής διόρθωσης, έτσι ώστε να αποτραπεί η σύνθεση ενός σήματος που θα ήταν πολύ ηχηρό. Τα αποτελέσματα σύγκρισης με τα συμβατά ακουστικά βοηθήματα έδειξαν, ότι η μεγαλύτερη βελτίωση στην κατανόηση της ομιλίας συμβαίνει στις χαμηλές συχνότητες, ενώ το όφελος της επεξεργασίας σήματος μειώνεται σημαντικά με την μείωση του θορύβου.

Ο Kollmeier et al., [Kollmeier et al., 1993] χρησιμοποίησε μια παρόμοια προσέγγιση στον υπολογισμό της ενίσχυσης σε κάθε τμήμα του φάσματος συχνότητας, έτσι ώστε να δημιουργήσει στο κατεστραμμένο αυτί, ένα επίπεδο ακουστότητας που θα εμφανιζόταν κανονικά στο υγιές αυτί. Η ολική ακουστότητα του τροποποιημένου σήματος δεν υπολογίζεται, αλλά στην όλη διαδικασία εμπλέκεται η διασπορά της επικάλυψης. Το επίπεδο, που χρησιμοποιείται στον υπολογισμό του κέρδους σε δοθέν τμήμα συχνότητας, είναι το μέγιστο του επιπέδου του σήματος

στο τμήμα αυτό ή στα δείγματα επικάλυψης από τα παρακείμενα τμήματα. Το σύστημα αυτό, παρήγαγε μία σημαντική αύξηση στην ποιότητα του επεξεργασμένου σήματος σε σχέση με ένα σύστημα γραμμικής μορφοποίησης της συχνότητας, αλλά η κατανόηση του λόγου δεν βελτιώθηκε αρκετά.

Γενικά ο επιδιωκόμενος στόχος στο σχεδιασμό ενός ακουστικού βοηθήματος για δευτερεύουσα απώλεια ακοής είναι η επεξεργασία του σήματος εισόδου, έτσι ώστε να λαμβάνουμε το καλύτερο δυνατό ταίριασμα μεταξύ των δειγμάτων νευρικής πυροδότησης σε ένα κατεστραμμένο αυτί σε σχέση με ένα υγιές. Ο Kates [kates, 1993d] πρότεινε ένα σύστημα που βασίζεται στο ελάχιστο μέσο τετραγωνικό σφάλμα σύμπτωσης μεταξύ των μοντέλων της φυσιολογικής και της προβληματικής ακοής. Το σήμα εισόδου διαιρείται σε ένα σύνολο τμημάτων συχνότητας. Το ποσοστό συμπίεσης σε κάθε τμήμα υπολογίζεται από την απώλεια ακοής, χρησιμοποιώντας την διαδικασία που περιγράφεται στο σχήμα 13. Το σύστημα αυτό, διαφέρει από τα συστήματα που βασίζονται στην ακουστότητα και που περιγράφηκαν παραπάνω στο ότι, τα σήματα ελέγχου συμπίεσης είναι το μέγιστο επίπεδο του φάσματος που μετράται σε μία περιοχή, που εκτείνεται από μία οκτάβα κάτω ως μία και μισή οκτάβα επάνω από κάθε κέντρο των τμημάτων συχνότητας. Αυτή η μορφή του ελέγχου συμπίεσης μιμείται χαρακτηριστικά καταστολής δύο τόνων [Sachs and Kiang, 1968] που παρατηρείται φυσιολογικά στους ανθρώπους [Duifhuis, 1980], στην οποία το ολικό ποσοστό νευρικής πυροδότησης σε μία πιο ευαίσθητη περιοχή σε δοθείσα συχνότητα, μπορεί να μειωθεί με την προσθήκη ενός δεύτερου τόνου σε διαφορετική συχνότητα. Το πρακτικό αποτέλεσμα αυτού του κανόνα συμπίεσης είναι, ότι οι έντονοι ήχοι, όπως είναι οι φωνοσυντονισμοί (formants) των φωνηέντων ελέγχουν το κέρδος των περιβαλλουσών περιοχών συχνότητας. Όσο το φάσμα του σήματος αλλάζει, τα σήματα ελέγχου και οι περιοχές ολισθαίνουν ως προς την συχνότητα. Στις περισσότερες περιπτώσεις υπάρχουν δύο ή τρεις περιοχές συχνότητων, όπου το κέρδος σε κάθε περιοχή καθορίζεται από την πιο έντονη αιχμή, αυτής της περιοχής του φάσματος. Τέτοιο σύστημα δεν έχει ακόμη δοκιμαστεί με ακροατές με προβλήματα ακοής.

### **1.7 Καταστολή θορύβου με μονό μικρόφωνο**

Η βελτίωση της κατανόησης του λόγου σε ενθόρυβο περιβάλλον, είναι ένας σημαντικός στόχος στο σχεδιασμό βοηθημάτων ακοής. Σε περιπτώσεις όπου η παρεμβολή επικεντρώνεται

στο χρόνο (πχ. κλικ) ή στη συχνότητα (πχ. καθαροί τόνοι) η κατανόηση της ομιλίας μπορεί πραγματικά να βελτιωθεί. Περνώντας το σήμα από κατάλληλο διαμορφωτή ή ένα φίλτρο όπως προαναφέρθηκε, μπορεί να μειωθεί το επίπεδο του θορύβου σε ποσοστό πολύ μεγαλύτερο από ότι η ομιλία [Weiss and Aschkenasy, 1975]. Ένα ακόμη μεγαλύτερο πρόβλημα είναι η βελτίωση της κατανόησης του λόγου, όταν επικρατεί θόρυβος ευρέως φάσματος. Οι τεχνικές μονού μικροφώνου που έχουν αναπτυχθεί βασίζονται στην υπόθεση ότι, μία βελτίωση του SNR θα έχει ως αποτέλεσμα μία αντίστοιχη βελτίωση στην κατανόηση, αν και στην πράξη αυτό δεν έχει αποδειχθεί σωστό.

### 1.7.1 Προσαρμοστικά αναλογικά φίλτρα

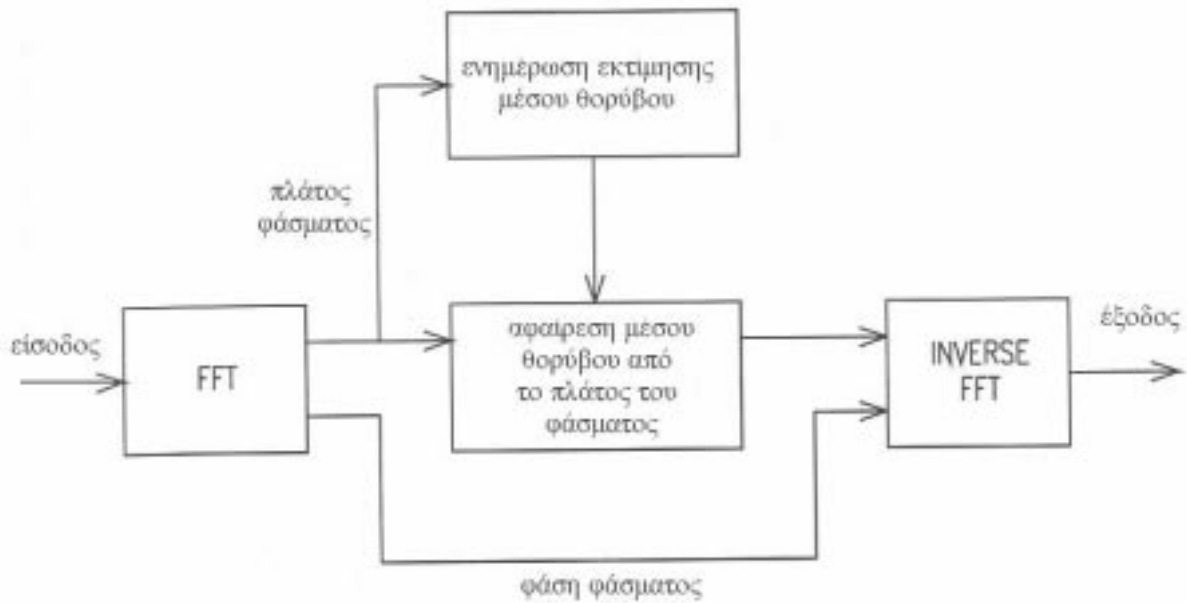
Τα αναλογικά προσαρμοστικά φίλτρα, που μειώνουν την έξοδο χαμηλής συχνότητας ενός ακουστικού βοηθήματος παρουσία θορύβου, είναι διαθέσιμα εδώ και αρκετά χρόνια [Ono et al., 1986]. Ενώ κάποια όργανα έχουν βασιστεί στην προσέγγιση των δύο καναλιών, έχοντας τη συμπίεση στο κανάλι των χαμηλών συχνοτήτων με σκοπό τον περιορισμό της έντασης του θορύβου στις συχνότητες αυτές, πιο συχνά βρίσκει κανείς ένα σύστημα που χρησιμοποιεί ένα υπερηρατό φίλτρο με κλίση 6 ή 12 dB/οκτάβα που έχει αυτόματα ρυθμιζόμενη συχνότητα αποκοπής. Το προσαρμοζόμενο υπερηρατό φίλτρο ελαττώνει το εύρος συχνοτήτων στις χαμηλές συχνότητες του βοηθήματος ακοής όσο αυξάνεται το επίπεδο θορύβου σε αυτές τις συχνότητες. Δοκιμές σε τέτοια συστήματα έδειξαν ότι, δεν υπάρχει βελτίωση στην κατανόηση της ομιλίας, όταν ο έλεγχος της έντασης του ήχου διατηρηθεί σε σταθερή θέση [Kuk et al., 1989] [Fabry and Tasell, 1990], εντούτοις έχει αναφερθεί σημαντική βελτίωση όταν οι άνθρωποι που πήραν μέρος στις δοκιμές μπορούσαν να επιλέξουν την ένταση του ήχου [Sigelman and Prves, 1987]. Αυτή η εξάρτηση στη ρύθμιση της έντασης υποδεικνύει ότι η σημαντική επίδραση στη κατανόηση της ομιλίας είναι στην πραγματικότητα αποτέλεσμα της μείωσης της παραμόρφωσης. Η μείωση του κέρδους στις χαμηλές συχνότητες επιτρέπει την αύξηση της ενίσχυσης στις υψηλές συχνότητες προτού ο ενισχυτής εισέλθει στο κόρο [Fabry, 1991].

Αντί του SNR σαν κριτήριο της απόδοσης της αποκοπής θορύβου μπορεί εναλλακτικά να χρησιμοποιηθεί η μεγιστοποίηση του Articulation Index (AI) δείκτη διάρθρωσης, που υπολογίζεται από το σύστημα. Ο AI βασίζεται στην άθροιση ανάλογα με τη σπουδαιότητα των τιμών SNR στη σταθερή κατάσταση, σε περιοχές συχνοτήτων από 200 ως 6000Hz [French and

Steinberg, 1947] [Kryter, 1962] και περιλαμβάνει τη διασπορά της επικάλυψης στη κύρια συχνότητα. Μειώνοντας το κέρδος σε μια ζώνη ζωτικής σημασίας, δεν θα επηρεαστεί το SNR σε αυτή τη ζώνη, αλλά μπορεί να αυξηθεί το AI αν ο θόρυβος στη ζώνη αυτή, στο αρχικό επίπεδο κέρδους, ήταν αρκετά έντονος ώστε να επικαλύπτει την ομιλία σε κοντινή ζώνη. Οι συνέπειες της επικάλυψης εντείνονται κυρίως αυξάνοντας τη συχνότητα [Egan and Hake, 1950]. Έτσι, εάν οι συνέπειες από την επικάλυψη από το θόρυβο σε δοθείσα ζώνη ήχων υψηλής συχνότητας υπερβεί το επίπεδο θορύβου στη ζώνη υψηλής συχνότητας, το κέρδος σε αυτή τη ζώνη θα πρέπει να μειωθεί και η μείωση αυτή θα είναι τόση, ώστε να εξισωθεί η επικάλυψη που παρατηρείται εκτός ζώνης και ο θόρυβος μέσα στη ζώνη [Kates, 19889]. Φιλτράροντας πέραν του ποσού που απαιτείται για τη μεγιστοποίηση του AI, δεν θα βελτιώσει περαιτέρω την κατανόηση της ομιλίας [Fabry and Tasell, 1990]. Αυτή η άποψη συμφωνεί με τα αποτελέσματα των Dillon and Lovegrove [Dillon and Lovegrove, 1993] οι οποίοι διαπίστωσαν κάποιο όφελος από την αποκοπή θορύβου με αναλογικά φίλτρα, όταν ο θόρυβος ήταν επικεντρωμένος στις χαμηλές συχνότητες, αλλά καμία βελτίωση στην ομιλία χαμηλών τόνων (μουρμούρισμα). Ακόμη, είναι σύμφωνο με τα ευρήματα του Kuk et al. [Kuk et al., 1989], όπου τα άτομα που πήραν μέρος στα πειράματα, προτίμησαν ένα προσαρμοστικό φίλτρο με κλίση 6dB/οκτάβα, έναντι ενός φίλτρου κλίσης 12dB/οκτάβα σε καθημερινή χρήση, αφού το πρώτο απεδείχθη ανεπαρκές στην αφαίρεση της επικάλυψης στη κύρια συχνότητα στους περισσότερους καθημερινούς θορύβους [Kates, 1993b].

### 1.7.2 Αφαίρεση φάσματος

Στην αφαίρεση φάσματος, αφαιρείται μία εκτίμηση του μέσου πλάτους του φάσματος θορύβου από το φάσμα ενθόρυβης ομιλίας περιορισμένου χρόνου, έτσι ώστε να δώσει μία βελτιωμένη εκτίμηση του σήματος ομιλίας [Boll, 1979]. Αφού το πλάτος του φάσματος θορύβου δεν μπορεί να εκτιμηθεί με απόλυτη ακρίβεια, όταν υπεισέρχεται και το σήμα ομιλίας, το μέγεθος αυτό υπολογίζεται σαν ο μέσος όρος του φάσματος θορύβου, που παρατηρείται κατά τη διάρκεια διαστημάτων παύσης της ομιλίας. Η φασματική αφαίρεση εικονίζεται στο σχήμα 1.17.



**Εικόνα 1.17** Διάγραμμα συστήματος μείωσης θορύβου με αφαίρεση φάσματος.

Το πλάτος και η φάση του σήματος εισόδου υπολογίζονται τμηματικά χρησιμοποιώντας τον FFT. Το φάσμα του πλάτους θορύβου υπολογίζεται ως ο τρεχούμενος μέσος όρος των τμημάτων σήματος, που καθορίζεται ότι είναι πρωτίστως μόνο ο θόρυβος. Αυτός ο μέσος όρος, ή αλλιώς η διαμορφωμένη εκτίμηση, αφαιρείται από το φάσμα του σήματος εισόδου. Οι αρνητικές διαφορές τίθενται ίσες με μηδέν. Το τροποποιημένο φάσμα πλάτους ανασυνθέεται με το αμετάβλητο φάσμα της φάσης και το σήμα εξόδου προκύπτει μέσω ενός αντίστροφου μετασχηματισμού.

Διαφορετική προσέγγιση της αφαίρεσης φάσματος αποτελεί η τεχνική INTEL [Weiss et al., 1975], στην οποία υπολογίζεται η τετραγωνική ρίζα του φάσματος πλάτους και μετασχηματίζεται μέσω ενός δεύτερου FFT. Κατόπιν, ακολουθεί επεξεργασία παρόμοια με αυτή που περιγράφηκε παραπάνω. Η εκτίμηση της συνάρτησης πλάτους μετατρέπεται στο χώρο των συχνοτήτων μέσω ενός αντίστροφου μετασχηματισμού και υψώνουμε στο τετράγωνο για να επανέλθει στην αρχική κατάσταση.

Η κατανόηση της ομιλίας, αλλά και η ποιότητα της, έχουν μελετηθεί για την μέθοδο INTEL. Για τις δοκιμές της κατανόησης, παρουσιάστηκαν απομονωμένες συλλαβές ομιλίας μέσω λευκού θορύβου, με ενθόρυβη είσοδο που έμοιαζε με σήμα ομιλίας και σε περιβάλλον

φλυαρίας, ενώ το επίπεδο θορύβου προσαρμόστηκε να δίνει ένα μέσο ποσοστό επιτυχίας 50%. Αν και η επεξεργασία INTEL, έδωσε σαν αποτέλεσμα μία βελτίωση της τάξης των 8dB, στα μετρώμενα στιγμιαία SNR η επίδοση στην αναγνώριση ομιλίας για το επεξεργασμένο και το μη επεξεργασμένο σήμα δεν διέφεραν σημαντικά. Παρά το γεγονός ότι η ολική κατανόηση ομιλίας δεν βελτιώθηκε, τα άτομα που έλαβαν μέρος στα πειράματα έδειξαν μία προτίμηση για την επεξεργασμένη ομιλία. [Neuman et al., 1985].

Μία αναλογική προσέγγιση της αφαίρεσης φάσματος είναι η REDMASK τεχνική επεξεργασίας [Neuman and Schwander, 1987]. Στη τεχνική αυτή, η ενίσχυση του ακουστικού βοηθήματος ρυθμίζεται έτσι, ώστε ο θόρυβος του περιβάλλοντος να είναι ανεπαίσθητος σε όλες τις συχνότητες. Αυτή η ρύθμιση της ενίσχυσης επιτυγχάνεται με το να μετράται το κατώφλι ανίχνευσης θορύβου σε ζώνες 1/3 της οκτάβας και στην συνέχεια να ρυθμίζονται κατάλληλα τα χαρακτηριστικά συχνότητας-κέρδους έτσι, ώστε το φάσμα του θορύβου να βρίσκεται κάτω από το κατώφλι ακουστότητας. Οι πειραματικές εκτιμήσεις έδειξαν βελτίωση στην ποιότητα του ήχου για τα μισά περίπου άτομα, που πήραν μέρος στο πείραμα, αλλά αυτή η βελτίωση στην ποιότητα συνοδεύονταν με μείωση της κατανόησης της ομιλίας. Ακόμη, βρέθηκε ότι η κατανόηση μπορεί να βελτιωθεί, αυξάνοντας το φάσμα θορύβου σε ένα επίπεδο πάνω από το ανώτερο κατώφλι ακουστότητας, και έτσι παρέχοντας μεγαλύτερο κέρδος στο σήμα ομιλίας. Όμως αυτό το φαινόμενο συνοδεύονταν με μείωση της ποιότητας του ήχου.

### 1.7.3 Βελτίωση ποιότητας φάσματος

Αρκετές τεχνικές έχουν προταθεί για την τροποποίηση του σχήματος του φάσματος περιορισμένου χρόνου, έτσι ώστε να δοθεί έμφαση στα τμήματα που πιστεύεται ότι είναι σημαντικά για την αντίληψη της ομιλίας ή ώστε να μειωθεί το πλάτος των τμημάτων που εικάζεται ότι είναι θόρυβος. Μία προσέγγιση είναι ένα προσαρμοστικό φίλτρο επιλογής συχνοτήτων [Lim et al., 1978]. Σε αυτή τη μέθοδο, εκτιμάται η θεμελιώδης συχνότητα των ήχων ομιλίας και στη συνέχεια παράγεται ένα φίλτρο επιλογής, ώστε να περάσει η ισχύς του σήματος στις περιοχές των αρμονικών αιχμών και να αφαιρεθεί ισχύς στις μεταξύ τους κοιλάδες. Παρόλα αυτά, τα πειραματικά αποτελέσματα από άτομα με κανονική ακοή, έδειξαν ότι δεν σημειώθηκε σημαντική βελτίωση στην κατανόηση με τέτοιου είδους συστήματα [Perlmutter et al., 1977] [Lim et al., 1978].

Μία άλλη προσέγγιση είναι η κατασκευή ενός βέλτιστου φίλτρου που θα καλυτερεύσει το SNR της ομιλίας. Ένα πολυκάναλο φίλτρο ή ισοδύναμα ένα σύστημα FFT χρησιμοποιείται για να εξασφαλιστεί η ανάλυση συχνότητας, ενώ η ισχύς του σήματος και του θορύβου, εκτιμώνται σε κάθε ζώνη συχνότητας. Το κέρδος σε κάθε ζώνη ρυθμίζεται βάσει των εκτιμήσεων της ισχύος των σημάτων ομιλίας και θορύβου. Το σύστημα είναι προσαρμοστικό, αφού οι εκτιμήσεις ισχύος κυμαίνονται ανάλογα με τα χαρακτηριστικά του σήματος ομιλίας ή του θορύβου. Διάφοροι κανόνες έχουν χρησιμοποιηθεί για την υλοποίηση των φίλτρων αυτών, περιλαμβανομένων και των φίλτρων Wiener, η αφαίρεση πλάτους και εκτιμητές μέγιστης πιθανοφάνειας [McAulay and Malpass, 1980] [Doblinger, 1982] [Vary, 1983] [Ephraim and Malah, 1984]. Όμως, ενώ έχουν αναφερθεί βελτιώσεις στο μετρούμενο SNR μέχρι και 20dB [Vary, 1983], δεν έχει παρατηρηθεί καμία βελτίωση στην κατανόηση της ομιλίας [Sandy and Parker, 1982].

Αντί να προσπαθήσει κανείς να απομακρύνει τον θόρυβο, θα μπορούσε να δοκιμάσει να ενισχύσει την ομιλία. Η γενική προσέγγιση που έχει χρησιμοποιηθεί είναι με αύξηση της φασματικής αντίθεσης του φάσματος του σήματος περιορισμένου χρόνου, με το να διατηρούμε ή να αυξάνουμε το πλάτος σε περιοχές συχνότητων που περιέχουν φασματικές αιχμές, ενώ ταυτόχρονα να μειώνουμε το πλάτος των περιοχών που περιέχουν κοιλάδες. Οι τεχνικές αυτές περιλαμβάνουν ύψωση στο τετράγωνο και κανονικοποίηση του φασματικού πλάτους [Boers, 1980] αυξάνοντας το πλάτος σε κάποιες περιοχές και μειώνοντας το σε άλλες [Bunnell, 1990], φιλτράροντας τη περιβάλλουσα του φάσματος ώστε να αυξηθούν τα υψηλότερα ποσοστά διακύμανσης [Simpson et al., 1990] [Stone and Moore, 1992] [Baer et al., 1993], και χρησιμοποιώντας το ημιτονικό μοντέλο ομιλίας, απομακρύνουμε τα λιγότερο έντονα φασματικά μέρη, ενώ διατηρούμε τις αιχμές [Kates, 1994].

Γενικά, η αύξηση του φάσματος δεν αποδίδει ιδιαίτερη βελτίωση στην κατανόηση του λόγου. Τα συστήματα που φιλτράρουν την περιβάλλουσα του φάσματος [Simpson et al., 1990] [Stone and Moore, 1992], έχουν επιδείξει βελτιώσεις στην κατανόηση που αντιστοιχούν σε αλλαγές του SNR λιγότερο του ενός dB, αλλά αυτά τα αποτελέσματα είναι συγκεχυμένα από το γεγονός ότι, για κάποιους ήχους ομιλίας η επεξεργασία μπορεί να αυξήσει το πλάτος του δεύτερου και τρίτου formant, κι έτσι η βελτίωση στην απόδοση να οφείλεται σε μικρές αλλαγές στην κλίση του φάσματος κι όχι σε διαφορές του φάσματος. Για να δοκιμάσει αυτή την υπόθεση ο Baer et al. [Baer et al., 1993], επανέλαβε το πείραμα διορθώνοντας τη κλίση του φάσματος και πάλι βρήκε ένα μικρό πλεονέκτημα για την επεξεργασμένη ομιλία. Το σύστημα του Bunnell



[Bunnell, 1990], που κι αυτό αύξανε το σχετικό πλάτος των αιχμών του δεύτερου formant σε σχέση με τις αιχμές του πρώτου formant, επίσης έδειξε μία μικρή βελτίωση στην αναγνώριση κλειστών σύμφωνων στην κατάσταση φάσματος αυξημένης αντίθεσης. Σε ένα σύστημα που μειωνόταν το κέρδος στις κοιλάδες του φάσματος χωρίς να ενισχυθούν τα επίπεδα των αιχμών [Kates, 1994] δεν υπήρξε καμία βελτίωση στην κατανόηση του λόγου. Στην πραγματικότητα ο Kates [Kates, 1994], ανακάλυψε ότι μειώνοντας τον αριθμό των αρμονικών που χρησιμοποιούνται στην αναπαράσταση της ομιλίας, μειωνόταν η κατανόηση του λόγου κατά τρόπο όμοιο με την αύξηση του θορύβου του περιβάλλοντος, γεγονός που υποδηλώνει ότι οι κοιλάδες και τα sidelodes στο φάσμα της ομιλίας μεταφέρουν χρήσιμη ποσότητα πληροφορίας.

## 1.8 Αποκοπή θορύβου με πολλαπλά μικρόφωνα

Σε πολλές περιπτώσεις το επιθυμητό σήμα έρχεται από μία και μόνη καλά ορισμένη πηγή, όπως για παράδειγμα από ένα άτομο που κάθεται στην άλλη άκρη ενός τραπεζιού, ενώ ο θόρυβος παράγεται από ένα μεγάλο αριθμό πηγών που βρίσκονται σε όλη την γύρω περιοχή, ότι συναντάμε για παράδειγμα στο περιβάλλον ενός εστιατορίου. Κάτω από αυτές τις συνθήκες, η ομιλία και ο θόρυβος τείνουν να έχουν την ίδια κατανομή συχνοτήτων αλλά οι χωρικές τους κατανομές διαφέρουν. Ο χωρικός διαχωρισμός της ομιλίας και του θορύβου, μπορεί να γίνει εφικτός με τη μείωση του επιπέδου του θορύβου, χωρίς να επηρεαστεί αφαιρετικά η ομιλία. Ακόμη, σε αντίθεση με τις τεχνικές αφαίρεσης θορύβου χρησιμοποιώντας ένα μόνο μικρόφωνο, οι βελτιώσεις του SNR που μετρώνται με κατευθυντικά μικρόφωνα αλλά και με διατάξεις μικροφώνων αντιστοιχούν σε βελτιώσεις της κατανόησης του λόγου.

### 1.8.1 Κατευθυντικά μικρόφωνα.

Ένα κατευθυντικό μικρόφωνο θα βελτιώσει το SNR με το να διατηρεί υψηλό κέρδος στην κατεύθυνση της επιθυμητής πηγής και μειωμένο κέρδος για τις πηγές που στέλνουν σήματα από άλλες κατευθύνσεις. Μία ιδανική καρδιοειδής απόκριση θα βελτιώσει το SNR κατά 3-4 dB σε σύγκριση με ένα παγκτευθυντικό μικρόφωνο όταν η πηγή ήχου είναι πάνω στον άξονα και σε ένα ισοτροπικό περιβάλλον θορύβου (διάχυτος θόρυβος) [Olson, 1957]. Παρόλα αυτά, οι

μετρήσεις που πάρθηκαν από ένα πραγματικό κατευθυντικό μικρόφωνο που προσαρμόστηκε πάνω στο κεφάλι, έδειξε ότι τα πλεονεκτήματα είναι περίπου 2.5 dB μόνο, σε σύγκριση με ένα βοήθημα ακοής με παγκατευθυντικό μικρόφωνο, σε περιβάλλον διάχυτου θορύβου [Soede et al., 1993a]. Μεγαλύτερα οφέλη μπορούμε να αποκομίσουμε κάτω από πιο αυστηρές συνθήκες. Μία σχετική βελτίωση των 3-4 dB για το κατευθυντικό μικρόφωνο βρέθηκε όταν η πηγή του ήχου, τοποθετήθηκε μπροστά, ενώ ο θόρυβος πίσω από το κεφάλι σε ένα δωμάτιο με αντανακλάσεις. [Hawkins and Yacullo, 1984]. Ακόμα κι αν αυτές οι βελτιώσεις είναι αρκετά μικρές, τα κατευθυντικά μικρόφωνα είναι η μόνη πρακτική τεχνική ακουστικών βοηθημάτων που προσφέρουν διαρκή οφέλη στην βελτίωση της κατανόησης του λόγου σε ενθόρυβο περιβάλλον.

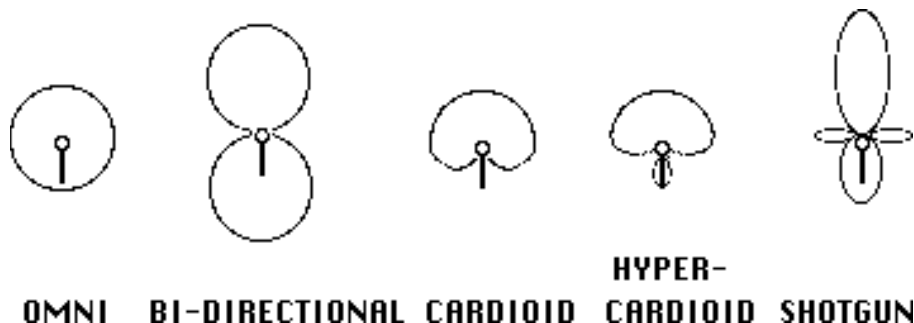
### D-MIC Oticon

(directional microphone)

Για βελτιωθεί η απόδοση, παρουσία θορύβου, το D-Mic ελαττώνει περιφερικούς ήχους, ώστε να βελτιώσει το SNR, καθώς ο ήχος εισέρχεται στο ακουστικό βοήθημα. Η εταιρία Oticon τροποποίησε το αρχικό D-Mic, ώστε να εξαλείψει την παρεμβολή από τα κινητά τηλέφωνα και να μειώσει την επίδραση του θορύβου λόγω ανέμου, χωρίς να επηρεάσει σημαντικά την ποιότητα του ήχου.

### Δείγματα μικροφώνων

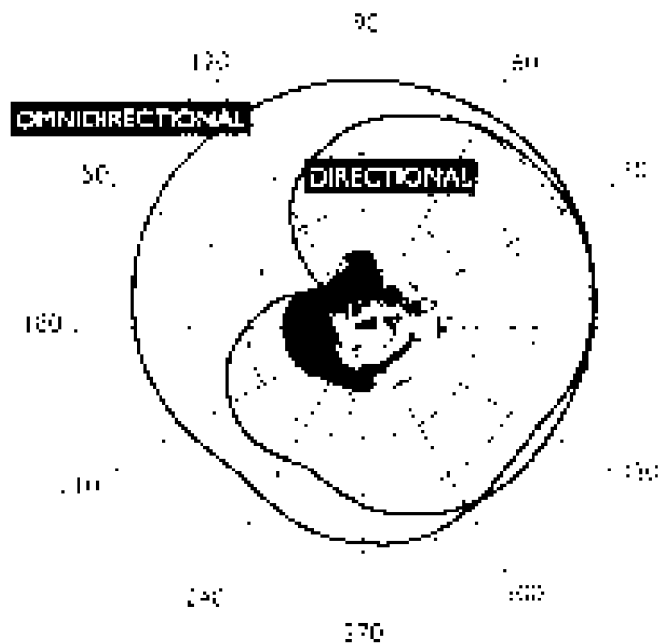
Αυτά είναι πολικά γραφήματα της εξόδου που παράγεται σε σχέση με την γωνία τοποθέτησης της πηγής του θορύβου. Η έξοδος απεικονίζεται από την ακτίνα της καμπύλης σε τυχαία γωνία.



**Εικόνα 1.18:** Διάφορα πολικά διαγράμματα

### Omni

Η πιο απλή σχεδίαση μικροφώνου είναι γνωστή ως παγκατευθυντικό μικρόφωνο (omnidirectional OM) και συλλαμβάνει όλους τους ήχους ανεξάρτητα από το σημείο προέλευσής τους. Είναι εύρηστα μικρόφωνα και γενικά έχουν από καλή έως εξαιρετική απόκριση συχνότητας.



**Εικόνα 1.19:** Στην εικόνα φαίνονται οι διαφορές των πολικών διαγραμμάτων των μικροφώνων omni-directional σε σχέση με τα bi-directional

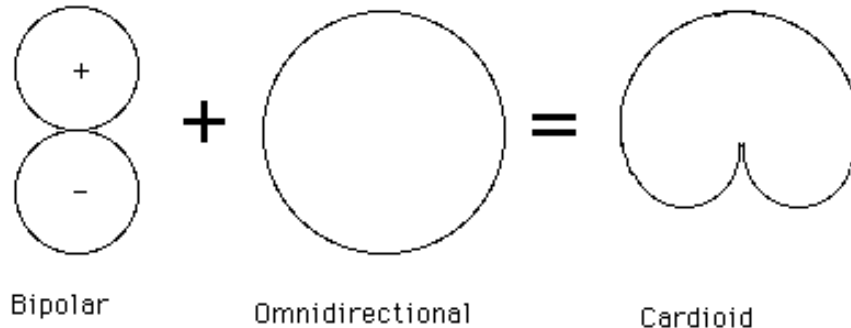
### Bidirectional

Δεν είναι πολύ δύσκολο να παραχθεί μικρόφωνο που συλλαμβάνει τον ήχο που χτυπάει στο πρόσθιο ή οπίσθιο τμήμα του διαφράγματος, αλλά δεν έχει καλή απόδοση για ήχους που έρχονται από πλευρικές κατευθύνσεις. Η μείωση του ανεπιθύμητων ήχων είναι η μεγαλύτερη δυνατή, αλλά το γεγονός ότι το εν λόγω μικρόφωνο δέχεται ήχους και από τις δυο άκρες

(αμφίπλευρα) το καθιστά δύσκολο στη χρήση. Η απόκριση συχνότητας είναι το ίδιο καλή με αυτή του ΟΜ, τουλάχιστον για ήχους που δεν είναι πολύ κοντά στο μικρόφωνο.

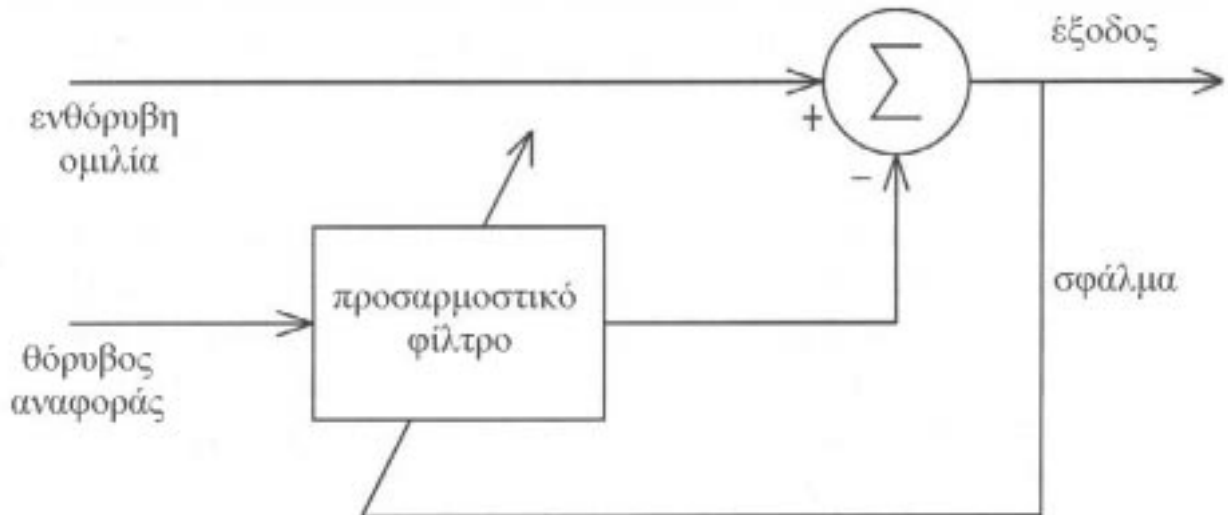
### Cardioid

Από το δείγμα είναι δημοφιλές όταν απαιτείται ενίσχυση ή ηχογράφηση συναυλιών, όπου ο θόρυβος είναι ένα πιθανό πρόβλημα. Το εν λόγω μικρόφωνο συλλαμβάνει τους ήχους από την κατεύθυνση στην οποία στρέφεται. Στην πραγματικότητα τα πράγματα διαφέρουν λίγο. Το πρώτο πρόβλημα, είναι ότι οι ήχοι από την οπίσθια μεριά δεν απορρίπτονται εντελώς, αλλά απλώς μειώνονται κατά 10-30dB. Το δεύτερο και σημαντικό πρόβλημα, είναι ότι το πραγματικό σχήμα του δείγματος ποικίλει ανάλογα με τις συχνότητες. Για χαμηλές συχνότητες, είναι ΟΜ μικρόφωνο. Ακόμα, η απόκριση συχνότητας για σήματα που φθάνουν από οπίσθια κατεύθυνση θα είναι διαφορετική από αυτή που θα παίρναμε αν ο ήχος ερχόταν από πλευρική κατεύθυνση. Ένα τρίτο αποτέλεσμα που μπορεί να αποτελέσει πρόβλημα, είναι ότι το μικρόφωνο θα δώσει έμφαση σε ήχους χαμηλών συχνοτήτων προερχόμενων από κάθε πηγή που είναι κοντά στο διάφραγμα. Αυτό είναι γνωστό σαν φαινόμενο εγγύτητας (proximity effect).



**Εικόνα 1.20:** Σύνδεση πολικού καρδιοειδούς διαγράμματος

### 1.8.2 Προσαρμοστική ακύρωση θορύβου με δύο μικρόφωνα.



**Εικόνα 1.21** Διάγραμμα ενός προσαρμοστικού συστήματος ακύρωσης θορύβου

Το προσαρμοστικό σύστημα αποκοπής θορύβου [Widrow et al., 1975], παρουσιάζεται στο μπλοκ διάγραμμα της εικόνας 1.21. Το σύστημα χρησιμοποιεί ένα μικρόφωνο για να συλλέγει το ενθόρυβο σήμα ομιλίας και ένα δεύτερο μικρόφωνο για να συλλέγει ένα σήμα που είναι ο διαρκής θόρυβος. Αυτό το τελευταίο σήμα ορίζεται ως ο θόρυβος αναφοράς. Ο θόρυβος αναφοράς επεξεργάζεται από ένα προσαρμοστικό φίλτρο, για να ταιριάζει όσο το δυνατόν περισσότερο με το θόρυβο, που αλλοιώνει την ομιλία. Συχνά, χρησιμοποιείται το κριτήριο του ελάχιστου μέσου τετραγωνικού σφάλματος (LMS). Στην συνέχεια, αφαιρείται η ακολουθία του φιλτραρισμένου θορύβου από την ενθόρυβη ομιλία, ώστε να αποκοπεί το στοιχείο του θορύβου και συνεπώς να βελτιωθεί το SNR. Η μέγιστη δυνατή βελτίωση, που μπορεί να πραγματοποιηθεί, περιορίζεται από το λόγο θορύβου-ομιλίας στο μικρόφωνο αναφοράς. Κάτω από ευνοϊκές συνθήκες, η προσαρμοστική αποκοπή θορύβου μπορεί να δώσει βελτιώσεις του SNR σε ποσοστό που ξεπερνά τα 30dB [Chabries et al., 1987] [Weiss et al., 1987], ενώ έχουν αναφερθεί βελτιώσεις στην κατανόηση της ομιλίας κατά 35-38% [Brey et al., 1987]. Έτσι, υπάρχει μεγάλη συσχέτιση μεταξύ βελτιώσεων του SNR και της κατανόησης της ομιλίας.

Η απόδοση ενός συστήματος προσαρμοστικής αποκοπής θορύβου με δύο μικρόφωνα, προσαρτημένο στο κεφάλι του χρήστη, μελετήθηκε από τον Weiss [Weiss, 1987] και τους

Schwander και Levitt [Schwander and Levitt, 1987]. Σε αυτό το σύστημα χρησιμοποιήθηκε ένα παγκατευθυντικό μικρόφωνο και ένα υπερκαρδιοειδές μικρόφωνο με κατεύθυνση προς τα πίσω για τον θόρυβο αναφοράς, που προσαρμόζεται ακριβώς επάνω από το μικρόφωνο συλλογής της ομιλίας. Σε ένα δωμάτιο, που είχε χρόνο ανάκλασης ίσο με 0.4sec, το σύστημα αυτό βελτίωσε τα αποτελέσματα αναγνώρισης του λόγου στο 74% από το ποσοστό σωστής αναγνώρισης για μη επεξεργασμένο ήχο που ήταν ίσο με 34%, για ακροατές με φυσιολογική ακοή, δεδομένης μίας μόνο πηγής θορύβου παρεμβολής. Μικρή κίνηση του κεφαλιού του χρήστη, μείωσε το αποτέλεσμα ορθής αναγνώρισης στο 62%, ενώ η αύξηση του αριθμού των ενεργών πηγών θορύβου, μείωσε περαιτέρω την αποτελεσματικότητα της επεξεργασίας αυτής.

### 1.8.3 Παράταξη βαρών ανεξάρτητων χρόνου

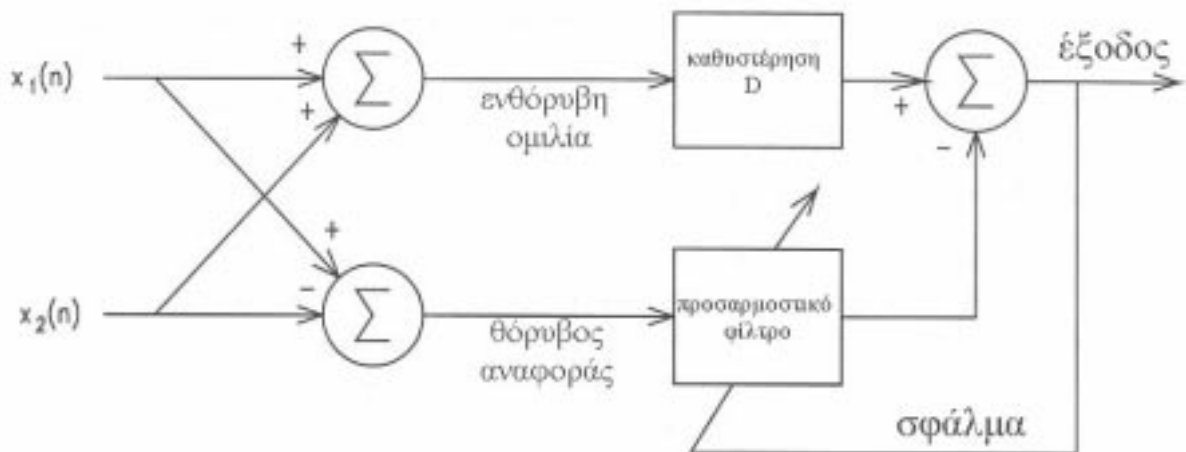
Προκειμένου να επιτύχουμε μεγαλύτερη βελτίωση στο SNR και στη κατανόηση της ομιλίας απαιτούνται διατάξεις, που συνδυάζουν τις εξόδους διαφόρων μικροφώνων. Η απλούστερη προσέγγιση επεξεργασίας πολλών μικροφώνων είναι αυτή της διάταξης δέσμης καθυστέρησης-άθροισης. Το όφελος των διατάξεων μικροφώνων καθυστέρησης-άθροισης αυτού του είδους που μπορούν να ενσωματωθούν για παράδειγμα, σε ένα σκελετό γυαλιών, , παρουσιάζει βελτίωση στο SNR ίση με 5-10dB, ενώ η μεγαλύτερη βελτίωση σημειώνεται στις υψηλές συχνότητες [Soede et al., 1993a] [Soede et al., 1993b]. Η βελτίωση στο κατώφλι υποδοχής της ομιλίας (SRT, speech reception threshold) δηλαδή, το SNR για το οποίο οι μισές μόνο λέξεις μίας λίστας λέξεων αναγνωρίζονται σωστά, βρέθηκε να είναι 7dB. Αυτές οι διατάξεις χρησιμοποιούν πέντε καρδιοειδή μικρόφωνα που τοποθετούνται ομοιόμορφα με απόσταση 10cm. Ακόμη, η απόδοση και των δύο πρόσθιων διατάξεων (κατά μήκος του πρόσθιου μέρους των γυαλιών) και των πλευρικών διατάξεων (παραπλεύρως των κροτάφων), δεν φάνηκε να επηρεάζονται σε μεγάλο βαθμό από την κίνηση του κεφαλιού).

Η απόδοση της διάταξης δέσμης καθυστέρησης-αθροίσεων, μπορεί να γίνει ακόμη καλύτερη χρησιμοποιώντας διάταξη υπερκατευθυντικής επεξεργασίας, [Coc et al., 1986] ώστε να επιτύχουμε το βέλτιστο SNR σε ένα πεδίο στατικού θορύβου. Εξομοιώσεις για ένα σφαιρικά ιστροπικό πεδίο θορύβου [Stadler and Rabinowitz, 1993] [Kates, 1993c] που χρησιμοποίησαν σχηματισμούς πλευρικών διατάξεων, παρόμοιες με αυτές που χρησιμοποιήθηκαν από τον Soede et al. [Soede et al., 1993a] [Soede et al., 1993b] έδειξαν, ότι μία διάταξη υπερκατευθυντική θα

δώσει ένα SNR καλύτερο κατά 5dB, περίπου, από αυτό που επιτυγχάνεται με τη διάταξη δέσμης καθυστερήσεων-αθροίσεων χρησιμοποιώντας το ίδιο σύνολο μικροφώνων. Για το πλευρικό προσανατολισμό της διάταξης, τα βάρη υπερκατευθυντικότητας έχουν, κατά μέσο όρο, 1dB λιγότερο SNR από αυτό της διάταξης δέσμης καθυστερήσεων-αθροίσεων. Όταν χρησιμοποιούνται παγκατευθυντικά μικρόφωνα, μπορεί να επιβληθεί ένας μηδενισμός στις 180 μοίρες στο μοντέλο της πλευρικής διάταξης με μείωση 0.3dB, μόνο, στο SNR [Kates, 1993c], ενώ αυξάνοντας τον αριθμό των μικροφώνων στη διάταξη από πέντε στα επτά, χωρίς να αυξηθεί το ολικό μήκος της διάταξης, βελτιώνει το SNR κατά 0.3dB μόνο [Stadler and Rabinowitz, 1993].

#### 1.8.4 Προσαρμοστικές διατάξεις δύο μικροφώνων

Η βέλτιστη επίδοση σε μία μεγάλη ποικιλία ακουστικών περιβαλλόντων, μπορεί να απαιτεί μεγαλύτερη ελαστικότητα, που μπορεί να επιτευχθεί με μία διάταξη που χρησιμοποιεί ένα σύνολο βαρών που είναι ανεξάρτητα των δεδομένων. Βέλτιστη, ή σχεδόν βέλτιστη, απόδοση σε ενθόρυβο περιβάλλον που δεν είναι εκ των προτέρων γνωστό, ή σε ένα μη στατικό περιβάλλον μπορεί να επιτευχθεί με διάταξη προσαρμοστικής επεξεργασίας. Η απλούστερη γεωμετρία προσαρμοστικής διάταξης χρησιμοποιεί δύο μικρόφωνα. Ένα παράδειγμα μίας προσαρμοστικής διάταξης δύο μικροφώνων των Griffiths-Jim [Griffiths and Jim, 1982] φαίνεται στο σχήμα 1.22 [Greenberg and Zurek, 1992]. Ακόμη, έχει υλοποιηθεί μία έκδοση αυτής της διάταξης που χρησιμοποιεί κατευθυντικά μικρόφωνα [Kompis and Dillier, 1994].



Εικόνα 1.22 Διάγραμμα προσαρμοστικής διάταξης με δύο μικρόφωνα

Η λειτουργία της διάταξης των δύο μικροφώνων των Griffiths-Jim [Greenberg and Zurek, 1992], έχει σχέση με την προσαρμοστική αποκοπή θορύβου, που περιγράφηκε στην προηγούμενη παράγραφο, με ένα προεπεξεργαστή που εκτελεί αθροίσεις και διαφορές των σημάτων των μικροφώνων. Το σήμα της άθροισης σχηματίζει το ενθόρυβο σήμα ομιλίας της εισόδου, ενώ η διαφορά το σήμα του θορύβου αναφοράς. Η επίδοση αυτής της διάταξης καθορίζεται από το ποσό αντανάκλασης, το λόγο του πλάτους του επιθυμητού σήματος ομιλίας ως προς αυτό της πηγής θορύβου (target -to-jammer ratio TJR), την ακρίβεια με την οποία η υποτιθέμενη κατεύθυνση του σήματος ομιλίας ταιριάζει με την πραγματική ευθυγράμμιση της διάταξης και το μήκος του προσαρμοστικού φίλτρου.

Αυτό το σύστημα δοκιμάστηκε στο KEMAR μοντέλο ανθρώπινου σώματος [Burkhard and Sachs, 1975], με το στόχο να δείχνει ίσια μπροστά και το παρεμβολέα να βρίσκεται σε γωνία 45 μοιρών. Το προσαρμοστικό φίλτρο είχε 169 στάδια και η καθυστέρηση D είχε οριστεί στο μισό του μήκους του φίλτρου. Το σύστημα έδειξε βελτιώσεις στο SNR της τάξης των 30dB, περίπου, σε συνθήκες χωρίς ηχώ όταν η διάταξη ήταν σωστά προσανατολισμένη και το TJR πλησίασε το αρνητικό άπειρο, δηλαδή για κατάσταση χωρίς σήμα ομιλίας. Αυξάνοντας το TJR στα 200dB μειώθηκε η βελτίωση του SNR σε περίπου 24 dB για μία ευρεία διάταξη και περίπου 3dB σε σχηματισμό πλευρικής διάταξης. Σε δωμάτιο με περιορισμένη ανάκλαση η βελτίωση σε SNR ήταν περίπου 10dB, κι όλες οι TJR τιμές για το στόχο σε 0.8m από τη διάταξη, ενώ μειώθηκε στα 2 dB όταν ο στόχος τοποθετήθηκε στα 2.6m μακριά. Τα αποτελέσματα της εξομοίωσης δείχνουν, ότι η επίδοση της διάταξης μειώνεται καθώς το σχετικό ποσό ανάκλασης αυξάνει, πλησιάζοντας ασυμπτωτικά την απόδοση της διάταξης καθυστέρησης-άθροισης δύο μικροφώνων. Σε περαιτέρω υψηλότερα TJRs, αυξάνοντας το μήκος του φίλτρου από 100 σε 1000 στάδια οδηγούμαστε σε αποκοπή του σήματος σε περιβάλλον προσομοιωμένης ανάκλασης. Λάθος τοποθέτηση της διάταξης έδωσε μικρές, αλλά επίμονες, μειώσεις στην επίδοση κάτω από όλες τις δοκιμασίες και τις συνθήκες εξομοίωσης.

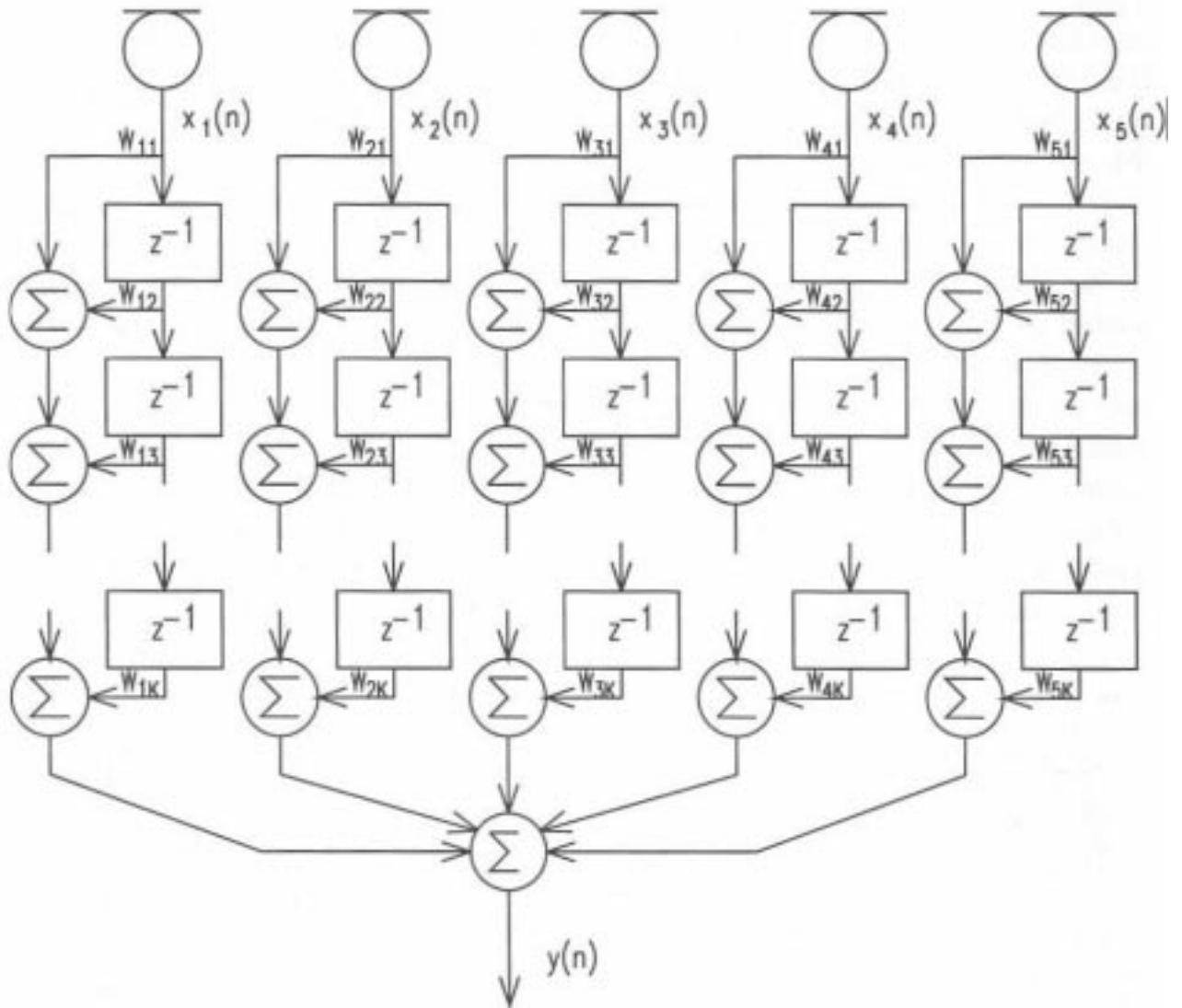
Αυτά τα αποτελέσματα υποδεικνύουν ότι, η απόδοση της διάταξης ανάκλασης είναι σημαντική στις εφαρμογές ακουστικών βοηθημάτων. Τροποποιήσεις στη διάταξη των Griffith-Jim μπορούν να βελτιώσουν την απόδοση, παρουσία ανακλάσεων. Απομακρύνοντας ή μειώνοντας την καθυστέρηση των D δειγμάτων, που φαίνονται στη διαδρομή του σήματος της εικόνας 1.21, μπορούν να μειώσουν σημαντικά τις αφαιρετικές συνέπειες των ανακλάσεων [Hoffman, 1994]. Ακόμα, προσθέτοντας ένα περιορισμό στην επεξεργασία για να



παρεμποδίσουμε την προσαρμογή σε ένα θετικό TJR (σε dB), βελτιώνουμε την απόδοση [Greenberg, 1994]. Μετρήσεις ενός συστήματος που έχει και τις δύο προσαρμογές [Greenberg, 1994], δείχνουν ότι οι βελτιώσεις σε SNR των 20-30dB, συμβαίνουν σε ένα ποσοστό απευθείας ανάκλασης των 20dB, ανεξάρτητα των TJR. Παρόλα αυτά, όταν η ισχύς της ανάκλασης υπερβαίνει αυτή του απευθείας σήματος η απόδοση του συστήματος μειώνεται περίπου στο επίπεδο των 3dB βελτίωσης του SNR, που θα επιτυγχανόταν από διάταξη δέσμης καθυστέρησης-άθροισης.

### 1.8.5 Προσαρμοστικές διατάξεις πολλών μικροφώνων

Γενικά, η επεξεργασία σήματος στο πεδίο του χρόνου μίας προσαρμοστικής διάταξης πέντε μικροφώνων, επιδεικνύεται στο διάγραμμα της εικόνας 1.23. Κάθε μικρόφωνο είναι προσαρμοσμένο σε ένα στάδιο καθυστέρησης, ενώ το σύνολο των βαρών προσαρμόζεται, έτσι ώστε να βελτιστοποιεί το επιλεγμένο κριτήριο σχεδιασμού. Τέτοιοι αλγόριθμοι συχνά χρησιμοποιούν ένα κριτήριο ελάχιστου μέσου τετραγωνικού σφάλματος [Monzingo and Miller, 1980], που έχει ως συνέπεια ο πίνακας συσχέτισης που χρησιμοποιείται στους υπολογισμούς των αισθητήρων βαρών να περιλαμβάνει τόσο το σήμα όσο και το θόρυβο. Σε αυτό τον τύπο επεξεργασίας, η αρχική διαταραχή του σήματος, που συμβαίνει όταν είναι παρούσα μία ισχυρά συσχετισμένη ανάκλαση ή όταν υπάρχουν τυχαίες μετατοπίσεις στις θέσεις των μικροφώνων, μπορεί να οδηγήσει στην αφαίρεση επιθυμητού σήματος [Seligson, 1970] [McDonough, 1972] [Cox, 1973]. Αφαίρεση σήματος έχει παρατηρηθεί σε διατάξεις σχεδιασμένες για συσκευές βοηθημάτων ακοής, που προκαλείται από ισχυρές ανακλάσεις [Greenberg and Zurek, 1992] ή από διατάξεις που δεν έχουν σωστή κατευθυντικότητα [Hoffman et al., 1994].



**Εικόνα 1.23** Διάγραμμα στο χώρο του χρόνου για μία προσαρμοστική διάταξη πέντε μικροφώνων.

Η παρεμπόδιση της αφαίρεσης σήματος μπορεί να επιτευχθεί με την εφαρμογή περιορισμών σε ένα προσαρμοστικό αλγόριθμο. Μπορεί ναδειχθεί ότι η αφαίρεση του επιθυμητού σήματος συνοδεύεται από αύξηση του μεγέθους του διανύσματος προσαρμοστικών βαρών [Cox, 1973]. Για αυτό, ο περιορισμός του μεγέθους του διανύσματος προσαρμοστικών βαρών, έτσι ώστε το διάνυσμα αυτό να είναι μικρότερο ή ίσο με ένα προκαθορισμένο όριο, εγγυάται ότι το επιθυμητό σήμα δεν θα απαλείφει ποτέ από την επεξεργασία. Αυτή η προσέγγιση χρησιμοποιεί τον αλγόριθμο κλιμακωτής προβολής [Cox et al., 1987]. Ο αλγόριθμος

κλιμάκωσης αποδείχθηκε αποτελεσματικός σε εφαρμογές βοηθημάτων ακοής [Hoffman et al., 1994].

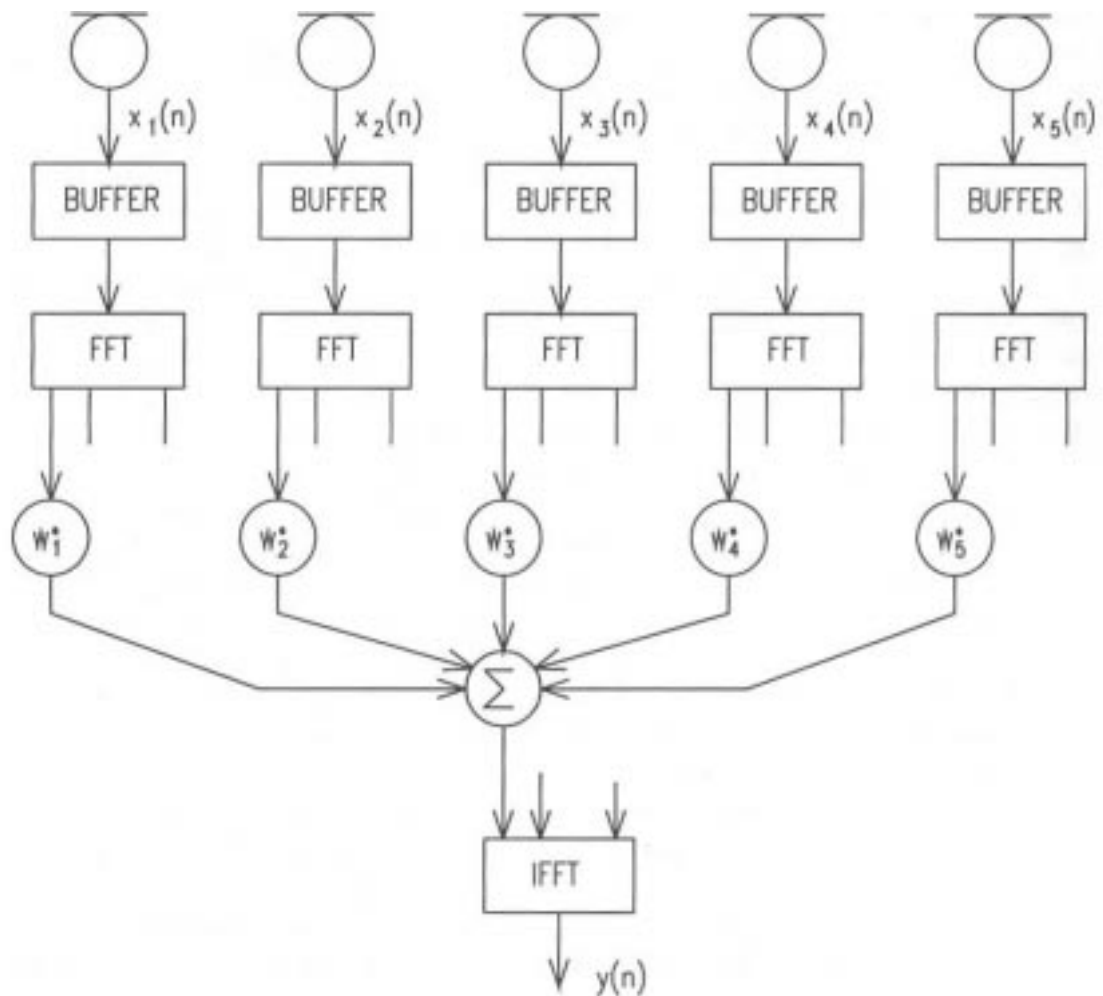
Ο Hoffman et al., [Hoffman et al., 1994], εξομοίωσαν μία διάταξη πέντε ως επτά μικροφώνων, προσαρμοσμένη στο κεφάλι του χρήστη με οκτώ ως δεκαέξι στάδια φίλτρων σε κάθε μικρόφωνο, χρησιμοποιώντας την υλοποίηση Griffiths-Jim σε συνδυασμό με τον αλγόριθμο κλιμακωτής προβολής. Η πηγή ομιλίας ήταν μπροστά από το κεφάλι και υπήρχε μία, μόνο, πηγή θορύβου σε γωνία 45 μοιρών. Εξομοιώθηκαν περιβάλλοντα ανάκλασης δίνοντας λόγους ισχύος απευθείας και ανακλώμενου σήματος με τιμές που διαφοροποιούνταν από: άπειρο, 6.9, 1.3 ως και -4.0dB. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι για μία μόνο πηγή θορύβου, δεν επηρεάζεται καθόλου η επίδοση της διάταξης όταν αυξήσουμε τον αριθμό των μικροφώνων στην διάταξη, ενώ τα φίλτρα των δεκαέξι σταδίων παρουσίασαν καλύτερη επίδοση από ότι τα οκτώ. Όμως, η βελτίωση στο SNR που παρουσίασε η διάταξη, επηρεάστηκε αρκετά από το λόγο του απευθείας ως προς το ανακλώμενο σήμα, ενώ το όφελος στη διάταξη να κυμάνθηκε από 17dB (για άπειρο λόγο) μέχρι 3 dB (για λόγο ίσο με -4.0 dB). Ο αλγόριθμος κλιμακωτής προβολής προσαρμόστηκε, έτσι ώστε κάτω από συνθήκες λανθασμένης τοποθέτησης της διάταξης, η επίδοση του συστήματος να μειωθεί στα επίπεδα απόδοσης της διάταξης δέσμης καθυστέρησης-άθροισης.

Τα αποτελέσματα των Hoffman et al. [Hffman et al., 1994] έδειξαν ότι αν και ο αλγόριθμος κλιμακωτής προβολής εμποδίζει την αποκοπή του επιθυμητού σήματος, εντούτοις δε δίνει τη βέλτιστη επίδοση της διάταξης, όταν είναι παρούσα συσχετισμένη παρεμβολή, γεγονός που συμβαίνει συχνά σε περιβάλλοντα ανάκλασης. Μία προσέγγιση που προσπαθεί να αντιμετωπίσει τη συσχετισμένη παρεμβολή, είναι η τροποποίηση του πίνακα συσχέτισης σήματος και θορύβου. Μία τεχνική είναι να σχηματιστεί ένας πίνακας συσχέτισης μικρότερου βαθμού με την εξαγωγή του μέσου όρου των πινάκων συσχέτισης που λαμβάνονται από ένα υποσύνολο του πίνακα αισθητήρων. [Evans et al., 1981] [Shan et al., 1985] [Takaο et al., 1986]. Παρόλα αυτά, για μία μικρή διάταξη με περιορισμένο αριθμό μικροφώνων, που είναι κατάλληλη για εφαρμογές ακουστικών βοηθημάτων, ο πίνακας συσχέτισης μειωμένου βαθμού περιορίζει σε μεγάλο βαθμό τον αριθμό των μηδενισμών που παράγονται στην απόκριση της διάταξης δείγματος. Μία εναλλακτική τεχνική είναι η εξαγωγή του μέσου όρου των τιμών κατά μήκος κάθε διαγωνίου του πίνακα συσχέτισης σήματος και θορύβου πλήρους βαθμού [Godara and Gray, 1989] [ Godara, 1990] [ Godara, 1991] [Godara, 1992] και έτσι να σχηματιστεί ένας πίνακας Toeplitz. Ο πίνακας αυτής της δομής, έδειξε να έχει επίδοση συσχετισμένης παρεμβολής

που είναι σχεδόν ίδια με την ασυσχέτιστη παρεμβολή που δίνεται από μία διάταξη πολλών βαρών [Godara, 1990] [Godara, 1991].

Ένας ακόμα παράγοντας που λαμβάνεται υπόψη στην επιλογή των προσαρμοστικών αλγορίθμων επεξεργασίας είναι το ποσοστό σύγκλισης και το υπολογιστικό φορτίο. Γενικά, μία υλοποίηση στο χώρο των συχνοτήτων της προσαρμοστικής επεξεργασίας, συγκλίνει γρηγορότερα από μία αντίστοιχη έκδοση στο χώρο του χρόνου, λόγω της μειωμένης διασποράς των ιδιοτιμών στους πίνακες συσχέτισης [Narayan et al., 183] [Chen and Fang, 1992]. Δεδομένης μίας διάταξης  $M$  μικροφώνων και ρυθμό δειγματοληψίας  $T$  δειγμάτων το δευτερόλεπτο, η επεξεργασία στο χώρο των συχνοτήτων απαιτεί περίπου  $M \cdot T$  μετασχηματισμούς το δευτερόλεπτο, ανεξάρτητα από το μέγεθος του μπλοκ μετασχηματισμού. Προκειμένου να μειώσουμε αυτό το υπολογιστικό φορτίο, μπορεί να επιλεγεί μία υλοποίηση ενός μπλοκ στο χώρο των συχνοτήτων σε συνδυασμό με έναν αιτιατό περιορισμό για τα προσαρμοστικά βάρη κατά την επεξεργασία [Ferrara, 1980] [Clark et al., 1981b] [Clark et al., 1983]. Το μπλοκ επεξεργασίας στο χώρο των συχνοτήτων διαφυλάσσει τις επωφελείς ιδιότητες της μειωμένης διασποράς των ιδιοτιμών του πίνακα συσχετισμού [Mansour and aGray, 1982], ενώ με τον περιορισμό που επιβάλουμε, μειώνουμε τον απαιτούμενο αριθμό μετασχηματισμών. Μόνο  $T$  μετασχηματισμοί ανά δευτερόλεπτο χρειάζονται, όταν χρησιμοποιείται ένας FFT με 32-σημεία σε μία διάταξη με πέντε μικρόφωνα.

Ένα παράδειγμα διάταξης με πέντε μικρόφωνα, που χρησιμοποιεί μπλοκ επεξεργασία στο χώρο των συχνοτήτων, φαίνεται στο σχήμα 1.24. Τα σήματα εισόδου σε κάθε μικρόφωνο διαβάζονται σε ένα buffer και χρησιμοποιείται ένας FFT για να μετασχηματίσει το σήμα στο χώρο των συχνοτήτων. Το σύνολο των βαρών για κάθε δυαδικό τμήμα FFT, προσαρμόζεται σε κάθε ενημέρωση και στη συνέχεια εφαρμόζεται το άθροισμα των βαρών σε κάθε συχνότητα. Ένας αντίστροφος μετασχηματισμός ανακατασκευάζει το σήμα στο χώρο του χρόνου.



**Εικόνα 1.24** Διάγραμμα στο χώρο συχνοτήτων για μία προσαρμοστική διάταξη πέντε μικροφώνων.

### 1.8.6 Σύγκριση επίδοσης σε πραγματικό δωμάτιο

Τα περισσότερα αποτελέσματα διατάξεων μικροφώνων αποκτήθηκαν από εξομοιώσεις με υπολογιστή. Όμως, το ακουστικό πεδίο σε ένα πραγματικό δωμάτιο είναι πολύ πιο πολύπλοκο από αυτό που μπορεί να παραχθεί από μία απλή εξομοίωση. Σε ένα πρόσφατο πείραμα, [Kates and Weiss, 1996] συγκρίθηκαν μερικοί χρονικά ανεξάρτητοι προσαρμοστικοί αλγόριθμοι, για μία

διάταξη τοποθετημένη σε ένα μεγάλο δωμάτιο που περιείχε ράφια με βιβλία, ερμάρια αρχειοθέτησης, αρκετά γραφεία, καρέκλες και τραπέζια. Κατασκευάστηκε μία πλευρική διάταξη, που περιείχε πέντε μικρόφωνα ομοιόμορφα κατανεμημένα ανά 2,5cm σχηματίζοντας έτσι μία περιοχή 10cm, χρησιμοποιώντας παγκατευθυντικά μικρόφωνα τύπου Knowels EK-3033 για ακουστικά βοηθήματα. Τα σήματα μικροφώνου λήφθηκαν με ρυθμό δειγματοληψίας στα 10KHz σε κάθε κανάλι, χρησιμοποιώντας έναν μετατροπέα αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (A/D converter) σε συνδυασμό με κυκλώματα δειγματοληψίας-κράτησης. Το επιθυμητό σήμα ήταν μία πρόταση, από ένα μεγάφωνο μπροστά από την διάταξη και η παρεμβολή ήταν ένα μουρμουρητό, προερχόμενο από πολλούς ομιλητές από ένα μεγάφωνο που ήταν τοποθετημένο στη μία πλευρά ή πίσω από την εν λόγω διάταξη. Οι θέσεις των διατάξεων στο δωμάτιο που μελετήθηκαν είχαν ως εξής: η διάταξη τοποθετημένη σε ένα στήριγμα κοντά στη μέση του δωματίου, η διάταξη σε ένα κοντό επιτραπέζιο στήριγμα με το μεγάφωνο ομιλίας στο άλλο άκρο του γραφείου, και η διάταξη τοποθετημένη επάνω σε ένα από τα αυτιά του ανθρωποειδούς KEMAR με το ανθρωποειδές να είναι κοντά στο μέσο του δωματίου.

Μελετήθηκαν πέντε αλγόριθμοι επεξεργασίας σήματος με υλοποίηση στο χώρο των συχνοτήτων. Το αντίστοιχο φίλτρο στο χώρο του χρόνου είχε μήκος 16 σταδίων με συχνότητα δειγματοληψίας 10KHz. Οι τρεις αλγόριθμοι που χρησιμοποιούσαν χρονικά ανεξάρτητους συντελεστές, ήταν διατάξεις δέσμης καθυστέρησης-άθροισης, μία υπεροδηγημένη υπερκατευθυντική διάταξη [Cox et al., 1986] στην οποία οι χρονικές καθυστερήσεις που χρησιμοποιήθηκαν, ήταν μεγαλύτερες από αυτές που αντιστοιχούσαν στους χρόνους μετάδοσης του ήχου μέσα σε υλικά και η υπερκατευθυντική ανάλυση ήταν βελτιστοποιημένη σε κάθε συχνότητα [Kates et al., 1993c] με την επιβολή αιτιατού περιορισμού στα βάρη [Clark et al., 1981b] [Clark et al., 1983]. Οι δύο άλλοι προσαρμοστικοί αλγόριθμοι ήταν μία έκδοση στο πεδίο των συχνοτήτων του αλγορίθμου κλιμακωτής προβολής [Cox et al., 1987] χρησιμοποιώντας τον ίδιο αλγόριθμο, αλλά με τη σύνθετη δομή του πίνακα συσχέτισης, στην οποία ο δομημένος πίνακας συσχέτισης [Godara, 1990] χρησιμοποιήθηκε σε χαμηλές τιμές SNR, ολισθαίνοντας σταδιακά σε υπερκατευθυντικό σύστημα με υψηλές τιμές SNR.

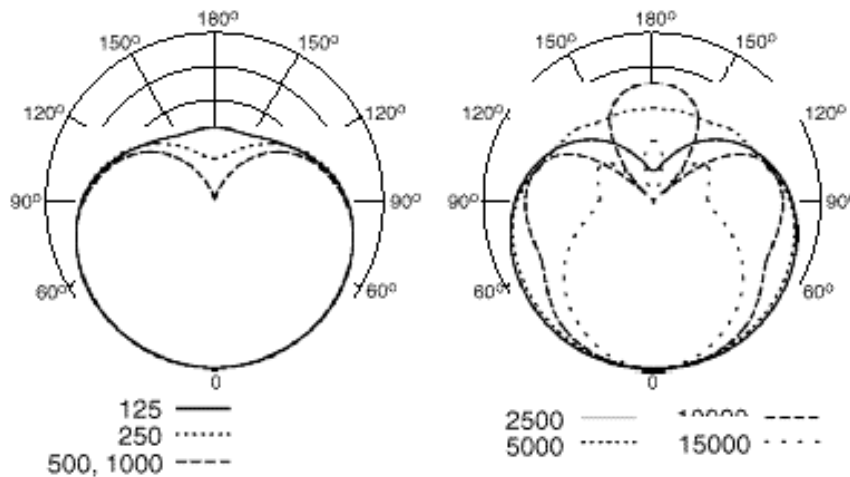
Τα αποτελέσματα με μία μόνο πηγή παρεμβολής στο δωμάτιο, έδειξαν μία μέση βελτίωση του SNR στα 5.6 dB για τη δέσμη καθυστέρησης-άθροισης, 7.1 dB για την υπεροδηγημένη διάταξη και 9.8 dB για τη βέλτιστη υπερκατευθυντική διάταξη. Οι βελτιώσεις στο SNR του αλγορίθμου κλιμακωτής προβολής ήταν 11.3 όταν TJR ήταν -10 dB, ενώ μειώθηκε στα 8.9 dB όταν TJR ήταν +10 dB. Η σύνθετη δομή του πίνακα συσχέτισης είχε σαν

αποτέλεσμα βελτίωση του SNR στα 10 dB, για κάθε τιμή του TJR. Η μεγαλύτερη βελτίωση του SNR παρατηρήθηκε στην διάταξη με επιτραπέζια τοποθέτηση, που έδωσε ένα μέσο 10.1 dB, ενώ τη λιγότερη βελτίωση του SNR έδωσε η διάταξη που ήταν τοποθετημένη στο KEMAR, όπου παρατηρήθηκε ένας μέσος όρος 8.4 dB. Μία ανάλυση των διακυμάνσεων (ANOVA) έδειξε, ότι δεν υπήρξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ της βέλτιστης υπερκατευθυντικής διάταξης για κάθε προσαρμοστικό αλγόριθμο, όταν TJR ήταν ίσο με 0 dB.

Αυτά τα αποτελέσματα υποδεικνύουν ότι μία μικρή διάταξη μικροφώνων μπορεί να είναι αποτελεσματική σε πραγματικό δωμάτιο, δίνοντας μια βελτίωση του SNR κατά 10 dB περίπου. Επιτεύχθηκε καλή επίδοση σε όλες τις θέσεις της διάταξης, περιλαμβανομένης της επιτραπέζιας τοποθέτησης, αλλά και αυτής στο αυτί του KEMAR. Τόσο η βέλτιστη υπερκατευθυντική διάταξη, όσο και η προσαρμοστική διάταξη λειτούργησαν εξίσου καλά, κάτω από όλες τις καταστάσεις δοκιμών, ενώ οι διατάξεις καθυστέρησης-άθροισης και υπεροδήγησης, ήταν εμφανώς πιο μειονεκτικές. Τα αποτελέσματα της βέλτιστης υπερκατευθυντικής διάταξης υποδηλώνουν, ότι η πολυπλοκότητα ενός προσαρμοστικού συστήματος δεν είναι απαραίτητη για μία μικρή διάταξη μικροφώνων για ακουστικά βοηθήματα, αλλά ότι τα απλά αναλογικά συστήματα όπως είναι η υπεροδηγημένη διάταξη δεν λειτουργούν το ίδιο καλά όπως το βέλτιστο ψηφιακό σύστημα.

### **1.8.7 Επισκόπηση κατευθυντικών μικροφώνων και η επίδραση της ανάκλασης στην απόδοσή τους.**

Παλαιότερα δύο τύποι μικροφώνων ήταν διαθέσιμοι προς χρήση για τα όργανα ακοής, τα παγκτευθυντικά (omnidirectional-OM) και τα απλά κατευθυντικά (directional-DM). Τα OM μικρόφωνα κατασκευάζονται, έτσι ώστε ο ήχος να εισέρχεται στο στόμιο εισαγωγής του μικροφώνου προκαλώντας παλμό του διαφράγματος και εκκένωση ανάλογης ηλεκτρικής τάσης, με αποτέλεσμα να σταλεί ένα σήμα στο ακουστικό βοήθημα. Το ποσό της τάσης που αποστέλλεται, είναι το ίδιο ανεξάρτητα του αζιμούθιου (σχετική θέση) της πηγής του ήχου σε σχέση με τον ακροατή. Αυτό το αποτέλεσμα μπορεί να αποδοθεί γραφικά από ένα πολικό διάγραμμα ευαισθησίας, όπως στο ακόλουθο σχήμα Πρέπει να παρατηρήσουμε ότι το κεφάλι του χρήστη αποτελεί ένα φράγμα περίθλασης [Hillman, 1981]



Τα DM αποτελούνται από δύο ξεχωριστές εισόδους, οι οποίες συνδέονται στις αντίθετες πλευρές του διαφράγματος. Η οπίσθια είσοδος περιλαμβάνει ένα φίλτρο καθυστέρησης, που εξαναγκάζει τους ήχους που προέρχονται από την οπίσθια πλευρά να δонούν το διάφραγμα την ίδια στιγμή που οι ήχοι που προέρχονται από πίσω συναντούν το διάφραγμα από την πρόσθια πλευρά. Αυτό, έχει σαν αποτέλεσμα οι ήχοι να αλληλοεξουδετερώνονται, εξασθενώντας αποτελεσματικά τους ήχους που προέρχονται από την οπίσθια πλευρά. Αυτό το αποτέλεσμα μπορεί να διαφέρει κατά μήκος του εύρους συχνοτήτων, συνήθως προκαλώντας μεγαλύτερη εξασθένιση για χαμηλότερες συχνότητες [Hillman, 1981], [Bachler & Volanthen, 1995].

Τα DM εισήχθησαν στην αγορά το 1971, και μέσα στα πρώτα 15 χρόνια κέρδισαν την προσοχή πολλών ερευνητών, αλλά κλινικά δεν χρησιμοποιήθηκαν πολύ. Σύμφωνα με τον Muller, [Muller, 1981] στην δεκάχρονη έρευνα του επί των DM, ερευνώντας δέκα κατασκευάστριες εταιρίες ακουστικών βοηθημάτων κατά μέσο όρο, το ποσοστό των οργάνων που διέθεταν DM, έφτασε μόλις το 20% σε πωλήσεις. Μία κλινική έρευνα αναφέρει ένα μέσο όρο 13% υιοθέτησης των συγκεκριμένων οργάνων. Στο ίδιο χρονικό διάστημα, το 80% όλων των οργάνων ήταν BTE, ενώ τώρα που η πλειονότητα των οργάνων είναι ITE και η ροπή χρήσης των DM έχει μειωθεί ακόμα περισσότερο. Έχει υποθεθεί ότι αυτό οφείλεται σε χωρικές παραμέτρους του οργάνου. Μια πρόσφατη ανεπίσημη τηλεφωνική έρευνα ανάμεσα σε 5 από τους μεγαλύτερους κατασκευαστές των ITE οργάνων, υπέδειξε ότι κανένας από τους κατασκευαστές δεν προσφέρει βοηθήματα ITE με DM μικρόφωνα., παρόλο που τα BTE διαθέτουν τέτοια μικρόφωνα και για αυτό το λόγο κάποιος θα υπέθετε κανείς, ότι τα DM παρουσιάζουν κάποια μειονεκτήματα.



Πιθανά μειονεκτήματα τα οποία αναφέρονται από τον Hillman είναι: τα DM είναι πιθανά περισσότερο ευπαθή σε θόρυβο ανέμου, περισσότερο ευαίσθητα σε βλάβες του μικροφώνου λόγω της επιπρόσθετης εισόδου που διαθέτουν, και παρουσιάζουν πιθανά φαινόμενα ανάκλασης στην κατευθυντικότητα του μικροφώνου. Ακόμα υπάρχει η άποψη, ότι τα DM δεν είναι πολύ αποτελεσματικά ως προς τη ποιότητα του ήχου. Ωστόσο, έρευνες έχουν δείξει ότι η υπόθεση αυτή είναι λανθασμένη. Το 1972 ο Lens έδειξε, ότι τα άτομα με προβλήματα ακοής παρουσίασαν βελτίωση στη διακριτική ικανότητα σε ενθόρυβο περιβάλλον, όταν χρησιμοποιούσαν DM έναντι OM. Κατά τα επόμενα 10 χρόνια οι ερευνητές επανέλαβαν αυτή την έρευνα με κάποιες διαφορές από την αρχική μελέτη. Η πλειονότητα των πειραμάτων δείχνει ότι τα DM είναι ανώτερα των OM. Εξαιρέσεις σε αυτό τον κανόνα στις παραπάνω μελέτες, καταγράφονται από τον Muller, [Muller, 1981]

Σε περίπου το ίδιο χρονικό διάστημα, διεξάγονταν μελέτες σχετικά με τις επιδράσεις του χρόνου ανακλάσεις σε άτομα με κανονική ή μη ακοή [A.K. Nabelek, J.M.Pickett, 1974], [T. Finitzo-Heber, T.W. Tillman, 1978], [A.K. Nabelek, P.K.Robinson, 1982], [A.C. Neuman, I. Hochberg, 1983].

Ο χρόνος ανάκλασης (T) ορίζεται ως ο χρόνος, που απαιτείται, ώστε να μειωθεί το SPL του ήχου 60dB αφού σταματήσει να εκπέμπεται ο ήχος από την πηγή. [ANSI-S1.1, 1960] και έχειδειχθεί ότι η αύξηση του, επηρεάζει την διακριτική ικανότητα της ομιλίας τόσο σε άτομα με κανονική ακοή, όσο και σε άτομα με προβλήματα ακοής. Ακόμα, έχει φανεί, ότι η αύξηση του T, επηρεάζει και την κατευθυντικότητα των ακουστικών βοηθημάτων (ποσοστό πρόσθια προερχόμενου σήμα ως προς το οπίσθια προερχόμενο σήμα) όταν χρησιμοποιούνται κλασσικά κατευθυντικά μικρόφωνα, κάνοντας τα ιδιαίτερα παγκατευθυντικά σε δωμάτια με υψηλή ανακλαστικότητα. [Cox. Studebaker & Forby, 1980]. Είναι αξιοσημείωτη η παρατήρηση που έκαναν οι Neilsen & Ludvigsen (1978) που αναφέρει, ότι η αύξηση του χρόνου ανάκλασης προκαλούσε μείωση της διακριτικής ικανότητας των χρηστών. Σε δύο ακόμα μελέτες, ερευνήθηκε ο χρόνος ανάκλασης, σε σχέση με τα πλεονεκτήματα της χρήσης των DM έναντι των OM. Από τις μελέτες αυτές, προέκυψε ότι για σήμα με 0 μοίρες αζιμούθιο και θόρυβο στις 180 μοίρες, το SNR που παρέχεται από τα DM μειωνόταν, όσο ο χρόνος ανάκλασης αυξάνονταν [Hawkins & Yacullo, 1984], [Madison & Hawkins, 1983]

Παρόλο που ο χρόνος ανάκλασης έδειξε ότι επηρεάζει την επίδοση των DM, υπήρχαν αποδείξεις ότι ακόμα και σε δωμάτια μέτριας ανακλαστικότητας, υπήρχαν πλεονεκτήματα σε σχέση με τα OM μικρόφωνα. [Hawkins & Yacullo, 1984], [Madison & Hawkins, 1983]. Αυτό το πλεονέκτημα ήταν της τάξης των 6dB και παρατηρήθηκε σε δωμάτιο με χρόνο ανάκλασης 0,3sec, ενώ έφτανε τα 3dB για δωμάτιο με χρόνο ανάκλασης 0,6sec.

Διάφορες έρευνες έγιναν για τη σύγκριση των DM σε σχέση με τα OM από τους Myeller, Grimes και Erdman, (1983). Τα αποτελέσματα αυτών των ερευνών έδειξαν ότι μόνο 50% των χρηστών έδειξε προτίμηση σε συγκεκριμένο τύπο μικροφώνου. Το ποσοστό αυτών που έδειχναν κάποια προτίμηση μειωνόταν ακόμα περισσότερο, όσο οι συνθήκες στο ηχητικό περιβάλλον γινόταν ολοένα και πιο αντίξοες. Πάντως όταν υπήρχε μία προτίμηση, αυτή ήταν υπέρ του DM μικροφώνου [Mueller et al., 1983].

Πρόσφατα μία νέα τεχνολογία μικροφώνων ενσωματώθηκε στα ακουστικά όργανα. Η εταιρία Phonal Inc. δημιούργησε το Audio Zoom (AZ/MMT). Πρόκειται για μια τεχνολογία πολλών μικροφώνων που χρησιμοποιεί δύο ηλεκτρονικά ολοκληρωμένα OM μικρόφωνα σε ένα BTE όργανο, προκειμένου να επιτευχθεί μία καλύτερη κατευθυντική απόδοση σε σχέση με τα παραδοσιακά DM. Τα κλασσικά DM επηρεάζονται από δύο παραμέτρους, το φίλτρο ακουστικής καθυστέρησης και το ποσοστό αποτελεσματικού διαστήματος μεταξύ των δύο εισόδων του μικροφώνου. Το AZ/MMT χρησιμοποιεί ολοκλήρωση των OM μικροφώνων που επιτρέπει τον προγραμματισμό αποτελεσματικότερης καθυστέρησης στο σύστημα [Bachler & Volanthen, 1995]. Προκειμένου να εξηγηθεί η απόδοση του AZ/MMT, χρειάζεται να εξηγήσουμε αρχικά τον όρο του δείκτη κατευθυντικότητας. (directivity index DI). Ο δείκτης κατευθυντικότητας μετράται σε dB και ορίζεται ως το ποσό που το DM μικρόφωνο ελαττώνει τον ήχο σε ένα περιβάλλον διάχυτου θορύβου, σε σχέση με ένα OM [Bachler & Volanthen, 1995]. Έτσι ο δείκτης κατευθυντικότητας ενός OM είναι 0dB.

Μπορεί να δειχθεί με τη βοήθεια του δείκτη κατευθυντικότητας του AZ/MMT ότι [Bachler & Volanthen, 1995]:

- A) Η επίδοση του AZ/MMT είναι καλύτερη τόσο από τα OM όσο και από τα DM.
- B) ο δείκτης κατευθυντικότητας του AZ/MMT είναι κατά μέσο όρο 1,5dB καλύτερος από τα DM Αυτή η βελτίωση είναι ακόμα μεγαλύτερη στις υψηλές συχνότητες.
- Γ) το AZ/MMT αναπληρώνει σχεδόν εξολοκλήρου την απώλεια κατευθυντικότητας, που εισάγεται από ένα συμβατό BTE μικρόφωνο.

Μέχρι το 1995, μόνο μία έρευνα παρέχει δεδομένα για την επίδραση του θορύβου στο SNR, όταν χρησιμοποιείται AZ/MMT σε σχέση με τα OM [Valente, Fabry, Potts, 1995]. Σε ένα πειραματικό θάλαμο ακουστικών μετρήσεων, με ομιλία από κατεύθυνση στις 0 μοίρες και με μουρμουρητό πολλών ομιλητών από την κατεύθυνση 180 μοιρών, με χαμηλό σήμα θορύβου, οι ακροατές με ακουστικά προβλήματα μπορούσαν να αναγνωρίσουν σωστά, προτάσεις σε ποσοστό 50% όταν χρησιμοποιήθηκε AZ/MMT και ένα OM. Βρέθηκε ότι η τεχνική AZ/MMT προσέφερε βελτίωση κατά μέσο όρο 7,8dB σε σχέση με το OM. Σε αυτή την περίπτωση, το SNR του AZ/MMT ήταν μικρότερο σε σχέση με το OM και ο ακροατής μπορούσε ακόμα να διατηρήσει σωστή απόδοση κατά 50%. Το AZ/MMT έδειξε στατιστικά σημαντικότερα αποτελέσματα, ενώ προηγούμενες μελέτες σε συμβατικά κατευθυντικά μικρόφωνα έδειξαν ένα πλεονέκτημα 3-6 dB σε περιβάλλοντα με μικρό ή μέτριο ποσοστό ανάκλασης αντίστοιχα. Η βελτίωση που προσφέρθηκε από το AZ/MMT, θεωρείται μία σημαντικά υπολογίσιμη βελτίωση.

### 1.9 Εμφυτεύματα κοχλία

Τα εμφυτεύματα κοχλία έχουν γίνει μία εφαρμόσιμη επιλογή για άτομα με έντονη απώλεια ακοής, λόγω βλάβης των νευρικών αισθητηρίων, που όμως επωφελούνται ελάχιστα από τα ακουστικά βοηθήματα. Μία περίληψη των βασικών αρχών και της ακουστικής επίδοσης των εμφυτευμάτων κοχλία υπάρχει ήδη [Ομάδα εργασίας στα βοηθήματα επικοινωνίας για τη μειωμένη ακοή, 1991] και οι αναγνώστες παραπέμπονται σε αυτή τη μελέτη για τις απαραίτητες βασικές γνώσεις [Ομάδα εργασίας στα βοηθήματα επικοινωνίας για τη μειωμένη ακοή, 1991]. Ένα σύστημα εμφύτευσης στο κοχλία, είναι η συσκευή Nucleuss που έχει 22 κανάλια, και που έχει λάβει την έγκριση από τον FDA. Δύο επιπρόσθετα συστήματα το Inneraid και το Clarion προς το παρόν υπόκεινται σε κλινικούς ελέγχους. Από τον Ιούνιο του 1993, υπάρχουν περίπου 3340 χρήστες εμφυτευμάτων στις Ηνωμένες Πολιτείες Αμερικής [A. Boothroyd, personal communication, 1994].

Δύο περιοχές της επεξεργασίας σήματος στα εμφυτεύματα κοχλία είναι οι στρατηγικές κωδικοποίησης για διέγερση πολλών ηλεκτροδίων και η ανάπτυξη συστημάτων αποκοπής θορύβου. Ένα από τα προβλήματα στα εμφυτεύματα κοχλία, είναι η μεγάλη διασπορά των ηλεκτρικών διεγέρσεων μέσα στο κοχλία. Λόγω του γεγονότος αυτού, υπάρχει ισχυρή

αλληλεπίδραση των στιγμιαίων ηλεκτρικών παλμών στα διαχωριζόμενα ηλεκτρόδια και γι' αυτό η γενική προσέγγιση είναι να ερεθίζουμε τον κοχλία με ακολουθίες παλμών, ώστε μόνο ένα ηλεκτρόδιο να διεγείρεται κάθε φορά. Για παράδειγμα το εμφύτευμα κοχλία Nucleus, που είναι και η συχνότερα χρησιμοποιούμενη συσκευή, αρχικά χρησιμοποίησε ένα σύστημα διέγερσης, στο οποίο το εκτιμώμενο δεύτερο formant ομιλίας χρησιμοποιήθηκε για την επιλογή του ηλεκτροδίου που επρόκειτο να διεγερθεί και το εκτιμώμενο ύψος του τόνου έλεγχε το ποσοστό διέγερσης [Tong et al., 1979] [Patrick and Clark, 1991].

Πρόσφατες έρευνες έδειξαν ότι ένα σύστημα, στο οποίο η ολική δομή του φάσματος ομιλίας είναι κωδικοποιημένη, κι όχι ένα μικρό σύνολο χαρακτηριστικών, οδηγεί σε βελτιωμένη κατανόηση της ομιλίας [McDermott et al., 1992] [Wilson et al., 1993] [Dilier et al., 1993]. Οι Wilson et al. [Wilson et al., 1993], διαρκώς μετέβαλαν το σύστημα δειγματοληψίας CIS. Για παράδειγμα χρησιμοποιούσαν πέντε ή έξι κανάλια με το μέγεθος των διφασικών παλμών να κωδικοποιεί το πλάτος της περιβάλλουσας σε κάθε κανάλι. Τα κανάλια πολυπλέκονται σταδιακά με το μεγαλύτερο δυνατό ρυθμό μέσα στο σύστημα επεξεργασίας κι έτσι αποφεύγονται οι επικαλύψεις μεταξύ των παλμών, δίνοντας 800 παμούς/sec σε κάθε κανάλι. Το νεότερο Nucleus σύστημα [McDermott et al., 1992], χρησιμοποιεί δεκαέξι κανάλια, με ηλεκτρόδια που αντιστοιχούν στις έξι υψηλότερες κορυφές μετά την ενεργοποίηση της εξίσωσης. Και πάλι, ένα σύγχρονο σύνολο ακολουθιακών παλμών παράγεται με το μεγαλύτερο επιτρεπτό ρυθμό από το σύστημα. Άλλες προσεγγίσεις στις οποίες χρησιμοποιείται α) η εξαγωγή χαρακτηριστικών της ομιλίας για φωνητική ομιλία και β) η προσέγγιση CIS για άφωνη ομιλία, ή γ) για τις οποίες το ηλεκτρόδιο χαμηλότερης συχνότητας διεγείρεται με μία πληροφορία ύψους του τόνου και το υπόλοιπο χρησιμοποιεί την προσέγγιση CIS, έχουν επίσης μελετηθεί [Dilier et al., 1993].

Στα εμφυτεύματα κοχλία έχει επίσης διερευνηθεί η αποκοπή του θορύβου. Ένα σύνθηες παράπονο από τους χρήστες εμφυτευμάτων είναι ότι, η επίδοση χειροτερεύει ραγδαία με την αύξηση του επιπέδου του θορύβου του περιβάλλοντος. Όμως η επίδοση του τρόπου αρχικής εξαγωγής των χαρακτηριστικών της επεξεργασίας του Nucleus μπορεί να βελτιωθεί σε ενθόρυβο περιβάλλον με προεπεξεργασία του σήματος με την μέθοδο INTEL της αφαίρεσης φάσματος [Weiss et al., 1975]. Ενώ οι εκτιμήσεις για τα formants ομιλίας και τα ύψη των τόνων είναι σχετικά ακριβείς σε περιβάλλον ησυχίας, γίνονται ολοένα και πιο ανακριβείς σε περιβάλλον θορύβου [Weiss and Neuman, 1993]. Η προσθήκη της μεθόδου επεξεργασίας INTEL είχε ως αποτέλεσμα μία μείωση των 4-5 dB στο SNR που απαιτείται για ακριβή αναγνώριση των φαινομένων από τους χρήστες των εμφυτευμάτων [Hochberg et al., 1992].

### 1.10 Συμπεράσματα

Το ανθρώπινο ακουστικό σύστημα είναι περίπλοκο σε αξιοθαύμαστο βαθμό. Ένας υγιής κοχλίας έχει τρομερά οξεία ανάλυση συχνότητας και υψηλό κέρδος στα σήματα χαμηλού επιπέδου. Το σύστημα είναι μη γραμμικό, με μειωμένο κέρδος και ευρύτερο εύρος συχνοτήτων όσο αυξάνει το επίπεδο του σήματος και σε παρουσία περισσότερων του ενός τόνου σήματος οδηγεί σε αλληλεπιδράσεις της ενίσχυσης και φαινομένων αποκοπής στη συμπεριφορά του συστήματος. Η απώλεια ακοής εμπλέκει μείωση της ενίσχυσης που προκαλεί μία ολίσθηση του ακουστικού κατωφλίου, μία γραμμικοποίηση της συμπεριφοράς εισόδου-εξόδου του συστήματος που έχει σαν αποτέλεσμα ακουστική στρατολόγηση, και απώλεια της συχνότητας και προσωρινή ανάλυση που οδηγεί σε μεγαλύτερα των φυσιολογικών ποσά επικάλυψης στο χώρο του χρόνου και των συχνοτήτων.

Οι περισσότερες μέθοδοι επεξεργασίας σήματος επικεντρώνονται σε μεμονωμένα χαρακτηριστικά της βλάβης του κοχλίου. Η γραμμική ενίσχυση επιδιώκει να αντιπαρέλθει την απώλεια ακουστικής ευαισθησίας για επίπεδα ομιλίας που συναντάμε σε μία φυσιολογική συζήτηση. Ευρέως δυναμικού φάσματος συμπίεση της ενίσχυσης έχει σαν σκοπό να αναπληρώσει την ακουστική στρατολόγηση και το μειωμένο δυναμικό εύρος του κατεστραμμένου αυτιού. Οι αλγόριθμοι αποκοπής θορύβου αποσκοπούν στην αναπλήρωση της απώλειας στη συχνότητα και προσωρινή ανάλυση του κατεστραμμένου αυτιού. Βελτιωμένη επίδοση μπορεί να έχει σαν αποτέλεσμα από κάτι απλό, όπως είναι η μείωση της αλλοίωσης σε έναν αναλογικό ενισχυτή, ως στην ευαισθησία ανατροφοδότησης σε ένα γραμμικό ακουστικό βοήθημα ή ακόμη μπορεί να απαιτούνται πολύπλοκα μοντέλα των μη γραμμικών αλληλεπιδράσεων που συμβαίνουν στο κοχλίο.

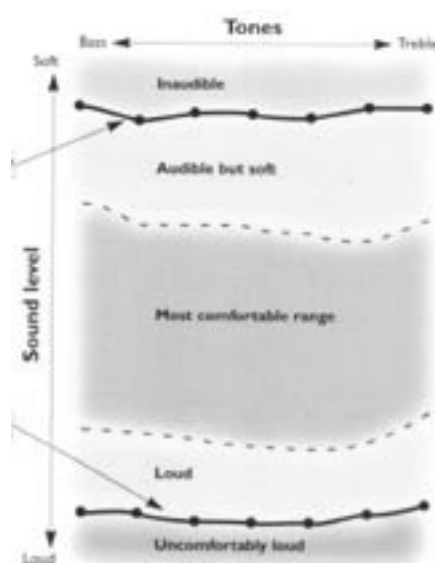
Οι εφαρμοσμένες μηχανικές λύσεις εξαρτώνται από τον πλήρη και σαφή καθορισμό του προβλήματος. Όταν το πρόβλημα και το κριτήριο που πρέπει να πληρείται μπορούν να διασαφηνιστούν ευκρινώς, τότε είναι δυνατόν να βρεθεί λύση. Παραδείγματα τέτοιων καλά καθορισμένων προβλημάτων περιλαμβάνουν μειωμένη παραμόρφωση από τον ενισχυτή, ακύρωση με ανατροφοδότηση και κατευθυντικές διατάξεις μικροφώνων για την αποκοπή θορύβου. Αλλά, όταν ο ορισμός του προβλήματος είναι ασαφής, και η επιτυχία βασίζεται σε διαισθητικά κριτήρια, η λύση είναι δύσκολο να βρεθεί. Παραδείγματα τέτοιων δύσκολων προβλημάτων περιλαμβάνουν αναπλήρωση της στρατολόγησης για σύνθετα σήματα, και

αποκοπή θορύβου με ένα μόνο μικρόφωνο. Ένα πρόσθετο ζήτημα, αυτό της απώλειας σταθερότητας στην ανάλυση συχνότητας στο κατεστραμμένο αυτί, μπορεί να σημαίνει ότι η ολική αναπλήρωση της απώλειας ακοής δεν είναι δυνατή με ένα συμβατό βοήθημα ακοής. Έτσι, η βελτιωμένη επεξεργασία σήματος για ακουστικά βοηθήματα μπορεί να είναι ένα απαιτηλό μηχανικό πρόβλημα..

## Κεφάλαιο 2

### ΨΗΦΙΑΚΑ ΒΟΗΘΗΜΑΤΑ ΑΚΟΗΣ

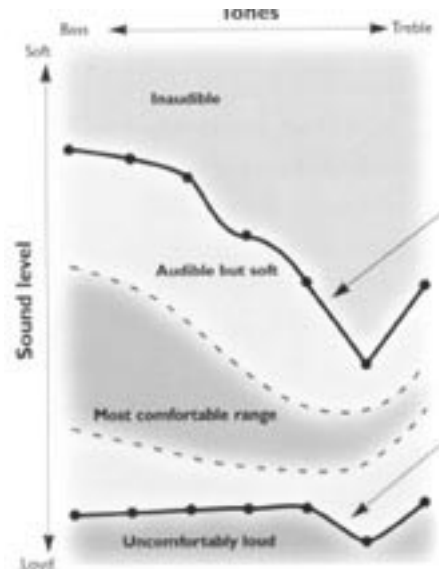
Το ακουστικό διάγραμμα (ή ακούγραμμα) είναι μία γραφική αναπαράσταση του τρόπου με τον οποίο το άτομο ακούει τους ήχους. Το πρώτο ακουστικό διάγραμμα που φαίνεται στην εικόνα 2.1 αντιστοιχεί σε ένα άτομο με φυσιολογική ακοή. Οι μπάσοι τόνοι, όπως είναι οι ανδρικές φωνές χαμηλών συχνοτήτων, αντιστοιχούν στην αριστερή πλευρά του διαγράμματος, ενώ οι υψηλοί τόνοι, όπως είναι οι παιδικές φωνές, αντιστοιχούν στην δεξιά μεριά. Οι απαλοί ήχοι είναι στην επάνω μεριά, ενώ οι έντονοι ήχοι στην κάτω μεριά. Οι ήχοι στις μπλε ζώνες είναι πολύ απαλοί για να ακουστούν, σε αντίθεση με τους ήχους στην πράσινη ζώνη. Οι πιο άνετοι ήχοι, για έναν άνθρωπο, είναι οι σκούρες πράσινες ζώνες και αντιστοιχούν στο φυσιολογικό επίπεδο ομιλίας.



Εικόνα 2.1: Ακούγραμμα ατόμου με φυσιολογική ακοή.

Όταν υπάρχει κάποιο πρόβλημα ακοής, το ακουστικό διάγραμμα, παρουσιάζει αλλαγές. Το ακουστικό διάγραμμα της εικόνας 2.2 απεικονίζει τον τρόπο με τον οποίο ακούει ένα άτομο με απώλεια ακοής. Η μπλε ζώνη, όπου οι ήχοι είναι πολύ απαλοί για να μπορέσουν να

ακουστούν είναι επεκταμένη, γιατί οι απαλοί ήχοι σε αυτή την περίπτωση είναι πολύ πιο δύσκολο να ακουστούν. Η πράσινη ζώνη, των ευκρινών ήχων, είναι πιο στενή, δείχνοντας τον τρόπο με τον οποίο η απώλεια ακοής περιορίζει την δυνατότητα του ατόμου να ακούσει καθημερινούς ήχους, συμπεριλαμβανομένων των συζητήσεων. Η κόκκινη ζώνη μένει η ίδια, δείχνοντας ότι οι έντονοι ήχοι είναι το ίδιο δύσκολο να γίνουν αντιληπτοί.



**Εικόνα 2.2:** Ακουστικό διάγραμμα ατόμου με πρόβλημα ακοής

Όπως δείχνουν τα παραπάνω ακουστικά διαγράμματα, η απλή αύξηση της έντασης όλων των ήχων δεν αποτελεί λύση στο πρόβλημα της απώλειας ακοής. Εκτός από την ενόχληση που μπορεί να προκαλέσουν οι έντονοι ήχοι, η αύξηση της έντασης δεν θα καλυτερέψει την ικανότητα αντίληψης των απαλών ήχων.

Ενώ τα συμβατά βοηθήματα ακοής το μόνο που επιτύγχαναν ήταν η ενίσχυση όλων των ήχων -απαλών και μη-, τα ψηφιακά αυτόματα ακουστικά βοηθήματα, όπως το Digifocus από την Oticon όπως θα δούμε αργότερα, μπορούν να αυξομειώσουν την ένταση 100 φορές το δευτερόλεπτο, όποτε αυτό είναι απαραίτητο κι όχι σε όλους τους εισερχόμενους ήχους.



## 2.1 Τράπεζα φίλτρων

Ακουστικά βοηθήματα με ψηφιακή επεξεργασία σήματος, μπορούν να δώσουν περαιτέρω δυνατότητες επεξεργασίας σήματος, ώστε να αναπληρωθεί η απώλεια ακοής. Παρόλα αυτά, για να είναι πρακτικό και εύχρηστο ένα ακουστικό βοήθημα, το ψηφιακό κύκλωμα θα πρέπει να έχει μικρή κατανάλωση ενέργειας, μικρή τάση τροφοδοσίας και μικρό μέγεθος.

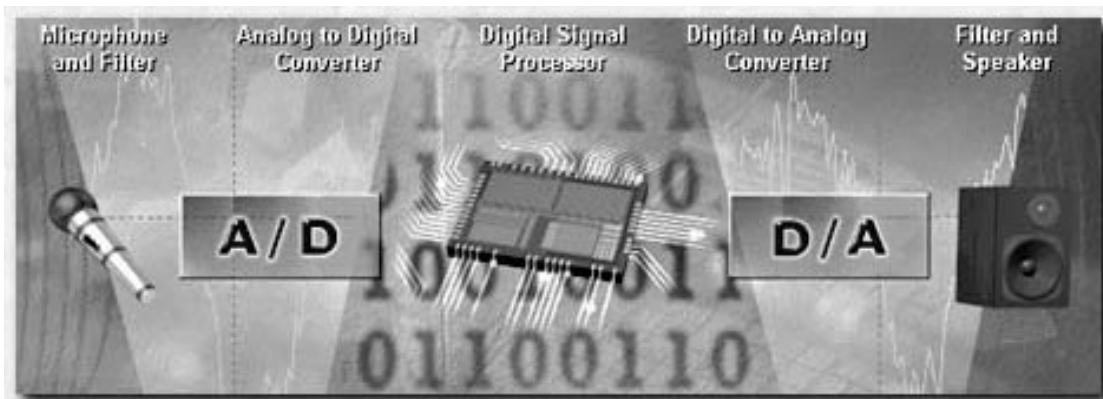
Αυτές οι απαιτήσεις ικανοποιούνται από τη σχεδίαση, την πραγματοποίηση, τη χρησιμοποίηση και εκτίμηση ενός ακουστικού βοηθήματος που βασίζεται σε μία τράπεζα φίλτρων. Για να επιτευχθεί χαμηλή κατανάλωση ενέργειας σε ένα ψηφιακό ακουστικό βοήθημα, σχεδιάστηκε μία τράπεζα φίλτρων με φίλτρα υψηλής τάξης, ώστε να επιτύχουμε επιλεκτικό διαχωρισμό καναλιών. Παρόλα αυτά, η τράπεζα φίλτρων διέθετε μειωμένη υπολογιστική πολυπλοκότητα (στους πολλαπλασιασμούς), αφού οι περισσότερες σταθερές των φίλτρων ήταν μηδενικές. Η τράπεζα φίλτρων χρησιμοποιήθηκε σε ένα γενικό αλγόριθμο επεξεργασίας σήματος, μαζί με δύο ευέλικτους συμπιεστές σε κανάλι χαμηλής συχνότητας (LF) και σε κανάλι υψηλής συχνότητας (HF). Για να προσαρμόσουμε την επεξεργασία σήματος εξατομικεύοντας τις παραμέτρους απώλειας ακοής, αναπτύχθηκαν τρεις διαφορετικοί αλγόριθμοι προσαρμογής: ο LinEar, ο DynEar και ο RangeEar. Και οι τρεις αλγόριθμοι προσδίδουν συλλαβική συμπίεση στο κανάλι χαμηλών συχνοτήτων, ενόσω το LinEar χρησιμοποιεί περιορισμένη συμπίεση. Στο κανάλι υψηλών συχνοτήτων, το RangeEar χρησιμοποιεί έναν αργό αυτόματο έλεγχο έντασης, ενώ οι DynEar και LinEar χρησιμοποιούν περιορισμένη συμπίεση. Οι χρήστες έχουν πρόσβαση σε χειροκίνητο έλεγχο της έντασης, όταν χρησιμοποιούν τις επιλογές LinEar ή DynEar ενώ το RangeEar είναι πλήρως αυτοματοποιημένο.

Τα πειραματικά όργανα που φοριούνται, και βασίζονται σε DSP, χρησιμοποιήθηκαν για να εκτιμηθούν οι προσαρμοστικοί αλγόριθμοι σε πραγματικές συνθήκες. Συγκριτικές δοκιμές διεξήχθησαν με πεπειραμένους χρήστες ακουστικών βοηθημάτων. Επίσης, ένα εμπορικό βοήθημα ακοής, που βασίζεται κυρίως σε έναν από τους προσαρμοστικούς αλγόριθμους (RangeEar) συγκρίθηκε και εκτιμήθηκε με συμβατά αναλογικά ακουστικά βοηθήματα. Οι εκτιμήσεις περιλαμβάνουν εργαστηριακές δοκιμές αναγνώρισης ομιλίας σε ενθόρυβο περιβάλλον και αξιολόγηση της ποιότητας του ήχου.

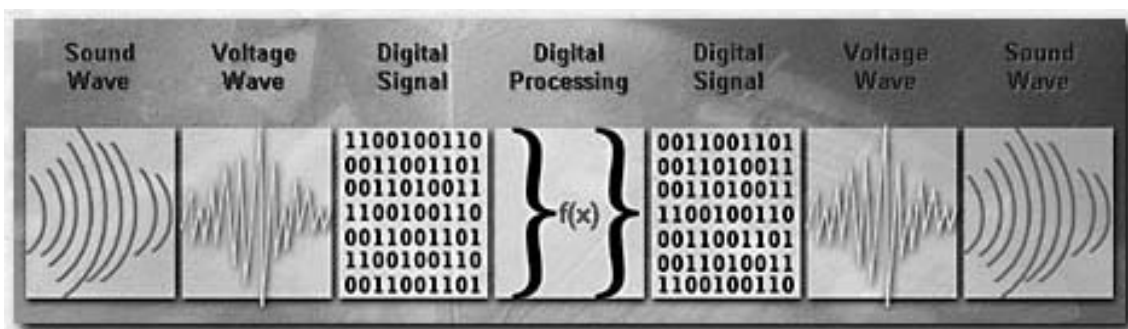
Τα αποτελέσματα από τις πειραματικές δοκιμές, δεν υπέδειξαν έναν γενικά αποδεκτό αλγόριθμο, αλλά διαφορετικούς αλγόριθμους ως αποτέλεσμα της απόδοσης και προτίμησης ανάλογα με την απώλεια ακοής κάθε ατόμου. Σημαντικοί παράγοντες αξιολόγησης των προτιμώμενων αλγόριθμων ήταν: η καθαρότητα του ήχου, τα ποσοστά ποιότητας ήχου, και η αναγνώριση ομιλίας σε ενθόρυβο περιβάλλον.

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η προτίμηση για έναν αλγόριθμο, μπορεί να προβλεφθεί από τα δεδομένα δυναμικού εύρους και μόνο. Αυτοί που προτίμησαν τον LinEar αλγόριθμο, είχαν σχετικά επίπεδο δυναμικό εύρος, ενώ οι χρήστες που προτίμησαν το DynEar και το RangeEar, παρουσίαζαν διακυμάνσεις στο δυναμικό εύρος. Υποτέθηκε ότι οι διαφορετικές προτιμήσεις, επηρεάζονταν από διαφορετική ευαισθησία στην επικάλυψη των ήχων υψηλής συχνότητας με την ενίσχυση των ήχων χαμηλής συχνότητας.

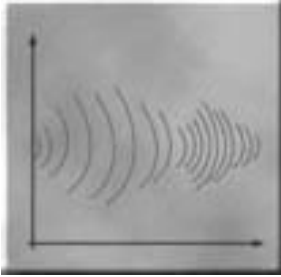
## 2.2 Διαδικασία ψηφιακής επεξεργασίας ήχου από ένα βοήθημα ακοής



Στο σχήμα απεικονίζονται τα διάφορα τεχνολογικά στοιχεία που αποτελούν ένα παραδοσιακό ψηφιακό ενισχυτή.



**Εικόνα 2.3:** Διάφορα στάδια επεξεργασίας σήματος ομιλίας σε ένα ψηφιακό ενισχυτή. Κάθε ένα από αυτά τα στάδια περιγράφονται λεπτομερώς στα ακόλουθα σχήματα.



**Εικόνα 2.4:** Ηχητικά κύματα

Όταν μιλούμε τα ηχητικά κύματα διαδίδονται στον αέρα.



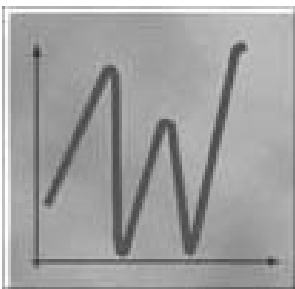
**Εικόνα 2.5:** Ηλεκτρικό σήμα

Τα ηχητικά κύματα μετατρέπονται σε ηλεκτρικό αναλογικό σήμα από ο μικρόφωνο. Η μορφή του κύματος διατηρείται στο ολισθαινόμενο σήμα τάσης. Όλες οι συχνότητες και αιχμές διατηρούνται στο ηλεκτρικό σήμα.



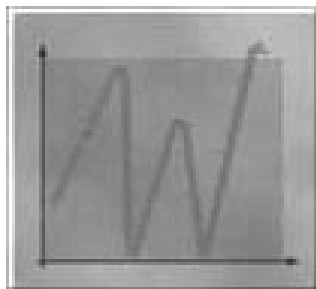
**Εικόνα 2.6** Ενίσχυση του ηλεκτρικού σήματος

Το τρεμόπαιγμα πάνω στις καμπύλες δείχνει την Παρουσία ανεπαίσθητων συχνοτήτων και θορύβου.



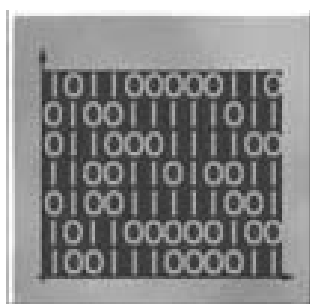
**Εικόνα 2.7:** Φιλτράρισμα

Το ηλεκτρικό σήμα εξομαλύνεται, πριν εισαχθεί στο μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό και οι ανεπαίσθητες συχνότητες ή αιχμές φιλτράρονται.



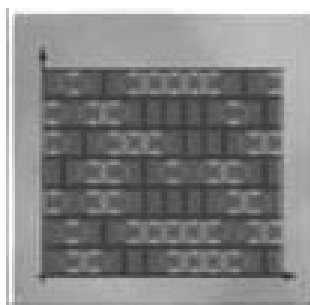
**Εικόνα 2.8:** Δειγματοληψία σήματος

Το ενισχυμένο σήμα δειγματοληπτείται μερικές χιλιάδες φορές, έτσι ώστε το σήμα να μπορεί να περιγραφεί σαν μία σειρά δυαδικών ψηφίων.



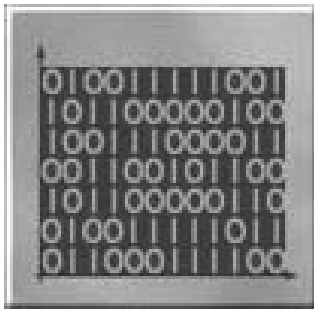
**Εικόνα 2.9:** Μετατροπή αναλογικού σε ψηφιακό

Το ηλεκτρικό σήμα μετατρέπεται σε σειρά δυαδικών ψηφίων τα οποία μπορούμε να τα επεξεργαστούμε μαθηματικά χωρίς να εισαχθεί παραμόρφωση ή θόρυβος.



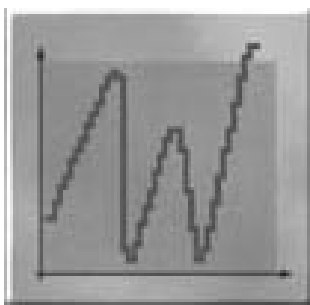
**Εικόνα 2.10:** Ψηφιακή επεξεργασία σήματος

Σε αυτό το στάδιο, το σήμα επεξεργάζεται μαθηματικά, σύμφωνα με την λογική που ταιριάζει στις απαιτήσεις, την φύση του σήματος και τις παραμέτρους του οργάνου. Αυτό αποσπά όσο το δυνατόν περισσότερη πληροφορία από την ομιλία και βελτιώνει την ικανότητα κατανόησης του λόγου.



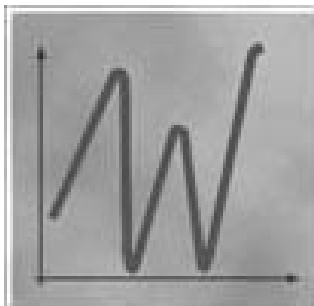
**Εικόνα 2.11** Βελτίωση ψηφιακού σήματος

Το επεξεργασμένο σήμα τώρα, διαθέτει τα επιθυμητά χαρακτηριστικά, σύμφωνα με τον προγραμματισμό του οργάνου.



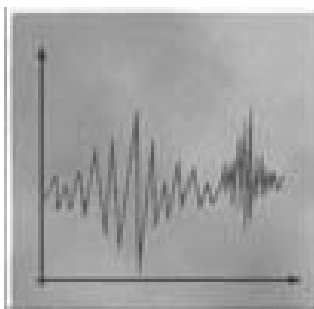
**Εικόνα 2.12** Μετατροπή ψηφιακού σε αναλογικό

Κατά την μετατροπή αυτή, το ψηφιοποιημένο σήμα, με τις βελτιωμένες πληροφορίες ομιλία μετατρέπεται ξανά σε αναλογικό. Αυτό μπορεί να ερμηνευτεί και να αναπαραχθεί από τα μεγάφωνα.



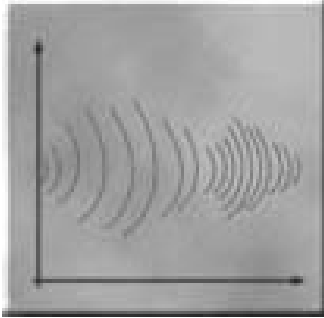
**Εικόνα 2.13:** Φιλτράρισμα

Ένα φίλτρο βαθυπερατό απομακρύνει τις αιχμές της απόκρισης που δημιουργούνται από τον μετατροπέα ψηφιακού σε αναλογικό, δημιουργώντας ένα ομαλό φυσικό ηχητικό σήμα.



**Εικόνα 2.14:** Αναλογικό Ηλεκτρικό σήμα.

Το αναλογικό σήμα αναπαράγεται και εφαρμόζονται οι επιθυμητοί χειρισμοί.



**Εικόνα 2.15:** Ηχητικά κύματα

Το μεγάφωνο μετατρέπει το ηλεκτρικό σήμα σε ακουστικά ηχητικά κύματα τα οποία διαδίδονται μέσω του αέρα στο αυτί.

### 2.3 Αυτόματα / Προσαρμοστικά κυκλώματα DSP

Αυτή η μορφή του DSP, μειώνει συγκεκριμένες συχνότητες, ενώ προσπαθεί να αφήσει ανέπαφες τις λεγόμενες συχνότητες ομιλίας. Έχει αποδειχθεί ότι βελτιώνει την κατανόηση του λόγου κατά 15%, παρουσία θορύβου χαμηλής συχνότητας. Όμως μέχρι τώρα, δε προσφέρει κανένα ιδιαίτερο πλεονέκτημα στο χρήστη του βοηθήματος, όταν υπάρχει θόρυβος που κείται σε παρόμοιο φάσμα συχνοτήτων, όπως είναι ο θόρυβος σε μία καφετέρια.

Το κύκλωμα Ardossy Manhattan II αυτόματα τροποποιεί την απόκριση συχνότητας του συστήματος, ως αποτέλεσμα διαρκούς δειγματοληψίας των ήχων του περιβάλλοντος. Όσο το επίπεδο πίεσης του θορύβου (SPL) αυξάνει, το κέρδος στις υψηλές συχνότητες μειώνεται και ταυτόχρονα μειώνεται και η έξοδος στις χαμηλές συχνότητες. Ρυθμίσεις στο ποτενσιόμετρο χαμηλών συχνοτήτων, προσφέρουν μέχρι και 40dB μείωσης κέρδους στα 500 Hz.

Το κύκλωμα Siemens 283 αλλάζει την ολική απόκριση συχνότητας, προκειμένου να αντισταθμίσει τις απώλειες κατανόησης ομιλίας που προκαλούνται από το θόρυβο χαμηλών συχνοτήτων. Το σήμα εισόδου χωρίζεται σε δύο κανάλια : το ένα είναι το κανάλι χαμηλών συχνοτήτων, μέχρι 800Hz που περιέχει ένα κύκλωμα συμπίεσης και το άλλο που είναι ένα γραμμικό κανάλι υψηλών συχνοτήτων, που περιέχει ένα προσαρμοστικό υπερηρατό φίλτρο από 800-1600 Hz.

Από την Intellitech, στο Zeta Noise Blocker II , ένα ψηφιακό ολοκληρωμένο μέσα στο κύκλωμα του βοηθήματος ακοής δειγματοληπτεί τα σήματα εισόδου και αναλύει το ρυθμό αλλαγής της συχνότητας, ενώ όταν γίνει αντιληπτός θόρυβος κάποιου επιπέδου, ενεργοποιείται, εφαρμόζοντας ψηφιακό έλεγχο σε τέσσερα αναλογικά φίλτρα. Αυτό το κύκλωμα έχει αποδειχθεί πιο αποτελεσματικό σε καταστάσεις αυξανόμενου S/N, παρουσία θορύβου υψηλών συχνοτήτων.

Παρόλο που ο K-AMP είναι ένας ενισχυτής, εν τούτοις επηρεάζει προσαρμοστικά την γραμμικότητα του σήματος, προσφέροντας περίπου 25dB μέγιστης ενίσχυσης για ήχους κάτω των 40dB SPL, με την ενίσχυση να μειώνεται σταδιακά στα 0dB όσο το επίπεδο της εισόδου αυξάνεται. Ο K-AMP μπορεί να λειτουργήσει στα 110-115dB SPL εισόδου, χωρίς παραμόρφωση και έχει σημειωθεί ότι ενισχύει μόνο ήχους χαμηλών τόνων. Οι ισχυροί και βραχείς ήχοι, που αποτελούν και το πρόβλημα για πολλούς χρήστες βοηθημάτων ακοής, περνούν χωρίς ενίσχυση. Αυτοί οι βραχείς ήχοι κάνουν το Telex Communication Adaptive Compression Circuit, που εμπεριέχεται στον K-AMP ,να πέσει απότομα στα 0dB, με τον ίδιο γρήγορο χρόνο αποκατάστασης, με αποτέλεσμα το φαινόμενο αυτό να έχει μία μικρή επίδραση στην ενίσχυση στην έξοδο.

## 2.4 Ψηφιακά Προγραμματιζόμενα Βοηθήματα Ακοής

Τα ψηφιακά προγραμματιζόμενα βοηθήματα ακοής, επεξεργάζονται τον ήχο αναλογικά, αλλά ελέγχονται από ψηφιακά κυκλώματα. Έχουν την δυνατότητα επαναπρογραμματισμού από εξωτερικές μονάδες και έτσι επιτρέπουν γρήγορες αλλαγές στον καθορισμό των προτιμήσεων του χρήστη.

Το Audiotone Systeem 2000 (από την Dalberg " The Dolphin System™") ήταν η πρώτη προγραμματιζόμενη μονάδα που έγινε διαθέσιμη στην αγορά το 1988. Τα προγραμματιζόμενα χαρακτηριστικά της περιλαμβάνουν: μέγιστο κέρδος εξόδου, αποκοπή υψηλών συχνοτήτων (25dB στα 25KHz), αποκοπή χαμηλών συχνοτήτων (30dB στα 500Hz) συμπίεση εισόδου και όριο εξόδου που εξαρτάται από τη συχνότητα.

Το PHOX από την Maico /Bernafoon επιτρέπει τον προγραμματισμό στα ακόλουθα χαρακτηριστικά: ενίσχυση, συχνότητα αποκοπής στις υψηλές και χαμηλές συχνότητες, κλίση στην απόκριση στις χαμηλές και υψηλές συχνότητες, ύπαρξη φίλτρου έμφασης στις υψηλές

συχνότητες (που μειώνει την ενίσχυση κάτω από 1500Hz), εμφάνιση μία αιχμή στα 3KHz ώστε να εξομοιωθεί ο συντονισμός του καναλιού, επιλογή του χρήστη για το σύστημα μείωσης θορύβου που μειώνει το κέρδος στις υψηλές και στις χαμηλές συχνότητες επιπρόσθετα 18dB ανά οκτάβα, και κύκλωμα συμπίεσης εισόδου για αυτόματο έλεγχο κέρδους (AGC).

Το Triton 3000 από τη Siemens είναι ένα βοήθημα ακοής συμπίεσης τριών καναλιών. Δίνεται η δυνατότητα προγραμματισμού της ενίσχυσης σε κάθε κανάλι μέχρι και 36dB, AGC σε κάθε κανάλι, αλλά και δύο σημεία διαχωρισμού συχνότητας (300-1400Hz & 1-5 KHz) και ελάχιστο εύρος συχνοτήτων 1 οκτάβας, ενώ μέγιστο 3 οκτάβες.

Το Personal Hearing System της Resound (PHS) προσφέρει μία προγραμματιζόμενη μονάδα συμπίεσης δύο καναλιών, με κλίμακα συμπίεσης από 3:1 -1:1, και ένα υπέρηχο έλεγχο εξ αποστάσεως για τον επαναπρογραμματισμό. Οι προγραμματιζόμενες συχνότητες του διαχωριστή συχνοτήτων για τις υψηλές και τις χαμηλές ζώνες συχνοτήτων, είναι μεταξύ των συχνοτήτων 400-4000Hz, με κέρδος που μεταβάλλεται από 0-40dB για κάθε ζώνη. Πληροφορίες προσαρμογής μπορούν να αποθηκευτούν σε ένα στοιχείο μνήμης, όπως και να μεταφερθούν σε έναν υπολογιστή. Η Resound ενσωματώνει ένα περιοριστή συμπίεσης εισόδου για να ελέγξει την μέγιστη έξοδο.

Η 3M προσφέρει το Memory Mate ένα προγραμματιζόμενο βοήθημα ακοής με συμπίεστη δύο καναλιών. Οι προγραμματιζόμενες λειτουργίες περιλαμβάνουν: γενική ενίσχυση, προσαρμόσιμη συχνότητα του διαχωριστή συχνοτήτων μεταξύ 500-4000Hz και μία μνήμη RAM που μπορεί να επιλεγθεί από οκτώ clients. Αυτή η μνήμη αποθηκεύει διαφορετικές αποκρίσεις συχνοτήτων για διαφορετικά περιβάλλοντα.

Το Quattro της Widex επιτρέπει προγραμματισμό της ενίσχυσης, της μέγιστης ισχύος εξόδου, επιλογή ενεργοποίησης /απενεργοποίησης συμπίεσης εξόδου, φίλτρα χαμηλής και υψηλής αποκοπής συν ένα πρόσθετο φίλτρο χαμηλής αποκοπής που καλείται αντίστροφο φίλτρο προσαρμογής presbycusis. Το βοήθημα ακοής περιέχει επίσης τέσσερις επιλογές μνήμης, που επιλέγονται με έλεγχο από απόσταση. Το χαρακτηριστικό αυτό, λειτουργεί επίσης σαν μία μονάδα προγραμματισμού όταν δοθεί κατάλληλο κλειδί προγραμματισμού.

Το ακουστικό βοήθημα της Ensoniq Sound Selector έχει έναν προγραμματιζόμενο ισοσταθμιστή συχνοτήτων 13 ζωνών, ο οποίος προσαρμόζεται σε αυξήσεις ενός dB μέχρι και 40



dB σε κάθε ζώνη και μέχρι 60dB συνολικής ενίσχυσης. Οι 13 ζώνες συχνοτήτων, διαιρούνται ως εξής: Οι χαμηλότερες δύο, σε 1,5 και 1 οκτάβα ζώνες αντιστοίχως. Οι επόμενες τρεις είναι 1/2 οκτάβα. Και οι επόμενες οκτώ είναι ζώνες 1/3 της οκτάβας. Αυτό έχει παρατηρηθεί ότι παράγει μία ομαλή απόκριση, σχεδόν ελεύθερη από παραμόρφωση, που μπορεί να προκαλείται από αιχμές συντονισμού. Επίσης προσφέρεται συμπίεση εισόδου 2/1 ανεξάρτητη της συχνότητας και ένα κατευθυντικό μικρόφωνο.

Το ακουστικό βοήθημα Phoenix της Nicolet είναι το μόνο, πλήρως ψηφιακό, βοήθημα ακοής, που όμως αποσύρθηκε από την αγορά. Βασιζόταν στην προσαρμογή διαφορετικών χαρακτηριστικών απόκρισης συχνότητας και σε ένα αλγόριθμο μείωσης θορύβου. Ο χρήστης μπορούσε να επιλέξει έναν από 3 τρόπους λειτουργίας με τη βοήθεια 3 κουμπιών που ήταν πάνω στο βοήθημα. Κάθε τρόπος λειτουργίας ήταν ρυθμισμένος για διαφορετικά ακουστικά περιβάλλοντα. Ο επεξεργαστής μεταβλητών (variable processor VP) του Phoenix, διέθετε 5 καμπύλες απόκρισης συχνότητας προγραμματισμένες με τη βοήθεια του πρώτου κουμπιού, 5 επίπεδα μείωσης θορύβου από το δεύτερο και το τρίτο κουμπί ήταν ρυθμισμένο, έτσι ώστε να αντιστρέφει την επίδραση των δύο πρώτων.

Άλλα προγραμματιζόμενα βοηθήματα ακοής προσφέρονται από τις εταιρίες:

Audioscience (δύο καναλιών), Beltone Electronics Corp.(ενός καναλιού), GN Danavox (τριών καναλιών), Phillips Hearing Instruments (τριών καναλιών), Rexton Inc.(ενός καναλιού) καθώς και Starkey Laboratories Inc.(ενός καναλιού).

#### 2.4.1 Συμπεράσματα

Στην περασμένη δεκαετία η έρευνα για τα ψηφιακά ακουστικά βοηθήματα είχε σαν αποτέλεσμα κάποιες βελτιώσεις στην διαύγεια του ήχου και στο SNR σε ορισμένα περιβάλλοντα. Οι περισσότερες ASP (automatic signal processing) συσκευές εξακολουθούν να περιορίζονται από τον αριθμό των ζωνών συχνότητας, έτσι γενικά είναι αποτελεσματικές, παρουσία θορύβου χαμηλής συχνότητας. Όλες, εκτός από την Ensoniq, έχουν περιορίσει την επεξεργασία σε ορισμένα μόνο, συγκεκριμένα κανάλια. Θα πρέπει να σημειώσουμε όταν θεωρούμε τη περίπτωση επικάλυψης του θορύβου, ότι είναι γενικά αποδεκτή η άποψη ότι το εύρος συχνοτήτων του ανθρώπινου ακουστικού συστήματος διαιρείται σε 24 διακριτά κανάλια, ή κρίσιμες ζώνες (για κάθε αυτί) και ότι κάθε νεύρο του κοχλία ανταποκρίνεται στην διέγερση ενός

στενού εύρους συχνοτήτων. Έτσι, φαίνεται λογικό ότι το εύρος συχνοτήτων θα πρέπει να χωριστεί σε ισάριθμα τμήματα. Προσφάτως η Phillips ανέπτυξε την τεχνολογία των Digital Compact Cassette (DCC), που χρησιμοποιεί ψηφιακή επεξεργασία 32 ζωνών για την κωδικοποίηση του ακουστικού σήματος. Αυτή η τεχνολογία θα μπορούσε πολύ εύκολα να υιοθετηθεί για τη δημιουργία βοηθημάτων ακοής των 32 ζωνών.

Ακόμα και τώρα εξακολουθούμε να αδυνατούμε να καταλάβουμε την φύση πολλών προβλημάτων σχετικά με την απώλεια ακοής, αλλά και τη μεταξύ τους σχέση. Γενικά τα προβλήματα αυτά χωρίζονται στις εξής κατηγορίες:

προβλήματα μεταβίβασης του σήματος, κοχλιακά προβλήματα, ανωμαλίες στα ακουστικά νεύρα αλλά και στο κεντρικό νευρικό σύστημα. Παρόλα αυτά ο αριθμός των διακριτών ανωμαλιών που παρουσιάζονται, μπορεί εύκολα να φτάσουν τις εκατοντάδες, και κάθε μία από αυτές να απαιτούν διαφορετικό αλγόριθμο επεξεργασίας. Πολλή έρευνα είναι απαραίτητη ακόμη, για να διερευνηθεί η χρησιμότητα των συστημάτων συμπίεσης. Με εφαρμογή της Θεωρίας της Πληροφορίας μπορούμε να υπολογίσουμε την εγγενή χωρητικότητα καναλιού για κάθε αυτί. Με βάση αυτή την θεωρία, μπορεί να πραγματοποιηθεί ανάλυση του ακουστικού καναλιού επικοινωνίας και να εφαρμοστεί κατάλληλη μέθοδος κωδικοποίησης της πληροφορίας.

Σταθμοί εργασίας για ψηφιακή επεξεργασία σήματος, όπως είναι οι NeXT υπολογιστές θα μπορούσαν να εκτελέσουν ψηχοακουστικές δοκιμές, έτσι ώστε να μάθουμε περισσότερα για το ανθρώπινο ακουστικό σύστημα. Ακόμη σε τέτοια μηχανήματα μπορεί να εξομοιωθούν ψηφιακά βοηθήματα ακοής, έτσι ώστε να σχεδιαστούν και να ελεγχθούν διαφορετικές προσεγγίσεις DSP.

Η πολυπλοκότητα της επεξεργασίας που απαιτείται για να αντιμετωπιστούν οι ανωμαλίες στο ακουστικό σύστημα, κάνουν απαραίτητη τη χρήση επιτηδευμένων συστημάτων. Η τεχνολογία DSP προσφέρει σημαντικά περισσότερα πλεονεκτήματα σε σχέση με τις αναλογικές τεχνικές, σε συνδυασμό με άφραστη ευελιξία και ακρίβεια που επιτρέπει την υιοθέτηση διαφορετικής επεξεργασίας ανάλογα με την απαιτήσεως του κάθε ασθενή ξεχωριστά. Ακόμη, με αυτή την τεχνολογία μπορεί να χρησιμοποιηθεί η τεχνική σύγκρισης ανά ζεύγη, για την ακριβή προσαρμογή ενός βοηθήματος ακοής.

Πρέπει να σημειωθεί ότι η τεχνολογία DSP πρέπει να δρα συμπληρωματικά, χωρίς επιδιώκεται η αντικατάσταση της επεξεργασίας σήματος που εκτελείται από το ακουστικό

σύστημα. Με άλλα λόγια θα πρέπει να είναι ανενεργή όταν δεν είναι απαραίτητη. Με τον τρόπο αυτό θα επιτρέπει στον καλύτερο επεξεργαστή σήματος -τον ανθρώπινο εγκέφαλο- να αποσπά την πληροφορία με μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα.

Οι ακόλουθες τεχνικές DSP μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε μελλοντικά βοηθήματα ακοής: αυτόματο φιλτράρισμα, μορφοποίηση συχνότητας, αυτόματη ενίσχυση ως συνάρτηση της συχνότητας και του πλάτους του σήματος, ολίσθηση συχνότητας, έλεγχος ανατροφοδότησης, μείωση θορύβου με διάφορες μεθόδους, αποκοπή αιχμών και άλλα. Ακόμη πολυκάναλη, παράλληλη επεξεργασία μπορεί να επιτευχθεί με DSP, βελτιώνοντας την ταχύτητα και αποτελεσματικότητα της επεξεργασίας ήχου. Έξυπνα βοηθήματα ακοής με προσαρμοστικούς αλγόριθμους και εκτέλεση λογικών λειτουργιών μπορεί να ενσωματωθούν, ώστε να βελτιωθούν οι δυνατότητες των ακουστικών βοηθημάτων.

Παρόλα αυτά, τα επιτηδευμένα βοηθήματα ακοής δεν θα αποτελέσουν ποτέ πανάκεια για την αποκατάσταση των ακουστικών ανωμαλιών. Η απώλεια ακοής μειώνει την χωρητικότητα του καναλιού πληροφορίας από τον έξω κόσμο στο ακουστικό σύστημα, κι αυτό δεν μπορεί να αποκατασταθεί με ένα βοήθημα ακοής. Τα ακουστικά βοηθήματα μπορούν να βοηθήσουν στη χρήση της χωρητικότητας του καναλιού πληροφορίας που απομένει.

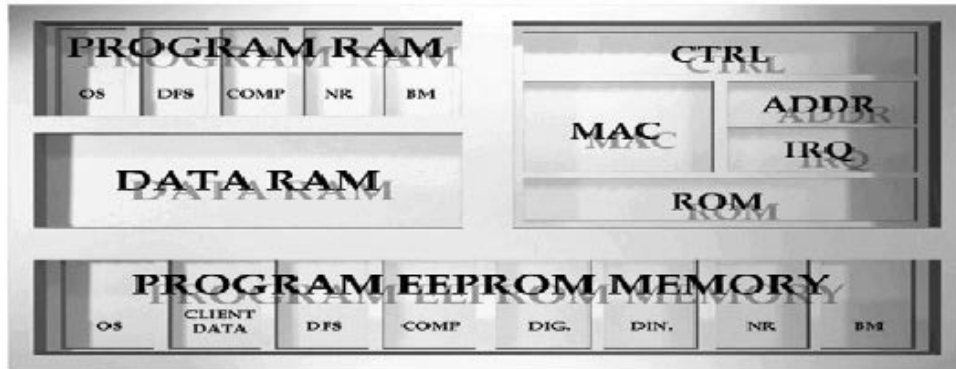
## 2.5 Έξυπνα βοηθήματα ακοής-Δύο Παραδείγματα

### 2.5.1 Παράδειγμα 1 - GN Danavox από την DANALOGIC

Το GN Danavox, δημιούργημα της Danalogic, είναι το πρώτο βοήθημα ακοής που έχει την δυνατότητα να παίρνει αποφάσεις κατά τη διάρκεια λειτουργίας του. Η ικανότητα να παρακολουθεί διαρκώς το περιβάλλον και να παίρνει αποφάσεις που βασίζονται στις πληροφορίες που συλλέγει από το περιβάλλον, είναι τα δύο χαρακτηριστικά που το διαφοροποιούν από τις συσκευές που έχουν κατασκευαστεί μέχρι τώρα.

Η καινοτομία του συνίσταται στο ότι η λειτουργία του στηρίζεται πάνω σε λογισμικό και λειτουργεί με παρόμοιες αρχές με τις έξυπνες κάρτες. Διαθέτει υπολογιστικό επεξεργαστή, ενώ ο σχεδιασμός του ομοιάζει πολύ με τα υπολογιστικά συστήματα που χρησιμοποιούμε. Αποτελείται από μνήμη RAM, ROM αλλά και ειδικά σχεδιασμένο λειτουργικό σύστημα που επιτρέπει να

τρέχουν διαφορετικά προγράμματα, εκμεταλλευόμενα τον ίδιο τεχνομηχανικό εξοπλισμό, ανάλογα με τις απαιτήσεις της κάθε περίπτωσης.

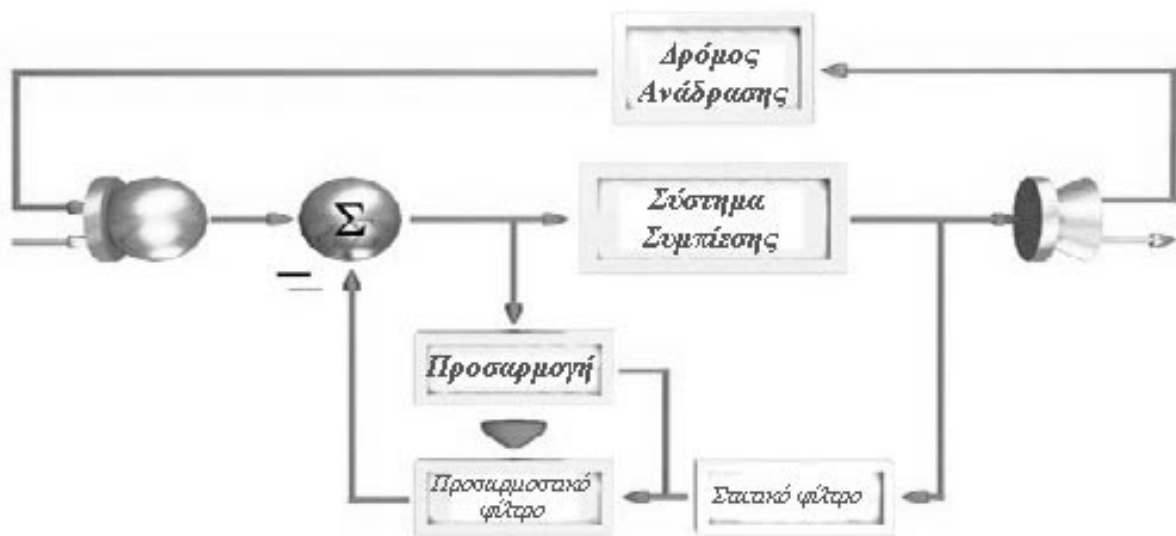


**Εικόνα 2.16 :** Η οργάνωση του βοηθήματος ακοής με RAM, ROM κ.α. αλλά ακόμη και ειδικό λειτουργικό σύστημα, θυμίζει έντονα τα υπολογιστικά συστήματα που χρησιμοποιούμε.

Ορισμένα από τα χαρακτηριστικά του είναι τα εξής:

1. Διαθέτει σύστημα ψηφιακής καταστολής ανατροφοδότησης που παρακολουθεί διαρκώς την επίδοση του βοηθήματος. Με τη δημιουργία βρόγχου με μία ανεπαίσθητη καθυστέρηση, ένα ηχητικό σήμα με αντίθετη φάση, προλαμβάνει την εμφάνιση ακουστικής ανατροφοδότησης. Αυτή η δυνατότητα, παρέχει επιπρόσθετη ενίσχυση 10dB.

Το σύστημα καταστολής με ανάδραση, διασφαλίζει ότι το εξάρτημα δεν θα παρουσιάζει ενοχλητικούς συριγμούς. Τέτοια φαινόμενα συμβαίνουν, όταν κάτι πλησιάσει πολύ το βοήθημα ακοής, όπως για παράδειγμα ένα τηλέφωνο, ή ακόμα και κατά το μάσημα των τροφών.



**Εικόνα 2.17:** Περιγραφή του συστήματος επεξεργασίας ψηφιακής καταστολής με ανατροφοδότηση

2. Ένα ακόμη λογισμικό χαρακτηριστικό είναι το σύστημα γρήγορης μείωσης θορύβου. Η μείωση του ήχου λαμβάνει χώρα σε κάθε μία από τις ζώνες συχνότητας. Όταν το Danalogic αναγνωρίσει ομιλία, (που χαρακτηρίζεται από υψηλή διαμόρφωση) έχει γρήγορο χρόνο ανταπόκρισης. Σχεδόν αμέσως αναγνωρίζει τις αλλαγές στο σήμα εισόδου και προσαρμόζεται στο νέο ακουστικό περιβάλλον. Για παράδειγμα, εάν κάποιος είναι μόνος σε ένα δωμάτιο, παρουσία μονο περιβαλλοντικού θορύβου, το Danalogic θα μειώσει γενικά το κέρδος σε όλες τις ζώνες συχνότητας. Εάν ένα πρόσωπο, που ομιλεί εισέλθει στο δωμάτιο, το Danalogic θα αναγνωρίσει αμέσως την ομιλία και θα αυξήσει την ενίσχυση αναλόγως, σε όλες τις ζώνες συχνότητας, στις οποίες βρίσκεται το δείγμα ομιλίας.

Η άμεση προσαρμογή της ενίσχυσης είναι σημαντική, διαφορετικά ο χρήστης δεν θα ακούσει τις πρώτες λέξεις που ειπώθηκαν. Αν το ομιλών άτομο απομακρυνθεί από το δωμάτιο, η ενίσχυση θα μειωθεί σταδιακά, σε μικρότερα επίπεδα. Ακόμα πολύ σημαντική είναι και η σταδιακή μείωση όταν το δείγμα ομιλίας εξαφανιστεί. Χωρίς αυτήν το ακουστικό όργανο, θα μείωνε την ενίσχυση μεταξύ κάθε μικρού χάσματος της συζήτησης, δημιουργώντας ένα φαινόμενο θορύβου "pumping".

3. Η έγκαιρη προειδοποίηση για την μείωση της ισχύος της μπαταρίας, είναι επίσης, ένα "έξυπνο" χαρακτηριστικό, που παρέχει το το Danalogic. Η λειτουργία αυτή, γίνεται εφικτή με τη βοήθεια ενός ψηφιακού κυκλώματος, που παρακολουθεί το επίπεδο ενέργειας της μπαταρίας και

δημιουργεί έναν μικρό ήχο προειδοποίησης στο χρήστη, λίγο πριν η μπαταρία εξαντλήσει την ενέργεια της.

Βλέπουμε ότι τα καινούρια χαρακτηριστικά είναι η αρχή ενός είδους πιο εξελιγμένων συσκευών, τα οποία στο μέλλον θα είναι εφικτό να κατασκευαστούν στα βοηθήματα ακοής όσο η ισχύς ψηφιακής επεξεργασίας αυξάνεται.

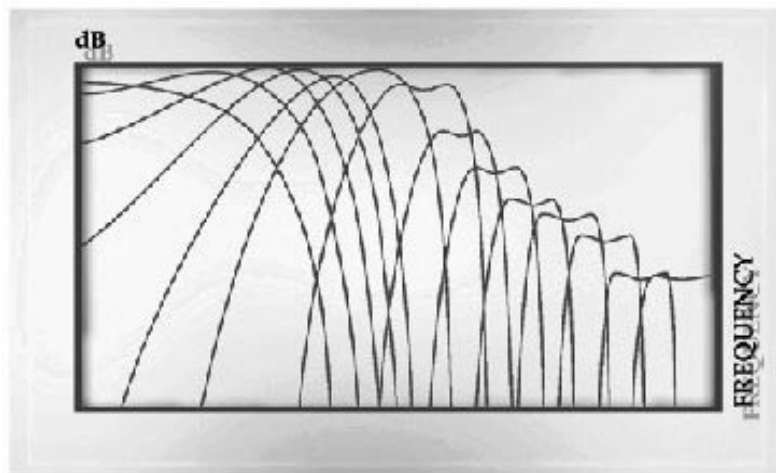
### 2.5.1.1 Αυξανόμενη ισχύς επεξεργασίας

Μέχρι στιγμής η Danalogic, έχει την υψηλότερη διαθέσιμη ισχύ επεξεργασίας στα βοηθήματα ακοής της αγοράς. Η αρχιτεκτονική του ολοκληρωμένου έχει βελτιστοποιηθεί για επεξεργασία ήχου και περιλαμβάνει πολλά πατενταρισμένα τεχνοδομικά και λογισμικά στοιχεία. Η σχεδίαση του ολοκληρωμένου, έχει αναπτυχθεί με στενή συνεργασία μεταξύ των εταιριών Danavox, Audiologic και Resound. Πάνω σε αυτή την υπολογιστική μηχανή η Danavox έχει κατασκευάσει τις δικές της εφαρμογές, εφαρμόζοντας την εμπειρία της μεθοδολογίας και λογικής που ήταν γνωστή από το Danasound και άλλα βοηθήματα ακοής της Danavox.

Ως προς την υπολογιστική ισχύ, το εν λόγω ολοκληρωμένο είναι πρωτοπόρο. Είναι ικανό να εκτελέσει 313,000,000 λειτουργίες ανά δευτερόλεπτο. Η διαθέσιμη υπολογιστική ισχύς παρέχει την δυνατότητα εκτέλεσης διαφόρων πολύπλοκων λογισμικών ταυτόχρονα, και γι' αυτό εκτελεί και βελτιώνει όλες τις λειτουργίες επεξεργασίας ήχου που είναι διαθέσιμες σε άλλα ψηφιακά όργανα: συμπίεση πολλών ζωνών, μείωση θορύβου, ενίσχυση κατευθυντικότητας. Μεταξύ των χαρακτηριστικών τα οποία είναι εφικτά λόγω της υπολογιστικής ισχύος του ολοκληρωμένου είναι τα ακόλουθα:

1. Ανάλυση 64-ζωνών του σήματος εισόδου, γεγονός που επιτρέπει μια πολύ ακριβή διόρθωση της βασικής απόκρισης συχνότητας του οργάνου, συνεισφέροντας στην υψηλή πιστότητα απόδοσης ήχου του οργάνου.
2. Μεγαλύτερο δυναμικό εύρος βοηθήματος ακοής στην αγορά. Τόσο το σήμα εισόδου όσο και το σήμα εξόδου, έχουν δυναμικό εύρος 90dB. Αυτό και πάλι συνεισφέρει στην υψηλή απόδοση πιστότητας του ήχου.

3. Συμπίεση δυναμικού εύρους 14 ζωνών μη παραμόρφωσης: Μπορεί να ρυθμίσει κέρδος και συμπίεση σε 14 διαφορετικές ζώνες συχνότητας. Για να απλοποιηθεί η διαδικασία προσαρμογής, το μόνο που χρειάζεται είναι να εισαχθούν τα δεδομένα που ανταποκρίνονται στις έξι καθιερωμένες ακοομετρικές συχνότητες. Βασιζόμενοι σε αυτές, το λογισμικό προσαρμογής θα υπολογίσει αυτόματα, τις παραμέτρους για τις 14 ζώνες επεξεργασίας. Η αναγκαιότητα αυτής της ανάλυσης δικαιολογείται από την άποψη ότι όσο περισσότερες ζώνες συχνότητας συμπίεσης προσφέρει ένα ακουστικό βοήθημα, τόσο περισσότερο ανταποκρίνεται στις απαιτήσεις του πελάτη για ενίσχυση, ενώ με δύο ή ακόμα και με τρεις ζώνες, έχουν υπάρξει διαφωνίες σχετικά με την σωστή επιλογή των συχνοτήτων διαχωρισμού. Το πρόβλημα πρόσθεσης περισσότερων ζωνών είναι ότι εισάγουν παραμόρφωση στα μεταξύ τους διαστήματα. Η Danalogic προσφέρει την απαιτούμενη ισχύ για να αντιμετωπιστεί το πρόβλημα με επικάλυψη των ζωνών και με αυτό τον τρόπο να εξομαλύνει την απόκριση συχνότητας.



**Εικόνα 2.18:** Συμπίεση δυναμικού εύρους 14 ζωνών

Αυτό το γεγονός, κάνει πραγματική ακουστική διαφορά. Αυτή η διαφορά μπορεί να παρατηρηθεί σε περιπτώσεις όπου λαμβάνουν χώρα διαφορετικές διαβαθμίσεις του ηχητικού τόνου, όπως για παράδειγμα όταν κάποιος τραγουδάει. Όταν δεν υπάρχει η επικάλυψη μεταξύ των ζωνών συχνότητας, παρουσιάζονται ηχητικά πρόσθετα ή θόρυβος που είναι αντιληπτά ως παραφωνίες κατά την ενίσχυση, καθώς η συχνότητα του σήματος εισόδου αλλάζει. Το ολοκληρωμένο Danalogic επιτρέπει αρκετά φίλτρα ήχου να λύσουν το πρόβλημα.

4. Ψηφιακή κατευθυντικότητα: Η Danalogic είναι διαθέσιμη με συστήματα δύο κατευθυντικών μικροφώνων, τόσο στην ΒΤΕ όσο και στην ΙΤΕ συσκευασία. Χρησιμοποιεί δύο μικρόφωνα, από τα οποία το ένα δείχνει σε πρόσθια κατεύθυνση και το άλλο αντίθετα για να επιτύχει το κατευθυντικό αποτέλεσμα. Τα ηχητικά σήματα που προέρχονται πίσω από το χρήστη υπόκεινται μείωση. Ενώ σε αναλογικά συστήματα χρησιμοποιούν απλά ηλεκτροακουστικά μέσα για να επιτύχουν το ανάλογο αποτέλεσμα, το Danalogic σύστημα επεξεργάζεται τα σήματα ψηφιακά, δίνοντας στο ακουστικό βοήθημα περισσότερο έλεγχο πάνω στη απόκριση συχνότητας και κατευθυντικότητας του οργάνου.

### 2.5.1.2 Πως προγραμματίζεται

Με όλα αυτά τα εξελιγμένα χαρακτηριστικά θα αναμενόταν ότι το Danalogic θα ήταν δύσκολο στην προσαρμογή του ακουστικού βοηθήματος στο χρήστη. Προσφέροντας δύο διαφορετικά επίπεδα πολυπλοκότητας (απλό και προχωρημένο επίπεδο) το συνοδευτικό λογισμικό προσαρμογής, που καλείται DanaFit, μπορεί να οδηγήσει τον προσαρμοστή μέσω μιας διαδικασίας με απλό και άμεσο τρόπο.

Όταν οι παράμετροι απώλειας ακοής του ασθενή εισαχθούν στο DanaFit, το πρόγραμμα υποδεικνύει εάν οι αυτόματες τροποποιήσεις είναι επαρκείς για τις ανάγκες του ασθενή ή εάν πρέπει να χρησιμοποιηθεί το προχωρημένο μοντέλο προσαρμογής. Εάν χρησιμοποιηθεί ο απλός τρόπος, η διαδικασία προγραμματισμού είναι το ίδιο απλή με τον προγραμματισμό ενός οργάνου τριών καναλιών. Το προχωρημένο επίπεδο επιτρέπει λεπτομερείς μετατροπές στις έξι καθιερωμένες ακουομετρικές συχνότητες. Το προχωρημένο επίπεδο προγραμματισμού κυκλοφορεί και σε ενημερωμένη έκδοση, όπου η ενσωματωμένη διαδικασία κλιμάκωσης της ακουστότητας, διασφαλίζει ότι οι ανάγκες του ασθενή, τόσο για την ενίσχυση όσο και για την άνεση ικανοποιούνται, με την προσαρμογή του βοηθήματος ακοής. Η προσαρμογή του οργάνου γίνεται με την εξής διαδικασία: Ο ασθενής ανταποκρίνεται σε τόνους που προέρχονται από το εν λόγω ακουστικό όργανο και υποδεικνύει εάν αυτοί οι τόνοι ακούγονται απαλοί, άνετοι ή πολύ δυνατοί.

Η ψηφιακή τεχνολογία προσφέρει περισσότερη εξατομίκευση των παραμέτρων προσαρμογής των βοηθημάτων ακοής, από ότι μπορεί να επιτευχθεί με την αναλογική



τεχνολογία. Η προσαρμογή του στις απαιτήσεις συγκεκριμένου τύπου απώλειας ακοής, με τη χρήση του υπολογιστή, κάνει δυνατή για παράδειγμα ενίσχυση των σημάτων υψηλών συχνοτήτων για άτομα με πρόβλημα ακοής σε αυτή την περιοχή.

### **2.5.1.3 Πλεονεκτήματα συστημάτων βασισμένων σε λογισμικό**

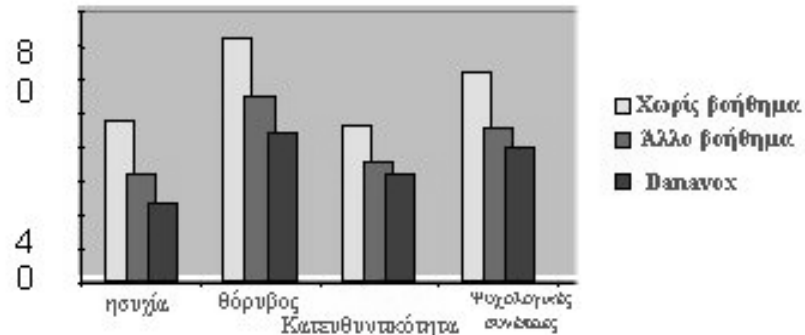
Το Danalogic, σχεδιαστικά ομοιάζει με ηλεκτρονικό υπολογιστή, ο οποίος έχει το δικό του λειτουργικό σύστημα και μπορεί να εκτελεί διαφορετικές λογισμικές εφαρμογές. Ένα σύστημα που βασίζεται σε λογισμικό επιτρέπει βελτιώσεις και την πρόσθεση νέων χαρακτηριστικών σε συνεχή βάση. Τα χαρακτηριστικά αυτά προκύπτουν από διεξοδικές κλινικές δοκιμές.

Τα συστήματα που βασίζονται σε λογισμικό, σε σύγκριση με τα παραδοσιακά τεχνολογικά συστήματα, προσφέρουν ταχύτερη ανάπτυξη νέων μεθόδων επεξεργασίας ήχου. Επιπλέον, οι νέες τροποποιήσεις μπορούν να εγκατασταθούν και να δοκιμαστούν μέσω προγραμματισμού και μόνο. Παρόμοια, σε τεχνολογικά συστήματα θα έπρεπε να σχεδιαστούν καινούρια ολοκληρωμένα και τουλάχιστον μία εφαρμογή του συγκεκριμένου ολοκληρωμένου για την δοκιμή του.

### **2.5.1.4 Κλινικές δοκιμές της Danalogic**

Η ακόλουθη κλινική έρευνα πραγματοποιήθηκε τον Απρίλιο του 1998, με τη βοήθεια 20 ατόμων με μέτρια έως σοβαρή νευροαισθητική απώλεια ακοής. Τα 15 άτομα από τα 20, εφοδιάστηκαν με Danalogic συσκευή που δεν διαθέτε ψηφιακή συμπίεση με ανατροφοδότηση, ενώ τα υπόλοιπα σε αντίθεση με τα υπόλοιπα 5 άτομα.

### % Μειονεξία

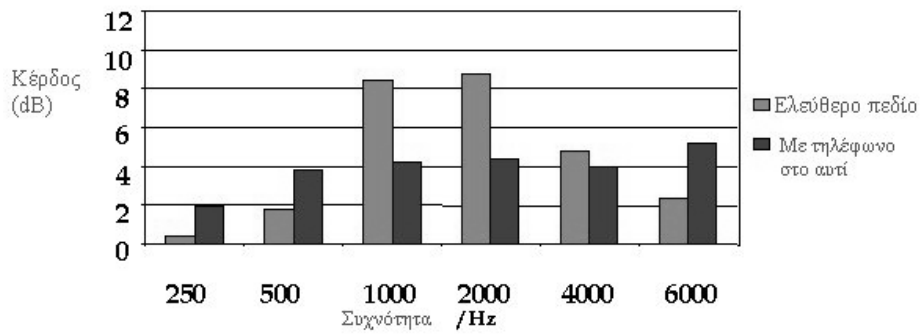


**Εικόνα 2.19:** Απώλεια ακοής και αντιμετώπιση της σε διάφορες συνθήκες

Τα αποτελέσματα των δοκιμών έδειξαν ότι οι περισσότεροι χρήστες, παρουσίασαν φαινόμενο στρατολόγησης σε όλες τις κεντρικές συχνότητες, όταν δεν ήταν ενεργό το ακουστικό βοήθημα., ενώ όλες σχεδόν οι συναρτήσεις ακουστότητας μπορούσαν να κανονικοποιηθούν με τη χρήση του αλγορίθμου συμπίεσης.

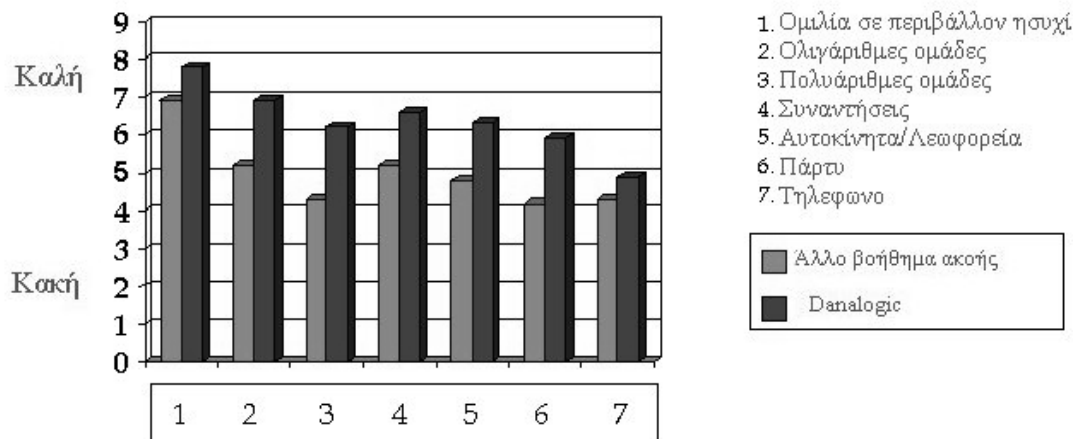
Η κατανόηση ομιλίας, όταν υπάρχει περιβαντολλογικός θόρυβος των 55-75dB, επιτυγχάνεται σε χαμηλότερο επίπεδο.. Η βελτίωση SNR που παρατηρήθηκε σε σχέση με χρήση άλλου βοηθήματος ακοής, ήταν περίπου 1dB (για θόρυβο 55dB) και 1,3dB (για θόρυβο 75dB), πετυχαίνοντας σημαντική βελτίωση στην κατανόηση της ομιλίας. Η δε βελτίωση του SNR, σε σχέση με την περίπτωση όπου δεν χρησιμοποιείται καθόλου βοήθημα ακοής, ήταν 4dB (για επίπεδο θορύβου 55dB) και 0,5dB (για θόρυβο 75dB) δείχνοντας περαιτέρω μείωση όσο το επίπεδο του θορύβου αυξάνονταν.

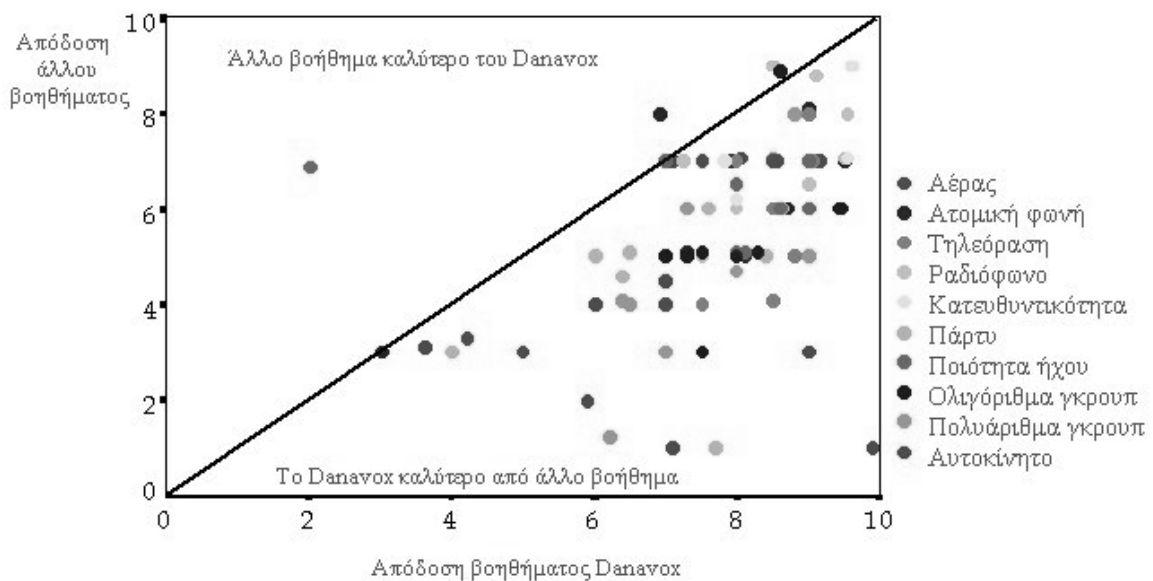
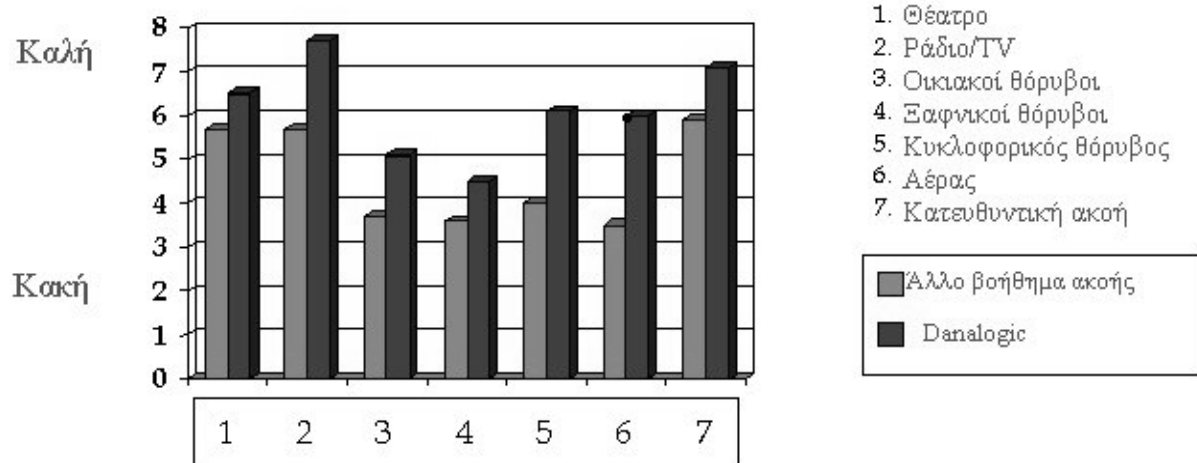
Στην πρώτη δοκιμή με το σύστημα ψηφιακής καταστολής με ανατροφοδότηση, έδειξε ότι η ενίσχυση μπορεί να αυξηθεί μέχρι και 10dB περισσότερο από ότι αν χρησιμοποιηθεί σύστημα χωρίς ψηφιακή καταστολή ανατροφοδότησης, ενώ στη χρήση τηλεφώνου, τα αποτελέσματα έδειξαν την δυνατότητα αύξησης της ενίσχυσης κατά 5dB, περίπου.



Εικόνα 2.20 : Βελτίωση με χρήση της μεθόδου ψηφιακής καταστολής με ανατροφοδότηση

Από την έρευνα προέκυψε ότι η ποιότητα του ήχου ήταν πολύ καλή, ιδιαίτερα σε μουσικά ακούσματα. Το γεγονός αυτό, επιβεβαιώθηκε και σε διάφορες καταστάσεις όπως παρουσία θορύβου του αέρα, ή σε περιβάλλον με ηχηρό μουρμουρητό, και ιδιαίτερα όταν χρησιμοποιήθηκε το ειδικά αναπτυγμένο πρόγραμμα θορύβου.





**Εικόνα 2.21:** Γραφική αναπαράσταση των κλινικών δοκιμών, για διάφορες συνθήκες θορύβου.

**2.5.2 Παράδειγμα 2 - DIGIFOCUS από την Oticon**

Δύο εταιρίες από την Δανία έχουν δουλέψει πάνω στο πρόγραμμα "Espirit Hearmaster", για την ανάπτυξη νέων τεχνικών βασισμένων σε ψηφιακή επεξεργασία σήματος, προκειμένου να δημιουργηθεί μία νέα γενιά βοηθημάτων ακοής. Ως αποτέλεσμα, η Oticon το 1995,

παρουσίασε το πρώτο ψηφιακό ακουστικό βοήθημα, που ονομάστηκε DigiFocus. Παράλληλα η εταιρία πώλησης δοκιμαστικών συστημάτων, MicroLEX Systems, ανέπτυξε μία νέα μέθοδο για να προσδίδει χαρακτηριστικά DSP, έτσι ώστε το DigiFocus να μπορεί να προσαρμοστεί καλύτερα, από τα προηγούμενα μοντέλα, στο ηχητικό περιβάλλον, παρέχοντας μέγιστη αναγνώριση ομιλίας και αποφεύγοντας δυσάρεστους ήχους παραμόρφωσης.



**Εικόνα 2.22:** Μέσα στο DigiFocus υπάρχουν δύο επεξεργαστές για την ξεχωριστή επεξεργασία των φωνηέντων και των συμφώνων.

Η Oticon σχεδίασε ένα ειδικό ολοκληρωμένο για όργανα ακοής, το οποίο αποκαλείται Digital Audio Processor (ψηφιακός ακουστικός επεξεργαστής), που ξεπερνά τα συμβατικά ακουστικά βοηθήματα που βασίζονται σε αναλογική τεχνολογία, γιατί διαθέτει υψηλά προσόντα εξατομίκευσης. Η συμβατική τεχνολογία, το μόνο που προσφέρει είναι ένας συμβιβασμός μεταξύ απαλών ήχων και δυνατών, δυσάρεστων ήχων από τη μία, ή μη απαλών ήχων και δυνατών ήχων που μπορεί να ακουστούν, από την άλλη. Το βοήθημα ακοής DigiFocus λειτουργεί σε 7 διαφορετικές συχνότητες αντί των κοινών 2-3 ζωνών συχνοτήτων. Προσφέροντας έτσι την ακρίβεια που χρειάζεται ο πελάτης, ώστε να εξασφαλιστεί ισορροπία και αρμονία στην αναπαραγωγή του ήχου. Για να βελτιωθεί η αναγνώριση του λόγου, δύο διαφορετικοί επεξεργαστές ομιλίας έχουν ενσωματωθεί στον ψηφιακό ακουστικό επεξεργαστή. Ο ένας επεξεργαστής ελέγχει τα βαθιά και ισχυρά φωνήεντα και ο άλλος οξύνει τα απαλά και υψηλού

τόνου σύμφωνα. Ο πρώτος επεξεργαστής διαχωρίζει τα φωνήεντα (a, e, i, o, u) τα οποία είναι βαρύτονα. Ο άλλος διαχωρίζει τα σύμφωνα (c, f, g, h, k, s, t) τα οποία είναι κυρίως υψίτονα.



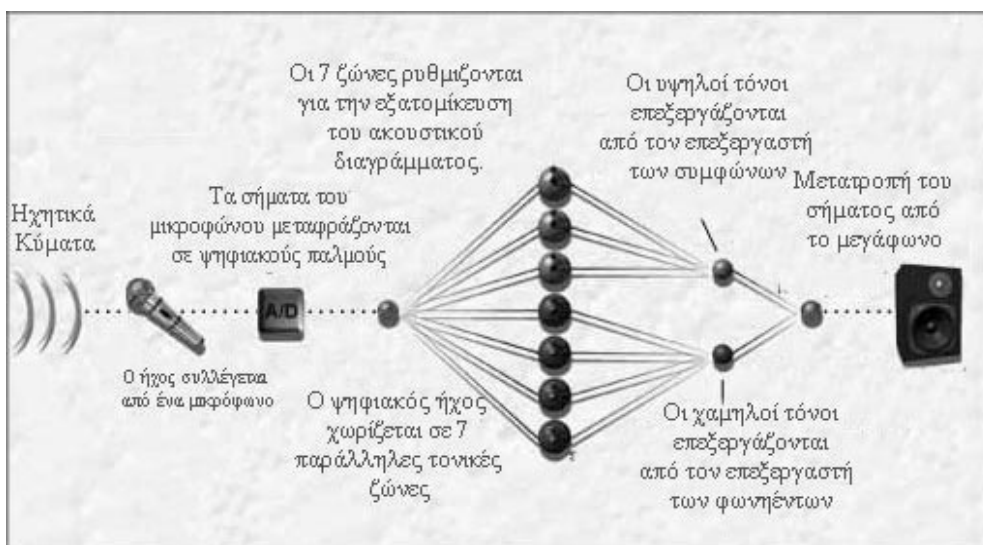
**Εικόνα 2.23:** Η μετατόπιση που υφίσταται το ακουστικό διάγραμμα, μετά την επεξεργασία με την τεχνική Adaptive Speech Alignment.

Αυτό το σύστημα επεξεργασίας καλείται Adaptive Speech Alignment (Προσαρμοστική Ευθυγράμμιση Ομιλίας.). Για την κατανόηση της λειτουργίας του αρκεί να φανταστεί κανείς την στιγμιαία τύφλωση που προκαλείται από αντίθετα κινούμενους προβολείς προς την δικής μας κατεύθυνσης, καθώς οδηγούμε την νύχτα. Απαιτείται διάστημα λίγων στιγμών πριν επανακτήσουμε την όραση μας. Κατά τον ίδιο τρόπο, το αυτί μπορεί να χάσει στιγμιαία τη δυνατότητα ακοής από ένα ισχυρό φωνήεν, έτσι ώστε να μην συλλάβει το σύμφωνο που ακολουθεί. Ο επεξεργαστής που ελέγχει τα φωνήεντα, τα τοποθετεί στην πράσινη ζώνη του ακουστικού διαγράμματος, έτσι ώστε τα φωνήεντα να γίνουν ακουστά, αλλά όχι τόσο, ώστε να εμποδίσουν την ακοή των συμφώνων που ακολουθούν. Τα σύμφωνα είναι πολύ σημαντικά για την κατανόηση της ομιλίας και χρειάζονται μία επιπλέον ώθηση ώστε να γίνουν αντιληπτά, γεγονός που επιτυγχάνεται από το δεύτερο επεξεργαστή. Για παράδειγμα, με τον τρόπο αυτό, πετυχαίνουμε τον διαχωρισμό λέξεων όπως : "fish" και "kiss".

Κανονικά για να εξαλειφθεί ο συριγμός, πρέπει να μειωθεί η ενίσχυση όλων των υψηλών συχνοτήτων, με αποτέλεσμα την απώλεια της κατανόησης ομιλίας. Το DigiFocus ωστόσο, διαθέτει ένα προηγμένο σύστημα ανάδρασης 4 ζωνών, το οποίο μειώνει τις συχνοτήτες συριγμού. Ο χρήστης έχει την ευχέρεια να βελτιώσει την ακοή του, ακολουθώντας μία

διαδικασία τριών σταδίων. Αρχικά, το βοήθημα ακούει τον προστατεύει, από το να ακούσει πολλούς νέους ήχους ταυτόχρονα. Στο επόμενο στάδιο του παρέχει την πρόσβαση σε περισσότερους ήχους και στο τελικό στάδιο, ο εγκέφαλος του χρήστη μπορεί να επεξεργαστεί ολόκληρη την ηχητική "εικόνα" για την μεγιστοποίηση της κατανόησης της ομιλίας.

Η προσαρμογή του ακουστικού βοηθήματος, γίνεται με σύνδεση του σε ένα υπολογιστικό σύστημα κατά το κλινικό στάδιο, για εκτεταμένη και ακριβή δοκιμασία, συγκρίνοντας το ακουστικό διάγραμμα του χρήστη με ένα πρότυπο που βασίζεται σε χιλιάδες άλλους χρήστες. Σκοπός των δοκιμών είναι η εύρεση των σωστών παραμέτρων ανάλογα με τις ανάγκες του χρήστη. Η μέθοδος ελέγχου της MicroLEX, έχει συμβάλει σημαντικά, όσον αφορά στη διαπίστωση της ποιότητας του DigiFocus ακουστικού βοηθήματος.



Εικόνα 2.24 : Ο αλγόριθμος επεξεργασίας του DigiFocus της Oticon

Σε ένα αμιγώς ψηφιακό ακουστικό βοήθημα, αμέσως μόλις ο ήχος εισαχθεί στο όργανο, ένα ολοκληρωμένο αναλύει τον ήχο και τον μετατρέπει σε δυαδική πληροφορία. Το ίδιο ή διαφορετικό ολοκληρωμένο επεξεργάζεται μαθηματικά τα δυαδικά δεδομένα σύμφωνα με τις ατομικές ανάγκες ακοής του χρήστη. Επειδή η διαδικασία είναι βασισμένη σε μαθηματική επεξεργασία δεν επηρεάζεται από παραμορφώσεις που εισάγονταν κατά την αναλογική ενίσχυση.

## Κεφάλαιο 3



### ΕΞΕΛΙΞΕΙΣ ΣΤΟ ΤΟΜΕΑ ΤΩΝ ΚΟΧΛΙΑΚΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ

Ένα κοχλιακό εμφύτευμα αποτελείται από μια μικρή ηλεκτρονική συσκευή που τοποθετείται χειρουργικά κάτω από το δέρμα και άμεσα εμφυτεύεται μέσα στο έσω αυτί. Η συσκευή αυτή συνδέεται με μια μονάδα πίσω από το αυτί την οποία συνδέει με το έσω αυτί. Αυτή η μονάδα οδηγεί προς ένα εξωτερικό επεξεργαστή ομιλίας του οποίου το μέγεθος ποικίλλει. Ο επεξεργαστής ομιλίας συνήθως είναι τοποθετημένος στη ζώνη ή στο πορτοφόλι, αλλά το μέγεθος του συνέχεια μικραίνει και στο κοντινό μέλλον θα μπορεί να τοποθετείται στο επίπεδο του αυτιού. Ο επεξεργαστής ομιλίας είναι ένας ισχυρός υπολογιστής που μετατρέπει τους εισερχόμενους ήχους σε ηλεκτρονικά ηχητικά σήματα. Καθώς τα σήματα ταξιδεύουν από τον επεξεργαστή μέσω του καλωδίου, του δέρματος και του εσωτερικού αυτιού τελικά διεγείρουν το ακουστικό νεύρο και μεταφράζονται από τον εγκέφαλο σαν ήχοι. Με την ανάλογη εξάσκηση, αυτοί οι ήχοι γίνονται κατανοητοί.

Για τα άτομα τα οποία είναι υποψήφια για την τοποθέτηση κοχλιακών εμφυτευμάτων οι απόψεις δίστανται. Κάποια ιατρικά κέντρα θεωρούν ενδεδειγμένο να υπάρχει πλήρης απώλεια ακοής. Άλλα ιατρικά κέντρα όμως υποδεικνύουν σαν υποψήφιους αυτούς οι οποίοι μπορούν κάπως να αντιληφθούν το λόγο, εφ' όσον η μείωση της ακοής και στα δύο αυτιά είναι μεγαλύτερη από 90 dB (σοβαρή μείωση) και η διάκριση στη κατανόηση της ομιλίας είναι μικρότερη από 24%.

Όμοια διάσταση απόψεων υπάρχει και στην ηλικία η οποία ενδείκνυται για την επέμβαση της εμφύτευσης. Κάποιοι γιατροί τοποθετούν κοχλιακά εμφυτεύματα σε όλες τις ηλικίες ενώ κάποιοι άλλοι μόνο σε άτομα ηλικίας πάνω από 18 ετών, έτσι ώστε η απόφασή τους να είναι συνειδητή.



Οι πιο επιτυχημένοι ασθενείς στους οποίους έγινε εμφύτευση είναι αυτοί οι οποίοι έχασαν την ακοή τους αφού είχαν ακούσει ομιλία και είχαν μάθει να μιλάνε και επίσης είχαν ανεπτυγμένη κλίση στη κατανόηση της γλώσσας. Πολλή ομιλία και ακουστική εκπαίδευση είναι επίσης πάρα πολύ χρήσιμα.

### 3.1 Χαρακτηριστικά του επεξεργαστή ενός κοχλιακού εμφυτεύματος

α) Πολλαπλά προγράμματα: Κάποια προγράμματα επεξεργαστών έχουν πολλαπλά προγράμματα υπολογιστών και μπορεί να λειτουργήσουν είτε αυτόματα είτε με εντολή του χρήστη. Αυτό σημαίνει ότι τα διαφορετικά προγράμματα μπορούν να εξυπηρετήσουν διάφορες ανάγκες που προκύπτουν από διαφορετικά ακουστικά περιβάλλοντα προκειμένου να μεγιστοποιήσουν το άκουσμα, όπως π.χ ένα ήσυχο άκουσμα σε σχέση με ένα μουσικό άκουσμα ή σε σχέση με περιβάλλον θορύβου όπως για παράδειγμα όπου υπάρχει μεγάλο πλήθος.

β) Πολλαπλά κανάλια: Υπάρχουν εμφυτεύματα με ένα κανάλι τα οποία στέλνουν κωδικοποιημένη πληροφορία μόνο σε ένα σημείο στο εσωτερικό του αυτιού. Υπάρχουν όμως και εμφυτεύματα πολλαπλών καναλιών που διεγείρουν τις νευρικές ίνες καθ' όλο το μήκος του εσωτερικού του αυτιού, δημιουργώντας τη δυνατότητα για πολύ μεγαλύτερη διάκριση των μουσικών τόνων και αυξημένη κατανόηση του λόγου.

γ) Ικανότητα για αναβάθμιση: Καθώς αρκετές μονάδες πλησιάζουν την απόδοση ενός υπολογιστή μερικές θα έχουν μεγαλύτερη δυνατότητα αναβάθμισης από άλλες.

### 3.2 Αξιολόγηση ασθενούς

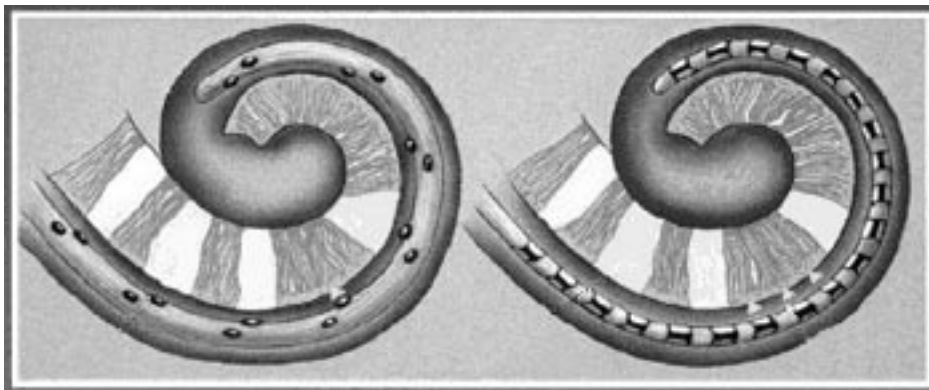
Προκειμένου να αξιολογήσουμε ένα άτομο σαν υποψήφιο για κοχλιακό εμφύτευμα τα στοιχεία τα οποία είναι απαραίτητα είναι:

α) Πλήρη ακουστική αξιολόγηση που περιλαμβάνει ποιος είναι ο τύπος της απώλειας ακοής, ποιο είναι το σχήμα και το επίπεδο της μείωσης της ακοής και της ικανότητας του ατόμου για κατανόηση του λόγου και επίσης πόσο καλά καταλαβαίνει χρησιμοποιώντας τα τυπικά ακουστικά.

β) Ιατρική αξιολόγηση από έναν ειδικευμένο Ακουστικολόγο με τη χρήση ακτίνων-Χ του κοχλίου και ψυχολογική και συμβουλευτική καθοδήγηση για τους κινδύνους και τα οφέλη από το κοχλιακό εμφύτευμα.

### 3.3 Χειρουργική Διαδικασία

Απαιτείται εγχείρηση για να εμφυτευτεί το εσωτερικό σύστημα του κοχλιακού εμφυτεύματος. Η εγχείρηση γίνεται με γενική αναισθησία και συνήθως διαρκεί 2-4 ώρες. Αυτή η εγχείρηση ενέχει τους ίδιους κινδύνους με τους άλλους τύπους εγχειρήσεων στο αυτί για τους οποίους επίσης απαιτείται ολική αναισθησία.



Ο ασθενής επιστρέφει στο σπίτι του συνήθως 1-2 μέρες μετά την επέμβαση. Ακολουθεί μία περίοδος 4-6 εβδομάδων για την πλήρη αποθεραπεία της εμφυτευμένης περιοχής πριν αρχίσει η διαδικασία της συνεχούς παρακολούθησης. Πολλά άτομα επανέρχονται και αρχίζουν τις συνηθισμένες τους δραστηριότητες μέσα σε μια εβδομάδα από την εγχείρηση.

### 3.4 Παρακολούθηση της πορείας του κοχλιακού εμφυτεύματος

Ένας Ακουστικολόγος προγραμματίζει τη συσκευή έτσι ώστε ο ασθενής να είναι σίγουρος ότι έχει τη μεγαλύτερη δυνατή απόδοση στην ακουστική επεξεργασία. Αυτό γίνεται

ανάλογα με τον κάθε ασθενή και βασίζεται στις ανάγκες και τις ικανότητες του συγκεκριμένου ατόμου. Η διαδικασία αυτή απαιτεί την αλλαγή των φίλτρων και επίσης την εγκατάσταση διαφορετικών προγραμμάτων ανάλογα με τις ανάγκες του ασθενούς. Η παρακολούθηση του αποτελέσματος συνήθως ολοκληρώνεται μέσα σε τρεις μήνες και ακολουθούν τακτικές επισκέψεις για παρακολούθηση κάθε έξι μήνες ή και κάθε χρόνο.

### 3.5 Πλεονεκτήματα των κοχλιακών εμφυτευμάτων

Με τη πάροδο των ετών, τα πλεονεκτήματα των κοχλιακών εμφυτευμάτων έχουν αυξηθεί καθώς έχουν προοδεύσει η τεχνολογία, η εκπαίδευση και η εμπειρία. Αυτά τα πλεονεκτήματα είναι εμφανή στα ακόλουθα πεδία:

- α) Αυξημένη κατανόηση του λόγου χωρίς διάβασμα των χειλιών.
- β) Δυνατότητα για χρήση τηλεφώνου.
- γ) Αναγνώριση της ομιλίας και των περιβαλλοντικών ήχων σε ικανοποιητικό ακουστικό επίπεδο.

Τα κοχλιακά εμφυτεύματα δεν επαναφέρουν την κανονική ακοή.

Τα οφέλη μπορεί να διαφέρουν από άτομο σε άτομο.

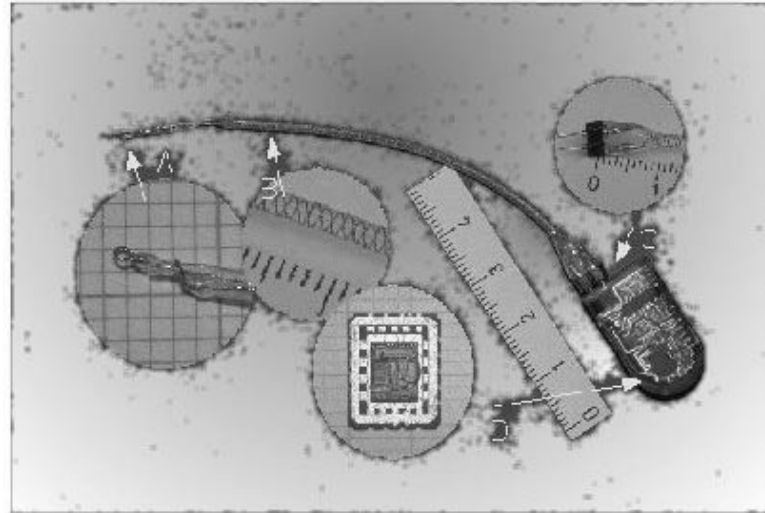
Μπορεί να υπάρχουν μεγάλες διαφοροποιήσεις που οφείλονται στους εξής παράγοντες:

- α) Την αιτία από την οποία ο ασθενής έχασε την ακοή του.
- β) Πόσο χρονικό διάστημα ο ασθενής είχε χάσει την ακοή του πριν εγχειριστεί.
- γ) Πόσες νευρικές ίνες έχουν επιβιώσει και
- δ) Ποια είναι τα κίνητρα του ασθενούς.

### 3.6 Κίνδυνοι των κοχλιακών εμφυτευμάτων

Κατ' αρχήν οι κίνδυνοι οι οποίοι συνδέονται γενικά με τη γενική αναισθησία και επίσης ευαισθητοποίηση, ερεθισμός, πρήξιμο ή δυσφορία στα αυτιά, ζαλάδα, αλλοίωση της γεύσης, βουητό στα αυτιά και πόνος στον αυχένα. Εάν κάποιο από αυτά τα προβλήματα παρουσιαστεί συνήθως είναι προσωρινό και στις περισσότερες περιπτώσεις εξαφανίζεται λίγες εβδομάδες μετά

την εγχείρηση. Εντούτοις, σε μερικές περιπτώσεις, η ζαλάδα και τα προβλήματα ισορροπίας μπορεί να επιμείνουν.



### 3.7 Η εταιρεία Cochlear και τα προϊόντα της

Η εμπειρία της Cochlear στην κατασκευή και τη συντήρηση των κοχλιακών εμφυτευμάτων Nucleus ξεκινά από το 1982. Στη διάρκεια όλων αυτών των χρόνων η εταιρεία έχει αποκτήσει καλό όνομα για την υψηλή απόδοση και την αξιοπιστία των συστημάτων που διαθέτει καθώς και για την καλή εξυπηρέτηση που παρέχει στους πελάτες της.

Η Cochlear έχει μια μεγάλη ιστορία στην υποστήριξη των χρηστών του κοχλιακού εμφυτεύματος Nucleus με κωδικοποίηση ομιλίας και βελτιώσεις στους επεξεργαστές ομιλίας. Οι χρήστες του Nucleus 22 οι οποίοι το τοποθέτησαν από το 1982 άρχισαν με τον Wearable Speech Processor (WSP). Η εταιρεία Cochlear ανέπτυξε δύο ακόμη επεξεργαστές ομιλίας, τον Mini που εμφανίστηκε στην αγορά το 1989 και τον Spectra το 1994, οι οποίοι έδωσαν σημαντικά βελτιωμένη απόδοση στους χρήστες των εμφυτευμάτων της. Το εντυπωσιακό είναι ότι η εταιρεία υποστηρίζει τα εμφυτεύματα της με πρωτοποριακές βελτιώσεις χωρίς να απαιτείται επανεμφύτευση.

Σε παγκόσμια κλίμακα, τα κοχλιακά εμφυτεύματα της Cochlear είναι τα πιο συχνά προτεινόμενα συστήματα για παιδιά και ενήλικες. Από τα 25.000 άτομα σε όλο τον κόσμο που έχουν τοποθετήσει κοχλιακά εμφυτεύματα, περισσότερα από 20.000 έχουν κάποιο από τα Nucleus εμφυτεύματα. Αυτός ο αριθμός περιλαμβάνει πάνω από 8.500 παιδιά με Nucleus 22 ή Nucleus 24.

**Nucleus 22 – Σύστημα κοχλιακού εμφυτεύματος:** το πιο ευρέως χρησιμοποιούμενο σύστημα κοχλιακού εμφυτεύματος, που περιλαμβάνει τη βελτιωμένη έκδοση του **ESprit 22**.

**Nucleus 24 - Σύστημα κοχλιακού εμφυτεύματος:** το πιο σύγχρονο σύστημα κοχλιακού εμφυτεύματος, που χαρακτηρίζεται από τον **ESprit**, τον πρώτο παγκόσμια επεξεργαστή ομιλίας που τοποθετείται πίσω από το αυτί.

**Nucleus Ακουστικό Εγκεφαλικό Εμφύτευμα:** αντιπροσωπεύει το ανώτατο επίπεδο τεχνικής στη τεχνολογία των Auditory Brainstem Implants (ABI).

### 3.7.1 NUCLEUS 22 - Σύστημα κοχλιακού εμφυτεύματος

#### 3.7.1.1 Επεξεργαστής ομιλίας Spectra

Ο επεξεργαστής ομιλίας Spectra που κατασκευάστηκε για το σύστημα Nucleus 22 είναι αποτέλεσμα εκτενών κλινικών ερευνών για τις δυνατότητες επεξεργασίας ομιλίας. Ερευνών που άρχισαν το 1983 και έχουν προάγει την απόδοση των κοχλιακών εμφυτευμάτων για τους χρήστες.

Ο Spectra είναι ένας πολύπλοκος μικροϋπολογιστής που μετατρέπει τον ήχο σε ηλεκτρικές πληροφορίες. Οι ηλεκτρικές πληροφορίες στέλνονται από τον επεξεργαστή ομιλίας στο εμφύτευμα. Ο επεξεργαστής ομιλίας είναι προγραμματισμένος ψηφιακά δίνοντας τη δυνατότητα στον ειδικό ακουστικής να συντονίσει κάθε επεξεργαστή στις ακουστικές ανάγκες του χρήστη.

Στα χαρακτηριστικά του Spectra περιλαμβάνονται:

- Έλεγχος ευαισθησίας.
- Αξιοποιεί τα προτερήματα της μεθόδου SPEAK για την επεξεργασία της ομιλίας.
- Μία μπαταρία AA (ενώ περιλαμβάνεται και ο φορτιστής της μπαταρίας).
- Συμβατότητα με πολλά συστήματα FM.

### 3.7.1.2 Εμφύτευμα CI22

Το εμφύτευμα Nucleus 22 συνδυάζει την δύναμη και την αντοχή ενός πλαισίου τιτανίου με τη δοκιμασμένη εφαρμογή σε πάνω από 15.000 ενήλικες και παιδιά. Η κάψουλα σιλικόνης που περιβάλλει το πλαίσιο τιτανίου προσδίδει ελαστικότητα στο εμφύτευμα, επιτρέποντας του να προσαρμόζεται στην καμπυλότητα του κρανίου, πράγμα ιδιαίτερα σημαντικό στα μικρά παιδιά. Στην αντιμετώπιση ενός οστεοποιημένου κοχλίου πολλοί χειρουργοί βρίσκουν σαν τη προτιμότερη λύση την ελαστική, λεπτής διαμέτρου διάταξη ηλεκτροδίων.

Η διάταξη ηλεκτροδίων εκτείνεται από το εμφύτευμα και εισάγεται μια περίπου μέσα στον κοχλία κατά την εγχείρηση. Η διάταξη ηλεκτροδίων αποτελείται από 22 ενεργά ηλεκτρόδια ή κανάλια, με ανεξάρτητη λειτουργία το ένα από το άλλο. Τα ηλεκτρόδια Nucleus 22 μπορούν να διεγείρουν έως και 22 συγκεκριμένες περιοχές του κοχλίου. Έτσι εκμεταλλεύεται στο μέγιστο βαθμό τη φυσική διευθέτηση των μουσικών τόνων του κοχλίου, ώστε να προσφέρει μεγάλο αριθμό σημείων διέγερσης.

### 3.7.1.3 Η ασφαλής επιλογή

Η ασφάλεια και η αξιοπιστία των συστημάτων κοχλιακών εμφυτευμάτων μετριέται με Cumulative Survival Rate ή CSR. Ένα CSR υπολογίζεται συγκρίνοντας τον αριθμό των κοχλιακών εμφυτευμάτων που λειτουργούν μετά από συγκεκριμένη χρονική περίοδο με τον αριθμό των συσκευών που λειτουργούσαν στην αρχή αυτής της περιόδου. Τα CSR για τα συστήματα Nucleus είναι από τα υψηλότερα στη βιομηχανία. Το CSR για τον Nucleus 24 είναι

99,2% για τους ενήλικες και 99,2% για τα παιδιά. Το CSR για τον Nucleus 22 είναι 99% για τους ενήλικες και 98,7% για τα παιδιά.

Τα CSR για τα συστήματα κοχλιακών εμφυτευμάτων Nucleus είναι υψηλά γιατί οι εμφυτευμένοι δέκτες/διεγέρτες είναι κατασκευασμένοι με τις υψηλότερες προδιαγραφές ασφάλειας και αντοχής και γιατί τα εμφυτευμένα πλαίσια είναι κατασκευασμένα από τιτάνιο, ένα μέταλλο που συνδυάζει μικρό βάρος και ανθεκτικότητα.

Μόνο το τιτάνιο διαθέτει την αντοχή που απαιτείται για να εξασφαλίσει ότι τα CSR του Nucleus απέχουν ελάχιστα από την απόλυτη τιμή και μόνο τα πλαίσια των κοχλιακών εμφυτευμάτων Nucleus είναι κατασκευασμένα από τιτάνιο.

#### **3.7.1.4 Περισσότερα ηλεκτρόδια: Μία καλύτερη πιθανότητα για συνταίριασμα με νεύρα που έχουν επιβιώσει**

Όταν οι άνθρωποι χάνουν την ακοή τους τα σπειροειδή γαγγλιακά κύτταρα μέσα στο ακουστικό τους νεύρο αρχίζουν να ατροφούν. Το εμφύτευμα Nucleus μετατρέπει τους ήχους σε ηλεκτρική διέγερση των σπειροειδών γαγγλιακών κυττάρων, τα οποία με τη σειρά τους στέλνουν νευροδιαβιβάσεις(σήματα) στον εγκέφαλο. Η δυνατότητα των μεμονωμένων ηλεκτροδίων του εμφυτεύματος να διεγείρουν τα τμήματα εκείνα των νεύρων που έχουν επιβιώσει είναι ο αποφασιστικός παράγοντας για τη περαιτέρω δυνατότητα ακοής του χρήστη.

Από το 1983 οι επιστήμονες γνωρίζουν ότι είναι προτιμότερο να τοποθετούν εμφυτεύματα στους κατάλληλους ασθενείς χωρίς καθυστέρηση, πριν το νεύρο εκφυλιστεί υπερβολικά. Παρ' ότι οι υποψήφιοι περνούν τυπικά από ένα αρχικό τεστ με το οποίο διαπιστώνεται εάν έχει απομείνει αρκετό βιώσιμο νεύρο για να αποτολμήσουν την τοποθέτηση ενός κοχλιακού εμφυτεύματος, οι ειδικοί ακουστικής δεν είναι σε θέση να υπολογίσουν εκ των προτέρων τη βιωσιμότητα μεμονωμένων νευρικών τμημάτων. Έτσι μέχρι την αρχική διέγερση κανείς δεν είναι σε θέση να πει ποιο ή πόσα από τα ηλεκτρόδια θα είναι χρήσιμα.

Μόνο ο Nucleus έχει 22 ηλεκτρόδια τα οποία μπορούν να σχηματιστούν με μέχρι και 20 διαφορετικά κανάλια διέγερσης - σχεδόν τα διπλάσια από κάθε άλλο διαθέσιμο εμφύτευμα

σήμερα. Προσφέροντας περισσότερα κανάλια, ο Nucleus προσφέρει στον ειδικό ακουστικής την ευελιξία να προσαρμόσει επιτυχώς τη διέγερση του χρήστη ώστε να ταιριάζει στα τμήματα του ακουστικού του νεύρου που έχουν επιβιώσει.

Όπως φαίνεται και στη παράσταση εμφυτεύματα με λιγότερα ηλεκτρόδια έχουν μικρότερη δυνατότητα προσαρμογής της διέγερσης ώστε να ταιριάζει με τα ζωντανά τμήματα του ακουστικού νεύρου.

### **3.7.1.5 Τα περισσότερα κανάλια αυξάνουν ακόμα περισσότερο τις πιθανότητες**

Καθώς ο Nucleus αναλύει την ομιλία, διεγείρει δυναμικά το ακουστικό νεύρο αναγνωρίζοντας τη συχνότητα, το τόνο και την ένταση κάθε σημαντικού ήχου. Το Σύστημα Nucleus το κάνει αυτό στέλνοντας ηλεκτρικό ρεύμα στο ανάλογο κανάλι για να διεγείρει το ανάλογο τμήμα νεύρου. Σαν κανάλι ορίζουμε κάθε δύο ηλεκτρόδια στο σύστημα. Ο Nucleus 22 για παράδειγμα έχει 22 κανάλια.

### **3.7.1.6 Πως ο Nucleus αναθέτει πληροφορίες σε κάθε κανάλι**

Στην επεξεργασία ομιλίας ο Nucleus παίρνει όλη την κλίμακα των συχνοτήτων που λαμβάνει( από 188-7.800 Hz ή παλμούς ανά λεπτό) και τη χωρίζει σε 20 περιοχές συχνοτήτων. Κάθε περιοχή συχνοτήτων ανατίθεται τότε σε διαφορετικό κανάλι, στο οποίο με τη σειρά του ανατίθεται να διεγείρει ένα διαφορετικό τμήμα νευρικών κυττάρων. Κάνοντας κάτι τέτοιο, ο SPEAK βασίζεται στο γεγονός ότι ο κοχλίας είναι από τη φύση του τονοτοπικός. Με άλλα λόγια το πρώτο τμήμα του κοχλίας που φθάνει ο ήχος, το βασικό τμήμα είναι εκ φύσεως δεκτικό σε υψηλής συχνότητας ήχους. Διαδοχικά τμήματα του κοχλίας είναι δεκτικά σε ήχους όλο και χαμηλότερων συχνοτήτων, με αποκορύφωμα το βαθύτερο τμήμα να είναι δεκτικό στις πιο χαμηλές συχνότητες που υπάρχουν. Έτσι ο κοχλίας είναι διαρρυθμισμένος σαν το πιάνο με τις νότες να παίζουν διαδοχικά από τα πρίμα έως τα μπάσα.



Όταν το σύστημα Nucleus ανιχνεύει σημαντικές πληροφορίες ομιλίας μιας συγκεκριμένης συχνότητας χρησιμοποιεί το ανάλογο κανάλι για να διεγείρει ηλεκτρικά νευρικές ίνες που είναι παρόμοιες σε συχνότητα. Για παράδειγμα όταν ο ήχος είναι υψηλού τόνου(μια σφυρίχτρα) ένα ζευγάρι ηλεκτροδίων στη βασική άκρη του κοχλία διεγείρεται με αποτέλεσμα τη πρόσληψη του ήχου υψηλής συχνότητας.

### **3.7.1.7 Η χρήση περισσότερων καναλιών μπορεί να δώσει περισσότερες τονοτοπικές πληροφορίες**

Όσο περισσότερα κανάλια χρησιμοποιεί ένα εμφύτευμα τόσο περισσότερες πιθανότητες έχει να στείλει τονοτοπικά σήματα στον εγκέφαλο. Έτσι, ένα εμφύτευμα με μόνο 8 κανάλια χωρίζει όλη τη κλίμακα συχνοτήτων σε μόνο 8 διαφορετικά πεδία συχνοτήτων. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα τη σύντμηση μιας ευρύτερης κλίμακας συχνοτήτων σε κάθε κανάλι.

Ο Nucleus εκμεταλλεύεται σκόπιμα αυτό τον κανόνα. Η μέθοδος δυναμικής κωδικοποίησης του SPEAK επιλέγει τα 6-10 maxima με την περισσότερη ενέργεια κατά τη διάρκεια κάθε κύκλου ανίχνευσης. Έχοντας την ευελιξία που προσφέρει η ύπαρξη 20 καναλιών από τα οποία μπορούν να επιλεγούν αυτά τα maxima, σημαίνει ότι μία ευρύτερη κλίμακα τονοτοπικών πληροφοριών μπορεί να σταλεί στο ακουστικό σύστημα.

### **3.7.1.8 Μέθοδος κωδικοποίησης SPEAK**

Η SPEAK είναι η πρωτοποριακή μέθοδος κωδικοποίησης της ομιλίας που χρησιμοποιείται στο Nucleus. Είναι η ευρύτερα χρησιμοποιούμενη μέθοδος κωδικοποίησης ανά τον κόσμο σήμερα κυρίως διότι καμία άλλη μέθοδος δεν μπόρεσε να υπερβεί τη SPEAK ως προς τη βοήθεια που παρέχει στους χρήστες εμφυτευμάτων στην κατανόηση ομιλίας.

Καθώς προσλαμβάνονται οι ήχοι η SPEAK ανιχνεύει διαρκώς 20 προγραμματιζόμενα ζωνοπερατά φίλτρα και επιλέγει τις 6-10 κορυφές μέγιστης ενέργειας( maxima) που αντιστοιχούν στο επίπεδο σήματος και την φασματική σύνθεση της ακουστικής εισόδου. Το

θέμα είναι να σταλούν στον εγκέφαλο πληροφορίες για τους σημαντικούς ήχους ενώ ταυτόχρονα παραλείπονται οι περιφερειακοί θόρυβοι. Τυπικά για κάθε χρονικό παράθυρο η SPEAK επιλέγει κατά μέσο όρο 6 ζώνες αλλά επιλέγει έως και 10 αν το σήμα διαθέτει ποικιλία συχνοτήτων.

Για παράδειγμα η SPEAK θα επέλεγε 6 από τα 20 κανάλια για το πρώτο τμήμα μιας λέξης, μετά άλλα 10 κανάλια για το υπόλοιπο τμήμα της ίδιας λέξης. Αυτή η μέθοδος έχει σχεδιαστεί ώστε να μεγιστοποιεί την αναγνώριση ομιλίας, πρώτα στέλνοντας στον εγκέφαλο τις πιο σημαντικές πληροφορίες και στη συνέχεια δημιουργώντας ξεχωριστά μοτίβα από φράση σε φράση τονίζει περισσότερο την αντίθεση ώστε να κάνει ευκολότερη την αναγνώριση.

### **3.7.1.8α Η SPEAK είναι αξεπέραστη**

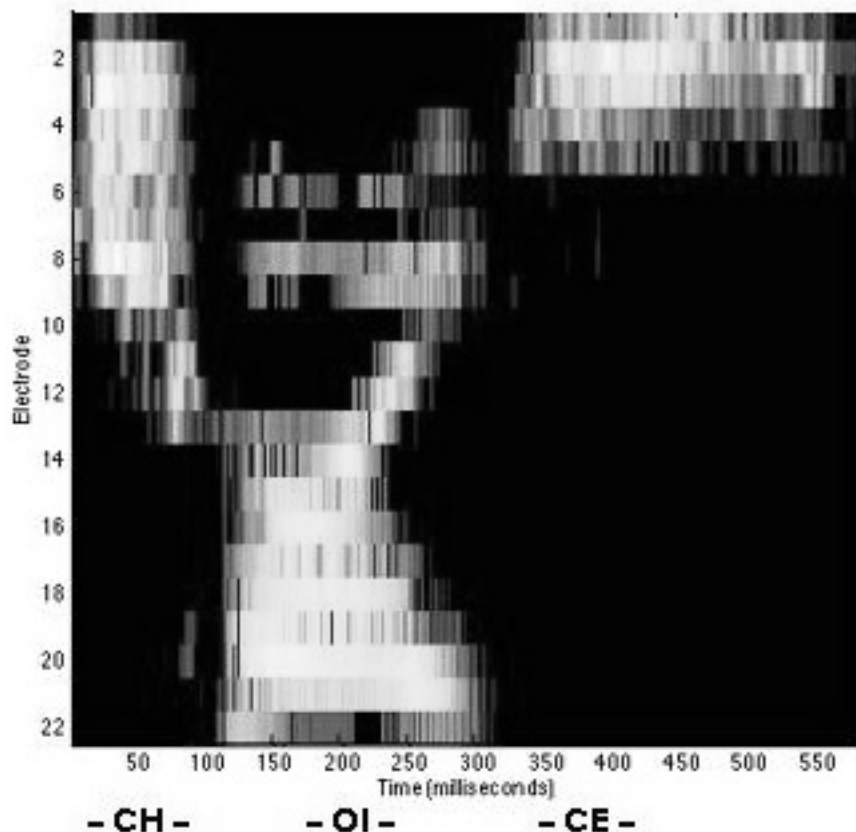
Καμία άλλη μέθοδος κωδικοποίησης δεν έχει καταφέρει να ξεπεράσει σε απόδοση τη SPEAK. Παρόλο που τα τελευταία χρόνια υπήρξαν πολλές θεωρητικές συζητήσεις, αξιοσημείωτες έρευνες καθώς και η έκδοση πολλών κλινικών μελετών, καμία άλλη μέθοδος κωδικοποίησης δεν στάθηκε ικανή να δώσει επαναλαμβανόμενα κλινικά αποτελέσματα υπερβαίνοντας έτσι τη SPEAK ως προς τη βοήθεια που παρέχει στους χρήστες στην κατανόηση της ομιλίας.

Αυτό συμβαίνει διότι η SPEAK επιλέγει μόνο τις πιο σημαντικές πληροφορίες σε ότι αφορά την ένταση και τη συχνότητα του ακουστικού σήματος. Σε σύγκριση με άλλες μεθόδους η SPEAK δίνει μία πλούσια, λεπτομερή αναπαράσταση του ήχου η οποία φέρει τις απαραίτητες πληροφορίες για την κατανόηση της ομιλίας.

Η SPEAK είναι ιδιαίτερη αποτελεσματική σε θορυβώδες περιβάλλον- ένα πραγματικά μεγάλο πρόβλημα για τους περισσότερους χρήστες εμφυτευμάτων. Επιλέγοντας μόνο τις 6 έως 10 συχνότητες υψηλής ενέργειας από κάθε ήχο, η SPEAK φιλτράρει τις λιγότερο σημαντικές συχνότητες που μπορεί να παρεμβληθούν κατά τη διάρκεια της ακουστικής διαδικασίας.

### 3.7.1.8β Η SPEAK σε σύγκριση με τη CIS

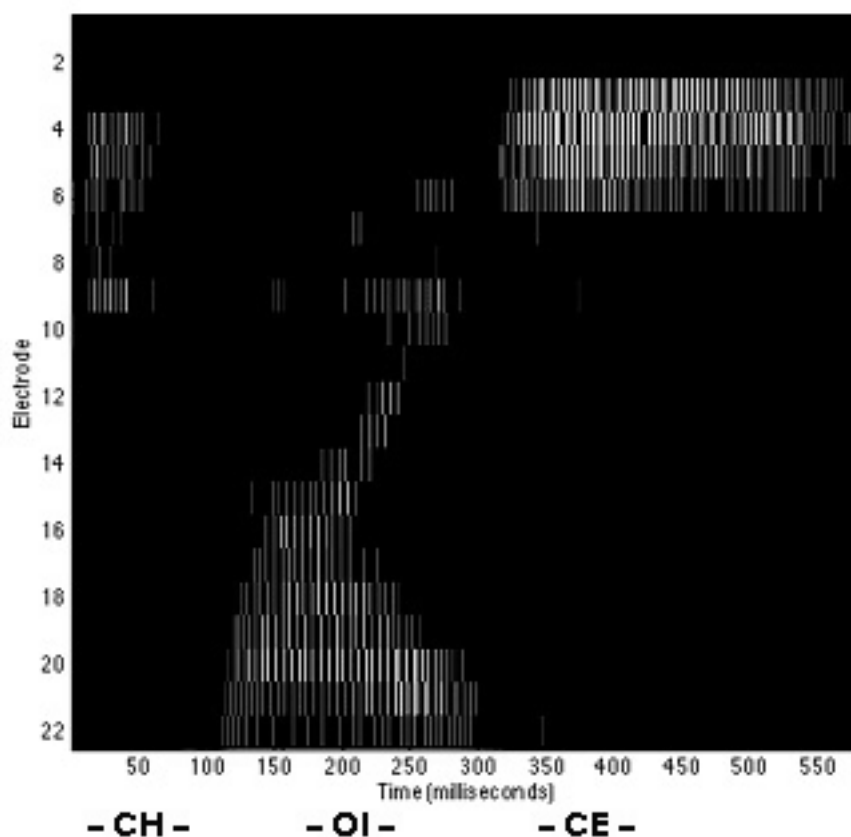
Εκεί όπου η CIS έχει σχεδιαστεί για να δίνει περισσότερες πληροφορίες σε λίγα κανάλια, η SPEAK χρησιμοποιεί 20 κανάλια για να αναλύσει πληροφορίες για την συχνότητα και την ένταση της προφερόμενης λέξης. Σα παράδειγμα η Εικόνα 1 παριστάνει την ηχητική πληροφορία που παράγεται από δονήσεις του λάρυγγα όταν κάποιος προφέρει τη λέξη “choice”.



Εικόνα 3.1 : Φασματόγραμμα της λέξης “choice” στον κανονικό λόγο.

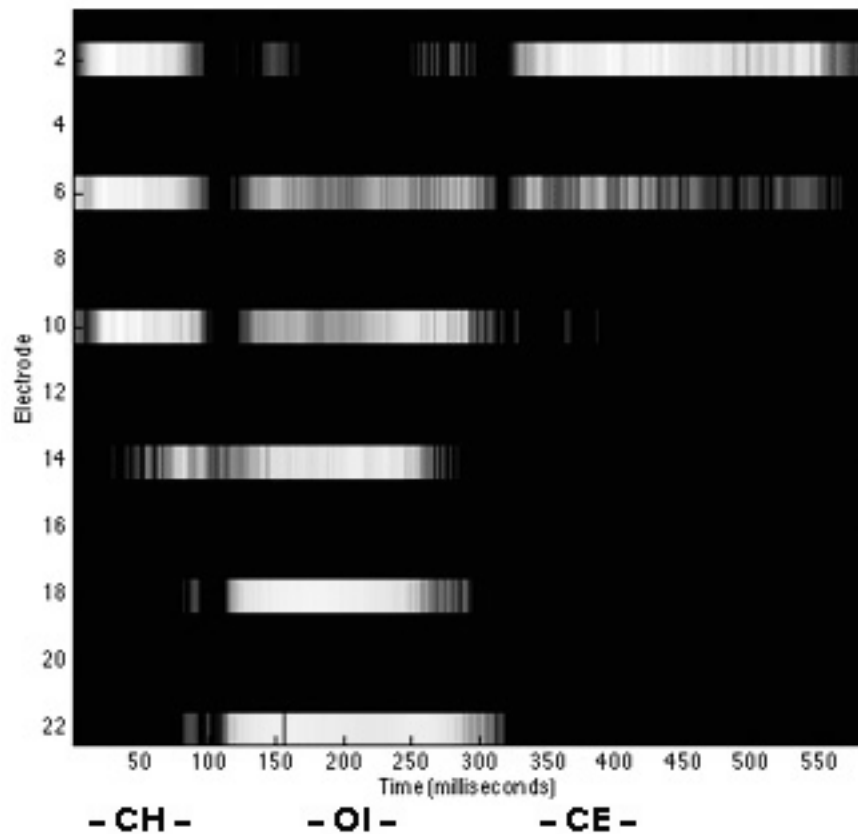
Όπως φαίνεται αυτό το φασματόγραμμα δείχνει πόσο περίπλοκοι μπορεί να είναι οι ήχοι κατά την εκφορά μίας και μόνο απλής λέξης. Με τη φυσιολογική ακοή ο εγκέφαλος επεξεργάζεται αυτόματα αυτή τη περίπλοκη συχνότητα και τη χρονική πληροφορία για την αναγνώριση του λόγου.

Η SPEAK δίνει στον εγκέφαλο τις μέγιστες δυνατές πληροφορίες σε ότι αφορά τις συχνότητες και την ένταση του λόγου. Συγκρίνοντας την Εικόνα 2 με την Εικόνα 3.1 φαίνονται οι ομοιότητες ανάμεσα στις πληροφορίες που παρέχει η SPEAK και στις πληροφορίες που παρέχει η φυσιολογική ακοή. Διακρίνεται λοιπόν καθαρά, ότι η SPEAK δίνει στον εγκέφαλο μεγάλο όγκο πληροφοριών.



Εικόνα 3.2: Διάγραμμα ηλεκτροδίων της λέξης “choice” που παράγεται από τη SPEAK

Ποια η σχέση του προηγούμενου με η CIS ; Η Εικόνα 3 δείχνει τη μορφή διέγερσης που παράγει η CIS, και πάλι για τη λέξη “choice”.



**Εικόνα 3.3:** Διάγραμμα ηλεκτροδίων της λέξης “choice” που παράγεται από τη CIS

Η σύγκριση της Εικόνας 3.1 με την Εικόνα 3.3 δείχνει πόσο- σε μεγάλη αντίθεση με τη SPEAK- η CIS παρέχει στον κοχλία πληροφορίες με πολύ λιγότερη λεπτομέρεια.

Η εταιρεία Cochlear βασισμένη στη πολυετή έρευνα πιστεύει ότι οι πληρέστερες πληροφορίες που παρέχονται από τη SPEAK είναι αποφασιστικής σημασίας στην κατανόηση ομιλίας. Ίσως αυτός είναι ο λόγος για τον οποίο καμία διαθέσιμη μέθοδος κωδικοποίησης δεν έχει καταφέρει μέχρι σήμερα να ξεπεράσει τη SPEAK στη βοήθεια που παρέχει στους χρήστες εμφυτευμάτων να κατανοήσουν την ομιλία.

### **3.7.1.8γ Πόσο δύσκολο είναι για τους χρήστες εμφυτευμάτων να ακούσουν σε ενθόρυβο περιβάλλον**

Οι χρήστες λένε ότι το να ακούν σε περιβάλλον με θόρυβο αποτελεί τρομακτικό πρόβλημα. Για όσους διαθέτουν φυσιολογική ακοή, ο εγκέφαλος έχει έναν αποτελεσματικό μηχανισμό ( μέσα στο εγκεφαλικό στέλεχος) που χρησιμοποιεί για να “σβήσει” το θόρυβο. Μεγάλο κομμάτι αυτού του μηχανισμού εξαρτάται από την ύπαρξη εισόδων από δύο διαφορετικές πηγές, για παράδειγμα από δύο αυτιά που λειτουργούν φυσιολογικά. Για το χρήστη κοχλιακού εμφυτεύματος ωστόσο όλοι οι ήχοι έρχονται από μία πλευρά και το κεντρικό νευρικό σύστημα είναι λιγότερο ικανό να ανταπεξέλθει.

Ένα περιβάλλον με θόρυβο μπορεί να αποδειχθεί τόσο απαιτητικό στο χρήστη εμφυτευμάτων που τα πλεονεκτήματα μιας συσκευής σχεδόν εκμηδενίζονται. Οι χρήστες λένε ότι κάτι τέτοιο είναι ιδιαίτερα κουραστικό τόσο σε σωματικό όσο και σε πνευματικό επίπεδο. Για να λειτουργήσουν καλά στη σημερινή εποχή, οι χρήστες χρειάζονται ένα εμφύτευμα που να αποδίδει καλά στο θόρυβο.

### **3.7.1.8δ Πόσο καλά αποδίδει η συσκευή Nucleus στο θόρυβο**

Η συσκευή Nucleus αποδίδει σταθερά ικανοποιητικά στο θόρυβο.

Η SPEAK επιλέγει μόνο τις μέγιστες ενέργειες 6 έως 10 καναλιών (από έως και 20) προκειμένου να στείλει μόνο τις πιο σημαντικές πληροφορίες στον εγκέφαλο. Οι υπόλοιπες σημαντικές πληροφορίες (π.χ ο θόρυβος) αποκόβονται.

Οι έρευνες της Cochlear καθώς και χρόνια εμπειρίας στο αντικείμενο καταδεικνύουν ότι η SPEAK δίνει τη καλύτερη δυνατή ακοή σε ενθόρυβο περιβάλλον. Στην ουσία η Cochlear φαίνεται να είναι ο μόνος κατασκευαστής που είναι διατεθειμένος να γνωστοποιήσει το διαθέσιμο πληροφοριακό υλικό του για την ακοή σε ενθόρυβο περιβάλλον, στο χώρο των εταιρειών εμφυτευμάτων. Ελπίζει κατά αυτόν τον τρόπο και άλλοι κατασκευαστές να αναθεωρήσουν τη τακτική τους σε ότι αφορά τη γνωστοποίηση ερευνητικών αποτελεσμάτων και

να τους ακολουθήσουν κοινοποιώντας και αυτοί με τη σειρά τους δεδομένα για την απόδοση ακουστικών βοηθημάτων.

### **3.7.1.8ε Η SPEAK δεν είναι συμβατή με άλλα εμφυτεύματα**

Η μέθοδος κωδικοποίησης SPEAK - αποκλειστικότητα της Cochlear - βασίζεται στη χρήση έως και 22 ηλεκτροδίων. Τα ανταγωνιστικά προϊόντα έχουν περιορισμένο αριθμό ηλεκτροδίων και γι' αυτό το λόγο η SPEAK είναι ασύμβατη με τα συστήματα τους. Διατίθεται μόνο με τα Συστήματα Nucleus.

### **3.7.1.9 Audallion: σύστημα δέσμης για την ελαχιστοποίηση του ψηφιακού θορύβου**

Ο Audallion -σύστημα δέσμης- είναι η πρώτη βοηθητική ακουστική συσκευή για χρήστες κοχλιακών εμφυτευμάτων που διαθέτει αμφίπλευρη είσοδο και beam forming τεχνολογία. Όταν χρησιμοποιείται ο επεξεργαστής ομιλίας Spectra 22 ο Audallion είναι σχεδιασμένος να ελαχιστοποιεί το θόρυβο σε δύσκολες ακουστικές συνθήκες. Η ευαισθησία του Audallion σε διάφορες κατευθύνσεις τονίζει τον ήχο ανάλογα με το οπτικό πεδίο του χρήστη.

#### **3.7.1.9α “ Κοίτα για να ακούσεις ”**

Εκμεταλλευόμενοι στο μέγιστο τα δύο μικρόφωνα - ένα σε κάθε αυτί - ο Audallion ελέγχει και ρυθμίζει όλους τους ήχους στο περιβάλλον του χρήστη. Τότε συγκρίνει τον ήχο που λαμβάνεται από τα δύο μικρόφωνα και τον επεξεργάζεται σε ένα από τα δύο πλάτη δέσμης είτε στη περιορισμένη δέσμη των 30 degrees ή στην ευρεία δέσμη των 60 degrees μπροστά από το χρήστη.

Ήχοι προερχόμενοι μέσα από τη δέσμη στέλνονται στον επεξεργαστή ομιλίας ενώ οι ήχοι οι προερχόμενοι έξω από το φάσμα ελαχιστοποιούνται.

Κατά το χειρισμό του Audallion το άτομο μπορεί να γυρίσει προς τον ήχο που θέλει να ακούσει και θα τονιστούν οι ήχοι σ' αυτή τη κατεύθυνση. Με άλλα λόγια οι χρήστες του Audallion κοιτούν για να ακούσουν.

Τέσσερα προγράμματα για επιλογή του χρήστη διατίθενται με τον Audallion. Τα προγράμματα αυτά έχουν ήδη προγραμματιστεί κατά τη διάρκεια της κατασκευής, οπότε δεν απαιτούν περαιτέρω προγραμματισμό από το επιστήμονα.

#### Πρόγραμμα 1: Μονό μικρόφωνο, Χωρίς δέσμη

Το μικρόφωνο στο ίδιο επίπεδο με το εμφύτευμα προσφέρει είσοδο στον επεξεργαστή ομιλίας. Αυτό είναι στην ουσία ίδιο με το να χρησιμοποιεί μόνο το Spectra 22 και επιτρέπει στο χρήστη να μεταπέσει σε μια πιο ήσυχη κατάσταση χωρίς να αποσυνδέσει τον Audallion.

#### Πρόγραμμα 2: Διπλό μικρόφωνο, Χωρίς δέσμη

Η είσοδος και από τα δύο μικρόφωνα προστίθεται και μετά περνά στον επεξεργαστή ομιλίας. Δεν χρησιμοποιείται ο αλγόριθμος του συστήματος δέσμης. Αυτό επιτρέπει στο χρήστη να λαμβάνει τον ήχο και από τις δύο πλευρές του κεφαλιού.

#### Πρόγραμμα 3: Ευρεία δέσμη

Γίνεται επεξεργασία της εξόδου και από τα δύο μικρόφωνα χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο του συστήματος δέσμης. Το πλάτος της δέσμης είναι ευρύ σχεδόν 60 degrees. Χρησιμοποιείται συχνά σε θορυβώδεις συνθήκες σε μικρές ομάδες και σε γιορτές.

#### Πρόγραμμα 4: Περιορισμένη δέσμη

Γίνεται επεξεργασία της εισόδου και από τα δύο μικρόφωνα χρησιμοποιώντας τους αλγόριθμους συστήματος δέσμης. Το εύρος δέσμης είναι περιορισμένο, σχεδόν 30 degrees. Ιδιαίτερα κατάλληλο για εστιατόρια με πολύ θόρυβο και για πάρτι.



Επιλέγοντας ένα από τα τέσσερα προγράμματα του Audallion, ο χρήστης μπορεί να ενεργοποιήσει ή να απενεργοποιήσει τη συνάρτηση συστήματος δέσμης όπου αυτό είναι απαραίτητο. Ο Audallion είναι ιδανικός σε δύσκολες ακουστικές συνθήκες, όπως στο σπίτι, στο αυτοκίνητο, σε εμπορικά κέντρα, στο γραφείο ή εκεί όπου γενικά γίνονται συναθροίσεις ανθρώπων.

Επειδή στους περισσότερους χρήστες κοχλιακών εμφυτευμάτων είναι πολύ δύσκολο να ακούσουν σε θορυβώδες περιβάλλον -άσχετα από το πόσο το εμφύτευμα έχει βελτιώσει την ακοή τους- όπως σε γεμάτα κόσμο αεροδρόμια, εστιατόρια ή μεγάλα πάρτι. Ο Audallion συνδυάζεται με τη μέθοδο κωδικοποίησης SPEAK ώστε να κάνει το Nucleus 22 το καλύτερο κοχλιακό εμφύτευμα για ακοή σε θορυβώδεις χώρους.

### **3.7.1.9β Αποτελέσματα κλινικών δοκιμών-Το μεγάλο πλεονέκτημα του Audallion**

Καθώς αυξάνουν τα επίπεδα θορύβου, ο Audallion προσφέρει αυξημένη βελτίωση στην κατανόηση ομιλίας. Όπως φαίνεται στον παρακάτω πίνακα, το ποσοστό των συμμετεχόντων σε κλινικές δοκιμές που σημείωσε σημαντική βελτίωση αυξήθηκε κατά πολύ (μέχρι και 87%) καθώς το επίπεδο θορύβου “ανέβηκε” σε επίπεδο δυσκολίας πιο δύσκολο (+10 dB αναλογία σήματος προς θόρυβο) σε πολύ δύσκολο (+5 dB SNR) σε εξαιρετικά δύσκολο (0 dB SNR). Οι συμμετέχοντες στα τεστ ήταν ενήλικες χρήστες του Audallion με το εμφύτευμα Nucleus 22 και τον επεξεργαστή ομιλίας Spectra.

### **3.7.1.9γ Υποψήφιοι χρήστες για τον Audallion**

Το σύστημα δέσμης κυκλοφόρησε από τον FDA για χρήση σε ενήλικες. Είναι σχεδιασμένοι για χρήστες του Spectra ή του Mini επεξεργαστή ομιλίας. Ο Beam former δεν έχει κυκλοφορήσει ακόμα για παιδιά. Παιδιατρικές μελέτες αρχίζουν αυτή την εποχή.

### 3.7.1.10 ESPrit 22

Ο ESPrit 22 είναι ένας επεξεργαστής που τοποθετείται στο επίπεδο του αυτιού και είναι συμβατός με το κοχλιακό εμφύτευμα Nucleus 22. Αυτός συνδυάζει τον επεξεργαστή ομιλίας και ένα ενσωματωμένο μικρόφωνο σε συσκευασία BTE. Ο ESPrit 22 είναι συνδεδεμένος με την άνθρακας μετάδοσης με ένα λεπτό καλώδιο. Τα πολλά πλεονεκτήματα αυτού του επεξεργαστή είναι:

- α) Αισθητικά πλεονεκτήματα, άνεση και ευκολία από έναν πίσω από το αυτί επεξεργαστή.
- β) Δύο προγράμματα που μπορούν να επιλεγούν από το χρήστη.
- γ) Προγραμματιζόμενες ρυθμίσεις για την ένταση ή την ευαισθησία του ήχου.
- δ) Τροφοδοτείται από δύο υψηλής ισχύος 675 μπαταρίες ψευδαργύρου.
- ε) Δεν απαιτεί βοηθητικό πακέτο μπαταριών.
- στ) Δεν έχει μεγάλο καλώδιο το οποίο θα μπορούσε να περιορίσει την επιλογή των ρούχων ή την ελευθερία των κινήσεων του χρήστη.
- ζ) Η βεβαιότητα της απόδοσης της μεθόδου κωδικοποίησης ομιλίας SPEAK.

Το Σεπτέμβριο του 1998 η εταιρεία έκανε μια ανασκόπηση των δεδομένων που ήταν απαραίτητα ώστε να εξασφαλίσουν μια επιτυχημένη πρώτη εμφάνιση στον ESPrit 22. Κατά τη διάρκεια αυτής της ανασκόπησης προέκυψαν αρκετά ζητήματα τα οποία δεν ήταν στο επίπεδο που η εταιρεία επεδίωκε, όπως η αβεβαιότητα για το αν ο ESPrit 22 συνεργάζεται με αρκετά συμπληρωματικά βοηθήματα. Η Nucleus είχε προγραμματίσει να αρχίσει δοκιμές του ESPrit 22 το 1998 αλλά τώρα παραιτήθηκαν από αυτό το στόχο. Αυτή τη στιγμή δεν έχει οριστεί μια άλλη συγκεκριμένη ημερομηνία για τη διάθεση του ESPrit 22 αλλά προβλέπεται να κυκλοφορήσει μέσα στο 1999.

### 3.7.1.11 Μακροχρόνια επίδοση προγλωσσικών παιδιών με απώλεια ακοής που χρησιμοποιούσαν κοχλιακό εμφύτευμα Nucleus 22

Steven J. Staller

Ann L. Beiter

Δείγμα 178 παιδιών παρακολούθηθηκε σε ετήσια βάση τα τελευταία πέντε χρόνια προκειμένου να εκτιμηθεί η ανάπτυξη των ικανοτήτων κατανόησης λόγου σε παιδιά που χρησιμοποιούσαν πολυκαναλικά κοχλιακά εμφυτεύματα και είχαν χάσει την ακοή τους σε μικρή ηλικία. Ένα μέρος αυτών των παιδιών που έχασαν την ακοή τους πριν την ανάπτυξη λόγου (προγλωσσικά) εμφάνισαν συνεχή βελτίωση σε μια σειρά παιδιατρικών τεστ κατανόησης λόγου καθ' όλη τη διάρκεια της περιόδου παρακολούθησης. Η εμφύτευση σε μικρή ηλικία φαίνεται να αυξάνει τη πρόγνωση για ανάπτυξη περισσότερο δύσκολων ικανοτήτων κατανόησης ομιλίας. Επιπροσθέτως, φαίνεται να υπάρχει θετική σχέση ανάμεσα στην έμφαση σε προφορικές ακουστικές ικανότητες και στο ρυθμό απόκτησης ικανοτήτων κατανόησης λόγου. Καθ' όλη τη διάρκεια της μακροχρόνιας μελέτης διάφορες νέες μέθοδοι επεξεργασίας λόγου εισήχθησαν για το σύστημα εμφύτευσης Nucleus. Η πιο πρόσφατη (SPEAK) είναι μια προσαρμοστική μέθοδος που τροποποιεί το βαθμό διέγερσης και ο αριθμός ηλεκτροδίων διεγείρεται ανάλογα με τα χαρακτηριστικά της συχνότητας του σήματος ομιλίας. Η SPEAK προσπαθεί να αναπαραστήσει τη δυναμική φύση του λόγου και παρέχει εξελιγμένες φασματικές λεπτομέρειες χάρις σε 22 ηλεκτρόδια τοποθετημένα σε μικρή απόσταση μεταξύ τους. Δείγμα 34 παιδιών που έχασαν την ακοή τους σε προγλωσσικό στάδιο επέδειξε σημαντική βελτίωση στη κατανόηση του λόγου μέσα σε έξι μήνες από την αλλαγή στην νέα μέθοδο επεξεργασίας (SPEAK).

### **3.7.2 NUCLEUS 24 - ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΟΧΛΙΑΚΟΥ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΣ**

#### **3.7.2.1 Το πιο αξιόπιστο παγκόσμια εμφύτευμα**

Από την πρώτη του εμφάνιση στην Ευρώπη την Άνοιξη του 1997, το σύστημα κοχλιακού εμφυτεύματος έγινε σε μικρό χρονικό διάστημα το πιο αξιόπιστο και το εμφύτευμα με τις μεγαλύτερες πωλήσεις σε όλο τον κόσμο.

Ίσως μια εξήγηση για αυτό είναι το γεγονός ότι Nucleus 24 χαρακτηρίζει δύο επεξεργαστές ομιλίας: τον ESPrit, τον πρώτο παγκόσμια επεξεργαστή που τοποθετείται στο επίπεδο του αυτιού και τον SPrint έναν ισχυρό, ψηφιακό επεξεργαστή που φοριέται στο σώμα.

Ο ESPrit χρησιμοποιεί τη μέθοδο κωδικοποίησης ομιλίας SPEAK, η οποία είναι μια φασματική διέγερση, η οποία σχεδιάστηκε από την Cochlear και πρωτοεμφανίστηκε το 1994. Ο

SPrint επί του παρόντος χρησιμοποιεί και αυτός τη μέθοδο SPEAK αλλά ταυτόχρονα χρησιμοποιείται σαν πλατφόρμα για τις μελλοντικές γενιές των μεθόδων κωδικοποίησης ομιλίας συμπεριλαμβανομένων της Συνεχούς Διαστρωματικής Διέγερσης (CIS) η οποία είναι μια μέθοδος χρονικής διέγερσης που εμφανίστηκε τη δεκαετία του 1980 και των Προηγμένων Συνδυαστικών Κωδικοποιητών (ACE), μιας νέας και εκπληκτικά πολύπλευρης μεθόδου κωδικοποίησης που συνδυάζει τα πλεονεκτήματα της φασματικής διέγερσης του SPEAK με τη χρονική διέγερση του CIS.

Με την εκπληκτική ευκαμψία που έχει το Nucleus 24, οι επιστήμονες μπορούν να παράγουν κατά παραγγελία ήχο (Custom Sound) ο οποίος θα είναι ο κατάλληλος για κάθε άτομο προσωπικά. Όχι μόνο η ACE θα προσφέρει ένα μεγάλο πλήθος μεθόδων κωδικοποίησης αλλά και τα 22 κανάλια διέγερσης του Nucleus 24 εξασφαλίζουν τη μεγαλύτερη δυνατή ευκαμψία κατά τη προσαρμογή του συστήματος στον κοχλία του ασθενούς.

Το Nucleus 24 επίσης διαθέτει την μέθοδο Τηλεμετρίας Νευρικής Απόκρισης (NRT), μια ελκυστική τεχνολογία σχεδιασμένη να ανιχνεύει τις φυσιολογικές αποκρίσεις των στοιχείων του ακουστικού νεύρου μέσα στον κοχλία, μια μέθοδος που θα εξασφάλιζε ένα καινούργιο επίπεδο εισόδου στους ειδικούς στο προγραμματισμό των κατάλληλων ρυθμών διέγερσης και των επιλογών των ηλεκτροδίων.

Η υλοποίηση του ACE έχει ήδη ολοκληρωθεί και οι ειδικοί δοκιμάζουν για τη δυνατότητα να συνυπάρχουν και η ACE και η CIS στον επεξεργαστή SPrint.

### **3.7.2.2 Ο ESPrit : ένας επεξεργαστής ομιλίας στο επίπεδο του αυτιού**

Ο ESPrit, ο επεξεργαστής ομιλίας στο επίπεδο του αυτιού για το κοχλιακό εμφύτευμα Nucleus 24, χαρακτηρίζεται από ένα επεξεργαστή λόγου και από ένα αυξητικό μικρόφωνο συσκευασμένα σε συμπαγή μορφή όπως κάθε BTI βοήθημα ακοής, κάνοντας τον το μικρότερο και ελαφρύτερο επεξεργαστή ομιλίας κοχλιακού εμφυτεύματος που κυκλοφορεί στις μέρες μας. Άλλα βασικά χαρακτηριστικά που τον κάνουν να ξεχωρίζει είναι:

- Δύο προγράμματα από τα οποία μπορεί να επιλέξει ο χρήστης.
- Δυνατότητα προγραμματισμού της έντασης ή της ευαισθησίας.

- Δύο μεγάλης ισχύος μπαταρίες ψευδαργύρου 675 που εξασφαλίζουν 60 έως 80 ώρες χρήσης.
- Συνολικό βάρος, στο οποίο περιέχονται και οι μπαταρίες, μικρότερο από 16gr.

Ο ESPrit προσφέρει άνεση, καταλαμβάνει ελάχιστο χώρο, είναι αισθητικά κομψός και υπόσχεται μια πιο άνετη ζωή χωρίς να κάνει συμβιβασμούς στην απόδοση.

### 3.7.2.2α Ανάπτυξη των χαρακτηριστικών στοιχείων

Η εταιρεία Cochlear ετοιμάζεται να υποστηρίξει την αξιοπιστία του ενσωματωμένου ESPrit , εγγυόμενη ότι οι μελλοντικές εκδόσεις του θα συνεχίσουν να εφαρμόζουν απόλυτα πίσω από το αυτί, χωρίς καλώδια φορεμένα στο σώμα και χωρίς εξωτερικά πακέτα μπαταριών. Επίσης η Cochlear ελπίζει να προσθέσει καινούργιες δυνατότητες επεξεργασίας ομιλίας στον ESPrit, όπως το να υπάρχει δυνατότητα επιλογής από διαφορετικές μεθόδους κωδικοποίησης ομιλίας, κάτι που οι χρήστες του επεξεργαστή ESPrit που φοριέται στο σώμα ήδη απολαμβάνουν.

Βραχυπρόθεσμα, περιορίζεται η πρόοδος στις δυνατότητες επεξεργασίας του ESPrit από την μειωμένη δυνατότητα αποθήκευσης ενέργειας των μπαταριών. Παρόλα αυτά, σε συνεργασία με τους μεγάλους κατασκευαστές μπαταριών, η Cochlear εξετάζει τρόπους για να βελτιστοποιήσει τη τεχνολογία αποθήκευσης ενέργειας και θα ενσωματώσει νέες μεθόδους κωδικοποίησης στον ESPrit, καθώς μεγαλώνει η χωρητικότητα.

### 3.7.2.3 Ο επεξεργαστής ομιλίας SPrint

Ο SPrint είναι ο πιο εύκαμπτος και ελκυστικός επεξεργαστής ομιλίας που κυκλοφορεί στην αγορά αυτή τη στιγμή και είναι σχεδιασμένος με τη ισχύ και την προσαρμοσιμότητα που απαιτούνται ώστε μελλοντικά να προσφέρει τη μέγιστη απόδοση. Ο SPrint όχι μόνο χρησιμοποιεί τη μέθοδο κωδικοποίησης SPEAK αλλά ταυτόχρονα χρησιμοποιείται σαν πλατφόρμα για τη μέθοδο των Προηγμένων Συνδυαστικών Κωδικοποιητών (ACE). Μόνο ο SPrint μπορεί να αξιοποιήσει στο έπακρο τα πλεονεκτήματα του Custom Sound.

Για ψηφιακό επεξεργαστή ο οποίος τοποθετείται στο σώμα, ο SPrint είναι απίστευτα ελαφρύς, αξιόπιστος και με τις εξής ιδιότητες:

- Τέσσερα προγράμματα από τα οποία μπορεί να επιλέξει ο χρήστης.
- Δυνατότητα προγραμματισμού της έντασης και της ευαισθησίας.
- LCD ταμπλό για να εμφανίζονται οι ρυθμίσεις ελέγχου και η κατάσταση του συστήματος.
- Προαιρετικά δημόσιες ή προσωπικές προειδοποιήσεις για το επίπεδο ενέργειας της μπαταρίας και τη χρήση.
- Προαιρετικά πλήκτρο κλειδώματος ώστε να αποφεύγεται η ακούσια αλλαγή των ρυθμίσεων.
- Απλό και διπλό πακέτο μπαταριών AA (ο φορτιστής περιέχεται).

Τα ακουστικά κεφαλής SPrint περιλαμβάνουν:

- Κατευθυντικά μικρόφωνα: Το μικρόφωνο τοποθετείται στο αυτί όπως ακριβώς ένα μικρό πίσω-από-το αυτί ακουστικό βοήθημα. Το λεπτό εξωτερικό του κάλυμμα προσφέρει αυξημένη άνεση στο χρήστη.
- Πηνίο διαβίβασης και καλώδια: Δύο λεπτά καλώδια ενώνουν το πηνίο διαβίβασης και το μικρόφωνο με τον επεξεργαστή ομιλίας. Το πηνίο διαβίβασης συγκρατείται με ασφάλεια πάνω από το εμφύτευμα από ένα μαγνήτη. Στο εμπόριο διατίθενται ποικιλία πηνίων και καλωδίων σε διάφορα χρώματα και μήκη. Αυτό δίνει στο χρήστη τη δυνατότητα να επιλέξει, το πιο άνετο και ταιριαστό στο δικό του τρόπο ζωής, ακουστικό κεφαλής.

Το SPrint διαθέτει μια πλήρη σειρά εξαρτημάτων, όπως μικρόφωνα που τοποθετούνται στο πέτο, ελεγκτή σήματος, καλώδιο που προσαρμόζεται σε τηλεόραση και στερεοφωνικό, προσωπικό ακουστικό, οθόνη παρακολούθησης ακουστικών, μετασχηματιστή τηλεφώνου, τηλεπηνίο και φορτιστή μπαταρίας. Προαιρετικά εξαρτήματα είναι τα καλώδια FM, που χρησιμοποιούνται από τα παιδιά κατά τη βασική εκπαίδευση.

### **3.7.3 ΤΟ NUCLEUS ΠΟΛΥΚΑΝΑΛΙΚΟ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟ ΑΚΟΥΣΤΙΚΟ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑ (ABI)**

Πρόκειται για ερευνητική συσκευή που περιορίζεται από τους ομοσπονδιακούς νόμους για ερευνητική χρήση.

Το Nucleus πολυκαναλικό, εγκεφαλικό ακουστικό εμφύτευμα (ABI) είναι μία τεχνολογικά προηγμένη συσκευή, σχεδιασμένη για να παρέχει ηχητικές πληροφορίες στα άτομα με νευροϊνωμάτωση τύπου 2, τα οποία θα χάσουν την ακοή τους μετά την αφαίρεση του αμφίπλευρου όγκου από τα ακουστικά νεύρα. Το πολυκαναλικό ABI αποτελείται από εξωτερικά στοιχεία και από εσωτερικά τα οποία εμφυτεύονται με εγχείρηση.

### **3.7.3.1 NF2: Νευροϊνωμάτωση, Τύπος 2**

Το πλήρες όνομα της ασθένειας NF2 είναι Νευροϊνωμάτωση, Τύπου 2. Είναι μια γενετική βλάβη η οποία προσβάλλει έναν σε κάθε 40.000 άτομα στις Η.Π.Α. Στην NF2 παρουσιάζεται όγκος, ο οποίος μεγαλώνει, και στα δύο ακουστικά νεύρα και σε κάποια άτομα, ο όγκος παρουσιάζεται και αλλού στο κεντρικό ή στο περιφεριακό νευρικό σύστημα. Η αύξηση του όγκου ιατρικά ονομάζεται σαν αμφίπλευρος ακουστικός όγκος ή σαν αμφίπλευρο ακουστικό νεύρωμα.

### **3.7.3.2 Ποια η διαφορά μεταξύ ενός πολυκαναλικού ABI και ενός κοχλιακού εμφυτεύματος Nucleus**

Το πολυκαναλικό ABI διαφέρει από ένα κοχλιακό εμφύτευμα ως προς το ότι η διάταξη ηλεκτροδίων του κοχλιακού εμφυτεύματος είναι τοποθετημένη μέσα στο εσωτερικό αυτί. Το εσωτερικό αυτί περιέχει νεύρα, οργανωμένα σε μία απλή διάταξη από υψηλούς έως χαμηλούς μουσικούς τόνους. Το πολυκαναλικό ABI τοποθετείται μέσα στη περιοχή του πυρήνα του κοχλία στο εγκεφαλικό στέλεχος. Η περιοχή του πυρήνα του κοχλία αποτελείται από σύνθετα στρώματα νευρώνων, το καθένα από τα οποία εξειδικεύεται σε διαφορετικές λειτουργίες και έχει διαφορετική οργάνωση των μουσικών τόνων. Και τα κοχλιακά εμφυτεύματα και το πολυκαναλικό ABI έχουν σχεδιαστεί να εκμεταλλεύονται τη ξεχωριστή ανατομία της περιοχής

στην οποία τοποθετούνται και έχουν τη δυνατότητα να παράγουν ποικιλία ακουστικών αισθήσεων, οι οποίες είναι χρήσιμες στη κατανόηση του λόγου.

### 3.7.3.3 Γιατί δεν μπορεί ένα άτομο με NF2 να χρησιμοποιήσει κοχλιακό εμφύτευμα

Τα κοχλιακά εμφυτεύματα προτείνονται για χρήση σε άτομα με σοβαρή ή βαριά ακουστική βλάβη η οποία συνήθως προκαλείται από τη καταστροφή των κυττάρων τριχοφυΐας στο εσωτερικό αυτί. Συνήθως αυτά τα άτομα έχουν άθικτα ακουστικά νεύρα, το δρόμο δηλαδή από τον οποίο μεταφέρονται οι πληροφορίες σχετικά με την ηχητική διέγερση από το αυτί στον εγκέφαλο.

Από την άλλη πλευρά, οι άνθρωποι με NF2 έχουν, συνήθως, τα ακουστικά νεύρα κομμένα από την εγχείρηση που τους έγινε ώστε να αφαιρεθούν οι όγκοι που αναπτύσσονταν επάνω τους. Ένα κοχλιακό εμφύτευμα δεν θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί σε μια τέτοια περίπτωση, γιατί δεν υπάρχει δρόμος για να μεταφερθούν οι ηχητικές πληροφορίες από το αυτί στον εγκέφαλο. Το ABI παράγει πληροφορία σχετικά με τον ήχο απευθείας στον εγκέφαλο, παρακάμπτοντας τα μονοπάτια που έχουν αποκοπεί.

### 3.7.3.4 Τα κριτήρια για την εμφύτευση του Nucleus πολυκαναλικού ABI σύμφωνα με το πρωτόκολο των κλινικών μελετών

**Για να θεωρηθεί ένα άτομο υποψήφιο για ένα Nucleus πολυκαναλικό ABI πρέπει:**

- Να είναι μεγαλύτερο από 12 ετών.
- Να έχει διαγνωστεί ότι πάσχει από αμφίπλευρο ακουστικό όγκο ή από Νευροϊνωμάτωση, Τύπου 2 (NF2).
- Να είναι κατάλληλο ιατρικά και ψυχολογικά.
- Να είναι ικανό και πρόθυμο να συμμετέχει στην μελέτη της έρευνας.
- Να μην παρουσιάζει χειρουργικές αντενδείξεις.
- Να έχει λογικές προσδοκίες.



- Να έχει σαν μητρική γλώσσα τα Αγγλικά (περιορισμός που τίθεται από το FDA για ερευνητικές συσκευές).
- Η θεραπεία με ακτινοβολία γάμμα στην περιοχή γύρω από το πυρήνα του κοχλίου είναι μια ισχυρή αντένδειξη για την εμφύτευση ABI.

Επίσης η εμφύτευση μπορεί να λάβει χώρα κατά τη διάρκεια της αφαίρεσης του όγκου της πρώτης ή της δεύτερης πλευράς, ακολουθώντας την εξής διαδικασία: ασθενείς με μονοκάναλο ABI, το οποίο δεν είναι πια λειτουργικό, μπορούν να τοποθετήσουν ένα πολυκαναλικό ABI κατά την αφαίρεση του όγκου της δεύτερης πλευράς. Επίσης μπορούν να βάλουν εμφύτευμα και ασθενείς που έχουν ήδη αφαιρέσει και τους δύο ακουστικούς όγκους. Ασθενείς στους οποίους τα συμπτώματα της NF2 εμφανίζονται πριν από την ηλικία των σαράντα ετών πρέπει να τοποθετούν το ABI κατά την αφαίρεση του όγκου της πρώτης πλευράς.

### **3.7.3.5 Τι οφέλη μπορεί να περιμένει κάποιος από το πολυκαναλικό ABI**

Περισσότεροι από 70 ασθενείς έχουν υποβληθεί σε εγχείρηση κατά την οποία αφαιρέθηκε το ακουστικό νεύρωμα και ταυτόχρονα εμφυτεύτηκε το πολυκαναλικό ABI. Τα προκαταρκτικά αποτελέσματα από τα πεδία έρευνας του πολυκαναλικού ABI έδειξαν ότι:

- Όλοι μπορούσαν να αντιληφθούν τους περιβαλλοντικούς ήχους και την ομιλία σε συζήτηση.
- Οι περισσότεροι έδειξαν να βελτιώνουν την ικανότητα για ανάγνωση των χειλιών όταν η ανάγνωση αυτή συνδυαζόταν με την ακοή μέσω του πολυκαναλικού ABI.
- Στις περισσότερες περιπτώσεις, η απόδοση με τη χρήση του ABI ήταν καλύτερη από τη χρήση με μονοκάναλο ABI.

### **3.7.3.6 Πως λειτουργεί το πολυκάναλο ABI**

Το πολυκάναλο ABI χρησιμοποιεί μια διάταξη από οκτώ ηλεκτρόδια τα οποία τοποθετούνται με χειρουργική επέμβαση στην επιφάνεια του εγκεφαλικού στελέχους του πυρήνα του κοχλίου. Η διάταξη αυτή των ηλεκτροδίων είναι συνδεδεμένη με ένα δέκτη/διεγέρτη, ο οποίος

τοποθετείται κάτω από το δέρμα πίσω από το αυτί. Κάθε ασθενής στη συνέχεια φορά ένα μικρό, εξωτερικό σύστημα που δέχεται, οργανώνει και εκπέμπει τον ήχο στο εμφυτευμένο τμήμα της συσκευής. Τα ηλεκτρόδια της διάταξης ηλεκτροδίων -που δέχεται τα σήματα του ήχου- διεγείρουν το πυρήνα του κοχλίου ώστε να παράγουν μια αντίδραση η οποία θα μπορούσε να μεταφραστεί από τον εγκέφαλο σαν ευδιάκριτος ήχος.

### **3.7.3.7 Ανάπτυξη και δοκιμές του πολυκαναλικού ABI**

Μια προσπάθεια συνεργασίας, ανάμεσα στην εταιρεία Cochlear, κατασκευαστή του κοχλιακού εμφυτεύματος Nucleus 22, του Ινστιτούτου “House Ear” και του Ινστιτούτου Ιατρικής Έρευνας Huntington, άρχισε το 1989 με σκοπό το σχεδιασμό ενός πολυκαναλικού ABI. Η ανάπτυξη του συστήματος συνδυάζει την ειδίκευση της εταιρείας Cochlear και του Ινστιτούτου House Ear (HEI) με την πάνω από 15 χρόνια εμπειρία από το μονοκάναλο ABI. Ακολουθώντας μία επιτυχημένη πιλοτική μελέτη από το 1992-1994, το πολυκαναλικό ABI προκρίθηκε για κλινικές δοκιμές στις Η.Π.Α. Πάνω από 80 ασθενείς έχουν δεχθεί το πολυκαναλικό ABI σε αρκετά ερευνητικά προγράμματα.

### **3.7.3.8 Το ιατρικό προσωπικό που αποτελεί την ομάδα του πολυκαναλικού ABI**

Η ομάδα του ABI αποτελείται τουλάχιστον από ένα Ωτορινολαρυγγολόγο, ένα Νευροχειρουργό και ένα Ειδικό της Ακουστικής. Η ομάδα δουλεύει συνολικά ώστε:

- Να εκτιμήσει και να αποφασίσει σχετικά με τον ασθενή ώστε αυτός να αποκομίσει τα περισσότερα δυνατά οφέλη από ένα πολυκαναλικό ABI.
- Να κάνουν την εγχείρηση της εμφύτευσης αν όλες οι συνθήκες το επιτρέπουν.
- Να ενεργοποιήσουν το πολυκαναλικό σύστημα ABI.
- Να βοηθήσουν τον ασθενή να μάθει να χειρίζεται το εμφύτευμα ώστε να εκμεταλλεύεται στο έπακρο τις δυνατότητες του.

Τα μέλη κάθε ομάδας εμφύτευσης είναι πλήρως εξειδικευμένα, στο δικό του αντικείμενο έκαστος. Κατά τη προετοιμασία για τη συμμετοχή στις κλινικές δοκιμές του πολυκαναλικού ΑΒΙ, κάθε ομάδα εκπαιδεύεται εντατικά.

### **3.7.4 ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΑ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΑ ΓΙΑ ΤΗ ΧΡΗΣΗ ΑΚΟΥΣΤΙΚΩΝ ΒΟΗΘΗΜΑΤΩΝ**

#### **3.7.4.1 Εκπαιδευτικό λογισμικό**

Η εταιρεία Cochlear συνεργάζεται με κορυφαίους οργανισμούς παραγωγής λογισμικού προκειμένου οι θεραπευτές και οι δάσκαλοι να έχουν στη διάθεση τους μια μεγάλη συλλογή από εξαιρετικό λογισμικό κατάλληλο για παιδιά με σοβαρά προβλήματα ακοής. Τα προγράμματα αυτά διατίθενται από την εταιρεία Cochlear και περιλαμβάνουν και on-line εκπαίδευση στο site της.

Οι συνολικές λύσεις που παρέχουν αυτά τα προγράμματα διευκολύνουν την ακουστική αποκατάσταση και βοηθούν στην ανάπτυξη ομιλίας.

#### **3.7.4.2 Μαθήματα για την αντίληψη του λόγου**

Διαθέτοντας περισσότερα από 1.400 εξατομικευμένα μαθήματα, η εταιρεία καλύπτει μια μεγάλη ποικιλία από ακουστικά βοηθήματα. Τα μαθήματα εφαρμόζονται σε δύο επίπεδα ακουστικών δραστηριοτήτων. Οι δραστηριότητες του πρώτου επιπέδου αυξάνουν τη δυνατότητα διάκρισης ακουστικών ήχων και το λεξιλόγιο. Οι εργασίες στο δεύτερο επίπεδο αναπτύσσουν τη σχέση μεταξύ ήχων και γραπτής γλώσσας. Με τη βοήθεια αυτών των μαθημάτων ο μαθητής αναπτύσσει την δυνατότητα διάκρισης και αντίληψης του προφορικού λόγου, βελτιώνει την ικανότητα έκφρασης του, ενημερώνεται για τα στοιχεία της γλώσσας και τα μέρη από τα οποία αποτελείται ένα βιβλίο και τέλος βελτιώνει την ικανότητα του στην ανάγνωση και τη γραφή.

Τα μαθήματα αυτά πάνω στην αντίληψη του λόγου περιλαμβάνουν έναν φιλικό επεξεργαστή κειμένου και δυνατότητα αναφορών, έτσι ώστε να επιτρέπουν μια αρκετά σημαντική

εξατομίκευση και προσαρμογή της ταχύτητας προόδου ανάλογα με τις δυνατότητες και τη διάθεση κάθε σπουδαστή.

Ένα ιατρικό πακέτο πολυμέσων έχει σχεδιαστεί προκειμένου να αυξήσει την ικανότητα της θεραπείας του λόγου. Εξατομικευμένες ασκήσεις εστιάζουν τη προσοχή πάνω σε καθορισμένες πλευρές της παραγωγής ομιλίας και προσφέρουν στους σπουδαστές μια γραφική ανατροφοδότηση κινουμένων σχεδίων σε πραγματικό χρόνο σχετικά με τη δική τους παραγωγή ομιλίας.

Τα αντικείμενα στα οποία εστιάζεται ιδιαίτερα η προσοχή είναι:

- Η ένταση του ήχου.
- Το ύψος και ο μουσικός τόνος.
- Χρονικές μορφές στην ομιλία.
- Υπαρξη και έλλειξη της φωνής.
- Παραγωγή μεμονομένων φωνημάτων.
- Αλλαγές και αναμίξεις.
- Συνεχής ομιλία.

Ο Speech Viewer III διαθέτει μία ισχυρή δυνατότητα να κρατά σημειώσεις και αναφορές, πράγμα που επιτρέπει την εξαγωγή στατιστικών δεδομένων και ακουστικών μερών των δειγμάτων που παράγονται από τους σπουδαστές ώστε να τεκμηριωθεί η πρόοδος των σπουδαστών.

Στον Speech Viewer III περιλαμβάνεται μικρόφωνο αλλά δεν είναι συμβατός με Macintosh.

## *Λεξικό*

### **A**

Acoustical feedback	Ακουστική ανατροφοδότησης
Adhesions	Συμφύσεις
Afferent	Ανηχητική
Ambient noise	Περιβαλλοντικός θόρυβος
Amplify	Ενισχύω
Anti-phased signal	Σήμα αντίθετης φάσης
Arbitrary gain	Αυθαίρετο, αυτόματο κέρδος
Attack time	Χρόνος δράσης
Attenuate sound	Εξασθενίζω τον ήχο
Audible	Ήχος που μπορεί να ακουστεί
Audiogram	Ακουστικό διάγραμμα, ακούγραμμα
Audiometric frequencies	Ακοομετρικές συχνότητες
Auditory nerve	Ακουστικό νεύρο

### **B**

Babble	Μουρμουρητό
Basilar crest	Βασική ακρολοφία
Basilar membrane	Βασική μεμβράνη
Basillar cells	Βασικά κύτταρα
Bass tones	Μπάσος τόνος
Bilateral acoustic tumors	Αμφίπλευροι ακουστικού όγκοι
Blood vessel	Αιμοφόρα αγγεία
Brain	Εγκέφαλος

### **C**

Capsule of gang cell	Κάψουλα γαγγλιακών κυττάρων
Cardioid	Καρδιοειδής

Cochlea  
Cochlear implants  
Coherence function  
Comb filter  
Connective tissue  
Crossover

Κοχλίας  
Κοχλιακά εμφυτεύματα  
συνάρτηση συνοχής  
Φίλτρο εκκαθάρισης  
Συνδετικός ιστός  
Συχνότητα διαχωρισμού

## ***D***

Diffraction  
Difital feedback suppression  
Directional  
Disorder  
Distortion  
Dynamic range

Περίθλαση  
Ψηφιακή καταστολή με ανατροφοδότηση  
Κατευθυντικός  
Διαταραχή  
Παραμόρφωση  
Δυναμικό εύρος

## ***E***

Ear canal  
Eardrum  
Enchancing  
External spiral sulcus  
  
Eustachian tybe

Ακουστικό κανάλι  
Τύμπανο  
Βελτιώνω  
Εξωτερική σπειροειδής εγκεφαλική  
αύλακα  
Ευσταχιανή σάλπιγγα

## ***F***

Feedback cancellation  
Filterbank  
Fitting  
Formants  
Frequency band  
Frequency cut  
Frequency response

Ακύρωση ανατροφοδότησης  
Τράπεζα φίλτρων  
Προσαρμογή  
Φωνοσυντονισμοί  
Ζώνη συχνοτήτων  
Συχνότητας αποκοπής  
Απόκριση συχνότητας

## ***G***

Gain

Ενίσχυση, κέρδος

## ***H***

Hardware  
Hearing impaired person  
High-cut filter  
High-pass filter

Τεχνοδομικός εξοπλισμός  
Άτομο με πρόβλημα ακοής  
Φίλτρο αποκοπής υψηλών συχνοτήτων  
Υψηπερατό φίλτρο

Homogeneous substance

Ομογενής ουσία

**I**

Inlet

Στόμιο εισαγωγής

Inner phalangeal cells

Έσω φαλαγγικά κύτταρα

Inner tunnel

Εσωτερική σύραγγα

Internal spiral sulcus

Εσωτερική σπειροειδής εγκεφαλική  
αύλακα**J**

Jammer

Παρεμβολέας

Jitter

Τρεμόπαιγμα

**L**

Lesions

Κακώσεις

Loudness

Ακουστότητα

Loudspeaker

Μεγάφωνο

Low-cut filter

Φίλτρο αποκοπής χαμηλών συχνοτήτων

Low-pass filter

Βαθυπερατό

**M**

Masking

Απόκρυψη, επικάλυψη

Microphone diaphragm

Διάφραγμα του μικροφώνου

Middle ear cavity

Μεσαία ακουστική κοιλότητα

Middle ear ossicles

Οστάρια μέσου ωτός

Mode

Τρόπος λειτουργίας

Myelin sheath

Περίβλημα (έλυτρο) μυελίνης

**N**

Nerve fibers

Νευρικές ίνες

Neural outputs

Νευρωνικές έξοδοι

Neuroma

Νεύρωμα

Notch

Πτώση

**O**

Octave

Οκτάβα

Omnidirectional

Παγκατευθυντικός

Organ of Corti

Όργανο του corti

Osseous spiral lamina

Οστεώδες σπειροειδές έλασμα

Otosclerosis

Ωτοσκλήρυνση

Outer hair cells  
Outer tunnel  
Oval window  
Overlap  
Overshoot  
Oversteered

Εξωτερικά Τριχοειδή κύτταρα  
Εξωτερική σύραγγα  
Οβάλ παράθυρο  
Επικάλυψη  
Υπερύψωση του σήματος  
Υπεροδήγηση

## **P**

Peak  
Pertrubed signal wavefront  
Pillar (rob of Corti)  
Pinna  
Polar sensitivity plot  
Power consumption  
Prelinguist  
Proximity effect  
Pus

Αιχμή  
αρχική διαταραχή σήματος  
Ράβδος του corti  
Ακουστικό πτερύγιο  
Διάγραμμα πολικής ευαισθησίας  
Κατανάλωσης  
Προγλωσσικό  
Φαινόμενο εγγύτητας  
Πύον

## **R**

Recovery time  
Recruitment  
Reisner membrane  
Release time  
Remote control  
Resonance  
Resonance peaks  
Resonant  
Reticular lamina  
Retrocochlear  
Reverberation time  
Round window

Χρόνος αποκατάστασης  
Στρατολόγηση  
Μεμβράνη του Reisner  
Χρόνος ελευθέρωσης  
Έλεγχος εξ αποστάσεως  
Συντονισμός  
Αιχμές συντονισμού  
Συντονισμένο  
Πλεγματοειδής υμένας  
Οπισθοκοχλιακή  
Χρόνος ανάκλασης  
Ελλειψοειδές παράθυρο

## **S**

Sampling of sound  
Scala tympani  
Scala vestibuli  
Scaled projection algorithm  
Secreting epithelium  
Sensorineural  
Sinusoid  
Slope of the response  
Sound artefacts  
Sound waves

Δειγματοληψία του ήχου  
Κοιλότητα του τυμπάνου  
Κοιλότητα vestibulli  
αλγόριθμος κλιμακωτής προβολής  
Εκκρυτικό επιφύλιο  
Νευροαισθητήρια  
Ημιτονικό  
Κλίση της καμπύλης απόκρισης  
Παραφωνίες  
Ηχητικά κύματα



Soundmap	Ακουστικός χάρτης, ακουστικό διάγραμμα
Spatial filtering	Χωρικό φίλτράρισμα
Spectrogram	Φασματογράφημα
Spiral artery	Ελικοειδής αρτηρία
Spiral gaglion	Ελικοειδές γάγγλιο
Spiral ligament	Σπειροειδής σύνδεσμος
Spiral limbue	Σπειροειδές άκρο
Stapes	Αναβολέας
Stimulation	Διέγερση
Stria vascularis	Αγγειακή ράβδωση
Superdirectional	Υπερκατευθυντικός
Suppression	καταστολή

## **T**

Tectorial membrane	Κορτιανή μεμβράνη
Temporal resolution	Παροδική διακριτική ικανότητα
Transduction	Μεταγωγή
Transmitting coil	Άνθρακας μεταβίβασης
Transverse fibers	Εγκάρσιες ίνες
Tremble tones	Πρίμα τόνος
Tumors	Όγκοι
Tuning curve	Καμπύλη συντονισμού

## **U**

Unbiased	Αμερόληπτη
----------	------------

## **V**

Vestibular lip	Αιθουσιαίο χείλος
----------------	-------------------

## Συντμήσεις

### **A**

ABI	Auditory Brainstem Implant	Ακουστικό εγκεφαλικό εμφύτευμα
ACE	Advanced Combination Encoders	Προηγμένοι συνδυαστικοί κωδικοποιητές
AGC	Automatic gain control	Συμπίεση δυναμικής κλίμακας
AI	Articulation index	Δείκτης διάρθρωσης
ATE	At-the-ear	Προσαρμοσμένο στο αυτί

### **B**

BTE	Behind the ear	Πίσω από το αυτί
-----	----------------	------------------

### **C**

CIC	Completely-in-the-canal	Εντελώς μέσα στο ακουστικό κανάλι
CIS	Continous Interleaved Stimulation	Συνεχής διαστρωματική διέγερση
CR	Compression ratio	Ποσοστό συμπίεσης
CV	Consonant-vowel	Σύμφωνα-φωνήεν

### **D**

DAP	Digital audio processor	Ψηφιακός επεξεργαστής ήχου
DFS	Digital feedback suppression	Ψηφιακή καταστολή με ανατροφοδότηση
DM	Directional microphone	Κατευθυντικό μικρόφωνο

### **H**

HF	High frequency	Υψηλή συχνότητα
----	----------------	-----------------

### **I**

ITC	In-the-canal	Μέσα στο ακουστικό κανάλι
ITE	Inside the ear	Μέσα στο αυτί

**L**

LF	Low frequency	Χαμηλή συχνότητα
LMS	Least mean square	Μέθοδος ελαχίστων τετραγώνων

**N**

NF2	Neurofibromatosis Type 2	Νευροϊνωμάτωση τύπου 2
NRT	Neural Response Telemetry	Τηλεμετρία νευρικής απόκρισης

**O**

OM	Omnidirectional microphone	Παγκατευθυντικό μικρόφωνο
----	----------------------------	---------------------------

**S**

SDR	Signal to distortion ratio	Λόγος σήματος προς παραμόρφωση
SNR	Signal to noise ratio	Λόγος σήματος προς θόρυβο
SPL	Sound pressure level	Επίπεδο πίεσης ήχου
STR	Speech recognition threshold	Κατώφλι υποδοχής της ομιλίας

**T**

TJR	Target to jammer ratio	Λόγος στόχου προς παρεμβολέα
-----	------------------------	------------------------------

**W**

WSP	Wearable Speech Processor	Επεξεργαστής ομιλίας που φοριέται στο σώμα
-----	---------------------------	--

# Βιβλιογραφία

*Applications of DSP to Audio and Acoustics*, σελ. 235 - 277,  
James Kates : Signal Processing for Hearing Aids

- ◆ Deaf World Web @ [dww.org](http://dww.org): Hearing Aids  
<http://dwww.deafworldweb.org/pub/h/hearaid.html>
- ◆ Gallaudet University- Deaf www sites across the Internet  
<http://www.gallaudet.edu/~pubweb/newsinfo/deafinfo.html>
- ◆ Advance Hearing Aid Center  
<http://advancedhearing.com>
- ◆ New software-based hearing instruments are "Smart Digital"
- ◆ Clinical experience with Danalogic - The Giessen field trial  
[http://danavox.com/english\\_index.html](http://danavox.com/english_index.html)
- ◆ A Comparison of Acoustic and Electronic Noise Canceling Microphones for Speech Recognition Applications  
<http://www.computeraudio.telex.com/in03a.htm>
- ◆ Digital Hearing Aids - The Way of the Future  
<http://www.digital-recordings.com/pub/pubaid.html>
- ◆ Digital Technology & Hearing Aids: The promise & the Reality  
<http://www.healthtouch.com/level1/leaflets/aslha/aslha045.htm>
- ◆ Microphones: Microphone patterns  
<http://home.inreach.com/kant/microph.htm>

- ◆ A Digital filterbank hearing aid, Thomas Lunner  
<http://chaplin.bibl.liu.se/liupubl/disp/disp97/tek479s.htm>
- ◆ The New, ALL-DIGITAL Hearing Aid: The What and the Why of Digital Haring Systems  
<http://earinf.com/texomaent/alldigit.html>
- ◆ For your ears only: eavesdropping with the Hearmaster project  
<http://www.hoise.com/vmw/articles/LV-VM-01-98-1.html>
- ◆ Oticon: What is Digital Technology  
<http://www.oticonus.com/ProInf/DigFoc/WiDiTePg.html>
- ◆ Hearing Aid History - Essential Highlights in the History of Hearing Instruments  
<http://www.oticon.com/HeaIns/HeaInsPg.html>
- ◆ Noisebusting D-Mic  
<http://earinf.com/texomaent/Digifocus/duomicpg.html>
- ◆ Cochlear Company  
<http://www.cochlear.com>
- ◆ Nucleus 22 - Spectra Speech Processor
- ◆ Nucleus 22 - CI22 Cochlear Implant Device
- ◆ Nucleus 22 - The Safe Choice
- ◆ Nucleus 22 - More Electrodes
- ◆ Nucleus 22 - SPEAK Coding Strategy
- ◆ Nucleus 22 - Audallion BEAMFormer
- ◆ Nucleus Products - Nucleus Multichannel Auditory Brainstem Implant
- ◆ Nucleus Products - How the Multichannel Works
- ◆ Nucleus 24 - World's most prescribed Implant
- ◆ Nucleus 24 - ESPrit Speech Processor  
<http://www.cochlear.com/home.html>
- ◆ Let digital technology give a new lease on life  
<http://earinf.com/texomaent/Digifocus/index.html>

- ◆ An Overview Of Directional Microphones and the Effects of Reverberation on their Performance

<http://wwwpub.utdallas.edu/~dybala/professi/rvdsum.htm>