



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΑΣΘΕΝΕΙΩΝ ΜΕΣΟΥ ΩΤΟΣ ΜΕ ΤΗΝ ΧΡΗΣΗ
ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΠΛΑΚΑΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ

Καθηγητής: Διονύσιος - Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Επιβλέπων: Παναγιώτης Κατρακάζας
Υπ. Διδάκτωρ Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2015



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΑΣΘΕΝΕΙΩΝ ΜΕΣΟΥ ΩΤΟΣ ΜΕ ΤΗΝ ΧΡΗΣΗ
ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΠΛΑΚΑΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ

Καθηγητής: Διονύσιος - Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Επιβλέπων: Παναγιώτης Κατρακάζας
Υπ. Διδάκτωρ Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή

.....

Κουτσούρης Δ.

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....

Μπίμπας Αθ.

Επίκουρος Καθηγητής

Πανεπιστήμιο Αθηνών

.....

Νικήτα Κ.

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2015

.....
Πλάκας Κωνσταντίνος
Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Η/Υ Ε.Μ.Π.

Copyright © Πλάκας Κωνσταντίνος, 2015.
Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Περίληψη

Η ραγδαία εξέλιξη που παρατηρείται στην χρήση ηλεκτρονικών υπολογιστών, σε συνδυασμό με την συνεργασία μεταξύ Ιατρικής και Πληροφορικής, έχει οδηγήσει τα τελευταία χρόνια σε ένα όλο και αυξανόμενο ενδιαφέρον για ερευνητικά προγράμματα στο τομέα της Βιοϊατρικής τεχνολογίας. Το ενδιαφέρον της επιστημονικής κοινότητας για την μοντελοποίηση συστημάτων του ανθρώπινου σώματος σε υπολογιστικά περιβάλλοντα στον Η/Υ αυξάνεται διαρκώς, αφού η υπολογιστική ισχύ των εν λόγω συστημάτων μεγαλώνει αδιαλείπτως, έχοντας σαν αποτέλεσμα την ακριβέστερη απεικόνιση δομών στο ανθρώπινο σώμα.

Στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής εργασίας, παρουσιάζεται μία από τις πολύπλοκες δομές στο ανθρώπινο σώμα, αυτή του μέσου ωτός. Αρχικά, παρουσιάζεται ένα τυπικό ιατρικό υπόβαθρο για τη λειτουργία του μέσου ωτός αλλά και για τον μηχανικό ρόλο που διαδραματίζει στη διαδικασία της ακοής. Εν συνεχεία, γίνεται μία εκτενής αναφορά στην μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων ενώ παρατίθενται επίσης γραμμικά και μη γραμμικά μοντέλα που αναπτύχθηκαν για την περιγραφή του μέσου ωτός.

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι αυτή που χρησιμοποιήθηκε και στο δικό μας μοντέλο το οποίο παρουσιάζεται αναλυτικά στην συνέχεια της εργασίας. Τέλος, μελετήθηκαν οι παθολογίες της ωτοσκλήρυνσης και της τυμπανοσκλήρυνσης, και τα αποτελέσματα που εξήχθησαν συγκρίθηκαν με κλινικά δεδομένα για να εξακριβωθεί η αξιοπιστία τους.

Λέξεις κλειδιά

Μέσο ους, λογισμικό προσομοίωσης,
μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων, ωτοσκλήρυνση, τυμπανοσκλήρυνση

Abstract

The rapid increase of technological appliances in all aspects of everyday life and in Medicine in particular over the past few years has led to a strong worldwide interest in research programs in the field of Biomedical Engineering. Computational modeling of human body's structure has been increasingly used within the Biomedical Scientific Community and has achieved a more realistic presentation and a better understanding of its functions.

The main objective of this thesis is to examine the middle ear, one of the most complex structures of the human body, and some certain conditions which can be developed in the specific area.

Firstly, some basic medical background is presented with special references to middle ear's mechanical role in the hearing process. Additionally, an introduction to the Finite element method is presented, and there are also special references about linear and non linear models that have been developed in order to describe the middle ear mechanics.

The Finite element method is this one that has been used in the model of this thesis, which is analytically described in the next chapters. In the final section, the pathologies of otosclerosis and tympanosclerosis are examined. The more significant results that have been arisen are presented and compared to relevant clinical data records.

Key-words

Middle ear, Simulation software, Finite element method,
Otosclerosis, Tympanosclerosis

Ευχαριστίες

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στον τομέα Συστημάτων Μετάδοσης Πληροφορίας και Τεχνολογίας Υλικών της σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Ηλεκτρονικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή κ. Δημήτριο Κουτσούρη που μου έδωσε την ευκαιρία να ασχοληθώ με ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα. Θα ήθελα επιπλέον να ευχαριστήσω τον καθηγητή της Ιατρικής σχολής κ. Αθανάσιο Μπίμπα για την συνεχή και πολύτιμη βοήθεια του καθ'όλη την διάρκεια αυτής της διπλωματικής.

Θα ήθελα ακόμη, να ευχαριστήσω θερμά τον υποψήφιο διδάκτορα Παναγιώτη Κατρακάζα, επιβλέπων της διπλωματικής εργασίας, για όλη την υποστήριξη και την καθοδήγηση που μου παρείχε.

Τέλος, δε θα μπορούσα να μην ευχαριστήσω την οικογένεια μου για την συνεχή τους στήριξη και βοήθεια καθ'όλη τη διάρκεια των σπουδών.

Περιεχόμενα

Περίληψη	6
Abstract.....	7
Ευχαριστίες.....	8
Περιεχόμενα.....	9
Κατάλογος εικόνων.....	12
Κατάλογος πινάκων.....	14
Αντικείμενο και σκοπός της εργασίας.....	15
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1.....	16
ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΤΗΣ ΑΚΟΗΣ.....	16
1.1 Ανατομία του αυτιού.....	16
1.1.1 Έξω αυτί.....	17
1.1.2 Μέσο αυτί.....	18
1.1.3 Έσω αυτί.....	22
1.2 Φυσιολογία της ακοής.....	23
1.2.1 Αγωγή δια του αέρος.....	23
1.2.2 Αγωγή δια των οστών.....	24
1.3 Η μηχανική στο μέσο αυτί.....	25
1.3.1 Η έννοια της ακουστικής εμπέδησης.....	25
1.3.2 Το μέσο αυτί σαν ενεργειακός μετασχηματιστής.....	26
1.3.2.1 Η αναλογία του υδραυλικού μοχλού.....	27
1.3.2.2 Η αναλογία του μοχλού της οσταριακής αλυσίδας.....	27
1.3.2.3 Αναλογία μοχλού της καμπυλωτής μεμβράνης.....	29
1.3.2.4 Συμπεράσματα.....	30
1.3.3 Κέρδος του Μ/Σ.....	30
1.3.4 Στοιχεία βιολογικού συστήματος.....	32
1.4 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου.....	34
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.....	35
ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΜΕΣΟΥ ΩΤΟΣ ΜΕ ΤΗΝ ΜΕΘΟΔΟ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ.....	35
2.1 Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων.....	35
2.1.1 Ιστορική αναδρομή.....	35
2.1.2 Παράμετροι της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων.....	37
2.1.2.1 Γεωμετρικοί παράμετροι.....	37

2.1.2.2 Μηχανικές ιδιότητες.....	38
2.1.2.3 Παράμετροι απόσβεσης και οριακές συνθήκες	39
2.2 Η μη γραμμική συμπεριφορά του αυτιού	40
2.2.1 Μηχανισμοί μη γραμμικότητας στο μέσο αυτί	41
2.3 Μοντέλα περιγραφής του μέσου αυτιού	41
2.3.1 Γραμμικά Μοντέλα	42
2.3.2 Μη γραμμικά μοντέλα	44
2.3.3 Συμπεράσματα.....	46
2.4 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου	47
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3	50
ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΥΜΠΑΝΙΚΗΣ ΜΕΜΒΡΑΝΗΣ ΚΑΙ ΜΕΛΕΤΗ ΤΩΝ ΠΑΘΟΛΟΓΙΩΝ	50
3.1 Δομή και ανατομία της τυμπανικής μεμβράνης	50
3.1.1 Εισαγωγή.....	50
3.1.2 Η τυμπανική μεμβράνη στον άνθρωπο	50
3.1.3 Διαφορές στην τυμπανική μεμβράνη στα θηλαστικά.....	51
3.2 Μηχανικές ιδιότητες της Τυμπανικής Μεμβράνης	52
3.2.1 Ελαστικότητα (Elasticity).....	52
3.2.2 Αναλογία του Poisson (Poisson ratio).....	53
3.2.3 Ένταση (Tension).....	53
3.2.4 Εσωτερική απόσβεση (Internal damping)	54
3.2.5 Πυκνότητα (Density)	54
3.3 Μηχανικός Ρόλος Τυμπανικής Μεμβράνης στην Μεταβίβαση του Ήχου	54
3.4 Παθολογίες του μέσου ωτός	55
3.4.1 Ωτοσκλήρυνση	55
3.4.2 Τυμpanοσκλήρυνση.....	56
3.5 Βιβλιογραφία	57
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	58
ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΤΟΥ ΜΕΣΟΥ ΩΤΟΣ	58
4.1 Ανάλυση του μοντέλου	58
4.1.1 Εισαγωγή.....	58
4.1.2 Γεωμετρικά χαρακτηριστικά	58
4.1.3 Μηχανικές ιδιότητες	60
4.1.4 Οριακές συνθήκες.....	60
4.1.5 Στατιστικά στοιχεία του μοντέλου	63

4.1.6 Ανάλυση αρμονικής απόκρισης(Harmonic response).....	63
4.2 Προσομοίωση παθολογιών στο Workbench.....	64
4.2.1 Προσομοίωση της ωτοσκλήρυνσης.....	64
4.2.2 Προσομοίωση της Τυμpanοσκλήρυνσης.....	66
4.3 Βιβλιογραφία κεφαλαίου.....	68
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5.....	69
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	69
5.1 Αποτελέσματα ωτοσκλήρυνσης.....	69
5.1.1 Σύγκριση μεταξύ εστίας (25%) στο πρόσθιο με εστία (25%) στο οπίσθιο χείλος.....	69
5.1.2 Σύγκριση μεταξύ εστιών με αντίστοιχα εμβαδά 25% , 50% και 100%.....	71
5.2 Αποτελέσματα Τυμpanοσκλήρυνσης.....	74
5.2.1 Σύγκριση εστίας με και χωρίς εξάπλωση της στο σύνδεσμο.....	74
5.2.2 Σύγκριση μεταξύ εστιών με αντίστοιχα εμβαδά 25% , 50% και 100%.....	76
5.3 Βιβλιογραφία κεφαλαίου.....	79
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6.....	80
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	80
6.1 Συμπεράσματα ωτοσκλήρυνσης.....	80
6.2 Συμπεράσματα τυμpanοσκλήρυνσης.....	81
6.3 Γενικά Συμπεράσματα- Προοπτικές.....	82
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....	83

Κατάλογος εικόνων

Εικόνα 1 : Το αυτί	16
Εικόνα 2 : Το εξωτερικό τμήμα του αυτιού	17
Εικόνα 3: Το μέσο αυτί	18
Εικόνα 4: Τα τρία ακουστικά οστάρια	20
Εικόνα 5: Το έσω αυτί	22
Εικόνα 6: Διαδικασία λειτουργίας αυτιού	24
Εικόνα 7 : Διαδικασία λειτουργίας αυτιού	24
Εικόνα 8: Πορεία ηχητικού σήματος χωρίς την παρουσία του μέσου ωτός	26
Εικόνα 9: Πορεία ηχητικού σήματος με την παρουσία του μέσου ωτός	26
Εικόνα 10: Άξονας περιστροφής κατά Helmholtz	28
Εικόνα 11 : Άξονας περιστροφής κατά Dahmann	28
Εικόνα 12: Μικρές δυνάμεις που ασκούνται στο κρεμάμενο σχοινί	29
Εικόνα 13: Οι μικρές δυνάμεις έχουν πλέον εξαπλωθεί πάνω στην επιφάνεια της ΤΜ	30
Εικόνα 14: Άξονας περιστροφής ακουστικών οσταρίων	31
Εικόνα 15: Κέρδος του Μ/Σ	31
Εικόνα 16 : Στοιχεία βιολογικού συστήματος	32
Εικόνα 17: Διανυσματικό διάγραμμα	32
Εικόνα 18: Ηλεκτρικό ανάλογο μοντέλο για το φυσιολογικό ανθρώπινο μέσο αυτί κατά Zwislocki ..	42
Εικόνα 19: Το ηλεκτρικό μοντέλο των Pascal-Bougreade	43
Εικόνα 20 : Ανατομικά δεδομένα μέσου ωτός	44
Εικόνα 21 : Μη γραμμικά στοιχεία και η σχηματική απεικόνιση της δύναμης/μετατόπισης	45
Εικόνα 22 : Μηχανικό μοντέλο τριών βαθμών ελευθερίας	45
Εικόνα 23: Τυμπανική μεμβράνη στον άνθρωπο	51
Εικόνα 24: Περιγράμματα ΤΜ σε διάφορα θηλαστικά	52
Εικόνα 25 : Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων μέσου ωτός	54
Εικόνα 26: Θέση ανάπτυξης ωτοσκληρυντικής εστίας	56
Εικόνα 27 : Καταγραφή της γεωμετρίας του μοντέλου	59
Εικόνα 28: Καταγραφή της γεωμετρίας του μοντέλου	59
Εικόνα 29: Οριακή συνθήκη περιφερειακά του pars flaccida	61
Εικόνα 30: Οριακή συνθήκη στο stapedial annular ligament	61
Εικόνα 31: Οριακή συνθήκη στο μυ του αναβολέα	62
Εικόνα 32: Οριακή συνθήκη στον τείνων το τύμπανο μυ	62
Εικόνα 33: Στατιστικά στοιχεία μοντέλου	63
Εικόνα 34: Τα σημεία της τυμπανικής μεμβράνης όπου ασκείται ομοιόμορφα η πίεση	64
Εικόνα 35: Ορισμός 1ου επιπέδου	65
Εικόνα 36 : Ορισμός 2 ^{ου} επιπέδου	66
Εικόνα 37 : Μηχανικές ιδιότητες της τυμπανοσκληρυντικής εστίας	67
Εικόνα 38 : Πιθανές θέσεις ανάπτυξης ωτοσκληρυντικής εστίας στον αναβολέα	69
Εικόνα 39: Διάγραμμα πλάτους-συχνότητας stapes footplate	70
Εικόνα 40 : Διάγραμμα πλάτους-συχνότητας φακοειδής απόφυση(umbo)	70
Εικόνα 41 : Διάγραμμα φάσης-συχνότητας	71
Εικόνα 42: Σύγκριση μεταξύ ωτοσκληρυντικών εστιών	72

Εικόνα 43 : Διάγραμμα πλάτους-συχνότητα stapes footplate.....	72
Εικόνα 44 : Διάγραμμα πλάτους –συχνότητα φακοειδής απόφυση(umbo).....	73
Εικόνα 45 : Διάγραμμα φάσης-συχνότητας	73
Εικόνα 46 : Πιθανές θέσεις ανάπτυξης τυμπανοσκλήρυνσης.....	74
Εικόνα 47 : Διάγραμμα πλάτους –συχνότητας stapes footplate.....	75
Εικόνα 48: Διάγραμμα πλάτους-συχνότητα φακοειδής απόφυση(umbo).....	75
Εικόνα 49: Διάγραμμα φάσης-συχνότητας	76
Εικόνα 50: Σύγκριση μεταξύ τυμπανοσκληρυντικών εστιών	76
Εικόνα 51: Διάγραμμα πλάτους-συχνότητας stapes footplate	77
Εικόνα 52 : Διάγραμμα πλάτους-συχνότητας φακοειδής απόφυση(umbo).....	77
Εικόνα 53: Διάγραμμα φάσης –συχνότητας.....	78
Εικόνα 54: License number της έκδοσης.....	84
Εικόνα 55: Αρχική σελίδα του Workbench Platform	84
Εικόνα 56 : Διαμοιρασμός δεδομένων μεταξύ των συστημάτων	85

Κατάλογος πινάκων

Πίνακας 1 : Παράμετροι που καθορίζουν τις ακουστικές ιδιότητες στα 2 μέσα	25
Πίνακας 2 : Ανατομικά δεδομένα για το μέσο αυτί από πλήθος ερευνητικών ομάδων	38
Πίνακας 3 : Μηχανικές ιδιότητες μέσου ωτός από πλήθος ερευνητικών ομάδων	39
Πίνακας 4 : Πίνακας Μηχανικών Ιδιοτήτων	60
Πίνακας 5 : Απώλειες (σε dB) ανάλογα το μέγεθος της εστίας.....	80
Πίνακας 6 : Απώλειες (σε dB) με ή χωρίς συμμετοχή του συνδέσμου	81
Πίνακας 7 : Απώλειες (σε dB) ανάλογα του μεγέθους της εστίας	81

Αντικείμενο και σκοπός της εργασίας

Αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας αποτελεί η μελέτη ορισμένων παθολογιών του ανθρωπίνου μέσου ωτός, χρησιμοποιώντας την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Το μοντέλο του μέσου ωτός που χρησιμοποιήθηκε για το πειραματικό μέρος της εργασίας, σχεδιάστηκε στα πλαίσια ενός ευρωπαϊκού προγράμματος από το Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων σε συνεργασία με το Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο. Για την ευκολότερη ανάγνωση και κατανόηση της διπλωματικής έχει επιλεγεί η παρακάτω δομή κατά την συγγραφή :

Στο κεφάλαιο 1 «Εισαγωγή στο σύστημα της Ακοής» παρατίθενται όλες εκείνες οι πληροφορίες που αφορούν το ιατρικό υπόβαθρο της διπλωματικής. Εξηγείται , συνοπτικά το ανθρώπινο αυτί όπως επίσης και ο τρόπος με τον οποίο αντιλαμβανόμαστε την ακοή σήμερα. Στο τελευταίο μέρος του κεφαλαίου εξηγείται η μηχανική του μέσου ωτός και πιο αναλυτικά ο ρόλος που αυτό διαδραματίζει στην διαδικασία της ακοής.

Στο κεφάλαιο 2 «Μοντελοποίηση του μέσου ωτός με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων» γίνεται αρχικά μία ιστορική αναδρομή στην μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων που αφορούσαν τα μοντέλα του μέσου ωτός και μία ανάλυση όλων των παραμέτρων που συνοδεύουν την συγκεκριμένη μέθοδο. Στο τελευταίο μέρος του κεφαλαίου γίνεται μία εκτενής αναφορά στα γραμμικά και μη γραμμικά μοντέλα του μέσου ωτός που έχουν αναπτυχθεί μέχρι σήμερα.

Στο κεφάλαιο 3 « Μοντελοποίηση της Τυμπανικής μεμβράνης και μελέτη των παθολογιών» γίνεται αρχικά μία παρουσίαση της τυμπανικής μεμβράνης στον άνθρωπο, και σε άλλα θηλαστικά, τονίζεται η σημασία της στη διαδικασία της ακοής και αναφέρονται αναλυτικά όλες οι παράμετροι που πρέπει να ορισθούν για την μοντελοποίηση της τυμπανικής μεμβράνης στην μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Στο τελευταίο μέρος του κεφαλαίου, γίνεται μία μελέτη των παθολογιών που θα εξετασθούν στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής κυρίως από ιατρικής σκοπιάς.

Στο κεφάλαιο 4 « Το μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων του μέσου ωτός» αναλύεται αρχικά το μοντέλο που χρησιμοποιήσαμε σε αυτή τη διπλωματική. Παρουσιάζεται αναλυτικά η γεωμετρία του μοντέλου, οι μηχανικές του ιδιότητες, καθορίζονται με ακρίβεια οι οριακές συνθήκες και στο τελευταίο κομμάτι του κεφαλαίου εξηγούνται λεπτομερώς τα βήματα που ακολουθήθηκαν στη προσομοίωση των παθολογιών της ωτοσκλήρυνσης και της τυμπανοσκλήρυνσης.

Στο κεφάλαιο 5 « Αποτελέσματα » φαίνονται αναλυτικά τα αποτελέσματα που λήφθησαν κατά τη διάρκεια των προσομοιώσεων. Παρατίθενται συγκριτικά διαγράμματα πλάτους-συχνότητας και φάσης-συχνότητας για τις περιπτώσεις των παθολογιών που μελετήθηκαν.

Στο κεφάλαιο 6 « Συμπεράσματα» παρατίθενται τα συμπεράσματα που εξήχθησαν από την μελέτη των αποτελεσμάτων τόσο για την παθολογία της ωτοσκλήρυνσης όσο και για αυτή της τυμπανοσκλήρυνσης. Γίνεται μία συνολική αποτίμηση των αποτελεσμάτων και αναφέρονται οι μελλοντικές προοπτικές που γεννούνται σαν απόρροια της εργασίας.

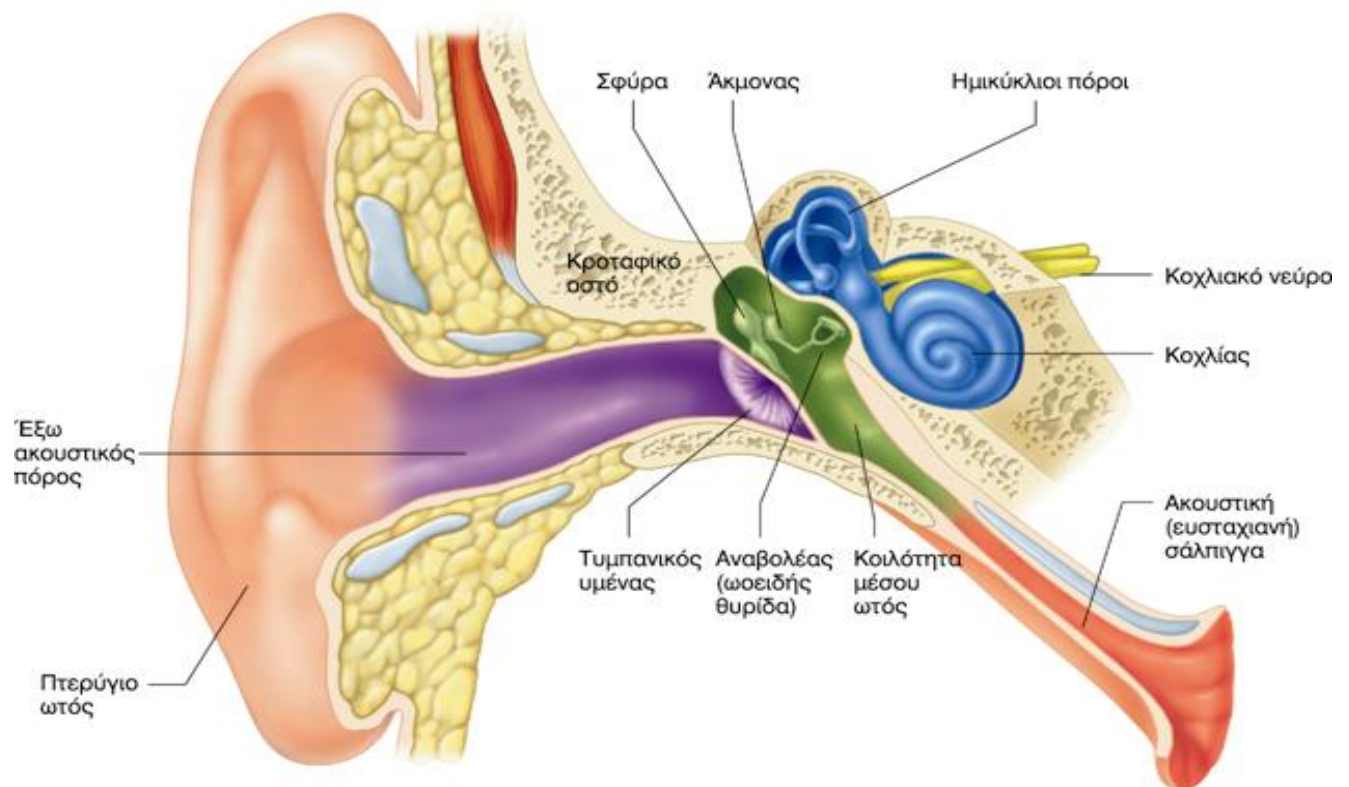
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΤΗΣ ΑΚΟΗΣ

1.1 Ανατομία του αυτιού

Το αυτί ανατομικά και λειτουργικά διαιρείται σε 3 τμήματα : το **έξω**, το **μέσο** και το **έσω αυτί** .

Πιο αναλυτικά έχουμε τα εξής για τα παραπάνω τμήματα :

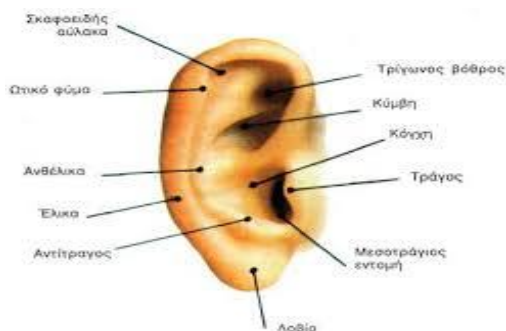


Εικόνα 1 : Το αυτί [1]

1.1.1 Έξω αυτί

Στο τμήμα του εξωτερικού αυτιού διακρίνουμε τα εξής:

- το πτερύγιο
- τον έξω ακουστικό πόρο



Εικόνα 2 :Το εξωτερικό τμήμα του αυτιού[1]

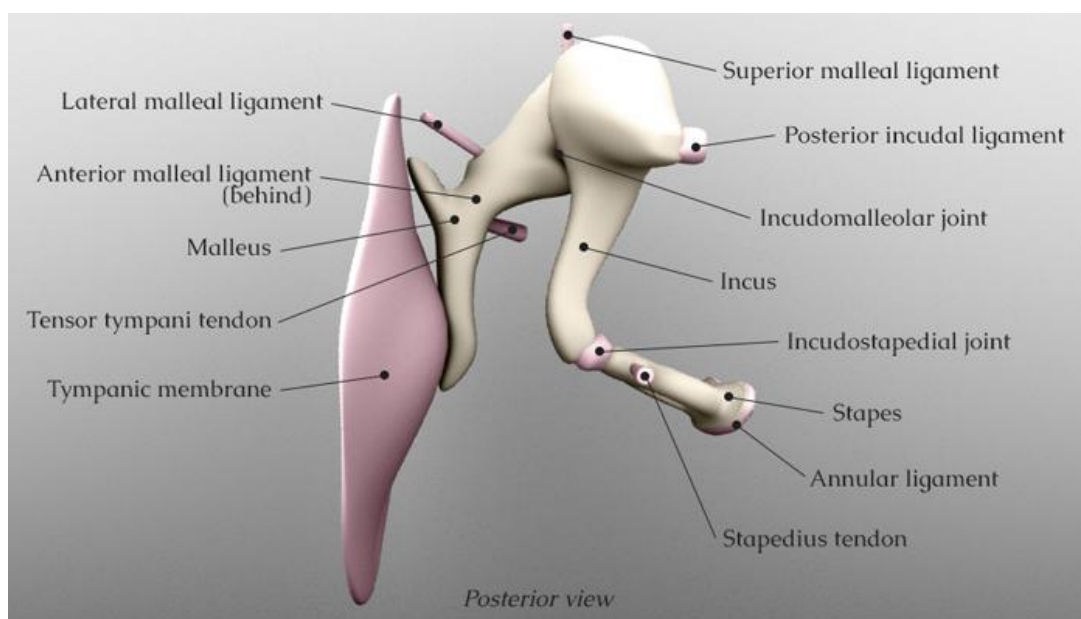
Το **πτερύγιο (pinna)** είναι ένα πέταλο ελαστικού χόνδρου, που εμφανίζει πτυχές καλύπτεται από δέρμα και είναι καθηλωμένο στη θέση του με μυς και συνδέσμους. Οι μεγαλύτερες πτυχές του πτερυγίου είναι η έλικα (helix) και η ανθέλικα (Anti helix), ο τράγος (tragus), ο αντίτραγος (Anti tragus) και η κόγχη (concha), η οποία είναι ένα χωνοειδές κοίλωμα που οδηγεί στον έξω ακουστικό πόρο. Στο κάτω άκρο του υπάρχει συσσωρευμένο λίπος που ονομάζεται λοβίο του αυτιού. Το λοβίο, συνεπώς, είναι το μοναδικό τμήμα του πτερυγίου που δεν περιέχει χόνδρο. Ο χόνδρος του πτερυγίου αποτελεί συνέχεια του χόνδρου του έξω ακουστικού πόρου.

Ο **έξω ακουστικός πόρος (auditory canal)** σχηματίζεται στο εξωτερικό τριτημόριο του από μία επέκταση του χόνδρου του πτερυγίου και στα δύο κεντρικότερα τριτημόρια του από το τυμπανικό και το λεπιδοειδές τμήμα του κροταφικού οστού. Ξεκινάει από το πτερύγιο του αυτιού και με μία ελαφρώς τοξοειδή πορεία καταλήγει στον τυμπανικό υμένα. Το χόνδρινο τμήμα του πόρου διαφέρει σημαντικά στη δομή από το οστέινο τμήμα. Ο χόνδρος προσφύεται στο κροταφικό οστό, αλλά διατηρεί κάποια κινητικότητα, λόγω της ύπαρξης στο εσωτερικό του ινωδών πόρων (σχισμές του Santorini), οι οποίες είναι δυνατόν να μεταδώσουν μία φλεγμονή ή ένα όγκο από τον πόρο στην παρωτίδα και αντίθετα. Ο οστέινος έξω ακουστικός πόρος είναι κυρτός προς τα εμπρός και προς τα κάτω στενεύει στο μεσαίο τμήμα του και σχηματίζει ένα ισθμό. Το τύμπανο και το δέρμα του οστέινου ακουστικού πόρου διαθέτουν μία ικανότητα αυτοκαθαρισμού, λόγω της μετανάστευσης του κεράτινου στρώματος της επιδερμίδας από το τύμπανο προς την έξω πλευρά του χόνδρινου τμήματος. Η διάμετρος του πόρου ποικίλλει και κυμαίνεται μεταξύ 7 και 9 mm, με μεγαλύτερη την κάθετη διάμετρο.

1.1.2 Μέσο αυτί

Στο τμήμα του μέσω ωτός διακρίνουμε τα εξής :

- τον τυμπανικό υμένα
- το κοίλο του τυμπάνου
- τα ακουστικά οστάρια
- τους μυς και τους συνδέσμους των οσταρίων
- την είσοδο της ευσταχιακής σάλπιγγα



Εικόνα 3: Το μέσο αυτί [1]

Ο **τυμπανικός υμένας (eardrum)** αποτελείται από τρία στρώματα, που κατά σειρά από έξω προς τα έσω είναι το επιθηλιακό στρώμα των πλακωδών κυττάρων, το ινώδες στρώμα και το βλεννογονικό στρώμα. Το ινώδες στρώμα αποτελείται από κυκλοτερείς και ακτινοειδείς ίνες και δίνει στον τυμπανικό υμένα το σχήμα και τη σύσταση του. Οι ακτινοειδείς ίνες διεισδύουν στο περίοστεο της λαβής της σφύρας και στον ιώδη δακτύλιο, δημιουργώντας το λειτουργικά σημαντικό κωνικό σχήμα. Οι κυκλοτερείς ίνες δίνουν αντοχή, χωρίς να παρεμποδίζουν την ελεύθερη δόνηση, ενώ μερικές εφαπτόμενες ίνες ενισχύουν την αρχιτεκτονική. Τα αρχιτεκτονικά αυτά χαρακτηριστικά του τυμπανικού υμένα του επιτρέπουν να προσεγγίζει τι ιδεώδες στη μετάδοση της δονητικής ενέργειας.

Το πλέον προέχον τμήμα του τυμπανικού υμένα είναι το σφυριαίο έπαρμα. Το εν λόγω έπαρμα είναι επίπεδο και στρογγυλεμένο προς τα κάτω, τελειώνοντας στην κορυφή ή ομφαλό του τυμπανικού υμένα. Λόγω του κωνικού σχήματος του υμένα, προς τα εμπρός και κάτω από τον ομφαλό σχηματίζεται μια μικρή φωτεινή περιοχή. Στην περιφέρεια του, το ινώδες στρώμα παχύνεται και σχηματίζει τον τυμπανικό δακτύλιο, που προσφύεται στην αύλακα του τυμπανικού οστού. Προς τα πάνω ο τυμπανικός δακτύλιος είναι ατελής έτσι ώστε το ινώδες τμήμα ορίζεται από την πρόσθια και οπίσθια πτυχή της σφύρας. Το πάνω τόξο της περιφέρειας του τυμπανικού υμένα, που σχηματίζεται από το λεπιδοειδές τμήμα του

κροταφικού οστού, ονομάζεται τυμπανική εντομή ή εντομή του Rivinus. Τέλος, το τμήμα του τυμπανικού υμένα που βρίσκεται πάνω από τις σφυροτυμπανικές πτυχές και αντιστοιχεί στην τυμπανική εντομή, δεν έχει καθόλου ινώδες στρώμα και για το λόγο αυτό ονομάζεται χαλαρή μοίρα (υμένας του Shrapnell). Το μεγαλύτερο κατώτερο τμήμα ονομάζεται τεταμένη μοίρα του τυμπανικού υμένα.

Τα ανώτερα και κατώτερα όρια του τυμπανικού υμένα διαιρούν την τυμπανική κοιλότητα στον επιτυμπάνιο χώρο ή αττικό θόλο, το μεσοτυμπάνιο και το υποτυμπάνιο.

Το **υποτυμπάνιο** είναι ένας αβαθής χώρος, που βρίσκεται χαμηλότερα από τον τυμπανικό υμένα. Η οστέινη επιφάνειά του εμφανίζει μία κλιμακοειδή όψη, λόγω της παρουσίας κυπελοειδών αεροκυψελών. Το τοίχωμα αυτό καλύπτει τον βολβό της σφραγίτιδας. Μερικές φορές μία σχισμή επιτρέπει στον βολβό της σφραγίτιδας να βρίσκεται στο κατώτερο τμήμα της τυμπανικής κοιλότητας.

Το **μεσοτυμπάνιο** ορίζεται προς τα έσω από τον κοχλία και τη δεύτερη μοίρα του προσωπικού νεύρου. Η κυρτή προβολή, που καλύπτει τη βασική έλικα του κοχλία, βρίσκεται αμέσως μέσα από την ανώτερη μοίρα του τυμπανικού υμένα και ονομάζεται ακρωτήριο. Αρκετές αβαθείς αύλακες στο ακρωτήριο περιέχουν τα νεύρα που συγκροτούν το τυμπανικό πλέγμα. Πίσω από το ακρωτήριο, προς τα πάνω και κάτω αντίστοιχα, βρίσκεται η ωοειδής (αιθουσιαία) και η στρογγύλη (κοχλιακή) θυρίδα, και οι 2 στο βάθος ενός κοιλώματος. Τα δύο αυτά κοιλώματα επικοινωνούν στο όριο του μεσοτυμπάνιου με ένα βαθύ κυρτό βόθρο, που ονομάζεται τυμπανικός κόλπος. Η ωοειδής θυρίδα περιέχει την βάση του αναβολέα ενώ η στρογγύλη θυρίδα – που δεν φαίνεται επειδή βρίσκεται σε ένα σχεδόν εγκάρσιο επίπεδο-αποφράσσεται από ένα λεπτό υμένα, τον δευτερεύοντα τυμπανικό υμένα. Το πρόσθιο τοίχωμα του μεσοτυμπάνιου εμφανίζει προς τα πάνω το τυμπανικό στόμιο της ευσταχιανής σάλπιγγας και προς τα κάτω σχηματίζει το οστέινο επικάλυμμα του ανιόντος καρωτιδικού πόρου. Το τοίχωμα αυτό φέρει συνήθως κυψέλες και είναι δυνατόν να εμφανίζει οπτικές σχισμές.

Ο **επιτυμπάνιος χώρος** περιέχει το μεγαλύτερο μέρος του άκμονα και της σφύρας. Προς τα άνω, αφορίζεται από μία λεπτή προσεκβολή του λιθοειδούς οστού, την οροφή του τυμπάνου, που αποτελεί συνέχεια του οπίσθιου τμήματος του άνω τοιχώματος της οροφής του μαστοειδούς. Η ακουστική κάψα σχηματίζει το έσω τοίχωμα του επιτυμπάνιου χώρου, που χαρακτηρίζεται από την προβολή του έξω ημικύκλιου σωλήνα. Προς τα εμπρός, είναι δυνατόν να προσπελασθεί το ληκυθαίο σκέλος του άνω ημικύκλιου σωλήνα και προς τα εμπρός επίσης βρίσκεται η περιοχή του γονατιαίου γαγγλίου, που ορίζει το πρόσθιο άκρο του επιτυμπάνιου χώρου. Το πρόσθιο τοίχωμα χωρίζεται από την κεφαλή της σφύρας με ένα στενό διάστημα και είναι δυνατόν να περιέχει την είσοδο μερικών από τις αεροκυψέλες της ρίζας της ζυγωματικής απόφυσης. Προς τα πίσω, ο επιτυμπάνιος χώρος στενεύει και σχηματίζει την είσοδο του μαστοειδούς άντρου.

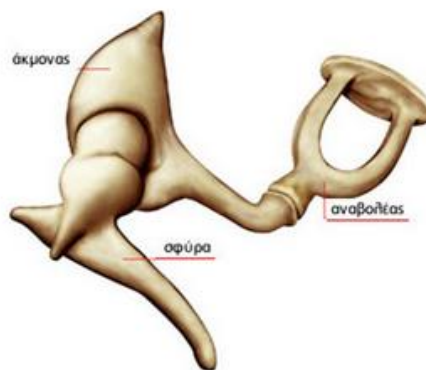
Τα **ακουστικά οστάρια (auditory ossicles)**, αποτελούν ένα σύστημα οστέινων μοχλών, που μεταδίδουν δονητική μηχανική ενέργεια στην έξω λέμφο. Τα τρία οστάρια που αποτελούν αυτό το σύστημα είναι η **σφύρα**, ο **άκμονας** και ο **αναβολέας**. Είναι σημαντικό να αναφέρουμε ότι η σφύρα και ο άκμονας λειτουργούν σε μεγάλο βαθμό ως ενιαίο όργανο, που περιστρέφεται, σε απάντηση κινήσεων του τυμπανικού υμένα, γύρω από ένα άξονα, που αντιστοιχεί σε μία γραμμή από τον πρόσθιο σύνδεσμο της σφύρας και τον σύνδεσμο του

άκμονα. Οι κινήσεις αυτές αποτελούν συντονισμένη λειτουργία της ακμονο-αναβολικής άρθρωσης.

Η **σφύρα (malleus)**, το μεγαλύτερο από τα 3 οστάρια, έχει ένα μέσο μήκος γύρω στα 8 χιλιοστά, ενώ το όνομα της παραπέμπει στο σφυρί αφού αυτό είναι και το ιδιόμορφο χαρακτηριστικό στο σχήμα της. Τα μέρη που αποτελούν την **σφύρα**, είναι η λαβή, ο αυχένας, η κεφαλή και οι δύο αποφύσεις, την έξω(ή βραχεία) και την πρόσθια. Η κεφαλή περιέχεται στον επιτυμπάνιο χώρο, ενώ ο αυχένας βρίσκεται πίσω από την χαλαρή μοίρα του τυμπανικού υμένα. Η λαβή βρίσκεται μέσα στον τυμπανικό υμένα, έχοντας τον ρόλο της πρόσφυσης για τις ίνες του ινώδους υμένα. Ο άξονας της σφύρας είναι ευθύς αλλά στο οβελιαίο επίπεδο, η κεφαλή σχηματίζει γωνία 45 μοιρών με την λαβή. Η αρθρική επιφάνεια της κεφαλής εμφανίζει εντομή με την οποία αρθρώνεται στενά με μία παρόμοια επιφάνεια του άκμονα. Η σφύρα κρέμεται από τον πρόσθιο σφυριαίο σύνδεσμο, ένα πρόσθιο σύνδεσμο που συμφύεται με την οροφή και ένα πλάγιο σύνδεσμο μεταξύ της βάσης της βραχείας απόφυσης και του χείλους της εντομής του Rivinus.

Ο **άκμονας (incus)**, βρίσκεται στο κέντρο των 3 προαναφερθέντων οσταρίων, και το σχήμα του παραπέμπει στο σχήμα που έχει το αμόνι. Έχει ένα σώμα το οποίο στενεύει για να σχηματίσει το βραχύ σκέλος, που προσφύεται με τον ομώνυμο σύνδεσμο στον ομώνυμο βόθρο, και ένα μακρό σκέλος που φέρεται προς τα κάτω. Το μακρό σκέλος εκφύεται κοντά στην αρθρική επιφάνεια, κατέρχεται παράλληλα προς τη λαβή της σφύρας και καταλήγει με ένα μικρό επικουρικό σκέλος, τη φακοειδή απόφυση, που εκφύεται υπό ορθή γωνία και αρθρώνεται με τον αναβολέα. Η άρθρωση αυτή είναι σφαιροειδής διάρθρωση με αρθρική σχισμή και αρθρικό θύλακο.

Ο **αναβολέας (stapes)**, το μικρότερο οστό σε ολόκληρο το ανθρώπινο σώμα, έχει το σχήμα αναβολέα ιπέα. Αποτελείται από την κεφαλή, τον αυχένα, το πρόσθιο και οπίσθιο σκέλος και τη βάση. Η κεφαλή εμφανίζει την αβαθή κυπελλοειδή αρθρική επιφάνεια, και μετά περισφίγγεται ελαφρά σχηματίζοντας τον βραχύ αυχένα. Τα σκέλη είναι καμπύλα, το οπίσθιο περισσότερο από το πρόσθιο, και καταλήγουν συνενούμενα με την επίπεδη νεφροειδή βάση. Η επιφάνεια του αυχένα και τα σκέλη είναι σε μεγάλο βαθμό κοίλα, αφήνοντας ένα ρηχό κέλυφος περιστοτικού οστού. Ο τένοντας του μυός του αναβολέα καταφύεται σε μία μικρή προβολή της οπίσθιας επιφάνειας του αυχένα του αναβολέα.



Εικόνα 4: Τα τρία ακουστικά οστάρια [1]

Μέσα στο μέσο αυτί, εκτός των άλλων, υπάρχουν δύο μύες: ο **τείνων το τύμπανο** και ο **μυς του αναβολέα**.

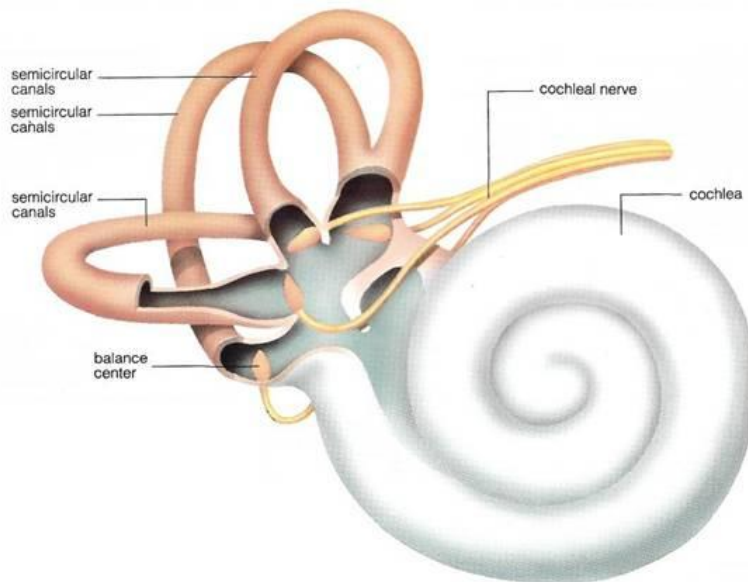
Ο **τείνων το τύμπανο μυς** εκφύεται από τα τοιχώματα του ομώνυμου ημισωληνίου. Ο πόρος αυτός βρίσκεται ακριβώς πάνω από την οστέινη ακουστική σάλπιγγα και είναι ανοικτός προς την πλευρά της, πράγμα από το οποίο προέρχεται ο όρος 'ημισωλήνιο'. Οι μυϊκές ίνες συγκεντρώνονται και γίνονται τενοντώδεις στο τυμπανικό άκρο του ημισωληνίου, που οριοθετείται από την κοχλιαριοειδή απόφυση. Η απόφυση αυτή χρησιμεύει για να στρέφει τον τένοντα προς τα έξω στο μέσο αυτί. Ο τένοντας καταφύεται στο ανώτερο τμήμα της λαβής της σφύρας. Ο **τείνων το τύμπανο** νευρώνεται από κλάδο της 5ης εγκεφαλικής συζυγίας. Η ενέργειά του προκαλεί έλξη του τυμπανικού υμένα προς τα έσω, γεγονός που τον διατείνει, αυξάνοντας έτσι την συχνότητα αντήχησης του συστήματος αγωγής του ήχου και ενισχύοντας την ένταση των χαμηλής συχνότητας ήχων.

Ο **μυς του αναβολέα** εκφύεται μέσα στον πόρο του στην πυραμοειδή εξοχή και οι ίνες του προσφύονται στο περίοστεο του πόρου αυτού. Οι ίνες συγκεντρώνονται και σχηματίζουν τον τένοντα του μυός του αναβολέα, που καταφύεται στην οπίσθια επιφάνεια του αυχένα του αναβολέα. Ο μυς νευρώνεται από κλάδο της 7ης εγκεφαλικής συζυγίας που εκφύεται κατά τη διαδρομή του νεύρου στο δεύτερο γόνο του. Η ενέργεια του μυός αυτού ωθεί τον αναβολέα προς τα πίσω, γύρω από ένα άξονα στο οπίσθιο χείλος της βάσης του αναβολέα. Αυτό σταθεροποιεί τον αναβολέα, μειώνοντας την μετάδοση του ήχου και αυξάνοντας τη συχνότητα δόνησης της αλυσίδας των οσταρίων.

Τέλος, η **ευσταχιανή σάλπιγγα (Eustachian tube)** εκτείνεται από το πρόσθιο άνω τοίχωμα του μεσοτυμπάνου μέχρι το ρινοφάρυγγα. Η ανατομία του σωλήνα αυτού ποικίλλει από άνθρωπο σε άνθρωπο σημαντικά, κυμαινόμενη από το φαρυγγικό χόνδρινο τμήμα του μέχρι το τυμπανικό οστέινο τμήμα. Το φαρυγγικό στόμιο περιβάλλεται από ένα αγκιστροειδή χόνδρο μέσα στο σαλπιγγικό όγκωμα. Όταν συσπάται ο **τείνων τη μαλακή υπερώα μυς**, που εκφύεται από το πρόσθιο τοίχωμα της σάλπιγγας, αυτή παίρνει ένα περισσότερο κυλινδρικό σχήμα και διανοίγεται. Ο βλεννογόνος της σάλπιγγας είναι όμοιος με το βλεννογόνο του φάρυγγα, εμφανίζοντας πολλούς βλενοεκκριτικούς αδένες. Ο υποβλεννογόνιος χιτώνας περιέχει πολυάριθμα λεμφικά αθροίσματα. Το χόνδρινο τμήμα φέρεται προς τα πίσω και πάνω κατά τα δύο τρίτα του συνολικού μήκους της ευσταχιανής σάλπιγγας (4 εκατοστά) όπου ενώνεται με το οστέινο τυμπανικό τμήμα της. Το σημείο συνένωσης είναι το στενότερο τμήμα της σάλπιγγας, ο ισθμός, και προοδευτικά διευρύνεται, φθάνοντας στη μεγαλύτερη διάμετρο του στο τυμπανικό στόμιο. Κατά το μήκος της παραπάνω διαδρομής, ο βλεννογόνος λεπτόνεται προοδευτικά και γίνεται όμοιος με το κυβοειδές κυλινδρικό επιθήλιο του βλεννογόνου του τυμπάνου. Το κάτω τοίχωμα της οστέινης ευσταχιανής σάλπιγγας επικαλύπτει τον καρωτιδικό σωλήνα, ενώ το πάνω περιέχει το ημισωληνίου του τείνοντος το τύμπανο μυός.

1.1.3 Έσω αυτί

Στο τμήμα του έσω ωτός τα βασικά μέρη που αφορούν τα νευροαισθητηριακά στοιχεία της ακοής είναι ο κοχλίας (που περιλαμβάνει το όργανο του Corti) και το κοχλιακό νεύρο ενώ αυτά που αφορούν τα στοιχεία της ισορροπίας είναι η αίθουσα, οι ημικύκλιοι σωλήνες και το αιθουσιαίο νεύρο.



Εικόνα 5: Το έσω αυτί [1]

Μέσα στην λιθοειδή μοίρα του κροταφικού οστού βρίσκεται η ωτική κάψα, που περιέχει τον οστέινο λαβύρινθο, ο οποίος περιβάλλει το κύριο ανατομικό στοιχείο του έσω ωτός, τον **υμενώδη λαβύρινθο**. Ο υμενώδης λαβύρινθος διαιρείται σε τρία συνδεδόμενα μεταξύ τους τμήματα με ξεχωριστές λειτουργίες: τον αιθουσιαίο λαβύρινθο, τον κοχλία και τον ενδολεμφικό πόρο.

Ο **αιθουσιαίος λαβύρινθος** αποτελείται από το σφαιρικό κυστίδιο, το ελλειπτικό κυστίδιο και τους ημικύκλιους σωλήνες. Οι ημικύκλιοι σωλήνες ξεκινούν και καταλήγουν στο ελλειπτικό κυστίδιο και κάθε ένας φέρεται σε ένα επίπεδο κάθετο προς το επίπεδο του άλλου στον άξονα του λιθοειδούς. Οι σωλήνες αυτοί είναι ο πρόσθιος, ο οπίσθιος και ο οριζόντιος. Κοντά στην αρχή κάθε ημικύκλιου σωλήνα υπάρχει μια κυστική διεύρυνση που ονομάζεται λήκυθος και περιέχει το τελικό όργανο της ισορροπίας, την ακουστική ακρολοφία.

Η **ακουστική ακρολοφία** σχηματίζει ένα χείλος κατά μήκος της ληκύθου κάθετο προς τη φορά της κίνησης του υγρού. Το χείλος αυτό καλύπτεται από ένα στρώμα τριχωτών κυττάρων που υποστηρίζεται μεταξύ κυπελλοειδών κυττάρων. Ένα ημισελήνοειδές κάλυμμα ζελατινώδους υλικού, το τελικό κυπέλλιο (cupula) εκτείνεται από τα τριχωτά κύτταρα μέχρι το απέναντι τμήμα της ληκύθου, σχηματίζοντας μία βαλβίδα που παρεκκλίνει με την παραμικρή κίνηση του υγρού και προς τις δύο κατευθύνσεις. Το τελικό κυπέλλιο, έχει μία συγκεκριμένη κατασκευή, με σωληνάκια που διατρέχουν μέσα σε αυτό και περιέχουν τουλάχιστον ένα μέρος του μήκους των τριχών των τριχωτών κυττάρων. Μεταξύ των τριχωτών κυττάρων και του τελικού κυπέλλιου υπάρχει μία λεπτή διαυγής ζώνη.

Οι υμενώδεις **ημικύκλιοι σωλήνες** εντοπίζονται έκκεντρα μέσα στο περιβάλλον περιωτικό χώρο και κατά μήκος της μεγαλύτερης κυρτότητας τους συμφύονται με το ενδόστεο της λαβυρινθικής κάψας. Το υπόλοιπο διάστημα μέσα στους οστέινους ημικύκλιους σωλήνες διασχίζεται από αραιά κατανεμημένες αραχνοειδείς δοκίδες, ανάμεσα από τις οποίες κυκλοφορεί το περιωτικό υγρό (έξω λέμφος). Τα περιωτικά διαστήματα ενώνονται προς τα εμπρός σε μία μεγάλη δεξαμενή, την αίθουσα, που περιέχει το ελλειπτικό και σφαιρικό κυστίδιο. Το έξω τοίχωμα του χώρου αυτού εμφανίζει την ωοειδή θυρίδα, που φράζεται από τη βάση του αναβολέα.

Ο **κοχλίας (cochlea)** διαδραματίζει το σημαντικότερο ρόλο στην διαδικασία της ακοής ενώ παράλληλα το κατώτερο τμήμα του διαμορφώνεται σε έλικες $2\frac{1}{2}$ έως $2\frac{3}{4}$ στροφών γύρω από ένα οστέινο κώνο που ονομάζεται άτρακτος του κοχλίου με μήκος που φτάνει περίπου τα 35 εκατοστά. Ο κοχλίας υποστηρίζεται από το ελικοειδές πέταλο της ατράκτου, ένα κεντρικό σπειροειδές λεπτό οστέινο πέταλο.

Ο **κοχλιακός πόρος** είναι τριγωνικός και εκτείνεται από μία στενή πρόσφυση στο οστέινο ελικοειδές πέταλο μέχρι μια ευρεία πρόσφυση έξω από τη λαβυρινθική κάψα, που ονομάζεται ελικοειδής σύνδεσμος. Όριο μεταξύ κλίμακας της αίθουσας και του κοχλιακού πόρου αποτελεί ένας υμένας με δύο στρώματα, ο υμένας του Reissner. Εξωτερικά, κατά μήκος της του κοχλιακού πόρου υπάρχει μία αγγειακή ταινία που περιέχει μία επιφάνεια εκκριτικών κυττάρων, η αγγειωδής ταινία.

Το **όργανο του Corti** είναι ένα σύνθετο μόρφωμα που ουσιαστικά αποτελείται από 3 βασικά τμήματα: ερειστικά κύτταρα, τριχωτά κύτταρα και τον καλυπτήριο υμένα. Στο βασικό άκρο του κοχλίου συγκεντρώνεται υψηλής συχνότητας ηχητική ενέργεια, ενώ οι χαμηλότερες συχνότητες διασπείρονται βαθμιαία κατά μήκος του οργάνου του Corti. Περιέχει περίπου 15.500 τριχωτά κύτταρα που είναι χωρισμένα σε μία εσωτερική σειρά 3.500 κυττάρων και τρεις έως πέντε έξω σειρές που περιλαμβάνουν 12.000 κύτταρα. Ο χώρος μεταξύ των έσω και έξω κυττάρων ονομάζεται σήραγγα του Corti και φαίνεται ότι περιέχει ένα διαφορετικό υγρό από την έσω λέμφο, που ονομάζεται κορτίλεμφο.

1.2 Φυσιολογία της ακοής

1.2.1 Αγωγή δια του αέρος

Τα ηχητικά κύματα, συλλέγονται αρχικά από το ακουστικό πτερύγιο, και μέσω του έξω ακουστικού πόρου φτάνουν στον τυμπανικό υμένα και τον θέτουν σε δόνηση. Στη συνέχεια, η δόνηση μεταβιβάζεται στο μέσο αυτί και πιο συγκεκριμένα στο οστάριο της σφύρας. Η σφύρα με τη σειρά της, την μεταβιβάζει στον άκμονα και εκείνος δονεί τον αναβολέα. Η κίνηση αυτή του αναβολέα δημιουργεί ένα ταξιδεύον κύμα στην βασική μεμβράνη του κοχλίου, η οποία προκαλεί δόνηση στο όργανο του Corti με αποτέλεσμα τη μετατροπή της ηχητικής ενέργειας σε ηλεκτρική και τη μεταβίβαση αυτής μέσω του κοχλιακού νεύρου στον ακουστικό φλοιό του εγκεφάλου που βρίσκεται στον κροταφικό λοβό. Εκεί θα γίνει η αντίληψη του ήχου ως το αίσθημα της ακοής.



Εικόνα 6: Διαδικασία λειτουργίας αυτιού
από Βενιώτη, Φραγκιαδάκη 1999

1.2.2 Αγωγή δια των οστών

Τα ηχητικά κύματα, σε αυτήν την περίπτωση, προσκρούουν στα οστά του κρανίου, τα θέτουν σε δόνηση. Η δόνηση αυτή μεταβιβάζεται στο έσω αυτί και πιο συγκεκριμένα στον κοχλία και από εκεί η ακουστική πληροφορία ακολουθεί ακριβώς το ίδιο μονοπάτι όπως στην αγωγή δια του αέρος. Είναι σημαντικό επίσης να αναφέρουμε ότι πολλά ακουστικά βαρηκοΐας έχουν σχεδιασθεί βάσει της αγωγής δια των οστών και όχι βάσει της 'κλασσικής' αγωγής μεταβίβασης του ήχου. Η αγωγή δια των οστών είναι η αιτία που όταν βουλώνουν τα αυτιά μας (για παράδειγμα σε ένα μεγάλο υψόμετρο) το αίσθημα της ακοής εξακολουθεί να υφίσταται.



Εικόνα 7 : Διαδικασία λειτουργίας αυτιού
από Βενιώτη, Φραγκιαδάκη 1999

1.3 Η μηχανική στο μέσο αυτί

1.3.1 Η έννοια της ακουστικής εμπέδησης

Η μετάδοση της ακουστικής ενέργειας σε μηχανική δόνηση στην τυμπανική μεμβράνη προσδιορίζεται από ένα πλήθος παραμέτρων όπως είναι η μάζα και το σχήμα της μεμβράνης, το φορτίο και η ακαμψία της ακουστικής αλυσίδας. Οι ακουστικές ιδιότητες στο θαλασσινό νερό διαφέρουν τελείως από τις αντίστοιχες του αέρα. Η ακουστική εμπέδηση (Z) συνδέεται με την πυκνότητα με τον εξής τύπο :

$$Z = \zeta * v \quad (1)$$

όπου Z είναι η εμπέδηση, ενώ ζ και v είναι η πυκνότητα και η ταχύτητα αντίστοιχα στο μέσο στο οποίο διαδίδεται ο ήχος.

Συγκριτικά με το θαλασσινό νερό, η πυκνότητα στον αέρα είναι χαμηλότερη κατά περίπου 850 φορές ενώ όσον αφορά την ταχύτητα ο ήχος διαδίδεται πιο αργά στον αέρα 4.6 φορές. Συνεπώς, ο λόγος (r) της εμπέδησης μεταξύ των δύο προαναφερθέντων μέσων (θαλασσινό νερό/αέρα) ισούται με 3880. Στον επόμενο πίνακα φαίνονται αναλυτικά οι ακριβείς τιμές των παραμέτρων :

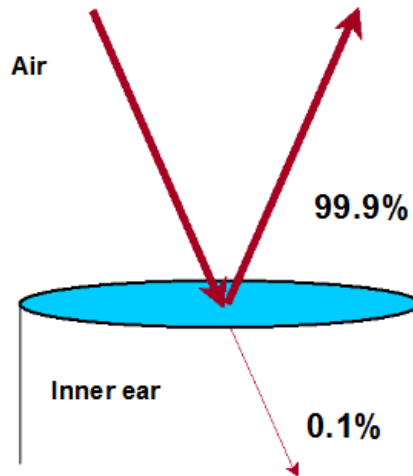
Παράμετροι	Θαλασσινό νερό	Αέρας	Λόγος
Πυκνότητα (ζ)	1024 kg/m ³	1,21 kg/m ³	846.3
Ταχύτητα (20°C)	1572 m/s	343 m/s	4.58
Ακουστική εμπέδηση (Z)	161.000 ohm/cm ²	41.5 ohm/cm ²	3880

Πίνακας 1 : Παράμετροι που καθορίζουν τις ακουστικές ιδιότητες στα 2 μέσα[8]

Η ποσότητα της μεταδιδόμενης ενέργειας (T) από το ένα μέσο στο άλλο έχει άμεση συσχέτιση με τον λόγο (r) μεταξύ της εμπέδησης των 2 μέσων όπως προσδιορίζεται στην ακόλουθη εξίσωση:

$$T = \frac{4 * r}{(r + 1)^2} \quad (2)$$

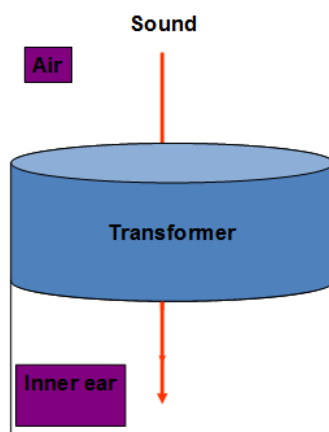
Όταν η ενέργεια μεταδίδεται από τον αέρα στο θαλασσινό νερό, ο όρος T ισούται με 0.001, συνεπώς 99,9% της ακουστικής ενέργειας θα ανακλαστεί πίσω και τελικώς μόνο το 0.1% θα μεταδοθεί στο νερό. Η προαναφερθείσα απώλεια ενέργειας ισούται με 30 dB. Η εμπέδηση του κοχλίου μπορεί να μην ισούται ακριβώς με αυτή του νερού, αλλά έχει παρόμοιο μέγεθος.



Εικόνα 8: Πορεία ηχητικού σήματος χωρίς την παρουσία του μέσου ωτός [8]

1.3.2 Το μέσο αυτί σαν ενεργειακός μετασχηματιστής

Ο ρόλος του μέσου ωτός είναι συνεπώς να ξεπεράσει αυτή την αναντιστοιχία στην εμπέδηση, δρώντας σαν ένας ενεργειακός μετασχηματιστής, που μεταβάλλει το αρχικό σήμα με έναν τέτοιο τρόπο έτσι ώστε η ενέργεια να μπορεί εύκολα να μεταδοθεί στο υγρό του κοχλίου. Όπως λοιπόν ένας μετασχηματιστής ανύψωσης τάσεως μεταβάλλει την ηλεκτρική τάση ενός ηλεκτρικού δικτύου για να την φέρει στα επιθυμητά επίπεδα, σε πλήρη αντιστοιχία, και η τριάδα των ακουστικών οσταρίων (σφύρα, άκμονας και αναβολέας) μεταβάλλουν (αυξάνουν) την ένταση της μετάδοσης από τον τυμπανικό υμένα στον αναβολέα. Είναι πολύ σημαντικό να αναφέρουμε όπου σε περιπτώσεις ασθενών στους οποίους το μέσο αυτί δεν αντιδρά φυσιολογικά στα ηχητικά σήματα (λόγω διαφόρων παθολογιών), το επίπεδο της ακοής τους εμφανίζεται μειωμένο έως και 30 φορές.



Εικόνα 9: Πορεία ηχητικού σήματος με την παρουσία του μέσου ωτός [8]

Η ενισχυτική διάταξη του μέσου ωτός επιτυγχάνεται από τον συνδυασμό τριών αρχών της μηχανικής οι οποίες είναι :

- η αναλογία του υδραυλικού μοχλού
- η αναλογία του μοχλού της οσταριακής αλυσίδας
- η αναλογία του μοχλού της καμπυλωτής μεμβράνης

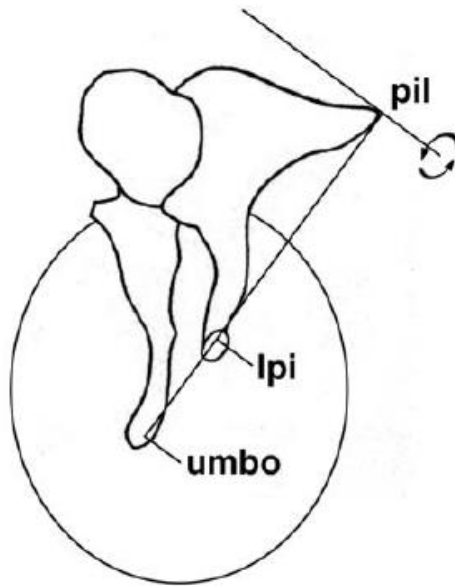
1.3.2.1 Η αναλογία του υδραυλικού μοχλού

Η αρχή της αναλογίας του υδραυλικού μοχλού βασίζεται στην ιδιότητα της πίεσης που ενεργεί σαν δύναμη ανά μονάδα επιφάνειας. Η περιοχή της τυμπανικής μεμβράνης είναι αισθητά μεγαλύτερη από την βάση του αναβολέα. Όταν η δύναμη συλλέγεται πάνω από την μεγάλη περιοχή της τυμπανικής μεμβράνης, μεταδίδεται στην μικρή περιοχή της βάσης του αναβολέα και η εν λόγω αναλογία εκδηλώνεται με την συνάρτηση μεταφοράς. Το αποτέλεσμα αυτής της αναλογίας που προκύπτει θεωρεί μόνο την ανατομική σχέση μεταξύ των δύο περιοχών. Από την στιγμή, όμως, που η τυμπανική μεμβράνη δεν λειτουργεί σαν ενιαίο σύνολο πρέπει να οριστεί η 'αποτελεσματική περιοχή' έτσι ώστε να προκύψει και η πραγματική αναλογία. Οι Wever και Lawrence το 1954 [10] προσδιόρισαν τον ορισμό για την 'αποτελεσματική περιοχή' λέγοντας ότι είναι η περιοχή εκείνη όπου ένα έμβολο θα πρέπει να εκτοπίσει τον ίδιο όγκο όταν κινείται με το πλάτος του κέντρου της τυμπανικής μεμβράνης.

Οι Tonndorf και Khanna το 1970 [2] παρατήρησαν ότι το μοτίβο με το οποίο δονείται η τυμπανική μεμβράνη είναι εξαιρετικά πολύπλοκο αλλά εξαρτάται από την συχνότητα. Σε χαμηλές συχνότητες (μέχρι και 1,5 kHz) αναφέρουν ότι "όλα τα μέρη της τυμπανικής μεμβράνης συνεισφέρουν ισομερώς στη συνολική δράση του μετασχηματιστή". Αυτό είναι διαφορετικό σε υψηλότερες συχνότητες όταν παρατηρούνται δονητικά μοτίβα περιορισμένα σε μέγεθος τα οποία διασπώνται σε «ανεξάρτητα υπο-μοτίβα». Κατά συνέπεια, η αποτελεσματική περιοχή και, έτσι, η αποτελεσματική αναλογία μετασχηματιστή, η οποία βασίζεται στην υδραυλική αρχή, γίνεται άμεσα εξαρτώμενη της συχνότητας.

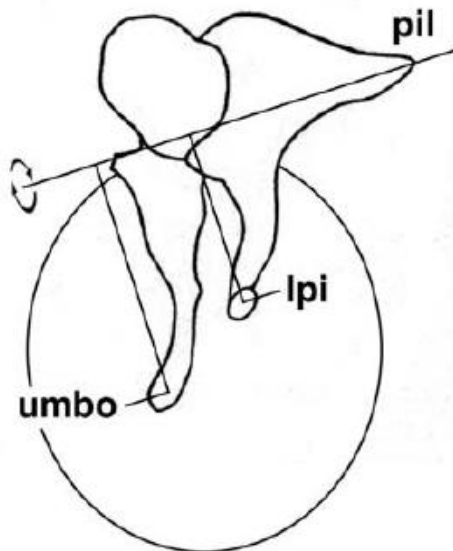
1.3.2.2 Η αναλογία του μοχλού της οσταριακής αλυσίδας

Αναφερόμαστε, ουσιαστικά, στον μοχλό που περιλαμβάνει την δράση του συγκροτήματος σφύρα-άκμονα. Τα δύο αυτά οστάρια του μέσου ωτός, αποτελούν μέρος της τρισδιάστατης κοιλότητας του μέσου ωτός, και βρίσκονται μεταξύ πλήθος συνδέσμων. Η μέτρηση των μηχανικών ιδιοτήτων και της έντασης των διαφόρων συνδέσμων είναι τεχνικά πολύ δύσκολη και, ως εκ τούτου, οι περισσότερες εκτιμήσεις για τον προσανατολισμό ενός κοινού άξονα περιστροφής βασίστηκαν σε θεωρητικές εκτιμήσεις. Αρχικά, ο Helmholtz (1868) [4] πρότεινε τον οπίσθιο σύνδεσμο του άκμονα να είναι το σημείο αναφοράς της δόνησης των οσταρίων. Στην περίπτωση αυτή η σχετική αναλογία βρέθηκε ίση με 1.5: 1



Εικόνα 10: Άξονας περιστροφής κατά Helmholtz [10]

Ο Dahmann κάποια χρόνια αργότερα (1930) παρουσιάζοντας την δική του έρευνα, θεώρησε ότι ο πρόσθιος σύνδεσμος της σφύρας και ο οπίσθιος σύνδεσμος του άκμονα είναι σταθερά σημεία πάνω στον άξονα περιστροφής (Εικόνα 11) και η προκύπτουσα αναλογία σε αυτή τη περίπτωση ήταν 1.3 : 1. Συνεπώς, κατάφερε να αναπτύξει ένα μοντέλο που εξηγούσε αναλυτικά την ενίσχυση της δύναμης κατά την μετάδοση κραδασμών κατά μήκος της οσταριακής αλυσίδας.



Εικόνα 11 : Άξονας περιστροφής κατά Dahmann [10]

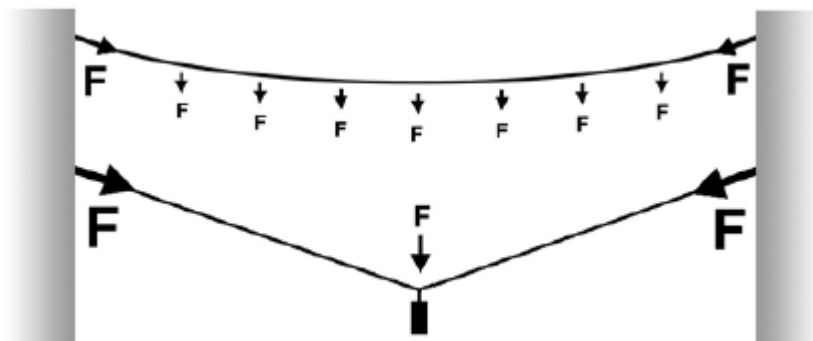
Τέλος, μία σχετικά πρόσφατη έρευνα -συγκριτικά των προηγούμενων- που πραγματοποιήθηκε από τον Gyo το 1987 [3] κατέληξε στο ότι η σχετική αναλογία είναι

άμεσα εξαρτώμενη της συχνότητας. Το παραπάνω συμπέρασμα προέκυψε μετά από πειράματα στο σύστημα σφύρας- άκμονα κατά τη διαδικασία μετάδοσης του ήχου, όπου παρατηρήθηκε ότι η κίνηση της οσταριακής αλυσίδας γίνεται πιο πολύπλοκη σε υψηλότερες συχνότητες.

1.3.2.3 Αναλογία μοχλού της καμπυλωτής μεμβράνης

Η αναλογία αυτή πρωτοεισήχθη σαν έννοια στην έρευνα του Helmholtz[4]. Η σημαντικότητα της τυμπανικής μεμβράνης σαν δομή που επηρεάζει την μετάδοση του ήχου συζητήθηκε έντονα επίσης και από τον Politzer [5]. Παρατηρήθηκε ότι μία επίπεδη μεμβράνη ανταποκρίθηκε στο μέγιστο μόνο σε μία συγκεκριμένη συχνότητα αλλά πολύ λιγότερο σε υψηλότερες και χαμηλότερες συχνότητες, ενώ μία κυρτή μεμβράνη είχε μεγαλύτερη ευαισθησία σε μία πολύ ευρύτερη ζώνη συχνοτήτων. Ως εκ τούτου, η δομή της τυμπανικής μεμβράνης θεωρήθηκε ένας από τους κρίσιμους παράγοντες για την εξασφάλιση της ευρυζωνικής ακοής.

Η συγκεκριμένη αρχή μπορεί να απεικονισθεί με ένα σχοινί που βρίσκεται μεταξύ 2 τοίχων. Η δύναμη που ασκείται επί των τοιχωμάτων υπερβαίνει το βάρος του σχοινιού κατά πολύ, και αν γίνει προσπάθεια για να τεντωθεί το σχοινί, η δύναμη αυξάνεται ταχέως. Προσθέτοντας ένα μικρό πρόσθετο βάρος στο κέντρο του καμπύλου σχοινιού θα ασκηθεί μία αυξημένη δύναμη επί του τοιχώματος (Εικόνα 12). Λόγω της διάταξης των ακτινικών και κυκλικών ινών της τυμπανικής μεμβράνης, οι καμπύλες της μεμβράνης εκτείνονται από το χείλος της προς το umbo (κέντρο). Κάθε ακτινική ίνα της τυμπανικής μεμβράνης παίζει το ρόλο του σχοινιού στο παράδειγμα αυτό.



Εικόνα 12:

Μικρές δυνάμεις που ασκούνται στο κρεμάμενο σχοινί, ασκώντας μεγάλες δυνάμεις στον τοίχο [10]

Η μεμβράνη είναι από τη μία πλευρά σταθερά συνδεδεμένη και από την άλλη συνδεδεμένη με μία κινητή δομή, το umbo. Συνεπώς, το κωνικό σχήμα της μεμβράνης μπορεί να αλλάξει, όπως η καμπυλότητα του αιωρούμενου σχοινοῦ. Κατά τη φάση αραίωσης ενός ηχητικού κύματος στον εξωτερικό ακουστικό πόρο, το κεντρικό τμήμα της TM μετατοπίζεται, η καμπυλότητα αυξήθηκε ελαφρώς και το umbo μετατοπίζεται με μικρότερο πλάτος, αλλά με μεγαλύτερη δύναμη (Εικόνα 13).



Εικόνα 13: Οι μικρές δυνάμεις έχουν πλέον εξαπλωθεί πάνω στην επιφάνεια της TM [10]

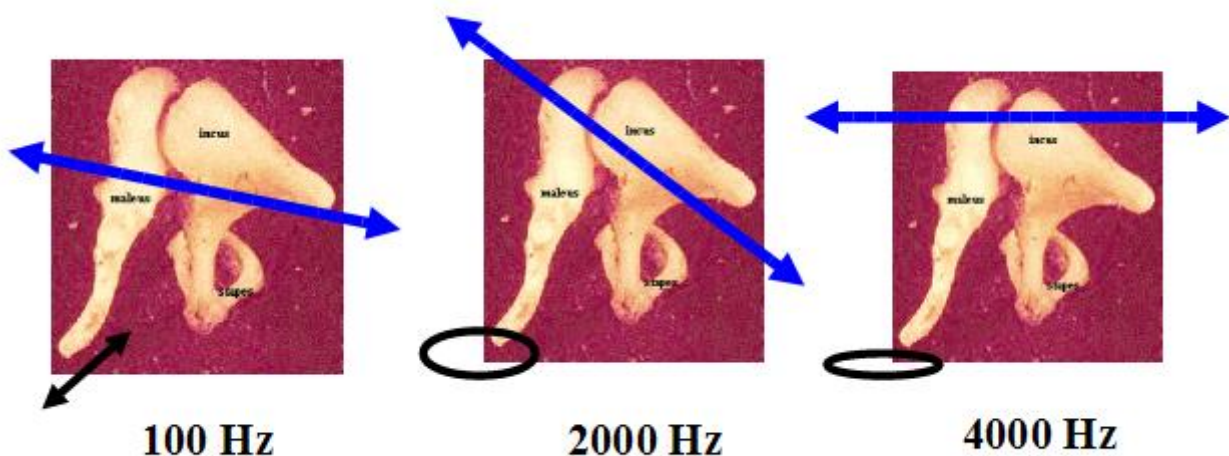
Το μέγεθος της τυμπανικής μεμβράνης παίζει επίσης καταλυτικό ρόλο, αφού όσο μεγαλύτερη είναι τόσο μεγαλύτερη θα είναι και η δύναμη που μπορεί να συλλεχθεί και να μεταβιβαστεί στο umbo. Σε πλήρη αντιστοιχία με το προαναφερθέν πείραμα όσο μακρύτερο είναι το σχοινί, τόσο μεγαλύτερη είναι η δύναμη που εξασκείται στα τοιχώματα.

1.3.2.4 Συμπεράσματα

Οι παραπάνω παράγραφοι δείχνουν ότι ο λόγος του μετασχηματιστή του μέσου ωτός εμπλέκει ένα συνδυασμό διαφόρων μηχανικών αρχών. Σε γενικές γραμμές, η αρχή του μετασχηματιστή του μέσου ωτός είναι να μεταδώσει μία δόνηση αποτελεσματικά στο εσωτερικό αυτί. Αποδεικνύεται συνεπώς ότι το μέσο αυτί ξεπερνά τις μεγάλες διαφορές αντίστασης στο μεταίχμιο του αέρα και του έσω ωτός, και αποτρέπει σημαντικές απώλειες κατά τη μετάδοση της ηχητικής πληροφορίας. Ο θεωρητικός υπολογισμός του συνολικού δείκτη του μετασχηματιστή είναι πολύ δύσκολος, αφού όλες αυτές οι αρχές από τις οποίες διέπεται εξαρτώνται από τη συχνότητα.

1.3.3 Κέρδος του M/Σ

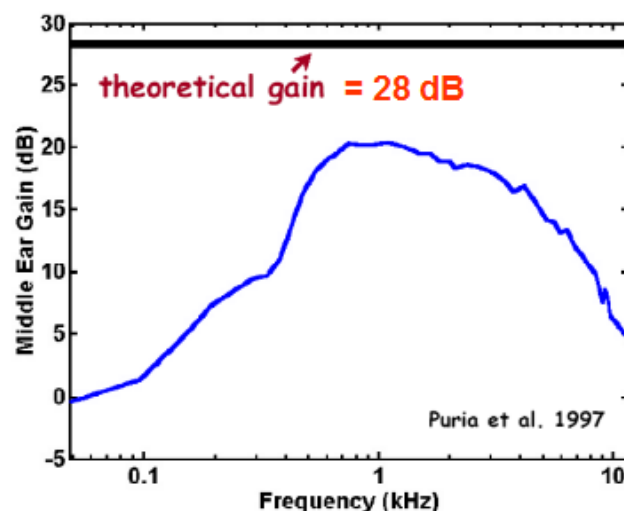
Όπως ήδη περιγράφηκε παραπάνω, τα τρία ακουστικά οστά παίζουν τον καθοριστικό ρόλο στη λειτουργία του μέσου ωτός σαν μετασχηματιστή. Ο άξονας περιστροφής των οσταρίων περνά από το σημείο εκείνο όπου ενώνεται η σφύρα με τον άκμονα (ανεξάρτητα της συχνότητας στην οποία βρισκόμαστε). Έτσι καταλήγουμε στο γεγονός ότι τα οστά λειτουργούν σαν ένας ενιαίος μοχλός στις χαμηλές συχνότητες.



Εικόνα 14: Άξονας περιστροφής ακουστικών οσταρίων [8]

Σε μεγαλύτερες, όμως, συχνότητες (όπως περιγράφηκε αναλυτικά παραπάνω) η κίνηση των οσταρίων γίνεται πιο περίπλοκη από μία απλή μοχλοειδής κίνηση και κατά συνέπεια εμφανίζονται πολυπλοκότερες μορφές ταλάντωσης στο μηχανικό σύστημα μας. Η θεωρητικά αναμενόμενη τιμή κέρδους που εξασφαλίζει η παρουσία του μέσου ωτός υπολογίζεται στα 28 dB αλλά η παραπάνω τιμή αποκλίνει από την κανονική για 2 απλούς λόγους :

- ενεργειακές απώλειες του μηχανικού συστήματος
- άμεση εξάρτηση από την συχνότητα



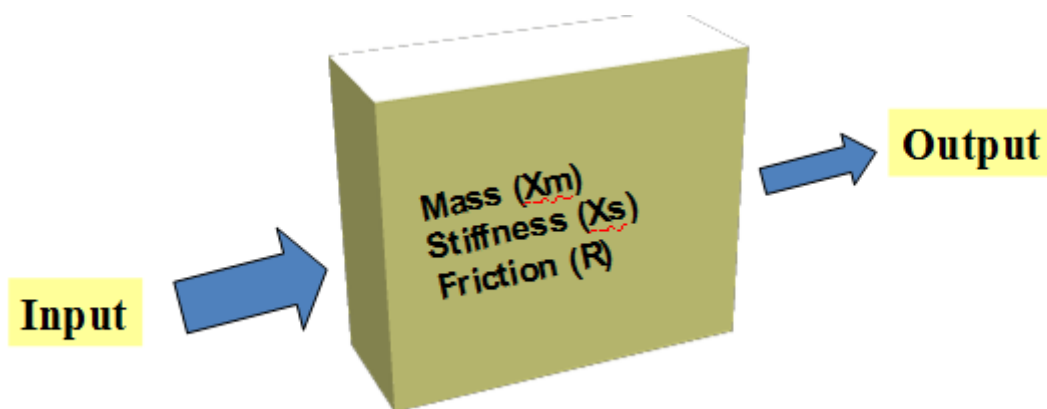
Εικόνα 15: Κέρδος του Μ/Σ [8]

1.3.4 Στοιχεία βιολογικού συστήματος

Τα χαρακτηριστικά στοιχεία στο βιολογικό σύστημα του μέσου ανθρώπινου ωτός είναι τα εξής:

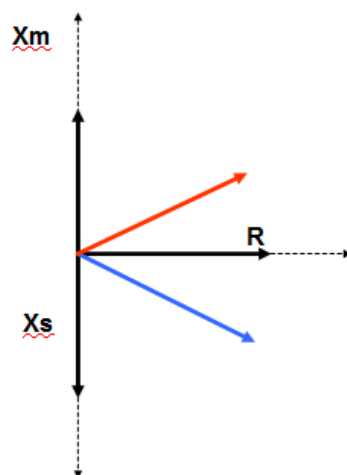
- μάζα (οστέινα στοιχεία, αέρας στην τυμπανική κοιλότητα)
- ελαστικότητα (τυμπανικός υμένας, σύνδεσμοι και τένοντες)
- τριβή (αέρας)

Τα παραπάνω στοιχεία αν συσχετιστούν μεταξύ τους καθορίζουν την λειτουργία του ενεργειακού μετασχηματιστή σαν μία ενιαία μονάδα .



Εικόνα 16 : Στοιχεία βιολογικού συστήματος [8]

Μεταφέροντας τις παραπάνω δυνάμεις σε ένα διανυσματικό διάγραμμα για μεγαλύτερη κατανόηση έχουμε το κάτωθι :



Εικόνα 17: Διανυσματικό διάγραμμα [8]

X_m : Μάζα με αρχική φάση $+90^\circ$

R : Τριβή με αρχική φάση 0°

X_s : Δυσκαμψία με αρχική φάση -90°

Παρατηρούμε λοιπόν, ότι στις υψηλές συχνότητες η συμπεριφορά του βιολογικού μας συστήματος καθορίζεται κυρίως από την μάζα, ενώ αντίστοιχα στις χαμηλές κυρίως από την δυσκαμψία. Η συχνότητα στην οποία μάζα και δυσκαμψία αλληλοαναιρούνται ($X_m=X_s$), ονομάζεται ιδιοσυχνότητα του συστήματος και εκεί το σύστημα καθορίζεται μόνο από την τριβή. Η συχνότητα αυτή έχει πειραματικά παρατηρηθεί περίπου στα 1000 Hz ενώ δεν παρατηρείται κορεσμός στο βιολογικό μας σύστημα.

1.4 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου

- [1] <http://ebooks.edu.gr/modules/ebook/show.php/DSGL-A105/321/2155,7813/3434>
- [2] Tonndorf J and Khanna SM, 1970. The role of the tympanic membrane in middle ear transmission. *Ann Otol Rhinol Laryngol* (St.Louis MO). 79 (4). pp. 743-753
- [3] Gyo K et al., 1987. Measurement of the ossicular vibration ratio in human temporal bones by use of a video measuring system. *Acta Otolaryngol* (Stockh). 130. pp. 87-9
- [4] Helmholtz H, 1868. Die Mechanik der Gehörknöchelchen und des Trommelfells. *Pflüg Arch.* 1. pp. 1-60
- [5] Politzer A, 1873. Zur physiologischen Akustik und deren Anwendung auf die Pathologie des Gehörorgans. *Arch Ohrenheilkd.* 6. pp. 35-44
- [6] Anson BJ, Bast TH: *The Ear and Temporal Bone in Otolaryngology*
- [7] English GM : *Otoralyngology*. Philadelphia, JB Lippincott Co., 1994
- [8] *Basic and Applied Middle Ear Mechanics (Introduction to Hearing Science Course)*, Thanos Bibas
- [9] *Ωτορινολαρυγγολογία (τόμος III)* : John Ballanger, James Snow
- [10] Wever EG and Lawrence M, 1954. *Physiological acoustics*. Princeton University Press
- [11] Donaldson JA, Duckert LG, Lambert PM, Rubel EW. *Surgical anatomy of the temporal bone*, 4th ed., New York: Raven Press; 1992
- [12] Wengen D, Nishihara S, Kurkokawa H, Godde RL. Measurements of the stapes superstructure. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1995;104: 311-6.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΜΕΣΟΥ ΩΤΟΣ ΜΕ ΤΗΝ ΜΕΘΟΔΟ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

2.1 Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Method, FEM) είναι μία υπολογιστική τεχνική, βασισμένη σε υπολογιστή, για την μέτρηση της δύναμης και της συμπεριφοράς επιλεγμένων στοιχείων μέσα σε μία δομή. Έχει σαφή πλεονεκτήματα στην μοντελοποίηση πολύπλοκων βιολογικών συστημάτων, όπως είναι για παράδειγμα το μέσο ανθρώπινο αυτί. Συγκρίνοντας τη μέθοδο αυτή, με άλλες τεχνικές μοντελοποίησης για το μέσο αυτί, όπως το ηλεκτρικό αναλογικό μοντέλο που αναπτύχθηκε από τον Zwislocki [1], εύκολα φτάνουμε στο συμπέρασμα ότι η FEM είναι μία εξαιρετικά χρήσιμη μέθοδος για να προσομοιώσει με ακρίβεια τις ανατομικές δομές του μέσου αυτιού, χωρίζοντας το σε πολλά απλά στοιχεία. Η συμπεριφορά του κάθε στοιχείου μπορεί να περιγραφεί με ένα σχετικά απλό σύνολο εξισώσεων και κατά συνέπεια η λειτουργία του μέσου αυτιού μπορεί να υπολογιστεί από τον συνδυασμό των επιμέρους στοιχείων.

2.1.1 Ιστορική αναδρομή

Ένα μεγάλο πλήθος επιστημονικών ομάδων προσπαθεί να δημιουργήσει ακριβή και συγχρόνως ρεαλιστικά μοντέλα για την λειτουργία του μέσου αυτιού χρησιμοποιώντας την FEM για παραπάνω από 30 χρόνια. Η πρώτη σχετική έρευνα που πραγματοποιήθηκε ήταν από τους Funnell και Lazlo [2] το 1978, που πρώτοι δημοσίευσαν την μοντελοποίηση του τυμπάνου της γάτας σαν λεπτά στοιχεία που αποτελούσαν την οστιακή της αλυσίδα. Αργότερα ανέπτυξαν ένα τρισδιάστατο μοντέλο, βασιζόμενοι στην αρχική τους έρευνα, αλλά συγχρόνως προσθέτοντας αναπαραστάσεις των ακουστικών οσταρίων αλλά και του κοχλία. Το μοντέλο αυτό χρησιμοποιήθηκε στην έρευνα της μετάδοσης του ήχου σε ένα φυσιολογικό μέσο αυτί γάτας, αλλά δεν θεωρήθηκε κατάλληλο για την αντίστοιχη διερεύνηση της συμπεριφοράς του ανθρώπινου μέσου ωτός.

Τα τελευταία 15 χρόνια, εκμεταλλευόμενοι την ραγδαία εξέλιξη στα υπολογιστικά συστήματα, οι ερευνητικές ομάδες που ασχολήθηκαν με την μοντελοποίηση του μέσου αυτιού ανέπτυξαν πιο εξελιγμένα μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων με σκοπό:

- να βελτιώσουν τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά στα μοντέλα τους
- να κατανοήσουν καλύτερα τις μηχανικές ιδιότητες και τις οριακές συνθήκες στο μέσο αυτί
- να βελτιώσουν την ακρίβεια στα μοντέλα που χρησιμοποιούν

Πολλές ερευνητικές ομάδες ασχολήθηκαν με το ανθρώπινο μέσο αυτί την δεκαετία του 1990. Η κυριότερη βελτίωση στα μοντέλα που ως τότε είχαν ήδη αναπτυχθεί, ήταν η προσθήκη του εξωτερικού ακουστικού καναλιού, συνδέσμων και τενόντων καθώς και διάφορες

τροποποιήσεις στην εφαρμογή των οριακών συνθηκών. Τα εν λόγω μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων χρησιμοποιούνται για να προσομοιάσουν την στατική ή δυναμική συμπεριφορά των συστατικών του μέσου ωτός ή του αυτιού γενικότερα. Ο Williams [3], βασιζόμενος συνεπώς σε παλαιότερα μοντέλα κατασκεύασε ένα νέο μοντέλο που περιελάμβανε το τύμπανο, τα ακουστικά οστάρια και το εξωτερικό ακουστικό κανάλι. Η γεωμετρία του τυμπάνου καθώς και των ακουστικών οσταρίων αναπτύχθηκε χρησιμοποιώντας δημοσιευμένα ανατομικά δεδομένα, ενώ η γεωμετρία για το κανάλι του αυτιού βασίστηκε στην τεχνική NMRI (Nuclear Magnetic Resonance Images). Ακόμη μία προσθήκη που αναπτύχθηκε στην έρευνα του ήταν πως εισήγαγε παθολογίες του μέσου αυτιού τροποποιώντας διάφορες παραμέτρους στο μοντέλο του, γεγονός που την καθιστούσε ιδιαίτερα καινοτόμα.

Τα μοντέλα του ανθρωπίνου μέσου ωτός που αναπτύχθηκαν από τον Wada [4] και εν συνεχεία τροποποιήθηκαν από τον Koike [5] περιελάμβαναν τον τυμπανικό υμένα, τα ακουστικά οστάρια, τους πρόσθιους και οπίσθιους συνδέσμους, τον τείνων τον τύμπανο μυ, την κοιλότητα του μέσου ωτός και το εξωτερικό κανάλι του αυτιού. Επιπροσθέτως, η κινητικότητα των συνδέσμων των οσταρίων και η δύναμη αντίδρασης του κοχλία επίσης λήφθηκαν υπόψιν. Χρησιμοποιώντας αυτό το μοντέλο μελετήθηκαν εκτεταμένα οι λειτουργίες του μέσου αυτιού και σχετικές παθολογίες, ενώ η γεωμετρία βασίστηκε και πάλι σε δημοσιευμένα ιατρικά δεδομένα.

Επιπλέον, υπάρχουν και κάποιες άλλες προσεγγίσεις πάνω στην κατασκευή μοντέλων πεπερασμένων στοιχείων για το ανθρώπινο μέσο αυτί. Για παράδειγμα, ο Beer [6] [7] ανέπτυξε ένα μοντέλο αποτελούμενο από την τυμπανική μεμβράνη, την σφύρα και συναφείς συνδέσμους. Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του μοντέλου ελήφθησαν από μετρήσεις πάνω στην επιφάνεια του τυμπάνου ενώ για τα ακουστικά οστάρια χρησιμοποιήθηκε μικροσκόπιο που σάρωνε με laser. Μολονότι, η γεωμετρική μοντελοποίηση του κάθε στοιχείου που χρησιμοποιεί αυτή η μέθοδος είναι ακριβής, η δυσκολία με την προσέγγιση αυτή είναι στην συναρμολόγηση των διαφόρων υποσυνόλων για την κατασκευή του πλήρους μοντέλου. Είναι επίσης δύσκολο να κρατηθούν τα στοιχεία αυτά στις σωστές θέσεις στο χώρο και με σωστό προσανατολισμό.

Μία νέα προσέγγιση στη τρισδιάστατη μοντελοποίηση του μέσου αυτιού αναπτύχθηκε από τον Lee [8] το 2006 που χρησιμοποίησε υψηλής ανάλυσης υπολογιστικής τομογραφίας. Συγκρίνοντας το μοντέλο αυτό με άλλα προηγούμενα, η μέθοδος αυτή φαίνεται να είναι ταχύτερη, πιο πρακτική και χαμηλότερου κόστους. Ως εκ τούτου, η τεχνολογία αυτή είναι πιο πιθανό να χρησιμοποιηθεί για την δημιουργία εξατομικευμένων τρισδιάστατων μοντέλων πεπερασμένων στοιχείων με λεπτομερείς γεωμετρικές πληροφορίες.

Τα τελευταία δέκα χρόνια, οι έρευνες για την FEM στην μηχανική του μέσου αυτιού έχουν κυρίως επικεντρωθεί στην βελτίωση της ακρίβειας του μοντέλου

- ανακατασκευάζοντας με μεγάλη ακρίβεια το ανθρώπινο μέσο αυτί, δίνοντας ιδιαίτερη σημασία στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά
- μελετώντας τις ιδιότητες των δομών που αποτελούν το μέσο αυτί

Προσφάτως ένα από τα πιο εξελιγμένα τρισδιάστατα μοντέλα για την μελέτη του μέσου αυτιού σχεδιάστηκε από την ερευνητική ομάδα της Gan [9] [10] το 2007. Το συγκεκριμένο μοντέλο εκτός των ανατομικών χαρακτηριστικών που περιλαμβάνει με μεγάλη ακρίβεια,

θεωρείται ότι είναι το πρώτο ολοκληρωμένο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων ολόκληρης της δομής του αυτιού και χρησιμοποιείται για ακουστική και μηχανική ανάλυση.

Καταλήγοντας, αξίζει να αναφέρουμε ότι τα περισσότερα μοντέλα που μελετούν το ανθρώπινο μέσο αυτί αναπτύχθηκαν στο πεδίο της συχνότητας. Το παραπάνω δείχνει ότι ο ήχος 'ταξιδεύει' μέσω της τυμπανικής μεμβράνης και των ακουστικών οσταρίων στο έσω αυτί μέσω της συχνότητας. Εξαιρέση στο παραπάνω αποτελούν η μελέτη των δονήσεων των οσταρίων στο πεδίο του χρόνου, γεγονός που αναφέρθηκε πρώτη φορά στην έρευνα του Koike [5].

2.1.2 Παράμετροι της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων

Για να κατασκευαστεί ένα μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων για την μελέτη του μέσου ωτός, πρέπει να προσδιοριστούν συγκεκριμένοι παράμετροι οι οποίες είναι απαραίτητες για την ολοκλήρωση του μοντέλου. Οι παράμετροι είναι :

- γεωμετρικοί
- μηχανικές ιδιότητες
- οριακές συνθήκες

2.1.2.1 Γεωμετρικοί παράμετροι

Η πλειοψηφία των ερευνητικών ομάδων που ασχολήθηκαν με την μοντελοποίηση του μέσου ωτός προσδιόρισαν τις γεωμετρικές παραμέτρους για τα μέρη του μέσου ωτός χρησιμοποιώντας ανατομικά δεδομένα ή δεδομένα που προέκυψαν από μετρήσεις στα κροταφικά οστά. Μία διαφορετική προσέγγιση πρωτοεισήχθη από την ερευνητική ομάδα του Gan [9] [10], όπου τα δεδομένα τους εισήχθησαν βασισμένα στις ιστολογικές δομές του κροταφικού οστού, ενώ η ερευνητική ομάδα του Lee [8] χρησιμοποίησε υψηλής ανάλυση αξονική τομογραφία για να κατασκευάσει ένα ρεαλιστικό τρισδιάστατο μοντέλο. Τα ακριβή αριθμητικά δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν από κάθε ερευνητική ομάδα φαίνονται στον παρακάτω επεξηγηματικό πίνακα:

Table 1
Summary of the human middle ear configurations reported by different researchers.

Middle ear component dimensions	Koike et al. [10]	Lee et al. [25]	Gan et al. [12]	Sun et al. [11]	Wever and Lawrence [30]
Ear drum					
Diameter along the manubrium (mm)	10.98	9.10	10.86	8.76	8.0–10.0
Diameter perpendicular to the manubrium (mm)	9.22	9.07	9.24	8.93	7.5–9.0
Height of the cone (mm)	1.50	1.42	1.46	1.46	2.0
Surface area (mm ²)	79.00	64.81	72.01	66.30	55.8–86.0
Thickness (mm)	0.074–0.169	0.43	0.05–0.10	0.05–0.074	0.04–0.1
Malleus					
Length from the manubrium to the end of the lateral process (mm)	4.53	4.26	4.71	4.20	5.8
Length from the lateral process to the end of the head (mm)	5.14	5.01	N/A	N/A	N/A
Total height (mm)	7.75	7.88	8.11	7.65	7.6–9.1
Weight (mg)	N/A	N/A	30.42	23.94	23–27
Incus					
Length along the long process (mm)	7.74	6.48	6.02	6.08	7.0
Length along the short process (mm)	5.12	4.16	4.58	4.49	5.0
Weight (mg)	N/A	N/A	26.47	24.77	25–32
Stapes					
Height (mm)	2.91	2.89	2.66	2.87	2.5–4.0
Length of the footplate (mm)	3.12	2.40	2.64	2.50	2.64–3.36
Width of the footplate (mm)	1.53	1.21	1.32	1.38	0.7–1.66
Thickness of the footplate (mm)	0.474	0.95	N/A	N/A	N/A
Weight (mg)	N/A	N/A	1.93	2.24	2.05–4.35

Πίνακας 2 : Ανατομικά δεδομένα για το μέσο αυτί από πλήθος ερευνητικών ομάδων [21]

Σε γενικές γραμμές, παρατηρούμε πως δεν υπάρχουν μεγάλες διαφορές μεταξύ των δεδομένων των διαφόρων ερευνητικών ομάδων αφού σε όλες μελετώνται φυσιολογικά μέσα αυτιά και συνεπώς η μεταφορά του ηχητικού σήματος, είναι μέσα στο φυσιολογικό φάσμα. Τα προβλήματα εμφανίζονται όταν υπάρχουν διάφορες παθολογίες στο μέσο αυτί όπου η διαφορά στις γεωμετρικές παραμέτρους είναι μεγάλη και πρέπει να αντανακλά σημαντικές διαφορές στο τρισδιάστατο μοντέλο του μέσου ωτός.

2.1.2.2 Μηχανικές ιδιότητες

Κατασκευάζοντας ένα μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων για το μέσο αυτί, προσδίδονται διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες στα διάφορα μέρη του μέσου αυτιού. Οι ιδιότητες αυτές βασίζονται στα βιολογικά χαρακτηριστικά του κάθε στοιχείου που αποτελεί το μέσο αυτί. Είναι σημαντικό να σημειώσουμε ότι οι μεγαλύτερες αποκλίσεις μεταξύ των ερευνητικών ομάδων εμφανίζονται στις τιμές για τους συνδέσμους, τους τένοντες αλλά και στην διάρθρωση που συνδέει τον άκμονα με τον αναβολέα (incudostapedial joint). Οι μηχανικές ιδιότητες που αποδίδονται στην τυμπανική μεμβράνη αλλά και στα ακουστικά οστάρια είναι παρόμοιες στην πλειοψηφία των ερευνητικών ομάδων. Τέλος, ο λόγος του Poisson θεωρείται σταθερός και ίσος με 0.3 για όλες τις περιοχές του μέσου αυτιού αφού όλα τα δημοσιευμένα δεδομένα που υπάρχουν για τον λόγο του Poisson για το μέσο αυτί είναι πολύ κοντά αριθμητικά σε αυτή τη τιμή. Εκτός των άλλων, ο λόγος του Poisson δεν φαίνεται να επηρεάζει σημαντικά την δυναμική συμπεριφορά του συστήματος του μέσου ωτός. Τα παραπάνω φαίνονται αναλυτικά στον παρακάτω πίνακα [21]:

Middle ear component	Mechanical property	Element type description
Eardrum		
Density (kg/m ³)	1.2 × 10 ³	<ul style="list-style-type: none"> • Pentahedral elements [40] • Linear elastic, homogeneous, orthotropic shell elements [12,25] • Linear elastic, homogeneous, isotropic shell elements [10]
Young's modulus (N/m ²)	(3.34 [10]–3.5 [12,25,40]) × 10 ⁷ (radial direction)	
pars tensa	2.0 × 10 ⁷ [12,40] (circumferential direction)	
pars flaccida	1.01 × 10 ⁷ [12] 1.11 × 10 ⁷ [10] 2.0 × 10 ⁷ [25,40]	
Malleus		
Density (kg/m ³)		<ul style="list-style-type: none"> • Linear elastic, isotropic, and homogenous elements [10,12,25,40]
Head	(2.55–2.67) × 10 ³	
Neck	(4.53–6.15) × 10 ³	
Handle	(2.67–3.70) × 10 ³	
Young's modulus (N/m ²)	(1.20–1.41) × 10 ¹⁰	
Incus		
Density (kg/m ³)		<ul style="list-style-type: none"> • Linear elastic, isotropic, and homogenous elements [10,12,25,40]
Body	(2.36–2.70) × 10 ³	
Short process	(2.26–2.70) × 10 ³	
Long process	(5.08–5.86) × 10 ³	
Young's modulus (N/m ²)	(1.20–1.41) × 10 ¹⁰	
Stapes		
Density (kg/m ³)	2.20 × 10 ³	<ul style="list-style-type: none"> • Linear elastic, isotropic, and homogenous elements [10,12,25,40]
Young's modulus (N/m ²)	(1.20–1.41) × 10 ¹⁰	
Superior malleal ligament		
Young's modulus (N/m ²)	4.9 × 10 ⁴ [25] 4.9 × 10 ⁶ [12,40]	<ul style="list-style-type: none"> • Linear elastic, isotropic, and homogenous elements [10,12,25,40]
Lateral malleal ligament		
Young's modulus (N/m ²)	6.7 × 10 ⁴ [25] 6.7 × 10 ⁶ [12,40]	<ul style="list-style-type: none"> • Linear elastic, isotropic, and homogenous elements [10,12,25,40]
Posterior incudal ligament		
Young's modulus (N/m ²)	6.5 × 10 ⁵ [10,25] 6.5 × 10 ⁶ [12,40]	<ul style="list-style-type: none"> • Linear elastic, isotropic, and homogenous elements [10,12,25,40]
Anterior malleal ligament		
Young's modulus (N/m ²)	2.1 × 10 ⁶ [25] 2.1 × 10 ⁷ [10,12,40]	<ul style="list-style-type: none"> • Linear elastic, isotropic, and homogenous elements [10,12,25,40]
Posterior stapedial muscle		
Young's modulus (N/m ²)	5.2 × 10 ⁵ [10,25] 5.2 × 10 ⁷ [12,40]	<ul style="list-style-type: none"> • Linear elastic, isotropic, and homogenous elements [10,12,25,40]
Tensor tympani muscle		
Young's modulus (N/m ²)	2.6 × 10 ⁶ [10,25] 7.0 × 10 ⁷ [12,40]	<ul style="list-style-type: none"> • Linear elastic, isotropic, and homogenous elements [10,12,25,40]

Πίνακας 3 : Μηχανικές ιδιότητες μέσου ωτός από πλήθος ερευνητικών ομάδων [21]

2.1.2.3 Παράμετροι απόσβεσης και οριακές συνθήκες

Η απόσβεση, γενικά, σε ένα δονούμενο σύστημα (όπως το μέσο αυτί) αντιπροσωπεύει εκείνη την ενέργεια η οποία απορροφάται από αυτό και κατά συνέπεια χάνεται. Περιορίζει το πλάτος ταλάντωσης στην συχνότητα συντονισμού και επηρεάζει επίσης την παροδική απόκριση στο σύστημα μας. Ως εκ τούτου, είναι σημαντικό να προσδιορισθούν με μεγάλη ακρίβεια οι παράμετροι απόσβεσης στο μοντέλο του μέσου ωτός. Λόγω της πολυπλοκότητας του συστήματος μας αλλά και του ελλιπούς υπολογισμού στις παραμέτρους απόσβεσης, χρησιμοποιείται ευρέως η απόσβεση του Rayleigh [11]. Η σχέση που περιγράφει την απόσβεση του συστήματος μας είναι :

$$C = \alpha M + \beta K \quad (3)$$

C: πίνακας απόσβεσης του συστήματος

M: πίνακας μάζας του συστήματος

K: πίνακας ακαμψίας του συστήματος

Ο λόγος απόσβεσης (ζ) ορίζεται ως εξής: $\zeta=(\alpha/\omega+\beta\omega)/2$, όπου το ω είναι η γωνιακή συχνότητα ενώ το α και β είναι οι παράμετροι απόσβεσης. Η ερευνητική ομάδα του Sun [12] θεώρησε ότι υλικά με παρόμοιες ιστολογικές δομές πρέπει να έχουν και παρόμοιες μηχανικές ιδιότητες, οπότε υπέθεσαν ότι όλοι οι σύνδεσμοι και οι τένοντες έχουν $\alpha=0s^{-1}$ και $\beta=0.001s$. Επιπροσθέτως, η σταθερά του ελατηρίου $k=9.0\text{ N/m}$ για να περιγράψει το επίπεδο ακαμψίας των οσταρίων.

Οι οριακές συνθήκες, όπως έχουμε ήδη αναφέρει, παίζουν και αυτές σημαντικό ρόλο στον προσδιορισμό της μηχανικής συμπεριφοράς του ανθρώπινου μέσου ωτός. Τα όρια ενός μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων για το μέσο αυτί περιλαμβάνουν συνδέσμους στην κοιλότητα του μέσου ωτός, κοχλιακό υγρό και τον τυμπανικό δακτύλιο. Μερικές από τις οριακές συνθήκες, όπως κάποιοι από τους συνδέσμους προσδιορίστηκαν και επαληθεύτηκαν από την σύγκριση μεταξύ των αλλαγών στην αντίσταση στην τυμπανική μεμβράνη χρησιμοποιώντας την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων και την μέτρηση της σύνθετης αντίστασης σε πειράματα κοπής συνδέσμων σε ανθρώπινα οστά χρησιμοποιώντας την τεχνική RF sweep (Radio Frequency Sweep)[21]. Παρόλα αυτά ορισμένες ιδιότητες υλικών στους βιολογικούς ιστούς είναι ακόμα υπό διερεύνηση, ειδικότερα οι μη γραμμικότητες των μαλακών ιστών.

2.2 Η μη γραμμική συμπεριφορά του αυτιού

Η μη γραμμικότητα σε ένα ακουστικό σύστημα, ουσιαστικά παρέχει ανεπιθύμητες αρμονικές και κατά συνέπεια παραμόρφωση στο εξαγόμενο ηχητικό σήμα. Για το αυτί, όμως, η μη γραμμικότητα μόνο ελάττωμα δεν θα μπορούσε να χαρακτηριστεί, αφού είναι εκείνο το χαρακτηριστικό που επιτρέπει ένα μεγάλο εύρος στα ακουστικά σήματα που ακούμε [13]. Τα εσωτερικά τριχωτά κύτταρα (IHC) του κοχλία, τα οποία μετατρέπουν τα ηχητικά σε νευρικές ώσεις, έχουν ένα δυναμικό εύρος λιγότερο από 50 dB, όμως εμείς μπορούμε να ακούσουμε σε ένα δυναμικό εύρος 120 dB. Το παραπάνω εξηγείται θεωρώντας ότι τα αυτιά έχουν ενσωματωμένο σύστημα συμπίεσης επίπεδο του ήχου, που δημιουργήθηκε από τα εξωτερικά τριχωτά κύτταρα (OHC) του κοχλία. Στην πιο ενεργή περιοχή του κοχλία βασικής μεμβράνης, μία 4 dB αύξηση της ηχητικής πίεσης στο τύμπανο αυξάνει την κίνηση της μεμβράνης τόσο λίγο όσο 1 dB, λόγω της μηχανικής δράσης του OHC.

Η μη γραμμικότητα του αυτιού είναι γνωστή επί έναν αιώνα, αλλά σχετικά πρόσφατα ταυτοποιήθηκαν τα εξωτερικά τριχωτά κύτταρα (OHC) του κοχλία ως η κύρια αιτία. Το μέσο αυτί παρουσιάζει γραμμική συμπεριφορά για ηχητικές πιέσεις από 40 έως και 110 dB, και δεν οδηγεί σε αισθητή παραμόρφωση σε κανονικά επίπεδα ακρόασης [14]. Η μη γραμμικότητα του έσω αυτιού μπορεί παράγει στρεβλώσεις στον ήχο, οι οποίες μπορεί να ακουστούν, και να μετρηθούν στο κανάλι του αυτιού. Στην πραγματικότητα, η μέτρηση των προϊόντων παραμόρφωσης στο κανάλι του αυτιού χρησιμοποιείται ως ένα τεστ ακοής για νεογέννητα βρέφη, δεδομένου ότι τα προϊόντα παραμόρφωσης απουσιάζουν σε ορισμένες παθολογίες του αυτιού.

2.2.1 Μηχανισμοί μη γραμμικότητας στο μέσο αυτί

Στο μέσο αυτί, τα τελευταία χρόνια έχουν ταυτοποιηθεί συγκεκριμένοι μηχανισμοί μηχανισμοί που καθιστούν την λειτουργία του αυστηρώς μη γραμμική σε ένα συγκεκριμένο εύρος συχνοτήτων. Πλήθος ερευνητικών ομάδων έχουν εντοπίσει ότι τα ακουστικά αντανακλαστικά αλλά και ο δακτυλιοειδής σύνδεσμος συμπεριλαμβάνονται μέσα στους μηχανισμούς που επηρεάζουν την μη-γραμμικότητα του ωτός και οι τιμές που παίρνουν σε ένα ισοδύναμο μεταβάλλονται με την πίεση του αέρα. Με τον όρο ακουστικά αντανακλαστικά, εννοούμε την σύσπαση των μυών που προκαλείται από το υψηλό επίπεδο ήχου που φτάνει στον κοχλία. Η ένταση της συστολής εξαρτάται από το πλάτος της διέγερσης ενώ ένα τέτοιου είδους αντανακλαστικό χαρακτηρίζεται με ευκολία από το κατώφλι (Acoustic Reflex Threshold, ART). Ενδεικτικά αναφέρουμε ότι το ART για θορύβους ευρείας ζώνης είναι γύρω στα 80 dB αισθητά χαμηλότερο από το αντίστοιχο των καθαρών τόνων που κυμαίνεται μεταξύ 90-100 dB. Η τιμή του ART αυξάνεται, όσο μεγαλώνει η διάρκεια του ηχητικού ερεθίσματος.

Έχει παρατηρηθεί επίσης ότι για άνω των 120dB, όπου είναι η μέγιστη δραστηριότητα που μπορεί να αναπτύξει ο μυς του αναβολέα, διαδραματίζεται ένα άλλο φαινόμενο που διαταράσσει τα ακουστικά κύματα. Ο δακτυλιοειδής σύνδεσμος περιορίζει την κίνηση του αναβολέα γεγονός που εκείνη τη στιγμή καθιστά την λειτουργία του μέσου ωτός μη-γραμμική. Παρ'όλα αυτά υπάρχει μεγάλη έλλειψη δεδομένων για την ακριβή συμπεριφορά του δακτυλιοειδούς συνδέσμου σε ανθρώπους και οι μόνες αξιόπιστες μελέτες είναι οι αντίστοιχες στο αυτί της γάτας, θεωρώντας σαν δεδομένο ότι παρουσιάζει μεγάλες ομοιότητες με το ανθρώπινο αυτί [17].

Καταλήγοντας, αξίζει να αναφέρουμε ότι από 80-120 dB η μη γραμμικότητα που εμφανίζεται οφείλεται κατεξοχήν στα ακουστικά αντανακλαστικά ενώ για άνω των 120 dB έχουμε τον συνδυασμό και των δύο μη γραμμικών μηχανισμών ειδικά σε χαμηλές συχνότητες.

2.3 Μοντέλα περιγραφής του μέσου αυτιού

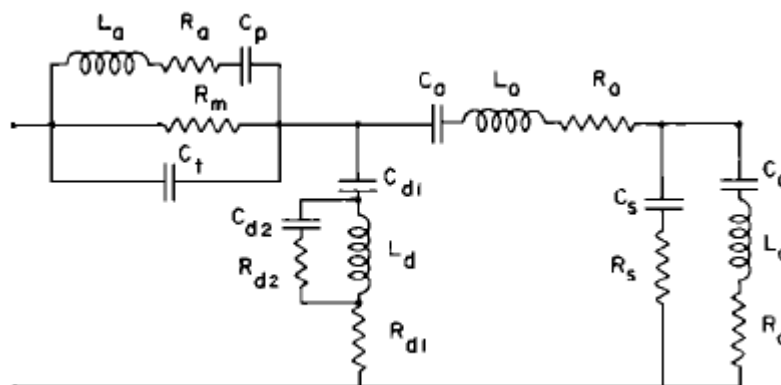
Οι μηχανο-ακουστικές μετρήσεις στο μέσο αυτί μαζί με την μοντελοποίηση του εξελίχθηκαν μαζί. Η πλειοψηφία των ερευνητικών ομάδων που ασχολήθηκαν με την μοντελοποίηση του μέσου αυτιού, όπως ήδη αναφέρθηκε στη ενότητα 2.1, επικεντρώθηκαν στα πεπερασμένα στοιχεία αφού μπορούσαν να εκμεταλλευτούν τις δυνατότητες που έχουν τα προγράμματα της υπολογιστικής μηχανικής. Παρόλα αυτά πριν ταυτοποιηθεί η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων ως η καλύτερη για την περιγραφή των πολύπλοκων δομών του μέσου ωτός, αναπτύχθηκαν και άλλου είδους μοντέλα τα οποία χωρίζονται ουσιαστικά σε γραμμικά και μη γραμμικά.

Σημαντικοί ερευνητές, όπως ο Flanagan (1962) και ο Moller (1963) προσπάθησαν να ορίσουν μαθηματικές συναρτήσεις για να εξηγήσουν την λειτουργία του μέσου ωτός. Παρόλα αυτά, περιορίστηκαν μόνο σε χαμηλές συχνότητες και απέτυχαν να περιγράψουν την λειτουργία του κάθε μέρους του αυτιού ξεχωριστά, δίνοντας όμως μία σφαιρική άποψη συνολικά για το αυτί.

Η ηλεκτροακουστική αναλογία μας επιτρέπει να εξετάσουμε όλα τα φυσικά φαινόμενα κατά την διάδοση του ακουστικού κύματος διαμέσου του μέσου ωτός. Οι απώλειες του συστήματος μας, η θερμότητα που αναπτύσσεται, η μάζα των οργάνων και η ελαστικότητα τους μπορούν να παρασταθούν μέσω ηλεκτρικών στοιχείων. Η πίεση και η ταχύτητα του ήχου είναι ανάλογες με τις πηγές τάσης και ρεύματος αντίστοιχα. Συνεπώς, η ανάπτυξη ενός ηλεκτρικού αναλογικού μοντέλου του μέσου αυτιού μας βοηθά να περιγράψουμε τόσο την γραμμική όσο και την μη γραμμική συμπεριφορά του.

2.3.1 Γραμμικά Μοντέλα

Η πρώτη έρευνα που δημοσιεύθηκε για να περιγράψει ένα μοντέλο μέσου ωτός ήταν αυτή που έκανε ο Onchi το 1949 όπου το παρουσίασε σαν ένα μηχανικό ανάλογο. Εν συνεχεία, το 1961 ο Moller εισήγαγε για πρώτη φορά ένα ηλεκτρικό ανάλογο για να προσομοιάσει το μέσο αυτί [18]. Εν τούτοις, το ηλεκτρικό μοντέλο που εισήγαγε ο Zwislocki το 1962 αποτέλεσε την βάση για όλη την μετέπειτα έρευνα στην μοντελοποίηση του μέσου ωτός. Βασίστηκε στη θεωρία του Barany η οποία υποστηρίζει ότι τα οστάρια περιστρέφονται γύρω από έναν άξονα που διέρχεται από το κεφάλι της σφύρας. Η θέση του άξονα είναι τέτοια ώστε μία επιταχυνόμενη κίνηση του κρανίου, θα προκαλέσει μόνο μία ελαφριά κίνηση στα οστάρια σε σχέση με το κρανίο. Ο Zwislocki στο κύκλωμα του υπέθεσε την ύπαρξη μίας σταθερής ζεύξης (συνδέσμου) μεταξύ της σφύρας και του άκμονα αλλά στην πραγματικότητα παρέλειψε τον εν λόγω σύνδεσμο από το αντίστοιχο κύκλωμα

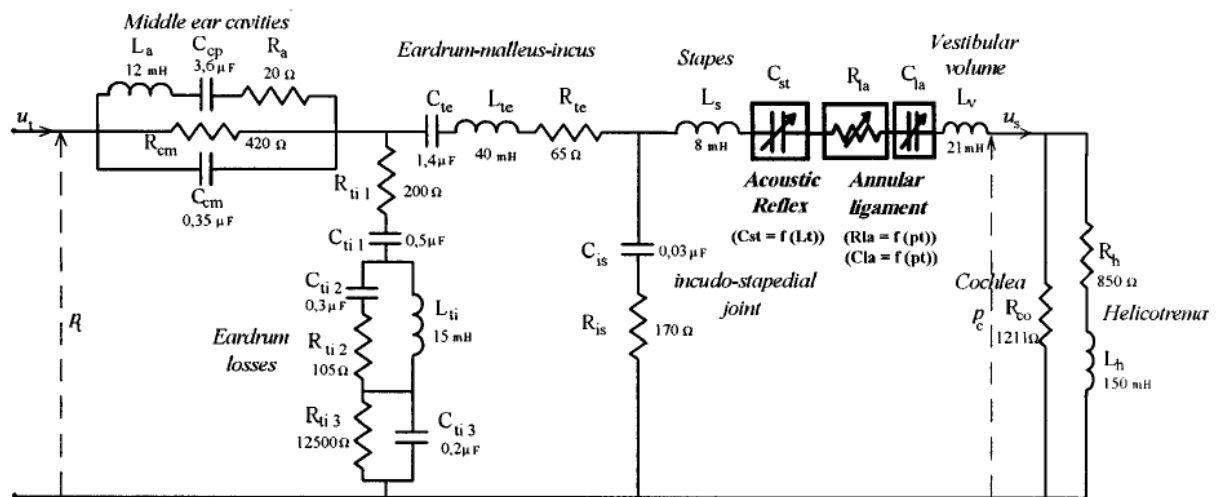


Εικόνα 18: Ηλεκτρικό ανάλογο μοντέλο για το φυσιολογικό ανθρώπινο μέσο αυτί κατά Zwislocki [1]

Το ηλεκτρικό μοντέλο, που φαίνεται παραπάνω, για το μέσο αυτί είναι χωρισμένο σε 5 περιοχές (blocks). Το πρώτο αφορούσε τις κοιλότητες του μέσου ωτός ενώ το δεύτερο τις απώλειες που εμφανίζονταν στο τύμπανο. Το τύμπανο στην πραγματικότητα δονείται σε διάφορα τμήματα. Το μέρος εκείνου του τυμπάνου που κινείται στην ίδια φάση με τα ακουστικά οστάρια φαίνεται στο τρίτο block του Zwislocki. Το τέταρτο block αφορά τον σύνδεσμο μεταξύ του άκμονα και του αναβολέα ενώ το πέμπτο είναι ανάλογο στην κίνηση του αναβολέα και στην αντίσταση του κοχλίου.

Το αρχικό ηλεκτρικό μοντέλο που κατασκεύασε ο Zwislocki τροποποιήθηκε με το πέρασμα των χρόνων από πλήθος ερευνητικών ομάδων με κυριότερη τροποποίηση αυτή που έγινε από τους Pascal και Bougreade το 1998 όπου βελτίωσαν αισθητά τα εξαγόμενα αποτελέσματα. Η σημαντικότερη αλλαγή που εισήγαγαν αφορούσε το 5ο block, όπου άλλαξαν τα ανατομικά δεδομένα που αφορούσαν την μάζα του αναβολέα και τροποποίησαν επίσης και κάποιες άλλες παραμέτρους που αφορούσαν την τιμή των αντιστάσεων και των χωρητικοτήτων των πυκνωτών.

Τα υπόλοιπα αριθμητικά δεδομένα, που απαιτήθηκαν για την συμπλήρωση του παραπάνω μοντέλου υπολογίστηκαν από τα αντίστοιχα ανατομικά στοιχεία εισόδου του συστήματος. Ο συνολικός όγκος του μοντέλου υπολογίστηκε γύρω στα 5.5 cm^3 σε αντίθεση με το αρχικό μοντέλο του Zwislocki που ήταν 8 cm^3 .



Εικόνα 19: Το ηλεκτρικό μοντέλο των Pascal-Bougreade[12]

Τέλος, δύο επιπρόσθετα στοιχεία που λήφθηκαν υπόψιν προκειμένου να περιγραφεί με επιτυχία το παραπάνω γραμμικό μοντέλο είναι τα εξής :

- Η αντίσταση μεταξύ του τυμπάνου και του κοχλίου, συμβολίζεται με ένα ηλεκτρικό Μ/Σ (δεν φαίνεται στην εικόνα 2.4) με λόγο μετασχηματισμού ίσο:

$$Tr = (\text{lever ratio}) * (\text{area ratio}) \quad (4)$$

όπου lever ratio μπορεί να θεωρηθεί πρακτικά ίσο με 1 [15]

ενώ το area ratio (κέρδος της μετάδοσης του ήχου στο έσω αυτί) πειραματικά βρέθηκε ίσο με 17

- Οι χωρητικότητες των πυκνωτών στο παραπάνω κυκλωματικό διάγραμμα, υπολογίστηκαν με βάση τα δεδομένα της εικόνας 10, ενώ υποτέθηκε φυσιολογική ατμοσφαιρική πίεση και θερμοκρασία στη κοιλότητα του μέσου ωτός

$$C = \frac{v}{\rho C^2} \quad (5)$$

TABLE I. Anatomical data of the human middle ear.

Volume of the cavities V_c (cm ³)	2–6.8	Effective eardrum area A_e (mm ²)	55
Volume of the tympanic cavity V_{tc} (cm ³)	0.5	Footplate area A_f (mm ²)	3.2
Air density ρ_a (g cm ⁻³)	1.15×10^{-3}	lever ratio	1
Sound celerity c (cm s ⁻¹)	3.5×10^4	area ratio	17

Εικόνα 20 : Ανατομικά δεδομένα μέσου ωτός [13]

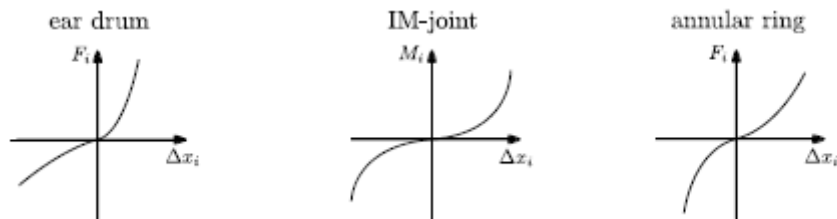
2.3.2 Μη γραμμικά μοντέλα

Το μαθηματικό υπόβαθρο της μη γραμμικής μοντελοποίησης βασίζεται στον μη γραμμικό συνδυασμό των παραμέτρων του κυκλώματος και στην εξάρτησή τους από περισσότερες των ενός μεταβλητών. Η μη γραμμική συμπεριφορά του ωτός επιτρέπει στα μη γραμμικά μοντέλα να εξελιχθούν καλύτερα από τα αντίστοιχα γραμμικά που έχουν ήδη αναπτυχθεί και ο στόχος των ερευνητών ήταν να χρησιμοποιήσουν το μικρότερο δυνατό πλήθος παραμέτρων για να περιγράψουν τις κινήσεις των μη γραμμικών στοιχείων του ωτός.

Πιο αναλυτικά, μία ερευνητική ομάδα από το πανεπιστήμιο της Στουτγάρδης [19] σχεδίασε ένα μη γραμμικό μοντέλο για την περιγραφή του μέσου ωτός που βασίζεται στην μέθοδο των πολλαπλών σωμάτων (multibody system). Μία τυπική εφαρμογή της συγκεκριμένης μεθόδου αποτελείται από στερεά σώματα διασυνδεδεμένα μεταξύ τους με ιδανικές αρθρώσεις (ελατήρια). Το πλεονέκτημα της συγκεκριμένης μεθόδου είναι ότι χρησιμοποιεί ένα σχετικά μικρό αριθμό παραμέτρων για την περιγραφή του συστήματος και κατά συνέπεια καθιστά ευκολότερη την επίλυση του προβλήματος. Ειδικότερα στην περίπτωση των συνδέσμων και των τενόντων όπου η γεωμετρία τους είναι δύσκολη να εκτιμηθεί, ο καθορισμός των κατάλληλων παραμέτρων γίνεται ευκολότερος με ένα τέτοιο μοντέλο.

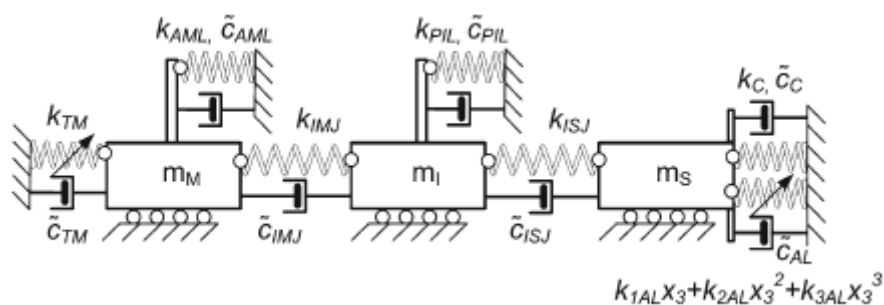
Στο συγκεκριμένο μη γραμμικό μοντέλο, η τυμπανική μεμβράνη και ο αέρας στο κανάλι του αυτιού αναπαραστάθηκαν σαν ελαστικά σώματα σε αντίθεση με τα ακουστικά οστάρια που

αναπαραστάθηκαν σαν άκαμπτα σώματα που χαρακτηρίζονται από την μάζα και την αδράνεια τους. Όσον αφορά την μη γραμμική μοντελοποίηση των συνδέσμων και των τενόντων βασίστηκαν στα αριθμητικά δεδομένα που προέκυψαν, μελετώντας τις γραφικές παραστάσεις που αφορούσαν την σχέση της επιβαλλόμενης δύναμης με την αντίστοιχη μετατόπιση.



Εικόνα 21 : Μη γραμμικά στοιχεία και η σχηματική απεικόνιση της δύναμης/μετατόπισης[15]

Εκτός των παραπάνω, έχουν αναπτυχθεί και μηχανικά ανάλογα για τη καλύτερη κατανόηση των μηχανισμών που διέπουν το μέσο ους. Στα εν λόγω ανάλογα, έχουν αναπτυχθεί και μοντέλα ως και έξι βαθμών ελευθερίας που μελετούν κυρίως την κινηματική του μέσου ωτός. Η ερευνητική ομάδα των Rusinek Warminski [20] σχεδίασαν ένα μηχανικό ανάλογο που αποτελείται από 3 βαθμούς ελευθερίας για να περιγράψουν τους μηχανισμούς σε ένα ωτοσκληρυντικό αυτί. Χρησιμοποίησαν στο μοντέλο τους ένα σύστημα 3 συγκεντρωμένων μαζών, που απεικόνιζε τις μάζες των τριών ακουστικών οσταρίων, διασυνδεδεμένων με επτά ελατήρια.



Εικόνα 22 : Μηχανικό μοντέλο τριών βαθμών ελευθερίας [16]

Πιο αναλυτικά, οι μάζες m_M , m_I και m_S αναπαριστούν κατά σειρά τις μάζες της σφύρας του άκμονα και του αναβολέα. Το οστάριο της σφύρας συνδέεται με την τυμπανική μεμβράνη μέσω του ελατηρίου k_{TM} , ενώ με το πρόσθιο σύνδεσμο της σφύρας με το ελατήριο k_{AML} . Επιπλέον η σφύρα συνδέεται με τον άκμονα, μέσω της άρθρωσης σφύρα –άκμονα (incudomalleal joint) που παριστάται από το ελατήριο k_{IMJ} . Το ελατήριο k_{PIL} αναφέρεται στην σύνδεση του άκμονα με του οπίσθιου συνδέσμου του άκμονα, ενώ σε πλήρη αντιστοιχία

το k_{AL} φανερώνει τη σύνδεση του αναβολέα με τον δακτυλιοειδή σύνδεσμο. Η άκμονο-αναβολική άρθρωση που ενώνει τον άκμονα με τον αναβολέα παρίσταται από το ελατήριο k_{ISJ} . Η κίνηση του αναβολέα μεταφέρεται στον κοχλία (C) όπου το ελατήριο k_C προσομοιώνει αυτή τη σύνδεση.

2.3.3 Συμπεράσματα

Από τα παραπάνω, μπορούμε εύκολα να συμπεράνουμε γιατί τα γραμμικά μοντέλα που αναπτύχθηκαν δεν μπορούσαν να εξηγήσουν με επιτυχία τους μηχανισμούς που διέπουν το μέσο αυτί, ειδικά σε υψηλότερες συχνότητες. Αυτός είναι και ο κυριότερος λόγος για τον οποίο τα μη γραμμικά μοντέλα περιγραφής του μέσου ωτός εξελίχθηκαν καλύτερα έναντι των αντίστοιχων γραμμικών αφού τα εξαγόμενα αποτελέσματα παρουσίαζαν αισθητή βελτίωση –συγκρίνοντας τα με τις φυσιολογικές τιμές-. Οι μηχανισμοί που διέπουν το μέσο αυτί όπως περιγράφηκαν παραπάνω εξηγούνται πολύ καλύτερα χρησιμοποιώντας μη γραμμικά μοντέλα τα οποία παρουσίαζαν μία συνεχή εξέλιξη μέχρι να ταυτοποιηθεί η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων ως η καταλληλότερη για τους μηχανισμούς του μέσου ωτός.

2.4 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου

- [1]Zwislocki J. Analysis of the middle ear function. J Acoustic Soc Am 1962;34:1514-23
- [2] Funnell WR, Laszlo CA. Modeling of the cat eardrum as a thin shell using the finite-element method. J Acoust Soc Am 1978;63(5):1461–7
- [3]Williams KR, Blayney AW, Rice HJ. Middle ear mechanics as examined by the finite element method. In: Hótttenbrink KB, editor. Middle ear mechanics in research and otosurgery. Dresden: UniMedia GmbH; 1997. p. 67–75
- [4]Wada H, Metoki T, Kobayashi T. Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite method. J Acoust Soc Am 1992;92(6):3157–68
- [5]Koike T, Wada H, Kobayashi T. Modeling of the human middle ear using the finite-element method. J Acoust Soc Am 2002;111(3):1306–17
- [6]Beer HJ, Bornitz M, Drescher J, Schmidt R, Hardtke HJ. Finite element modeling of the human eardrum and applications. In: Hótttenbrink KB, editor. Middle ear mechanics in research and otosurgery. Dresden: UniMedia GmbH; 1997. p.40-7
- [7]Beer HJ, Bornitz M, Drescher J, Schmidt R, Hardtke HJ, Vogel U, et al. Modeling of components of the human middle ear and simulation of their dynamic behaviour. Audiol Neurootol 1999;4:156–62
- [8]Lee CF, Chen PR, Lee WJ, Chen JH, Liu TC. Three-dimensional reconstruction and modeling of middle ear biomechanics by high-resolution computed tomography and finite element analysis. Laryngoscope 2006;116(5):711–6
- [9]Gan RZ, Feng B, Sun Q. Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission. Ann Biomed Eng 2004;32(6):847–59

- [10]Gan RZ, Reeves BP,Wang X. Modeling of sound transmission from ear canal to cochlea. *Ann Biomed Eng* 2007;35(12):1280–95
- [11]R. E. Spears, S. R. Jensen Approach for selection of Rayleigh damping parameters used for time history analysis 2009;772-57
- [12]Sun Q, Chang KH, Dormer KJ, Dyer Jr RK, Gan RZ. An advanced computer-aided geometric modeling and fabrication method for human middle ear. *Med Eng Phys* 2002;24(9):595–605
- [13]Jahn, A. F., and Santos-Sacchi, J., eds, "Physiology of the Ear (2nd edition)," Singular Thompson Learning, Dec. 2000
- [14] Hartmann, W., M.,*Signals, Sound, and Sensation*, Springer, N. Y.
- [15]Dancer, A., and Franke, R. ~1995!. “Biome´canique de l’oreille moyenne,” *Rev. Laryng. Otol. Rhinol.* **116**, 5–12
- [16]Puria, S., Rosowski, J. J., and Peake, W. T. ~1993!. “Middle-ear pressure gain in humans : preliminary results,” *Symposium on Biophysics of Hair*
- [17]Guinan, J. J., and Peake, W. T. ~1967!. “Middle-ear characteristics of anesthetized cats,” *J. Acoust. Soc. Am.* **41**, 1237–1261
- [18] Möller, A.R.: Network model of the middle ear. *J. Acoust. Soc. Am.* **33**(2), 168–176 (1961)
- [19] S. Ihrle, M. Lauxmann, A. Eiber, P. Eberhard Nonlinear modelling of the middle ear as an elastic multibody system

[20] Rafal Rusinek JerzyWarminski Nonlinear Approach to Modelling of Otosclerosis
in a Human Middle Ear

[21] Fei Zhao, Takuji Koike, JieWang, Hans Sienz, Rhys Meredith Finite element analysis of
the middle ear transfer functions and related pathologies

[22] Huttenbrink KB. The mechanics and function of the middle ear. Part 1. The ossicular
chain and middle ear muscles. *Laryngorhinootologie* 1992;71(11):545–51

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΥΜΠΑΝΙΚΗΣ ΜΕΜΒΡΑΝΗΣ ΚΑΙ ΜΕΛΕΤΗ ΤΩΝ ΠΑΘΟΛΟΓΙΩΝ

3.1 Δομή και ανατομία της τυμπανικής μεμβράνης

3.1.1 Εισαγωγή

Ο ρόλος της τυμπανικής μεμβράνης είναι εξαιρετικά σημαντικός στη διαδικασία της ακοής αφού μέσω αυτής μεταδίδεται σωστά η προσπίπτουσα ηχητική ενέργεια από το έξω στο μέσο αυτί. Αποτελεί συνεπώς το όριο του έξω ακουστικού πόρου και της τυμπανικής κοιλότητας. Η λειτουργία της έγκειται στην μετάδοση του ήχου από τον έξω ακουστικό πόρο προς το σύστημα των οσταρίων. Αλλαγές στην δομή ή στις μηχανικές ιδιότητες του τυμπανο-οσταριώδους συστήματος ή της κοιλότητας του μέσου ωτός (ωτοσκλήρυνση, μέση ωτίτιδα, χολοστεάτωμα, διάτρηση τυμπανικής μεμβράνης) μπορούν να επιδεινώσουν σημαντικά τα φυσιολογικά επίπεδα της ακοής. (10^{-2} Pa είναι το «κατώφλι του πόνου» ενώ 10^{-5} Pa ο ουδός της ακοής).

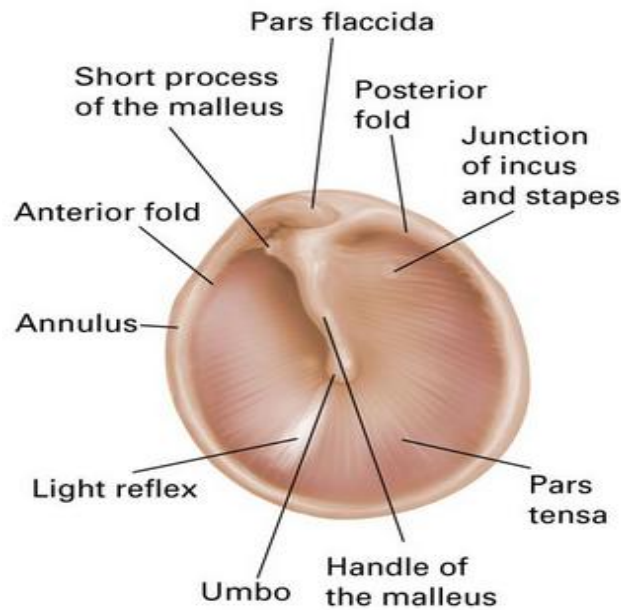
3.1.2 Η τυμπανική μεμβράνη στον άνθρωπο

Η τυμπανική μεμβράνη βρίσκεται μέσα στον έξω ακουστικό πόρο (ΕΑΠ) με ένα συγκεκριμένο προσανατολισμό, που της επιτρέπει να έχει ουσιαστικά μεγαλύτερη επιφάνεια από την διατομή του πόρου. Η τυπική γωνία ανάμεσα στην τυμπανική μεμβράνη και το ανώτερο και οπίσθιο τοίχωμα του ΕΑΠ είναι 140° ενώ ανάμεσα στο κατώτερο και πρόσθιο τοίχωμα είναι 30° [1].

Το μεγαλύτερο τμήμα της περιφέρειας της τυμπανικής μεμβράνης είναι αρθρωμένο στο τοίχωμα της τυμπανικής κοιλότητας μέσω του δακτυλιοειδούς συνδέσμου (annular ligament). Οι δύο μεγάλες περιοχές στις οποίες χωρίζεται η τυμπανική μεμβράνη είναι η τεταμένη μοίρα (pars tensa) και η χαλαρή μοίρα (pars flaccida).

Σε ότι αφορά την τεταμένη μοίρα, πρόκειται για μία πολυστρωματική μεμβράνη που καλύπτει σχεδόν όλη την έκταση της τυμπανικής μεμβράνης με το περίγραμμα της να κυμαίνεται από κυκλικό έως και ελαφρώς ελλειπτικό ανάμεσα στα είδη. Η χαλαρή μοίρα βρίσκεται στην ανώτερη περιοχή της τυμπανικής μεμβράνης και το μέγεθος της διαφέρει μεταξύ των θηλαστικών. Στον άνθρωπο, η χαλαρή μοίρα είναι αισθητά μικρότερη σε μέγεθος από την τεταμένη μοίρα και μικρότερη σε πάχος λόγω έλλειψης του στρώματος των κολλαγόνων ινών.

Η τυμπανική μεμβράνη είναι σχεδόν ωοειδής σε σχήμα και κωνική σε τομή ενώ οι φυσιολογικές της διαστάσεις ποικίλουν στον κάθετο άξονα από 8.5 έως 10 mm και στον οριζόντιο από 8 έως 9mm, με την συνολική της επιφάνεια να υπολογίζεται στα 85mm^2 [1]. Σε φυσιολογικές πάντα συνθήκες το καμπυλωτό κωνικό της σχήμα έχει γωνία $132-137^\circ$ με το βάθος του κώνου να κυμαίνεται από 1.42 έως 2 mm.[2]

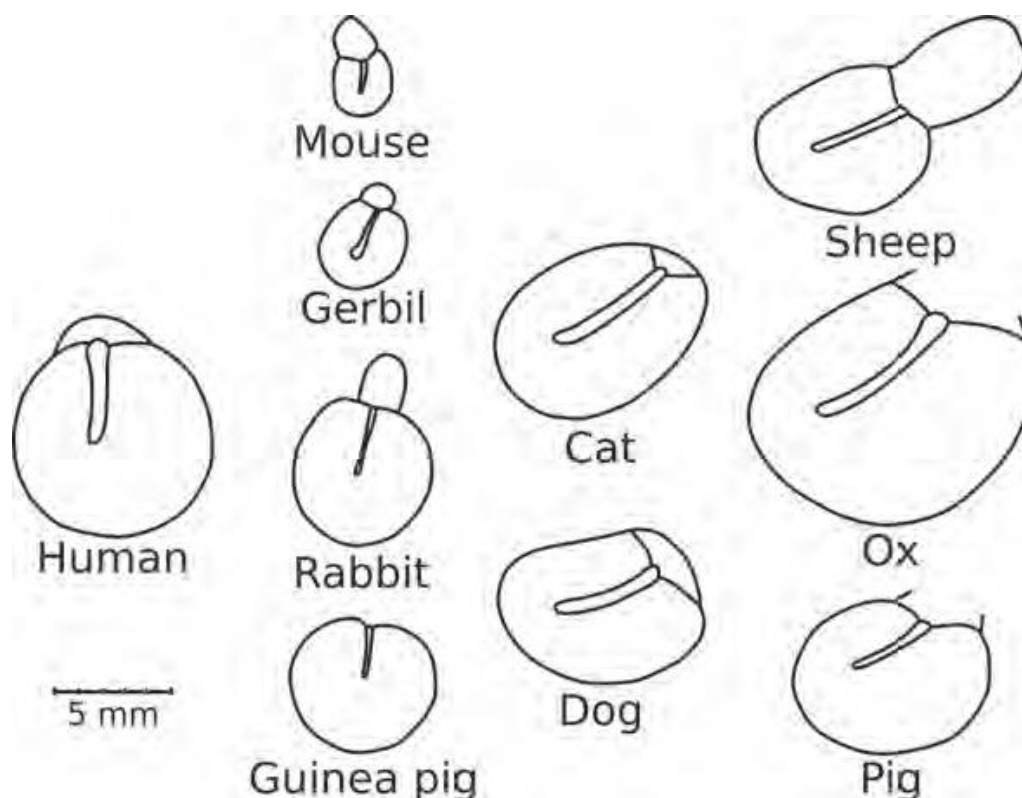


Εικόνα 23: Τυμπανική μεμβράνη στον άνθρωπο[2]

3.1.3 Διαφορές στην τυμπανική μεμβράνη στα θηλαστικά

Η τυπική τυμπανική μεμβράνη στα θηλαστικά ουσιαστικά αποτελείται από την τεταμένη μοίρα (pars tensa) και από μία μικρότερη περιοχή, την χαλαρή μοίρα (pars flaccida). Όπως έχουμε ήδη αναφέρει η pars tensa που αποτελεί το μεγαλύτερο τμήμα του τυμπανικού υμένα αποτελείται από τρία στρώματα τα οποία είναι το επιθηλιακό στρώμα των πλακωδών κυττάρων, το ινώδες στρώμα και το βλεννογονικό στρώμα. Ο ρόλος του δακτυλιοδούς συνδέσμου που περιβάλλει την τυμπανική μεμβράνη στο μεγαλύτερο τμήμα της περιφέρειας της είναι να αποτελέσει τον συνδετικό κρίκο μεταξύ αυτής και του τυμπανικού δακτυλίου. Η λαβή της σφύρας είναι επίσης άμεσα συνδεδεμένη με την τυμπανική μεμβράνη. Στη παρακάτω εικόνα φαίνονται τα περιγράμματα της τυμπανικής μεμβράνης σε διάφορα θηλαστικά, όλα σχεδιασμένα στην ίδια κλίμακα. Σε όλες τις περιπτώσεις το περίγραμμα είναι προσανατολισμένο έτσι ώστε ο ονομαστικός άξονας περιστροφής να είναι ο οριζόντιος. Αξίζει να τονιστεί ότι πρόσφατα εντοπίστηκε ότι ο προσανατολισμός της σφύρας στην ανθρώπινη τυμπανική μεμβράνη και διαφέρει σημαντικά από τον αντίστοιχο προσανατολισμό στα υπόλοιπα θηλαστικά.

Η χαλαρή μοίρα είναι μια μικρότερη περιοχή στην ΤΜ, που διαφέρει ανατομικά και λειτουργικά από την τεταμένη. Το μέγεθός της (όπως φαίνεται και στην εικόνα 24) διαφέρει σε πολλά θηλαστικά. Είναι πολύ μεγάλη στο πρόβατο, το ποντίκι και τον γερβίλο, απουσιάζει τελείως στο γουρούνι, ενώ στον άνθρωπο και στην γάτα είναι αισθητά μικρότερη. Το μέγεθος της εν λόγω περιοχής στην τυμπανική μεμβράνη απεδείχθη ότι παίζει καθοριστικό ρόλο στο εύρος της ακοής του θηλαστικού αφού για παράδειγμα η μεγάλη χαλαρή μοίρα στον γερβίλο μειώνει την ευαισθησία του σε χαμηλές συχνότητες..



Εικόνα 24: Περιγράμματα ΤΜ σε διάφορα θηλαστικά [2]

3.2 Μηχανικές ιδιότητες της Τυμπανικής Μεμβράνης

Οι μηχανικές ιδιότητες που μας αφορούν για την μελέτη της τυμπανικής μεμβράνης είναι οι εξής :

- Ελαστικότητα (δυσκαμψία)
- Αναλογία του Poisson
- Ένταση
- Εσωτερική απόσβεση
- Πυκνότητα

3.2.1 Ελαστικότητα (Elasticity)

Η πρώτη ερευνητική ομάδα που ασχολήθηκε με την μέτρηση της ελαστικότητας της τυμπανικής μεμβράνης ήταν αυτή του Bekesy το 1960[3]. Μέτρησε την δυσκαμψία της ΤΜ κόβοντας ένα ορθογώνιο πτερύγιο (2 mm x 0.5 mm), και εφαρμόζοντας σε αυτό μία γνωστή δύναμη στο ελεύθερο άκρο, μέτρησε την αντίστοιχη μετατόπιση. Υποθέτοντας ότι το πτερύγιο που χρησιμοποίησε είναι ισότροπο με πάχος 50 μm, υπολόγισε το μέτρο ελαστικότητας του Young στα 20 MPa.

Ο Kirikae [4], χρησιμοποιώντας ένα διαφορετικό πείραμα υπολόγισε το μέτρο Young στα 40 MPa. Το παραπάνω αποτέλεσμα προέκυψε έχοντας μία λωρίδα (10mm x 1.5 mm) πάχους 75 μm.

Οι μελέτες για τον υπολογισμό της ελαστικότητας στην ΤΜ συνεχίστηκαν και τα επόμενα χρόνια από πολλές ερευνητικές ομάδες. Οι Funnell και Laszlo [5] συνέκριναν το μέτρο ελαστικότητας Young στην τυμπανική μεμβράνη με το αντίστοιχο που μετρήθηκε σε ιστούς κολλαγόνου. Κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι μπορεί μεν οι ίνες της ΤΜ να μην περιέχουν κολλαγόνο, παρόλα αυτά οι μηχανικές τους ιδιότητες (όπως αυτή της ελαστικότητας) συγκλίνουν αρκετά.

3.2.2 Αναλογία του Poisson (Poisson ratio)

Η αναλογία του Poisson δεν έχει υπολογισθεί, μέχρι σήμερα, με ακριβή αριθμητική τιμή για την τυμπανική μεμβράνη. Για τα κοινά υλικά κυμαίνεται περίπου στο 0.3 ενώ για τα ισότροπα κρυσταλλικά στερεά υπολογίζεται στο 0.5. Οι Funnell και Laszlo [5] θεώρησαν ότι το 0.3 αντιπροσωπεύει καλύτερα τη συμπεριφορά της τυμπανικής μεμβράνης, αλλά σήμερα οι περισσότερες ερευνητικές ομάδες ορίζουν τον λόγο του Poisson στο 0.5. Η συμπεριφορά της τυμπανικής μεμβράνης φαίνεται όμως πως δεν επηρεάζεται ιδιαίτερα από την αναλογία του Poisson.

3.2.3 Ένταση (Tension)

Οι μοναδικές προσπάθειες που έγιναν για να μετρήσουν την ένταση της τυμπανικής μεμβράνης ήταν αυτές που έγιναν από τον Bekesy [3] και τον Kirikae [4]. Το πείραμα που χρησιμοποίησε ο Bekesy περιελάμβανε την κοπή τμημάτων της τυμπανικής μεμβράνης σε σχήμα U και δεν περιορίστηκε μόνο στην μελέτη της ανθρώπινης ΤΜ. Παρατήρησε συνεπώς, ότι μπορεί μεν σε ζώα (π.χ μοσχάρι, πρόβατο) το κομμένο τμήμα να συρρικνώνονταν και η αντίστοιχη τρύπα να εξαπλωνόταν (γεγονός που υποδηλώνει την ύπαρξη έντασης στην ΤΜ), στην ανθρώπινη ΤΜ τα εξαγόμενα αποτελέσματα ήταν τελείως διαφορετικά αφού δε παρατηρήθηκαν σημαντικές μεταβολές ούτε στο κομμένο τμήμα και ούτε στην τρύπα της τυμπανικής μεμβράνης. Εν συνεχεία ο Kirikae, προσπαθώντας να επιβεβαιώσει τα αποτελέσματα του Bekesy δημιούργησε σχισμές σε διάφορες θέσεις στην τυμπανική μεμβράνη ανθρώπινων πτωμάτων με διαφορετικούς προσανατολισμούς. Τα εξαγόμενα αποτελέσματα του δικού του πειράματος φανέρωσαν ότι μπορεί μεν οι ακτινικές ίνες της ΤΜ να βρίσκονται υπό μεγαλύτερη ένταση από τις αντίστοιχες κυκλικές (οι αντίστοιχες σχισμές εξαπλώθηκαν περισσότερο) αλλά αυτό συνέβαινε μόνο στις περιπτώσεις εκείνες όπου είχε γίνει αφαίρεση του επιδερμικού στρώματος. Στις περιπτώσεις όπου το επιδερμικό στρώμα είχε μείνει ανέπαφο οι εντάσεις στην τυμπανική μεμβράνη μετρήθηκαν ίσες σε κάθε κατεύθυνση, γεγονός που φανερώνει το σημαντικό μηχανικό ρόλο που διαδραματίζει το επιδερμικό στρώμα.

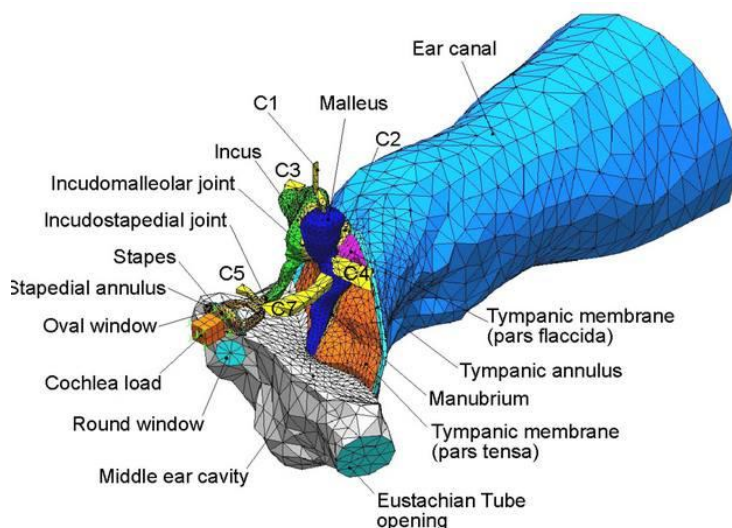
Είναι αβέβαιο το κατά πόσον οι παραπάνω δοκιμές μπορούν με ασφάλεια να μας δώσουν δεδομένα για την ένταση στην ΤΜ. Παρόλα αυτά η πρόσφατη ανακάλυψη ενός λείου μυ στο «δαχτυλίδι» της ΤΜ (fibrocartilaginous ring) μπορεί να υποδηλώσει κάποιας μορφής ένταση στην ΤΜ, όμως για την ώρα τα δεδομένα που έχουμε είναι εξαιρετικά ελλιπή.

3.2.4 Εσωτερική απόσβεση (Internal damping)

Μικρή προσοχή έχει δοθεί, ως σήμερα, στον υπολογισμό ενός όρου που αφορά την εσωτερική απόσβεση στην τυμπανική μεμβράνη. Οι Witnauer και Palm [6] μέτρησαν την αναλογία του συντελεστή ελαστικότητας προς την εσωτερική αντίσταση του δέρματος της ΤΜ. Η αναλογία αυτή βρέθηκε ίση με 10^3sec^{-1} στην συχνότητα συντονισμού των 15-20 Hz. Βασιζόμενοι στο παραπάνω, οι πιο πρόσφατες μετρήσεις σε λωρίδες της τυμπανικής μεμβράνης προτείνουν ότι ο όρος της εσωτερικής απόσβεσης είναι μη σημαντικός για συχνότητες κάτω των 300 Hz.

3.2.5 Πυκνότητα (Density)

Η ακριβής τιμή για την πυκνότητα της τυμπανικής μεμβράνης βρίσκεται κάπου μεταξύ της αντίστοιχης τιμής του νερού (1000 kg m^{-3}) και του μη-αφυδατωμένου κολλαγόνου (1200 kg m^{-3}). Τα επιδερμικά στρώματα ή και τα στρώματα που αφορούν συνδετικούς ιστούς είναι πιθανώς λιγότερα πυκνά από τα αντίστοιχα ινώδη στρώματα.



Εικόνα 25 : Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων μέσου ωτός[2]

3.3 Μηχανικός Ρόλος Τυμπανικής Μεμβράνης στην Μεταβίβαση του Ήχου

Η ανομοιομορφία της τυμπανικής μεμβράνης και η μεταβλητή της δυσκαμψία είναι δύο κρίσιμοι παράγοντες στην αποτελεσματική μεταφορά ενέργειας [7]. Μία πολύ δύσκαμπτη τυμπανική μεμβράνη δεν θα επέτρεπε στο ηχητικό κύμα να την διαπεράσει, με αποτέλεσμα να ανακλόταν σε πολύ μεγάλο βαθμό προς το έξω αυτί ενώ σε αντίθετη περίπτωση μία πολύ χαλαρή τυμπανική μεμβράνη θα είχε ως αποτέλεσμα την πολύ μεγάλη απορρόφηση ενέργειας.

Σημαντικό είναι επίσης και το κέρδος το οποίο παρέχει η τυμπανική μεμβράνη λόγω της αρχής της καμπυλότητας της. Σύμφωνα με αυτήν την αρχή η δύναμη στον αυχένα του συστήματος είναι μεγαλύτερη από ότι στον υμένα κι έτσι η δύναμη του εισερχόμενου σήματος αυξάνεται κατά 2 φορές.

3.4 Παθολογίες του μέσου ωτός

3.4.1 Ωτοσκλήρυνση

Η ωτοσκλήρυνση είναι πρωτοπαθής εστιακή νόσος η οποία προκαλεί σπογγίωση της οστέινης λαβυρινθικής κάψας. Η ιστολογική βλάβη της ωτοσκληρύνσεως συνίσταται σε εντοπισμένη εστία νεοκλάστου οστίτη ιστού σπογγιώδους συστάσεως, ο οποίος αντικαθιστά τον φυσιολογικό οστίτη ιστό της λαβυρινθικής κάψας, καθώς αναπτύσσεται στις περιοχές του εμβρυϊκού χόνδρου. Η ιστολογική αυτή αλλοίωση της ωτοσκλήρυνσης της λαβυρινθικής κάψας, είναι ασυμπτωματική, μέχρις ότου φτάσει στην ωοειδή θυρίδα, όπου και προκαλεί καθήλωση του αναβολέα ή όταν φτάσει στο ενδόστεον του κοχλία ή προκαλώντας νευροαισθητήριο βαρηκοΐα ή και συνδυασμό των δύο.[8]

Η εμφάνιση της νόσου χαρακτηρίζεται από την έναρξη προοδευτικής βαρηκοΐας, η οποία εμφανίζεται συνηθέστερα στην ηλικία μεταξύ 20-30 ετών, σπανιότερα σε άτομα ηλικίας 6-7 ετών, και ακόμα σπανιότερα σε άτομα ηλικίας άνω των 50 ετών. Η νόσος εκδηλώνεται κατά την εφηβεία με προοδευτικά εξελισσόμενη βαρηκοΐα, παρ' όλο που οι ιστολογικές αλλοιώσεις είναι δυνατόν να εμφανισθούν πολύ πριν την εμφάνιση των συμπτωμάτων.

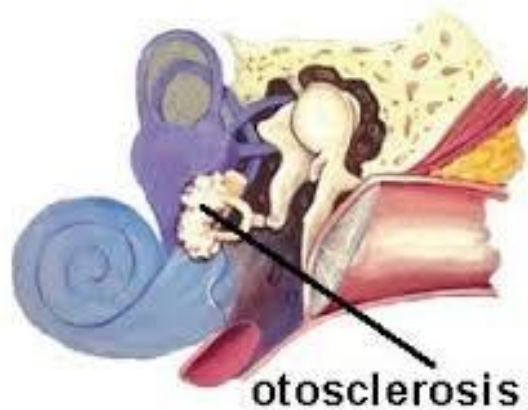
Οι ωτοσκληρυντικές εστίες αναπτύσσονται κατ' εξοχήν σε ορισμένες περιοχές της λαβυρινθικής κάψας. Το μεγαλύτερο ποσοστό, δηλαδή 80%-90% περίπου των ωτοσκληρυντικών αυτιών, εμφανίζει ωτοσκληρυντική εστία στην περιοχή της ωοειδούς θυρίδας, και από αυτά μόνο το 10% επεκτείνεται προς τον δακτυλοειδή σύνδεσμο, τον οποίο και καταλαμβάνει.

Η περιφέρεια της στρογγυλής θυρίδας αποτελεί τη δεύτερη, κατά ποσοστό εμφάνισης, θέση ανάπτυξης ωτοσκληρυντικού ιστού σε ποσοστό 40 -50% . Σπανιότερα είναι δυνατόν να αναπτυχθεί ωτοσκληρυντικός ιστός τόσο γύρω από τον κοχλία όσο και κοντά στον έσω ακουστικό πόρο ή γύρω από τους ημικύκλιους σωλήνες και πολύ σπάνια από την σχισμή πίσω από τη θυρίδα. Έχει παρατηρηθεί σε πολύ σπάνιες περιπτώσεις ανάπτυξη ωτοσκληρυντικού ιστού σε θέσεις μακριά από την λαβυρινθική κάψα και περισσότερο στην περιοχή του καρωτιδικού σωλήνα, της διαρθρώσεως σφύρας άκμονος, τη συναρθρώσεως άκμονος αναβολέα, της οροφής του άντρου και της κοχλιοροειδούς αποφύσεως .

Οι ωτοσκληρυντικές αλλοιώσεις σε ποσοστό 70 – 80% είναι αμφοτερόπλευρες . Το μέγεθος της ωτοσκληρυντικής εστίας ποικίλει από πολύ μικρή περιοχή, μικρότερη του 1 mm, έως πολύ μεγάλη η οποία έχει αντικαταστήσει το μεγαλύτερο κομμάτι της λαβυρινθικής κάψας.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία, θα ασχοληθούμε με την ωτοσκλήρυνση του αναβολέα, αφού εκεί παρουσιάζεται το έντονο ερευνητικό ενδιαφέρον. Έχει χαρακτηριστικά κλινικά συμπτώματα, διατηρεί ακέραιο τον τυμπανικό υμένα και παραμένει φυσιολογικά προσπελάσιμη η Ευσταχιανή σάλπιγγα.

Η διάγνωση αυτής της παθολογίας γίνεται μέσω της μέτρησης της σύνθετης ακουστικής αντίστασης ενώ σε ότι αφορά την απώλεια ακοής στον ασθενή μπορεί σε μερικές περιπτώσεις να φτάσει ως και τα 50 dB.



Εικόνα 26: Θέση ανάπτυξης ωτοσκληρυντικής εστίας[9]

3.4.2 Τυμpanοσκληρυνση

Η τυμpanοσκληρυνση, ουσιαστικά πρόκειται για την δημιουργία σκληρών, λείων, συμπαγών, λευκοκίτρινων πλακών εναπόθεσης ασβεστίου στο τύμpano. Η δημιουργία της οφείλεται στην ανώμαλη επούλωση του τυμpanού, έπειτα από τραυματισμό και από επανειλημμένες οξείες ή χρόνιες φλεγμονές. Προκαλεί βαρηκοΐα αγωγιμότητας, αφού εμποδίζει την αγωγή του ήχου και σε κάποιες περιπτώσεις προκαλεί στον ασθενή και εμβοές [10]. Γενικά, τα τυμpanοσκληρυντικά ευρήματα χωρίς άλλα κλινικά συμπτώματα δεν αφαιρούνται, όταν όμως κριθεί απαραίτητο αντιμετωπίζεται χειρουργικά με τυμpanοπλαστική. Η συγκεκριμένη παθολογία, μπορεί να εμφανιστεί στον ασθενή είτε με ασβεστοποίηση μέρος της τυμpanικής του μεμβράνης, είτε να περιλαμβάνει και τον δακτυλιοειδή σύνδεσμο του τυμpanού (tympanic annular ligament).

3.5 Βιβλιογραφία

- [1] Ferrazzini, M., 2003. Virtual middle ear: a dynamic mathematical model based on the finite element method. Ph.D. Thesis, Swiss Federal Institute of Technology, Diss. ETH no. 15294.
- [2] Gan, R.Z., Feng, B., Sun, Q., 2004. Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission. *Annals of Biomedical Engineering* 32, 847–859
- [3] Bekesy G. *Experiments in Hearing*. Toronto: McGraw-Hill 1960
- [4] Kirikae I. *The structure and function of the middle ear*. Tokyo: University of Tokyo Press 1960. pp. 36-59
- [5] Funnell WRJ, Laszlo CA. A critical review of experimental observations on eardrum structure and function. *ORL* 1982; 44: 181-205
- [6] Witnauer LP, Palm WE. Preliminary studies of dynamic mechanical properties of leather. *Am Leather Chemists Ass J* 1961; 56: 58-67
- [7] [http://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/bitstream/10889/7223/1/Nimertis_Rogkalas\(med\).pdf](http://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/bitstream/10889/7223/1/Nimertis_Rogkalas(med).pdf)
- [8] <http://www.oriladental.gr/page.center?pId=189&menuItem=48>
- [9] <http://audifonoss.com/otosclerosis-como-tratarla/>
- [10] <http://www.orlpedia.gr/index.php/news/mnu2/mnugeneralarticles/192-2012-11-04-11-07-34>

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΤΟΥ ΜΕΣΟΥ ΩΤΟΣ

4.1 Ανάλυση του μοντέλου

4.1.1 Εισαγωγή

Η έρευνα που αφορά την φυσιολογία/παθολογία του μέσου ωτός είναι συνήθως κλινική με σταθερά ακουολογικά ή απεικονιστικά αποτελέσματα. Τα μη επεμβατικά διαγνωστικά εργαλεία είναι συνήθως μη ικανοποιητικά είτε παρέχοντας πληροφορίες για την φυσιολογία της ακοής είτε για την διαδικασία της αποκατάστασης.

Η μελέτη για την μηχανική του ωτός είναι πολύ δύσκολο να πραγματοποιηθεί με *in vivo* πειράματα. Έχουν χρησιμοποιηθεί LDV (Laser Doppler Vibrometry) τεχνικές για να διερευνήσουν τις μηχανικές ιδιότητες του μέσου ωτός κυρίως σε *in vitro* πειράματα και μόνο κάτω από συγκεκριμένες συνθήκες. Επιπλέον, τεχνικές πάνω στην χειρουργική του ωτός μπορούν να μελετηθούν είτε μέσω προσομοίωσης σε ανθρώπινα κροταφικά οστά, είτε απευθείας σε *in vivo* πειράματα μέσω κλινικών δοκιμών, με την έκβαση όμως μίας χειρουργικής επέμβασης να είναι πάντα δύσκολο να προβλεφθεί με απόλυτη ακρίβεια.

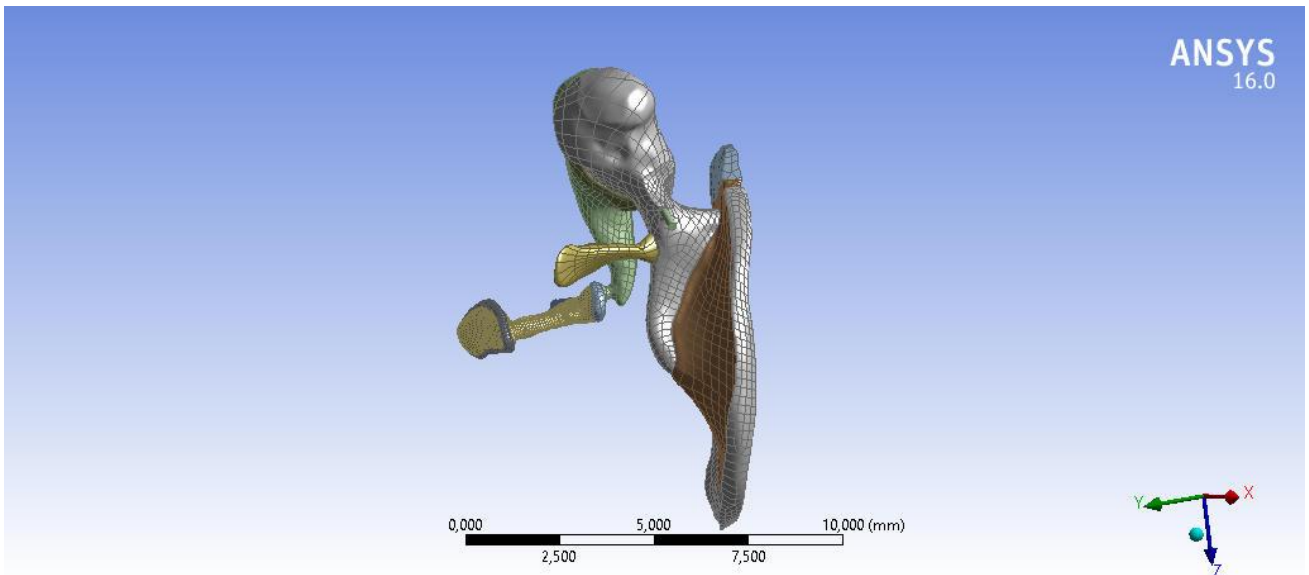
Για τους παραπάνω, λοιπόν, λόγους αναπτύχθηκαν μαθηματικά μοντέλα που περιγράφουν με ακρίβεια τη λειτουργία του μέσου ωτός. Πιο συγκεκριμένα, και εξαιτίας της πολυπλοκότητας του σχήματος που έχει το μέσο αυτί, αναπτύχθηκαν μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων που μπορούν να προσομοιάσουν το μέσο αυτί με μεγάλη ακρίβεια.

4.1.2 Γεωμετρικά χαρακτηριστικά

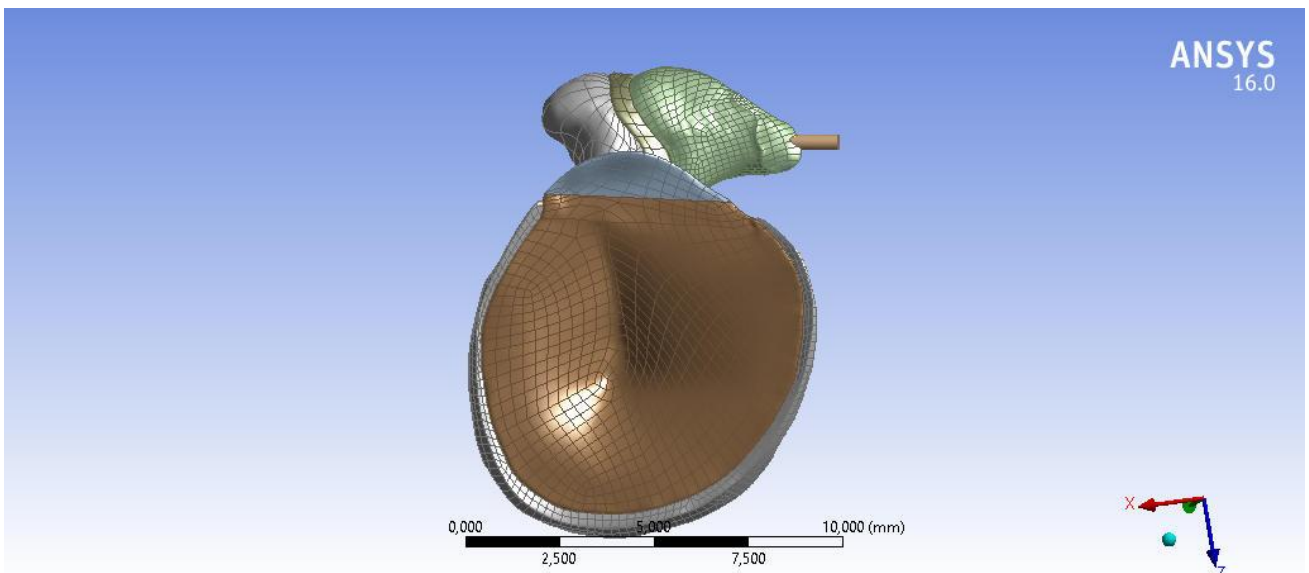
Η πλειοψηφία των πειραματικών ομάδων που ασχολήθηκαν με την μοντελοποίηση πεπερασμένων στοιχείων έως τώρα χρησιμοποίησαν απλουστευμένες γεωμετρίες του μέσου ωτός. Το δικό μας μοντέλο περιλαμβάνει αναλυτικές γεωμετρίες του μέσου ωτός που κατασκευάστηκαν χρησιμοποιώντας δεδομένα *microCT* από ανθρώπινα κροταφικά οστά, από το Τεχνικό Πανεπιστήμιο του Μονάχου (TUM). Πιο αναλυτικά σχεδιάστηκαν με ακρίβεια τα κάτωθι μέρη του μέσου ωτός :

- Τεταμένη μοίρα της Τυμπανικής Μembrάνης (*pars tensa*)
- Χαλαρή μοίρα της Τυμπανικής Μembrάνης (*pars flaccida*)
- Δακτυλιοειδής σύνδεσμος της Τυμπανικής Μembrάνης (*tympanic annular ligament*)
- Σφύρα (*malleus*)
- Άκμονας (*incus*)
- Αναβολέας (*stapes*)
- Δακτυλιοειδής σύνδεσμος του αναβολέα (*stapedial annular ligament*)
- Τείνων το τύμπανο μυς (*tensor tympani*)
- Μύς του αναβολέα (*stapedius muscle*)

- Άρθρωση μεταξύ σφύρας και άκμονα (malleo-incudal joint)
- Άρθρωση μεταξύ άκμονα και αναβολέα (incudo-stapedial joint)



Εικόνα 27 : Καταγραφή της γεωμετρίας του μοντέλου



Εικόνα 28: Καταγραφή της γεωμετρίας του μοντέλου

4.1.3 Μηχανικές ιδιότητες

Στην παρούσα διπλωματική εργασία, το μέσο αυτό θεωρήθηκε ως ένα γραμμικά ελαστικά μέσο, ενώ σε κάθε ξεχωριστή δομή του μοντέλου δόθηκαν ιστροπικές ελαστικές ιδιότητες. Ο λόγος του Poisson ορίστηκε 0.33 ενώ αναλυτικά οι τιμές της πυκνότητας και το μέτρο ελαστικότητας Young για κάθε δομή ξεχωριστά φαίνεται στον παρακάτω πίνακα :

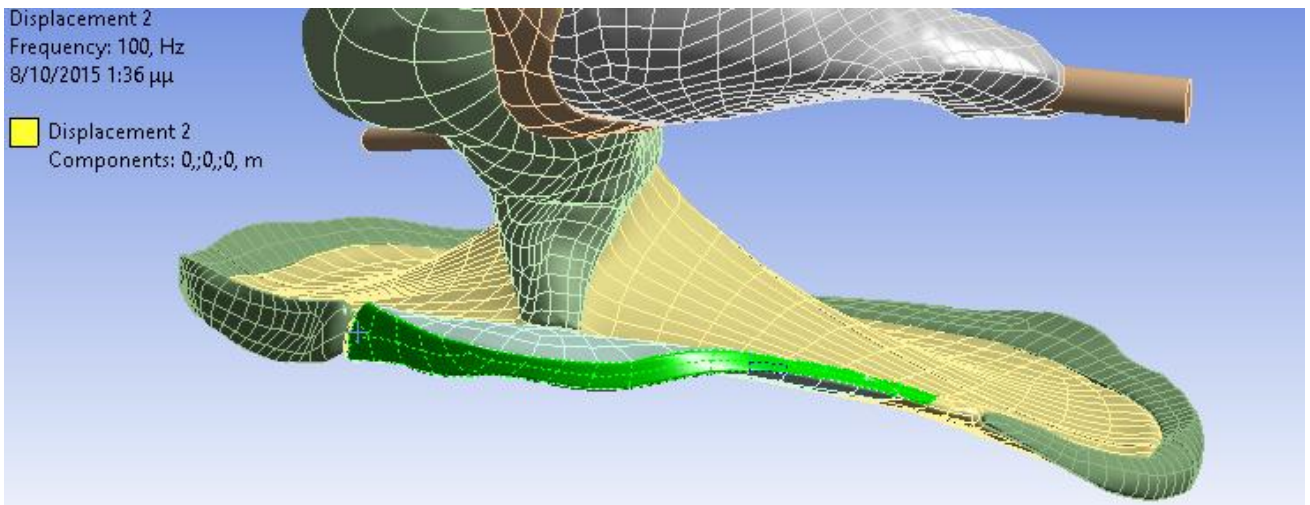
Δομή	Πυκνότητα (kg / m ³)	Ελαστικότητα Young (Pa)
Pars tensa	1200	2x10 ⁷
Pars flaccida	1200	7x10 ⁶
Tympanic annular ligament	1200	4x10 ⁵
Malleus	2390	1.41x10 ¹⁰
Incus	2150	1.41x10 ¹⁰
Stapes	2200	1.41x10 ¹⁰
Stapedial annular ligament	1200	4.1x 10 ⁴
Tensor Tympani	1200	5x 10 ⁶
Malleo-incudal joint	1200	7x10 ⁶
Anterior Malleal ligament	1200	1.9x10 ⁷
Posterior Incudal ligament	1200	4.8x10 ⁶
Stapedius Muscle	1200	5x 10 ⁶
Superior Malleal ligament	1200	2x10 ⁶

Πίνακας 4 : Πίνακας Μηχανικών Ιδιοτήτων[1]

4.1.4 Οριακές συνθήκες

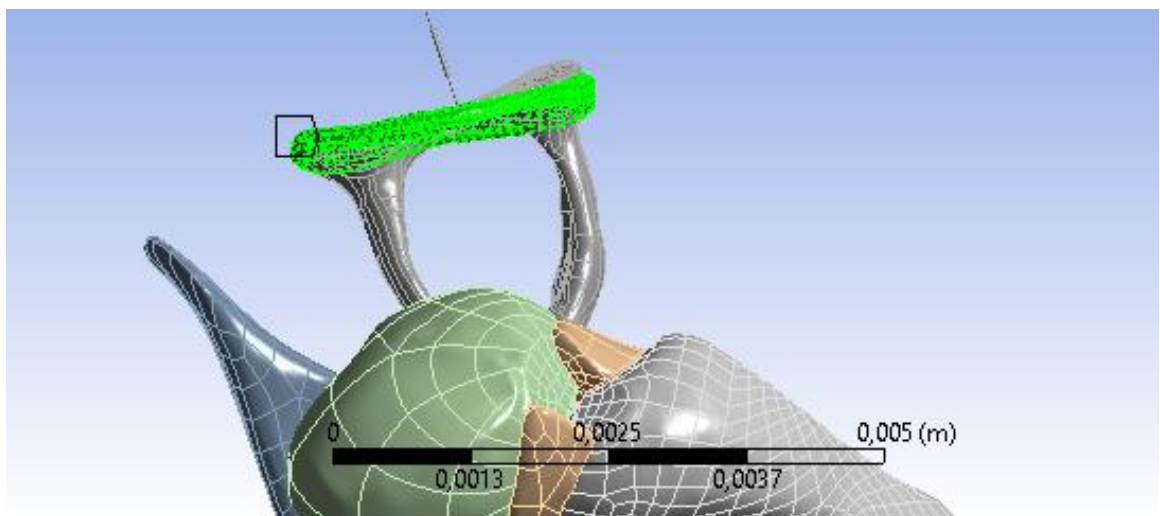
Όπως ήδη έχει επισημανθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο, σε ένα μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων εξίσου σημαντικό ρόλο με την γεωμετρία του μοντέλου και τις μηχανικές ιδιότητες που λαμβάνονται υπόψιν παίζει και ο καθορισμός των οριακών συνθηκών. Σε αυτό το μοντέλο έχουν καθοριστεί κάποια σημεία τα οποία θεωρούνται ότι έχουν μηδενική μετατόπιση (zero displacement) κατά τη διαδικασία της μαθηματικής επίλυσης. Τα σημεία αυτά βρίσκονται στις δομές του μοντέλου που φαίνονται αναλυτικά παρακάτω:

- Στα περιφερειακά σημεία της χαλαρής μοίρας (pars flaccida) της τυμπανικής μεμβράνης



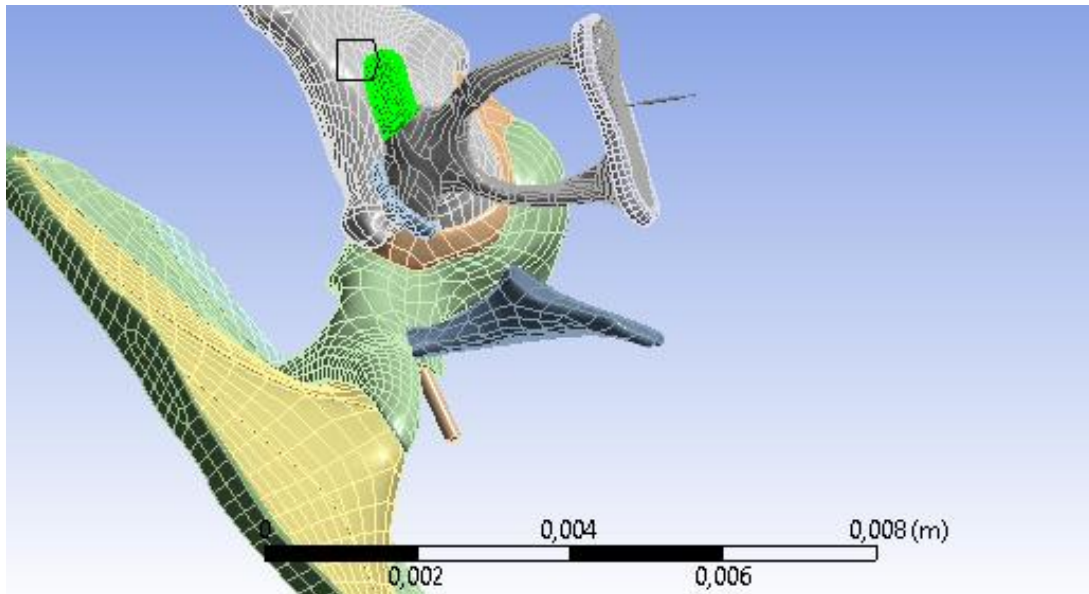
Εικόνα 29: Οριακή συνθήκη περιφερειακά του pars flaccida

- Στα σημεία στον δακτυλιοειδή σύνδεσμο του αναβολέα



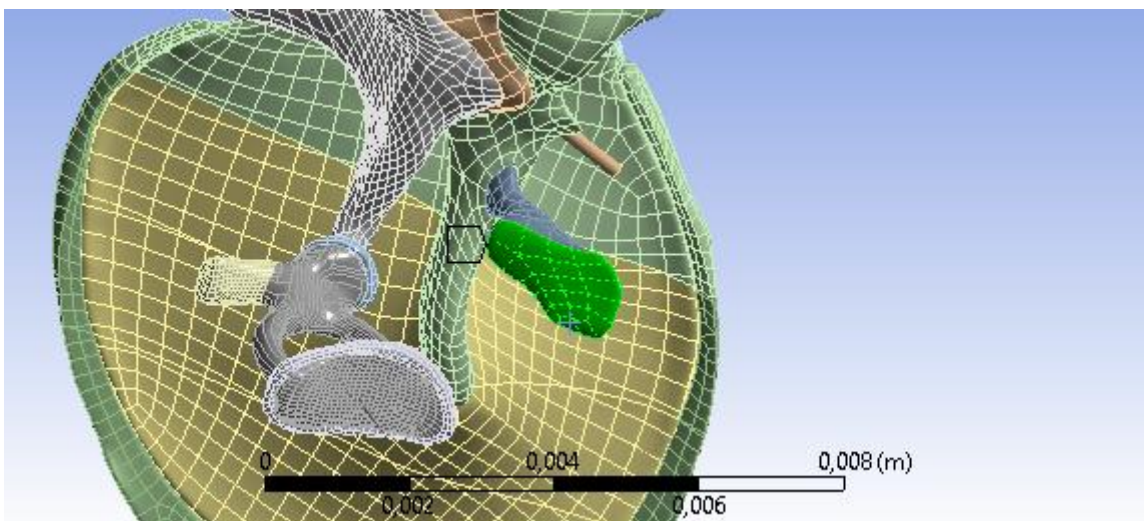
Εικόνα 30: Οριακή συνθήκη στο stapedial annular ligament

- Στα σημεία της άνω επιφάνειας του μυ του αναβολέα



Εικόνα 31: Οριακή συνθήκη στο μυ του αναβολέα

- Στα σημεία της άνω επιφάνειας του τείνων το τύμπανο μυ



Εικόνα 32: Οριακή συνθήκη στον τείνων το τύμπανο μυ

4.1.5 Στατιστικά στοιχεία του μοντέλου

Ο συνδυασμός, λοιπόν, των παραπάνω παραμέτρων (γεωμετρικών, μηχανικών ιδιοτήτων, οριακών συνθηκών) δίνει όλα εκείνα τα δεδομένα που είναι απαραίτητα για την μαθηματική επίλυση του μοντέλου. Τα συνολικά στατιστικά στοιχεία του μοντέλου φαίνονται στον παρακάτω πίνακα:

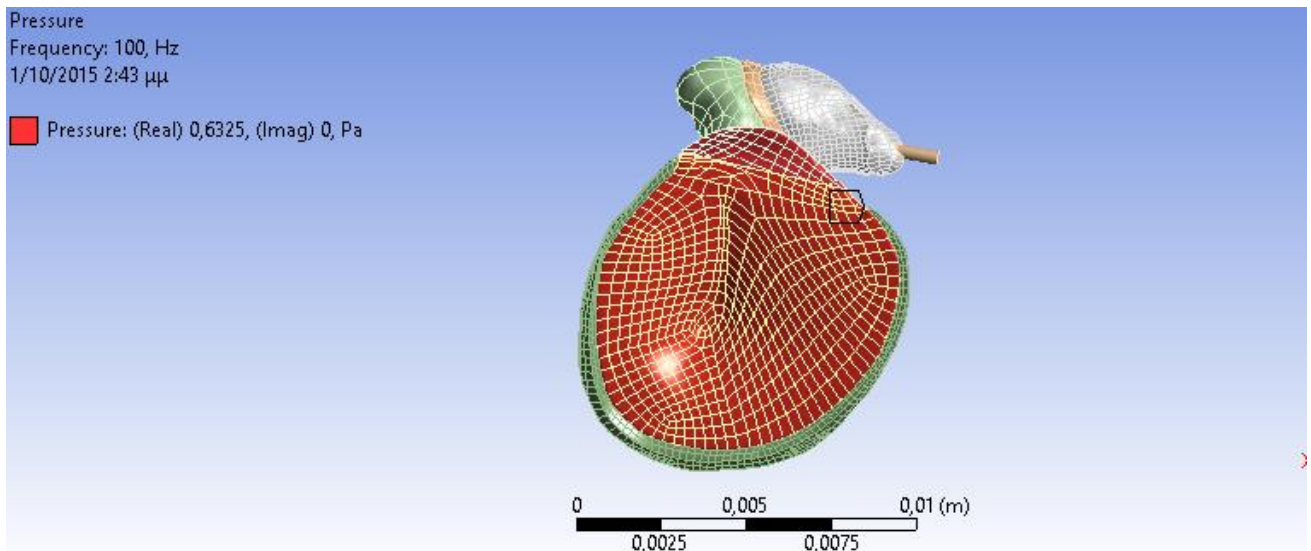
Details of "Geometry"	
[-] Statistics	
Bodies	13
Active Bodies	13
Nodes	15612
Elements	49530
Mesh Metric	Element Quality
Min	1,09877772729799E-02
Max	0,996896257523259
Average	0,652311203059335
Standard Deviation	0,172226747264225

Εικόνα 33: Στατιστικά στοιχεία μοντέλου

4.1.6 Ανάλυση αρμονικής απόκρισης (Harmonic response)

Η ανάλυση της αρμονικής απόκρισης (harmonic response analysis)[4] αποτελεί μία τεχνική για μελέτη μοντέλων πεπερασμένων στοιχείων. Ο σκοπός της ανάλυσης είναι να υπολογίσει πως διαμορφώνονται συγκεκριμένα μεγέθη (όπως είναι η μετατόπιση και η φάση) σε συγκεκριμένες συχνότητες, και σε συνέπεια αυτού να δώσει τη δυνατότητα στο χρήστη να προβλέψει πως θα συμπεριφερθεί το σύστημα και σε άλλες συχνότητες λαμβάνοντας υπ' όψιν πληθώρα παραμέτρων του συστήματος.

Σε ένα δομικό σύστημα (όπως αυτό του μέσου ωτός), οποιοδήποτε φορτίο (πίεση) θα παράγει μία συνεχή αρμονική απόκριση. Τα αποτελέσματα της αρμονικής ανάλυσης χρησιμοποιούνται για τον προσδιορισμό της κατάστασης μίας γραμμικής δομής για φορτία που ποικίλλουν ημιτονοειδώς (αρμονικά) με το χρόνο, αποφεύγοντας επιβλαβή για το σύστημα επιδράσεις. Αξίζει να τονίσουμε, ότι οι παροδικές δονήσεις που συμβαίνουν στην έναρξη της διέγερσης δεν λογίζονται υπόψιν στα αποτελέσματα της αρμονικής απόκρισης. Το ακουστικό ερέθισμα που ασκείται είναι της τάξεως των 90 db SPL (Sound Pressure Level) (ή 0.6325 Pa) και ασκείται ομοιόμορφα σε όλη την επιφάνεια της τυμπανικής μεμβράνης, όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα. Το φάσμα συχνοτήτων στο οποίο μελετάται η αρμονική απόκριση είναι 100-6000 Hz.



Εικόνα 34: Τα σημεία της τυμπανικής μεμβράνης όπου ασκείται ομοιόμορφα η πίεση

4.2 Προσομοίωση παθολογιών στο Workbench

4.2.1 Προσομοίωση της ωτοσκλήρυνσης

Στην ενότητα αυτή, ουσιαστικά θα περιγραφεί ο τρόπος με τον οποίο προσομοιάστηκε η παθολογία της ωτοσκλήρυνσης στην πλατφόρμα του Workbench. Η γενικότερη ιδέα, που κρύβεται πίσω από την μοντελοποίηση της ωτοσκλήρυνσης είναι η στοχευμένη (βασιζόμενη σε κλινικά δεδομένα) αλλαγή ιδιοτήτων στον σύνδεσμο που περιβάλλει το οστάριο του αναβολέα (stapes footplate), με αποτέλεσμα να επιφέρει την καθήλωση του. Η αλλαγή των μηχανικών ιδιοτήτων σε γεωμετρικές δομές που έχουν ήδη οριστεί στο ANSYS γίνεται, θεωρητικά με δύο τρόπους :

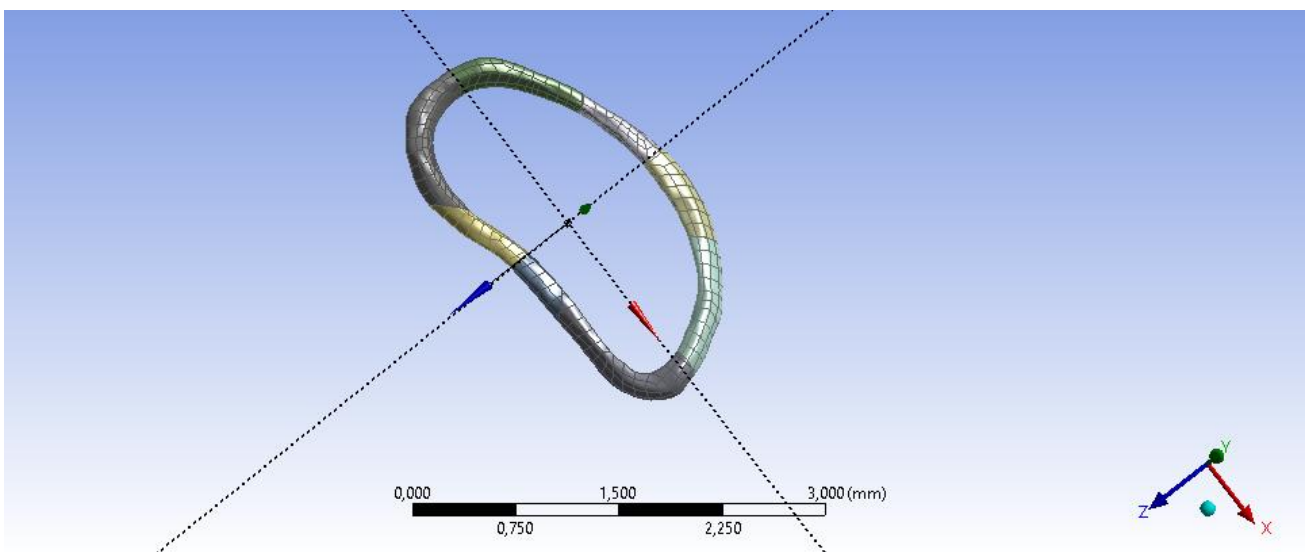
- Μέσω Εντολών στο Mechanical (APDL) : Ουσιαστικά, εδώ απαιτείται από τον χρήστη να αλλάξει χειροκίνητα (manually) μία προς μία τις ιδιότητες των κόμβων που η σύνθεσή τους αποτελεί την προς μελέτη γεωμετρική δομή, μέσω της εντολής ESEL.
- Μέσω Γεωμετρικής Αλλαγής στο Design Modeler (Workbench) : Εδώ ο χρήστης αντιμετωπίζει το πρόβλημα γεωμετρικά. Χρησιμοποιώντας σωστά τα συστήματα συντεταγμένων και αξιοποιώντας τις λογικές πράξεις που του παρέχει το Workbench, αλλάζει τις μηχανικές ιδιότητες στην περιοχή που επιθυμεί.

Στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας χρησιμοποιήθηκε ο δεύτερος τρόπος (γεωμετρική προσέγγιση) αφού αφενός η πλατφόρμα του Workbench είναι περισσότερη φιλική για τον χρήστη (GUI) από το Mechanical (APDL) και αφετέρου ο αριθμός των

κόμβων που θα έπρεπε να τροποποιηθεί (χειροκίνητα) είναι πολύ μεγάλος, γεγονός που δημιουργεί χρονικά προβλήματα.

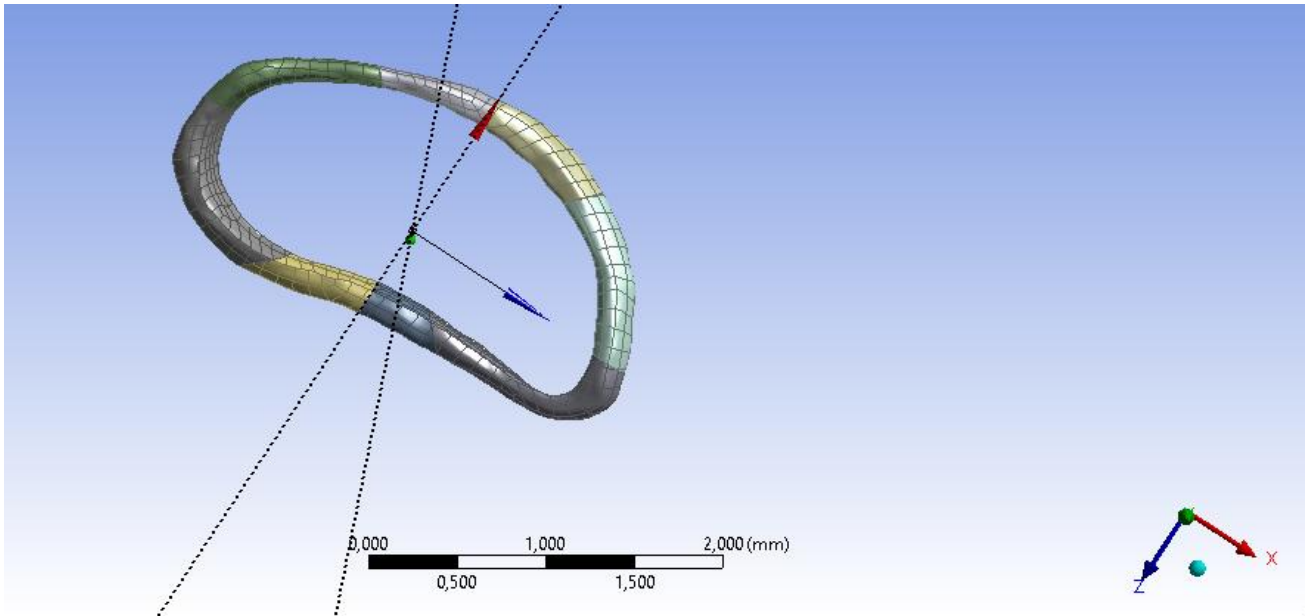
Πιο αναλυτικά, τα βήματα που ακολουθήθηκαν για την γεωμετρική προσέγγιση του προβλήματος μέσω της πλατφόρμας του Workbench έχουν ως εξής :

- Ορισμός 1^{ου} επιπέδου μέσω της επιλογής «New Plane» . Το επίπεδο αυτό ορίζεται με επίπεδο αναφοράς το επίπεδο που έχει σχεδιασθεί η βάση του αναβολέα (stapes footplate) και κέντρο αυτό του δακτυλιοειδούς συνδέσμου . Είναι απαραίτητο να σημειωθεί ότι τα υπόλοιπα μέρη του μοντέλου, υπάρχουν αλλά δεν φαίνονται στο παρακάτω screenshot, αφού το λογισμικό δίνει την δυνατότητα στον χρήστη μέσω της επιλογής «Hide other bodies» να απενεργοποιηθούν για να γίνει ευκολότερη η χάραξη του άξονα.



Εικόνα 35: Ορισμός 1ου επιπέδου

- Χωρισμός του συνδέσμου (stapes ligament) στα 2 μέσω της εντολής «Slice». Πιο συγκεκριμένα, η τομή (slice) γίνεται ως προς άξονα αναφοράς, αυτόν του επιπέδου που ορίστηκε στο πρώτο βήμα μέσω του «Slice by plane» ενώ στο πλαίσιο του «selected bodies» μαρκάρεται μόνο ο σύνδεσμος του αναβολέα, για να μην χωριστεί στα δύο ολόκληρο το μοντέλο.
- Ορισμός 2^{ου} επιπέδου μέσω της επιλογής «New plane». Πιο συγκεκριμένα, εδώ ορίζεται το δεύτερο επίπεδο το οποίο έχει σαν επίπεδο αναφοράς το πρώτο αλλά είναι μετατοπισμένο ως προς τον Y άξονα κατά 90°, για να επιτευχθεί η καθετότητα μεταξύ των δύο επιπέδων. Το επίπεδο φαίνεται παρακάτω :



Εικόνα 36 : Ορισμός 2^{ου} επιπέδου

- Χωρισμός των 2 συνδέσμων στα 4 μέσω της εντολής «Slice». Ο ήδη κομμένος στα 2 σύνδεσμος κόβεται εκ νέου με την επιλογή «slice by plane» αλλά αυτή τη φορά ως προς το 2^ο επίπεδο που δημιουργήσαμε ενώ στο «selected bodies» επιλέγουμε τους 2 συνδέσμους που είχαν ήδη δημιουργηθεί από το πρώτο slice που πραγματοποιήθηκε.
- Προσθήκη νέου υλικού στο μοντέλο μέσω της επιλογής «New Material». Στο κελί του Engineering data στην αρχική σελίδα της πλατφόρμας εισάγουμε το υλικό με τις αντίστοιχες μηχανικές του ιδιότητες που θα προσομοιάσει την ωτοσκληρυντική εστία. Η πυκνότητα του νέου υλικού ορίζεται στα 2200 kg/m³ ενώ το μέτρο της ελαστικότητας του Young ορίζεται στα 1.41x 10¹⁰.
- Αντιστοίχιση του υλικού με την αντίστοιχη γεωμετρία. Στο κελί του Model στην αρχική σελίδα της πλατφόρμας μέσω της εντολής «Assign material» προσδίδουμε τις μηχανικές ιδιότητες στο επιθυμητό μέρος του συνδέσμου για να ξεκινήσει η προσομοίωση.

4.2.2 Προσομοίωση της Τυμpanοσκλήρυνσης

Τα βήματα που ακολουθήθηκαν για την προσομοίωση της τυμpanοσκλήρυνσης, παρουσιάζουν μεγάλες ομοιότητες με αυτά της ωτοσκλήρυνσης. Η γενικότερη ιδέα και σε αυτή τη περίπτωση είναι να οριστούν κάποια επίπεδα αναφοράς (κάθετα μεταξύ τους) τα οποία θα αποτελέσουν την βάση για τα slice (τομές). Παρόλα αυτά, σε αυτή τη παθολογία η δημιουργία των επιπέδων ήταν πιο δύσκολη υπόθεση αφού οι προσομοιώσεις που πραγματοποιήθηκαν(παρατίθενται στο Κεφάλαιο 5) είχαν μία πιο απαιτητική γεωμετρία από τις αντίστοιχες προσομοιώσεις της ωτοσκλήρυνσης, και έτσι ο ορισμός των επιπέδων έπρεπε να γίνει ιδιαίτερα προσεκτικά. Μία ακόμα βασική, διαφορά είναι ότι σε αυτή τη προσομοίωση η αλλαγή των μηχανικών ιδιοτήτων θα γίνει σε στοιχεία της τυμpanικής μεμβράνης και όχι στο οστάριο του αναβολέα. Αξίζει να αναφέρουμε ξεχωριστά τις ιδιότητες της λευκοκίτρινης πλάκας που προσομοιάζει την εστία της τυμpanοσκλήρυνσης :

Structure	Data for the finite element model
Cartilage	
Density	1.3 g/cm ³
Young's modulus	2.8 × 10 ⁶ N/m ²
Thickness	1.0 mm
Damping	$\alpha = 0\text{s}^{-1}$
	$\beta = 3 \times 10^{-4}\text{s}$ (100-2300 Hz)
	$\beta = 5 \times 10^{-6}\text{s}$ (> 2300 Hz)

Εικόνα 37 : Μηχανικές ιδιότητες της τυμπανοσκληρυντικής εστίας[2]

4.3 Βιβλιογραφία κεφαλαίου

[1] Effect of modeling parameters on the frequency response of the middle ear by means of finite element analysis

[2] Design Optimization of Cartilage Myringoplasty using Finite Element Analysis, Yu-Hsuan Wen, Lee-Ping Hsu, Peir-Rong Chen, Chia-Fone Lee

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

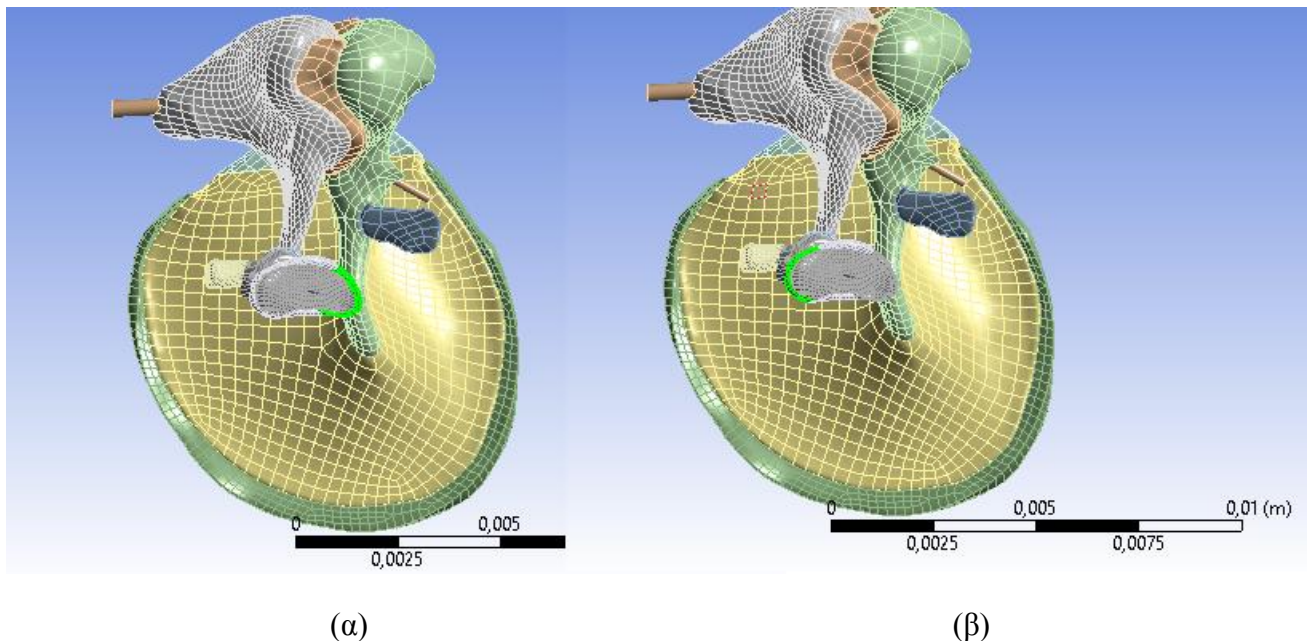
5.1 Αποτελέσματα ωτοσκλήρυνσης

Για την μελέτη της παθολογίας της ωτοσκλήρυνσης, ο σκοπός των προσομοιώσεων που πραγματοποιήθηκαν ήταν για να διαπιστώσουμε κατά πόσο επηρεάζει το πλάτος η θέση που θα αναπτυχθεί η ωτοσκληρυντική εστία (πρόσθιο ή οπίσθιο χείλος) και επιπλέον να υπολογίσουμε την απώλεια ακοής ανάλογα του μεγέθους της ωτοσκληρυντικής εστίας.

Για την απάντηση των παραπάνω πραγματοποιήθηκαν 4 προσομοιώσεις οι οποίες ήταν (α) ανάπτυξη εστίας (25%) στο πρόσθιο χείλος του συνδέσμου (β) ανάπτυξη εστίας (25%) στο οπίσθιο χείλος του συνδέσμου (γ) ανάπτυξη εστίας στο 50% της επιφάνειας του συνδέσμου (δ) ανάπτυξη εστίας στο 100% της επιφάνειας του συνδέσμου

5.1.1 Σύγκριση μεταξύ εστίας (25%) στο πρόσθιο με εστία (25%) στο οπίσθιο χείλος

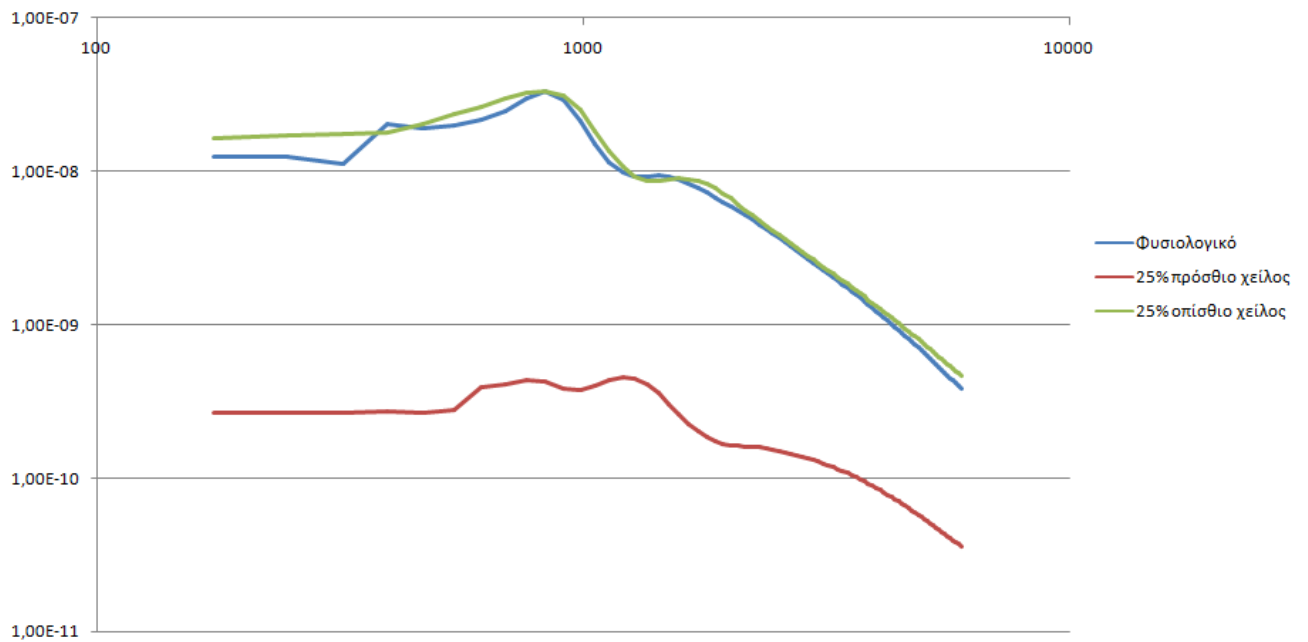
Στην ενότητα αυτή, προσπαθούμε να εντοπίσουμε αν η θέση που αναπτύσσεται η ωτοσκληρυντική εστία επηρεάζει το εξαγόμενο πλάτος και αν ναι σε τι βαθμό. Όπως έχει ήδη έχει αναφερθεί και από την κλινική εικόνα που υπάρχει για την ασθένεια, η ωτοσκληρυντική εστία συναντάται συχνότερα στο πρόσθιο χείλος του συνδέσμου και αυτή η θέση χαρακτηρίζεται ως «θέση προτίμησης». Όσον αφορά το οπίσθιο χείλος, δεν υπάρχουν βιβλιογραφικά δεδομένα για ανάπτυξη εστίας μόνο στην συγκεκριμένη θέση καθώς είναι σπάνιες οι κλινικές περιπτώσεις όπου η εστία περιορίζεται μόνο εκεί.



Εικόνα 38 : Πιθανές θέσεις ανάπτυξης ωτοσκληρυντικής εστίας στον αναβολέα

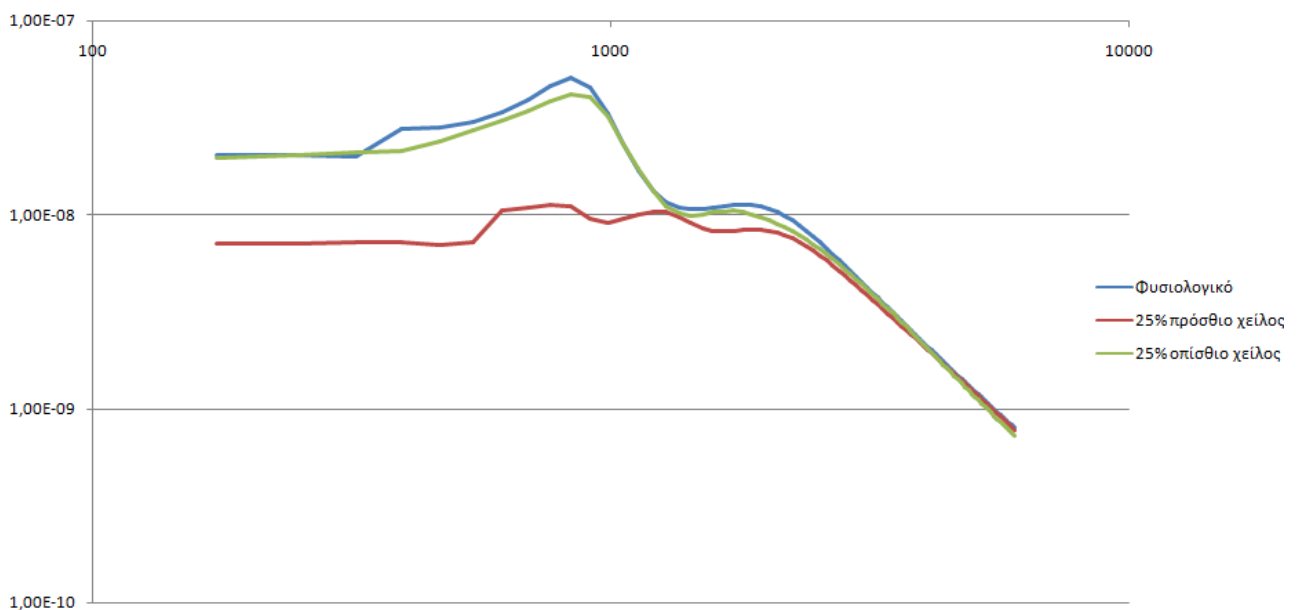
(α) πρόσθιο χείλος (β) οπίσθιο χείλος

Η γραφική παράσταση πλάτους-συχνότητας με μετρούμενο σημείο τον αναβολέα φαίνεται παρακάτω :



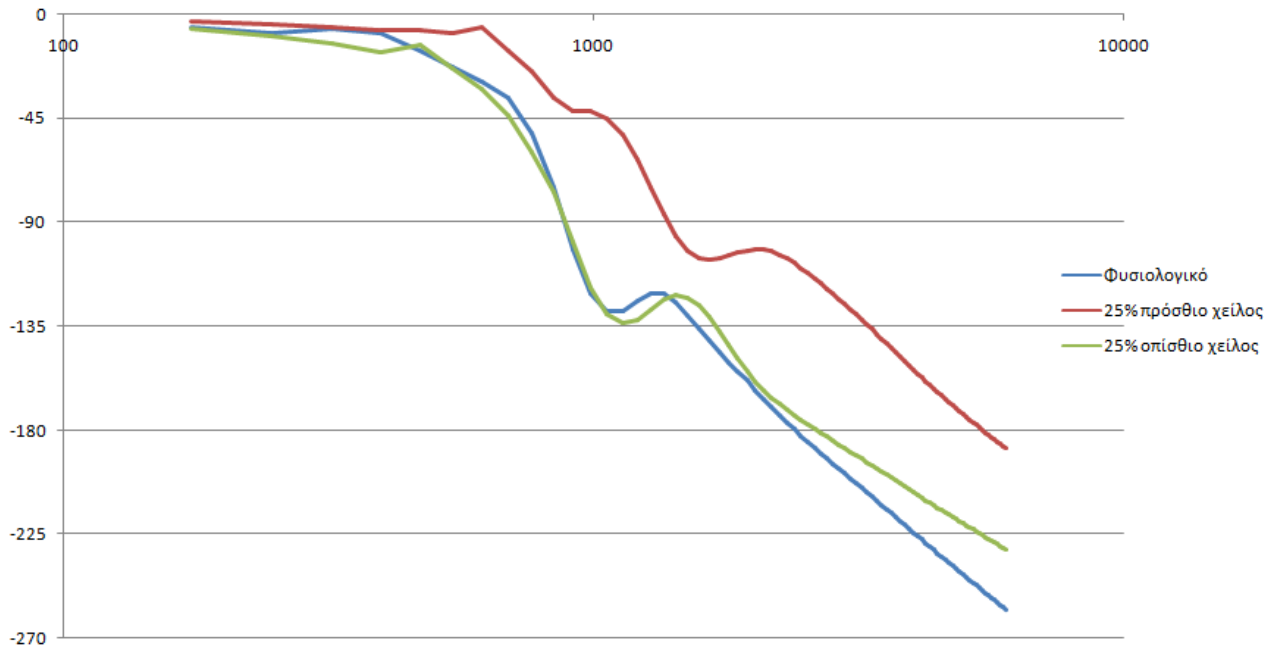
Εικόνα 39: Διάγραμμα πλάτους-συχνότητας stapes footplate

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει και το διάγραμμα πλάτους-συχνότητας μετρούμενο στη φακοειδή απόφυση όπου το παρουσιάζουμε παρακάτω :



Εικόνα 40 : Διάγραμμα πλάτους-συχνότητας στη φακοειδή απόφυση(umbo)

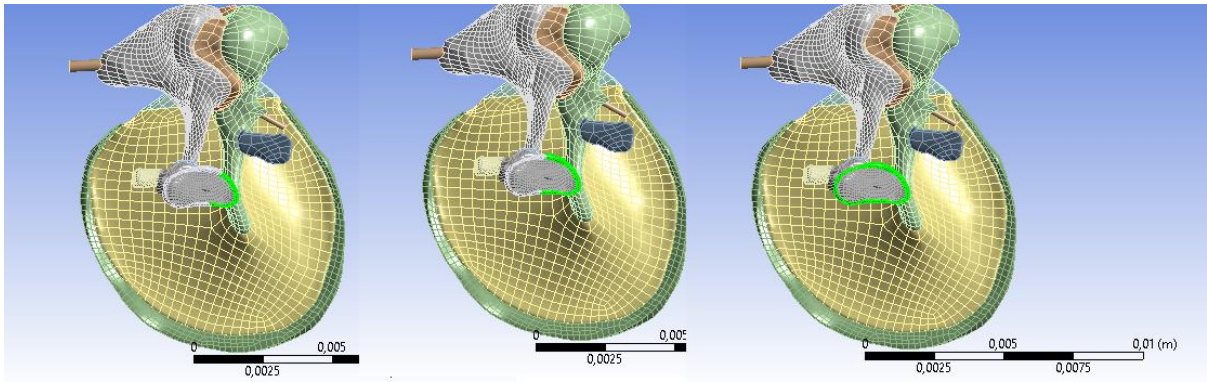
Παρατίθεται, τέλος και το διάγραμμα φάσης συχνότητας. Για τη δημιουργία του εν λόγω διαγράμματος (όπως και στις υπόλοιπες περιπτώσεις) όλα τα δεδομένα εισήχθησαν στο Matlab και επεξεργάστηκαν με την εντολή `unwarp` [1]. Ουσιαστικά, η εντολή αυτή διορθώνει την φάση δύο διαδοχικών σημείων που απέχουν μεγαλύτερη απόσταση από π , προσθέτοντας πολλαπλάσια του 2π .



Εικόνα 41 : Διάγραμμα φάσης-συχνότητας

5.1.2 Σύγκριση μεταξύ εστιών με αντίστοιχα εμβαδά 25%, 50% και 100%

Στην ενότητα αυτή, προσπαθούμε να προσδιορίσουμε το βαθμό αλληλεπίδρασης που έχει το μέγεθος της ωτοσκληρυντικής εστίας στο εξαγόμενο πλάτος και κατά συνέπεια στα επίπεδα της ακοής.



(α)

(β)

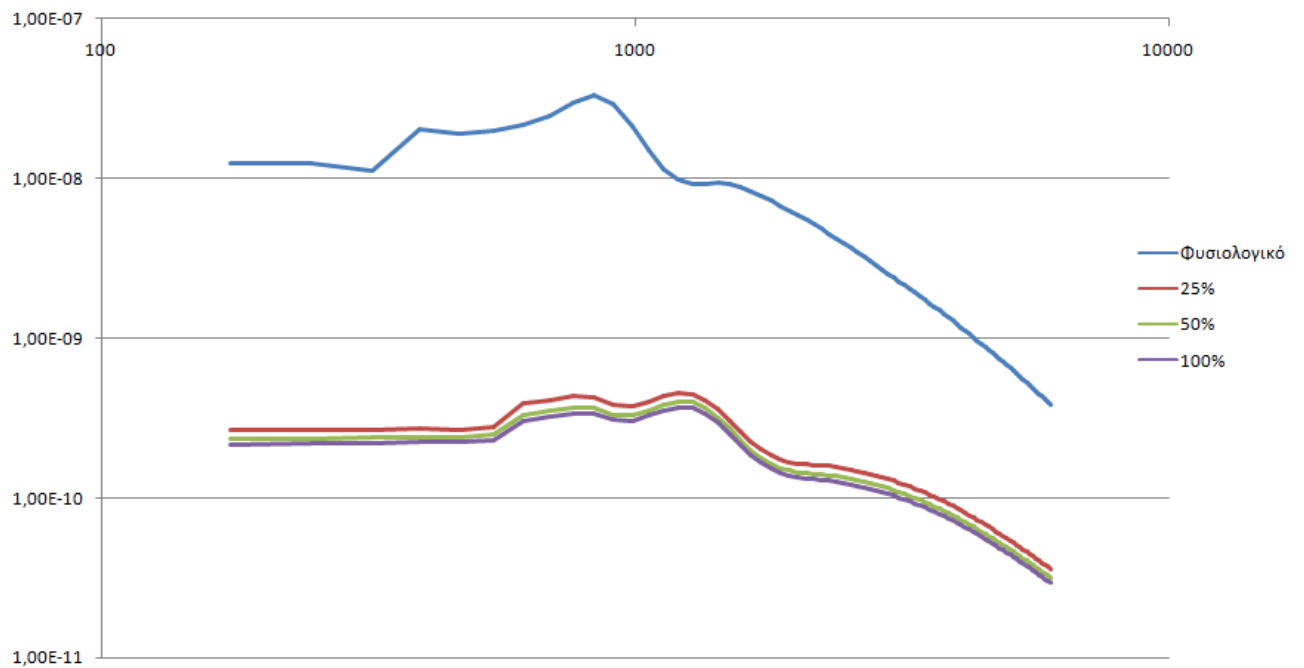
(γ)

Εικόνα 42:

Σύγκριση μεταξύ ωτοσκληρυντικών εστιών

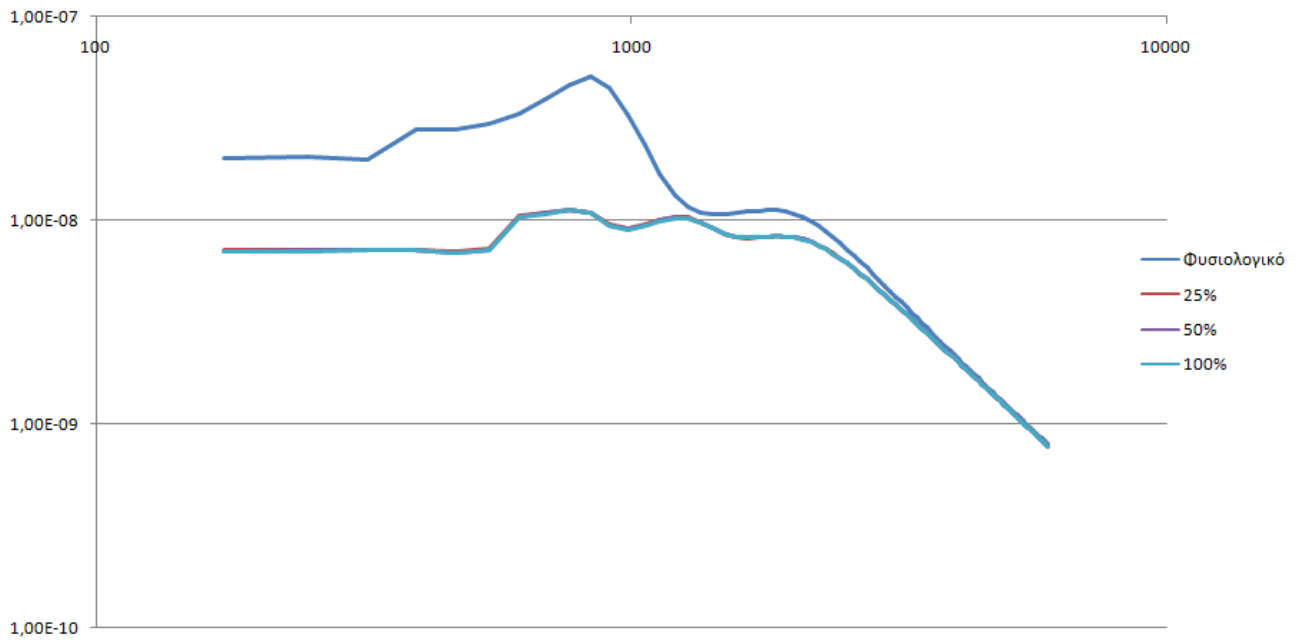
(α) 25% (β) 50% (γ) 100%

Αρχικά παρατίθεται η γραφική παράσταση πλάτους στον αναβολέα:



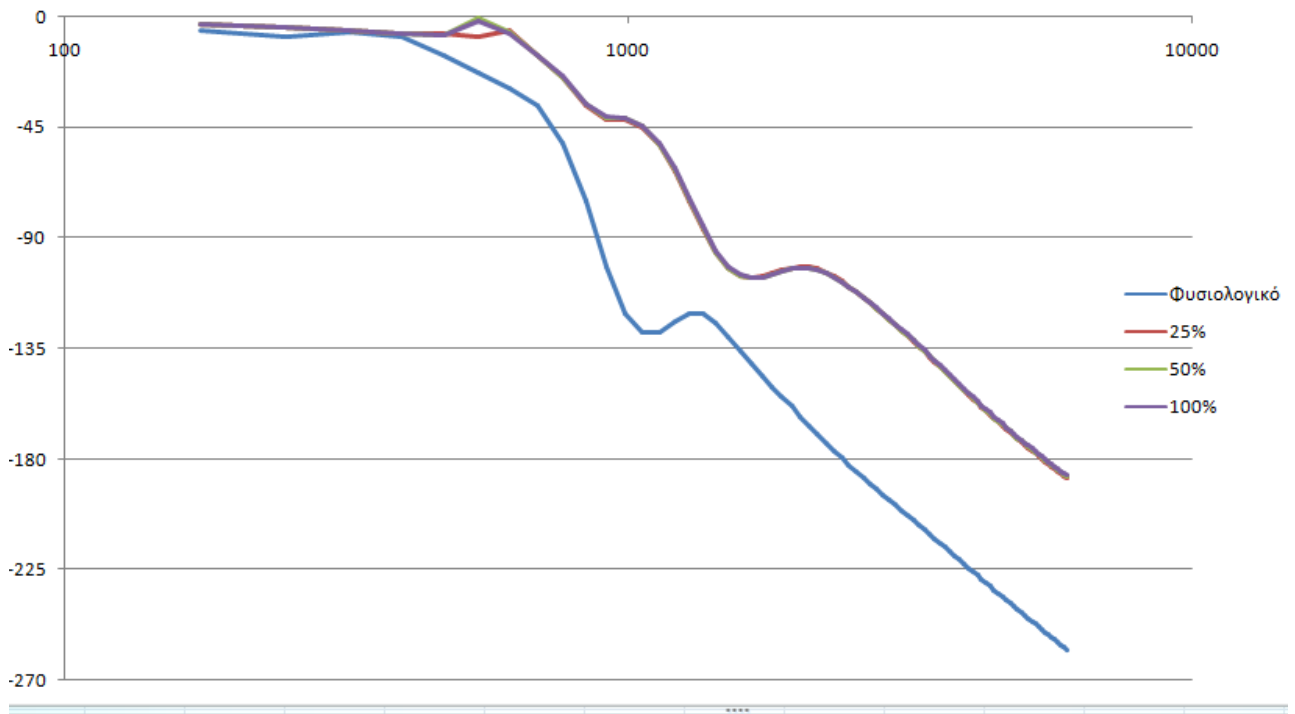
Εικόνα 43 : Διάγραμμα πλάτους-συχνότητα stapes footplate

Εν συνεχεία, παρατίθεται το πλάτος στη φακοειδή απόφυση, όπου έχουμε :



Εικόνα 44 : Διάγραμμα πλάτους-συχνότητας στη φακοειδή απόφυση(umbo)

Τέλος, παρατίθεται το διάγραμμα φάσης σε συνάρτηση με τη συχνότητα :



Εικόνα 45 : Διάγραμμα φάσης-συχνότητας

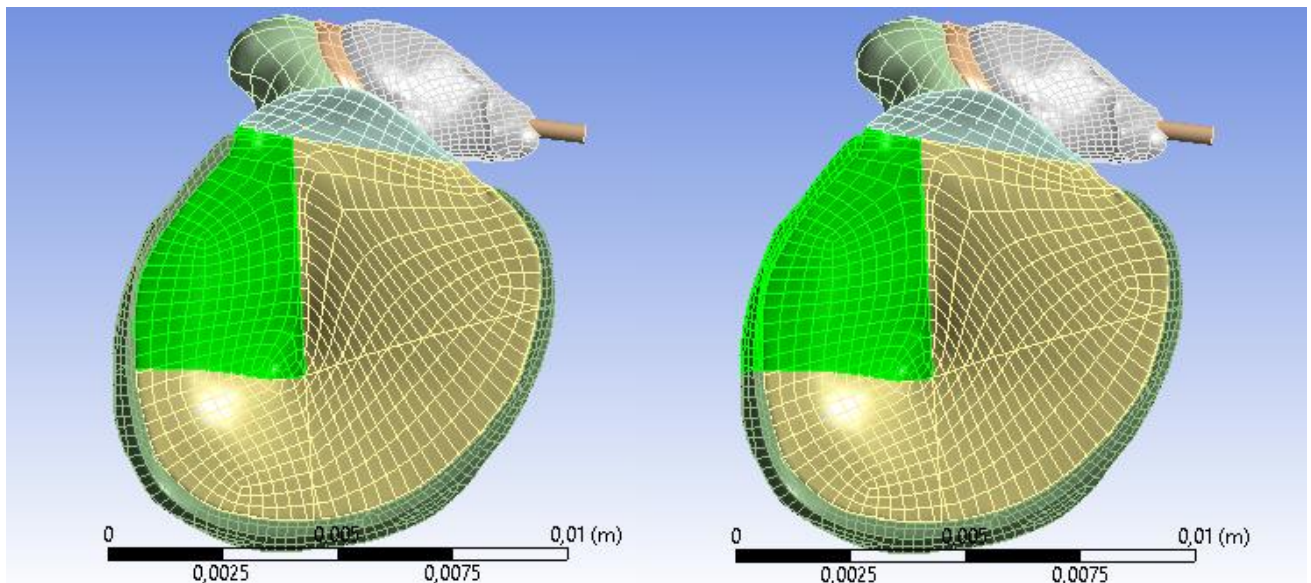
5.2 Αποτελέσματα Τυμpanοσκληρυνσης

Για την μελέτη της παθολογίας της τυμpanοσκληρυνσης, ο σκοπός των προσομοιώσεων που πραγματοποιήθηκαν ήταν για να διαπιστώσουμε σε τι βαθμό επηρεάζεται το εξαγόμενο πλάτος όταν για το ίδιο μέγεθος τυμpanοσκληρυντικής εστίας, συμμετέχει ο αντίστοιχος δακτυλιοειδής σύνδεσμος και επιπροσθέτως πόσο επηρεάζεται το πλάτος ανάλογα το μέγεθος της εστίας. Για τους παραπάνω λόγους πραγματοποιήθηκαν οι κάτωθι προσομοιώσεις :

- Ανάπτυξη εστίας στο 25% της επιφάνειας της τυμpanικής μεμβράνης χωρίς συμμετοχή συνδέσμου
- Ανάπτυξη εστίας στο 25% της επιφάνειας της τυμpanικής μεμβράνης με συμμετοχή του συνδέσμου
- Ανάπτυξη εστίας στο 50% της επιφάνειας της τυμpanικής μεμβράνης
- Ανάπτυξη εστίας στο 100% της επιφάνειας της τυμpanικής μεμβράνης

5.2.1 Σύγκριση εστίας με και χωρίς εξάπλωση της στο σύνδεσμο

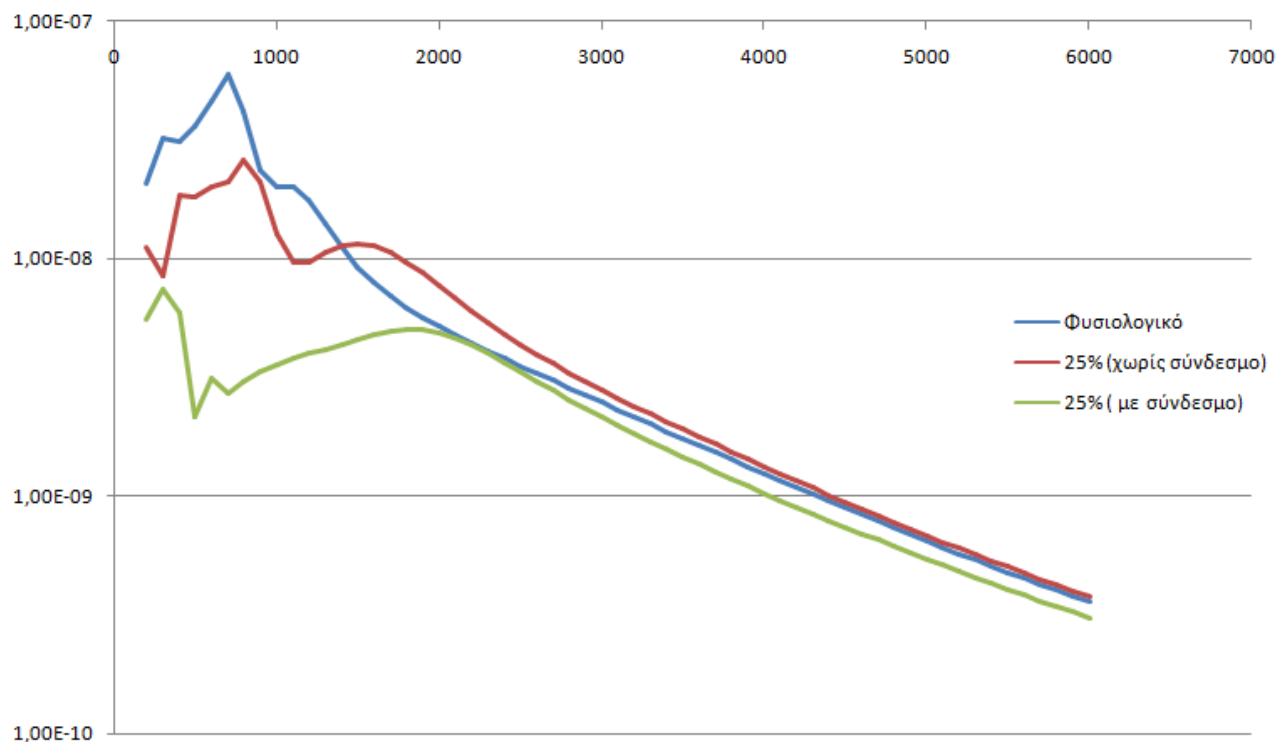
Στην ενότητα αυτή, προσπαθούμε να προσδιορίσουμε το αν επηρεάζει το εξαγόμενο πλάτος η συμμετοχή του δακτυλιοειδής συνδέσμου, για το ίδιο μέγεθος τυμpanοσκληρυντικής εστίας όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα :



Εικόνα 46 : Πιθανές θέσεις ανάπτυξης τυμpanοσκληρυνσης

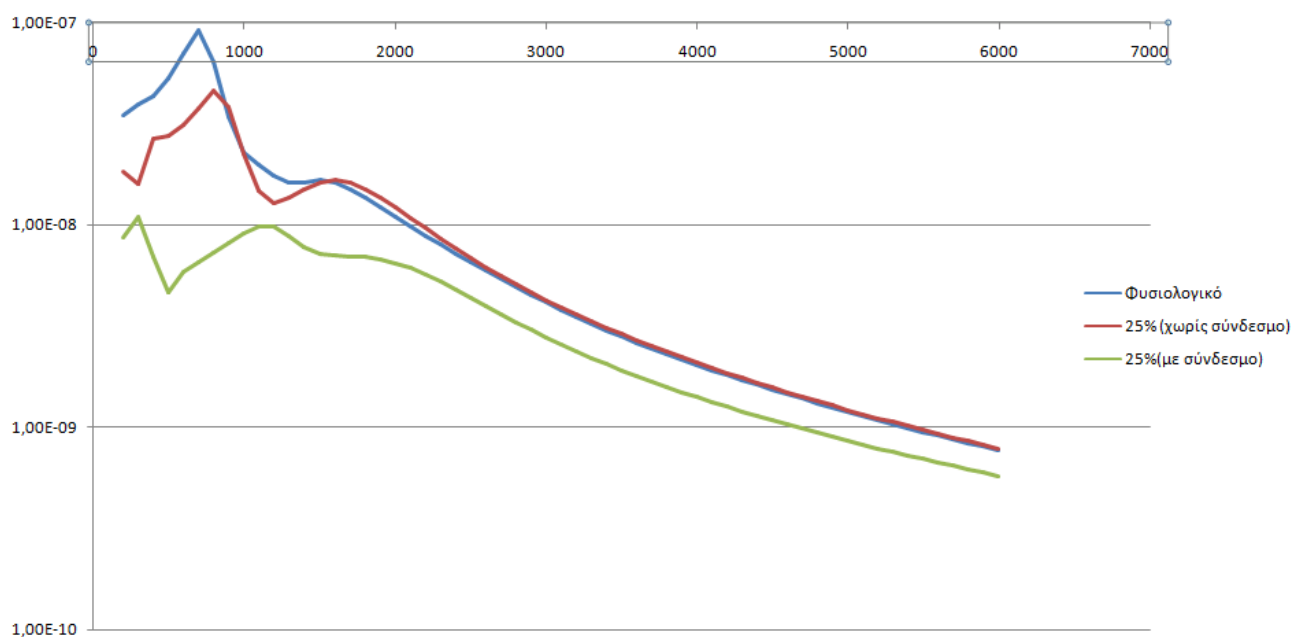
(α) χωρίς συμμετοχή του συνδέσμου (β) με συμμετοχή του συνδέσμου

Αρχικά, παρατίθεται το διάγραμμα πλάτους συχνότητας με μετρούμενο σημείο τον αναβολέα



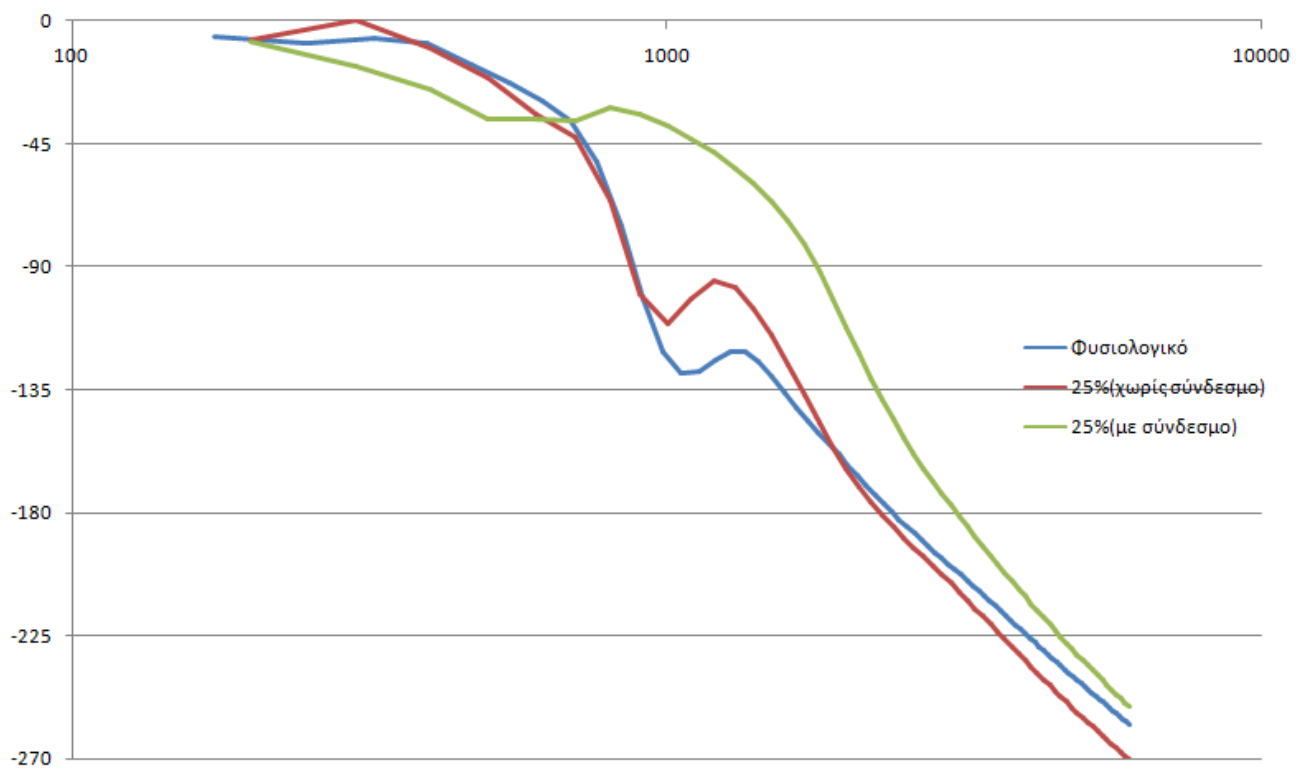
Εικόνα 47 : Διάγραμμα πλάτους –συχνότητας stapes footplate

Εν συνεχεία παρατίθεται το διάγραμμα πλάτους συχνότητας στη φακοειδή απόφυση :



Εικόνα 48: Διάγραμμα πλάτος-συχνότητα στη φακοειδή απόφυση(umbo)

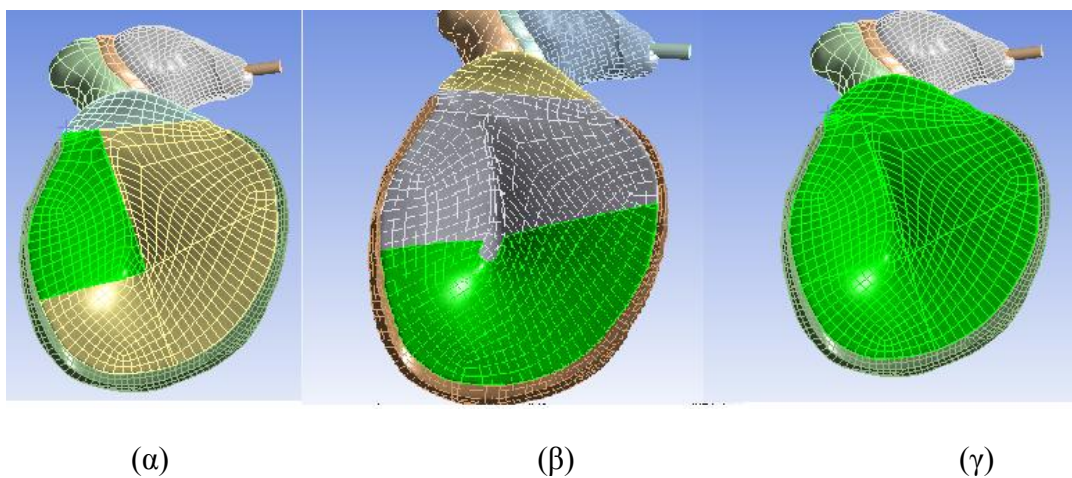
Τέλος παρατίθεται το διάγραμμα φάσης συχνότητας, όπου έχουμε :



Εικόνα 49: Διάγραμμα φάσης-συχνότητας

5.2.2 Σύγκριση μεταξύ εστιών με αντίστοιχα εμβαδά 25 %, 50 % και 100%

Στην ενότητα αυτή, προσπαθούμε να προσδιορίσουμε αν επηρεάζεται το εξαγόμενο πλάτος από το μέγεθος της τυμπανοσκληρυντικής εστίας. Είναι σημαντικό να σημειώσουμε ότι σε καμία από τις εν λόγω προσομοιώσεις δεν συμμετέχει ο δακτυλοειδής σύνδεσμος(tympanic annular ligament).



(α)

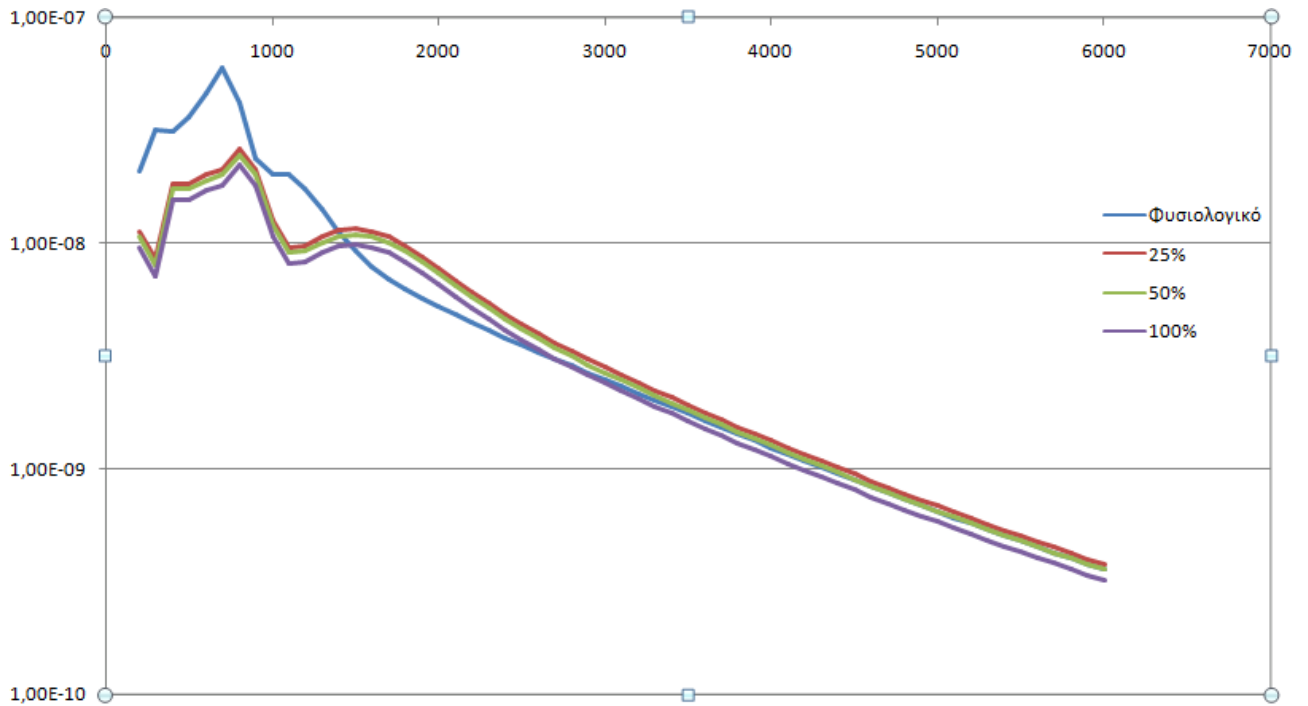
(β)

(γ)

Εικόνα 50: Σύγκριση μεταξύ τυμπανοσκληρυντικών εστιών

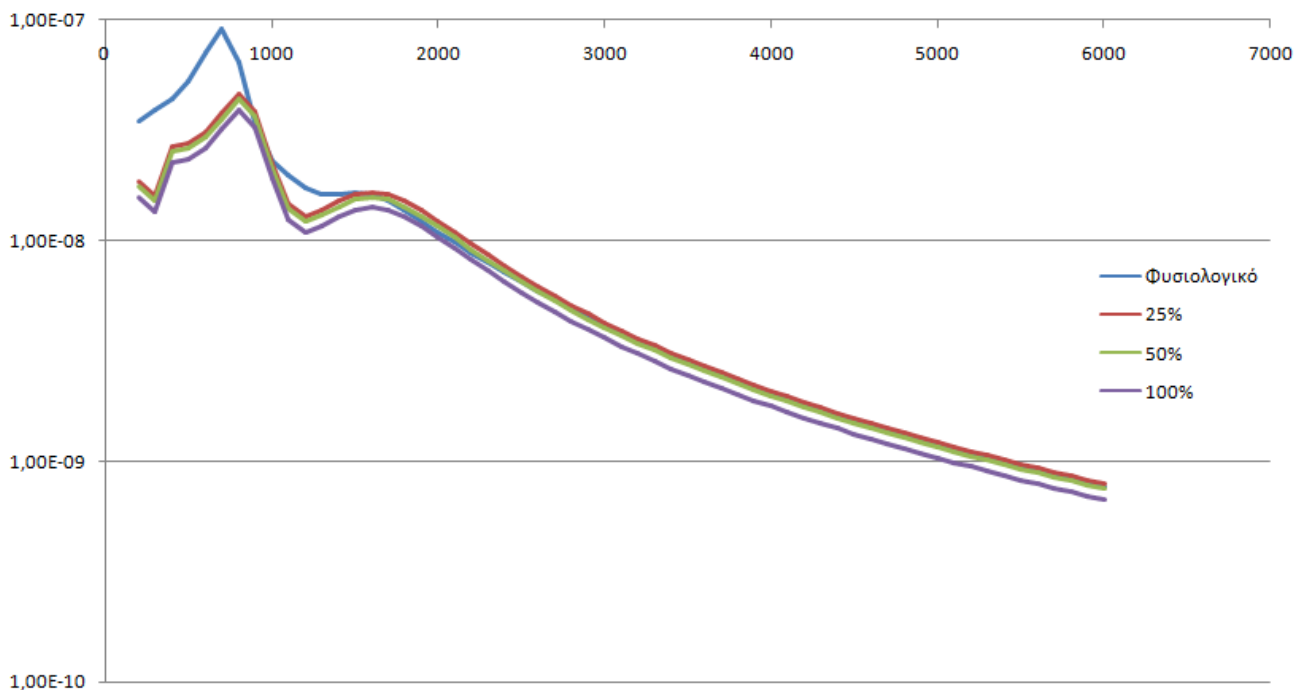
(α) εμβαδόν 25% (β) εμβαδόν 50% (γ) εμβαδόν 100%

Αρχικά παρατίθεται το διάγραμμα πλάτους συχνότητας μετρημένο στον αναβολέα :



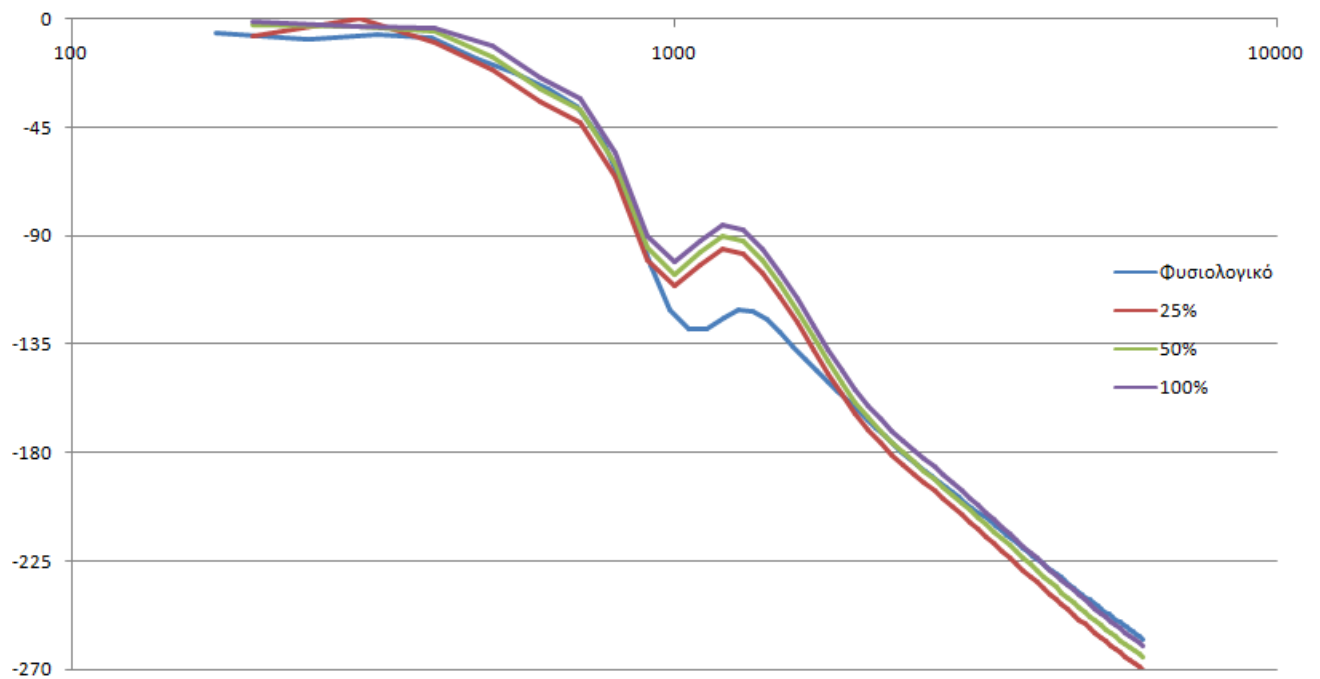
Εικόνα 51: Διάγραμμα πλάτους-συχνότητας stapes footplate

Εν συνεχεία παρατίθεται το διάγραμμα πλάτος συχνότητας στη φακοειδή απόφυση:



Εικόνα 52 : Διάγραμμα πλάτους-συχνότητας στη φακοειδή απόφυση(umbo)

Τέλος, παρατίθεται και το διάγραμμα φάσης-συχνότητας :



Εικόνα 53: Διάγραμμα φάσης –συχνότητας

5.3 Βιβλιογραφία κεφαλαίου

[1] <http://www.mathworks.com/help/matlab/ref/unwrap.html>

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

6.1 Συμπεράσματα ωτοσκληρύωσης

Μελετώντας προσεκτικά τα ευρήματα που προέκυψαν από το Κεφάλαιο 5, καταλήγουμε στα ακόλουθα συμπεράσματα για την παθολογία της ωτοσκληρύωσης :

- Η θέση της ωτοσκληρυντικής εστίας (πρόσθιο ή οπίσθιο χείλος) παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στη μεταβολή του πλάτους και κατά συνέπεια στην απώλεια της ακοής. Παρατηρούμε ότι όταν η εστία εμφανίζεται στη θέση προτίμησης (πρόσθιο χείλος) παρατηρείται σημαντική απώλεια ακοής. Πιο αναλυτικά σε χαμηλές συχνότητες γύρω στα 200 Hz παρατηρείται απώλεια ακοής γύρω στα 33.5 dB, στα 500Hz έχουμε απώλειες γύρω στα 36.5 dB ενώ οι απώλειες μεγιστοποιούνται στα 837.5 Hz όπου έχουμε απώλεια 38dB. Στις μεγαλύτερες συχνότητες οι απώλειες είναι μικρότερες, αναφέροντας ενδεικτικά ότι στα 3000Hz έχουμε απώλειες 25.5 dB ενώ στα 6000Hz οι απώλειες είναι 21dB. Όταν όμως η εστία αναπτυχθεί ακριβώς αντιδιαμετρικά (οπίσθιο χείλος) παρατηρείται το φαινόμενο να μην υπάρχει σχεδόν καθόλου απώλεια πλάτους. Οι βιβλιογραφικές πηγές, όπως ήδη αναφέραμε, είναι πολύ περιορισμένες σε αυτό το συγκεκριμένο κομμάτι και δεν είμαστε σε θέση να ταυτοποιήσουμε με ακρίβεια τα συγκεκριμένα αποτελέσματα.
- Η συχνότητα συντονισμού στις προσομοιώσεις όπου είχαν κάποια ωτοσκληρυντική εστία είναι μετατοπισμένη προς τα άνω κατά 368.5 Hz. Πιο συγκεκριμένα, η συχνότητα συντονισμού για το μοντέλο μας χωρίς κάποια παθολογία εντοπιζόταν στα 837.5 Hz ενώ για τα ωτοσκληρυντικά μοντέλα εντοπίζεται στα 1206 Hz. Η συγκεκριμένη διαπίστωση, συμφωνεί με τα βιβλιογραφικά δεδομένα αφού αυξήθηκε η συνολική δυσκαμψία του συστήματος, με αποτέλεσμα η συχνότητα συντονισμού να μετατοπίζεται προς τις υψηλότερες συχνότητες.
- Η απώλεια πλάτους και κατά συνέπεια η απώλεια ακοής στον ασθενή μεγαλώνει, όσο μεγαλώνει και η ανάπτυξη της ωτοσκληρυντικής εστίας. Παρατίθεται ένας πίνακας για τις προσομοιώσεις όπου φαίνεται με μαθηματική ακρίβεια το παραπάνω συμπέρασμα :

	1 ^ο (25%)	2 ^ο (50%)	3 ^ο (100%)
200Hz	-33.4 dB	-34.41 dB	-35.07 dB
500Hz	-37.13 dB	-38 dB	-38.71 dB
837.5Hz	-37.79 dB	-39,06 dB	-40.1 dB
1000Hz	-34.2 dB	-35.4 dB	-36.25 dB
3000Hz	-25.42 dB	-26.54 dB	-26.54 dB
6000Hz	-20.87 dB	-21.6 dB	-21.6 dB

Πίνακας 5 : Απώλειες (σε dB) ανάλογα το μέγεθος της εστίας

6.2 Συμπεράσματα τυμπανοσκλήρυνσης

Μελετώντας προσεκτικά τα αποτελέσματα από το κεφάλαιο 5 προέκυψαν τα κάτωθι συμπεράσματα τα οποία φαίνονται παρακάτω :

- Η απώλεια πλάτους και κατά συνέπεια η απώλεια ακοής στον ασθενή είναι αισθητά μεγαλύτερη όταν συμμετέχει και ο δακτυλοειδής σύνδεσμος. Οι μεγαλύτερες απώλειες εμφανίζονται ιδιαίτερος στις χαμηλές συχνότητες (< 1000 Hz). Πιο αναλυτικά παρατίθεται ο παρακάτω πίνακας :

	1° (25 % ligament excluded)	2° (25% ligament included)
200 Hz	-5,33 dB	-11, 43 dB
500 Hz	-5,95 dB	-24,47 dB
837.5 Hz	-4,21 dB	-22,84 dB
1000 Hz	-3,99 dB	-14,94 dB
3000 Hz	-1,06 dB	-1,24 dB
6000 Hz	-0,18 dB	-1, 31 dB

Πίνακας 6 : Απώλειες (σε dB) με ή χωρίς συμμετοχή του συνδέσμου

- Η απώλεια πλάτους δεν εμφανίζει αισθητή διαφορά όταν δεν συμμετέχει ο δακτυλοειδής σύνδεσμος, ανεξάρτητα του μεγέθους της τυμπανοσκληρυντικής εστίας. Πιο αναλυτικά έχουμε :

	1° (25%)	2° (50%)	3° (100%)
200 Hz	-5,33 dB	-5.73 dB	-6.73 dB
500 Hz	-5,95 dB	-6.38 dB	-7.33 dB
837.5 Hz	-4,21 dB	-4.65 dB	-5.62 dB
1000 Hz	-3,99 dB	-4.48 dB	-5.52 dB
3000 Hz	-1,06 dB	-0.61dB	-0.34 dB
6000 Hz	-0,18 dB	-0.5 dB	-0.42 dB

Πίνακας 7 : Απώλειες (σε dB) ανάλογα του μεγέθους της εστίας

6.3 Γενικά Συμπεράσματα- Προοπτικές

Έχοντας μία πλήρη εικόνα τόσο των τελικών αποτελεσμάτων της προσομοίωσης, όσο και της αναλυτικής μεθοδολογίας που ακολουθήθηκε για την κατασκευή του μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων, καλούμαστε να κάνουμε μία αποτίμηση της διαδικασίας.

Αρχικά, στην παθολογία της ωτοσκληρύρυνσης επιβεβαιώσαμε την σημαντική απώλεια ακοής (σε dB) που έχει ο ασθενής όταν η εστία εμφανίζεται στο πρόσθιο χείλος (θέση προτιμήσεως) ενώ και η συχνότητα συντονισμού του συστήματος ήταν σε μεγαλύτερες συχνότητες, μιας και η συνολική μάζα του συστήματος αυξήθηκε. Όσον αφορά την εμφάνιση στο οπίσθιο χείλος τα αποτελέσματα παρουσιάζουν από μόνα τους πολύ σημαντικό ερευνητικό ενδιαφέρον, παρόλο που δεν εμφανίστηκε η απώλεια ακοής που αναμενόταν μιας και δεν υπάρχουν αντίστοιχα δεδομένα στη βιβλιογραφία. Επίσης, διαπιστώθηκε πως τα επίπεδα ακοής πέφτουν όσο μεγαλώνει η ωτοσκληρυντική εστία (όχι σε αναλογικό βαθμό) στη βάση του αναβολέα.

Επιπλέον, μελετώντας την παθολογία της τυμπανοσκληρύρυνσης διαπιστώσαμε πως η σημαντική απώλεια ακοής (σε dB) λαμβάνει χώρα μόνο όταν η τυμπανοσκληρυντική εστία εξαπλωθεί και στον δακτυλιοειδή σύνδεσμο του τυμπάνου. Στις περιπτώσεις εκείνες όπου η εστία εξαπλώθηκε μόνο στην επιφάνεια της τυμπανικής μεμβράνης (χωρίς την συμμετοχή του συνδέσμου) τα επίπεδα της ακοής των ασθενών είναι σχεδόν φυσιολογικά, ανεξαρτήτου της έκτασης της βλάβης.

Τέλος, εξήχθησαν χρήσιμα συμπεράσματα όσον αφορά και το μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων που χρησιμοποιήσαμε στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής. Το συγκεκριμένο μοντέλο, είναι από τα λίγα μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων που έχει τόσο μεγάλη γεωμετρική ακρίβεια αφού ακολουθεί πιστά τις πραγματικές γεωμετρίες του μέσου ωτός, με ιδιαίτερη έμφαση στο σύστημα των τριών ακουστικών οσταρίων. Παρόλα αυτά, το παραπάνω δεν σημαίνει πως δεν υπάρχουν προοπτικές βελτίωσης και επέκτασης του εν λόγω μοντέλου. Ενδεικτικά αναφέρουμε πως θα πρέπει να γίνει μείωση στον αριθμό των κόμβων του μοντέλου, χωρίς να «θυσιάζεται» η ακρίβεια στην γεωμετρία αφού στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων όσο μεγαλύτερος είναι αυτός ο αριθμός, τόσο μεγαλύτερος είναι και ο αριθμός των μαθηματικών εξισώσεων και κατά συνέπεια αυξάνεται σημαντικά και ο χρόνος επίλυσης του προβλήματος. Επιπλέον, σημαντική βελτίωση μπορεί να επιτευχθεί σε ήδη υπάρχουσες γεωμετρικές δομές που δεν αναπαριστώνται με μεγάλη ακρίβεια, όπως είναι αυτή της τυμπανικής μεμβράνης. Τέλος, υπάρχουν και δυνατότητες επέκτασης του μοντέλου αφού εάν για παράδειγμα σχεδιασθεί και ο έξω ακουστικός πόρος και συνδεθεί επιτυχώς με το υπάρχον μοντέλο του μέσου ωτός, δίνεται η δυνατότητα εξερεύνησης και άλλων πολλών περιπτώσεων.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ



Το λογισμικό προσομοίωσης ANSYS

Το ANSYS αποτελεί ένα από τα πιο δημοφιλή λογισμικά προσομοίωσης που χρησιμοποιείται ευρέως, ιδίως από μηχανικούς και βασίζεται στην μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Η εταιρία, συστάθηκε αρχικά το 1970 από τον Dr. John A.Swanson με αρχικό της σκοπό να είναι η ανάπτυξη της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων για πληθώρα προβλημάτων όπως είναι δυναμικά, κινηματικά και προβλήματα μεταφοράς θερμότητας. Η εταιρία απέκτησε την σημερινή της μορφή το 1994 όταν και εξαγοράστηκε από την TA Associates, ενώ τα δημοφιλέστερα λογισμικά προσομοίωσης της είναι τα ακόλουθα :

- ANSYS Fluent
- ANSYS CFX
- ANSYS Mechanical
- ANSYS Red Hawk
- ANSYS Workbench platform

Στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής εργασίας, το λογισμικό προσομοίωσης που χρησιμοποιήθηκε είναι το ANSYS Workbench platform, που ουσιαστικά αποτελεί την «εξέλιξη» του ANSYS Mechanical αφού και αυτό επιλύει βασικά προβλήματα μηχανικής αλλά το interface της εφαρμογής είναι αισθητά αναβαθμισμένο (πιο φιλικό στον χρήστη) ενώ δεν απαιτείται πια από τον χρήστη να γνωρίζει το μεγάλο πλήθος εντολών(commands) με τις οποίες προγραμματίζε στο Mechanical. Η εταιρία παρέχει την δυνατότητα στους φοιτητές μέσω του προγράμματος ANSYS Student να χρησιμοποιήσουν τα διάφορα λογισμικά της. Συνεπώς, στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής χρησιμοποιήθηκε το ANSYS Workbench Platform μέσω του συγκεκριμένου προγράμματος, ενώ παρακάτω παρατίθεται το license number της έκδοσης που χρησιμοποιήσαμε :

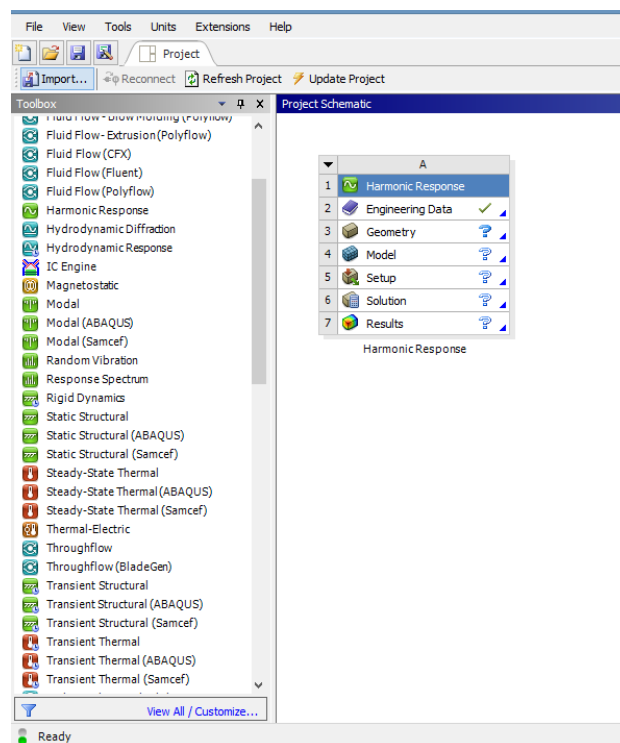
```

# Products licensed in this file:
# 1. ANSYS Academic Student: Lease expiring 31-Jan-2016

INCREMENT aa_t_i ansyslmd 9999.9999 31-jan-2016 uncounted \
  626A300AC504  VENDOR_STRING=customer:01055371  HOSTID=DEMO \
  SUPERSEDE ISSUED=23-jul-2015  START=23-jul-2015  TS_OK \
  SIGN2="00EB 8B34 164C 605D 8253 4334 0AEB A000 64E6 5381
6C76 \
  393C 6B6C 5E6E 5C5E"

```

Εικόνα 54: License number της έκδοσης

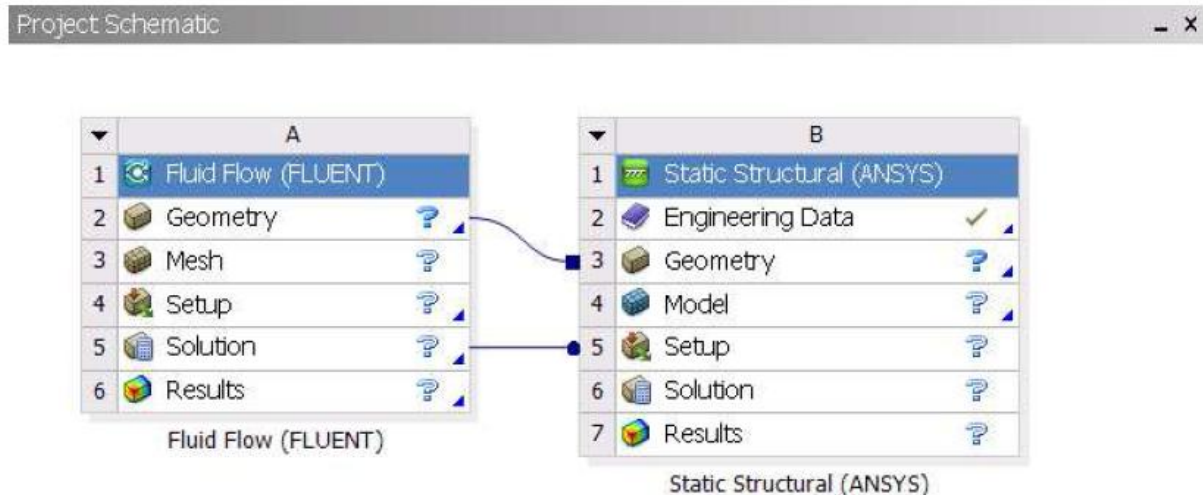


Εικόνα 55: Αρχική σελίδα του Workbench Platform

Ξεκινώντας στο ANSYS Workbench

Η αρχική επιφάνεια διεπαφής του λογισμικού (user interface) χωρίζεται, όπως φαίνεται και στην παραπάνω εικόνα, σε 2 βασικές περιοχές, το Toolbox και το Project Schematic. Στο Toolbox περιέχονται τα πρότυπα του συστήματος που μπορεί να χρησιμοποιήσει ο χρήστης για την δημιουργία του μοντέλου. Πιο αναλυτικά, εδώ παρουσιάζονται οι τύποι των δεδομένων που μπορούν να προστεθούν στο μοντέλο ενώ η γενικότερη λειτουργία του Toolbox εξαρτάται άμεσα από τα «συμφραζόμενα του συστήματος» (context sensitive),

αφού οποιαδήποτε αλλαγή στο Project Schematic ή σε άλλα εργασιακά περιβάλλοντα, αντικατοπτρίζεται άμεσα στην καρτέλα του Toolbox. Επιπλέον, υπάρχει μία μπάρα με τις πιο συχνά χρησιμοποιούμενες συναρτήσεις έτσι ώστε με ταχύτητα και ευελιξία να μπορεί ο χρήστης να τροποποιεί το υπάρχον μοντέλο. Το Project Schematic είναι η περιοχή της διεπαφής όπου ο χρήστης διαχειρίζεται το μοντέλο. Εδώ, φαίνεται η ροή εργασιών του μοντέλου, ενώ παρέχεται στον χρήστη μια οπτική αναπαράσταση μεταξύ των αντικειμένων του μοντέλου και τη σχέση τους μεταξύ τους. Υπάρχει επίσης η δυνατότητα για μεταφορά (διαμοιρασμός) δεδομένων μεταξύ διαφορετικών συστημάτων όπως φαίνεται και στην παρακάτω εικόνα :



Εικόνα 56 : Διαμοιρασμός δεδομένων μεταξύ των συστημάτων

Συστήματα και κελιά

Όπως ήδη προαναφέρθηκε, κάθε αντικείμενο που προστίθεται στο μοντέλο από το Toolbox αναπαριστάται σαν ένα σύστημα. Το κάθε σύστημα αποτελείται από ξεχωριστά στοιχεία που ονομάζονται κελιά. Για να οριστούν οι λεπτομέρειες της προσομοίωσης, τα συστήματα αλληλεπιδρούν μεταξύ τους, όμως πάντα σε επίπεδο κελιών. Εν συνεχεία παρουσιάζονται λεπτομερώς τα κελιά στη πλατφόρμα του Workbench :

(1) Engineering Data

Εδώ ορίζονται λεπτομερώς τα στοιχεία (υλικά) που συνθέτουν το πρόβλημα και τους δίνονται οι αντίστοιχες ιδιότητες υλικών. Παρέχεται στον χρήστη ένας μεγάλος κατάλογος από ιδιότητες υλικών για να κάνει τη σωστότερη επιλογή αλλά ακόμα και να μην υπάρχει το υλικό που θέλει, του δίνεται η δυνατότητα (χειροκίνητα) να εισάγει τις ιδιότητες που θέλει.

(2) Geometry

Εδώ ορίζεται με ακρίβεια η γεωμετρία του μηχανικού προβλήματος μέσω του Design Modeler. Πρόκειται για ένα πολύ χρήσιμο εργαλείο της πλατφόρμας όπου δίνεται η δυνατότητα στον χρήστη είτε να σχεδιάσει, εκ του μηδενός, την γεωμετρία (New Geometry) είτε να τροποποιήσει την γεωμετρία μίας παλιότερης συνεδρίας (Edit/ Replace Geometry), είτε και ακόμα να την εισάγει από άλλα σχεδιαστικά (CAD) προγράμματα (Update from CAD) .

(3) Model/ Mesh

Εδώ γίνεται η διαδικασία του πλέγματος, που στην μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων έχει τον σημαντικότερο ρόλο. Υπάρχει ένα πλήθος επιλογών για το ποιο πλέγμα (meshing) πρέπει να χρησιμοποιήσει ο χρήστης, αφού μία λανθασμένη επιλογή πλέγματος ενδέχεται να επηρεάσει την συνολική λύση του προβλήματος μας. Εκτός των άλλων, εδώ γίνεται η αντιστοίχιση (matching process) μεταξύ των μηχανικών ιδιοτήτων και της εκάστοτε περιοχής της γεωμετρίας. Είναι σημαντικό να αναφέρουμε επίσης πως δεν επιτρέπεται διαμοιρασμός δεδομένων στο κελί του Model μεταξύ δύο ήδη εγκατεστημένων συστημάτων αφού το meshing λαμβάνει υπόψιν -μεταξύ άλλων- την γεωμετρία, τα συστήματα συντεταγμένων, και τις συνδέσεις του εκάστοτε συστήματος που αυτά μπορεί να διαφέρουν από σύστημα σε σύστημα. Αντί αυτού, μπορεί να δημιουργηθεί ένα δεύτερο σύστημα βασισμένο στο Model του πρώτου (data sharing), αλλά δεν μπορούν να διαμοιραστούν δεδομένα αν το δεύτερο έχει ήδη δημιουργηθεί.

(4) Setup

Εδώ γίνεται η «χαρτογράφηση» του προβλήματος. Ορίζονται φυσικά μεγέθη ανάλογα με την φύση του προβλήματος (δύναμη, πίεση, ηλεκτρική τάση κτλ), όπως επίσης και οι οριακές συνθήκες για να μπορεί ο χρήστης να διαμορφώσει τα πλαίσια της επίλυσης του προβλήματος. Υπάρχει επίσης η δυνατότητα να εισάγει απευθείας το «σενάριο» του προβλήματος μέσω της εντολής Import case, για να μπορεί με ευκολία κρατώντας το ίδιο πλάνο επίλυσης να αλλάζει τιμές των παραμέτρων και να δει πως αυτές επηρεάζουν την εξαγόμενη λύση.

(5) Solution

Εδώ λαμβάνει χώρα η διαδικασία επίλυσης του προβλήματος. Δίνεται η δυνατότητα για διαμοιρασμό δεδομένων μεταξύ διαφορετικών συστημάτων, αφού μπορεί για παράδειγμα η λύση ενός συστήματος να αποτελεί τα δεδομένα εισόδου για κάποιο άλλο σύστημα.

(6) Results

Εδώ φαίνεται η διαθεσιμότητα και η κατάσταση των αποτελεσμάτων της ανάλυσης, ενώ συχνά αναφέρεται στην βιβλιογραφία και ως post-processing αφού ήδη το πρόβλημα έχει επιλυθεί. Από το συγκεκριμένο κελί δεν επιτρέπεται ο διαμοιρασμός δεδομένων με κανένα άλλο σύστημα.