



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

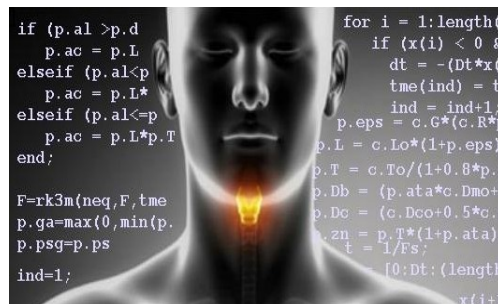
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΩΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ

ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Μοντελοποίηση της ταλάντωσης των φωνητικών χορδών

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ



Ιωάννα Ψύλλα

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

Αθήνα, Ιούλιος 2013



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΩΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Μοντελοποίηση της ταλάντωσης των φωνητικών χορδών

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ιωάννα Ψύλλα

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

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 01/07/2013

.....
Δ.-Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π

.....
Α. Μπίμπας
Επ. Καθηγητής
Ιατρική Σχολή ΕΚΠΑ

.....
Γ. Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π

Αθήνα, Ιούλιος 2013

.....
Ιωάννα Ψύλλα

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Ιωάννα Ψύλλα, 2013.

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.

Ευχαριστίες

Στο σημείο αυτό, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλλαν και βοήθησαν στην πραγματοποίηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή κ. Δημήτριο Κουτσούρη που μου έδωσε την ευκαιρία να ασχοληθώ με ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα, καθώς και για τη συνολική του ενίσχυση. Θα ήθελα, ακόμη, να ευχαριστήσω τον συνεπιβλέποντα καθηγητή της Ιατρικής Σχολής Δρ. Αθανάσιο Μπίμπα για την συνεχή και αποτελεσματική βοήθεια του και την στήριξη του πάνω στο αντικείμενο. Στη συνέχεια θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή Φωνής του Πανεπιστημίου της Arizona κ. Brad Story για την επικοινωνία και την βοήθεια που παρείχε.

Τέλος, δε θα μπορούσα να παραλείψω να ευχαριστήσω την οικογένεια μου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στην εποχή μας, η μοντελοποίηση φυσιολογικών συστημάτων του ανθρώπινου οργανισμού σε υπολογιστικά περιβάλλοντα στον Η-Υ είναι πολύ διαδεδομένη και εξελίσσεται ραγδαία, καθώς η ισχύς και η απόδοση των υπολογιστών αυξάνεται, οδηγώντας σε αποτελεσματικότερη και ρεαλιστική απεικόνιση, με σκοπό τόσο τη μελέτη της λειτουργίας του ανθρώπινου σώματος, όσο και τη πρόληψη και αντιμετώπιση της παθολογίας.

Στην εργασία αυτή, εξετάζεται το σύστημα φώνησης του ανθρώπου και πιο συγκεκριμένα τις φωνητικές χορδές. Αφού παρουσιαστεί ο τρόπος με τον οποίο παράγεται η φωνή και κατανοηθούν οι φυσικοί κανόνες που διέπουν την ταλάντωση των φωνητικών χορδών κατά τη φώνηση, πραγματοποιείται μία αναδρομή στα μοντέλα που έχουν αναπτυχθεί στο παρελθόν. Στη συνέχεια, σχεδιάζεται μία προσομοίωση των φωνητικών χορδών στο Matlab, βασισμένη στα απλά μοντέλα των συγκεντρωμένων στοιχείων (μαζών) χαμηλών διαστάσεων, που όμως εξελίσσουμε ώστε να περιλαμβάνει τη μελέτη της κίνησης των μυών του λάρυγγα. Τέλος, προκειμένου να εξακριβωθεί η αποτελεσματικότητα του μοντέλου, εξάγονται οι χαρακτηριστικές κυματομορφές της ροής του αέρα και της ταλάντωσης και συγκρίνονται με τις αντίστοιχες τιμές του εργαστηρίου.

Λέξεις Κλειδιά

φωνητικές χορδές, δράση μυών, μοντέλο τριών μαζών, σώμα-κάλυμμα, μέθοδος συγκεντρωμένων στοιχείων

ABSTRACT

Nowadays, computational modeling of physiological systems of the human body is very widespread and rapidly evolving, as the power and the attribution of computers increases, leading to more efficient and realistic representation, with the intention to study the function of human body and to prevent and treat any pathologies.

In this thesis, the phonation human system and more specifically the vocal folds are examined. After seeing the way that voice is produced and comprehending the physical rules of the vibration of vocal folds during phonation, a review of the models developed in the past is demonstrated. Then, a simulation of vocal folds is constructed, based on the simple lumped-element (mass) models of low dimensions, and evolved to include the consideration of the laryngeal muscle activation. Finally, to verify the effectiveness of the model, characteristic waveforms of the airflow and oscillation are extracted and compared with the corresponding values taken from the laboratory.

Key Words

vocal folds, muscle activation, three mass model, body-cover, lumped element method

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΦΩΝΗΣΗΣ..... 15

1.1 Ανατομία φωνητικών χορδών..... 15

1.1.1 Πως Παράγεται η Φωνή..... 15

1.1.2 Το Σύστημα Φώνησης..... 15

1.1.3 Ιστολογία των Φωνητικών Χορδών..... 19

1.2 Λειτουργία των Φωνητικών Χορδών..... 20

1.2.1 Φαινόμενο Bernoulli και Venturi..... 20

1.2.2 Ο Τρόπος Ταλάντωσης των Φωνητικών Χορδών..... 21

1.2.3 Παράμετροι της Ταλάντωσης..... 23

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΙΣΤΟΡΙΚΟ ΕΡΕΥΝΑΣ ΣΤΗ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΩΝ ΦΩΝΗΤΙΚΩΝ ΧΟΡΔΩΝ..... 27

2.1 Μοντέλα Συγκεντρωμένων Στοιχείων..... 27

2.2 Συνεχή Μοντέλα και Μοντέλα Πεπερασμένων Στοιχείων..... 32

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΣΩΜΑΤΟΣ-ΚΑΛΥΜΜΑΤΟΣ..... 35

3.1 Επιλογή Μοντέλου..... 35

3.1.1 Σκοπός Μοντελοποίησης..... 35

3.1.2 Περιγραφή Βασικών Λειτουργιών του Μοντέλου..... 36

3.1.3 Θεώρημα Μεταφοράς Μέγιστης Ισχύος..... 39

3.1.4 Βοηθητική Χρήση Μοντέλου Περιστρεφόμενης Ράβδου..... 40

3.2 Κανόνες και Εξισώσεις του Μοντέλου των Τριών Μαζών..... 44

3.2.1 Εξισώσεις Κίνησης..... 44

3.2.2 Μέθοδος Runge-Kutta για την Εύρεση των Μετατοπίσεων..... 46

3.2.3 Συσχέτιση Σταθερών των Συγκεντρωμένων Στοιχείων και Ελαστικότητας..... 47

3.2.4 Μηχανικές Ιδιότητες.....	51
3.3 Επίδραση των Μυών στην Ταλάντωση.....	54
3.3.1 Ανάπτυξη Κανόνων για τον Έλεγχο των Μυών.....	54
3.3.2 Τάση.....	61
3.3.3 Κανόνας Επιμήκυνσης.....	63
3.3.4 Κανόνας Κομβικού Σημείου.....	64
3.3.5 Κανόνες Όγκου και Βάθους.....	65
3.3.6 Κανόνας Προσαγωγής.....	66
3.3.7 Κανόνας Σύγκλισης.....	66
3.4 Γλωττιδική Επιφάνεια.....	67
3.4.1 Προσομοίωση Γλωττιδικής Επιφάνειας.....	67
3.4.2 Αεροδυναμική Πίεση και Ροπή.....	67
3.4.3 Κινητική Πίεση στην Έναρξη Ροής.....	71
3.4.4 Κινητήριες Δυνάμεις στο Κλείσιμο της Γλωττίδας.....	73
3.4.5 Σημείο και Επιφάνεια Επαφής.....	74
3.4.6 Γλωττιδική Επιφάνεια και Ροή.....	75
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	79
4.1 Παρουσίαση GUI	79
4.2 Τέσσερις Περιπτώσεις Φώνησης.....	83
4.2.1 Ελαφριά Φώνηση.....	84
4.2.2 Δυνατή Φώνηση.....	85
4.2.3 Φυσιολογική Φώνηση.....	86
4.2.4 Falsetto.....	87
4.3. Αποτελέσματα Μεταβολής Επιπέδων Μυϊκής Δραστηριότητας.....	89
4.2.1 Μεταβολή TA μύος.....	90
4.2.2 Μεταβολή CT μύος.....	93
4.2.3 Μεταβολή Δυσκαμψίας και Μάζας.....	96

4.4 Συμπεράσματα και Μελλοντικές Προοπτικές.....	98
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....	100
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	136

.

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1.1: Οπίσθια (α) και πρόσθια (β) όψη του λάρυγγα, αντίστοιχα

Εικόνα 1.2: Η κίνηση ολίσθησης (Α) και η κίνηση αιωρήσεως (Β) του κρικοθυρεοειδούς μυός

Εικόνα 1.3: Η περιστροφική κίνηση (Α), η κίνηση ολίσθησης (Β) και η δευτερεύουσα περιστροφική κίνηση του κρικοαρυταινοειδούς μυός.

Εικόνα 1.4: Το σύστημα των φωνητικών χορδών

Εικόνα 1.5: Οι φάσεις της ταλάντωσης των φωνητικών χορδών

Εικόνα 2.1: Το πρώτο μοντέλο φωνητικών χορδών με μία μάζα και ελατήριο

Εικόνα 2.2: Το μοντέλο των δύο μαζών των φωνητικών χορδών

Εικόνα 2.3: Το μοντέλο των τριών μαζών ή αλλιώς μοντέλο σώματος-καλύμματος

Εικόνα 2.4: Το μοντέλο της περιστρεφόμενης ράβδου (bar-plate)

Εικόνα 2.5: Το μοντέλο των δεκαέξι μαζών

Εικόνα 3.1: Από αριστερά το μοντέλο των τριών μαζών και δεξιά το μοντέλο της περιστρεφόμενης ράβδου (bar-plate)

Εικόνα 3.2: Γραφική παράσταση της δραστηριότητας του TA ΚΑΙ CT μυός σύμφωνα με τον κανόνα σύγκλισης (α) και της “σχεδόν ορθογώνιας” γλωττίδας (β).

Εικόνα 3.3: Γραφική παράσταση υπογλωττιδικής πίεσης και θεμελιώδους συχνότητας για διάφορες τιμές μήκους φωνητική χορδής

Εικόνα 3.4: Γραφική παράσταση υπογλωττιδικής πίεσης

Εικόνα 3.5: Φαινόμενο του Bernoulli

Εικόνα 3.6: Τα διαδιδόμενα (με δείκτη +) και ανακλώμενα (με δείκτη -) κύματα στην υπογλωττιδική και επιλαρυγγική περιοχή.

Εικόνα 3.7: Η γλωττίδα στην περίπτωση αφαίρεσης της φωνητικής οδούς.

Εικόνα 4.1: Το παράθυρο ελέγχου GUI του μοντέλου των τριών μαζών

Εικόνα 4.2: Αρχική κατάσταση του συστήματος των μαζών

Εικόνα 4.3: Το παράθυρο των κυματομορφών της γλωττιδικής επιφάνειας και της ταλάντωσης των τριών μαζών

Εικόνα 4.4: Το παράθυρο του μοντέλου της ταλάντωσης των φωνητικών χορδών

Εικόνα 4.5: Οι κυματομορφές γλωττιδικής επιφάνειας και ταλάντωσης των μαζών για ελαφριά φώνηση.

Εικόνα 4.6: Οι κυματομορφές γλωττιδικής επιφάνειας και ταλάντωσης των μαζών για δυνατή φώνηση.

Εικόνα 4.7: Οι κυματομορφές γλωττιδικής επιφάνειας και ταλάντωσης των μαζών για φυσιολογική φώνηση.

Εικόνα 4.8: Οι κυματομορφές γλωττιδικής επιφάνειας και ταλάντωσης των μαζών για falsetto.

Εικόνα 4.9: Οι κυματομορφές της γλωττιδικής επιφάνειας και της ταλάντωσης των τριών μαζών για $\alpha_{TA}=0.025$ (πάνω) και $\alpha_{TA}=0.3$ (κάτω).

Εικόνα 4.10: Οι κυματομορφές της γλωττιδικής επιφάνειας και της ταλάντωσης των τριών μαζών για $\alpha_{TA}=0.5$ (πάνω) και $\alpha_{TA}=0.8$ (κάτω).

Εικόνα 4.11: Οι κυματομορφές της γλωττιδικής επιφάνειας και της ταλάντωσης των τριών μαζών για $\alpha_{CT}=0.05$ (πάνω) και $\alpha_{CT}=0.3$ (κάτω).

Εικόνα 4.12: Οι κυματομορφές της γλωττιδικής επιφάνειας και της ταλάντωσης των τριών μαζών για $\alpha_{CT}=0.5$ (πάνω) και $\alpha_{CT}=0.7$ (κάτω).

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 3.1: Σταθερές των Εξ. (3.86) -(3.89)

Πίνακας 4.1: Αποτελέσματα θεμελιώδους συχνότητας F_0 και μέγιστης γλωττιδικής επιφάνειας A_{gmax} για τις διάφορες τιμές του α_{TA} .

Πίνακας 4.2: Αποτελέσματα θεμελιώδους συχνότητας F_0 και μέγιστης γλωττιδικής επιφάνειας A_{gmax} για τις διάφορες τιμές του α_{CT} .

Πίνακας 4.3: Αποτελέσματα δυσκαμψίας και μάζας για τις διάφορες τιμές του α_{TA}

Πίνακας 4.4: Αποτελέσματα δυσκαμψίας και μάζας για τις διάφορες τιμές του α_{CT}

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΦΩΝΗΣΗΣ

1.1. Ανατομία Φωνητικών Χορδών

1.1.1 Πώς Παράγεται η Φωνή

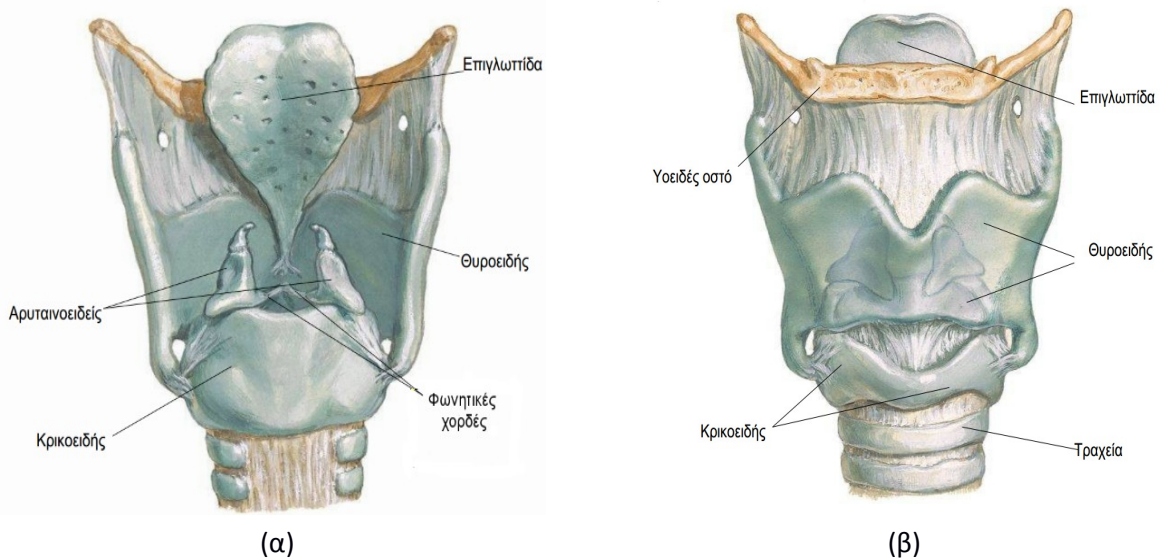
Η διαδικασία της μετατροπής της πίεσης του αέρα από τους πνεύμονες σε ηχητικές δονήσεις ονομάζεται φώνηση και πραγματοποιείται με τη βοήθεια τριών συστημάτων. Αρχικά, το σύστημα της αναπνοής παρέχει τη ροή αέρα και περιλαμβάνει τους άνω κοιλιακούς μύες, το διάφραγμα, τους πνεύμονες, το θώρακα, τους θωρακικούς μυς και την τραχεία. Έπειτα, το σύστημα της ταλάντωσης, το οποίο αποτελείται από το λάρυγγα και τις φωνητικές χορδές, μετατρέπει το προερχόμενο από τους πνεύμονες ρεύμα αέρα σε περιοδική παλμοσειρά. Τέλος, το σύστημα της φωνητικής οδού διαμορφώνει το φάσμα των παραγόμενων παλμών που φτάνουν σε αυτό, προσδίδοντας μοναδικά χαρακτηριστικά και χροιά σε κάθε ήχο. Η φωνητική οδός περιλαμβάνει την φαρυγγική, τη στοματική και τη ρινική κοιλότητα, καθώς και την γλώσσα και τα χείλη.

Στην εργασία αυτή θα εμβαθύνουμε στο δεύτερο σύστημα της ταλάντωσης και θα εξερευνήσουμε με τη βοήθεια του Matlab τον τρόπο με τον οποίο ο αέρας περνά μέσα από τις ελαστικές φωνητικές χορδές και τις αναγκάζει να δονούνται. Στην καθημερινή μας ζωή μπορούμε εύκολα να διαπιστώσουμε τη φώνηση τοποθετώντας ένα δάχτυλο στο λαιμό, στο ύψος του λάρυγγα και λέγοντας μια φράση εναλλάξ ψιθυριστά και με κανονική φωνή. Κατά τη διάρκεια της κανονικής ομιλίας, αλλά όχι της ψιθυριστής, είναι ιδιαίτερα αισθητή με την αφή η ταλάντωση των φωνητικών χορδών.

1.1.2 Το Σύστημα Φώνησης

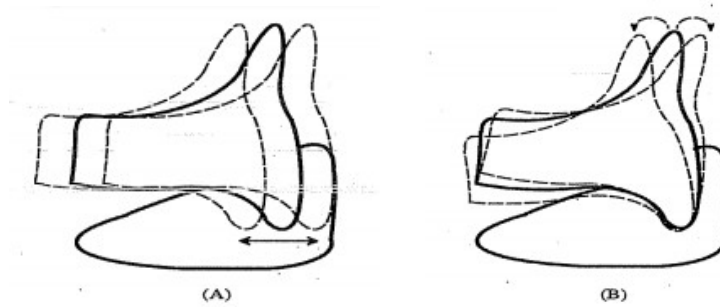
Οι φωνητικές χορδές, όπως διαπιστώσαμε παραπάνω, βρίσκονται στο λάρυγγα. Ο λάρυγγας αποτελείται από εννέα χόνδρους οι οποίοι συνδέονται μεταξύ τους με έναν ελαστικό υμένα και κινούνται από μύες. Εκτείνεται από τη ρίζα της γλώσσας μέχρι την κορυφή της τραχείας. Οι χόνδροι περιλαμβάνουν τρεις μονήρεις (κρικοειδής, θυρεοειδής και επιγλωττιδικός) και τρεις συνεζευγμένους (αρυταινοειδής, κερατοειδής, σφηνοειδής). Ο θυρεοειδής χόνδρος ωθεί τα μαλακά μόρια προς τα εμπρός, σχηματίζοντας το “μήλο του Αδάμ”.

Οι εξωτερικοί μύες περιλαμβάνουν τον ωμοϋοειδή, τον στερνοϋοειδή, τον στερνοθυρεοειδή κ.α. Προσαρμόζουν και σταθεροποιούν τη συνολική θέση του λάρυγγα εντός του λαιμού. Οι εσωτερικοί μύες περιλαμβάνουν τον κρικοθυρεοειδή, τον έξω και έσω θυρεοαρυταινοειδή και τον εγκάρσιο και λοξό αρυταινοειδή και είναι αυτοί που θα μας απασχολήσουν στην παρούσα μελέτη. Είναι υπεύθυνοι για την κίνηση των φωνητικών χορδών και τον έλεγχο που απαιτείται για τη ρύθμιση της θεμελιώδους συχνότητας, της έντασης και της τονικής ποιότητας της φωνής, σε συνδυασμό με την αεροδυναμική ρύθμιση.



Εικόνα 1.1: Οπίσθια (α) και πρόσθια (β) όψη του λάρυγγα, αντίστοιχα

Ο κρικοθυρεοειδής μυς βρίσκεται μεταξύ του κατώτερου τμήματος του θυροειδούς και του πλευρικού τοιχώματος του κρικοειδούς. Δύο είδη κινήσεων είναι δυνατά για την άρθρωση αυτή. Η μία είναι ολίσθηση από μπρος προς τα πίσω στη διεύθυνση του χόνδρου. Η δεύτερη κίνηση είναι μία κλίση ή αλλιώς κίνηση αιωρήσεως του χόνδρου γύρω από έναν άξονα που είναι παράλληλος στην ευθεία που ενώνει τα δύο τύμπανα του αυτιού όταν το κεφάλι είναι στραμμένο προς τα εμπρός. Ο συνδυασμός της κλίσης και της ολίσθησης του κρικοθυρεοειδούς μυός είναι η ανατομική βάση της επιμήκυνσης ή της σύσφιξης των φωνητικών χορδών και ο κύριος ρυθμιστής της θεμελιώδους συχνότητας.[6]



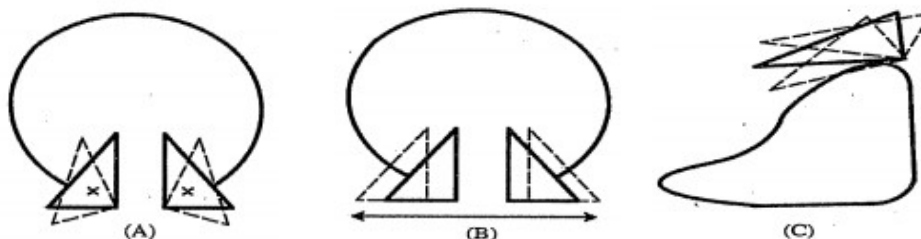
Εικόνα 1.2: Η κίνηση ολίσθησης (Α) και η κίνηση αιωρήσεως (Β) του κρικοθυρεοειδούς μυός

Οι κρικοαρυταινοειδής αρθρώσεις σχηματίζονται από τις πτυχές των αρθρώσεων του αρυταινοειδούς και του κρικοειδούς χόνδρου και του ζεύγους των κρικοαρυταινοειδών συνδέσμων. Βρίσκονται στην δεξιά και την αριστερή πλευρά του λάρυγγα και είναι συμμετρικές μεταξύ τους. Η σύνθετη κίνηση τους έχει γίνει αντικείμενο πολλών μαθηματικών και υπολογιστικών μελετών με διαφορούμενα και αντικρουόμενα αποτελέσματα ενείστε.

Αρχικά, υφίσταται μία περιστροφική κίνηση της κρικοαρυταινοειδούς άρθρωσης γύρω από τον άξονα της (ο κύριος άξονας περιστροφής). Η απόσταση των φωνητικών χορδών από τον άξονα περιστροφής έχει ως αποτέλεσμα τη μαζική κίνηση αυτών όταν ανοιγοκλείνει η γλωττίδα. Επιπλέον, η περιστροφική αυτή κίνηση ελαφρώς στενεύει τη φωνητική χορδή.

Κατά δεύτερον, υφίσταται μία γραμμική κίνηση ολίσθησης παράλληλη προς τον κύριο άξονα περιστροφής. Η κίνηση αυτή περιορίζεται σε περίπου 2 mm και τείνει να ελαττώσει ή να αυξήσει το μήκος των φωνητικών χορδών κατά τη διάρκεια των προσαγωγών των φωνητικών χορδών.

Μία τρίτη, αλλά πολύ περιορισμένη, κίνηση είναι η περιστροφή γύρω από δευτερεύοντα άξονα περιστροφής, ο οποίος βρίσκεται εξωτερικά της κρικοαρυταινοειδούς άρθρωσης, κοντά στο σημείο σύνδεσης του οπίσθιου κρικοαρυταινοειδούς συνδέσμου με το στρώμα του κρικοειδούς (lamina). Η κίνηση αυτή αποτελεί παράδειγμα εξωτερικής περιστροφής αλλά στις περισσότερες μελέτες θεωρείται αμελητέα ή ακόμη και αμφισβητήσιμη.

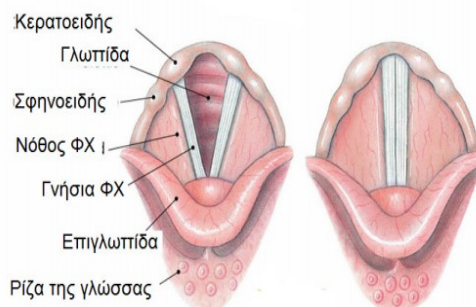


Εικόνα 1.3: Η περιστροφική κίνηση (Α), η κίνηση ολίσθησης (Β) και η δευτερεύουσα περιστροφική κίνηση του κρικοαρυταινοειδούς μύος.

Επομένως οι κινήσεις αυτές των κρικοαρυταινοειδών αρθρώσεων ευθύνονται για την προσαγωγή και την απαγωγή των φωνητικών χορδών, δηλαδή το κλείσιμο και το άνοιγμα των φωνητικών χορδών, αντίστοιχα . Ο πλευρικός κρικοαρυταινοειδής ονομάζεται προσαγωγός και ο οπίσθιος ονομάζεται απαγωγέας. Οι μεταξύ τους κινήσεις είναι ανταγωνιστικές και αντίθετες.

Δεδομένου, λοιπόν, ότι οι φωνητικές χορδές συνδέονται εμπρόσθια με τον θυρεοειδή και οπίσθια με τον αρυταινοειδή, ενώ παράλληλα ο θυρεοειδής και οι δύο αρυταινοειδείς συνδέονται μεταξύ τους με πολύπλοκες αρθρώσεις, είναι εφικτή μία σχεδόν άπειρη ποικιλία μετατοπίσεων των φωνητικών χορδών. Η πολυπλοκότητα αυτή καθιστά δύσκολη την ανάλυση των πιθανών κινήσεων των χορδών. Ωστόσο, σε αυτήν οφείλεται η απίστευτη ποικιλία ήχων που μπορεί να παράγει το ανθρώπινο σύστημα φώνησης.

Η κοιλότητα του λάρυγγα περιέχει δύο ζεύγη πτυχών, τις κοιλιακές πτυχές (ψευδείς φωνητικές χορδές) και τις φωνητικές πτυχές (αληθείς φωνητικές χορδές) , και χωρίζεται σε τρεις περιοχές: την αίθουσα, την κοιλία και την κάτω είσοδο στη γλωττίδα. Η γλωττίδα είναι η στενή σχισμή που δημιουργείται από το άνοιγμα μεταξύ των αληθών φωνητικών χορδών.



Εικόνα 1.4: Το σύστημα των φωνητικών χορδών

1.1.3 Ιστολογία των Φωνητικών Χορδών

Οι αληθείς φωνητικές χορδές καλύπτονται από πολύστιβο πλακώδες επιθήλιο, διότι υφίστανται μηχανική κάκωση και τριβή κατά τη φώνηση. Το επιθήλιο εμφανίζει δίκτυο ακρολοφιών κατά το ελεύθερο άκρο και την κατώτερη επιφάνεια τους, ενώ η ανώτερη επιφάνεια είναι επίπεδη. Επειδή οι φωνητικές χορδές δεν περιέχουν αδένες, το επιθήλιο τους είναι ευάλωτο σε αποξήρανση. Η λίπανση του γίνεται από τις εκκρίσεις των οροβλεννωδών αδένων που αφθονούν στη λαρυγγική κοιλία και τις κοιλιακές πτυχές. Οι ακρολοφίες που σχηματίζει το επιθήλιο συντελούν στην κατακράτηση των εκκρίσεων στην επιφάνεια του. Ο υποεπιθηλιακός συνδετικός ιστός των φωνητικών χορδών εμφανίζει **τρία στρώματα**. Το εξωτερικό στρώμα ονομάζεται χώρος του Reinke και αποτελείται από χαλαρή ινώδη ουσία με υφή ζελατίνης. Πρόκειται για το στρώμα που υφίσταται τις περισσότερες δονήσεις κατά τη φώνηση. Ο χώρος του Reinke στερείται λεμφαγγείων, Το ενδιάμεσο στρώμα, αποτελούμενο κυρίως από ελαστικές ίνες, μαζί με το εν τω βάθει στρώμα, που περιέχει ίνες κολλαγόνου, συνιστούν το φωνητικό σύνδεσμο. Το ενδιάμεσο στάδιο είναι, πρωτίστως, δομικό στοιχείο, καθώς στηρίζει τη φωνητική χορδή και συνδέει το βλεννογόνο (εξωτερικό στρώμα) με το εσωτερικό στρώμα. Εν τω βάθει του συνδέσμου εντοπίζεται ο φωνητικός μυς (θυροαρυταινοειδής).

Οι περιοχές όπου τα πέρατα των φωνητικών χορδών προσφύονται στο πρόσθιο και οπίσθιο τοίχωμα του λάρυγγα, ονομάζονται πρόσθιος και οπίσθιος σύνδεσμος. Οι παραπάνω περιοχές καλύπτονται από επιθήλιο αναπνευστικού τύπου και περιέχουν λεμφαγγεία. Προχωρώντας από την επιφάνεια προς το εσωτερικό των φωνητικών χορδών, τα στρώματα γίνονται σταδιακά όλο και πιο σκληρά. Αυτές οι διαφορετικές ιδιότητες των τριών στρωμάτων είναι υπεύθυνες για τη δόνηση των φωνητικών χορδών και τις αλλαγές σε ηχηρότητα και φωνητική ένταση.

Σήμερα, ωστόσο, στα περισσότερα μαθηματικά μοντέλα, έχει γίνει ο συμβιβασμός των δύο στρωμάτων. (body-cover μοντέλα). Έτσι, η φωνητική χορδή χωρίζεται στο εξωτερικό στρώμα ή αλλιώς κάλυμμα το οποίο αποτελείται από εύκαπτο, μη-συσταλτικό βλεννογόνο ιστό που χρησιμεύει ως ένα περίβλημα γύρω από το κυρίως εσωτερικό στρώμα, ενώ το κυρίως στρώμα ή σώμα αποτελείται από ίνες θυροαρυταινοειδών μυών και μερικούς συνδετικούς ιστούς. Το βάθος του φωνητικού συνδέσμου (ενδιάμεσο και εν τω βάθει στρώμα) μοιράζεται μεταξύ καλύμματος και σώματος. Την κίνηση αυτών των δύο στρωμάτων θα εξετάσουμε αναλυτικότερα, στη συνέχεια.

1.2 Λειτουργία των Φωνητικών Χορδών

1.2.1 Φαινόμενο Bernoulli και Venturi

Πρώτος ο Johannes Peter Muller (1801-1858, Γερμανός φυσιολόγος) το 1843 ανέπτυξε τη μυοελαστική-αεροδυναμική θεωρία της φώνησης, χάρη στην οποία μπορούμε σήμερα να κατανοήσουμε τον τρόπο με τον οποίο παράγεται η φωνή μας. Το πρόθεμα μυο- προέρχεται από το γεγονός ότι το μεγαλύτερο μέρος των χορδών είναι μύες ενώ το πρόθεμα -ελαστικό χρησιμεύει για να μας υπενθυμίσει την ελαστικότητα των χορδών και τον ενεργό έλεγχο των ελαστικών ιδιοτήτων τους. Ο όρος αεροδυναμική θεωρία σημαίνει ότι η θεωρία αχολείται με την κίνηση του αέρα και άλλων αέριων ρευστών, και με τις δυνάμεις που δραστηριοποιούνται σε σώματα εν κινήσει.

Η διαδικασία ξεκινάει όταν ο αέρας που προέρχεται από τους πνεύμονες περνάει μέσα από τις φωνητικές χορδές, εξαναγκάζοντας τις σε ταλάντωση. Αυτές ανοίγουν και κλείνουν ταυτόχρονα το πέρασμα του ρεύματος αέρα μέσα από αυτές. Κατά αυτόν τον τρόπο το ρεύμα αέρα διαμορφώνεται σε μια σειρά από μικρούς παλμούς, οι οποίοι αυξάνουν ανατακτά διαστήματα την πίεση του αέρα πάνω από την περιοχή της γλωττίδας. Η πίεση στη συνέχεια ελαττώνεται και αυξάνεται πάλι, μόλις οι φωνητικές χορδές επιτρέψουν στον επόμενο παλμό αέρα να περάσει. Έτσι, με το ενναλλάξ άνοιγμα και κλείσιμο του περάσματος του ρεύματος αέρα, οι ταλαντευόμενες φωνητικές χορδές παράγουν ένα ακουστικό σήμα που δημιουργείται από τις μεταβολές πίεσης του αέρα.

Η βάση της αεροδυναμικής θεωρίας είναι ότι η ελαστικότητα των φωνητικών χορδών τις επιτρέπει να δονούνται σύμφωνα με αεροδυναμικούς νόμους, όπως το φαινόμενο Bernoulli. Η δύναμη Bernoulli δημιουργείται όταν ένα αντικείμενο εμποδίζει ένα ρευστό όπως ο αέρας, να έχει ελεύθερη ροή και έτσι ορισμένα τμήματα της ροής αναγκάζονται να διανύσουν μεγαλύτερη απόσταση από τα υπόλοιπα τμήματα της ροής. Υπό αυτές τις συνθήκες, η ταχύτητα αυτών των τμημάτων γίνεται μεγαλύτερη γιατί αναγκάζονται να διανύσουν μεγαλύτερη απόσταση σε σχέση με τα τμήματα της ροής που κινούνται ελεύθερα. Μια τέτοια διαφορά ταχυτήτων μεταξύ τμημάτων της ίδιας ροής δημιουργεί μία υποπίεση η οποία είναι μέγιστη σε διεύθυνση κάθετη στη διεύθυνση της ελεύθερης ροής. Το μεσαίο τμήμα της ροής περνάει ανεπηρέαστο μέσα από τη σχισμή της γλωττίδας. Τα ακριανά τμήματα της ροής εκτρέπονται από τη διεύθυνση τους από τις φωνητικές χορδές και γιαυτό διανύουν μεγαλύτερη απόσταση. Επομένως δημιουργείται η απαραίτητη συνθήκη για τη δύναμη Bernoulli και τη δημιουργία υποπίεσης κατά μήκος των φωνητικών χορδών, η οποία τείνει να φέρει τις φωνητικές χορδές σε επαφή μεταξύ τους, δηλαδή να φράξει τη γλωττίδα.

Στην περίπτωση που η γλωττίδα είναι κλειστή η πίεση του αέρα είναι υψηλότερη κάτω από τη γλωττίδα. Όταν οι φωνητικές χορδές είναι σε τέτοια θέση, ώστε να ετοιμάζονται για φώνηση, τότε δεν μπορούν να αντισταθούν σε αυτή τη διαφορά πίεσης και ανοίγουν, επιτρέποντας στο νέο παλμό αέρα να περάσει. Ένας συγκεκριμένος τρόπος ταλάντωσης είναι απαραίτητη προϋπόθεση ώστε να μπορέσουν οι δυνάμεις Bernoulli να ελαττώνονται κατά τη διάρκεια του κλεισίματος της γλωττίδας και να αυξάνονται κατά τη διάρκεια του ανοίγματος της. Σε άλλη περίπτωση, δε θα μπορούσε να μεταδοθεί ενέργεια στον ιστό και η ταλάντωση θα έφθινε, μέχρις ότου οι φωνητικές χορδές να σταματήσουν να πάλλονται και να επανέλθουν στο σημείο ηρεμίας τους.

Ένα άλλο φαινόμενο που παρατηρείται κατά την φώνηση είναι το φαινόμενο Venturi, που πήρε το όνομα του από τον ιταλό επιστήμονα Giovanni Batista Venturi(1746-1822). Το φαινόμενο Venturi είναι η επιτάχυνση του ρευστού, όπως ο αέρας, όταν περνάει μέσα από μια περιοχή που παρουσιάζει στένωση. Συμβαίνει επειδή η υπογλωττιδική πίεση είναι μεγαλύτερη από την επιγλωττιδική, με αποτέλεσμα η ροή του αέρα να οδηγείται υπό πίεση από τους πνεύμονες προς τα πάνω μέσω του στενομένου ανοίγματος της γλωττίδας, προκαλώντας το ρεύμα αέρα να επιταχύνει προς τα πάνω, έξω από τη γλωττίδα, κατά τη διάρκεια μέρους του κύκλου της ταλάντωσης. Το φαινόμενο αυτό είναι σημαντικό για τη διαφοροποίηση του ακουστικού σήματος στη φωνητική οδό.

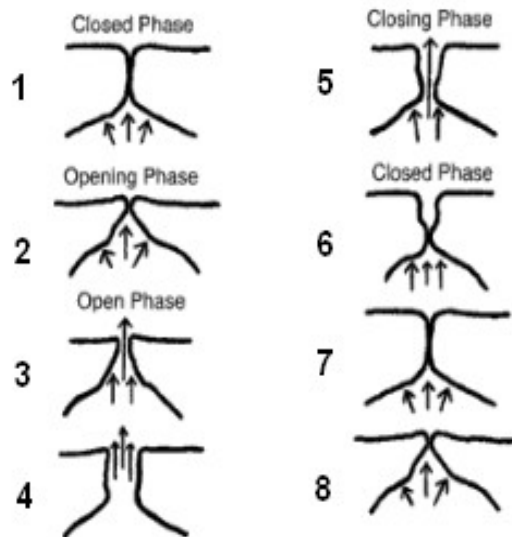
1.2.2 Ο Τρόπος Ταλάντωσης των Φωνητικών Χορδών

Ο κύκλος της ταλάντωσης των φωνητικών χορδών αποτελείται από τρεις φάσεις. Η πρώτη είναι η φάση του ανοίγματος, όπου οι φωνητικές χορδές χωρίζονται και αυξάνουν την έκταση της γλωττίδας. Η δεύτερη φάση είναι η φάση όπου οι φωνητικές χορδές κλείνουν, ή αλλιώς πλησιάζουν, μειώνοντας τη περιοχή της γλωττίδας. Τέλος, η φάση όπου οι χορδές έχουν κλείσει, και στην οποία παρατηρείται η μέγιστη επαφή τους. Η τελευταία φάση στην περίπτωση της αναπνοής δεν υφίσταται.

Ας εξετάσουμε τώρα την ακριβή κίνηση των φωνητικών χορδών. Κατά τη διάρκεια της φάσης του ανοίγματος το κατώτερο μέρος των φωνητικών χορδών (ή αλλιώς κάτω χείλος) χωρίζεται πριν από το ανώτερο(άνω χείλος). Το σχήμα της γλωττίδας όπως φαίνεται από κάτω προς τα πάνω είναι τριγωνικό, καθώς τα άνω χείλη δεν έχουν διαχωριστεί ακόμα. Αυτή η διαμόρφωση είναι γνωστή ως συγκλίνουσα γλωττίδα. Σταδιακά το άνοιγμα της γλωττίδας θυμίζει άνοιγμα φερμουάρ. Όταν έχουν χωριστεί οι φωνητικές χορδές και στο άνω μέρος τους, τότε θα επιτρέψουν το ρεύμα αέρα να διαπεράσει τη γλωττίδα. Τα άνω μέρη διαχωρίζονται λόγω της δύναμης της πίεσης του αέρα και της πλευρικής έλξης του ελαστικού ιστού. Στην πραγματικότητα, το άνω μέρος σύρεται κατά μήκος, αν και κάπως

καθυστερημένα, από την πλευρική κίνηση του κάτω μέρους. Στην κατάσταση αυτή, η υπογλωττιδική πίεση είναι μεγαλύτερη από την πίεση ακριβώς πάνω από τη γλωττίδα. (το ρευστό ρέει από τη μεγαλύτερη στη μικρότερη πίεση).[7]

Η φάση του κλεισίματος ξεκινάει με την επαφή των κάτω άκρων των φωνητικών χορδών (δηλαδή ένα ανεστραμμένο τρίγωνο), συνεχίζεται κατά μήκος των κάτω άκρων και ακολουθείται από την επαφή των στρωμάτων βλενογόννου. Αυτή η διαμόρφωση που είναι γνωστή ως αποκλίνουσα γλωττίδα οφείλεται στο φαινόμενο Bernoulli και προκαλεί μείωση της πίεσης και έλξη του κάτω χείλους των χορδών. Η κλειστή φάση δε σχετίζεται απαραίτητα με μια αυξανόμενη επαφή μεταξύ των φωνητικών χορδών, καθώς παρατηρείται συχνά ότι καθώς οι φωνητικές χορδές έρχονται σε επαφή σε ένα κατακόρυφο επίπεδο, μπορεί να χωριστούν την ίδια στιγμή σε ένα διαφορετικό κατακόρυφο επίπεδο.



Εικόνα 1.5: Οι φάσεις της ταλάντωσης των φωνητικών χορδών

Το παραγώμενο από τη γλωττίδα ηχητικό κύμα, πριν γίνει αντιληπτό από το ανθρώπινο αυτί, συναντάει τη **φωνητική οδό**. Η φωνητική οδός, λοιπόν, είναι ο δίαυλος διέλευσης του αέρα από το λάρυγγα προς το εξωτερικό περιβάλλον διαμέσου του στόματος και της μύτης. Αρθρωτές ονομάζονται τα μέρη της φωνητικής οδούς που με τη θέση ή την κίνηση τους μεταβάλλουν τη ροή του αέρα και συμβάλλουν έτσι στη διαμόρφωση των ήχων.

Η φωνητική οδός εκτείνεται από τη γλωττίδα μέχρι τα χείλη διαμέσου του φάρυγγα και της στοματικής κοιλότητας και περιλαμβάνει και τη ρινική κοιλότητα σε ορισμένες περιπτώσεις. Αποτελεί ένα αντηχείο, στο οποίο διαμορφώνεται ο ήχος που παράγεται στις φωνητικές χορδές, αλλά και οι ήχοι που παράγονται από τους ίδιους τους αρθρωτές μέσα της. Τέλος, η φωνητική οδός συμμετέχει κατά κάποιον τρόπο στη ταλάντωση των φωνητικών χορδών, καθώς αντανακλάει ένα μέρος του κύματος πίσω στη γλωττίδα, ενώ το υπόλοιπο διαφεύγει στο εξωτερικό περιβάλλον.

1.2.3 Παράμετροι της Ταλάντωσης

Στη συνέχεια απαριθμούμε τις σημαντικότερες παραμέτρους που χρειάζεται για να προσδιορίσουμε όσο το δυνατό ακριβέστερα την ταλάντωση των φωνητικών χορδών.

- **Ελαστικότητα ιστών:** αναφέρεται στην ελαστική αντίσταση των ιστών των φωνητικών χορδών και την ευκολία με την οποία οι χορδές επιστρέφουν στην αρχική θέση και σχήμα τους.
- **Διαφορά φάσης:** αναφέρεται στην κίνηση των διαφορετικών τμημάτων των φωνητικών χορδών σε αντίθετες κατευθύνσεις σε μια δεδομένη χρονική στιγμή και περιγράφει το βλεπνογόνο κύμα από το κατώτερο προς το ανώτερο άκρο
- **Διαφορά πίεσης:** αναφέρεται στη σχετική διαφορά μεταξύ της πίεσης ακριβώς κάτω και ακριβώς πάνω από τις φωνητικές χορδές. (μη ξεχνάμε ότι η κατώτερη πίεση πρέπει να είναι μεγαλύτερη από την ανώτερη ώστε να είναι δυνατή η ταλάντωση). Είναι δηλαδή η κινητήρια δύναμη της ταλάντωσης.
- **Ταχύτητα όγκου ή γλωττιδική ροή:** αναφέρεται στον όγκο του αέρα που ρέει μέσω της γλωττίδας συναρτήσει του χρόνου κατά τη διάρκεια της φώνησης. Μετράται κατά την έξοδο της από τη στοματική και ρινική κοιλότητα. Η γλωττιδική κυματομορφή είναι η γραφική παράσταση της ταχύτητας όγκου. Στον x-άξονα απεικονίζεται ο χρόνος, ενώ στον y-άξονα απεικονίζεται ο όγκος του αέρα. Η ροή του αέρα αυξάνεται από το μηδέν σχετικά σταδιακά σε σύγκριση με την διακοπή της ροής, η οποία συμβαίνει ταχύτερα.
- **Γλωττιδική αντίσταση:** είναι η αντίσταση της γλωττίδας έναντι της ροής του αέρα και αναφέρεται στη μέση αντίσταση πολλών κύκλων ταλάντωσης. Ισούται με την αναλογία της υπογλωττιδικής πίεσης και της ταχύτητας όγκου και έχει μονάδα μέτρησης cm του H₂O/L/sec.

- **Οριακή πίεση φώνησης:** αναφέρεται στην ελάχιστη υπογλωττιδική πίεση που απαιτείται για τη φώνηση και λαμβάνει τιμές μεταξύ 0.3 και 0.5 kPa, ενώ απαιτούνται 0.1 με 0.2 kPa για να διατηρηθεί η φώνηση. Εξαρτάται έμμεσα από το πάχος των φωνητικών χορδών και άμεσα από την θεμελιώδη συχνότητα, το ιξώδες, την ταχύτητα του κύματος, το διαχωρισμό των φωνητικών χορδών πριν την φώνηση και την αφυδάτωση του ιστού. Διαφέρει από άτομο σε άτομο λόγω των προαναφερθέντων εξαρτήσεων.
- **Θεμελιώδης συχνότητα:** αναφέρεται στη συχνότητα φώνησης. Επηρεάζεται από την υπογλωττιδική πίεση και το λαρυγγικό μυϊκό μηχανισμό ο οποίος καθορίζει το μήκος, την δυσκαμψία, την τάση και την ταλαντευόμενη μάζα των φωνητικών χορδών. Αύξηση της υπογλωττιδικής πίεσης οδηγεί σε αύξηση της συχνότητας και αύξηση της έντασης της φώνησης. Ακόμη, οι φωνητικές χορδές επιμηκύνονται ανάλογα με τη συχνότητα φώνησης. Όσο πιο λεπτές, επιμηκυνόμενες και υπό μεγαλύτερη τάση είναι οι φωνητικές χορδές, τόσο υψηλότερη συχνότητα παράγεται. Η μεγάλη τάση των φωνητικών χορδών επιτυγχάνεται με την αύξηση της απόστασης μεταξύ του θυρεοειδή και του αρυταινοειδή χόνδρου, που προκαλείται από τη σύσπαση των κρικοθυροειδών μυών. Όταν αυτοί οι μύες συσπώνται, ο κρικοειδής χόνδρος είναι υπό κλίση και πλησιάζει τον θυρεοειδή χόνδρο. Αν οι αρυταινοειδείς χόνδροι στους οποίους εισχωρούν οι φωνητικές χορδές είναι σταθεροί, η σύσπαση των κρικοθυροειδών μυών θα οδηγήσει σε επιμήκυνση των χορδών. Η σχισμή μεταξύ των πίσω τμημάτων των θυρεοειδών και κρικοειδών χόνδρων στενεύει όταν αυξάνει η συχνότητα φώνησης. Επιπλέον, η θεμελιώδης συχνότητα εξαρτάται από τη δυσκαμψία των ιστών των φωνητικών χορδών. Όσο μεγαλύτερη είναι η δυσκαμψία, τόσο μεγαλύτερη δύναμη απαιτείται για να μετατοπίσει τη χορδή από τη θέση ισορροπίας, και επομένως απαιτείται και μεγαλύτερη δύναμη επαναφοράς που οδηγεί τις φωνητικές χορδές στην αρχική τους θέση σε μικρότερο χρονικό διάστημα. Συνεπώς, μεγαλύτερη δυσκαμψία οδηγεί σε υψηλότερη συχνότητα ταλάντωσης. Ένας ακόμη παράγοντας που επηρεάζει τη θεμελιώδη συχνότητα είναι η μάζα ανα μονάδα μήκους. Όταν η ένταση στον ιστό αυξάνεται και οι φωνητικές χορδές επιμηκύνονται, η μάζα ανα μονάδα μήκους των χορδών μειώνεται. Φυσικά, η συνολική μάζα της χορδής δε μεταβάλλεται
- **Ένταση:** αναφέρεται στη δύναμη ανά μονάδα επιφάνειας και αυξάνεται με το τετράγωνο του πλάτους του ηχητικού κύματος. Εξαρτάται από την υπογλωττιδική πίεση, το κλείσιμο των φωνητικών χορδών, και τις προσαρμογές της φωνητικής οδού. Όσο μεγαλύτερη είναι η ένταση του κύματος τόσο μεγαλύτερη είναι και η διάρκεια της φάσης του κλεισίματος. Ακόμη όσο πιο γρήγορα κλείνουν οι φωνητικές χορδές, τόσο περισσότερη ενέργεια μεταδίδεται με τη μάζα του αέρα, άρα αυξάνεται η

ένταση. Τέλος η ένταση είναι ανάλογη με το βαθμό του κλεισίματος των φωνητικών χορδών, καθώς περιορισμένο κλείσιμο μπορεί να προκαλέσει απώλεια της ενέργειας και μη εξαρτώμενη από την ταλάντωση ροή αέρα.

- **Έναρξη της φώνησης:** αναφέρεται στις ποικίλες τοποθετήσεις των φωνητικών χορδών λίγο πριν τη φώνηση, και χωρίζεται σε τρεις κατηγορίες: ήπια, λαχανιασμένη και δυνατή φώνηση. Η ήπια φώνηση ξεκινάει από την ταυτόχρονη εκπνοή και προσαγωγή των φωνητικών χορδών στη μεσαία γραμμή. Στην περίπτωση της λαχανιασμένης φώνησης, η εκπνοή και η ροή του αέρα μέσω της γλωττίδας έχει ξεκινήσει πριν τη προσαγωγή των χορδών ενώ στη δυνατή φώνηση οι φωνητικές χορδές προσάγονται πριν την έναρξη της φώνησης. Η δυνατή φώνηση οδηγεί σε σημαντική συμπίεση των φωνητικών χορδών.

2. Ιστορικό έρευνας στη μοντελοποίηση των φωνητικών χορδών

2.1 Μοντέλα συγκεντρωμένων στοιχείων

Εδώ και πολλά χρόνια, οι ερευνητές προσπαθούν να προσομοιώσουν την ανθρώπινη φώνηση. Ποικίλα μηχανικά και μαθηματικά μοντέλα έχουν αναπτυχθεί για να περιγράψουν τις φωνητικές χορδές καθώς και τη διαδικασία της φώνησης. Οι μελέτες της εμβιομηχανικής των φωνητικών χορδών δίνουν μια εικόνα για την παραγωγή της φωνής, ενώ παρέχουν σημαντικές πληροφορίες σχετικά με την παθολογία του λάρυγγα. Η ανίχνευση της παθολογίας των φωνητικών χορδών όταν δεν υπάρχει οπτική ένδειξη για μορφολογικές ανωμαλίες του λάρυγγα έχει ιδιαίτερο ενδιαφέρον.

Η πολυπλοκότητα των φωνητικών χορδών, η ιστολογία και το σχήμα τους μας παρέχει τη δυνατότητα να αντιμετωπίσουμε το πρόβλημα με διαφορετικούς τρόπους. Συνεπώς το σύστημα των φωνητικών χορδών και η ταλάντωση του μοντελοποιείται με πολυάριθμους τρόπους, ανάλογα με το εκάστοτε πρόβλημα που θέλουμε να εστιάσουμε.

Τα απλούστερα μοντέλα παρουσιάζουν τις φωνητικές χορδές χρησιμοποιώντας τα βασικά μηχανικά στοιχεία ταλάντωσης, δηλαδή μάζες, ελατήρια και αποσβεστήρες. Γνωρίζουμε γενικά ότι στο σύστημα μάζας-ελατηρίου η δύναμη επαναφοράς δημιουργείται λόγω της επιμήκυνσης ή επιβράχυνσης του ελατηρίου και έχει αντίθετη φορά από τη φορά της μετατόπισης, τείνοντας να επαναφέρει το σύστημα στη θέση ισοροπίας. Έτσι, αν μετατόπισουμε τη μάζα, για παράδειγμα, προς τα αριστερά από τη θέση ισοροπίας, το ελατήριο σπρώχνει τη μάζα προς τα δεξιά, δηλαδή προς τη θέση ισοροπίας. Λόγω της αδράνειας η μάζα δε σταματάει στη θέση ισοροπίας αλλά την προσπερνάει με αποτέλεσμα να έχουμε ταλάντωση.

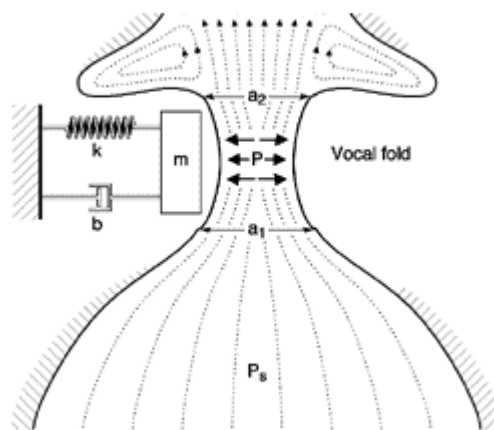
Η συχνότητα της ταλάντωσης είναι:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{K}{m}}$$

όπου K η σταθερά του ελατηρίου σε N/m και m η μάζα. Η σταθερά του ελατηρίου είναι ανάλογη με την ελαστικότητα των φωνητικών χορδών.

Το βασικό ερώτημα που τίθεται είναι πως επιτυγχάνεται η μείωση απώλειας ενέργειας στην αυτοσυντήρηση της ταλάντωσης κατά τη φώνηση. Η ταλάντωση μπορεί να παραμείνει αμείωτη μόνο αν μία δύναμη ασκηθεί εξωτερικά στο ταλαντούμενο σώμα η οποία αλλάζει με τη διεύθυνση της ταχύτητας. Μία τέτοια δύναμη παράγεται από τη ροή του αέρα διαμέσου της γλωττίδας, ή αν υπάρχει κυματοειδής κίνηση στο κάλυμμα των φωνητικών χορδών. Σημαντικό ρόλο στην αυτοσυντήρηση της ταλάντωσης έχει και η φωνητική οδός προς τα πάνω ή προς τα κάτω σε σχέση με τη γλωττίδα.

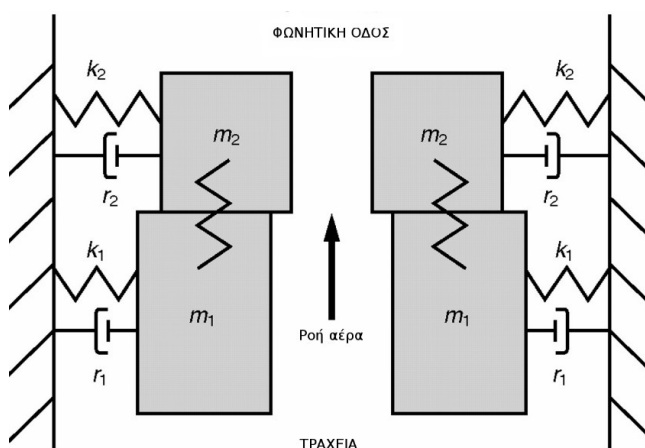
Στο πρώτο μοντέλο (Flanagan και Landgraf, 1968) η αναπαράσταση της φωνητικής χορδής έγινε με μία ενιαία μάζα η οποία είχε μόνο πλευρική μετατόπιση. Η μάζα αυτή συνδέεται σε έναν άκαμπτο τοίχο με ένα ελατήριο παράλληλο σε ένα αποσβεστήρα, τα οποία προσομοιώνουν την ελαστικότητα του ιστού και την απώλεια ενέργειας που απορροφάται από τον ιστό, αντίστοιχα. Το μοντέλο αυτό, έχοντας μόνο ένα βαθμό ελευθερίας, δε μπορεί να αντιπροσωπεύσει το κύμα, ενώ είναι απαραίτητη η προσθήκη ακουστικού σωλήνα για να διατηρηθεί η ταλάντωση. Παρόλο που το μοντέλο μίας μάζας δεν είναι επαρκές για ερευνητικούς σκοπούς, είναι ένα χρήσιμο διδακτικό εργαλείο για την εκμάθηση μερικών από τις θεμελιώδεις αρχές της αυτοσυντηρούμενης ταλάντωσης.



Εικόνα 2.1: Το πρώτο μοντέλο φωνητικών χορδών με μία μάζα και ελατήριο

Λίγο μετά την παρουσίαση του μοντέλου μίας μάζας, προτάθηκε μια ελαφρώς πιο σύνθετη εκδοχή (Ishizaka και Flanagan, 1972) στην οποία η φωνητική χορδή προσομοιάζεται με δύο μάζες στην κάθετη διάσταση.[10] Και πάλι, κάθε μάζα μπορεί να μετατοπιστεί μόνο πλευρικά, ενώ συνδέεται σε έναν άκαμπτο τοίχο με ελατήριο και αποσβεστήρα. Επιπλέον, οι

δύο μάζες είναι άμεσα συζευγμένες μεταξύ τους με ένα ακόμη ελατήριο ώστε να λαμβάνονται υπόψη οι διατμητικές δυνάμεις. Το μοντέλο αυτό έχει δύο βαθμούς ελευθερίας και έτσι επιτρέπει την αναπαράσταση του βλενογόννου κύματος, την διαφορά φάσης μεταξύ άνω και κάτω άκρου καθώς και τη συνολική πλευρική μετατόπιση του ιστού. Είναι, ομολογουμένως, μια απλοποιημένη διακριτοποίηση της δομής των ιστών των φωνητικών χορδών, αλλά παρέχει τις κατάλληλες συνθήκες για ταλάντωση με ή χωρίς την ύπαρξη του συζευγμένου τμήματος της φωνητικής οδού. Λόγω της απλότητας και της επαλήθευσης της με φυσιολογικά δεδομένα, το μοντέλο των δύο μαζών έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως στη προσομοίωση της ταλάντωσης των φωνητικών χορδών.

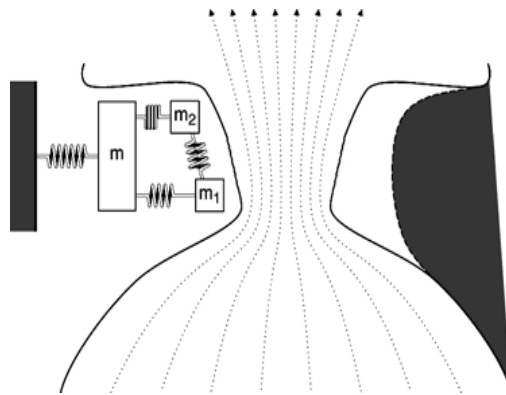


Εικόνα 2.2: Το μοντέλο των δύο μαζών των φωνητικών χορδών

Ένας περιορισμός των προαναφερθέντων μοντελών είναι ότι δε λαμβάνουν υπόψη την πολυεπίπεδη δομή των φωνητικών χορδών. Στο μοντέλο των δύο μαζών, η κατώτερη μάζα πρέπει να είναι μεγαλύτερη και παχύτερη από την ανώτερη μάζα ώστε να προσομοιωθούν τα αποτελέσματα του εσωτερικού στρώματος(στρώμα σώματος). Ωστόσο, εφόσον αυτή η διάταξη δεν επιτρέπει μια συζευγμένη ταλάντωση τόσο του επιφανειακού (κάλυμμα) όσο και του εσωτερικού στρώματος, το μοντέλο των δύο μαζών είναι ουσιαστικά περισσότερο ένα μοντέλο καλύμματος και λιγότερο μοντελο κάλυμματος-σώματος.

Παραλλαγές του μοντέλου αυτού έχουν γίνει από τον Story και τον Titze(1995), τον Wong(1991) και τον Titze(1973), στις οποίες ενσωματώνονται πρόσθετες μάζες ώστε να παρέχεται ανάλυση στο βάθος και στις διαμήκειες διαστάσεις. Ο Story και ο Titze προέβλεψαν τις γλωττιδικές πιέσεις βασισμένοι στην παραμόρφωση του ελατηρίου. Η υπολογιστική απλότητα αυτών των μηχανικών μοντελών δημιουργεί μία εξαιρετική βάση για την εξερεύνηση των πολύπλοκων θεωριών της αεροδυναμικής της φωνής.

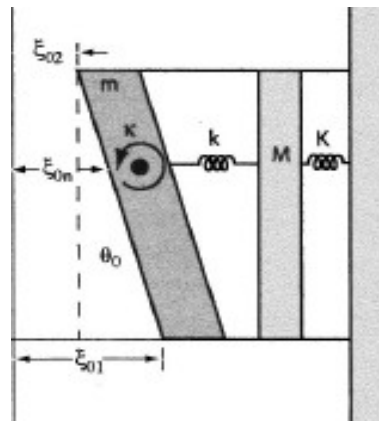
Συγκεκριμένα, η παρουσίαση του μοντέλου των τριών μαζών (Titze, 1995) ξεπερνάει τον περιορισμό της ταλάντωσης μόνο στο επιφανειακό στρώμα, καθώς περιλαμβάνει την επίδραση τόσο του επιφανειακού όσο και του εσωτερικού στρώματος των φωνητικών χορδών, ενώ διατηρεί την απλότητα του συστήματος. Στο μοντέλο αυτό έχει προστεθεί μια τρίτη μάζα, πλευρικά τοποθετημένη προς τις δύο εξωτερικές μάζες. Οι εξωτερικές μάζες συνδέονται με τη μάζα του σώματος με σύστημα ελατηρίου-αποσβεστήρα, το οποίο αντιπροσωπεύει την δυσκαμψία του εξωτερικού ιστού και την αποτελεσματική δυσκαμψία της σύζευξης μεταξύ σώματος και καλύμματος. Η μάζα του σώματος, με τη σειρά της, συνδέεται σε ένα άκαμπτο πλευρικό όριο με ένα ακόμη σύστημα ελατηρίου και αποσβεστήρα, που ευθύνεται για την αποτελεσματική δυσκαμψία του σώματος, η οποία εξαρτάται από το επίπεδο της συστολής του μυϊκού ιστού. Τέλος, για τον προσδιορισμό της διατμητικής δύναμης στο εξωτερικό, οι δύο επιφανειακές μάζες συνδέονται μεταξύ τους με σύστημα ελατηρίου-αποσβεστήρα. Ένα ακόμη πλεονέκτημα του μοντέλου αυτού είναι ο ρεαλιστικός έλεγχος των παραμέτρων που χαρακτηρίζουν τους ιστούς σώματος-καλύμματος, ενώ η διακριτοποίηση ακολουθεί πιο στενά ανατομικά όρια. Για παράδειγμα, μια συστολή του θυροαρυταινοειδούς μυός θα αυξήσει την δυσκαμψία του κυρίου σώματος, αλλά όχι απαραίτητα και του εξωτερικού στρώματος.



Εικόνα 2.3: Το μοντέλο των τριών μαζών ή αλλιώς μοντέλο σώματος-καλύμματος

Στο μοντέλο της περιστρεφόμενης ράβδου ή αλλιώς bar-plate (Liljencrants, 1991), που αποτελεί μία παραλλαγή του μοντέλου των τριών-μαζών, το στρώμα του καλύμματος αντιπροσωπεύεται από μία ράβδο, της οποίας η γωνία περιστροφής ελέγχεται, προκειμένου να εξετασθεί η διαφορά φάσης ή αλλιώς το βλεννογόνο κύμα μεταξύ άνω και κάτω άκρου της φωνητικής χορδής. Η ράβδος συνδέεται με ένα ελατήριο και ένα αποσβεστήρα στην

μάζα του σώματος, η οποία με τη σειρά της συνδέεται με σύστημα ελατηρίου-αποσβεστήρα σε ένα άκαμπτο όριο.

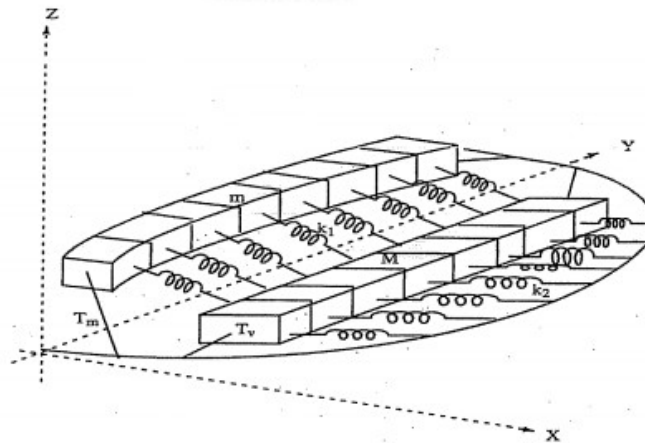


Εικόνα 2.4: Το μοντέλο της περιστρεφόμενης ράβδου (bar-plate)

Όλες οι παραμορφώσεις των φωνητικών χορδών περιλαμβάνουν μία λειτουργία διάτμησης. Το μοντέλο του συστήματος της μίας μάζας-ελατηρίου συλλαμβάνει μόνο μία λειτουργία συμπίεσης, το μοντέλο των δύο μαζών συλλαμβάνει τόσο τη διάτμηση όσο και τη συμπίεση, χωρίς όμως τις εσωτερικές και εξωτερικές διαφορές του ιστού, Το περιστροφικό μοντέλο σχεδιάστηκε ειδικά για τον έλεγχο της διατμητικής λειτουργίας ανεξάρτητα από τη συμπίεση, αλλά η διάκριση του σώματος και του καλύμματος δεν είναι εμφανής. Το μοντέλο των τριών μαζών συλλαμβάνει τρεις λειτουργίες, μία διάτμηση και δύο συμπίεσεις, έχοντας τρεις βαθμούς ελευθερίας.}

Άλλα πιο σύνθετα μοντέλα έχουν αναπτυχθεί για να προσομοιώσουν την πολυεπίπεδη δομή της φωνητικής χορδής, λαμβάνοντας υπόψη τα δονητικά μοτίβα στο εγκάρσιο επίπεδο. Για παράδειγμα, η προσέγγιση των δύο μαζών τροποποιήθηκε έτσι ώστε η φωνητική χορδή να αναπαρασταθεί από οκτώ ζευγάρια εγκάρσιων τμημάτων, το καθένα με δύο μάζες, οι οποίες είχαν βαθμό ελευθερίας τόσο πλευρικά, όσο και κατακόρυφα (Titze, 1973). Η δεξιά σειρά των μαζών, όπως φαίνεται στην Εικ. (2.5), αντιπροσωπεύει το βλεννογόνο, ενώ η αριστερή σειρά των μαζών αντιπροσωπεύει το φωνητικό σύνδεσμο και το φωνητικό μυ. Οι δυνάμεις αντιπροσωπεύουν τις διαμήκεις εντάσεις. Οι σταθερές ελατηρίου για τις δύο σειρές αυξάνονται μη γραμμικά σε σχέση με την επιμήκυνση των φωνητικών χορδών. Το μοντέλο

αυτό αν και έχει αρκετά μεγάλη υπολογιστική πολυπλοκότητα, μπορεί να προσομοιώσει το βλεπνογόνο κύμα, χρησιμοποιεί παραμέτρους που συσχετίζονται άμεσα με τη φυσιολογία των ιστών, και είναι επομένως πιο ρεαλιστικό από τα προγενέστερα.



Εικόνα 2.5: Το μοντέλο των δεκαέξι μαζών

Ωστόσο, η χωρική ανάλυση των μοντέλων των συγκεντρωμένων μαζών (lumped mass) είναι ανεπαρκής για την εκτίμηση της έκτασης της παθολογίας και της χειρουργικής επέμβασης. Αυτό περιορίζει τη δυνατότητα εφαρμογής τους για τη μελέτη της μηχανικής των ιστών των χορδών.

2.2 Συνεχή Μοντέλα και Μοντέλα Πεπερασμένων Στοιχείων

Ένα ακόμη βήμα μπροστά στην πολυπλοκότητα έγινε με το συνεχές μηχανικό μοντέλο και το πιο πρόσφατο μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων, τα οποία παρέχουν μια ακριβή αναπαράσταση της φυσιολογίας και της μηχανικής των στρωμάτων των φωνητικών χορδών χωρίς τμηματοποίηση μεγάλων ανατομικών περιοχών σε λίγα στοιχεία μάζας. Τα συνεχή μοντέλα (continuum) αντιπροσωπεύουν πιο ρεαλιστικά τις φωνητικές χορδές σε βάρος όμως της υπολογιστικής απόδοσης. Για να διατηρηθεί η υπολογιστική διάρκεια μέσα σε μια λογική

σειρά, τα μοντέλα αυτά απαιτούν απλοποίηση της στερεάς ή της υγρής μηχανικής αναπαράστασης.

Η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων (finite-element) είναι μία αριθμητική μέθοδος για τον υπολογισμό προσεγγιστικών λύσεων μερικών διαφορικών εξισώσεων. Συνοπτικά, τα μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων λειτουργούν ως εξής: Εισάγεται η γεωμετρία της κατασκευής (στην περίπτωση μας είναι η φωνητική χορδή) σε ένα πρόγραμμα CAD και δημιουργείται το τρισδιάστατο μοντέλο. Έπειτα, το μοντέλο χωρίζεται σε πεπερασμένα στοιχεία και αφού ετοιμαστεί το πλέγμα επιλέγεται το είδος της επίλυσης και εισάγονται τα επιπλέον δεδομένα που απαιτούνται. Αυτή η διαδικασία γίνεται με προγράμματα, που αποκαλούνται pre processor. Όταν ετοιμαστούν τα δεδομένα για επίλυση, εισάγονται σε ένα πρόγραμμα το οποίο θα επιλύσει το πρόβλημα. Τέτοιου είδους προγράμματα λέγονται solver και χρησιμοποιούνται για τις επιλύσεις αριθμητικών μεθόδων. Όταν τελειώσει η επίλυση, τα αποτελέσματα χρησιμοποιούνται από ένα πρόγραμμα, το post processor, για να μπορέσει ο μελετητής να δει τα αποτελέσματα.

Η αριθμητική τεχνική των πεπερασμένων στοιχείων έχει χρησιμοποιηθεί για τη δημιουργία μοντέλων που ξεπερνούν τα εμπόδια της χαμηλής χωρικής ανάλυσης και της περιορισμένης γεωμετρίας (Alipour, 2000, Jiang 1998, Lobo και O'Malley, 1996). Οι τεχνικές αυτές περιλαμβάνουν χωροχρονική διακριτοποίηση ενός συνεχούς μηχανικού προβλήματος φωνητικής χορδής σε στερεά στοιχεία. Προκειμένου να διατηρηθεί η υπολογιστικότητα σε λογικά επίπεδα, η μηχανική των ιστών είναι περιορισμένη. Το μοντέλο του Alipour απαιτεί αυξημένη χωρική ανάλυση, υπολογισμό της κατανομής των μηχανικών τάσεων και επέκταση στις τρεις διαστάσεις, προκειμένου να παρουσιάσει τις φωνητικές παθολογίες και να εξετάσει τις καταπονήσεις.

Το μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων του Jiang και των Lobo και O'Malley έχει επαρκή χωρική ανάλυση και στις τρεις διαστάσεις που μπορεί να παρουσιάσει την παθολογία, αλλά έχει περιορισμένη ανάλυση του συντονισμού και της εξαναγκασμένης ταλάντωσης, Ακόμη, γίνεται σαφής αναπαράσταση των δυνάμεων της σύγκρουσης μεταξύ των φωνητικών χορδών, προκειμένου να χρησιμοποιηθεί σε έρευνες σχετικές με την αιτιολογία παθήσεων στην επαφή των φωνητικών χορδών καθώς και την ποιότητα της φωνής. Παραλλαγές των μοντέλων των πεπερασμένων στοιχείων έχουν την προοπτική να γίνουν εξαιρετικά εργαλεία για τη διερεύνηση της μηχανικής των φωνητικών χορδών.

Όπως είδαμε και νωρίτερα, τα μοντέλα χαμηλών διαστάσεων των φωνητικών χορδών επιτυγχάνουν να συλλάβουν δύο ή τρεις λειτουργίες δόνησης του ιστού, μία λειτουργία διάτμησης και μία ή δύο λειτουργίες συμπίεσης. Σε ένα συνεχές μοντέλο, οι συμπίεστικές λειτουργίες δεν αντιπροσωπεύουν αληθώς τη συμπίεση των ιστών, καθώς οι ανθρώπινοι ιστοί είναι ασυμπίεστοι σε ακουστικές συχνότητες, αλλά υπάρχει μία εμφανής συμπίεση

στην οριζόντια διεύθυνση και μια εμφανής διαστολή στην κατακόρυφη διεύθυνση, ενώ ο όγκος διατηρείται σταθερός.

Συμπερασματικά, ο μεγάλος βαθμός ελευθερίας που διαθέτουν τα συνεχή μοντέλα και τα μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων επιτρέπει την αναλυτική μελέτη του πολύπλοκου μοτίβου της ταλάντωσης των φωνητικών χορδών. Ενδιαφέρον, ωστόσο, παρουσιάζει το γεγονός ότι αυτά τα πολύπλοκα μοντέλα, που είναι ικανά για την παραγωγή πολλών τρόπων δόνησης, έχουν δείξει ότι η ταλάντωση των φωνητικών χορδών σε μεγάλο βαθμό κυριαρχείται από μόνο 2-3 τρόπους δόνησης. Επομένως, τα μοντέλα των μαζών φαίνεται ότι συλλαμβάνουν αρκετά από τα χαρακτηριστικά της ταλάντωσης, ώστε να εξακολουθούν να λειτουργούν ως ένα χρήσιμο εργαλείο, σε περιπτώσεις που οι μικρές λεπτομέρειες είναι περιττές.

3. ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΣΩΜΑΤΟΣ-ΚΑΛΥΜΜΑΤΟΣ

3.1 Επιλογή Μοντέλου

3.1.1 Σκοπός Μοντελοποίησης

Η μοντελοποίηση της ταλάντωσης των φωνητικών χορδών έχει δύο σκοπούς. Πρώτον, το μοντέλο μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως πηγή φωνής σε ένα σύστημα επεξεργασίας φωνής, και δεύτερον, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μελέτη συγκεκριμένων πτυχών της μηχανικής της ταλάντωσης. Αν ο σκοπός της μοντελοποίησης είναι για κλινική μελέτη ή μελέτη φυσιολογίας, τότε το μοντέλο πρέπει να έχει παραμέτρους οι οποίες ποικίλουν ώστε να προσομοιωθούν διαφορετικές καταστάσεις της προσαρμογής του λάρυγγα ή παθολογικές καταστάσεις.

Στην εργασία αυτή κατασκευάζουμε ένα μοντέλο τριών μαζών για τη φωνητική χορδή, η ταλάντωση του οποίου εξαρτάται από τη δραστηριότητα του κρικοθυρεοειδούς και του θυρεοαρυταινοειδούς μυός του λάρυγγα. Το παρόν μοντέλο είναι απλό και χαμηλών διαστάσεων (δύο) αλλά είναι κατάλληλο για τον διαχωρισμό των διαφόρων προσαρμογών της διάτμησης και της συμπίεσης των φωνητικών χορδών. Επιπλέον για λόγους απλότητας και συγκεκριμενοποίησης της μελέτης στο σώμα των φωνητικών χορδών έχει αμεληθεί η φωνητική οδός από το σύστημα. Το μοντέλο αυτό σκοπό έχει να χρησιμοποιηθεί, πρωτίτως, ως εργαλείο για την έρευνα της φυσιολογικής ταλάντωσης των φωνητικών χορδών, παρά ως πηγή φωνής για συστήματα επεξεργασίας φωνής.

Πρέπει να τονίσουμε ότι κανένα φυσιολογικό και ρεαλιστικό μοντέλο των φωνητικών χορδών δεν είναι απλό. Εάν η απλότητα συμβαίνει για τη μηχανική του μοντέλου, τότε οι κανόνες για τον έλεγχο είναι περίπλοκοι. Σε αντίθεση, λιγότερο περίπλοκοι κανόνες απαιτούνται για τα μοντέλα που ενσωματώνουν την τρισδιάστατη “συνεχή” φύση της μηχανικής των χορδών, με κόστος όμως μεγαλύτερη μαθηματική πολυπλοκότητα.

3.1.2 Περιγραφή βασικών λειτουργιών του μοντέλου

Το στρώμα του σώματος, όπως είδαμε σε προηγούμενο κεφάλαιο, αποτελείται από μυϊκές ίνες και δεσμούς ινών κολλαγόνου των φωνητικών συνδέσμων. Το στρώμα αυτό προσομοιώνεται στο μοντέλο με μία μάζα M . Το στρώμα κάλυψης αποτελείται από εύκαμπτο, μη συσταλτικό ιστό (το επιθήλιο, το επιφανειακό στρώμα και τα ενδιάμεσα στρώματα της lamina propria), που δρα ως ένα ευέλικτο περίβλημα γύρω από το στρώμα του σώματος. Το κάλυμμα συνήθως είναι χαλαρά συνδεδεμένο με το σώμα. Η κίνηση του στρώματος κάλυψης παρατηρείται, συνήθως, σαν ένα επιφανειακό κύμα που διαδίδεται από το κάτω άκρο των φωνητικών χορδών προς την κορυφή τους. Για το λόγο αυτό, θεωρούμε ότι η κίνηση υφίσταται στην πλευρική και στην κατακόρυφη διεύθυνση. Επομένως, για το στρώμα του καλύμματος θεωρούμε δύο παράλληλες μάζες m_1 και m_2 , συνδεδεμένες τόσο μεταξύ τους όσο και με τη μάζα του σώματος.

Η αυτοσυντηρούμενη ταλάντωση των φωνητικών χορδών εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από το επιφανειακό βλεννογόνο κύμα (αναφέρεται ως η κατακόρυφη διαφορά φάσης) καθώς είναι ο κύριος μηχανισμός για τη μεταφορά ενέργειας από το ρεύμα ροής στη γλωττίδα προς τον ιστό για την τροφοδότηση της ταλάντωσης. Το στρώμα του σώματος συνεισφέρει στην πλευρική κίνηση. Η φωνητική χορδή αντιμετωπίζεται ως μία πηγή δόνησης με διπλή διάρθρωση και παραμέτρους δυσκαμψίας βασισμένες στη δραστηριότητα των μυών TA (θυροαρυταινοειδούς) και CT (κρικοθυροειδούς). Έτσι, η προκύπτουσα δόνηση συντίθεται από τις συζευγμένες ταλαντώσεις του καλύμματος και του στρώματος.

Στο μοντέλο αυτό η ένταση, ο τόνος, το σφύξιμο και η τραχύτητα διέπουν τις διαδικασίες για την ενεργοποίηση του λάρυγγα και των αναπνευστικών μυών. Έτσι, για να κατανοήσουμε τα χαρακτηριστικά της ταλάντωσης των φωνητικών χορδών, χρειαζόμαστε ένα σύνολο κανόνων που μετατρέπουν την ενεργοποίηση των μυών σε γεωμετρικές παραμέτρους.

Η άνω και κάτω μάζα του καλύμματος είναι συνδεδεμένες στη μάζα του σώματος με ένα μη γραμμικό ελατήριο και έναν αποσβεστήρα η κάθε μία. Μη γραμμικό ελατήριο σημαίνει ότι το ελατήριο δεν έχει γραμμική σχέση με τη δύναμη και την μετατόπιση. Οι δύο αυτές μάζες, ακόμη, συνδέονται μεταξύ τους με ελατήριο. Το ελατήριο αυτό αντιπροσωπεύει τις δυνάμεις διάτμησης του καλύμματος. Η μάζα του σώματος συνδέεται (με σύστημα ελατηρίου-αποσβεστήρα) σε ένα άκαμπτο όριο (θυροειδής χόνδρος). Η αριστερή και η δεξιά φωνητική χορδή θεωρούνται συμμετρικές. Αυτό σημαίνει ότι κινούνται το ίδιο.

Η σύγκρουση μεταξύ δεξιάς και αριστερής φωνητικής χορδής και το επακόλουθο διάστημα της κλειστής γλωττίδας αποτελούν πρόκληση για τα μοντέλα των συγκεντρωτικών στοιχείων. Σε ένα συνεχές μοντέλο, όμως, οι φωνητικές χορδές θεωρούνται ως ένα κατανεμημένο σύστημα που περιέχει έναν μεγάλο αριθμό μικρών στοιχείων που θυμίζουν

μάζες. Κατά τη διάρκεια της σύγκρουσης τα επιφανειακά στοιχεία της αριστερής φωνητικής χορδής συγκρούονται με τα επιφανειακά στοιχεία της δεξιάς φωνητικής χορδής και δεν αντιμετωπίζουν άλλη μετατόπιση κατά τη διάρκεια της κλειστής γλωττίδας. Ωστόσο, όλα τα υπόλοιπα στοιχεία εξακολουθούν να είναι ελεύθερα να κινηθούν, με αποτέλεσμα η κίνηση να αναδιανέμεται σε άλλες κατευθύνσεις και οι εσωτερικές δυνάμεις απόσβεσης να διαχέουν μεγάλο μέρος της ενέργειας στο σύστημα.

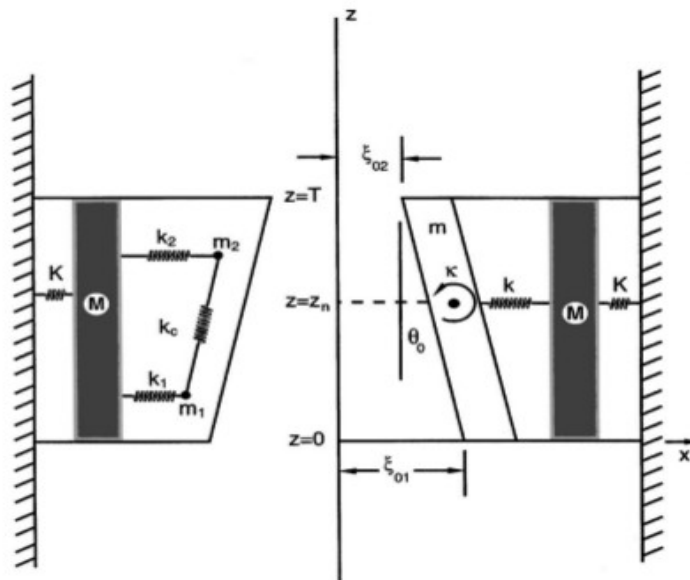
Σε ένα μοντέλο συγκεντρωμένων στοιχείων η κίνηση περιορίζεται σε έναν μικρό αριθμό μαζών. Έτσι, εάν μία σύγκρουση είχε προσομοιωθεί με την απλή παύση της κίνησης της επιφανειακής μάζας, θα είχε ως αποτέλεσμα την στιγμιαία παύση ενός ολόκληρου τεράστιου συστήματος, κάτι το οποίο είναι τρομερά αφύσικο. Η σύγκρουση των μαζών μπορεί να προσομοιωθεί θέτοντας τα ελατήρια μη γραμμικό τη στιγμή της σύγκρουσης (που όμως αντιτίθεται στη συνεχιζόμενη κίνηση), και αυξάνοντας τον λόγο απόσβεσης σταδιακά (με βήμα) για κάθε μάζα .

Οι εξισώσεις κίνησης για το σύστημα των τριών μαζών συνδυάζονται με τις αεροδυναμικές κινητήριες δυνάμεις της γλωττιδικής περιοχής. Η γλωττιδική πίεση ασκεί μία δύναμη στην άνω και κάτω μάζα του καλύμματος, η οποία αποτελεί την κινητήρια δύναμη που παράγει την ταλάντωση. Η πίεση αυτή θα εξαρτηθεί από την ανοιχτή περιοχή της γλωττίδας στην περιοχή της άνω και κάτω μάζας.

Ξεκινάμε την ποσοτικοποίηση της αυτοσυντηρούμενης ταλάντωσης με το μοντέλο του σώματος-καλύμματος που έχει μόνο τρεις βαθμούς ελευθερίας. Το κάλυμμα αντιπροσωπεύεται είτε από δύο μάζες m_1 και m_2 και τρία ελατήρια k_1 , k_2 και k_c ή με μία περιστρεφόμενη ράβδο μάζας m με στρεπτική δυσκαμψία κ και ένα ελατήριο k . Το σώμα αντιπροσωπεύεται από μία μάζα M και στις δύο περιπτώσεις, η οποία συνδέεται μέσω ενός ελατηρίου K στο όριο του θυρεοειδούς χόνδρου. Θα αναφερθούμε σε αυτά τα δύο μοντέλα ως το μοντέλο των τριών μαζών και το μοντέλο περιστρεφόμενης ράβδου, αντίστοιχα. Τα μοντέλα δεν έχουν καμία κίνηση προς την πρόσθια-οπίσθια κατεύθυνση (κάθετη διακύμανση στο επίπεδο του χαρτιού ή αλλιώς στον άξονα των y), πράγμα που σημαίνει ότι οι μάζες είναι άκαμπτες. Στο μοντέλο της περιστρεφόμενης ράβδου, το ελατήριο του καλύμματος k συνδέεται στο σημείο περιστροφής-κομβικό σημείο z_n - το οποίο δεν είναι απαραίτητα στο κέντρο της ράβδου. Η κατεύθυνση z είναι η κατεύθυνση της ροής του αέρα ενώ η κατεύθυνση x είναι η κατεύθυνση της πλευρικής μετατόπισης των ιστών.

Οι ακόλουθες παράμετροι απαιτούνται για την αποτύπωση των φυσικών λειτουργιών και το συνδυασμό της μηχανικής των συγκεντρωμένων στοιχείων των στρωμάτων των ιστών με τις κατανεμημένες στην επιφάνεια πιέσεις της γλωττίδος.

1. Μια **δυσκαμψία** K για το σώμα των φωνητικών χορδών και μια περιστροφική δυσκαμψία κ για το κάλυμμα που ελέγχει τις φυσικές συχνότητες ταλάντωσης, αλλά λιγότερο άμεσα τη θεμελιώδη συχνότητα F_0 . Αυτές οι δύο δυσκαμψίες μπορεί να σχετίζονται με δύο ανεξάρτητες ελαστικές σταθερές, έναν λόγο Poisson και ένα μέτρο διάτμησης και σχετίζονται με τις δυσκαμψίες του μοντέλου των τριών μαζών.
2. Το **μήκος** L , το **πάχος** T και το **βάθος** D των φωνητικών χορδών για τον καθορισμό των ορίων και τον περιορισμό των διαστάσεων τους.
3. Το **βάθος του καλύμματος** D_c ώστε να διαχωρίζει το στρώμα του σώματος από το στρώμα του καλύμματος όσον αφορά τη μάζα της δόνησης.
4. Το **μισό του πλάτους της γλωττίδας** ξ_{02} στην κορυφή της φωνητικής χορδής ή διαφορετικά την αρχική απόσταση της άνω μάζας από το κέντρο της γλωττίδας για να ελέγχει την προσαγωγή των φωνητικών διεργασιών.
5. Το **σημείο της γλωττιδικής σύγκλισης ή της επαφής των φωνητικών χορδών** ξ_c που περιέχεται στο διάστημα από το κάτω άκρο της χορδής μέχρι την κορυφή για τον έλεγχο της γεωμετρίας της επιφάνειας στο κέντρο της φωνητικής χορδής.
6. Το **κομβικό σημείο** z_n του **βλενογόνου** στο μέσο της γλωττίδας για τον έλεγχο του πλάτους της ταλάντωσης της άνω και κάτω μάζας.



Εικόνα 3.1: Από αριστερά το μοντέλο των τριών μαζών και δεξιά το μοντέλο της περιστρεφόμενης ράβδου (bar-plate)

Κάνουμε τις ακόλουθες παραδοχές:

Οι δύο φωνητικές χορδές κινούνται συμμετρικά, δεν υπάρχει κατακόρυφη μετατόπιση του ιστού, το κομβικό σημείο z_n μπορεί να κινείται κατακόρυφα, αναδιανεμόντας τη μάζα στο κάλυμμα, η γλωττιδική περιοχή μεταβάλλεται γραμμικά από κάτω προς τα πάνω.

3.1.3 Το Θεώρημα Μεταφοράς Μέγιστης Ισχύος

Στην εργασία αυτή, θα παρουσιαστούν μερικά σύνολα δεδομένων που προσομοιώνουν την περίπτωση μίας “στενής προσαγωγής” και την περίπτωση μίας “χαλαρής προσαγωγής”. Στόχος της μελέτης αυτής είναι να δείξει ότι και οι δύο τεχνικές μπορούν να οδηγήσουν σε μία βέλτιστη ισχύ στην έξοδο. Η στενή προσαγωγή των φωνητικών χορδών απαιτεί στενότερη ροή αέρα στην άνω γλωττιδική περιοχή, ενώ η χαλαρή προσαγωγή απαιτεί μία ευρύτερη ροή αέρα, για τη μεγιστοποίηση της ισχύος εξόδου.

Μία βασική αρχή περιγράφεται από το θεώρημα μέγιστης μεταφοράς ενέργειας σε ηλεκτρικά κυκλώματα και συστήματα μετάδοσης, σύμφωνα με το οποίο η εσωτερική αντίσταση της πηγής πρέπει να ταιριάζει με την αντίσταση του φορτίου για μέγιστη μεταφορά ισχύος.[9]

Θεωρούμε ένα απλό ηλεκτρικό κύκλωμα με πηγή τάσης v και εσωτερικής αντίστασης R_s και μία αντίσταση φορτίου R_L . Το ρεύμα που ρέει είναι $i = v / (R_L + R_s)$, ενώ η ισχύς στο φορτίο είναι :

$$p = i^2 R_L = v^2 R_L / (R_L + R_s)^2 \quad (3.1)$$

Τώρα σκεφτείται την παραλλαγή αυτής της ισχύος, όταν η αντίσταση φορτίου R_L μεταβάλλεται, ενώ η αντίσταση πηγής R_s και η τάση v διατηρούνται σταθερές. Για $R_L = 0$, η ισχύς είναι προφανώς μηδέν, για R_s που τείνει στο άπειρο, η ισχύς είναι και πάλι μηδέν, δεδομένου ότι ο παρονομαστής της Εξ. (3.1) για την R_L είναι μεγαλύτερος από τον αριθμητή. Αυτό υποδηλώνει ότι υπάρχει μία ενδιάμεση τιμή της R_L για την οποία η ισχύς μεγιστοποιείται. Εύκολα αποδεικνύεται ότι η ισχύς γίνεται μέγιστη για $R_L = R_s$ με τιμή $p = v^2 / 4 R_s$.

Ωστόσο, το κύκλωμα δεν είναι αποδοτικό κατά το μέγιστο, όταν η ισχύς του φορτίου μεγιστοποιείται. Αν ορίσουμε την απόδοση σαν τον λόγο της ισχύος φορτίου προς τη συνολική ισχύ στο κύκλωμα, λαμβάνουμε,

$$e = i^2 \frac{R_L}{i^2(R_L + R_s)} = \frac{R_L}{R_L + R_s} \quad (3.2)$$

τότε μία ίση ποσότητα ενέργειας χάνεται στην εσωτερική αντίσταση, μέχρι να φτάσει στο φορτίο, και έτσι η απόδοση φτάνει στο 50%. Μέγιστη απόδοση έχουμε όταν η R_L τείνει στο άπειρο. Έτσι, υπάρχει ένας συμβιβασμός μεταξύ μεταφορά μέγιστης ισχύος και μέγιστης απόδοσης σε ένα απλό κύκλωμα όπως αυτό που εξετάζουμε. Για την εφαρμογή της αρχής της μέγιστης μεταφοράς ισχύος στη φώνηση, πρέπει να συνειδητοποιήσουμε ότι η πίεση και η ροή δεν είναι τόσο απλά συσχετισμένες μεταξύ τους όπως η τάση και το ρεύμα στο κύκλωμα. Δεδομένου ότι το ακουστικό φορτίο είναι μία σύνθετη αντίσταση, η ποσοτική φύση του θεωρήματος μέγιστης ισχύος δεν είναι η ίδια, αλλά ποιοτικά η αρχή διατηρείται: για να παραδοθεί μέγιστη ακουστική ισχύς στην έξοδο, θα πρέπει η εσωτερική γλωττιδική αντίσταση να είναι της ίδιας τάξης μεγέθους με την ακουστική σύνθετη αντίσταση φορτίου στην έξοδο. Για μέγιστη απόδοση, η αντίσταση φορτίου θα πρέπει να είναι σημαντικά υψηλότερη από τη σύνθετη αντίσταση της γλωττιδικής πηγής. Όμως, η ταλάντωση των φωνητικών χορδών θεωρείται γραμμική διαδικασία, για την οποία οι υπολογισμοί της γλωττιδικής αντίστασης θα πρέπει να ερμηνευθούν εκ νέου.

3.1.4 Βοηθητική Χρήση Μοντέλου Περιστρεφόμενης Ράβδου

Το μοντέλο της περιστρεφόμενης ράβδου χρησιμοποιείται για να καλύψει τις γλωττιδικές προσαγωγές των φωνητικών χορδών και την περιοχή της άνω γλωττίδας (supraglottal). Τα μοντέλα χαμηλών-διαστάσεων με ράβδο δεν αντιπροσωπεύουν με ακρίβεια το τμηματικό κλείσιμο της γλωττίδας. Ειδικότερα, περιπτώσεις όπου οι φωνητικές χορδές δε συγκρούονται και η μέση γλωττιδική ροή είναι πολύ μεγάλη δεν είναι αντιπροσωπευτικές της κανονικής φώνησης. Αν και αυτό απαιτεί κάποιο έλεγχο δεδομένων, η απλότητα των μοντέλων υπερτερεί.[11]

Οι ακουστικές πιέσεις πάνω και κάτω από τη γλωττίδα δε καθορίζουν μόνο τη διαγλωττιδική πίεση, αλλά καθορίζουν, επιπλέον, και τις κινητήριες δυνάμεις των φωνητικών χορδών. Η διαμόρφωση της φωνητικής χορδής ελέγχεται από το ξ_{02} , που, όπως είδαμε παραπάνω, είναι το μισό πλάτος της γλωττίδας, και το θ_0 , που είναι η γωνία σύγκλισης τη γλωττίδας πριν τη φώνηση. Η διαμόρφωση της φωνητικής οδού ελέγχεται από την επιλαρυγγική (άνω γλωττιδική) περιοχή A_e , η οποία στην εργασία αυτή παραμένει σταθερή. Η υπογλωττιδική περιοχή, εξίσου, διατηρείται σταθερή. Κατάλληλες αναλογίες των παραμέτρων επιλέχθηκαν για να δείξουμε υπό ποιες συνθήκες λαμβάνει χώρα η μεταφορά μέγιστης ισχύος.

Για απλούστευση, μόνο δύο ανεξάρτητες μεταβλητές επελέγησαν, η ουδέτερη γλωττιδική περιοχή στην κορυφή των φωνητικών χορδών ($2L_0\xi_{02}$) και η επιλαρυγγική περιοχή A_e . Η γωνία θ_0 διατηρήθηκε σταθερή. Η ουδέτερη γλωττιδική περιοχή ($A_s=1.0 \text{ cm}^2$) θα μπορούσε να είναι αρνητική για να επιτρέψει μία αρχική επικάλυψη των φωνητικών χορδών. Η περιοχή A_e του επιλαρυγγικού σωλήνα είναι 1.0 cm^2

Οι παρακάτω παράμετροι του προβλήματος διατηρήθηκαν σταθερές:

$$\begin{aligned} A_s &= 1.0 \text{ cm}^2 \text{ (υπογλωττιδική περιοχή)} \\ A_e &= 1.0 \text{ cm}^2 \text{ (επιλαρυγγική περιοχή)} \\ \theta_0 &= 0.0333 \text{ rad} = 1.91^\circ \text{ (γωνία σύγκλισης)} \\ z_n &= 0.5 T_0 \text{ (κομβικό σημείο)} \\ L &= 1.6 \text{ cm} \text{ (μήκος χορδής)} \\ T_0 &= 0.3 \text{ cm} \text{ (πάχος χορδής)} \\ \rho &= 1.04 \text{ kg/m}^3 \text{ (πυκνότητα αέρα)} \\ c &= 350 \text{ m/s} \text{ (ταχύτητα του ήχου στη γλωττίδα)} \end{aligned}$$

Με αυτά τα δεδομένα που επιλέξαμε, θέλουμε να προσεγγίσουμε μία φυσιολογική τιμή για τη θεμελιώδη συχνότητα ταλάντωσης των φωνητικών χορδών, περίπου 120 Hz για τον μέσο άντρα.

Εξετάζουμε πρώτα την κίνηση του καλύμματος των φωνητικών χορδών στη **bar-plate** εκδοχή. Αυτή η κίνηση περιγράφεται με δύο βαθμούς ελευθερίας, υποθέτοντας μία περιστροφή θ στο κομβικό σημείο z_n και μία μετατόπιση του κομβικού σημείου στον οριζόντιο άξονα.

$$I_c \ddot{\theta} + B_c \dot{\theta} + k\theta = T_a \quad (3.3)$$

$$m \ddot{\xi} + b(\dot{\xi} - \dot{\xi}_b) + k(\xi - \xi_b) = F_a \quad (3.4)$$

όπου T_a είναι η εφαρμοζόμενη αεροδυναμική ροπή, I_c είναι η ροπή αδράνειας για την περιστροφή του καλύμματος, B_c είναι η περιστροφική απόσβεση, b είναι η οριζόντια απόσβεση, F_a είναι η δύναμη στο κομβικό σημείο, ξ_b είναι η μετατόπιση του σώματος, και οι υπόλοιπες παράμετροι είναι όπως ορίστηκαν παραπάνω. Ομοίως η εξίσωση της κίνησης για το σώμα γράφεται:

$$M \ddot{\xi}_b + b(\dot{\xi}_b - \dot{\xi}) + k(\xi_b - \xi) + K\xi_b + B\dot{\xi}_b = 0 \quad (3.5)$$

όπου B είναι η απόσβεση του σώματος.

Οι φυσικές συχνότητες του συστήματος του μοντέλου σώματος-καλύμματος λαμβάνονται αναλυτικά, μηδενίζοντας όλες τις δυνάμεις απόσβεσης (δηλ. $b=B=B_c=T_a=F_a=0$) και υποθέτοντας αρμονικές συναρτήσεις της μορφής $e^{j\omega t}$. Το αποτέλεσμα είναι:

$$\omega_2^2 = \kappa / I_c \quad (3.6)$$

για τη λειτουργία διάτμησης, και

$$\omega_{1,3}^2 = \left[\left(\frac{K+k}{2M} + \frac{k}{2m} \right)^2 - \frac{kK}{mM} \right]^{1/2}$$

για τις δύο συμπιεστικές λειτουργίες, οι οποίες απλοποιούνται σε:

$$\omega_{1,3}^2 = \frac{k}{m} \quad \text{για} \quad M \geq m \quad (3.8)$$

$$\omega_{1,3}^2 = \frac{K}{M+m} \quad \text{για} \quad k \geq K \quad (3.9)$$

$$\omega_{1,3}^2 = k \frac{M+m}{Mm} \quad \text{για} \quad K=0 \quad (3.10)$$

$$\omega_{1,3}^2 = 0 \quad \text{για} \quad k=0 \quad \text{ή} \quad m=\infty \quad (3.11)$$

Όταν οι κινητήριες δυνάμεις δεν είναι μηδέν, οι Εξ. (3.3) και (3.4) συνδυάζονται με το γεγονός ότι τόσο η ροπή T_a όσο και η κινητήρια δύναμη F_a στο κάλυμμα εξαρτώνται από τη γλωττιδική ροή.

Ας επιστρέψουμε στο μοντέλο των τριών μαζών. Προσθέτουμε μια μεταβλητή κατανομή της μάζας στο κάλυμμα θεωρώντας ότι οι μάζες m_1 και m_2 εξαρτώνται από το κομβικό σημείο z_n .

$$m_1 = \frac{mz_n}{T}, \quad (3.12)$$

$$m_2 = m \left(1 - \frac{z_n}{T}\right) , \quad (3.13)$$

$$k_1 = \frac{kz_n}{T} , \quad (3.14)$$

$$k_2 = k \left(1 - \frac{z_n}{T}\right) , \quad (3.15)$$

Η σχέση μεταξύ της δυσκαμψίας k_c στο μοντέλο των τριών μαζών και της περιστροφικής δυσκαμψίας k του μοντέλου της περιστρεφόμενης ράβδου μπορεί να βρεθεί εξισώνοντας την ω_2 των δύο μοντέλων όταν η μάζα του σώματος M είναι άκαμπτη. Η συχνότητα αυτή περιγράφεται από την Εξ. (3.6) για το bar-plate μοντέλο, αλλά για το μοντέλο των τριών μαζών γίνεται μια διαφορετική ανάλυση όσον αφορά το κάλυμμα (τις δύο μάζες και τα τρία ελατήρια). Το αποτέλεσμα δίνει την ακόλουθη ισοδυναμία:

$$\omega_2^2 = \frac{\kappa}{I_c} = \frac{k_1 + k_c}{2m_1} + \frac{k_2 + k_c}{2m_2} = \left[\left(\frac{k_1 + k_c}{2m_1} - \frac{k_2 + k_c}{2m_2} \right)^2 + \frac{k_c^2}{m_1 m_2} \right]^{1/2} , \quad (3.16)$$

Αντικαθιστώντας τις Εξ. (3.12)-(3.15) στην Εξ. (3.16) λαμβάνουμε το κ συναρτήσει του k_c ,

$$\kappa = \frac{I_c}{m} \left[k + k_c \left(\frac{z_n}{T} \right)^{-1} \left(1 - \frac{z_n}{T} \right)^{-1} \right] , \quad (3.17)$$

$$k_c = \left(\frac{m}{I_c} \kappa - k \right) \left(\frac{z_n}{T} \right) \left(1 - \frac{z_n}{T} \right) , \quad (3.18)$$

Όταν υπάρχει συμμετρία μεταξύ των δύο επιφανειακών μαζών ισχύει:

$$m_1 = m_2 = m/2 , \quad (3.19)$$

$$k_1 = k_2 = k/2 , \quad (3.20)$$

$$k_c = \frac{1}{4} \left(\frac{m}{I_c} \kappa - k \right) \quad (3.21)$$

3.2 Κανόνες και Εξισώσεις του Μοντέλου των Τριών Μαζών

3.2.1 Εξισώσεις Κίνησης

Παρακάτω παραθέτουμε τις εξισώσεις κίνησης για τις τρεις μάζες, οι οποίες προκύπτουν από το άθροισμα των δυνάμεων σύζευξης και των εξωτερικών κινητήριων δυνάμεων που ασκούνται σε κάθε μάζα.

$$F_u = m_2 \ddot{x}_2 = F_{k2} + F_{b2} - F_{kc} + F_{e2} + F_{2Col} \quad (3.22)$$

$$F_l = m_1 \ddot{x}_1 = F_{k1} + F_{b1} + F_{kc} + F_{e1} + F_{1Col} \quad (3.23)$$

$$F_b = m_b \ddot{x}_b = F_{kb} + F_{bb} - [F_{k2} + F_{d2} + F_{k1} + F_{d1}] \quad (3.24)$$

όπου :

F_{b2} , F_{b1} και F_{bb} : οι δυνάμεις απόσβεσης

F_{k2} , F_{k1} και F_{kb} : οι πλευρικές δυνάμεις ελατηρίου

F_{kc} : η δύναμη του ελατηρίου σύζευξης μεταξύ άνω μάζας m_2 και κάτω μάζας m_1

F_{2Col} και F_{1Col} : δυνάμεις που ασκούνται μόνο κατά τη σύγκρουση των δύο φωνητικών χορδών

F_{e2} και F_{e1} : εξωτερικές δυνάμεις λόγω της γλωττιδικής ροής

F_2 , F_1 και F_b : δυνάμεις επιτάχυνσης των μαζών

Εάν x_2 , x_1 και x_b είναι οι μετατοπίσεις της κάθε μάζας και x_{20} , x_{10} , x_{b0} είναι οι αρχικές θέσεις κάθε μάζας, τότε οι θέσεις ισορροπίας είναι $(x_2 - x_{20})$, $(x_1 - x_{10})$ και $(x_b - x_{b0})$. Σύμφωνα με αυτές τις σχέσεις, οι εξισώσεις για της πλευρικές δυνάμεις ελατηρίου γράφονται:

Για την άνω μάζα:

$$F_{k2} = -k_2 [\{ (x_2 - x_{20}) - (x_b - x_{b0}) \} + \eta_2 \{ (x_2 - x_{20}) - (x_b - x_{b0}) \}^3] \quad (3.25)$$

όπου η_2 είναι ο συντελεστής μη γραμμικότητας και ο όρος $[(x_2 - x_{20}) - (x_b - x_{b0})]$ δηλώνει την συμπίεση ή επιμήκυνση του ελατηρίου. Ομοίως, για την **κάτω μάζα** και τη **μάζα του σώματος** έχουμε:

$$F_{k1} = -k_1 [\{ (x_1 - x_{10}) - (x_b - x_{b0}) \} + \eta_1 \{ (x_1 - x_{10}) - (x_b - x_{b0}) \}^3] \quad (3.26)$$

$$F_{kb} = -k_b [(x_b - x_{b0}) + \eta_b (x_b - x_{b0})^3] \quad (3.27)$$

Όλοι οι συντελεστές η έχουν τιμή 100. Η δύναμη σύζευξης εξαρτάται από την μετατόπιση της κάτω και άνω μάζας και τη σταθερά ελατηρίου :

$$F_{kc} = -k_c [(x_1 - x_{10}) - (x_2 - x_{20})] \quad (3.28)$$

Οι εξισώσεις των δυνάμεων κατά τη διάρκεια της σύγκρουσης έχουν την εξής μορφή:

$$F_{uCol} = -h_{2Col} [(x_2 - x_{2Col}) + \eta_2 (x_2 - x_{2Col})^3] \quad (3.29)$$

$$F_{1Col} = -h_{1Col} [(x_1 - x_{1Col}) + \eta_1 (x_1 - x_{1Col})^3] \quad (3.30)$$

όπου $h_{2Col} = 3k_2$ και $h_{1Col} = 3k_1$. Οι συντελεστές η έχουν την τιμή 500 και στις δύο περιπτώσεις. x_{2Col} και x_{1Col} είναι οι μετατοπίσεις της άνω και κάτω μάζας, αντίστοιχα, κατά την σύγκρουση των δύο φωνητικών χορδών.

Οι δυνάμεις απόσβεσης έχουν ως εξής:

$$F_{b1} = -b_1 (\dot{x}_1 - \dot{x}_b) \quad (3.31)$$

$$F_{b2} = -b_2 (\dot{x}_2 - \dot{x}_b) \quad (3.32)$$

$$F_{bb} = -b_b \dot{x}_b \quad (3.33)$$

όπου b είναι οι συντελεστές απόσβεσης.

Σύμφωνα, λοιπόν, με τις παραπάνω σχέσεις των δυνάμεων, για τις επιταχύνσεις των μαζών λαμβάνουμε τις παρακάτω διαφορικές εξισώσεις:

$$\ddot{x}_1 = \frac{F_1 - b_1 (\dot{x}_1 - \dot{x}_b) - k_1 (x_1 - x_b) - k_c (x_1 - x_2)}{m_1} \quad (3.34)$$

$$\ddot{x}_2 = \frac{F_2 - d_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_b) - k_2(x_2 - x_b) - k_c(x_2 - x_1)}{m_2} \quad (3.35)$$

$$\ddot{x}_b = \frac{k_1(x_1 - x_b) + k_2(x_2 - x_b) + d_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_b) + d_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_b) - k_b x_b - d_b \dot{x}_b}{m_b} \quad (3.36)$$

3.2.2 Μέθοδος Runge-Kutta για την Εύρεση των Μετατοπίσεων

Για να επιλύσουμε τις παραπάνω διαφορικές εξισώσεις, προκειμένου να βρούμε τις μετατοπίσεις των τριών μαζών κάνουμε χρήση της μεθόδου Runge-Kutta τέταρτης τάξης. Η μέθοδος Runge-Kutta είναι μία από τις αριθμητικές μεθόδους επίλυσης διαφορικών εξισώσεων, που στηρίζεται στη χρήση διακριτών μεταβλητών ώστε να επιτύχει ακριβείς προσεγγίσεις της λύσης ενός προβλήματος αρχικών τιμών. Η μέθοδος αυτή είναι σχετικά απλή και ακριβής και έχει τοπικό σφάλμα αποκοπής ανάλογο του h^5 . [5] Ο τύπος των Runge-Kutta εμπεριέχει ένα “σταθμισμένο” (weighted) μέσο όρο των τιμών της $y' = f(t, y)$, δηλαδή δίνονται με συγκεκριμένο “βάρος” σε διαφορετικά σημεία του διαστήματος $t_n \leq t \leq t_{n+1}$ και δίνεται από τη σχέση,

$$y_{n+1} = y_n + \frac{h}{6}(k_{n1} + 2k_{n2} + 2k_{n3} + k_{n4}) \quad (3.37)$$

όπου

$$\begin{aligned} k_{n1} &= f(t_n, y_n) \\ k_{n2} &= f\left(t_n + \frac{1}{2}h, y_n + \frac{1}{2}hk_{n1}\right) \\ k_{n3} &= f\left(t_n + \frac{1}{2}h, y_n + \frac{1}{2}hk_{n2}\right) \\ k_{n4} &= f(t_n + h, y_n + hk_{n3}) \end{aligned}$$

Παρακάτω δίνεται το περίγραμμα του προγράμματος σε Matlab που εφαρμόζει τη μέθοδο Runge-Kutta για την επίλυση διαφορικών εξισώσεων.

Βήμα 1. define $f(t,y)$

Βήμα 2. input αρχικές τιμές t_0 και y_0

$a=$; $b=$; $y_0=$;

$t(1)=a$; $y(1)=y_0$;

Βήμα 3. input μέγεθος βήματος h και αριθμός βημάτων N

$h=(b-a)/N$; $N=$;

Βήμα 4. output t_0 και y_0

Βήμα 5. for $i=1:N$

$k_1=h*f(t(i),y(i))$;

$k_2=h*f(t(i)+h/2,y(i)+(k_1)/2)$;

$k_3=h*f(t(i)+h/2,y(i)+(k_2)/2)$;

$k_4=h*f(t(i)+h,y(i)+k_3)$;

$y(i+1)=y(i)+(k_1+2k_2+2k_3+k_4)/6$;

$t(i+1)=a+i*h$; **end**

Βήμα 6. output t και y

Βήμα 8. end

3.2.3 Συσχέτιση σταθερών των συγκεντρωμένων στοιχείων και ελαστικότητας

Μπορούμε να εκφράσουμε την ελαστικότητα του ιστού της φωνητικής χορδής βάσει της τάσης και της δύναμης που ασκείται σε αυτή. Με τον όρο τάση (stress) εννοούμε το λόγο της δύναμης που ασκείται προς την επιφάνεια διατομής στη διεύθυνση της δύναμης. Με άλλα λόγια, η τάση είναι η δύναμη ανά μονάδα επιφάνειας. Μπορεί να θεωρηθεί ως το αντίθετο της χαλάρωσης. Είναι η εσωτερική δύναμη που οδηγεί σε μεταβολή του όγκου ή του σχήματος, ως αποτέλεσμα εξωτερικών δυνάμεων.

Η πίεση (strain) είναι το μέγεθος της μεταβολής του ιστού στη διεύθυνση της δύναμης διαιρούμενο με το μήκος στην κατάσταση ηρεμίας. Συνεπώς, όταν οι φωνητικές χορδές επιμηκύνονται ή επιβραχύνονται, βρίσκονται υπό πίεση. Η πίεση και η τάση μεταβάλλονται σχεδόν γραμμικά. Η ένταση στις φωνητικές χορδές αντιπροσωπεύει το τέντωμα του ιστού.

Το πλεονέκτημα της υιοθέτησης συνεχών-μηχανικών σταθερών για τη μοντελοποίηση είναι η ανεξαρτησία της γεωμετρίας και για το λόγο αυτό γίνονται τα βασικά δομικά στοιχεία και για τα συνεχή αλλά και για τα διακριτά μοντέλα. Για ένα αμελητέο ποσοστό έντασης στις φωνητικές χορδές είναι δυνατόν να εκφράσουμε τη δυσκαμψία ως προς ένα μετρήσιμο ιστροπικό μέτρο διάτμησης.[13] Οι εξισώσεις που αφορούν τη μηχανική του συνεχούς μέσου για εγκάρσιο ιστροπικό ιστό με επίπεδη πίεση μπορούν να γραφούν ως:

$$\sigma_x = \frac{2\mu}{(1-\nu)} \left(\frac{\partial \xi}{\partial x} + \nu \frac{\partial \zeta}{\partial z} \right) \quad (3.38)$$

$$\tau_{xz} = \mu \left(\frac{\partial \xi}{\partial z} + \frac{\partial \zeta}{\partial x} \right) \quad (3.39)$$

όπου σ_x είναι η τάση στην διεύθυνση x , τ_{xz} είναι η τάση διάτμησης γύρω από τον άξονα z , στη διεύθυνση x , μ είναι ο συντελεστής διάτμησης, ν είναι ο λόγος Poisson, ξ είναι η οριζόντια μετατόπιση και ζ είναι η κάθετη μετατόπιση. Οι δύο ανεξάρτητες σταθερές είναι το μ και το ν , αλλά αφού έχουμε ήδη θεωρήσει $\zeta=0$ ώστε να μειώσουμε τους βαθμούς ελευθερίας του μοντέλου, ο ιστός πρέπει τώρα να αντιμετωπιστεί ως πλήρως συμπίεσιμος ($\nu=0$). Έτσι το μ είναι η μόνη ελαστική σταθερά.

Αν, επιπλέον, υποθέσουμε ότι η σχέση μεταξύ των συμπίεσεων και του βάθους D είναι γραμμική, τότε η τάση παίρνει τη μορφή:

$$\sigma_x = 2\mu \frac{\partial \xi}{\partial x} = \frac{2\mu \xi}{D} \quad (3.40)$$

ενώ η τάση διάτμησης είναι:

$$\tau_{xz} = \mu \frac{\partial \xi}{\partial z} = \mu \tan(\theta) \approx \mu \theta \quad (3.41)$$

όπου θ είναι η γωνία στρέψης όπως ορίστηκε στην Εξ. (3.1), η οποία συνήθως είναι μικρή στη γραμμική ελαστική θεωρία.

Η τάση σ_x της Εξ. (3.40) μπορεί να μετατραπεί σε μία καθαρή δύναμη επαναφοράς πολλαπλασιαζόμενη με τη διατομή LT του ιστού.

$$F_x = LT\sigma_x = k\xi \quad (3.42)$$

Αντικαθιστώντας, τώρα το σ_x από την Εξ. (3.40) στην Εξ. (3.42), η σταθερά του ελατηρίου k του καλύμματος για το μοντέλο της περιστρεφόμενης ράβδου γίνεται:

$$k = \frac{2LT\mu_c}{D_c} \quad (3.43)$$

όπου μ_c είναι ο συντελεστής διάτμησης του καλύμματος και D_c είναι το βάθος του καλύμματος. Για το σώμα, γράφουμε ανάλογα:

$$K = \frac{2LT\mu_b}{D_b} \quad (3.44)$$

όπου μ_b είναι ο συντελεστής διάτμησης του σώματος και D_b είναι το βάθος του σώματος. Οι σταθερές k_1 και k_2 για το μοντέλο των τριών μαζών υπολογίζονται με απευθείας αντικατάσταση των παραπάνω στις Εξ. (3.14) και (3.15).

Η τάση διάτμησης τ_{xz} στο κάλυμμα πολλαπλασιάζεται με την οριζόντια επιφάνεια διάτμησης LD_c για να λάβουμε τη διατμητική δύναμη επαναφοράς:

$$F_\theta = LD_c \mu_c \theta \quad (3.45)$$

Έπειτα, η δύναμη αυτή πολλαπλασιάζεται με ένα άνω όριο $(T - z_n)/2$ και ένα κάτω όριο $z_n/2$ για να λάβουμε τη ροπή επαναφοράς:

$$T_\theta = (LD_c \mu_c LTD_c) \left[\frac{T - z_n}{2} + \frac{z_n}{2} \right] = (LD_c \mu_c \theta) \frac{T}{2} \quad (3.46)$$

Η παραπάνω ροπή διαιρείται με τη γωνία θ για να λάβουμε τη στρεπτική δυσκαμψία:

$$\kappa = \frac{1}{2} \mu_c LTD_c \quad (3.47)$$

Οι σταθερές ελατηρίου κ , k και K είναι ευθέως ανάλογες προς το συντελεστή διάτμησης του ιστού, αλλά επιπλέον περιέχουν τους γεωμετρικούς παράγοντες, όπως το μήκος, το πάχος και το βάθος των στρωμάτων. Ειδικότερα, παρατηρούμε ότι όλες οι δυσκαμψίες αυξάνονται γραμμικά με το μήκος και το πάχος των φωνητικών χορδών, αλλά η στρεπτική δυσκαμψία κ αυξάνεται με το βάθος του ιστού (Εξ.3.47), ενώ οι συμπίεστικές δυσκαμψίες μειώνονται με το βάθος των ιστών (Εξ. 3.43 και 3.44). Για το λόγο αυτό, το βάθος των ιστών είναι καθοριστικής σημασίας για τη μοντελοποίηση των συγκεντρωμένων στοιχείων.

Οι μάζες του σώματος και του καλύμματος συνδέονται με την πυκνότητα ρ και τον όγκο του ιστού ως εξής:

$$m = \rho L T D_c \quad , \quad (3.48)$$

$$M = \rho L T D_b \quad (3.49)$$

Η ροπή αδράνειας I_c του καλύμματος μπορεί, ακόμη, να προκύψει από τις βασικές αρχές της στρέψης:

$$I_c = \int_0^{z_n} (z_n - z)^2 dm + \int_{z_n}^T (z - z_n)^2 dm = \rho L T D_c \int_0^T (z - z_n)^2 dz = \rho L D_c T^3 \left[\frac{1}{3} - \frac{z_n}{T} \left(1 - \frac{z_n}{T} \right) \right] \quad (3.50)$$

Με αυτές τις παραδοχές, οι φυσικές συχνότητες του μοντέλου της περιστρεφόμενης ράβδου (Εξ. 3.6 και 3.7) μπορούν να υπολογιστούν αναλυτικά συναρτήσει των σταθερών μ_c και μ_b , της πυκνότητας ρ και της γεωμετρίας των χορδών,

$$F_2 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\kappa}{I_c}} = \frac{1}{\pi T} \sqrt{\frac{3\mu_c}{4\rho} \left(\frac{1}{3} - \frac{z_n}{T} \left(1 - \frac{z_n}{T} \right) \right)^{-1/2}} \quad (3.51)$$

$$F_{1,3} = \frac{1}{2\pi\sqrt{\rho}} \left\{ \frac{\mu_c}{D_c^2} + \frac{\mu_c}{D_c D_b} + \frac{\mu_b}{D_b^2} \pm \left[\left(\frac{\mu_c}{D_c^2} + \frac{\mu_c}{D_c D_b} + \frac{\mu_b}{D_b^2} \right)^2 - \frac{4\mu_c\mu_b}{D_b^2 D_c^2} \right]^{1/2} \right\}^{1/2} \quad (3.52)$$

Παρατηρούμε ότι το κομβικό σημείο z_n και το πάχος της φωνητικής χορδής T επηρεάζουν μόνο τη συχνότητα διάτμησης F_2 , ενώ το βάθος των ιστών D_c και D_b επηρεάζει μόνο τις δύο συχνότητες συμπίεσης F_1 και F_3 . Αυτό διευκολύνει το χρήστη να προσαρμόσει τις συνήθεις λειτουργίες με τους γεωμετρικούς παράγοντες. Ο αναλυτικός υπολογισμός των φυσικών συχνοτήτων του μοντέλου των τριών μαζών είναι, επίσης, δυνατός, αλλά απαιτεί όρους με κυβικές ρίζες που είναι μαθηματικά αρκετά περίπλοκοι και λαμβάνουν υπερβολικό χώρο.

Οι τρεις φυσικές συχνότητες των Εξ. (3.51) και (3.52) είναι ανάλογες προς την τετραγωνική ρίζα του λόγου του συντελεστή διάτμησης προς την πυκνότητα του ιστού και μας δίνουν την ταχύτητα κύματος του ιστού. Οι συντελεστές διάτμησης μ_c και μ_b για τον ιστό του καλύμματος και για το θυρεοειδή μυϊκό ιστό, αντίστοιχα έχουν υπολογιστεί στα 5000 Pa και οι δύο. Οι τιμές τους, ωστόσο, ενδέχεται να ποικίλουν σημαντικά ανάλογα με την υγρασία, τη θερμοκρασία και τη συχνότητα. Η πυκνότητα είναι λιγότερο μεταβλητή, $\rho = 1040 \text{ kg/m}^3$, δίνοντας μια ταχύτητα κύματος $(\mu/\rho)^{1/2}$ του ιστού στην περιοχή των $0.7 - 1.0 \text{ m/s}$, η οποία συμφωνεί με τις μετρήσεις του βλεννογόνου κύματος.

Η Εξ. (3.18) συσχέτισε την δυσκαμψία σύζευξης k_c του μοντέλου των τριών μαζών με τις παραμέτρους του μοντέλου της περιστρεφόμενης ράβδου. Αντικαθιστώντας στην Εξ. (3.18) τη μάζα m του καλύμματος της Εξ. (3.48), τη ροπή αδράνειας I_c της Εξ. (3.50), τη στρεπτική σταθερά ελατηρίου κ της Εξ. (3.47), και τη δυσκαμψία k της Εξ. (3.43), η παρακάτω ανίσωση πρέπει να ισχύει για το k_c , ώστε να είναι θετικός αριθμός.

$$D_c > 2T \left[\frac{1}{3} - \frac{z_n}{T} \left(1 - \frac{z_n}{T} \right) \right]^{1/2} \quad (3.53)$$

Για παράδειγμα, η ανισότητα αυτή απλοποιείται σε $D_c > 0.577T$ για $z_n/T = 0.5$, μία αρκετά αυστηρή απαίτηση για το λόγο βάθους-πλάτους του καλύμματος. Επισημαίνει έναν από τους περιορισμούς των μοντέλων με λίγες διαστάσεις ώστε να συμφωνεί με τα μηχανικά συνεχή μοντέλα. Δεδομένου ότι το κομβικό σημείο μετατοπίζεται προς τα άνω και προς τα κάτω, με το z_n/T να κινείται μεταξύ 0 ή 1, ο περιορισμός γίνεται ακόμη μεγαλύτερος. Το πρόβλημα απορρέει από το γεγονός ότι η μάζα M του σώματος φέρει μόνο μία κίνηση (τη συμπίεστική). Η διάτμηση δε μπορεί να λάβει χώρα σε αυτό το στοιχείο, καθιστώντας το διατμητικό βάθος για το κάλυμμα πάρα πολύ λεπτό. Οι κανόνες που θα χρησιμοποιήσουμε θα δώσουν προσοχή σε αυτό το πρόβλημα, περιορίζοντας το πλάτος των φωνητικών χορδών.

3.2.4 Μηχανικές Ιδιότητες

Οι σταθερές των ελατηρίων μπορούν να αυξηθούν προκειμένου να ληφθεί υπόψη η ανισότροπη τάση στις ίνες. Με τον όρο ανισότροπη τάση εννοούμε τη μεταβολή των φυσικών μηχανικών ιδιοτήτων των ιστών, που εξαρτάται από τη διεύθυνση της τάσης. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί εξισώνοντας τη φυσική συχνότητα της ταλάντωσης ενός συστήματος μάζας-ελατηρίου με τη συχνότητα της ταλάντωσης ιδανικής χορδής,

$$\frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{K'}{M}} = \frac{1}{2L} \sqrt{\frac{\sigma}{\rho}}, \quad (3.54)$$

όπου σ είναι η τάση στην ίνα και K' είναι η επιπρόσθετη δυσκαμψία. Λύνοντας ως προς K' και αντικαθιστώντας τη μάζα από τη σχέση $M = \rho LTD$ βρίσκουμε για την επιπρόσθετη δυσκαμψία:

$$K' = \left(\frac{\pi}{L} \right)^2 \sigma LTD = \pi^2 \sigma DT/L \quad (3.55)$$

Για την περιστροφική κίνηση, το K' αντικαθίσταται από το κ' και η μάζα M αντικαθίσταται από την αδράνεια I_c στα παραπάνω. Τελικά, για τις επαυξημένες παραμέτρους λαμβάνουμε :

Μοντέλο περιστρεφόμενης ράβδου (κάλυμμα):

$$\kappa = \frac{1}{2} \mu_c L T D_c + \pi^2 \sigma_c (D_c / L) T^3 \left[\frac{1}{3} - \frac{z_n}{T} \left(1 - \frac{z_n}{T} \right) \right] \quad (3.56)$$

$$k = 2 \mu_c (L T / D_c) + \pi^2 \sigma_c (D_c / L) T \quad (3.57)$$

$$m = \rho L T D_c \quad (3.58)$$

Μοντέλο τριών μαζών(κάλυμμα):

$$I_c = \rho L T D_c T^2 \left[\frac{1}{3} - \frac{z_n}{T} \left(1 - \frac{z_n}{T} \right) \right] \quad (3.59)$$

$$k_1 = 2 \mu_c (L T / D_c) z_n / T + \pi^2 \sigma_c (D_c / L) z_n \quad (3.60)$$

$$k_2 = 2 \mu_c (L T / D_c) (1 - z_n / T) + \pi^2 \sigma_c (D_c / L) T (1 - z_n / T) \quad (3.61)$$

$$k_c = \left\{ \frac{1}{2} \mu_c (L D_c / T) \left[\frac{1}{3} - \frac{z_n}{T} \left(1 - \frac{z_n}{T} \right) \right]^{-1} - 2 \mu_c (L T / D_c) \right\} \frac{z_n}{T} \left(1 - \frac{z_n}{T} \right) \quad (3.62)$$

$$m_1 = \rho L T D_c z_n / T \quad (3.63)$$

$$m_2 = \rho L T D_c (1 - z_n / T) \quad (3.64)$$

Και για τα δύο μοντέλα (σώμα):

$$K = 2\mu_b L T / D_b + \pi^2 \sigma_b (D_b / L) T \quad (3.65)$$

$$M = \rho L T D_b \quad (3.66)$$

Σημειώστε ότι για τον ανιστροπικό ιστό, όλες οι δυσκαμψίες τώρα εξαρτώνται από όλες τις διαστάσεις της φωνητικής χορδής. Δεν είναι πλέον απλός ο έλεγχος της δυσκαμψίας μέσω της γεωμετρίας.

Σε ένα σύστημα ταλάντωσης μάζας-ελατηρίου η απόσβεση B δίνεται από τον τύπο:

$$B = 2\zeta \sqrt{K m} \quad (3.67)$$

όπου K είναι η σταθερά ελατηρίου, m είναι η μάζα και ζ είναι ο λόγος απόσβεσης.

Στη φθίνουσα ταλάντωση ορίζεται λόγος απόσβεσης $\zeta = 0.1 - 0.2$ σε κάθε μάζα. Για αυτοσυντηρούμενη ταλάντωση όμως, τα μοντέλα των χαμηλών διαστάσεων απαιτούν υψηλότερο βαθμό απόσβεσης για τους λιγότερο κυρίαρχους τρόπους. Αυτό διευρύνει το φάσμα συχνότητας τους και επιτρέπει ακριβέστερη μελέτη της κυρίαρχης λειτουργίας, η οποία είναι συνήθως η λειτουργία συμπίεσης του σώματος της χορδής. Στο μοντέλο των δύο μαζών οι Ishizaka και Flanagan (1972) κατέστησαν τη συμπίεση της κάτω μάζας ως κυρίαρχη λειτουργία, αναθέτοντας της έναν λόγο απόσβεσης 0.1, ενώ στο λόγο της άνω μάζας δόθηκε η τιμή 0.6.[10] Θα χρησιμοποιήσουμε αυτή την τιμή για την άνω μάζα, διατηρώντας παράλληλα την κάτω μάζα στα 0.6 και τη μάζα του σώματος σε ένα λόγο απόσβεσης 0.1. Επιπλέον, την ίδια τιμή (0.1) θα χρησιμοποιήσουμε και για το μοντέλο της περιστρεφόμενης ράβδου. Άρα για τους λόγους απόσβεσης των μαζών λαμβάνουμε:

Μοντέλο περιστρεφόμενης ράβδου (κάλυμμα):

$$B_c = 0.2 \sqrt{\kappa I_c} \quad (3.68)$$

$$b = 0.2 \sqrt{k m} \quad (3.69)$$

Μοντέλο τριών μαζών(κάλυμμα):

$$b_1 = 0.2 \sqrt{k_1 m_1} \quad (3.70)$$

$$b_2 = 0.6 \sqrt{k_2 m_2} \quad (3.71)$$

Και για τα δύο μοντέλα (σώμα):

$$B = 0.2 \sqrt{K M} \quad (3.72)$$

3.3 Επίδραση της Δραστηριότητας των Μυών στην Ταλάντωση

3.3.1 Ανάπτυξη των Κανόνων για τον Έλεγχο των Μυών

Σε ένα σύστημα μάζας-ελατηρίου η θεμελιώδης συχνότητα F_0 της ταλάντωσης δίνεται από τον τύπο:

$$F_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (3.73)$$

όπου k η σταθερά δυσκαμψίας του ελατηρίου και m η ταλαντούμενη μάζα. Ανάλογα, ο κοινός αυτός τύπος για τη θεμελιώδη συχνότητα της ταλάντωσης βρίσκει εφαρμογή και στο ταλαντούμενο σύστημα μαζών των φωνητικών χορδών, καθόσον έχουμε ήδη δείξει ότι η συχνότητα της ταλάντωσης των φωνητικών χορδών εξαρτάται τόσο από τη δυσκαμψία των ιστών όσο και από τη μάζα ανά μονάδα μήκους των φωνητικών χορδών. Έχουμε, δείξει, όμως, ότι η θεμελιώδης συχνότητα εξαρτάται και από την τάση στον ιστό καθώς και από το μήκος της χορδής. Στην περίπτωση αυτή αντιμετωπίζουμε το σύστημα της ταλάντωσης σαν μία ταλαντούμενη χορδή με χαρακτηριστική συχνότητα που δίνεται από τον τύπο:

$$F_0 = \left(\frac{1}{2L}\right) \left(\frac{\sigma}{\rho}\right)^{1/2} \quad (3.74)$$

όπου L , το μήκος της χορδής, σ η διαμήκης τάση που εφαρμόζεται στην χορδή και ρ η πυκνότητα του ιστού. (1.04 g/cm^3 για τους ιστούς της φωνητικής χορδής)

Θα συνδέσουμε την τάση στους ιστούς των φωνητικών χορδών και το μήκος τους, και κατ'επέκταση τη δυσκαμψία και τη μάζα των στρωμάτων με την δραστηριότητα των μυών (θυροαρυταινοειδούς και κρικοθυροειδούς). Επιπλέον, θα δούμε πως η δραστηριότητα αυτή επηρεάζει τη θεμελιώδη συχνότητα της ταλάντωσης.

Ο θυροαρυταινοειδής μυς (TA) βρίσκεται στην πρόσθια και πλάγια επιφάνεια του αρυταινοειδούς μυός. Συνδέεται πρόσθια με τον θυροειδή και οπίσθια με τον αρυταινοειδή μυ. Η λειτουργία του έγγυται στο να έλκει τον αρυταινοειδή μυ προς τα εμπρός απελευθερώνοντας την ένταση στο φωνητικό σύνδεσμο ώστε να χαλαρώσουν οι φωνητικές χορδές. Ο θυροαρυταινοειδής μυς, συνεπώς, μπορεί να σκληραίνει το στρώμα του σώματος των φωνητικών χορδών και να χαλαρώνει το στρώμα του καλύμματος. Αυτή η ανομοιόμορφη σκλήρυνση των παρακείμενων ιστών των φωνητικών χορδών, η οποία προφανώς συντελείτε σε μεγαλύτερο βαθμό όταν η φωνητική χορδή επιβραχύνεται, δημιουργεί μία αβεβαιότητα σχετικά με την αποτελεσματική δυσκαμψία του ιστού στη ταλάντωση. Αν η δονούμενη επιφάνεια είναι κατά κύριο λόγο το στρώμα του καλύμματος, τότε η δυσκαμψία θα πρέπει να μειωθεί με την συστολή του TA μυός. (άρα και η θεμελιώδης συχνότητα). Από την άλλη πλευρά, αν η δονούμενη επιφάνεια είναι κατά κύριο λόγο το σώμα, τότε η δυσκαμψία αυξάνεται. Θα εξηγήσουμε εκτενέστερα παρακάτω του μηχανισμούς αυτούς. Υπενθυμίζουμε ότι η θεμελιώδης συχνότητα της ταλάντωσης μεταβάλλεται με την τετραγωνική ρίζα της δυσκαμψίας, ή διαφορετικά με τη διαμήκης τάση, όπως προαναφέραμε.

Ο κύριος ρυθμιστής της θεμελιώδους συχνότητας είναι ο κρικοθυροειδής μυς (CT). Ο κρικοθυροειδής μυς, κινείται ανταγωνιστικά και αντίθετα από τον θυροαρυταινοειδή. Έτσι, η δυσκαμψία του καλύμματος της φωνητικής χορδής αυξάνεται ενώ η μάζα ανά μονάδα μήκους μειώνεται, όταν αυξάνεται η τάση στον ιστό (επιμήκυνση), η οποία προέρχεται από τη συστολή του κρικοθυροειδούς. Ο κρικοθυροειδής μυς, συνεπώς, είναι αυτός που καθορίζει το μήκος της χορδής.

Η εξίσωση για την θεμελιώδη συχνότητα συναρτήσκει της κίνησης του θυροαρυταινοειδούς είναι:

$$F_0 = F_{0p} \left(1 + \frac{A_a \sigma_{am}}{A \sigma_p} \alpha_{TA} \right)^{1/2} \quad (3.75)$$

όπου F_{0p} είναι η παθητική θεμελιώδης περίοδος (όταν δεν υπάρχει μυϊκή δραστηριότητα), που προκύπτει από την εξίσωση της θεμελιώδους ταλάντωσης της χορδής, A_a/A είναι ο λόγος της διατομής του TA μυός σε ταλάντωση προς την συνολική επιφάνεια διατομής σε ταλάντωση, σ_{am} είναι η μέγιστη ενεργός τάση (δύναμη ανά

μονάδα επιφάνειας) στον ΤΑ μυ, και σ_p είναι η μέση παθητική τάση όλων των ιστών που συμμετέχουν στην ταλάντωση.[28]

$$\sigma_p = 10^4 e^{9.2\varepsilon} \text{ dyn/cm}^2 \quad (3.76)$$

$$\sigma_{am} = 10^6 (1 + 0.6\varepsilon) \text{ dyn/cm}^2 \quad (3.77)$$

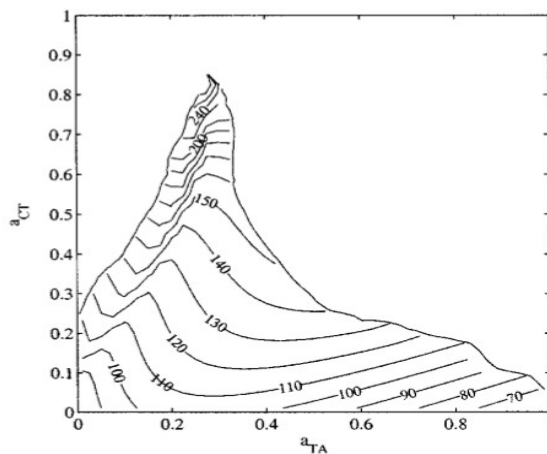
$$F_{op} = (1/2 L)(\sigma_p / \rho)^{1/2} \quad (3.78)$$

Η φώνηση χαμηλής ηχητικής έντασης και υψηλής συχνότητας περιλαμβάνει λιγότερο την ταλάντωση του σώματος της φωνητικής χορδής από τη φώνηση υψηλής έντασης και χαμηλής συχνότητας. Όταν η δραστηριότητα του CT μυός είναι περιορισμένη (χαμηλή συχνότητα), ο ΤΑ μυς είναι περισσότερο σε θέση να αυξήσει την ένταση του ταλαντούμενου τμήματος της χορδής, καθώς η ένταση στο κάλυμμα είναι μικρή. Όταν η δραστηριότητα του CT είναι μεγάλη, η ένταση του καλύμματος είναι αρκετά υψηλή και είναι δύσκολο για το σώμα να επιφέρει σημαντική αύξηση στο σύστημα.

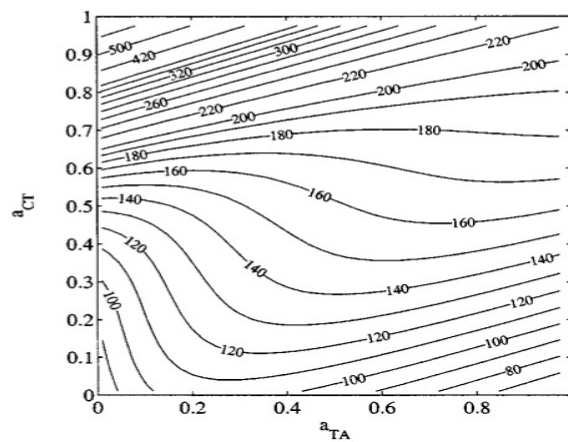
Η αύξηση της συστολής του θυροαρυταινοειδούς μυός μπορεί να αυξήσει ή και να μειώσει τη θεμελιώδη συχνότητα F_0 . Όταν το κάλυμμα είναι χαλαρό και το πλάτος της ταλάντωσης αρκετά μεγάλο ώστε να περιλαμβάνει ένα τμήμα του μυός, μία αύξηση της δραστηριότητας του ΤΑ μυός θα οδηγήσει σε αύξηση της θεμελιώδους συχνότητας. Αυτό συμβαίνει επειδή η αύξηση της έντασης στο μυ αντισταθμίζει τη μείωση της έντασης στο κάλυμμα, που μπορεί να προκύψει από μία μικρή μείωση στο μήκος της φωνητικής χορδής. Η επίδραση αυτή αυξάνεται με την αύξηση του πλάτους της ταλάντωσης, για παράδειγμα όταν αυξάνεται η ένταση της φωνής, διότι περισσότερο μέρος του μυός εμπλέκεται στη δόνηση. Αυτή η περίπτωση είναι περισσότερο συχνή στην ομιλία. Εάν το πλάτος της ταλάντωσης είναι πολύ μικρό, έτσι ώστε κανένας από τους μυς να βρίσκεται σε κίνηση, τότε μία περαιτέρω αύξηση της δραστηριότητας του ΤΑ, θα οδηγήσει σε πτώση της θεμελιώδους συχνότητας.

Όταν το κάλυμμα είναι πολύ τεταμένο (μεγάλη δραστηριότητα του κρικοθυροειδούς με επιμηκυμένες φωνητικές χορδές), η ένταση στον ΤΑ μυ δεν μπορεί να συνεισφέρει στην ένταση του καλύμματος και του φωνητικού συνδέσμου. Μεγαλύτερη σύσπαση του μυός οδηγεί σε μείωση της συχνότητας, επειδή η μικρή αύξηση στους μύες αντισταθμίζεται από μία μείωση στην ένταση του καλύμματος, η οποία προκύπτει από μικρή μείωση στο μήκος των χορδών.

Παρακάτω δίνεται η γραφική παράσταση της δραστηριότητας του κρικοθυροειδούς (α_{CT}) σε σχέση με τη δραστηριότητα του θυροαρυταινοειδούς (α_{TA}), για διάφορες συχνότητες ταλάντωσης.



(α)



(β)

Εικόνα 3.2: Γραφική παράσταση της δραστηριότητας του TA ΚΑΙ CT μύος σύμφωνα με τον κανόνα σύγκλισης (α) και της “σχεδόν ορθογώνιας” γλωττίδας (β).[12]

Στην Εικόνα (3.2) παρουσιάζεται η γραφική παράσταση της μυϊκής δραστηριότητας που οδηγεί στην επιμήκυνση και στην ταλάντωση των φωνητικών χορδών. Στον οριζόντιο άξονα απεικονίζεται η δραστηριότητα του αρταινοειδούς (α_{TA}), ενώ στον κατακόρυφο άξονα απεικονίζεται η δραστηριότητα του κρικοθυρεοειδούς (α_{CT}). Οι γραμμές της περιφέρειας απεικονίζουν τη θεμελιώδη συχνότητα F_o σε Hz. Το τμήμα (α) αναφέρεται στον κανόνα σύγκλισης, ενώ το τμήμα (β) αναφέρεται στην περίπτωση της “σχεδόν ορθογώνιας” διαμόρφωσης της γλωττίδας, τα οποία θα εξετάσουμε σε επόμενη ενότητα. Παρατηρούμε ότι στο τμήμα (β) παράγεται ταλάντωση σε όλο το εύρος τιμών α_{CT} και α_{TA} . Αντίθετα το τμήμα (α) είναι περιορισμένο σε εύρος και δε καλύπτει τις ανώτερες

περιοχές του τεταρτημορίου. Πιο συγκεκριμένα, για υψηλές τιμές α_{CT} (υψηλές συχνότητες), μόνο ένα μικρό εύρος τιμών του α_{TA} (μεταξύ 0.2 και 0.4) παράγει ταλάντωση.

Παρατηρούμε, ακόμη, ότι υφίσταται στις γραφικές παραστάσεις μία προς τα κάτω καμπή των γραμμών της περιφέρειας κάτω αριστερά, όπου παράγεται η φώνηση. Λόγω αυτής της καμπής προς τα κάτω, η θεμελιώδης συχνότητα μπορεί να αυξηθεί, με την αύξηση είτε του α_{CT} είτε του α_{TA} . Σε άλλες περιοχές όμως, όπως στην πάνω αριστερή, μία αύξηση στο α_{TA} , θα οδηγούσε σε μείωση της θεμελιώδους συχνότητας.

Τέλος, η δραστηριότητα τόσο του TA μύος όσο και του CT μύος μειώνουν την επιφάνεια της γλωττίδας καθώς και τη ροή αέρα διαμέσου αυτής. Η μειωμένη ροή του αέρα μπορεί να είναι η βέλτιστη για έναν ομιλητή, ο οποίος προσπαθεί να κρατήσει τη ροή και την κινητήρια πίεση, επιτρέποντας του να περιορίσει τη συχνότητα της αναπνευστικής αναπλήρωσης ή το βάθος της αναπνοής. Ωστόσο, αν η μείωση της ροής αέρα υφίσταται ως αποτέλεσμα της αυξανόμενης ενεργοποίησης των λαρυγγικών μυών, το κόστος για τον ομιλητή που σχετίζεται με τη μυϊκή καταπόνηση, ίσως, αντισταθμίζει τα οφέλη της μείωσης.

Στο πρόγραμμα που κατασκευάσαμε, προκειμένου να υπολογίσουμε την θεμελιώδη συχνότητα της ταλάντωσης χρησιμοποιήσαμε μία συνάρτηση που βρίσκει όλες τις διασταυρώσεις με το μηδέν σε ένα σήμα (zero-crossing). Χρησιμοποιήσαμε τη συγκεκριμένη συνάρτηση προκειμένου να βρούμε τη διαστάυρωση της μετατοπίσης της κάτω μάζας x_1 με το μηδέν, όπου μηδέν θεωρείται το κέντρο της γλωττίδας κάθε χρονική στιγμή. Με άλλα λόγια, η συνάρτηση αυτή μετράει πόσες φορές κατά τη διάρκεια της προσομοίωσης, πέρασε η κάτω μάζα από το κέντρο.

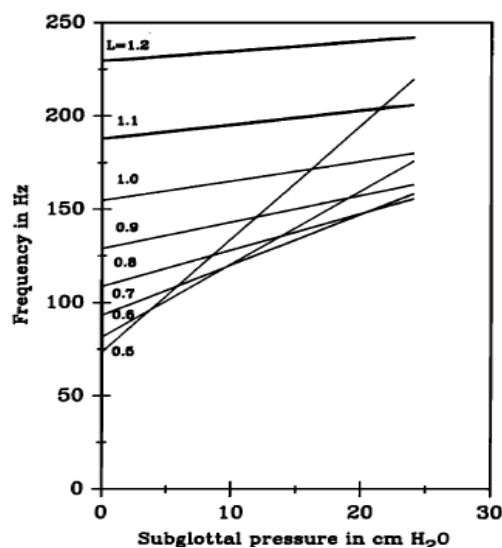
Σε επόμενη ενότητα θα αναπτυχθούν κανόνες για τον έλεγχο των γεωμετρικών και των ελαστικών παραμέτρων του μοντέλου του σώματος-καλύμματος μέσω της ενεργοποίησης των μυών. Οι κανόνες αυτοί αφορούν τη φυσική παραμόρφωση των φωνητικών χορδών (προσαγωγή και επιμήκυνση). Προκειμένου να μειωθεί ο αριθμός των παραμέτρων ελέγχου, θα εξετάσουμε μόνο τη δραστηριότητα του κρικοθυροειδούς μύος (α_{CT}), του θυροαρυταινοειδούς μύος (α_{TA}), ενώ η πλευρική δραστηριότητα του κρικοαρυταινοειδούς μύος (α_{LC}) είναι σταθερή στην τιμή 0.5.

Επίδραση της υπογλωττιδικής πίεσης στη θεμελιώδη συχνότητα

Μέχρι στιγμής, έχουμε επικεντρωθεί στη ρύθμιση της θεμελιώδους συχνότητας μέσω της δραστηριότητας των μυών. Όμως υπάρχει και άλλος παράγοντας που την καθορίζει, έστω και σε μικρότερο βαθμό, και δεν είναι άλλος από την υπογλωττιδική πίεση P_s , την πίεση που

φτάνει στην περιοχή της γλωττίδα από τους πνεύμονες. Η υπογλωττιδική πίεση μπορεί να επηρεάσει το πλάτος της πλευρικής κίνησης των φωνητικών χορδών. Όσο μεγαλύτερη είναι, τόσο μεγαλύτερο είναι και το πλάτος της ταλάντωσης, ή η διαφορά φάσης μεταξύ άνω και κάτω μάζας. Αυτό οδηγεί σε επιμήκυνση της φωνητικής χορδής, και άρα αύξηση της τάσης στους ιστούς. Άρα η θεμελιώδης συχνότητα της ταλάντωσης αυξάνεται. Όταν οι φωνητικές χορδές είναι χαλαρές, τότε η αύξηση της υπογλωττιδικής πίεσης αυξάνει δραστικότερα τη θεμελιώδη συχνότητα. Αντίθετα, όταν οι φωνητικές χορδές έχουν επιμηκυνθεί (υψηλή F_0), η αύξηση της πίεσης επηρεάζει ελάχιστα τη συχνότητα. Ο ρόλος της υπογλωττιδικής πίεσης στη ρύθμιση της θεμελιώδους συχνότητας είναι λιγότερο σημαντικός στην ομιλία, σε αντίθεση με το τραγούδι, όπου τα επίπεδα της υπογλωττιδικής πίεσης είναι υψηλά και απαιτείται ακριβής έλεγχος του τόνου.[14]

Σύμφωνα με πειραματικά στοιχεία, η υπογλωττιδική πίεση μπορεί να αυξήσει τη θεμελιώδη συχνότητα κατά 0.5-6 Hz/cm H_2O . Στην παρακάτω γραφική παράσταση απεικονίζεται η σχέση μεταξύ υπογλωττιδικής πίεσης και συχνότητας για διάφορες τιμές μήκους της φωνητικής χορδής.



Εικόνα 3.3: Γραφική παράσταση υπογλωττιδικής πίεσης και θεμελιώδους συχνότητας για διάφορες τιμές μήκους φωνητική χορδής[17]

Είναι ενδιαφέρον να παρατηρήσουμε ότι όταν το μήκος των φωνητικών χορδών είναι μικρό, δηλαδή όταν αυτές είναι χαλαρές, τότε μία αύξηση στην υπογλωττιδική πίεση επηρεάζει σημαντικότερα την θεμελιώδη συχνότητα. Αντίθετα, όσο το μήκος των φωνητικών χορδών αυξάνεται, η πίεση δεν είναι σε θέση να αυξήσει τη συχνότητα παρά ελάχιστα..

Μια παραλλαγή της εξίσωσης της θεμελιώδους συχνότητας για μία ταλαντούμενη χορδή, είναι εφικτή ώστε να περιλαμβάνει την εξάρτηση της συχνότητας από τον λόγο A/L , όπου A είναι το πλάτος της ταλάντωσης της χορδής και L το μήκος της χορδής ή στην περίπτωση μας της φωνητικής χορδής:

$$F_0 = (8.67/L)(1 + 5.69 A^2/L^2) e^{4.61 L/L_0} \quad (3.79)$$

Στη συνέχεια συνδέουμε το πλάτος A με την υπογλωττιδική πίεση P_s σύμφωνα με την εξίσωση:

$$A = (\alpha - \beta L/L_0) P_s^{1/2} \quad (3.80)$$

όπου α και β είναι σταθερές (εμπειρικά $\alpha=0.0862$ και $\beta=0.0824$), L_0 είναι το μήκος της χορδής στην κατάσταση ηρεμίας (1.6 cm), και L το μήκος της χορδής (κυμαίνεται μεταξύ 0.5-1.2 cm). Αντικαθιστώντας την Εξ. (3.80) στην Εξ. (3.79) λαμβάνουμε τη σχέση μεταξύ συχνότητας και υπογλωττιδικής πίεσης:

$$F_0 = (8.67/L)[1 + 5.69(\alpha - \beta L/L_0)^2 P_s/L^2] e^{4.61 L/L_0} \quad (3.81)$$

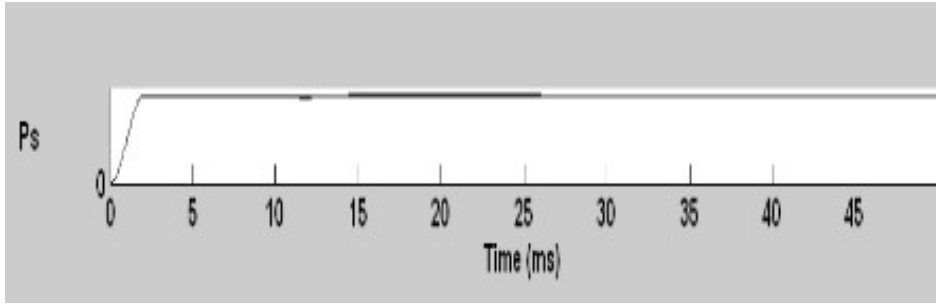
Αφού, λοιπόν, η υπογλωττιδική πίεση επηρεάζει την συχνότητα ταλάντωσης σε μικρότερο βαθμό σε σχέση με τους μύες του λάρυγγα, θεωρήσαμε σκόπιμο για λόγους απλότητας να παραλείψουμε την επίδραση της από το μοντέλο. Κατά τη διάρκεια της ταλάντωσης, κρατάμε σταθερή την υπογλωττιδική πίεση αλλά χρησιμοποιούμε ένα συνημιτονικό βήμα κατά την εκκίνηση της προσομοίωσης, για $t \leq 0.002$ sec της μορφής,

$$P_s = P_L (\cos(2\pi f_{\cos} t - \pi) + 1) / 2 \quad (3.82)$$

όπου P_L είναι η πίεση που φτάνει στην υπογλωττιδική περιοχή από τους πνεύμονες και

$$f_{\cos} = \frac{1}{2 \times 0.002} = 250 \text{ Hz} \quad (3.83)$$

Με βάση αυτό το βήμα, η γραφική παράσταση της υπογλωττιδικής πίεσης όταν η πίεση από τους πνεύμονες P_L είναι 8000 Pa δίνεται παρακάτω.



Εικόνα 3.4: Γραφική παράσταση υπογλωττιδικής πίεσης

3.3.2 Τάση

Τα ανατομικά δεδομένα που αφορούν το βάθος ηρεμίας των στρωμάτων των φωνητικών χορδών είναι:

$$D_{muc} = \text{βάθος βλενογόννου} = \text{επιθήλιο} + \text{επιφανειακό στρώμα} = 0.2 \text{ cm} \quad \text{στους άνδρες} \\ (0.15 \text{ cm στις γυναίκες})$$

$$D_{lig} = \text{βάθος του συνδέσμου} = \text{ενδιάμεσο και εσωτερικό στρώμα} = 0.2 \text{ cm} \quad \text{στους άνδρες} \\ (0.15 \text{ cm στις γυναίκες})$$

$$D_{mus} = \text{βάθος του TA μύος} = 0.4 \text{ cm} \quad \text{στους άνδρες} \quad (0.3 \text{ cm στις γυναίκες})$$

Το σώμα και το κάλυμμα μοιράζονται το βάθος του συνδέσμου. Το ενδιάμεσο στρώμα της lamina propria προσμετράται στο κάλυμμα ενώ το εσωτερικό στρώμα της lamina propria προσμετράται στο σώμα. Όμως οι τάσεις που εφαρμόζονται σε κάθε στρώμα δε μπορούν να προστεθούν σε παράλληλα στρώματα, όπως οι δυνάμεις. Για το λόγο αυτό, θα μετατρέψουμε τις τάσεις σε δυνάμεις πολλαπλασιάζοντας με τα αντίστοιχα εμβαδά, και αφού το πλάτος είναι κοινό, με τα αντίστοιχα βάθη.

Η τάση στο στρώμα του σώματος δίνεται από τη σχέση,

$$\sigma_b = [0.5 \sigma_{lig} D_{lig} + \sigma_{mus} D_{mus}] / D_b \quad (3.84)$$

όπου σ_{lig} είναι η τάση στο σύνδεσμο και σ_{mus} είναι η τάση στον TA μυ. Ομοίως, για το κάλυμμα,

$$\sigma_c = [\sigma_{muc} D_{muc} + 0.5\sigma_{lig} D_{lig}] / D_c \quad (3.85)$$

όπου σ_{muc} είναι η τάση στο βλεννογόνο.

Η μυϊκή τάση αποτελείται από μία ενεργό και μία παθητική συνιστώσα. Η ενεργός τάση προέρχεται από την επίδραση μεταξύ μουσίνης και ακτίνης, ενώ η παθητική τάση μπορεί να αναπτυχθεί στο συνδετικό ιστό του μυός. Η μουσίνη και η ακτίνη βρίσκονται στον πυρήνα των μυϊκών ινών, κάτω από τη μυϊκή-κυτταρική μεμβράνη, και διαχωρίζονται μεταξύ τους εγκάρσια σε σειριακές επαναλαμβανόμενες περιοχές που ονομάζονται σαρκομερίδια. Η διάταξη και η αλληλοσυσχέτιση των νημάτων ακτίνης και μουσίνης επηρεάζουν τη μεταβολή του μήκους του μυός, όταν αυτός υπόκειται σε ερέθισμα.[1] Ο συνδετικός ιστός καλύπτει εξωτερικά ολόκληρο τον μυ. Η τάση στον ΤΑ μυ δίνεται από τη σχέση,

$$\sigma_{mus} = \alpha_{TA} \sigma_{am} \text{Max}[0.1 - b(\varepsilon - \varepsilon_m)^2] + \sigma_p \quad (3.86)$$

όπου σ_{am} είναι η μέγιστη ενεργός τάση στον ΤΑ μυ, α_{TA} είναι η μυϊκή δραστηριότητα (κυμαίνεται μεταξύ 0 και 1), σ_p είναι η παθητική τάση και b είναι μία σταθερά για δεδομένο μυ. Παρατηρούμε πως η ενεργός τάση ποικίλει ανάλογα με τη δύναμη επιμήκυνσης ε της φωνητικής χορδής, η οποία περιορίζεται από τη δύναμη του σαρκομεριδίου ε_m

Το κάλυμμα έχει μόνο μία παθητική τάση, η οποία προσομοιώνεται στο μοντέλο με το συνδυασμό μιας γραμμικής και μίας εκθετικής συνάρτησης. Η μορφή της συνάρτησης αυτής χρησιμοποιείται, επιπλέον, για τον υπολογισμό της παθητικής τάσης του σώματος (μυϊκό ιστό και ιστό συνδέσμου) και γράφεται για όλους τους ιστούς ως :

$$\sigma_p = 0 \quad \text{για } \varepsilon < \varepsilon_1 \quad (3.87)$$

$$\sigma_p = \frac{-\sigma_0}{\varepsilon_1} (\varepsilon - \varepsilon_1) \quad \text{για } \varepsilon_1 \leq \varepsilon \leq \varepsilon_2 \quad (3.88)$$

$$\sigma_p = \frac{-\sigma_0}{\varepsilon_1} (\varepsilon - \varepsilon_1) + \sigma_2 [e^{C(\varepsilon - \varepsilon_2)} - C(\varepsilon - \varepsilon_2) - 1] \quad \text{για } \varepsilon > \varepsilon_2 \quad (3.89)$$

όπου σ_0 είναι η τάση για $\varepsilon = 0$, ε_1 είναι η επιμήκυνση κατά την οποία το γραμμικό τμήμα είναι στο μηδέν, σ_2 είναι ένας συντελεστής κλίμακας για το εκθετικό τμήμα, και ε_2 είναι η επιμήκυνση όταν το εκθετικό τμήμα ξεκινάει.

Παρακάτω δίνεται ο πίνακας με τις σταθερές τιμές δύναμης και τάσης των Εξ (3.86), (3.88), (3.89) για το κάθε στρώμα της φωνητικής χορδής.

Στρώμα	ε_1	ε_2	$\sigma_0(kPa)$	$\sigma_2(kPa)$	C	$\sigma_m(kPa)$	ε_m	b
βλεννογόνος	-0.5	0.35	0.5	30.0	4.4	-	-	-
σύνδεσμος	-0.5	-0.00	0.4	1.393	17.0	-	-	-
ΤΑ μύς	-0.5	-0.05	1.0	1.50	6.5	105	0.4	1.07

Πίνακας 3.1: Σταθερές των Εξ. (3.86) -(3.89)[13]

3.3.3 Κανόνας Επιμήκυνσης

Πειράματα με αποκομμένους λάρυγγες έχουν δείξει ότι η επιμήκυνση της φωνητικής χορδής συναρτήσεται της δραστηριότητας των μυών μπορεί να δωθεί από την παρακάτω εξίσωση:

$$\varepsilon = G(R\alpha_{CT} - \alpha_{TA}) \quad (3.90)$$

όπου ε είναι η διαμήκης δύναμη (η επιμήκυνση διαιρείται με το μήκος στην κατάσταση ηρεμίας), α_{CT} είναι η κανονικοποιημένη δραστηριότητα του κρικοθυρεοειδούς (κυμαίνεται μεταξύ 0.0 και 1.0), α_{TA} είναι η κανονικοποιημένη δραστηριότητα του θυροαρυταινοειδούς μυ (ίδια περιοχή διακύμανσης), και α_{LC} είναι η κανονικοποιημένη πλευρική δραστηριότητα του κρικοαρυταινοειδούς μυ (σταθερή στο 0.5). Οι εμπειρικές σταθερές της εξίσωσης είναι ο λόγος ροπής R , και το κέρδος της επιμήκυνσης G .

Ο λόγος ροπής R αφορά τη μέγιστη ροπή που μπορεί να παραχθεί από τον CT μυ σε σχέση με τη μέγιστη αντίθετη ροπή που μπορεί να παραχθεί από τον TA μυ (ο άξονας της ροπής είναι κατά μήκος των αρθρώσεων του CT). Ή διαφορετικά, ο λόγος ροπής R μπορεί να θεωρηθεί ως το μηχανικό πλεονέκτημα που έχει ο κρικοθυρεοειδής μυς έναντι του θυροαρυταινοειδούς. Το κέρδος της επιμήκυνσης G εξαρτάται από την στρεπτική δυσκαμψία, τη γεωμετρία του λάρυγγα, καθώς και τη μέγιστη συστολή του TA μύος. Αποτελεί μέτρο της ευαισθησίας των φωνητικών χορδών να επιμηκυνθούν με τη

δραστηριότητα των μυών. Σε αποκομμένο λάρυγγα, οι τιμές των συντελεστών G και R που ελήφθησαν είναι 0.10 και 3.5, αντίστοιχα.

Η Εξ. (3.90) τροποποιείται ώστε να συμπεριλάβει την πίεση προσαγωγής $H \alpha_{LC}$, που εμφανίζεται στην κατάσταση λίγο πριν την φώνηση. Η σταθερά H είναι ο συντελεστής προσαγωγής.

$$\varepsilon = G(R \alpha_{CT} - \alpha_{TA}) - H \alpha_{LC} \quad (3.91)$$

Η ενσωμάτωση αυτή δεν επηρεάζει τη φύση της εξίσωσης, μόνο μεταβάλλει ελάχιστα τους συντελεστές. Έτσι θεωρούμε $G=0.2$, $R=3.0$ και $H=0.2$. Μέγιστη επιμήκυνση της τάξης του 60% έχουμε όταν $\alpha_{CT}=1.0$ και $\alpha_{TA}=0$. Η μέγιστη μείωση του μήκους στην παραπάνω εξίσωση, που είναι της τάξης του -40%, συμβαίνει για $\alpha_{CT}=0$ και $\alpha_{TA}=1.0$.

Η κατανόηση και η μοντελοποίηση της φώνησης σε ολόκληρο το φάσμα της επιμήκυνσης είναι δύσκολη. Μερικές από τις ακραίες μυϊκές συστολές σκληραίνουν τις φωνητικές χορδές σε μεγάλο βαθμό ή κλείνουν τη γλωττίδα. Για το λόγο αυτό, οι ακραίες τιμές του α_{TA} και του α_{CT} δεν μπορούν να ανταποκριθούν στο μοντέλο.

Στον παραπάνω κανόνα, το εύρος του ε είναι -30% με 50%, όταν $\alpha_{LC}=0.5$. Αυτό οδηγεί σε μεταβολή του μήκους μεταξύ $0.7 L_0$ και $1.5 L_0$, όπου L_0 είναι το μήκος στην κατάσταση ηρεμίας. Το μήκος της φωνητικής χορδής μπορεί να γραφεί ως:

$$L = L_0(1 + \varepsilon) \Rightarrow L = L_0[1 + G(R \alpha_{CT} - \alpha_{TA}) - H \alpha_{LC}] \quad (3.92)$$

όπου L_0 είναι 1.6 cm στους άνδρες και 1.0 cm στις γυναίκες.

3.3.4 Κανόνας Κομβικού Σημείου

Όταν ο ΤΑ μυς συστέλλεται, το κάτω άκρο προσάγεται περισσότερο από το άνω άκρο, μειώνοντας τη γωνία σύγκλισης. Παράλληλα, το κομβικό σημείο z_n για τη λειτουργία διάτμησης κινείται αποτελεσματικά προς τα πάνω, γεγονός που υποδηλώνει ότι η δόνηση έχει μεγαλύτερο πλάτος στο κάτω άκρο σε σχέση με το άνω. Εμπειρικά, αυτό σχετίζεται με το σημείο της βλεννογονικής αναταραχής. Εδώ θα χρησιμοποιήσουμε τον εξής τύπο για το κομβικό σημείο ή αλλιώς το σημείο περιστροφής:

$$z_n = (1 + \alpha_{TA})T/3 \quad (3.93)$$

Με τον κανόνα αυτό, το κομβικό σημείο βρίσκεται στο $1/3$ από το κάτω άκρο στο falsetto (λεπτές φωνητικές χορδές και μεγαλύτερο πλάτος στην κορυφή) και στο $1/3$ από την κορυφή στην κανονική ομιλία (μεγάλος όγκος χορδών με μεγαλύτερο πλάτος στο κάτω άκρο).

3.3.5 Κανόνες Όγκου και Βάθους

Το πάχος της φωνητικής χορδής αυξάνει με την επιβράχυνση της. Ο λόγος Poisson ενός συνεχούς ελαστικού μέσου καθορίζει την αύξηση αυτή. Ο λόγος Poisson είναι ο αρνητικός λόγος της εγκάρσιας προς την αξονική παραμόρφωση. Όταν ένα αντικείμενο επιμηκύνεται (ή συμπιέζεται) στη διεύθυνση της ασκούμενης δύναμης, τότε ταυτόχρονα συστέλλεται (ή επιμηκύνεται) στις άλλες δύο κάθετες διευθύνσεις προς την εφαρμοζόμενη δύναμη. Η αναλογία μεταξύ των δύο αυτών ποσοτήτων αποτελεί τον δείκτη Poisson. Σε μοριακό επίπεδο, το φαινόμενο Poisson προκαλείται από μικρές κινήσεις μεταξύ των μορίων και την επιμήκυνση των μοριακών δεσμών εντός του πλέγματος, προκειμένου να δεχθούν την τάση. Όταν οι δεσμοί επιμηκύνονται στην διεύθυνση της δύναμης, μπορούν να συμπιεστούν στις άλλες διευθύνσεις. Για ένα ασυμπίεστο ισοτροπικό μέσο, ο λόγος Poisson είναι 0.5, επειδή όμως η διαστολή ή η συστολή περιορίζεται από τα όρια του αρυταινοειδούς και του θυρεοειδούς χόνδρου, το μεγαλύτερο μέρος (ή και όλο) της μεταβολής του μήκους οδηγεί σε μεταβολή του πάχους. Έτσι, ο κανόνας που ισχύει για το πάχος είναι:

$$T = \frac{T_0}{1 + 0.8\varepsilon} \quad (3.94)$$

όπου T_0 είναι το πάχος στην κατάσταση ηρεμίας και έχει την τιμή 0.30 cm για τους άνδρες και 0.20 cm για τις γυναίκες.

Οι κανόνες για το βάθος των στρωμάτων του σώματος και του καλύμματος έχουν τη μορφή:

$$D_b = \frac{\alpha_{TA} D_{mus} + 0.5 D_{lig}}{1 + 0.2\varepsilon} \quad (3.95)$$

$$D_c = \frac{D_{muc} + 0.5 D_{lig}}{1 + 0.2\varepsilon} \quad (3.96)$$

όπου ο παράγοντας 0.2ε στον παρονομαστή συμπληρώνει τον παράγοντα 0.8ε του πάχους. Στον αριθμητή, τα βάθη D_{mus} του TA μυός, D_{lig} του συνδέσμου και D_{muc}

του βλεννογόνου έχουν προσδιοριστεί σε προηγούμενη ενότητα. Για $\alpha_{TA}=0$, το εσωτερικό στρώμα της lamina propria είναι το μοναδικό βάθος του σώματος. Για $\alpha_{TA}=1$, ιδανικά, το βάθος του σώματος είναι το συνολικό βάθος του μυός.

3.3.6 Κανόνας Προσαγωγής

Η εξίσωση που περιγράφει την προσαγωγή για το μισό πλάτος της γλωττίδας, ξ_{02} , είναι:

$$\xi_{02}=0.25 L_0(1-2.0 \alpha_{LC}) \quad (3.97)$$

όπου α_{LC} είναι η δραστηριότητα του πλευρικού κρυκοαριταινοειδούς μυός. Η εξίσωση αυτή διασφαλίζει την επαφή των φωνητικών χορδών αφού $\xi_{02}=0$ για $\alpha_{LC}=0.5$.

Η ταλάντωση επιτυγχάνεται από το 10% περίπου του εύρους κίνησης των φωνητικών χορδών. Αυτό το εύρος κίνησης εκφράζεται από έναν λόγο πλάτους προς μήκος ($2\xi_{02}/L_0$). που λαμβάνει τιμές μεταξύ 0-1.5.

3.3.7 Κανόνες Σύγκλισης

Η γλωττιδική σύγκλιση διέπεται, σε ένα μεγάλο βαθμό, από την ενεργοποίηση του θυροαρυταινοειδούς μυός. Το κρίσιμο σημείο για την αυτοσυντηρούμενη ταλάντωση είναι το τμήμα της μεσαίας επιφάνειας της χορδής, το οποίο πρέπει πάντα να είναι σχεδόν κατακόρυφο ώστε να παραχθεί ένα σχεδόν ορθογώνιο τμήμα για τη γλωττίδα.. Αυτό το σχεδόν ορθογώνιο τμήμα της γλωττίδας μπορεί να επιτευχθεί σε κανονική φώνηση για ένα μεγάλο μέρος του πάχους της χορδής , δεδομένου ότι η μεσαία επιφάνεια έχει κυρτή καμπυλότητα (από κάτω προς τα πάνω). Στο falsetto όμως, το ορθογώνιο τμήμα σχηματίζεται μόνο κοντά στην κορυφή της χορδής. Για το λόγο αυτό χρειάζονται οι τρεις μάζες που στοιβάζονται κατακόρυφα στο μοντέλο, ώστε να προσεγγιστεί αυτή η ορθογώνια επιφάνεια. Επομένως λαμβάνουμε:

$$\xi_c = \xi_{01} - \xi_{02} = T(0.05 - 0.15 \alpha_{TA}) \quad (3.98)$$

όπου ξ_c είναι το σημείο επαφής, ξ_{02} , ξ_{01} οι αρχικές θέσεις της άνω και κάτω μάζας αντίστοιχα και T το πάχος της φωνητικής χορδής, όπως παρουσιάστηκε σε προηγούμενη ενότητα. Σύμφωνα με την παραπάνω εξίσωση, το εύρος του $\tan(\theta_0)=\xi_c/T$ είναι μεταξύ 0.05 και -0.1, το οποίο παράγει σχήματα από ελαφρώς συγκλίνουσες φωνητικές χορδές (

+ 3° για $\alpha_{TA}=0$) μέχρι μετρίως αποκλίνουσες φωνητικές χορδές(-6° για $\alpha_{TA}=1$. Ακόμα και με αυτόν τον περιορισμό στο εύρος της σύγκλισης και απόκλισης, δεν παράγουν όλα αυτά τα σχήματα αυτοσυντηρούμενη ταλάντωση. Μια ορθογώνια γλωττίδα, ιδανική για φώνηση σε ένα φυσικό μοντέλο, λαμβάνεται για $\alpha_{TA}=0.33$. Η καλύτερη ρύθμιση είναι μία απειροελάχιστη σύγκλιση ($\theta \approx 0.0001$), η οποία επιτρέπει την προσαγωγή στην κορυφή ($\xi_{02}=0$), όσο η υπογλωττιδική πίεση εφαρμόζεται στη φωνητική χορδή όταν το κάτω μέρος έχει μόλις διαχωριστεί ($\xi_{01}=0.0005 \text{ cm}$). Θα αναφερόμαστε σε αυτό ως η “σχεδόν ορθογώνια” κατάσταση.

3.4 Γλωττιδική Επιφάνεια

3.4.1 Προσομοίωση της Γλωττιδικής Επιφάνειας

Η γλωττιδική επιφάνεια για ένα συμμετρικό μοντέλο περιστρεφόμενης ράβδου είναι,

$$\alpha(z) = 2L[\xi_{0n} - (z - z_n)\tan(\theta_0 + \theta) + \xi] \quad (3.99)$$

όπου L είναι το μήκος της γλωττίδας και ξ_{0n} είναι η απόσταση από το κέντρο του κομβικού σημείου z_n στην κατάσταση ηρεμίας, όπως μετρήθηκε από το κάτω άκρο της χορδής. Σύμφωνα με αυτόν τον τύπο η είσοδος και η έξοδος της γλωττίδας είναι αντίστοιχα:

$$\alpha_1 = 2L \text{Max} \{ \delta, [\xi_{0n} - (0 - z_n)\tan(\theta_0 + \theta) + \xi] \} \quad (3.100)$$

$$\alpha_2 = 2L \text{Max} \{ \delta, [\xi_{0n} - (T - z_n)\tan(\theta_0 + \theta) + \xi] \} \quad (3.101)$$

όπου δ είναι η ελάχιστη επιτρεπτή περιοχή για τη γλωττιδική ροή.

3.4.2 Αεροδυναμική Πίεση και Ροπή

Όπως εξηγήσαμε σε προηγούμενο κεφάλαιο, στη ρευστοδυναμική η αρχή του Bernoulli ορίζει ότι για ιδανικές συνθήκες ροής, μία αύξηση της ταχύτητας του ρευστού λαμβάνει

χώρα ταυτόχρονα με μία μείωση στην πίεση ή μία μείωση στην ενέργεια του ρευστού. Η αρχή του Bernoulli προέρχεται από την αρχή διατήρησης της ενέργειας. Αυτό δηλώνει ότι σε μία σταθερή ροή, το άθροισμα όλων των μορφών της μηχανικής ενέργειας σε ένα ρευστό είναι το ίδιο σε όλα τα σημεία. Αυτό προϋποθέτει ότι το άθροισμα της κινητικής και της δυναμικής ενέργειας παραμένει σταθερό. Έτσι, μία αύξηση της ταχύτητας του ρευστού συμβαίνει αναλογικά με μία αύξηση της δυναμικής πίεσης και της κινητικής ενέργειας και με μία μείωση στη στατική πίεση και στη δυναμική ενέργεια.

Τα σωματίδια του ρευστού υπόκεινται μόνο στην πίεση και το βάρος τους. Εάν ένα ρευστό ρέει οριζοντίως και κατά μήκος ενός τμήματος, όπου η ταχύτητα αυξάνει, αυτό συμβαίνει επειδή το ρευστό σε αυτό το τμήμα έχει μετακινηθεί από μία περιοχή υψηλότερης πίεσης σε μία περιοχή χαμηλότερης πίεσης. Αντίστροφα, όταν η ταχύτητα του μειώνεται, αυτό συμβαίνει επειδή το ρευστό έχει μετακινηθεί από μία περιοχή χαμηλότερης πίεσης σε μία περιοχή υψηλότερης πίεσης. Κατά συνέπεια, σε ένα ρευστό, η υψηλότερη ταχύτητα εμφανίζεται όπου η πίεση είναι χαμηλότερη, και η χαμηλότερη ταχύτητα εμφανίζεται όπου η πίεση είναι υψηλότερη.

Μία κοινή μορφή της εξίσωσης του Bernoulli που ισχύει σε οποιοδήποτε σημείο κατά μήκος της ροής είναι:

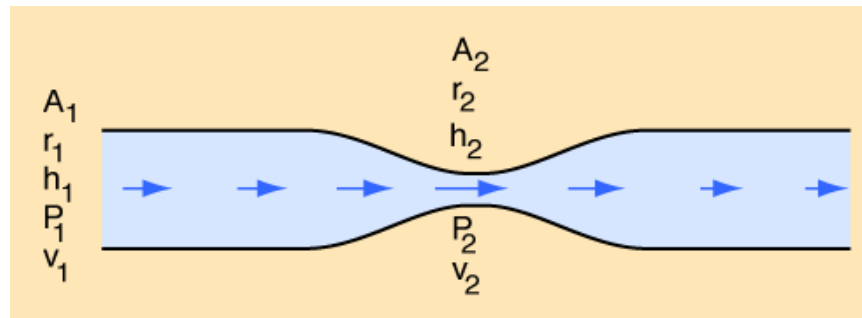
$$\frac{u^2}{2} + g z + \frac{p}{\rho} = \text{σταθερά} \quad (3.102)$$

όπου u είναι η ταχύτητα της ροής του ρευστού σε κάθε σημείο του τμήματος, g είναι η επιτάχυνση της βαρύτητας, z είναι η άνοδος του σημείου πάνω από το επίπεδο αναφοράς, με τη θετική z -διεύθυνση προς τα πάνω. P είναι η πίεση στο σημείο και ρ είναι η πυκνότητα του ρευστού (σταθερή). Πολλαπλασιάζοντας με την πυκνότητα του ρευστού ρ , η Εξ μπορεί να γραφεί:

$$\frac{1}{2} \rho u^2 + \rho g z + p = \text{σταθερά} \quad (3.103)$$

όπου ο όρος $\rho g z$ εκφράζει τη δυναμική ενέργεια ανά μονάδα όγκου ενώ ο όρος $\frac{1}{2} \rho u^2$ εκφράζει την κινητική ενέργεια ανά μονάδα όγκου. Επομένως η ενέργεια ανά μονάδα όγκου πριν είναι ίση με την ενέργεια ανά μονάδα όγκου μετά, δηλαδή [35]

$$P_1 + \frac{1}{2} \rho u_1^2 + \rho g h_1 = P_2 + \frac{1}{2} \rho u_2^2 + \rho g h_2 \quad (3.104)$$



Εικόνα 3.5: Φαινόμενο του Bernoulli

Ας ενσωματώσουμε τώρα την εξίσωση του Bernoulli στις φωνητικές χορδές. Η ροή αέρα που φτάνει στην υπογλωττιδική περιοχή αποσυνδέεται στην ελάχιστη γλωττιδική διάμετρο. Η ροή υφίσταται από την υπογλωττιδική περιοχή μέχρι την ελάχιστη γλωττιδική διάμετρο. Η ροή αέρα που φτάνει από τους πνεύμονες, συναντάει την στενότερη επιφάνεια της γλωττίδας με αποτέλεσμα να αυξάνεται η ταχύτητα της και να μεταβάλλει την πίεση στη γλωττίδα. Την εφαρμογή του φαινομένου Bernoulli στη γλωττίδα έχουμε εξηγήσει σε προηγούμενο κεφάλαιο και δε θα επεκταθούμε περισσότερο εδώ. Η υποθετική γραμμική μεταβολή της γλωττιδικής περιοχής από την είσοδο στην έξοδο επιτρέπει στην πίεση της γλωττίδας να ενταχθεί στην μεσαία επιφάνεια τόσο για την απόκτηση καθαρής ροπής στο κάλυμμα όσο και για την απόκτηση καθαρής κινητήριας δύναμης στο σώμα. Κάνοντας χρήση, λοιπόν των ιδανικών συνθηκών του φαινομένου Bernoulli για οποιοδήποτε σημείο z πάνω από το σημείο έναρξης της ροής z_d λαμβάνουμε:

$$P_s + \frac{1}{2} \rho v_s^2 = P(z) + \frac{1}{2} u^2 / a^2(z) \quad (3.105)$$

όπου P_s είναι η υπογλωττιδική πίεση, v_s είναι η υπογλωττιδική (τραχεια) σωματιδιακή ταχύτητα, $P(z)$ είναι πίεση στη γλωττίδα σε κάθε σημείο z , u είναι η ροή, και $a(z)$ είναι η γλωττιδική επιφάνεια που ανταποκρίνεται στην $P(z)$. Τώρα, ας θεωρήσουμε ως P_{kd} την κινητική πίεση στο σημείο έναρξης της ροής και P_{ks} την κινητική πίεση στην τραχεία.

$$P_{kd} = \frac{1}{2} \rho v_d^2 \quad (3.106)$$

$$P_{ks} = \frac{1}{2} \rho v_s^2 \quad (3.107)$$

όπου v_d είναι η σωματιδιακή ταχύτητα της ροής έναρξης. Θεωρώντας την επιφάνεια $\alpha_d = \alpha(z_d)$, η γλωττιδική πίεση είναι:

$$P(z) = P_s + P_{ks} - P_{kd} \alpha_d^2 / \alpha^2(z) \quad (3.108)$$

Η κινητική πίεση P_{ks} στην τραχεία είναι αμελητέα σε σχέση με την P_s . Τυπικά, η P_s έχει μετρηθεί στα 0.5 – 1.0 kPa σε ομιλία, αλλά μπορεί να φτάσει τα 5.0 kPa τραγουδώντας. Για μία τυπική μέση ροή 0.2 l/s στη τραχεία και μία διατομή της τραχείας στα 3 cm^2 , η σωματιδιακή ταχύτητα είναι 67 cm/s, και η κινητική πίεση είναι 0.0002 kPa σύμφωνα με την Εξ. (11).

Η μέση δύναμη πάνω από την μεσαία επιφάνεια προκύπτει από ολοκλήρωση. Για παράδειγμα, για το χαμηλότερο τμήμα αποκλίνουσας γλωττίδας, στο οποίο το σημείο έναρξης z_d βρίσκεται κάτω από το κομβικό σημείο z_n ισχύει,

$$F_l = L z_d \frac{1}{z_d} \int_0^{z_d} P_z dz + L(z_n - z_d)(P_s - P_{kd}) \quad (3.109)$$

Υπολογίζοντας το ολοκλήρωμα λαμβάνουμε:

$$F_l = L P_s z_d - L P_{kd} \alpha_d^2 [(-\alpha^{-1}) \left(\frac{d\alpha}{dz}\right)^{-1}]_0^{z_d} + L(z_n - z_d)(P_s - P_{kd}) \quad (3.110)$$

Για να εκτιμήσουμε τα όρια της ολοκλήρωσης, είναι αναγκαίο να υποθέσουμε ότι η κλίση της γλωττιδικής επιφάνειας είναι:

$$\frac{d\alpha}{dz} = (\alpha_d - \alpha_1) / z_d \quad (3.111)$$

και είναι ανεξάρτητη του z . Σημειώστε ότι αυτή η υπόθεση έγινε νωρίτερα όταν θεωρήσαμε γραμμικότητα της γλωττιδικής επιφάνειας.

Θεωρώντας $\alpha_1 = \alpha(0)$, όπου α_1 είναι η γλωττιδική επιφάνεια εισόδου λαμβάνουμε τα παρακάτω αποτελέσματα για αποκλίνουσα γλωττίδα:

$$F_l = L z_n P_s - L(z_n - z_d + \frac{\alpha_d}{\alpha_1} z_d) P_{kd} \quad \text{για } z_d \leq z_n \quad (3.112)$$

Η δύναμη στην 'άνω μάζα δεν απαιτεί ολοκλήρωση αφού η πίεση δε μεταβάλλεται στο διάστημα μεταξύ $z = z_n$ και $z = T$.

$$F_u = L(T - z_n)(P_s - P_{kd}) \quad \text{για } z_d \leq z_n \quad (3.113)$$

Όταν το σημείο έναρξης της ροής z_d είναι πάνω από το κομβικό σημείο z_n τότε για αποκλίνουσα γλωττίδα ισχύει:

$$F_l = L z_n \left(P_s - \frac{\alpha_d^2}{\alpha_n \alpha_1} P_{kd} \right) \quad \text{για } z_d > z_n \quad (3.114)$$

$$F_u = L (T - z_n) P_s - L \left[(T - z_d) + \frac{\alpha_d}{\alpha_n} (z_d - z_n) \right] P_{kd} \quad \text{για } z_d > z_n \quad (3.115)$$

όπου $\alpha_n = \alpha(z_n)$ είναι η γλωττιδική επιφάνεια στο κομβικό σημείο.

Για συγκλίνουσα γλωττίδα, η ροή παραμένει δεσμευμένη για ολόκληρη τη γλωττίδα ($z_d = T$ και $\alpha_d = \alpha_2 = \alpha(T)$), όπου α_2 είναι η γλωττιδική επιφάνεια εξόδου), και, έτσι έχουμε πιο απλές εξισώσεις για τις δυνάμεις:

$$F_l = L z_n \left(P_s - \frac{\alpha_2^2}{\alpha_n \alpha_1} P_{kd} \right) \quad (3.116)$$

$$F_u = L (T - z_n) \left(P_s - \frac{\alpha_2}{\alpha_n} P_{kd} \right) \quad (3.117)$$

Η συνολική δύναμη στο κομβικό σημείο είναι:

$$F_a = F_l + F_u \quad (3.118)$$

Για να λάβουμε την ακριβή αεροδυναμική ροπή, θα έπρεπε να ολοκληρώσουμε τον όρο $P(z)z dz$ σε όλη την επιφάνεια. Εδώ θα κάνουμε μία απλοποίηση που οδηγεί σε μία απλούστερη εξίσωση, χρησιμοποιώντας τις δύο δυνάμεις F_l και F_u με τα αντίστοιχα όρια τους $z_n/2$ $(T - z_n)/2$. Επομένως, λαμβάνουμε,

$$T_a = F_l \left(\frac{z_n}{2} \right) - F_u \left(\frac{T - z_n}{2} \right) \quad (3.119)$$

3.4.3 Κινητική Πίεση στην Έναρξη Ροής

Οι μόνοι άγνωστοι συντελεστές στις παραπάνω εξισώσεις της δύναμης και της ροπής είναι η κινητική πίεση P_{kd} . Η πίεση στην έξοδο της γλωττίδας μπορεί να γραφτεί ως:

$$P_2 = P_d = P_e - k_e P_{kd} \quad (3.120)$$

όπου P_e είναι η πίεση αποκατάστασης στον επιλαρυγγικό σωλήνα, και k_e είναι η σταθερά της πίεσης αποκατάστασης, για την οποία ισχύει:

$$k_e = 2 \frac{\alpha_d}{A_e} \left(1 - \frac{\alpha_d}{A_e}\right) \quad (3.121)$$

όπου A_e είναι η επιλαρυγγική επιφάνεια και α_d είναι η επιφάνεια έναρξης της ροής.

Χρησιμοποιώντας για μία ακόμη φορά την εξίσωση Bernoulli στο σημείο της αποσύνδεσης της ροής, λαμβάνουμε:

$$P_s = P_d + P_{kd} \quad (3.122)$$

η κινητική πίεση P_{kd} μπορεί να αντικατασταθεί από τον τύπο:

$$P_{kd} = (P_s - P_e) / (1 - k_e) \quad (3.123)$$

Τώρα θα χρησιμοποιήσουμε το κριτήριο του Liljenerants και Pelorson (1994) για τη ροή αποσύνδεσης:

$$\alpha_d = \alpha(z_d) = \text{Min}(\alpha_2, 1.2\alpha_1) \quad (3.124)$$

όπου α_1 , α_2 είναι η επιφάνεια της γλωττίδας κατά την σύγκλιση και απόκλιση αντίστοιχα.

Η περιοχή του κομβικού σημείου στις σχέσεις μεταξύ δύναμης και ροπής προσδιορίζεται ως:

$$\alpha_n = \text{Max}[\delta, 2L(\xi_{0n} + \xi)] \quad (3.125)$$

όπου δ είναι η ελάχιστη επιτρεπτή επιφάνεια για τη γλωττιδική ροή και ξ_{0n} είναι η αρχική απόσταση του κομβικού σημείου από το κέντρο της γλωττίδας.

Αντικαθιστώντας $z = z_d$ στην Εξ. (3.99) για τη γλωττιδική επιφάνεια $\alpha(z)$ και εξισώνοντας το αποτέλεσμα στο $1.2\alpha_1$ από την Εξ. (3.100) για την επιφάνεια εισόδου α_1 λαμβάνουμε το ύψος του σημείου διαχωρισμού:

$$z_d = \text{Min} \left\{ T, \text{Max} \left[0, -\frac{0.2}{\tan(\theta_0 + \theta)} [\xi_{0n} + z_n \tan(\theta_0 + \theta) + \xi] \right] \right\} \quad (3.126)$$

για $0 < z_d < T$.

3.4.4 Κινητήριες Δυνάμεις στο Κλείσιμο της Γλωττίδας

Όταν υπάρχει επαφή μεταξύ των τμημάτων των φωνητικών χορδών, πρέπει να επικαλεστούμε την υδροστατική πίεση, η οποία ορίζεται ως η μέση τιμή μεταξύ υπογλωττιδικής και άνω γλωττιδικής (επιλαρυγγικής) πίεσης.

$$P_b = (P_s + P_e) / 2 \quad (3.127)$$

Θεωρούμε τρεις διαφορετικές καταστάσεις για την κινητήρια δύναμη και ροπή, όπως καθορίζονται από τη γλωττιδική διαμόρφωση. Η πρώτη κατάσταση αναφέρεται **μόνο στην άνω επαφή**:

$$\alpha_1 > \delta, \quad \alpha_2 \leq \delta$$

$$F_l = L z_n P_s \quad \text{για } z_c \geq z_n \quad (3.128)$$

$$F_u = L(z_c - z_n) P_s + L(T - z_c) P_h \quad \text{για } z_c \geq z_n \quad (3.129)$$

$$F_l = L z_c P_s + L(z_n - z_c) P_h \quad \text{για } z_c < z_n \quad (3.130)$$

$$F_u = L(T - z_n) P_h \quad \text{για } z_c < z_n \quad (3.131)$$

Η δεύτερη κατάσταση αναφέρεται στην **κάτω επαφή μόνο**:

$$\alpha_1 \leq \delta, \quad \alpha_2 > \delta$$

$$F_l = L z_c P_h + L(z_n - z_c) P_e \quad \text{για } z_c < z_n \quad (3.132)$$

$$F_u = L(T - z_n) P_e \quad \text{για } z_c \leq z_n \quad (3.133)$$

$$F_l = L z_n P_h \quad \text{για } z_c \geq z_n \quad (3.134)$$

$$F_u = L(z_c - z_n) P_h + L(T - z_c) P_e \quad \text{για } z_c > z_n \quad (3.135)$$

Η τρίτη κατάσταση αναφέρεται στην **επαφή τόσο του άνω όσο και του κάτω άκρου**:

$$\alpha_1 \leq \delta, \quad \alpha_2 \leq \delta$$

$$F_l = L z_n P_h \quad (3.136)$$

$$F_u = L (T - z_n) P_h \quad (3.137)$$

Σε όλες τις εξισώσεις, η συνολική κινητήρια δύναμη είναι $(F_l + F_u)$ και η ροπή υπολογίζεται από την Εξ. (3.119) όπως και στα προηγούμενα.

3.4.5 Σημείο και Επιφάνεια Επαφής

Πρέπει να υπολογίσουμε το σημείο επαφής z_c για όλες τις παραπάνω εξισώσεις καταστάσεων. Το σημείο επαφής προσδιορίζεται, θέτοντας τη μετατόπιση της μεσαίας επιφάνειας με μηδέν ή διαφορετικά τη γλωττιδική επιφάνεια ίση με μηδέν (κλειστή γλωττίδα). Η γλωττιδική επιφάνεια $\alpha(z)$ έχει ήδη προσδιοριστεί από την Εξ. (3.99). Επομένως μηδενίζοντας την Εξ. (3.99) λαμβάνουμε,

$$\xi_{0n} - (z_c - z_n) \tan(\theta_0 + \theta) + \zeta = 0 \quad (3.138)$$

άρα λαμβάνουμε για το σημείο επαφής το εξής αποτέλεσμα:

$$z_c = \text{Min} \left\{ T, \text{Max} \left[0, z_n + \frac{\xi_{0n} + \zeta}{\tan(\theta_0 + \theta)} \right] \right\} \quad (3.139)$$

όπου το σημείο επαφής περιορίζεται στο διάστημα $0 < z_c < T$. Εύκολα, τώρα, μπορούμε να υπολογίσουμε την επιφάνεια επαφής:

Για επαφή μόνο των άνω άκρων:

$$\alpha_c = L(T - z_c), \quad \alpha_1 > \delta, \quad \alpha_2 \leq \delta \quad (3.140)$$

Για επαφή μόνο των κάτω άκρων:

$$\alpha_c = L z_c, \quad \alpha_1 \leq \delta, \quad \alpha_2 > \delta \quad (3.141)$$

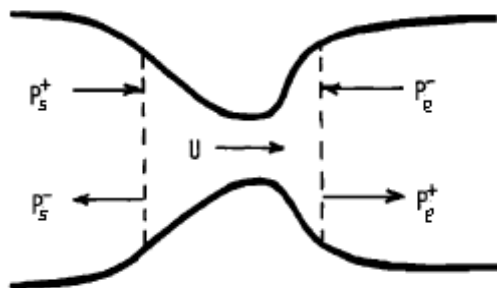
Για επαφή και των δύο άκρων:

$$\alpha_c = LT, \quad \alpha_1 \leq \delta, \quad \alpha_2 \leq \delta \quad (3.142)$$

3.4.6 Γλωττιδική Επιφάνεια και Ροή

Για την κατανόηση του προβλήματος της γλωττιδικής επιφάνειας και ροής θα εξετάσουμε δύο περιπτώσεις. Η μία είναι η ύπαρξη φωνητικής οδού στο σύστημα και η άλλη η απουσία της φωνητικής οδού. Ας δούμε, αρχικά, την πρώτη περίπτωση.

Για την αναπαράσταση της φωνητικής οδού και τον υπολογισμό της γλωττιδικής ροής χρησιμοποιείται αντανάκλαση κύματος. Σκεφτείτε δύο κύματα που ταξιδεύουν, το ένα στην επιλαρυγγική περιοχή και το άλλο στην υπογλωττιδική περιοχή (τραχεία), διασχίζοντας τη γλωττίδα. Αν η θετική κατεύθυνση της ακουστικής διάδοσης κύματος είναι από τους πνεύμονες στα χείλη, τότε το υπογλωττιδικό διαδιδόμενο κύμα είναι το P_{+s} , το υπογλωττιδικό ανακλώμενο κύμα είναι το P_{-s} , ενώ το διαδιδόμενο κύμα και το ανακλώμενο κύμα στην άνω γλωττίδα είναι το P_{+e} και P_{-e} , αντίστοιχα. Οι τιμές των P_{+s} και P_{-e} είναι γνωστές από μετρήσεις. [26]



Εικόνα 3.6: Τα διαδιδόμενα (με δείκτη +) και ανακλώμενα (με δείκτη -) κύματα στην υπογλωττιδική και επιλαρυγγική περιοχή.

Έτσι μπορούμε να λάβουμε μια αναλυτική λύση για τη γλωττιδική ροή όπως περιγράφεται παρακάτω. Υπογλωττιδικά, οι σχέσεις μεταξύ πίεσης και ροής είναι:

$$P_s = P_{+s} + P_{-s} \quad (3.143)$$

$$u = \frac{A_e}{\rho c} (P_{+e} - P_{-e}) \quad (3.144)$$

όπου P_{+s} το διαδιδόμενο προς τα εμπρός κύμα στην τραχεία, P_{-s} είναι το διαδιδόμενο προς τα πίσω κύμα στην τραχεία, A_s είναι η υπογλωττιδική επιφάνεια, c είναι η ταχύτητα του ήχου, ρ είναι η πυκνότητα του ιστού και u_g είναι η γλωττιδική ροή.

Ομοίως, η πίεση και η ροή στην άνω γλωττιδική περιοχή είναι:

$$P_e = P_{+e} + P_{-e} \quad (3.145)$$

$$u_g = \frac{A_c}{\rho c} (P_{+e} - P_{-e}) \quad (3.146)$$

όπου ο δείκτης e δηλώνει τον επιλαρυγγικό σωλήνα, που είναι ακριβώς πάνω από τις φωνητικές χορδές. Οι γνωστές πιέσεις στην παραπάνω εξίσωση είναι οι P_{+s} και P_{-e} , Οι άγνωστες πιέσεις είναι οι P_{-s} και P_{+e} , καθώς και οι συνολικές πιέσεις P_s και P_e . Επιπλέον, η ροή u είναι άγνωστη. Συνεπώς, αφού υπάρχουν πέντε άγνωστοι παράμετροι σε τέσσερις εξισώσεις, θα χρειαστούμε ακόμα μία εξίσωση. Η εξίσωση αυτή είναι η Εξ. (3.123), η οποία γράφεται:

$$P_{kd} = \frac{1}{2} \rho \frac{u_g^2}{\alpha_d^2} = \frac{(P_s - P_e)}{1 - k_e} \quad (3.147)$$

Αντικαθιστώντας τις P_s και P_e από τις Εξ. (3.143) και (3.145) στην (3.147) και εξαλείφοντας τις άγνωστες P_{-s} και P_{+e} από τις Εξ. (3.146) και (3.144), λαμβάνουμε την εξής εξίσωση για τη ροή u :

$$u_g = \frac{\alpha_d c}{(1 - k_e)} \left\{ -\left(\frac{\alpha_d}{A'}\right) \pm \left[\left(\frac{\alpha_d}{A'}\right)^2 + \frac{4(1 - k_e)}{\rho c^2} (P_{+s} - P_{-e}) \right]^{1/2} \right\} \quad (3.148)$$

όπου

$$A' = A_s A_e / (A_s + A_e) \quad (3.149)$$

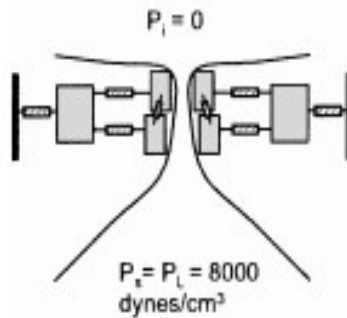
είναι η περιοχή της φωνητικής οδού που περιλαμβάνει τόσο την επιφάνεια της τραχείας A_s όσο και την επιφάνεια του επιλαρυγγικού σωλήνα A_e . Εδώ οι τιμές του A_s και

του A_e μεταβάλλονται ανάλογα με τις διαμορφώσεις της φωνητικής οδού που εξαρτώνται από το φωνήεν. Στην Εξ. (3.148), το σύμβολο + χρησιμοποιείται όταν ο δεύτερος όρος στην τετραγωνική ρίζα είναι αρνητικός, και αντίστροφα. Για τη γλωττιδική επιφάνεια ισχύει,

$$\alpha_g = \text{Max}[0, \text{Min}(\alpha_1, \alpha_2)] \quad (3.150)$$

Αυτή η τιμή της γλωττιδικής επιφάνειας έχει ληφθεί από φωτογλωττογράφο.

Στην περίπτωση που έχουμε αφαιρέσει τη φωνητική οδό, τόσο η υπογλωττιδική περιοχή όσο και η επιλαρυγγική περιοχή, δεν επηρεάζουν καθόλου το σύστημα. Η υπογλωττιδική πίεση P_s διατηρείται σταθερή και ίση με την πίεση P_L που φτάνει από τους πνεύμονες καθ' όλη τη διάρκεια της ταλάντωσης του συστήματος. Επιπλέον η επιλαρυγγική πίεση είναι μηδέν.



Εικόνα 3.7: Η γλωττίδα στην περίπτωση αφαίρεσης της φωνητικής οδού.

Η γλωττιδική ροή u_g βρίσκεται μηδενίζοντας το P_{-e} στην Εξ. (3.148)

$$u_g = \frac{\alpha_d c}{(1 - k_e)} \left\{ -\left(\frac{\alpha_d}{A'}\right) \pm \left[\left(\frac{\alpha_d}{A'}\right)^2 + \frac{4(1 - k_e)}{\rho c^2} P_s \right]^{1/2} \right\} \quad (3.152)$$

με $A' = A_s A_e / (A_s + A_e)$

όπου, όμως, οι επιφάνειες A_s και A_e έχουν σταθερές και ίσες τιμές. Άρα

$$A' = A_s^2 / 2 A_s = A_s = A_e$$

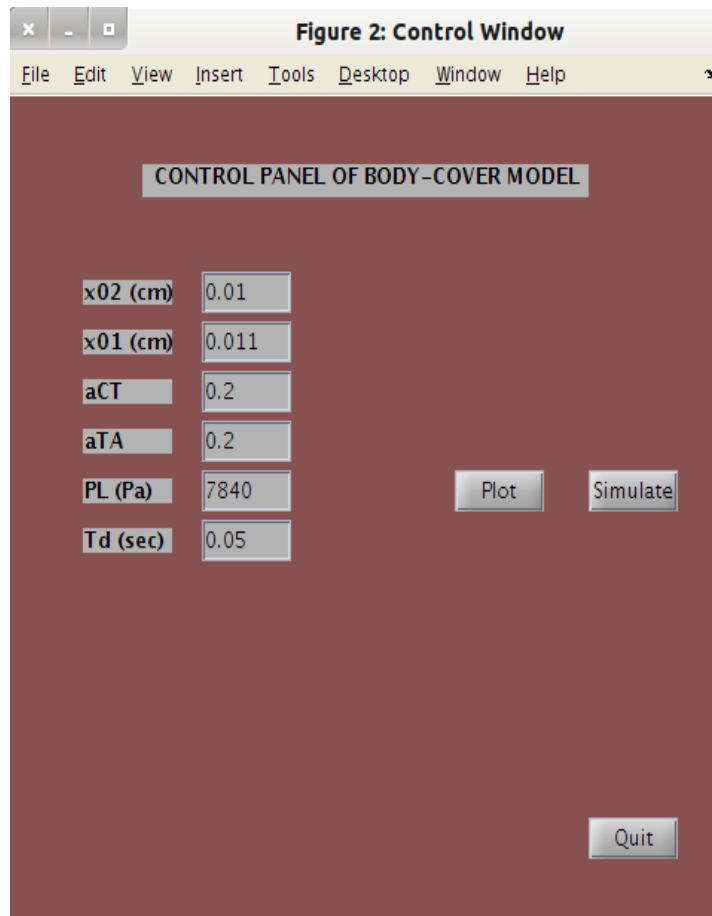
Στην παρούσα εργασία θα κάνουμε χρήση της δεύτερης περίπτωσης, δηλαδή αφαίρεση της φωνητικής οδού για λόγους απλούστευσης. Στο σημείο αυτό, αξίζει να σημειώσουμε ότι οι κυματομορφές της γλωττιδικής ροής και της γλωττιδικής επιφάνειας συμπίπτουν όταν λείπει η φωνητική οδός από το σύστημα.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

4.1 Παρουσίαση GUI

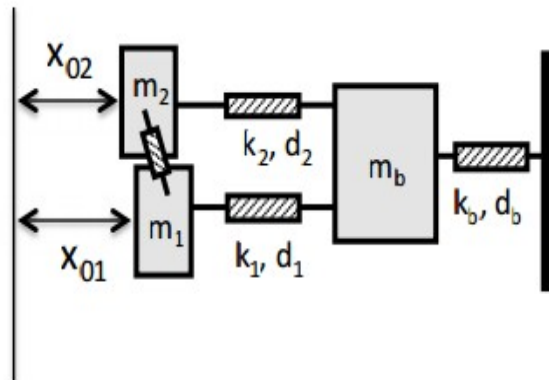
Η κατασκευή του μοντέλου των τριών μαζών της φωνητικής χορδής, όπως και οι παραγόμενες από την ταλάντωση, κυματομορφές έγιναν στο Matlab Έκδοση R2012a. Επελέχθη το συγκεκριμένο περιβάλλον μαθηματικής ανάπτυξης τόσο για την υπολογιστική ισχύ του, όσο και για τις προγραμματιστικές δυνατότητες που προσφέρει, καθώς περιέχει εντολές από την C++.

Στην Εικόνα 4.1 βλέπουμε το παράθυρο ελέγχου GUI του μοντέλου των τριών μαζών, με τις παραμέτρους του συστήματος, τις τιμές των οποίων μπορεί να ελέγξει ο χρήστης.



Εικόνα 4.1: Το παράθυρο ελέγχου GUI του μοντέλου των τριών μαζών

- x02: η απόσταση από το κέντρο, σε cm, της άνω επιφανειακής μάζας πριν τη φώνηση.
- x01: η απόσταση από το κέντρο, σε cm, της κάτω επιφανειακής μάζας πριν τη φώνηση.
- aCT: η δραστηριότητα του κρικοθυρεοειδούς CT μυός. Είναι ποσοστιαίο μέγεθος και κυμαίνεται στο διάστημα [0,1].
- aTA: η δραστηριότητα του θυροαρυταινοειδούς TA μυός. Είναι ποσοστιαίο μέγεθος και κυμαίνεται στο διάστημα [0,1].
- PL: η πίεση που φτάνει από τους πνεύμονες στη γλωττίδα (υπογλωττιδική πίεση πριν τη φώνηση), σε Pa. (τυπική τιμή για φυσιολογική φώνηση)
- Td: η διάρκεια της προσομοίωσης σε sec

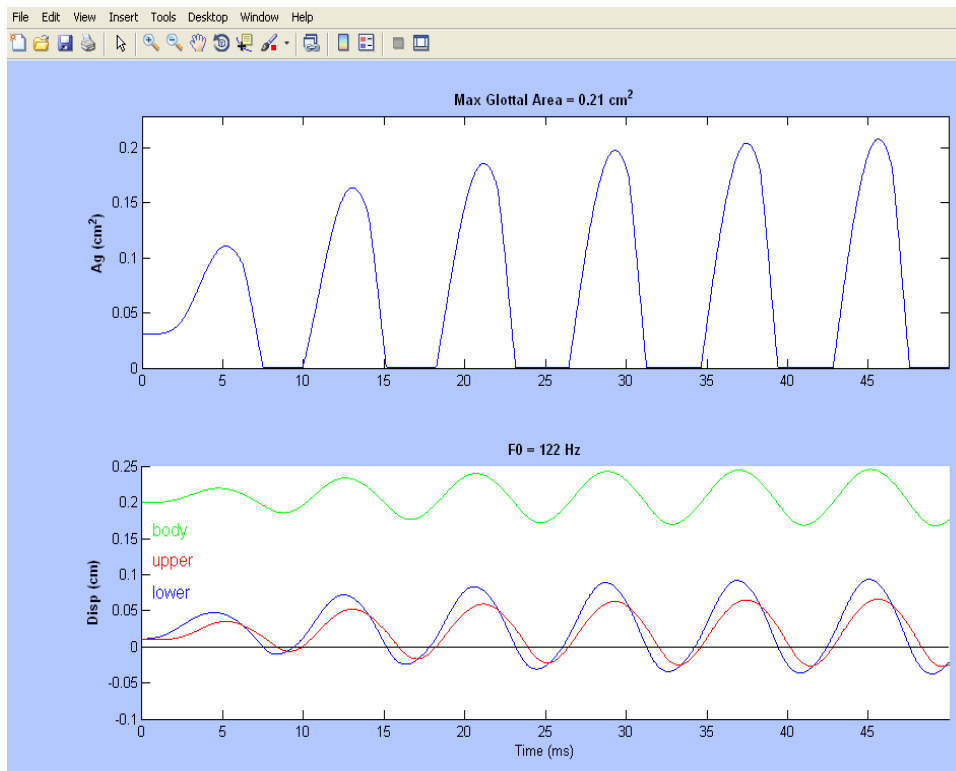


Εικόνα 4.2: Αρχική κατάσταση του συστήματος των μαζών

Με το πλήκτρο “Plot” ο χρήστης μπορεί να τρέξει στο “Waveform Window” τις κυματομορφές που προκύπτουν από τις εισαγόμενες τιμές στο GUI. Το παράθυρο των κυματομορφών (“Waveform Window”) περιέχει τις εξής κυματομορφές:

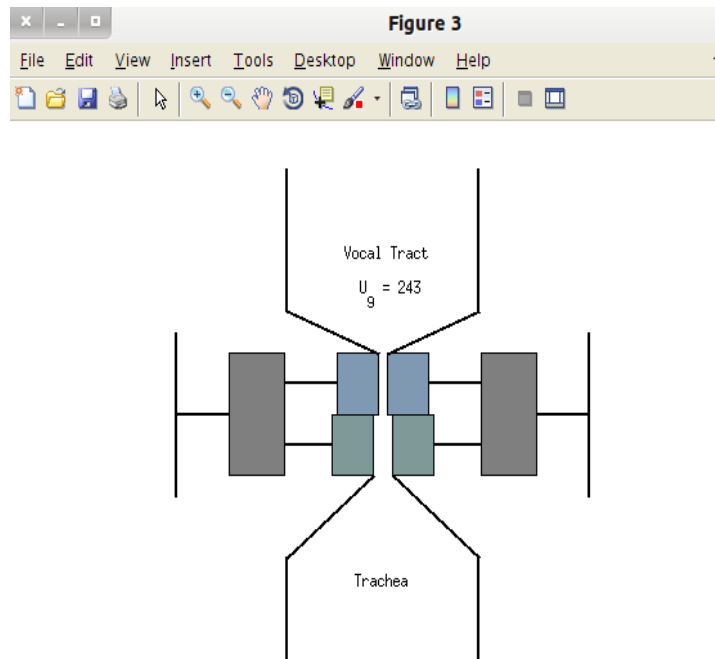
- την κυματομορφή της επιφάνειας της γλωττίδας A_g , σε cm^2 .
- την κυματομορφή της μετατόπισης της άνω και κάτω επιφανειακής μάζας, καθώς και της μάζας του σώματος από την αρχικής τους θέση, σε cm. Με κόκκινο χρώμα αναπαριστούμε τη μετατόπιση της άνω μάζας, με μπλέ χρώμα αναπαριστούμε τη μετατόπιση της κάτω μάζας και με πράσινο χρώμα αναπαριστούμε τη μετατόπιση της μάζας του σώματος.

Ο χρόνος στον οριζόντιο άξονα είναι σε msec. Επιπλέον στο “Waveform Window” καταγράφεται η θεμελιώδης συχνότητα F_0 της ταλάντωσης σε Hz, καθώς και η μέγιστη επιφάνεια της γλωττίδας κατά τη φάση του ανοίγματος των φωνητικών χορδών (“Max Glottal Area”), σε cm^2 .



Εικόνα 4.3: Το παράθυρο των κυματομορφών της γλωττιδικής επιφάνειας και της ταλάντωσης των τριών μαζών

Με το πλήκτρο **“Simulate”** ο χρήστης τρέχει την προσομοίωση των φωνητικών χορδών στο συμμετρικό σύστημα μαζών-ελατηρίων. Κατά τη διάρκεια της προσομοίωσης καταγράφεται η μεταβολή της γλωττιδικής ροής U_g σε cm^2/sec . Με το πλήκτρο **“Quit”**, ο χρήστης κλείνει το παράθυρο ελέγχου.



Εικόνα 4.4: Το παράθυρο του μοντέλου της ταλάντωσης των φωνητικών χορδών

Το παράθυρο ελέγχου GUI του μοντέλου των τριών μαζών εμφανίζεται στην οθόνη, γράφοντας την εντολή “GUI3mass” στο “Command Window” του Matlab.

4.2 Τέσσερις Περιπτώσεις Φώνησης

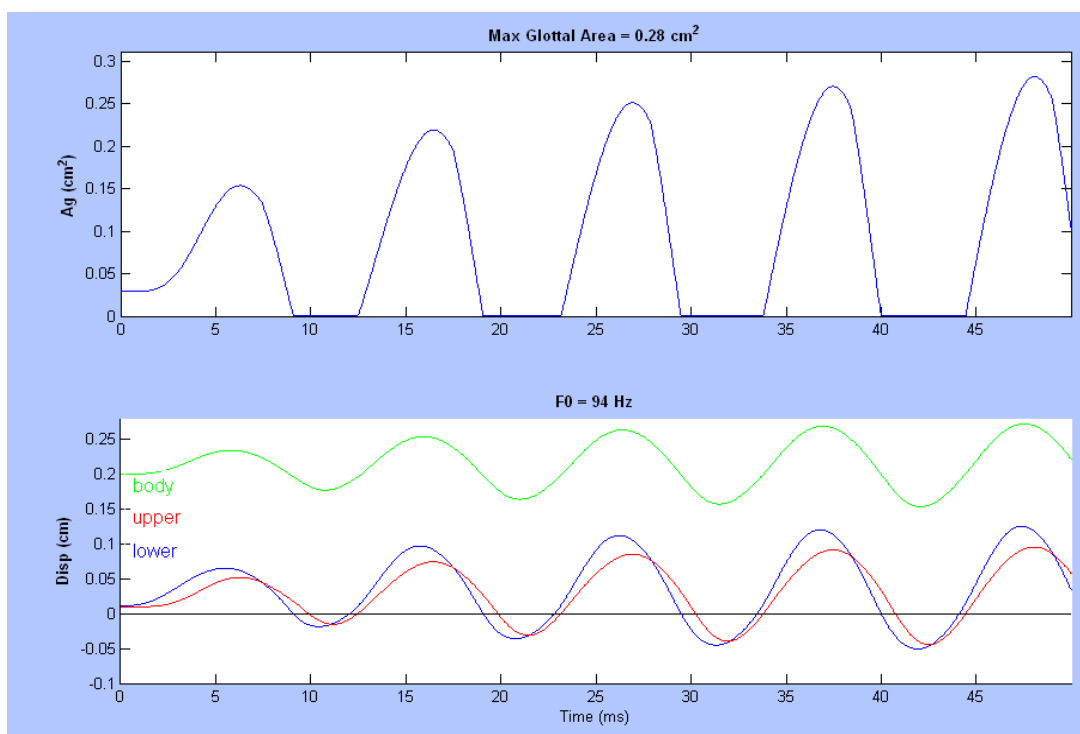
Θα μελετήσουμε τέσσερις χαρακτηριστικές προσαρμογές του λάρυγγα που αντανakλώνται στην συστολή του αρυταινοειδούς και κρικοθυροειδούς μυός και κατ' επέκταση στην δυσκαμψία, τον όγκο, το μήκος και των άλλων γεωμετρικών στοιχείων των μαζών τόσο του στρώματος του σώματος όσο και του καλύμματος. Όπως έχουμε ήδη αποσαφηνίσει, ένα πιο χαλαρό στρώμα σώματος παράγει ένα μεγάλο πλάτος μετατόπισης στο σώμα και χαμηλότερες συχνότητες ταλάντωσης. Η συστολή του TA μυός αυξάνει την δυσκαμψία του σώματος με αποτέλεσμα να μειώνεται το πλάτος του στρώματος του σώματος και να αυξάνονται οι συχνότητες ταλάντωσης.[8]

4.2.1 Ελαφριά φώνηση

Όταν η συστολή του TA και CT μυός είναι περιορισμένη, τότε η δυσκαμψία τόσο του σώματος όσο και του καλύμματος είναι μικρή. Επιπλέον το σώμα και το κάλυμμα είναι χαλαρά και συμμετέχουν εξίσου στην ταλάντωση. Αυτό δηλώνει τη φώνηση σε χαμηλή ένταση.

Για να καταγράψουμε την ελαφριά φώνηση στο μοντέλο μας, θεωρούμε χαμηλές τιμές δραστηριότητας τόσο του CT όσο και του TA μυός. Έστω οι τιμές $\alpha_{CT} = \alpha_{TA} = 0.05$. Παράλληλα η πίεση PL που φτάνει από τους πνεύμονες στην υπογλωττιδική περιοχή πρέπει να είναι μικρή. Δίνουμε, λοιπόν, την τιμή $P_L = 7000 \text{ Pa}$.

Οι κυματομορφές της γλωττιδικής ροής και ταλάντωσης των τριών μαζών που λαμβάνουμε παρουσιάζονται παρακάτω.



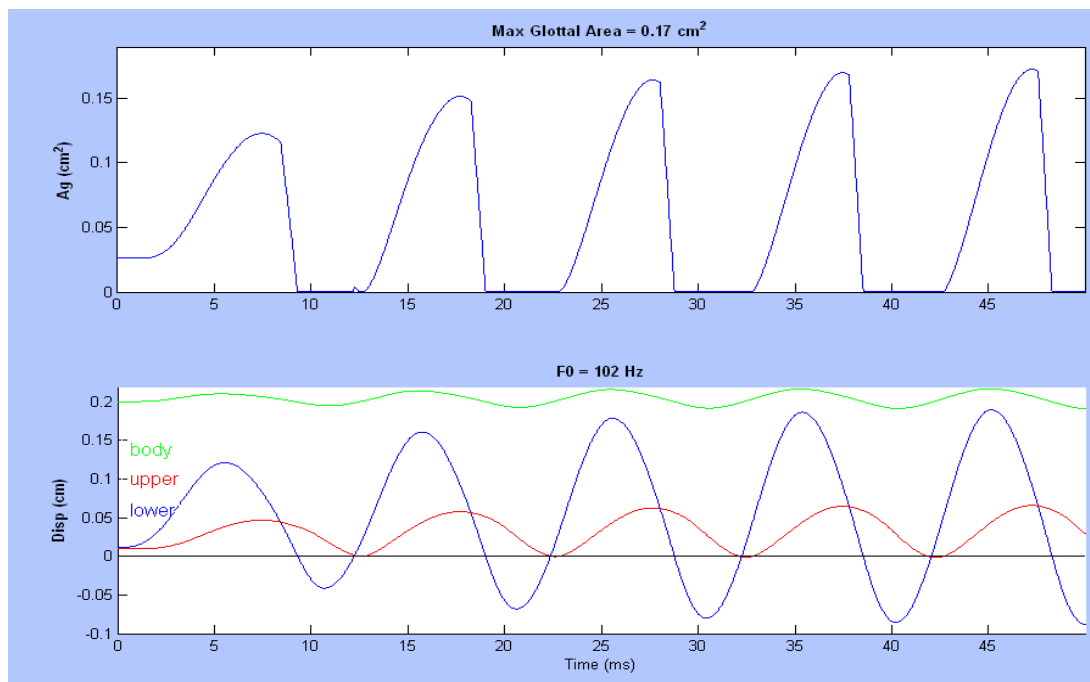
Εικόνα 4.5: Οι κυματομορφές γλωττιδικής επιφάνειας και ταλάντωσης των μαζών για ελαφριά φώνηση.

Τα αποτελέσματα που καταγράφουμε είναι μία χαμηλή θεμελιώδης συχνότητα, με τιμή $F_0=94 \text{ Hz}$, μέγιστη γλωττιδική επιφάνεια με τιμή $A_{g \max}=0.28 \text{ cm}^2$ και μεγάλα πλάτη ταλάντωσης για τις μάζες του καλύμματος αλλά και του σώματος. Επιπρόσθετα, το διάστημα ανοίγματος και κλεισίματος της γλωττίδας είναι αρκετά μεγάλο,

4.2.2 Δυνατή φώνηση

Όταν ο TA μυς συστέλλεται σε μεγαλύτερο βαθμό από τον CT μυ, η δυσκαμψία του σώματος είναι μεγαλύτερη από αυτή του καλύμματος. Σε αυτή την περίπτωση έχουμε δυνατή βαριά φώνηση σε επίπεδα μεσαίου τόνου και η ταλάντωση περιορίζεται κυρίως στο κάλυμμα της χορδής. Επομένως το μοντέλο, συμπίπτει με αυτό των δύο μαζών.

Προσομοιώνουμε τη δυνατή φώνηση θέτοντας τη δραστηριότητα a_{TA} του TA μυός ίση με 0.7, ενώ η δραστηριότητα a_{CT} του CT μυός θεωρείται ίση με 0.1. Η πίεση από τους πνεύμονες είναι $P_L=9000 \text{ Pa}$. Λαμβάνουμε τις ακόλουθες κυματομορφές για τη γλωττιδική ροή και την ταλάντωση των μαζών,



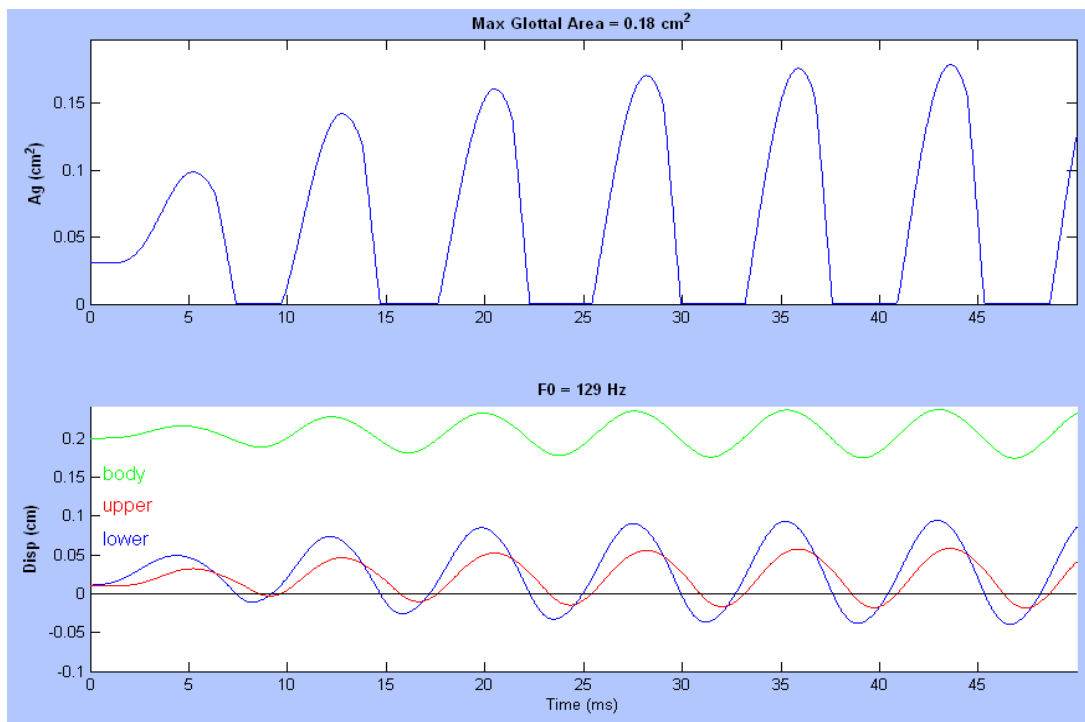
Εικόνα 4.6: Οι κυματομορφές γλωττιδικής επιφάνειας και ταλάντωσης των μαζών για δυνατή φώνηση.

Λαμβάνουμε μία χαμηλή συχνότητα ταλάντωσης $F_0=102 \text{ Hz}$, ενώ η μέγιστη γλωττιδική επιφάνεια που προκύπτει είναι $A_{g \max}=0.17 \text{ cm}^2$. Παρατηρούμε από την κυματομορφή της γλωττιδικής επιφάνειας ότι το κλείσιμο της γλωττίδας σε αυτή την περίπτωση είναι περισσότερο απότομο. Ακόμη, στην κυματομορφή της ταλάντωσης των μαζών μπορούμε να δούμε ότι η ταλάντωση του σώματος είναι σχεδόν αμελητέα, σε αντίθεση με την ταλάντωση της κάτω μάζας που είναι σημαντικά μεγάλη. Τη μεγάλη κίνηση των μαζών του καλύμματος και την αμελητέα κίνηση του σώματος εξακριβώνουμε, τρέχοντας την προσομοίωση των τριών μαζών.

4.2.3 Φυσιολογική φώνηση

Στην περίπτωση που η συστολή του TA μυός είναι ελαφρώς εντονότερη από την συστολή του CT μυός η ταλάντωση των φωνητικών χορδών περιλαμβάνει το σώμα και το κάλυμμα, αλλά το δεύτερο σε μεγαλύτερο βαθμό. Η περίπτωση αυτή αναφέρεται στη φυσιολογική φώνηση.

Για τη φυσιολογική φώνηση θέτουμε $\alpha_{CT}=0.2$ και $\alpha_{TA}=0.3$. Την πίεση από τους πνεύμονες τη διατηρούμε στα 7840 Pa. Οι κυματομορφές που λαμβάνουμε από το πρόγραμμα φαίνονται παρακάτω,



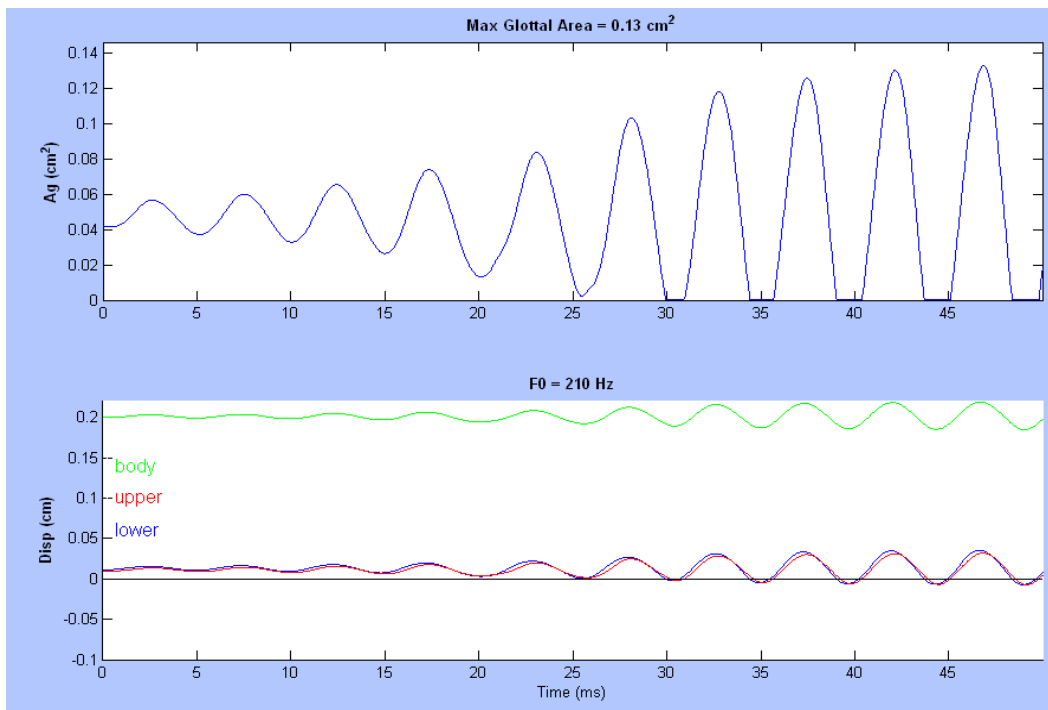
Εικόνα 4.7: Οι κυματομορφές γλωττιδικής επιφάνειας και ταλάντωσης των μαζών για φυσιολογική φώνηση.

Σύμφωνα με το παράθυρο των κυματομορφών, στην περίπτωση της φυσιολογικής φώνησης η θεμελιώδης συχνότητα F_0 της ταλάντωσης του συστήματος ανέρχεται στα 129 Hz, ενώ η μέγιστη γλωττιδική επιφάνεια $A_{g\ max}$ είναι $0.18\ cm^2$. Το πλάτος ταλάντωσης της μάζας του σώματος είναι αισθητά μικρότερο από το πλάτος ταλάντωσης της κάτω μάζας.

4.2.4 Falsetto

Στην περίπτωση του falsetto, ο CT μυς συστέλλεται σε μεγάλο βαθμό με αποτέλεσμα να αυξάνεται κατά πολύ η δυσκαμψία στο σώμα και το κάλυμμα και οι φωνητικές χορδές να επιμηκύνονται. Η δυσκαμψία του σώματος είναι μεγάλη επειδή το βαθύτερο στρώμα της lamina propria (μέρος του φωνητικού συνδέσμου) αναλαμβάνει τη διαμήκη τάση και όχι ο μυς. Η ενεργός τάση στο μυ είναι μηδέν, το πλάτος της ταλάντωσης είναι πολύ μικρό, ενώ η διαφορά φάσης είναι μικρή ή και αμελητέα. Αφού το μεγαλύτερο μέρος της μάζας του σώματος που ταλαντώνεται είναι ο σύνδεσμος, τότε η μάζα m_b του σώματος μειώνεται.

Προσομοιώνουμε το falsetto στο πρόγραμμα, θέτοντας τη δραστηριότητα του CT μυός ίση με 0.7, ενώ τον TA μυ τον κρατάμε στο 0.1. Δε μεταβάλλουμε την πίεση από τους πνεύμονες ($P_L=7840 Pa$).



Εικόνα 4.8: Οι κυματομορφές γλωττιδικής επιφάνειας και ταλάντωσης των μαζών για falsetto

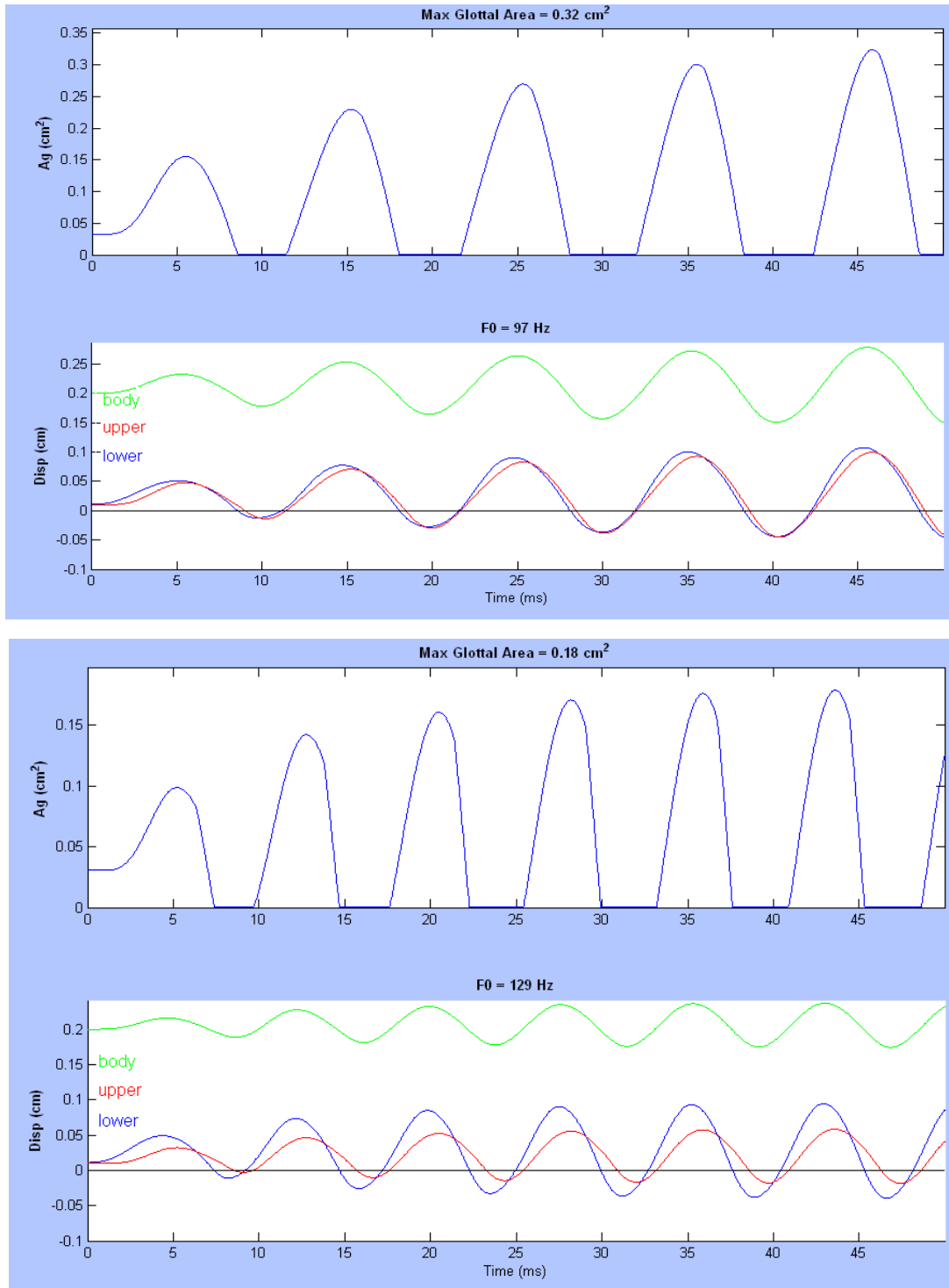
Μπορούμε να δούμε από την Εικ. 4.8 πως οι κυματομορφές των μετατοπίσεων των τριών μαζών είναι σχεδόν όμοιες. Αυτό σημαίνει ότι η διαφορά φάσης είναι πολύ μικρή ενώ το βλεπνογόνο κύμα έχει αυξημένη ταχύτητα. Η θεμελιώδης συχνότητα F_0 αυξάνεται στα 210 Hz, ενώ η μέγιστη γλωττιδική επιφάνεια $A_{g\ max}$ μειώνεται στα $0.13\ cm^2$. Παρατηρούμε από την κυματομορφή της γλωττιδικής επιφάνειας ότι η φάση του κλεισίματος της γλωττίδας είναι σημαντικά συντομότερη από τη φάση του ανοίγματος της.

Τρέχοντας την προσομοίωση του συστήματος των τριών μαζών λαμβάνουμε μία πολύ μικρή κίνηση τόσο του σώματος όσο και του καλύμματος. Επιπλέον, παρατηρούμε ότι οι μάζες του καλύμματος της δεξιάς και αριστερής φωνητικής χορδής δεν ενώνονται μεταξύ τους.

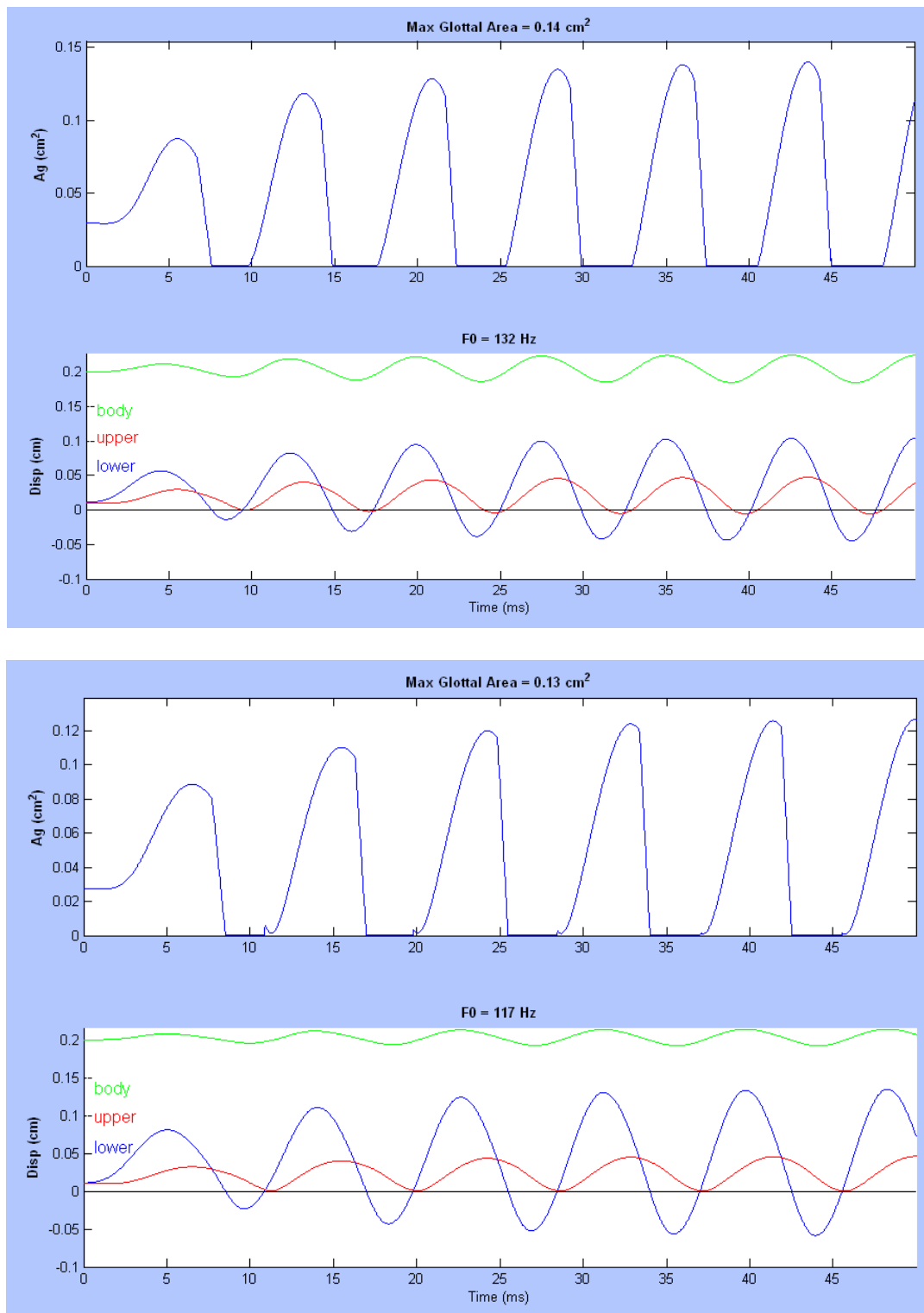
4.3 Αποτελέσματα Μεταβολής Επιπέδων Δραστηριότητας των Μυών

Στην ενότητα αυτή θα εξετάσουμε την επίδραση της μεταβολής πρώτα της δραστηριότητας του θυροαρυταινοειδούς TA μυός και έπειτα της δραστηριότητας του κρικοθυρεοειδούς μυός CT στις παραγόμενες από το πρόγραμμα κυματομορφές και στα αποτελέσματα της θεμελιώδους συχνότητας F_0 . Η πίεση από τον πνεύμονα είναι σταθερή (0.784 kPa). Διατηρούμε, επίσης, σταθερές τις αρχικές θέσεις της άνω και κάτω μάζας, στα 0.01 cm και 0.011 cm, αντίστοιχα. Θέτουμε τη διάρκεια της προσομοίωσης της ταλάντωσης στα 50 msec. Εξακριβώνουμε τις αλλαγές στις κυματομορφές της γλωττιδικής επιφάνειας και της ταλάντωσης των τριών μαζών με τη μεταβολή της δραστηριότητας των μυών, τρέχοντας την προσομοίωση του συστήματος των μαζών και παρατηρώντας τη διαφορετική κίνηση που υφίσταται σε κάθε περίπτωση, καθώς και τη ροή του αέρα (U_g) μέσω της γλωττίδας.

4.2.1 Μεταβολή ΤΑ μύος



Εικόνα 4.9: Οι κυματομορφές της γλωττιδικής επιφάνειας και της ταλάντωσης των τριών μαζών για $\alpha_{TA}=0.025$ (πάνω) και $\alpha_{TA}=0.3$ (κάτω).



Εικόνα 4.10: Οι κυματομορφές της γλωττιδικής επιφάνειας και της ταλάντωσης των τριών μαζών για $\alpha_{TA}=0.5$ (πάνω) και $\alpha_{TA}=0.8$ (κάτω).

Στην ενότητα αυτή διατηρούμε σταθερό το επίπεδο της δραστηριότητας του κρικοθυρεοειδούς μυός στην τιμή 0.2 ($\alpha_{CT}=0.2$) και αυξάνουμε σταδιακά το επίπεδο της δραστηριότητας του θυροαρυταινοειδούς μυός α_{TA} από την τιμή 0.025 (ελάχιστη συστολή του μυός) μέχρι την τιμή 0.8 (μέγιστη συστολή του μυός). Τα αποτελέσματα φαίνονται στις εικόνες που ακολουθούν.

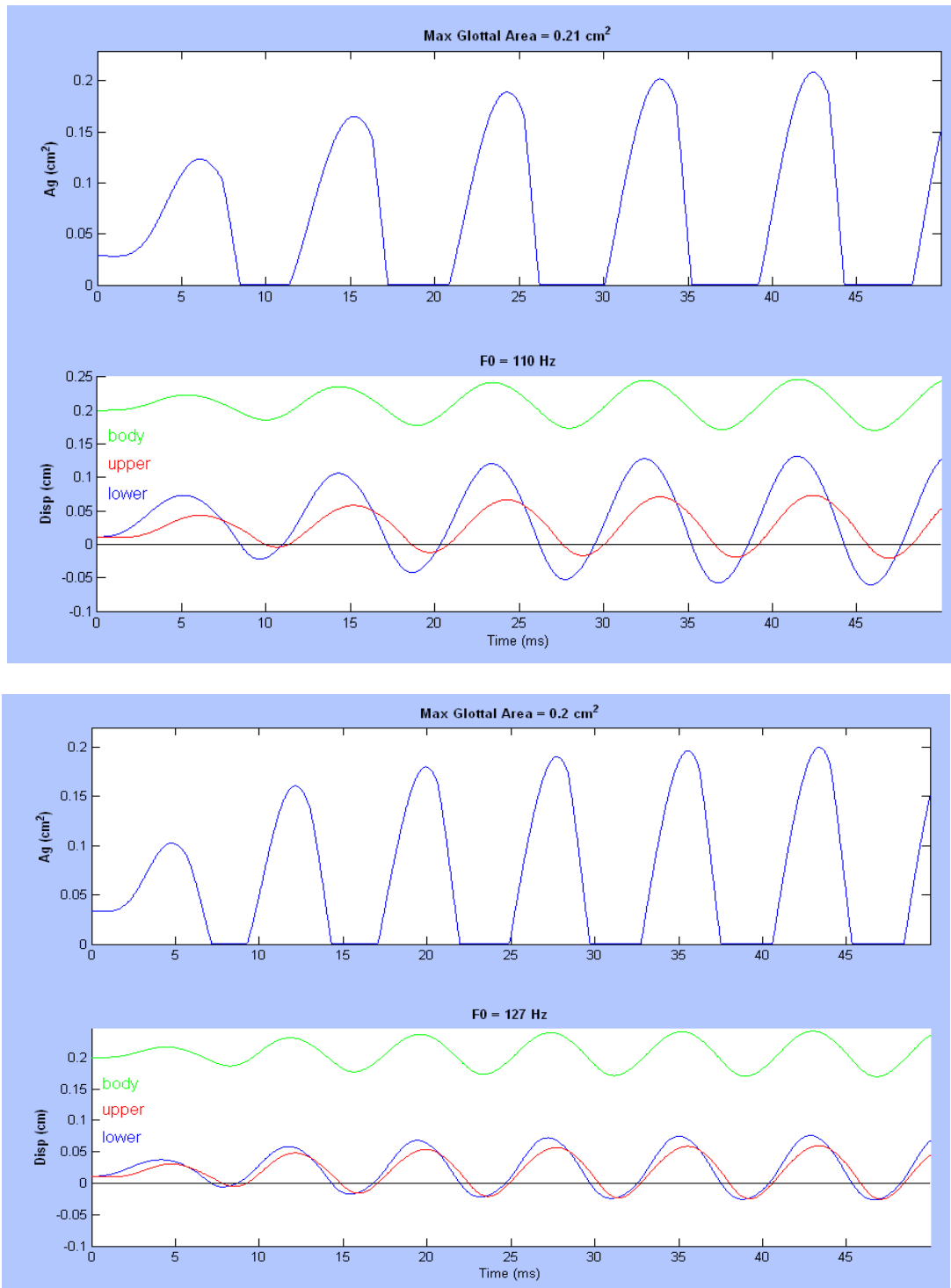
Στην Εικόνα 4.9 παρουσιάζονται οι προκύπτουσες κυματομορφές για $\alpha_{TA}=0.025$ και για $\alpha_{TA}=0.3$, ενώ στην Εικόνα 4.10 παρουσιάζονται οι κυματομορφές για $\alpha_{TA}=0.5$ και $\alpha_{TA}=0.8$. Παρατηρούμε ότι η μέγιστη γλωττιδική επιφάνεια μειώνεται καθώς το επίπεδο της δραστηριότητας του μυός αυξάνεται, ενώ η διαφορά φάσης μεταξύ άνω και κάτω μάζας αυξάνεται με την αύξηση του. Επιπλέον, το πλάτος της γλωττιδικής επιφάνειας μειώνεται σε σχέση με το α_{TA} , το οποίο αναμένεται για μεγαλύτερη προσαγωγή στο κάτω άκρο της χορδής και αυξημένη μάζα του σώματος.

Η θεμελιώδης συχνότητα της ταλάντωσης, παρατηρούμε ότι αυξάνεται με την αύξηση του επιπέδου της δραστηριότητας α_{TA} , όπως ήταν αναμενόμενο και από τη θεωρία για χαμηλά επίπεδα δραστηριότητας του κρικοθυρεοειδούς. Ωστόσο είναι εύκολο να προσέξει κανείς ότι για μέγιστη δραστηριότητα του μυός, δηλαδή όταν $\alpha_{TA}=0.8$ η συχνότητα μειώνεται. Αυτό συμβαίνει γιατί όπως εξηγήσαμε και σε προηγούμενο κεφάλαιο εφόσον η κίνηση του κρικοθυρεοειδούς είναι μικρότερη σε σχέση με την κίνηση του θυροαρυταινοειδούς, μία περαιτέρω αύξηση στην κίνηση του τελευταίου (τιμές α_{TA} μεγαλύτερες του 0.5) θα οδηγήσει σε μείωση της δυσκαμψίας του σώματος (αυτό εξηγεί και τη μείωση στο πλάτος ταλάντωσης της μάζας του σώματος που λαμβάνουμε) και άρα σε μείωση της θεμελιώδους συχνότητας της ταλάντωσης. Στον πίνακα που ακολουθεί έχουμε συγκεντρώσει τις τιμές της θεμελιώδους συχνότητας F_0 και της μέγιστης γλωττιδικής επιφάνειας $A_{g\ max}$ για τις διάφορες τιμές α_{TA} .

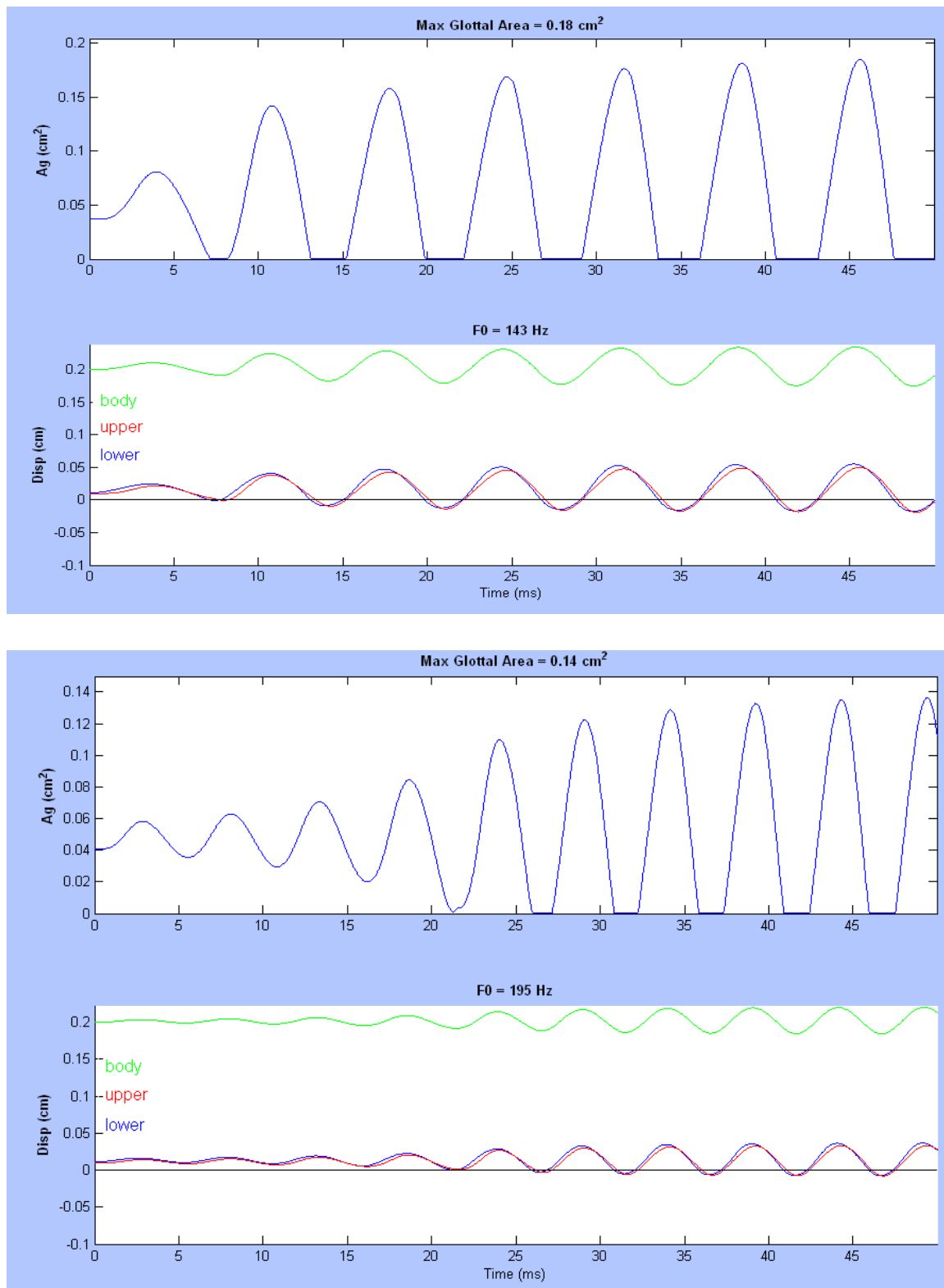
α_{TA}	F_0 (Hz)	$A_{g\ max}$ (cm^2)
0.025	97	0.32
0.3	129	0.18
0.5	132	0.14
0.8	117	0.13

Πίνακας 4.1: Αποτελέσματα θεμελιώδους συχνότητας F_0 και μέγιστης γλωττιδικής επιφάνειας $A_{g\ max}$ για τις διάφορες τιμές του α_{TA} .

4.2.2 Μεταβολή CT μύος



Εικόνα 4.11: Οι κυματομορφές της γλωττιδικής επιφάνειας και της ταλάντωσης των τριών μαζών για $\alpha_{CT} = 0.05$ (πάνω) και $\alpha_{CT} = 0.3$ (κάτω).



Εικόνα 4.12: Οι κυματομορφές της γλωττιδικής επιφάνειας και της ταλάντωσης των τριών μαζών για $\alpha_{CT} = 0.5$ (πάνω) και $\alpha_{CT} = 0.7$ (κάτω).

Στην ενότητα αυτή κρατάμε σταθερή τη δραστηριότητα του θυροαρυταινοειδούς ($\alpha_{TA}=0.2$) και αυξάνουμε σταδιακά τη δραστηριότητα του κρικοθυροειδούς από $\alpha_{CT}=0.03$ μέχρι $\alpha_{CT}=0.7$. Το αποτέλεσμα της αύξησης του α_{CT} είναι μια μικρή αύξηση στη θεμελιώδη συχνότητα F_0 (για τιμές $\alpha_{CT}<0.5$). Για τιμές $\alpha_{CT}>0.5$, η αύξηση στη θεμελιώδη συχνότητα είναι περισσότερο αισθητή. Το πλάτος ταλάντωσης της άνω μάζας του καλύμματος μειώνεται με την αύξηση της συστολής του κρικοθυροειδούς, ενώ αυξάνεται το πλάτος ταλάντωσης της μάζας του σώματος. Επιπλέον, παρατηρούμε ότι το πλάτος της γλωττιδικής επιφάνειας μειώνεται με την αύξηση του α_{CT} , με αποτέλεσμα να μειώνεται ελαφρώς η προσαγωγή των φωνητικών χορδών.

Η διαφορά φάσης μεταξύ άνω και κάτω μάζας μειώνεται με την αύξηση του α_{CT} . Ειδικά στην περίπτωση της μέγιστης δραστηριότητας του κρικοθυροειδούς ($\alpha_{CT}=0.7$) οι δύο κυματομορφές της ταλάντωσης άνω και κάτω μάζας σχεδόν συμπίπτουν, όπως εξετάσαμε και στο falsetto. Παρατηρούμε, ακόμη, πως με την αύξηση της δραστηριότητας του μυός, το χρονικό διάστημα του κλεισίματος της γλωττίδας είναι αισθητά μικρότερο από το διάστημα ανοίγματος της γλωττίδας. Στον παρακάτω πίνακα συγκεντρώνουμε τις τιμές της θεμελιώδους συχνότητας F_0 και της μέγιστης γλωττιδικής επιφάνειας $A_{g\max}$ για τις διάφορες τιμές της δραστηριότητας του μυός.

α_{CT}	F_0 (Hz)	$A_{g\max}$ (cm ²)
0.05	110	0.21
0.3	127	0.2
0.5	143	0.18
0.7	195	0.14

Πίνακας 4.2: Αποτελέσματα θεμελιώδους συχνότητας F_0 και μέγιστης γλωττιδικής επιφάνειας $A_{g\max}$ για τις διάφορες τιμές του α_{CT} .

4.2.3 Μεταβολή Δυσκαμψίας και Μάζας

Με βάση τις μεταβολές της δραστηριότητας του θυροαρυταινοειδούς και του κρικοθυροειδούς μυός που καταγράψαμε στις ανωτέρω ενότητες, συγκεντρώνουμε εδώ τις επιπτώσεις που είχαν αυτές στις δυσκαμψίες k_1 , k_2 της κάτω και άνω μάζας αντίστοιχα, στη δυσκαμψία K της μάζας του σώματος, στη δυσκαμψία k_c σύζευξης, καθώς και στις μάζες m_1 , m_2 και M της κάτω μάζας, της άνω μάζας και της μάζας του σώματος αντίστοιχα. Οι δυσκαμψίες είναι σε N/cm, ενώ οι μάζες σε g/cm.

α_{TA}	k_1	k_2	k_c	K	m_1	m_2	M
0.025	94200	181510	4879.5	69184	0.0512	0.0986	0.0549
0.3	88072	115170	6617.1	228490	0.0649	0.0848	0.1098
0.5	79436	79436	6632.7	363450	0.0748	0.0748	0.1496
0.8	62438	41625	4466.5	578590	0.0895	0.0597	0.2089

Πίνακας 4.3: Αποτελέσματα δυσκαμψίας και μάζας για τις διάφορες τιμές του α_{TA}

α_{CT}	k_1	k_2	k_c	K	m_1	m_2	M
0.05	51910	77864	4871.6	171490	0.0598	0.0897	0.0897
0.3	125610	188410	7051.1	162910	0.0599	0.0898	0.0898
0.5	226870	340310	8966.0	183730	0.0597	0.0895	0.0895
0.7	427520	641270	11020	356110	0.0593	0.0890	0.0890

Πίνακας 4.4: Αποτελέσματα δυσκαμψίας και μάζας για τις διάφορες τιμές του α_{CT}

Οι μάζες m_1 και M αυξάνουν με το α_{TA} , ενώ η άνω μάζα m_2 μειώνεται. Επιπλέον και οι τρεις μάζες είναι σχεδόν ανεπηρέαστες από την αύξηση του α_{CT} . Οι δυσκαμψίες ποικίλουν με τη μυϊκή δραστηριότητα. Η δυσκαμψία του σώματος είναι μεγαλύτερη με τη δραστηριότητα του θυροαρυταινοειδούς σε σχέση με τη δραστηριότητα του κρικοθυροειδούς. Οι δυσκαμψίες του καλύμματος k_1 και k_2 αυξάνουν με το α_{CT} και μειώνονται με το α_{TA} . Τα παραπάνω έρχονται σε συμφωνία με τη θεωρία της ανταγωνιστικής δραστηριότητας των μυών, σύμφωνα με την οποία η δράση του CT μυός αυξάνει την δυσκαμψία του καλύμματος, ενώ η δράση του TA μυός χαλαρώνει το κάλυμμα και σκληραίνει το σώμα των φωνητικών χορδών. Η δυσκαμψία σύζευξης k_c , αρχικά μειώνεται με το α_{TA} και έπειτα αυξάνεται ξανά. Πιο συγκεκριμένα, η k_c αυξάνεται για $\alpha_{TA} < 0.5$ και μειώνεται για $\alpha_{TA} > 0.5$. Αυτό είναι απόρροια της εξίσωσης του κομβικού σημείου (Εξ.(58)), σύμφωνα με την οποία η στρεπτική δυσκαμψία λαμβάνει τη μέγιστη τιμή της όταν το κομβικό σημείο είναι στο κέντρο.

Τέλος, παρατηρούμε ότι όταν κυριαρχεί η δράση του CT μυός η μάζα του σώματος M είναι περιορισμένη και ίση με τη μάζα της άνω μάζας του καλύμματος m_2 και καθώς αυξάνεται το α_{CT} μειώνονται και οι τρεις μάζες. Αυτό συμβαίνει γιατί ο CT μυς είναι υπεύθυνος για την επιμήκυνση των φωνητικών χορδών, δηλαδή την αύξηση του μήκους τους και άρα τη μείωση της μάζας ανά μονάδα μήκους. Η επίδραση αυτή στις μάζες, όμως, είναι περιορισμένη.

4.3 Συμπεράσματα και Μελλοντικές Προοπτικές

Καταγράψαμε τις διάφορες προσαρμογές της φωνής και τον τρόπο που το σύστημα των φωνητικών χορδών αντιδράει σε αυτές, ενώ εξετάσαμε το βαθμό που οι μυς του λάρυγγα επηρεάζουν τη φώνηση. Στο παρόν μοντέλο περιλαμβάνονται τόσο οι συμπιεστικές λειτουργίες όσο και η λειτουργία διάτμησης των φωνητικών χορδών.

Τα χαμηλών-διαστάσεων μοντέλα των φωνητικών χορδών μπορούν να ταλαντώνονται με έναν σχεδόν ρεαλιστικό τρόπο με την ενεργοποίηση των μυών. Οι σταθερές ελατηρίου εξαρτώνται από πολλαπλούς όρους που ενσωματώνουν μετρήσιμα ελαστικά στοιχεία, όπως εντάσεις, ελαστική δύναμη επαναφοράς, και ελαστική αποκατάσταση δυνάμεων. Επιπλέον, μπορούν να ενσωματωθούν οι ενεργητικές και παθητικές ιδιότητες των μυών. Στο παρόν μοντέλο η συστολή μεταξύ κρικοθυροειδούς και θυροαρυταινοειδούς μυ παράγει περιοχές ταλάντωσης, απόλυτα συγκρίσιμες με αυτές που έχουν μετρηθεί. Το συνολικό εύρος συχνοτήτων είναι σε μικρότερο βαθμό συγκρίσιμο με αυτό που αναμένεται στον άνθρωπο. Μία σκόπιμη παράλειψη σε αυτή την εργασία αποτελεί η ακουστική φόρτιση της φωνητικής οδού. Είναι γνωστό ότι οι περιοχές ταλάντωσης κάθε διαδραστικού μοντέλου επηρεάζονται από την ακουστική φόρτιση, αλλά η πολυπλοκότητα αυτή δε δικαιολογείται για την παρούσα μελέτη, επειδή η έμφαση δίνεται στα χαρακτηριστικά των ιστών των φωνητικών χορδών. Στην εργασία αυτή, ο έλεγχος της συχνότητας γίνεται μόνο με την ενεργοποίηση των μυών. Είναι κατανοητό ότι βελτιώσεις θα μπορούσαν να γίνουν θεωρώντας τη θεμελιώδη συχνότητα της ταλάντωσης συναρτήσει της πίεσης του πνεύμονα.

Ένας από τους πιο σοβαρούς περιορισμούς των μοντέλων χαμηλών-διαστάσεων είναι ο αποκλεισμός της κάθετης κίνησης του ιστού. Πολύ μεγαλύτερη μεταβλητότητα στην μεσαία διαμόρφωση της γλωττίδας (π.χ. Μεγαλύτερη σύγκλιση και απόκλιση) είναι δυνατή εάν ο ιστός οδηγείται ταυτόχρονα προς τα άνω και προς τα έξω, σχηματίζοντας ελλειπτικές τροχιές. Κάτι τέτοιο, όμως, θα διπλασίαζε τους βαθμούς ελευθερίας και θα ελαχιστοποιούσε την ερμηνευτική δύναμη που μπορεί να προσφέρει ένα μοντέλο χαμηλών-διαστάσεων. Ακόμη, η διακριτοποίηση του ιστού είναι πολύ μεγάλη ώστε να εξετάζει λεπτομέρειες της μηχανικής των ιστών. Για τη διερεύνηση περισσότερων πτυχών της ποιότητας της φωνής και για τη μοντελοποίηση της παθολογίας, συνιστώνται μοντέλα υψηλότερων διαστάσεων (πεπερασμένων στοιχείων) και λιγότεροι κανόνες.

Παρόλο που το παρόν μοντέλο δεν έχει αναπτυχθεί ώστε να περιλαμβάνει την παθολογία και την διαταραχή των φωνητικών χορδών, αυτό μπορεί να πραγματοποιηθεί εξελίσσοντας το μοντέλο σε ασύμμετρο, για την προσομοίωση παθολογικής ανωμαλίας, όπως είναι ο

πολύποδας. Στο ασύμμετρο μοντέλο θεωρούμε διαφορετικές παραμέτρους για κάθε φωνητική χορδή, θέτοντας έναν παράγοντα ασυμμετρίας Q για τη δυσκαμψία και τη μάζα,

$$k_{ir} = Q k_{il}$$

$$m_{ir} = \frac{m_{il}}{Q}$$

με $i=1,2$. Όπου k_{ir} , k_{il} οι δυσκαμψίες των επιφανειακών μαζών και m_{ir} , m_{il} οι μάζες των επιφανειακών μαζών της δεξιάς και αριστερής φωνητικής χορδής, αντίστοιχα.

Εφόσον η θεμελιώδης συχνότητα της ταλάντωσης είναι ανάλογη της δυσκαμψίας τότε ισχύει και για αυτήν ανάλογη σχέση:

$$f_r = Q f_l$$

όπου f_r , f_l είναι οι συχνότητες ταλάντωσης της δεξιάς και αριστερής φωνητικής χορδής, αντίστοιχα. Για φυσιολογική φώνηση, έχει αποδειχθεί στο εργαστήριο ότι $0.95 \leq Q \leq 1.05$ για τη γυναίκα και $0.91 \leq Q \leq 1.10$ για τον άντρα. Έτσι, ενσωματώνοντας τις τιμές αυτές μάζας και δυσκαμψίας στις εξισώσεις του μοντέλου μπορούμε να λάβουμε διαφορετική κίνηση για κάθε χορδή.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

ΚΩΔΙΚΑΣ ΣΤΟ MATLAB ΓΙΑ ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΤΩΝ ΤΡΙΩΝ ΜΑΖΩΝ

Κώδικας για το GUI

```
%% Code for GUI
```

```
hctrl = []; % Control Window
```

```
hwaves = []; % Waveform Window
```

```
scrsz = get(0, 'ScreenSize');
```

```
%[left, bottom, width, height]
```

```
% Διαστάσεις για λάπτοπ
```

```
hctrl = figure('Name', 'Control Window', 'Position', [1 scrsz(4)/1.6  
scrsz(3)/3 scrsz(4)/1.8], 'Color', [0.529411792755127 0.317647069692612  
0.317647069692612] );
```

```
hwaves = figure('Name', 'Waveform Window', 'Position', [scrsz(3)/4  
scrsz(4)/4 scrsz(3)/1.5 scrsz(4)/1.2], 'Color', [0.854901969432831  
0.701960802078247 1]);
```

```
% Διαστάσεις για μεγάλη οθόνη
```

```
%hctrl = figure('Name', 'Control Window', 'Position', [1 scrsz(4)/4  
scrsz(3)/2.2 scrsz(4)/1.6], 'Color', [0.529411792755127  
0.317647069692612 0.317647069692612]);
```

```
%hwaves = figure('Name', 'Waveform Window', 'Position', [scrsz(3)/4  
scrsz(4)/6.8 scrsz(3)/3 scrsz(4)/1.5], 'Color', [0.701960802078247  
0.780392169952393 1]);
```

```
Initialize
```

```
q.x02 = 0.01; %αρχική θέση άνω μάζας
```

```
q.x01 = 0.011; %αρχική θέση κάτω μάζας
```

```
q.td = 0.05; %διάρκεια προσομοίωσης
```

```
q.PL = p.PL; %πίεση από τους πνεύμονες
```

```
q.act = 0.2; %επίπεδο δραστηριότητας CT μύς
```

```
q.ata = 0.2; %επίπεδο δραστηριότητας TA μύς
```

```
figure(hctrl);
```

```
clf
```

```
% ===== Δομή GUI =====
```

```
h1o= uicontrol('Style','Text','String','CONTROL PANEL OF BODY-COVER  
MODEL','FontSize',10,'FontWeight','bold','Position',[90 440 300 20]);
```

```
h1o=uicontrol('Style','Text','String','x02 (cm)','FontWeight','bold','  
Position',[50 375 60 15],'HorizontalAlignment','Left');
```

```
h1o=uicontrol('Style','Text','String','x01 (cm)','FontWeight','bold','  
Position',[50 345 60 15],'HorizontalAlignment','Left');
```

```
h1o=uicontrol('Style','Text','String','aCT','FontWeight','bold','Posi  
tion',[50 315 60 15],'HorizontalAlignment','Left');
```

```
h1o=uicontrol('Style','Text','String','aTA','FontWeight','bold','Posi  
tion',[50 285 60 15],'HorizontalAlignment','Left');
```

```
h1o=uicontrol('Style','Text','String','PL (Pa)','FontWeight','bold','P  
osition',[50 255 60 15],'HorizontalAlignment','Left');
```

```
h1o=icontrol('Style','Text','String','Td(sec)','FontWeight','bold','  
Position',[50 225 60 15],'HorizontalAlignment','Left');  
  
hx02 = uicontrol('Style','Edit','Position',[130 370 60  
25],'HorizontalAlignment','Left','String',num2str(q.x02),'Callback','  
AssignParams');  
  
hx01 = uicontrol('Style','Edit','Position',[130 340 60  
25],'HorizontalAlignment','Left','String',num2str(q.x01),'Callback','  
AssignParams');  
  
hact = uicontrol('Style','Edit','Position',[130 310 60  
25],'HorizontalAlignment','Left','String',num2str(q.act),'Callback','  
AssignParams');  
  
hata = uicontrol('Style','Edit','Position',[130 280 60  
25],'HorizontalAlignment','Left','String',num2str(q.ata),'Callback','  
AssignParams');  
  
hpl = uicontrol('Style','Edit','Position',[130 250 60  
25],'HorizontalAlignment','Left','String',num2str(q.PL),'Callback','A  
ssignParams');  
  
htd = uicontrol('Style','Edit','Position',[130 220 60  
25],'HorizontalAlignment','Left','String',q.td,'Callback','AssignPara  
ms');  
  
h = uicontrol('Style','pushbutton','Position',[300 250 60  
25],'String','Plot','Callback','pushbutton1_Callback');  
  
h = uicontrol('Style','pushbutton','Position',[390 250 60  
25],'String','Simulate','Callback','pushbutton3_Callback');  
  
h = uicontrol('Style','pushbutton','Position',[390 40 60  
25],'String','Quit','Callback','pushbutton2_Callback');  
  
AssignParams; % εκχώρηση τιμών από το GUI στις παραμέτρους του  
προβλήματος
```

Εκχώρηση τιμών από το GUI στις παραμέτρους μέσω της συνάρτησης “AssignParameters.m”

```
%% Εκχώρηση τιμών από GUI
% Μετατροπή συμβολοσειράς σε αριθμό
q.x02 = str2double(get(hx02, 'string'));
q.x01 = str2double(get(hx01, 'string'));
q.act = str2double(get(hact, 'string'));
q.ata = str2double(get(hata, 'string'));
q.td = str2double(get(htd, 'string'));
q.PL = str2double(get(hpl, 'string'));

Fs=44100;           % sampling frequency
N= round(q.td*Fs); % number of samples
tm=[0:1/Fs:(N-1)/Fs]; % step

p.act=q.act;
p.ata=q.ata;
p.x02 = q.x02;
p.x01 = q.x01;
p.PL = q.PL;
p.ar(1:44) = 3*ones(1,44);
```


Αρχικοποίηση παραμέτρων του μοντέλου

```
% Αρχικοποίηση των παραμέτρων του μοντέλου των τριών μαζών
```

```
%-----Σταθερές-----
```

```
c.mu = 5000; %συντελεστής διάτμησης  
c.mub = 5000; %συντελεστής διάτμησης σώματος  
c.muc = 5000; %συντελεστής διάτμησης καλύμματος  
c.rho = 1.04; %πυκνότητα ιστού  
c.R = 3.0; %λόγος ροπής  
c.G = 0.2; %κέρδος επιμήκυνσης  
c.H = 0.2; %συντελεστής προσαγωγής  
c.Lo = 1.6; %μήκος ηρεμίας στον άντρα  
%c.Lo = 1; %μήκος ηρεμίας στη γυναίκα  
c.To = 0.3; %πάχος στην κατάσταση ηρεμίας  
c.Dmo = 0.4; %βάθος του TA στην κατάσταση ηρεμίας  
c.Dlo = 0.2; %βάθος συνδέσμου στην κατάσταση ηρεμίας  
c.Dco = 0.2; %βάθος βλεννογόνου στην κατάσταση ηρεμίας  
c.zeta = 0.1; %συντελεστής απόσβεσης των τριών μαζών  
c.Csound = 35000.0; %ταχύτητα ήχου  
c.rhoc = 39.9; %rho * ταχύτητα ήχου για τον αέρα  
%-----
```

p.ic = 1; %ροπή αδράνειας
p.bc = 1; %απόσβεση περιστροφής
p.kr = 1; %στρεπτική δυσκαμψία
p.ta = 1; %ροπή
p.fa = 1; %δύναμη στο κομβικό σημείο
p.M = 1; %μάζα σώματος
p.B = 1; %απόσβεση σώματος
p.K = 1; %δυσκαμψία σώματος
p.m = 1; %μάζα καλύμματος
p.b = 1; %απόσβεση καλύμματος
p.k = 1; %δυσκαμψία καλύμματος
p.x02 = 0.0; %αρχική θέση άνω μάζας
p.x01 = 0.0005; %αρχική θέση κάτω μάζας
p.th0 = 1; %αρχική γωνία σύγκλισης
p.x0 = 1; %αρχική κατάσταση
p.xb0 = 0.6; %αρχική θέση σώματος
p.T = 1; %πάχος χορδής
p.L = 1; %μήκος χορδής
p.Dc = 0; %βάθος καλύμματος
p.Db = 0; %βάθος σώματος
p.zn = 0; %κομβικό σημείο
p.a1 = 0; %γλωττιδική επιφάνεια εισόδου
p.a2 = 0; %γλωττιδική επιφάνεια εξόδου
p.ad = 0; %γλωττιδική επιφάνεια έναρξης ροής
p.an = 0; %γλωττιδική επιφάνεια στο κομβικό σημείο
p.ga = 0; %γλωττιδική επιφάνεια
p.ca = 0; %επιφάνεια επαφής

p.m1 = 0; %κάτω μάζα
p.m2 = 0; %άνω μάζα
p.k1 = 0; %δυσκαμψία κάτω μάζας
p.k2 = 0; %δυσκαμψία άνω μάζας
p.kc = 0; %δυσκαμψία σύζευξης
p.b1 = 0; %συντελεστής απόσβεσης κάτω μάζας
p.b2 = 0; %συντελεστής απόσβεσης άνω μάζας
p.pg = 0; %μέση γλωττιδική πίεση
p.p1 = 0; %πίεση στην κάτω μάζα
p.p2 = 0; %πίεση στην άνω μάζα
p.ps = 0; %υπογλωττιδική πίεση
p.pkd = 0; %κινητική πίεση στο σημείο έναρξης ροής
p.PL = 7840; %πίεση από τους πνεύμονες
p.ph = 0; %υδροστατική πίεση
p.pe = 0; %επιλαρυγγική πίεση
p.psg = 0; %υπογλωττιδική πίεση
p.f1 = 0; %δύναμη στην κάτω μάζα
p.f2 = 0; %δύναμη στην άνω μάζα
p.u = 0; %γλωττιδική ροή
p.zc = 0; %σημείο επαφής

p.act = .25; %δραστηριότητα κρικοθυρεοειδούς, κυμαίνεται μεταξύ 0 και 1
p.ata = .25; %δραστηριότητα θυροαρυταινοειδούς, κυμαίνεται μεταξύ 0 και 1
p.alc = .5; %δραστηριότητα κρικοαρυταινοειδούς
p.apc = 0; % δραστηριότητα οπίσθιου κρικοαρυταινοειδούς
p.eps = 0; %δύναμη(strain)

```
p.xc = 0; %γλωττιδική σύγκλιση
p.xn = 0; %απόσταση κομβικού σημείου
p.zc = 0; %σημείο επαφής
p.x1 = 0; %θέση κάτω μάζας
p.x2 = 0; %θέση άνω μάζας
p.xn0 = 0; %αρχική απόσταση κομβικού σημείου

p.sigb = 1; %τάση στο σώμα
p.sigl = 1; %τάση στο σύνδεσμο
p.sigm = 1; %τάση στο μυ
p.sigam = 1050000;%μέγιστη τάση στο μυ
p.sigp = 1; %παθητική μυϊκή τάση
p.sigmuc = 1; %τάση στο βλεννογόνο
p.sigc = 1; %τάση στο κάλυμμα

p.A1 = 0.05; %διατομή συνδέσμου
p.Am = 0.03; %διατομή μυός
p.Ac = 0.0195; %διατομή καλύμματος

p.Fob = 1; %συχνότητα σώματος
p.Foc1 = 1; %συχνότητα κάτω μάζας
p.Foc2 = 1; % συχνότητα άνω μάζας

p.b = 0; %συντελεστής τάσης στο μυ
p.epsm = 0; %βέλτιστη δύναμη
```

```
p.delta= 0.0000001; %ελάχιστη επιτρεπτή επιφάνεια για τη γλωττιδική
ροή
p.Ae = 1000000.0; %επιλαρυγγική επιφάνεια
p.As = 1000000; %υπογλωττιδική επιφάνεια
% Φωνητική Οδός
p.ar = 3*ones(1,76);
```

Κανόνες μοντελοποίησης του συστήματος μαζών-ελατηρίων σύμφωνα με τις Ενότητες 3.2.4 και 3.3.2

```
function p = rules_consconv(p,c)
```

```
% Κανόνες μοντελοποίησης του συστήματος μαζών-ελατηρίου
```

```
p.eps = c.G*(c.R*p.act - p.ata) - c.H*p.alc; % Εξ. (3.91)
p.L = c.Lo*(1+p.eps); % μήκος Εξ. (3.92)
p.T = c.To/(1+0.8*p.eps); % πάχος Εξ. (3.94)

Xcoef = 1;

p.Db = (p.ata*c.Dmo + 0.5*c.Dlo)/(1 + 0.2*p.eps); % βάθος σώματος
Εξ. (3.95)
p.Dc = (c.Dco + 0.5*c.Dlo)/(1 + 0.2*p.eps); % βάθος καλύμματος
Εξ. (3.96)

p.zn = p.T *(1 + p.ata)/3; % κομβικό σημείο Εξ. (3.93)
```

```

%-----

p.tan_th0 = p.xc/p.T;
p.xn0 = p.x02 + (p.T - p.zn)*p.tan_th0; % απόσταση κομβικού σημείου
p.th0 = atan(p.tan_th0); % γωνία περιστροφής

p = calc_stress(p); % υπολογισμός τάσεων
p.sigm = (p.ata) * p.sigam * max(0,1-1.07*(p.eps - 0.4)^2) + p.sigp;
% τάση στο μυ Εξ. (3.86)
p.sigb = (0.5*p.sig1*c.Dlo + p.sigm*c.Dmo)/p.Db;
% τάση στο σώμα Εξ. (3.84)
p.sigc = (p.sigmuc*c.Dco + 0.5*p.sig1*c.Dlo)/p.Dc;
% τάση στο κάλυμμα Εξ. (3.85)

EffL = p.L; % μήκος χορδής

%%====Ενότητα 3.2.4 =====
% -----bar-plate μοντέλο-----

p.ic = (c.rho*p.L*p.Dc*(p.T)^3)*(1/3 - (p.zn/p.T)*(1-p.zn/p.T));
p.m = c.rho * EffL * p.T *p.Dc;
p.k = 2*c.muc*EffL*p.T/p.Dc + pi^2 * p.sigc*(p.Dc/EffL)*p.T;
p.kr = 0.5*c.muc*EffL*p.T*p.Dc + (pi^2 * p.ic *p.sigc)/(EffL^2
*c.rho);

```

```

p.M = c.rho * EffL * p.T * p.Db; % μάζα σώματος
p.K = 2*c.mub*EffL*p.T/p.Db + pi^2 * p.sigb*p.Db*p.T/EffL;
% δυσκαμψία σώματος

%-----body-cover μοντελο-----

p.k1=2*c.muc*(EffL*p.T/p.Dc)*p.zn/p.T + pi^2*p.sigc*(p.Dc/EffL)*p.zn;
p.k2=2*c.muc*(EffL*p.T/p.Dc)*(1-p.zn/p.T) +
pi^2*p.sigc*(p.Dc/EffL)*p.T*(1-p.zn/p.T);
p.m1 = c.rho*EffL*p.T*p.Dc*p.zn/p.T;
p.m2 = c.rho*EffL*p.T*p.Dc*(1-p.zn/p.T);

a = p.zn/p.T;

p.kc = ( 0.5*c.muc*(EffL*p.Dc/p.T)/(1/3 - a*(1-a)) -
2*c.muc*(EffL*p.T/p.Dc) ) * a*(1-a);

% σταθερές απόσβεσης

p.bc = 2*c.zeta*sqrt(p.ic*p.kr);
p.b = 2*c.zeta*sqrt(p.m*p.k);
p.B = 2*(0.1)*sqrt(p.M*p.K);
p.b1 = 2*(0.1)*sqrt(p.m1*p.k1);
p.b2 = 2*(0.6)*sqrt(p.m2*p.k2);

%% =====

```

Συνάρτηση για τον υπολογισμό των τάσεων στα στρώματα σύμφωνα με τις εξισώσεις της Ενότητας 3.3.2

```
function p = calc_stress(p)
```

```
%% Υπολογισμός τάσης
```

```
for i=1:3
```

```
    ep1(i) = -.5; strs(i) = 0.0;
```

```
    ep2(i) = 0.0;
```

```
end;
```

```
%----- Πίνακας 3.1-----
```

```
ep2(1) = -0.35;
```

```
ep2(2) = 0.0;
```

```
ep2(3) = -0.05;
```

```
sig0(1) = 5000.; sig0(2) = 4000; sig0(3) = 10000;
```

```
sig2(1) = 300000; sig2(2) = 13930; sig2(3) = 15000;
```

```
Ce(1) = 4.4; Ce(2) = 17; Ce(3) = 6.5;
```

```
%-----
```

```
% Εξ. (3.86)-(3.89) για την ενεργό και την παθητική τάση
```

```
for i=1:3
```

```
    sig_lin = (-sig0(i)/ep1(i))*(p.eps - ep1(i));
```

```
    if(p.eps > ep2(i) )
```

```
        sig_nln = sig2(i)*( exp(Ce(i)*(p.eps-ep2(i)))-1-Ce(i)*(p.eps-ep2(i)));
```



```
else
    sig_nln = 0.0;
end;

strs(i) = sig_lin + sig_nln;
end;

p.sigmuc = strs(1);
p.sigl = strs(2);
p.sigp = strs(3);
```

Συνάρτηση για τον υπολογισμό των πιέσεων και των δυνάμεων στις επιφανειακές μάζες σύμφωνα με τις εξισώσεις της Ενότητας 3.4.3 και 3.4.4

```
function p = calc_pressures(p)
```

```
%% Υπολογισμός πιέσεων και δυνάμεων που ασκούνται στις μάζες του καλύμματος
```

```
p.ke = (2*p.ad/p.Ae)*(1- p.ad/p.Ae); % σταθερά πίεσης αποκατάστασης Εξ.(3.121)
```

```
p.pkd = (p.psg - p.pe)/(1-p.ke); % κινητική πίεση Εξ.(3.123)
```

```
p.ph = (p.psg + p.pe)/2; % υδροστατική πίεση Εξ.(3.127)
```

```
%-----Για επαφή του άνω άκρου-----  
if(p.a1 > p.delta & p.a2 <= p.delta )  
    if(p.zc >= p.zn)  
        p.f1 = p.L*p.zn*p.psg;  
        p.f2 = p.L*(p.zc-p.zn)*p.psg + p.L*(p.T-p.zc)*p.ph;  
    else  
        p.f1 = p.L*p.zc*p.psg + p.L*(p.zn-p.zc)*p.ph;  
        p.f2 = p.L*(p.T-p.zn)*p.ph;  
    end;  
end;  
  
%-----Για επαφή του κάτω άκρου-----  
if(p.a1 <= p.delta & p.a2 > p.delta )  
    if(p.zc < p.zn)  
        p.f1 = p.L*p.zc*p.ph + p.L*(p.zn-p.zc)*p.pe;  
        p.f2 = p.L*(p.T-p.zn)*p.pe;  
    end  
  
    if(p.zc >= p.zn)  
        p.f1 = p.L*p.zn*p.ph;  
        p.f2 = p.L*(p.zc-p.zn)*p.ph + p.L*(p.T-p.zc)*p.pe;  
    end;  
end;
```

```
%-----Για επαφή και των δύο άκρων-----
```

```
if(p.a1 <= p.delta & p.a2 <= p.delta )
```

```
    p.f1 = p.L*p.zn*p.ph;
```

```
    p.f2 = p.L*(p.T-p.zn)*p.ph;
```

```
end;
```

```
%-----Μη επαφή -----
```

```
if(p.a1 > p.delta & p.a2 > p.delta)
```

```
    if(p.a1 < p.a2)
```

```
        if(p.zd <= p.zn)
```

```
            p.f1 = p.L*p.zn*p.psg - p.L*(p.zn - p.zd +  
(p.ad/p.a1)*p.zd)*p.pkd;
```

```
            p.f2 = p.L*(p.T - p.zn)*(p.psg - p.pkd);
```

```
        else
```

```
            p.f1 = p.L*p.zn*(p.psg - (p.ad^2/(p.an*p.a1))*p.pkd);
```

```
            p.f2 = p.L*(p.T - p.zn)*p.psg - p.L*( (p.T-p.zd) +  
(p.ad/p.an)*(p.zd - p.zn))*p.pkd;
```

```
        end
```

```
    elseif(p.a1 >= p.a2)
```

```
        p.f1 = p.L*p.zn*(p.psg - (p.a2^2/(p.an*p.a1))*p.pkd);
```

```
        p.f2 = p.L*(p.T-p.zn)*(p.psg - (p.a2/p.an)*p.pkd);
```

```
    end
```

end

Συνάρτηση για τον υπολογισμό της γλωττιδικής ροής σύμφωνα με τις εξισώσεις της Ενότητας 3.4.6

```
function ug = calcflow(ga,f,b,ar,c,rhoc)
%% Υπολογισμός γλωττιδικής ροής

if(length(ar)>44)
    Atrch = ar(end);
else
    Atrch = .5;
end

Aphrx = ar(1);
ke = 2*ga/Aphrx*(1-ga/Aphrx);
kt = 1-ke;
rho = rhoc/c;

% Ενότητα 3.4.6 Γλωττιδική Επιφάνεια και Ροή
Astar = (Atrch * Aphrx) / (Atrch + Aphrx); %Εξ. (3.149)
Q = 4.0*kt * (Pos - Prg) / (c*rhoc);
R = (ga / Astar );
```

```
if( Q >= 0.0 )  
    ug = (ga*c/kt) * (-R + sqrt( R*R + Q )); % Εξ. (3.152)  
elseif( Q < 0.0 )  
    ug = (ga*c/kt) * (+R - sqrt( R*R - Q ));  
end;
```

Συνάρτηση για τις εξισώσεις κίνησης σύμφωνα με την Ενότητα 3.2.1

```
function dyo = eom_3m(yo,dyo,tt,p);  
%% Εξισώσεις κίνησης  
  
%x1=yo(1); x2=yo(2); xb=yo(3);  
%x1dot=yo(4); x2dot=yo(5); xbdot=yo(6)  
% f1,f2: δυνάμεις στην κάτω και άνω μάζα  
% b1,b2,B: συντελεστές απόσβεσης (κάτω μάζα 1, άνω μάζα 2, μάζα  
σώματος)  
% k1,k2,kc,K: σταθερές ελατηρίου (κάτω μάζα 1, άνω μάζα 2, μάζα  
σώματος)  
  
dyo(1) = yo(4); % ταχύτητα κάτω μάζας 1  
dyo(2) = yo(5); % ταχύτητα άνω μάζας 2  
dyo(3) = yo(6); % ταχύτητα σώματος
```

```
% Εξ. (3.34)-(3.36)-----  
  
% επιτάχυνση κάτω μάζας 1  
dyo(4) = (p.f1 - p.b1*(yo(4)-yo(6)) - p.k1*((yo(1))-(yo(3))) -  
p.kc*((yo(1))-(yo(2))))/p.m1;  
  
% επιτάχυνση άνω μάζας 2  
dyo(5) = (p.f2 - p.b2*(yo(5)-yo(6)) - p.k2*((yo(2))-(yo(3))) -  
p.kc*((yo(2))-(yo(1))))/p.m2;  
  
% επιτάχυνση μάζας σώματος  
dyo(6) = (p.k1*((yo(1))-(yo(3))) + p.k2*((yo(2))-(yo(3))) +  
p.b1*(yo(4)-yo(6))+p.b2*(yo(5)-yo(6)) - p.K*(yo(3))-p.B*yo(6))/p.M;
```

Μέθοδος Runge-Kutta για την επίλυση των εξισώσεων κίνησης

```
function [y] = rk3m(neq,y,time,dt,p)
```

```
%% Μέθοδος Runge-Kutta τέταρτης τάξης για την επίλυση των εξισώσεων  
κίνησης
```

```
yo = [];
```

```
dyo = [];
```

```
k1 = [];
```

```
k2 = [];
```

```
k3 = [];
```

```
k4 = [];
```

```
for i=1:neq
    yo(i) = y(i);
end;

tt = time;
dyo = eom_3m(yo,dyo,tt,p);

for i=1:neq
    k1(i) = dt * dyo(i);
    yo(i) = y(i) + k1(i)/2.0;
end;

tt = time + 0.5 * dt;
dyo =eom_3m(yo,dyo,tt,p);

for i=1:neq
    k2(i) = dt * dyo(i);
    yo(i) = y(i) + k2(i)/2.0;
end;

tt = time + 0.5 * dt;
dyo =eom_3m(yo,dyo,tt,p);

for i=1:neq
    k3(i) = dt * dyo(i);
    yo(i) = y(i) + k3(i)/2.0;
end;
```

```
tt = time + dt;  
dyo = eom_3m(yo, dyo, tt, p);  
  
for i=1:neq  
k4(i) = dt * dyo(i);  
end;  
  
for i=1:neq  
y(i) = y(i) + k1(i)/6.0 + k2(i)/3.0 + k3(i)/3.0 + k4(i)/6.0;  
end;
```

Συνάρτηση διασταύρωσης με το μηδέν για τον υπολογισμό της θεμελιώδους συχνότητας της ταλάντωσης του μοντέλου

```
function [fo,tme] = zerocross(x,Fs);  
%% Συνάρτηση για τον υπολογισμό της θεμελιώδους συχνότητας με τη  
μέθοδο της διασταύρωσης με το μηδέν της μετατόπισης της κάτω μάζας  
Dt = 1/Fs;  
t = [0:Dt:(length(x)-1)*Dt];  
ind = 1;  
tme = [];  
for i = 1:length(x)-1  
    if(x(i) < 0 & x(i+1) > 0)
```



```
dt = -(Dt*x(i))/(x(i+1) - x(i));
tme(ind) = t(i)+dt;
    ind = ind+1;

end;
end;
tme;

if(length(tme) >1)
    fo = 1./diff(tme)';
    fo = [fo(1); fo; fo(length(fo))];
    tme = [0.0; tme'];
else
    fo = 0;
end
```

Κυρίως δομή και κόνονες της μοντελοποίησης του συστήματος των τριών μαζών

```
function [p, r] = MainModel(p,c,N,Fs)
%% Η δομή και οι εξισώσεις του μοντέλου.
% Η μεταβλητή p περιέχει τις τιμές των παραμέτρων, η r περιέχει τις
τιμές των κυματομορφών
% Η c αναφέρεται στις σταθερές
```

```
% Fs είναι η συχνότητα δειγματοληψίας και N είναι το πλήθος των δειγμάτων
```

```
p = rules_consconv(p,c); %εξισώσεις συστήματος μαζών-ελατηρίου
```

```
% Σταθερές τιμές φωνητικής οδούς
```

```
p.ar(end) = 1000000;
```

```
p.ar(1) = 1000000;
```

```
%-----
```

```
neq = 6;
```

```
F = zeros(1,neq);
```

```
r.theta = zeros(1,N);
```

```
r.x = zeros(1,N);
```

```
r.xb = zeros(1,N);
```

```
p.tan_th0 = p.xc/p.T;
```

```
p.th0 = atan(p.tan_th0);
```

```
for i=1:6
```

```
    F(i) = 0;
```

```
end;
```

```
%----Φωνητική οδός
```

```
a = p.ar(1,:);
```

```
r.x1 = []; %θέση κάτω μάζας
```

```
r.x2 = []; %θέση άνω μάζας
r.xb = []; %θέση μάζας σώματος
r.po = []; %πίεση στην έξοδο
r.ug = []; %γλωττιδική ροή
r.ga = []; %γλωττιδική επιφάνεια

csnd =35000; % ταχύτητα ήχου
rho =0.00114;
rhoc =rho*csnd; % ταχύτητα ήχου στον αέρα

dt = 1/Fs;
tme = 0.0;

%--Αρχικοποίηση -----
p.a1 = 2*p.L*F(1);
p.a2 = 2*p.L*F(2);
p.ga = max(0,min(p.a1,p.a2));

p.psg = p.ps;

%-----Υπολογισμός υπογλωττιδικής πίεσης-----

tcos = 0.002;
```

```

for n=1:N
    t = (n-1)*dt;

        if(t <= tcos)
            fcos = 1/(2*tcos);
            p.ps = p.PL*(cos(2*pi*fcos*t - pi)+1)/2; % υπογλωττιδική
πίεση
            p.ps=p.PL
        end;

%-----

p = rules_consconv(p,c);

    %Είναι απαραίτητο γιατί η p.ps άλλαξε σε p.psg στην
calc_pressures.m

p.psg = p.ps;

znot = p.zn/p.T;
%μετατόπιση κομβικού σημείου
p.xn = (1-znot)*(p.x01+F(1))+znot*(p.x02 + F(2));
p.tangent = (p.x01-p.x02 + 2*(F(1)-F(2)))/p.T;
p.x1 = p.xn - (-p.zn)*p.tangent; % μετατόπιση κάτω μάζας
p.x2 = p.xn - (p.T - p.zn)*p.tangent; % μετατόπιση άνω μάζας
%=====

% Εξισώσεις γλωττιδικής επιφάνειας Ενότητας 3.4
p.zc = min(p.T, max(0., p.zn+p.xn/p.tangent)); % σημείο επαφής

```

```
p.a1 = max(p.delta, 2*p.L*p.x1); % επιφάνεια εισόδου
p.a2 = max(p.delta, 2*p.L*p.x2 ); % επιφάνεια εξόδου
p.an = max(p.delta, 2*p.L*p.xn); % επιφάνεια κομβικού σημείου
p.zd = min(p.T, max(0, -0.2*p.x1/p.tangent)); % σημείο έναρξης
ροής
p.ad = min(p.a2, 1.2*p.a1); %επιφάνεια έναρξης ροής

% Εξ (3.140)-(3.142) επιφάνειας επαφής
if(p.a1 > p.delta & p.a2 <= p.delta)
    p.ac = p.L*(p.T - p.zc);
elseif(p.a1 <= p.delta & p.a2 > p.delta)
    p.ac = p.L*p.zc;
elseif(p.a1 <= p.delta & p.a2 <= p.delta)
    p.ac = p.L*p.T;
end;

% Υπολογισμός πιέσεων
p.pe = 0;
p = calc_pressures(p);

% Λύση διαφορικών εξισώσεων κίνησης με Runge-Kutta
F = rk3m(neq,F,tme,dt,p);

% Υπολογισμός γλωττιδικής επιφάνειας
p.ga = max(0,min(p.a1,p.a2));
```

```
% Υπολογισμός γλωττιδικής ροής
ug = calcflow(p.ga,p.psg,a,csnd,rhoc);

p.psg = p.ps;

tme = tme +dt;

% Εκχώρηση αποτελεσμάτων στις κυματομορφές-----

r.ug(n) = ug;
r.ga(n) = p.ga;
r.ad(n) = p.ad;
r.x1(n) = p.x1;
r.x2(n) = p.x2;
r.xb(n) = F(3);
r.f1(n) = p.f1;
r.f2(n) = p.f2;

if(max(isnan(r.x1)) == 1 | max(isnan(r.x2)) | max(isnan(r.xb)) )
    r.x1 = zeros(N,1);
    r.x2 = zeros(N,1);
    break;
elseif(max(isinf(r.x1)) == 1 | max(isinf(r.x2)) |
max(isinf(r.xb)) )
    r.x1 = zeros(N,1);
    r.x2 = zeros(N,1);
```

```
        break;
    end;

end;

% Μειατόπιση κάτω μάζας
tmp = r.x1;
n1 = round(0.4*length(tmp));
n2 = length(tmp)-round(0.1*length(tmp));
tmp = tmp(n1:n2);
tmp = tmp
if (min(tmp)>0);
    tmp = tmp-0.1*max(tmp);
end

% Υπολογισμός θεμελιώδους συχνότητας
[f0,tme] = zerocross(tmp,Fs);

r.f0 = round(mean(f0));
```

Συνάρτηση για την σχεδίαση των κυματομορφών της γλωττιδικής επιφάνειας και της ταλάντωσης των τριών μαζών

```
function Waveforms(r,p,Fs,hwaves);

%% Σχεδίαση των κυματομορφών της γλωττιδικής επιφάνειας και της
μετατόπισης των μαζών

figure(hwaves)

clf

N = length(r.ug);
N2 = round(N/2);

set(gca,'PlotBoxAspectRatio',[5 3 7]);
t = [0:1/Fs:(length(r.ug)-1)/Fs]*1000;

% -----Κυματομορφή Γλωττιδικής Επιφάνειας -----

subplot(2,1,1)
plot(t,r.ga,'LineWidth',1);
axis([t(1) t(end) 0 1.1*max(r.ga)])
hold
zeroline('-k')
v = axis;
ylabel({'Ag (cm^2)'},'FontWeight','bold');
```



```
title(['Max Glottal Area = ' num2str(round(100*max(r.ga))/100) '
cm^2'],'FontWeight','bold');

% -----Κυματομορφή μετατόπισης κάτω μάζας, (x1), άνω μάζας, (x2),
και σώματος, (xb) -----

subplot(2,1,2)

hold on

plot(t,r.x1,'LineWidth',1);

plot(t,r.x2,'-r','LineWidth',1);

plot(t,r.xb+0.2,'-g','LineWidth',1);

axis([t(1) t(end) -0.1 1.1*max(r.xb)+0.2])

zeroline('-k')

annotation(figure(hwaves),'textbox',[0.1329444444444445
0.279707495429616 0.0462222222222219 0.021591884219202],'String',
{'lower'},'FontSize',12,'FitBoxToText','off','EdgeColor',[1 1
1],'Color',[0 0 1]);

annotation(figure(hwaves),'textbox',[0.1329444444444444
0.362534044696489 0.0483055555555556 0.0222634508348798],'String',
{'body'},'FontSize',12,'FitBoxToText','off','EdgeColor',[1 1
1],'Color',[0 1 0]);

annotation(figure(hwaves),'textbox',[0.1329444444444444
0.31519199004182 0.0517777777777776 0.0296846011131727],'String',
{'upper'},'FontSize',12,'FitBoxToText','off','EdgeColor',[1 1
1],'Color',[1 0 0]);

v = axis;

ylabel({'Disp (cm)'],'FontWeight','bold');

title(['F0 = ' num2str(r.f0) ' Hz'],'FontWeight','bold');

xlabel('Time (ms)');
```



```
function zeroline(lc) % οριζόντιος άξονας
```

```
v=axis;  
plot([v(1) v(2)], [0 0], 'lc');
```

Συνάρτηση για την προσομοίωση του ταλαντούμενου συστήματος των τριών μαζών

```
function M = Animate_3mass(r, skipf)
```

```
%Σχεδίαση του μοντέλου των τριών μαζών
```

```
%INPUTS:
```

```
%r = τα αποτελέσματα των κυματομορφών του MainModel
```

```
%skipf = ο αριθμός των δειγμάτων που θα τρέξουν στην προσομοίωση
```

```
figure('Color', [1 1 1]);
```

```
clf
```

```
Xu = r.x2;
```

```
Xl = r.x1;
```

```
Xb = r.xb;
```

```
Xu = Xu(1:skipf:end);
```

```
Xl = Xl(1:skipf:end);
```

```
Xb = Xb(1:skipf:end);
```

```
ug = r.ug(1:skipf:end);
```

```
yu = [0 .15 .15 0];
```

```
x = [0 0 .15 .15];
```

```
xb = [.35 .35 .55 .55];
```

```
yb = [-.15 .15 .15 -.15];
```

```
y1 = [0 -.15 -.15 0];
```

```
for i=1:length(Xu)
```

```
    if(Xl(i) < 0) Xl(i) = 0;
```

```
    end
```

```
    if(Xu(i) < 0) Xu(i) = 0;
```

```
    end
```

```
    fill(Xl(i)+x,y1,[.5 .6 .6]);
```

```
    hold;
```

```
    fill(Xu(i)+x,yu,[.5 .6 .7]);
```

```
    fill(-Xl(i)-x,y1,[.5 .6 .6]);
```

```
    fill(-Xu(i)-x,yu,[.5 .6 .7]);
```

```
    fill(Xb(i)+xb,yb,[.5 .5 .5]);
```

```
    fill(-Xb(i)-xb,yb,[.5 .5 .5]);
```

```
plot([Xl(i)+x(3) Xb(i)+xb(1)], [y1(2)/2 y1(2)/2], 'k', 'LineWidth', 2);
```

```
plot([Xu(i)+x(3) Xb(i)+xb(1)], [yu(2)/2 yu(2)/2], 'k', 'LineWidth', 2);  
plot([Xb(i)+xb(3) .75], [0 0], 'k', 'LineWidth', 2);  
plot([.75 .75], [-.2 .2], 'k', 'LineWidth', 2);  
  
plot([-Xl(i)-x(3) -Xb(i)-xb(1)], [yl(2)/2 yl(2)/2], 'k', 'LineWidth', 2);  
plot([-Xu(i)-x(3) -Xb(i)-xb(1)], [yu(2)/2 yu(2)/2], 'k', 'LineWidth', 2);  
plot(-[Xb(i)+xb(3) .75], [0 0], 'k', 'LineWidth', 2);  
plot(-[.75 .75], [-.2 .2], 'k', 'LineWidth', 2);  
  
plot([Xl(i) xb(1)], [yl(2) yl(2)-.2], 'k', 'LineWidth', 2);  
plot([Xu(i) xb(1)], [yu(2) yu(2)+.1], 'k', 'LineWidth', 2);  
plot(-[Xl(i) xb(1)], [yl(2) yl(2)-.2], 'k', 'LineWidth', 2);  
plot(-[Xu(i) xb(1)], [yu(2) yu(2)+.1], 'k', 'LineWidth', 2);  
  
plot([xb(1) xb(1)], [yl(2)-.2 yl(2)-.5], 'k', 'LineWidth', 2);  
plot(-[xb(1) xb(1)], [yl(2)-.2 yl(2)-.5], 'k', 'LineWidth', 2);  
plot([xb(1) xb(1)], [yu(2)+.1 yu(2)+.5], 'k', 'LineWidth', 2);  
plot(-[xb(1) xb(1)], [yu(2)+.1 yu(2)+.5], 'k', 'LineWidth', 2);  
  
set(gca, 'PlotBoxAspectRatio', [1 1 1])  
  
h=text(-.1, -.4, 'Trachea');
```

```
set(h, 'FontSize', 14, 'FontWeight', 'bold');  
h = text(-.14, .4, 'Vocal Tract');  
set(h, 'FontSize', 14, 'FontWeight', 'bold');  
  
h = text(-0.08, 0.3, ['U_g = ' num2str( round(ug(i)) ) ]);  
    set(h, 'FontSize', 14, 'FontWeight', 'bold');  
  
axis([-0.8 0.8 -0.6 0.6]);  
set(gca, 'Visible', 'off');  
M(:, i) = getframe;  
hold  
end;
```

Πλήκτρο “Plot” στο GUI για την εμφάνιση των κυματομορφών στο “Waveform Window”

```
%% Callback για τις κυματομορφές
```

```
h1o = uicontrol('Style','Text','String','Computing...','Position',  
[320 10 130 15], 'HorizontalAlignment', 'Left');
```

```
[p, r]=MainModel(p, c, N, Fs);
```

```
h1o=icontrol('Style','Text','String','Simulation  
complete','Position',[320 10 130 15],'HorizontalAlignment','Left');
```

```
Waveforms(r,p,Fs,hwaves);
```

Πλήκτρο “Simulate” στο GUI για την εμφάνιση του παράθυρου της προσομοίωσης των τριών μαζών

```
%% Callback για την προσομοίωση
```

```
h1o = uicontrol('Style','Text','String','Computing...','Position',  
[320 10 130 15],'HorizontalAlignment','Left');
```

```
[p,r]=MainModel(p,c,N,Fs);
```

```
h1o=icontrol('Style','Text','String','Simulation  
complete','Position',[320 10 130 15],'HorizontalAlignment','Left');
```

```
Animate_3mass(r,10);
```

Πλήκτρο “Quit” στο GUI

```
% Callback για το πλήκτρο Quit
```

```
clf
```

```
clear all
```

```
close all
```

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ΕΛΛΗΝΟΓΛΩΣΣΗ

1. Κουτσούρης Δ., Παυλόπουλος Σ., Πρέντζα Α.(2003) *Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων*, Θεσσαλονίκη: Τζιόλα
2. Μπίμπας Α. *Φωνητική Παραγωγή: Φυσιολογία, Παραλλαγές και Παράδοξα*, Αθήνα (ΕΚΠΑ)
3. Μακροπούλου Μ. *Εισαγωγή στην Ιατρική Φυσική-Ήχος και Ομιλία*, Αθήνα: Σημειώσεις ΣΕΜΦΕ ΕΜΠ
4. Πρωτόπαπας Α. (2003) *Εισαγωγή στη Φωνητική*, Αθήνα: Σημειώσεις ΕΚΠΑ
5. Boyce, W. E. and Diprima, R. C. (1997) *Στοιχειώδεις Διαφορικές Εξισώσεις και Προβλήματα Συνοριακών Τιμών*, μετ. Ομάδα Μεταπτυχιακών Φοιτητών Τομέα Μαθηματικών ΤΕΜΦΕ ΕΜΠ, Πανεπιστημιακές Εκδόσεις ΕΜΠ

ΞΕΝΟΓΛΩΣΣΗ

6. Childers, D. G. (2000) *Speech Processing and Synthesis Toolboxes*, John Wiley
7. Behrman, A. (2007) *Speech and Voice Science*, Plural Publishing Inc
8. Story, B. H., and Titze, I. R. (1995) *Voice simulation with a body cover model of the vocal folds*, J. Acoust. Soc. Am. 97, 1249–1260.
9. Titze, I. R. (2002) *Regulating glottal air in phonation: application of the maximum power transfer theorem*, J. Acoust. Soc. Am. 111, 67–76
10. Ishizaka, K., and Flanagan, J. L.(1972) *Synthesis of voiced source sounds from a two-mass model of the vocal cords*, Bell Syst. Tech. J. 51, 1233–1268
11. Liljencrants, J. (1991) *A translating and rotating mass model of the vocal folds*, STL Quarterly Progress and Status Report 1, Speech Transmission Laboratory, Royal Institute of Technology KTH, Stockholm, Sweden.
12. Titze, I. R. (1984) *Parametrization of glottal area, glottal flow, and vocal fold contact area*, J. Acoust. Soc. Am. 75, 570–580

13. Titze, I. R., and Story, B. H. (2002) *Rules for controlling lowdimensional vocal fold models with muscle activities*, J. Acoust. Soc.Am
14. Strik, H., and Boves, L.. *The Fundamental Frequency – Subglottal Pressure Ratio*, University of Nijmegen, Dept. of Language and Speech, The Netherlands
15. Tokuda, I. T., Horáček J., Švec, J. G., Herzel H. (2007) *Comparison of biomechanical modeling of register transitions and voice instabilities with excised larynx experiments*, J. Acoust. Soc.Am, 519-531
16. Min, Y., Titze, I. R., and Alipour-Haghighi, F. (1995) *Stress-strain response of the human vocal ligament*, Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. 104 (7), 563–569.
17. Titze, I. R., (1989) *On the relation between subglottal pressure and fundamental frequency in phonation*, J Acoust Soc Am. 85 (2): 901-6
18. Gunter, G. E. (2003) *Mechanical Stresses in Vocal Fold Tissue during Voice Production*, PhD Thesis, Harvard University, Cambridge, Massachusetts
19. Bailly, L., Henrich N., Pelorson X. (2010) *Vocal fold and ventricular fold vibration in period-doubling phonation: Physiological description and aerodynamic modeling*, J Acoust Soc Am. 127 (5): 3212-22
20. Zhang, Z. (2008) *Characteristics of phonation onset in a two-layer vocal fold model*, J. Acoust. Soc.Am. 125 (2): 1091-102
21. Gunter, H. E. (2001) *A mechanical model of vocal fold collision with high spatial and temporal resolution*, Harvard University, Cambridge, Massachusetts
22. Cook D., George P., Julias M. (2012) *2D/3D hybrid structural model of vocal folds*, J. Biomech. 45 (2): 269-74
23. Tao, C. and Jiang, J. (2008) *A self-oscillating biophysical computer model of the elongated vocal fold*, Comput Biol Med. 38 (11-12): 1211–1217.
24. Górska, M. (2002) *Numerical modelling of a voice-producing element*, Master's Thesis, University of Groningen, Netherlands
25. Alipour F. et al. (2011) *Mathematical Models and Numerical Schemes for the Simulation of Human Phonation*, Current Bioinformatics, 6: 323-343
26. Story, B. H. (2002) *An overview of the physiology, physics and modeling of the sound source for vowel*, Acoust. Sci. & Tech. 23,4

27. Wei, Z. (2012) *Dynamic Characterization of Vocal Fold Vibrations*, PhD Thesis, Zhejiang University, China
28. Moore, H. (2011) *MATLAB for Engineers*, 3rd Edition, Prentice Hall

ΔΙΑΔΙΚΤΥΟ

28. Titze, I. (2000) *Principles of voice production*, National Center for Voice and Speech, <<http://www.ncvs.org/ncvs/tutorials/voiceprod/tutorial/index.html>>
29. Michael, D. D. (2012) *About the voice*
< <http://www.lionsvoiceclinic.umn.edu/page2.htm> >
30. Παπασταύρου, Θ. *Η κατασκευή του λάρυγγος*
<<http://e-orl.gr/larynx.htm>>
31. Παρασκευόπουλος, Τ. (2010) *Ανατομία Αναπνευστικού για αναισθησιολόγους*, <http://anaesthesiology.gr/media/File/pdf/2010paraskevopoulos_anatomia_anapnefstikou.pdf>
32. Cveticanin, L. (2012) *Review on Mathematical and Mechanical Models of the Vocal Cord*
<<http://www.hindawi.com/journals/jam/2012/928591/>>
33. Institut für Maschinelle Sprachverarbeitung , *Phonetik*,
<<http://www.ims.uni-stuttgart.de/institut/arbeitsgruppen/phonetik/EGG/pagem1.htm>>
34. Athens Medical Voice Center, *Σχετικά με τη φωνή*,
<http://www.medvoicecenter.gr/index_main.php?action=paging&code=11&cat=4&subcat=21>
35. *Bernoulli's Equation*,
<http://www.princeton.edu/~asmits/Bicycle_web/Bernoulli.html>
36. Mathworks, file exchange: *Function crossing*
<<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/2432-crossing>>

