



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

Σχεδίαση και υλοποίηση ηλεκτρονικού κυκλώματος ακουστικής μυογραφίας

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ράγιος Κωνσταντίνος

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

Αθήνα, Ιούλιος 2018



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

Σχεδίαση και υλοποίηση ηλεκτρονικού κυκλώματος ακουστικής μυογραφίας

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ράγιος Κωνσταντίνος

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

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 27^η Ιουλίου 2018 :

.....
Δημήτριος Δ Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Γεώργιος Ματσόπουλος
Αν. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Παναγιώτης Τσανάκας
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος 2018

.....
Ράγιος Κωνσταντίνος

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

Copyright © Ράγιος Κωνσταντίνος , 2018

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

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Καθηγητή κ. Δημήτριο Κουτσούρη για την δυνατότητα που μου έδωσε να ασχοληθώ με το συγκεκριμένο θέμα καθώς και για την υποστήριξή του καθ' όλη την διάρκεια εκπόνησης της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Ιδιαίτερη μνεία πρέπει να γίνει και για τον υποψήφιο διδάκτορα Παναγιώτη Κατρακάζα ο οποίος συνέβαλε σε μεγάλο βαθμό από την προεργασία μέχρι και την τελική επιμέλεια του κειμένου με την βοήθειά του να είναι πάντα άμεση και ουσιαστική και για αυτό τον λόγο τον ευχαριστώ θερμά.

Φυσικά τίποτα δε θα ήταν δυνατό χωρίς την στήριξη της οικογένειά μου όλα τα χρόνια της πορείας μου στο Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο. Η συμπαράσταση, η ενθάρρυνση και η κατανόηση που μου έδειξαν, έπαιξαν καίριο ρόλο στην επίτευξη των στόχων μου.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τους φίλους και συγγενείς που δέχτηκαν να γίνουν τα πειραματόζωά μου προκειμένου να λάβουμε τις απαραίτητες μετρήσεις για την ολοκλήρωση της παρούσας εργασίας.

Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία ασχολείται με την σχεδίαση όλων των επιμέρους σταδίων ενός ηλεκτρονικού κυκλώματος που εκτελεί ακουστική μυογραφία καθώς και με τον πειραματικό έλεγχο της θεωρητικής αυτής μελέτης.

Αρχικά αναλύονται οι σκελετικοί μύες τόσο ως προς την ανατομία όσο και ως προς την λειτουργία τους ώστε να κατανοηθεί ο μηχανισμός με τον οποίο ασχολείται η μυογραφία καθώς και μια συνοπτική παρουσίαση των βιολογικών σημάτων με περαιτέρω ανάλυση των χαρακτηριστικών του ήχου που αποτελεί και το σήμα εκείνο που καλούμαστε να καταγράψουμε. Στην συνέχεια γίνεται η σύγκριση της ακουστικής μυογραφία με διαφορετικές τεχνικές διάγνωσης που έχουν ως αντικείμενο μελέτης τον μυ.

Για την σχεδίαση του ηλεκτρονικού κυκλώματος έγινε η επιλογή των κατάλληλων προδιαγραφών και με βάση αυτές προχωράμε στην σχεδίασης της διάταξης του αισθητήρα και του ακουστικού θαλάμου καθώς και στα στάδια της ενίσχυσης και ηλεκτρονικού φιλτραρίσματος. Με χρήση ενός λογισμικού προσομοίωσης επιβεβαιώνεται η ορθή λειτουργία του κυκλώματος ενώ παράλληλα παρουσιάζεται και ένα κύκλωμα αναφοράς που έχει δημοσιευθεί.

Τέλος εκτελείται η πειραματική διαδικασία της ακουστικής μυογραφίας όπου καταγράφεται το σήμα που παράγει ο δικέφαλος βραχιόνιος μυς κατά την διάρκεια ισομετρικής συστολής με μεταβαλλόμενο φορτίο, τόσο για το κύκλωμα που σχεδιάστηκε όσο και για το κύκλωμα αναφοράς, και εξάγονται τα τελικά συμπεράσματα.

λέξεις κλειδιά : ακουστική μυογραφία, μυς, βιοσήματα, ήχος, μυογραφία, ηχητικός αισθητήρας ενίσχυση, φίλτρο butterworth, προσομοιώσεις

Abstract

The current diploma thesis deals with the design of all individual stages of an electronic circuit, able to perform acoustic myography, as well as with the experimental control of the theoretical study.

Initially, the anatomy and functionality of skeletal muscles are analyzed, in order to understand the mechanism of how myography works, followed by a brief presentation of the biological signals and a further analysis of the sound characteristics of the signal to be recorded. Consequently, a comparison of acoustic myography with different diagnostic techniques is presented.

In order to design the electronic circuit, we selected the appropriate specifications; based on them we proceeded to design the sensor layout and the acoustic chamber as well as the amplification and electronic filtering stages. Using a simulation software the correct functioning of the circuit is confirmed, while a reference circuit that has been published is also presented for comparison purposes.

Finally, the experimental procedure of acoustic myography is carried out, where the signal produced by the bicep brachii muscle is recorded during isometric contraction with varying loads for both the circuit designed and the reference circuit. Final conclusions are drawn, limitation of the current study and future suggestions are also presented.

Keywords: acoustic myography, muscles, biosignals, sound, myography, sonic sensor, amplification, butterworth filter, simulations

Περιεχόμενα

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ.....	5
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	7
ABSTRACT.....	9
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....	11
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΣΧΗΜΑΤΩΝ.....	13
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ.....	16
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	17
Σκοπός της εργασίας.....	17
Δομή της εργασίας.....	17
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΜΥΣ.....	19
1.1 Κατηγορίες Μυών.....	19
1.1.1 Σκελετικοί Μύες	20
1.1.2 Λείοι Μύες.....	20
1.1.3 Καρδιακός Μυς.....	21
1.2 Δομή των Σκελετικών Μυών.....	21
1.2.1 Ανατομία του Σκελετικού Μυ.....	22
1.2.2 Ανατομία των Μυϊκών Δεσμίδων.....	23
1.2.3 Ανατομία των Μυϊκών Ινών.....	23
1.3 Λειτουργία του Σκελετικού Μυ.....	24
1.3.1 Μυϊκή Συστολή.....	24
1.3.2 Τύποι Μυϊκής Συστολής.....	25
1.3.3 Κατανάλωση Ενέργειας.....	26
1.4 Παθογένειες των Μυών.....	27
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΒΙΟΣΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΥΟΓΡΑΦΙΑ.....	29
2.1 Βιοσήματα.....	29
2.1.1 Διαχωρισμός ως προς τις διαστάσεις.....	30
2.1.2 Διαχωρισμός ως προς το ερέθισμα.....	31
2.1.3 Διαχωρισμός ως προς την πληροφορία.....	32
2.2 Ήχος.....	34
2.2.1 Χαρακτηριστικά του ήχου.....	34

2.3 Μυογραφία	37
2.3.1 Ηλεκτρομυογραφία.....	37
2.3.2 Μαγνητομυογραφία.....	41
2.3.3 Μηχανομυογραφία.....	43
2.4 Σύγκριση Ακουστικής Μυογραφίας και Ηλεκτρομυογραφίας.....	47
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΟΥ ΚΥΚΛΩΜΑΤΟΣ.....	49
3.1 Στάδιο Λήψης.....	50
3.2 Στάδιο Ενίσχυσης.....	56
3.3 Στάδιο Φίλτρου.....	61
3.4 Προσομοιώσεις Κυκλώματος.....	70
3.5 Κύκλωμα Αναφοράς.....	77
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΔΙΑΤΑΞΗ ΑΚΟΥΣΤΙΚΗΣ ΜΥΟΓΡΑΦΙΑΣ.....	83
4.1 Πειραματική Διάταξη.....	83
4.2 Καταγραφή Μετρήσεων.....	89
4.3 Ανάλυση και σύγκριση των αποτελεσμάτων.....	104
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΕΠΕΚΤΑΣΕΙΣ.....	106
5.1 Συμπεράσματα.....	106
5.2 Περιορισμοί και Μελλοντικές Επεκτάσεις.....	107
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....	108
Π.1 Γραμμικά Φίλτρα.....	108
Π.1.1 Τοπολογία Cauer.....	108
Π.1.2 Τοπολογία Multiple Feedback.....	111
Π.1.3 Chebyshev τύπου I.....	113
Π.1.4 Chebyshev τύπου II.....	115
Π.1.5 Ελλειπτικό Φίλτρο.....	117
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	119

Ευρετήριο Σχημάτων

Σχήμα 1.1	Τύποι Μυών.....	19
Σχήμα 1.2	Ανατομία του σκελετικού μυ.....	22
Σχήμα 1.3	Απόκριση μυϊκής ίνας σε στιγμιαίο ερέθισμα.....	25
Σχήμα 1.4	Δικέφαλος ασθενής με Μυϊκή Δυστροφία.....	28
Σχήμα 2.1	Απεικόνιση του μυοκαρδίου με μέθοδο SPECT.....	31
Σχήμα 2.2	Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG).....	32
Σχήμα 2.3	Επιφανειακά ηλεκτρόνια και ηλεκτρόνιο βάθους.....	38
Σχήμα 2.4	Παράδειγμα Ηλεκτρομυογράφηματος.....	39
Σχήμα 2.5	Διατάξεις Μαγνητομυογραφίας (Α) Τοροειδές πηνίο (Β) SQUIDS.....	42
Σχήμα 2.6	Σύγκριση Σήματος Ακουστικής και Ηλεκτρονικής Μυογραφίας για δεδομένη δύναμη.....	44
Σχήμα 2.7	Απόκριση Μηχανομυογραφίας με χρήση Επιταχυνσιόμετρου.....	46
Σχήμα 2.8	Απόκριση Αισθητήρα Απόστασης LASER.....	46
Σχήμα 3.1	Στάδια Κυκλώματος Ακουστικής Μυογραφίας.....	49
Σχήμα 3.2	Εσωτερική Μορφή ενός Μικρόφωνου Πυκνωτή.....	50
Σχήμα 3.3	Κάθετη τομή Μικροφώνου Πυκνωτή.....	51
Σχήμα 3.4	Σχέδια πατέντας Ηλεκτροστατικού Μικροφώνου Πυκνωτή.....	52
Σχήμα 3.5	Όψεις της κάψουλας του CMA-4544PF-W.....	53
Σχήμα 3.6	Κύκλωμα Σταδίου Λήψης.....	54
Σχήμα 3.7	Κύκλωμα Σταδίου Ενίσχυσης.....	57
Σχήμα 3.8	Απόκριση κέρδους τυπικών γραμμικών φίλτρων 5ης τάξης.....	62
Σχήμα 3.9	Απόκριση πλάτους φίλτρων διαφορετικής τάξης για συχνότητα αποκοπής $\omega_0 = 1 \text{ rad/s}$	63
Σχήμα 3.10	Φίλτρο τοπολογίας Sallen-Key Μοναδιαίου Κέρδους 2ης Τάξης.....	66
Σχήμα 3.11	Φίλτρο Butterworth έκτης τάξης.....	68
Σχήμα 3.12	Τελική μορφή ηλεκτρονικού κυκλώματος.....	70
Σχήμα 3.13	Διάγραμμα Bode - Συνάρτηση Κέρδους.....	73
Σχήμα 3.14	Διάγραμμα Bode – Συνάρτηση Φάσης.....	73

Σχήμα 3.15	Απόκριση εξόδου σήματος χαμηλής συχνότητας.....	74
Σχήμα 3.16	Απόκριση εξόδου σήματος υψηλής συχνότητας.....	75
Σχήμα 3.17	Απόκριση εξόδου στη μόνιμη κατάσταση.....	76
Σχήμα 3.18	Όψεις και διαστάσεις του ακουστικού θαλάμου.....	77
Σχήμα 3.19	Κύκλωμα αναφοράς.....	78
Σχήμα 3.20	Συνάρτηση κέρδους κυκλώματος αναφοράς.....	79
Σχήμα 3.21	Συνάρτηση φάσης κυκλώματος αναφοράς.....	79
Σχήμα 3.22	Απόκριση κυκλώματος αναφοράς σε χαμηλή συχνότητα.....	80
Σχήμα 3.23	Απόκριση κυκλώματος αναφοράς σε υψηλή συχνότητα.....	81
Σχήμα 3.24	Πειραματικά αποτελέσματα κυκλώματος αναφοράς.....	82
Σχήμα 4.1	Ακουστικός Θάλαμος.....	84
Σχήμα 4.2	Υλοποίηση του κυκλώματος σε Breadboard.....	84
Σχήμα 4.3	Τοποθέτηση ακουστικού θαλάμου πάνω από τον δικέφαλο βραχιόνιο μυ.....	85
Σχήμα 4.4	Arduino Uno Rev3.....	86
Σχήμα 4.5	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 1.....	90
Σχήμα 4.6	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 1 - κύκλωμα αναφοράς.....	90
Σχήμα 4.7	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 2.....	91
Σχήμα 4.8	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 2 - κύκλωμα αναφοράς.....	91
Σχήμα 4.9	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 3.....	92
Σχήμα 4.10	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 3 - κύκλωμα αναφοράς.....	92
Σχήμα 4.11	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 4.....	93
Σχήμα 4.12	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 4 - κύκλωμα αναφοράς.....	93
Σχήμα 4.13	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 5.....	94
Σχήμα 4.14	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 5 - κύκλωμα αναφοράς.....	94
Σχήμα 4.15	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 6.....	95
Σχήμα 4.16	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 6 - κύκλωμα αναφοράς.....	95
Σχήμα 4.17	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 7.....	96
Σχήμα 4.18	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 7 - μεγέθυνση.....	96
Σχήμα 4.19	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 7 - κύκλωμα αναφοράς.....	97
Σχήμα 4.20	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 7 - κύκλωμα αναφοράς μεγέθυνση.....	97
Σχήμα 4.21	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 8.....	98
Σχήμα 4.22	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 8 - κύκλωμα αναφοράς.....	98

Σχήμα 4.23	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 9.....	99
Σχήμα 4.24	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 9 - κύκλωμα αναφοράς.....	99
Σχήμα 4.25	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 10.....	100
Σχήμα 4.26	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 10 – μεγέθυνση.....	100
Σχήμα 4.27	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 10 - κύκλωμα αναφοράς.....	101
Σχήμα 4.28	Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 10 - κύκλωμα αναφοράς μεγέθυνση.....	101
Σχήμα 4.29	Μη επεξεργασμένο σήμα εξόδου.....	103
Σχήμα Π.1	Μη συμμετρικά τμήματα Cauer.....	109
Σχήμα Π.2	Μη συμμετρικό δίκτυο Cauer.....	109
Σχήμα Π.3	Συμμετρικά τμήματα Cauer.....	109
Σχήμα Π.4	Συμμετρικό δίκτυο Cauer.....	110
Σχήμα Π.5	Βαθυπερατό Φίλτρο Butterworth n-τάξης.....	110
Σχήμα Π.6	Τοπολογία Multiple Feedback 2ης Τάξης	111
Σχήμα Π.7	Έκτης τάξης φίλτρο Butterworth.....	112
Σχήμα Π.8	Απόκριση κέρδους φίλτρου Chebyshev τύπου I.....	113
Σχήμα Π.9	Απόκριση κέρδους φίλτρου Chebyshev τύπου II.....	115
Σχήμα Π.10	Κέρδος ελλειπτικού φίλτρου 6ης τάξης.....	117

Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 2.1	Ηλεκτρικά βιοσήματα.....	33
Πίνακας 2.2	Ταχύτητα του ήχου.....	35
Πίνακας 3.1	Παράμετροι του CMA-4544PF-W.....	54
Πίνακας 3.2	Παράμετροι του TL082C.....	60
Πίνακας 3.3	Χαρακτηριστικά πολυώνυμα για τάξεις φίλτρου 1 έως 8.....	64
Πίνακας 3.4	Τιμές των στοιχείων.....	69
Πίνακας 3.5	Παράμετροι Προσομοίωσης AC ανάλυσης.....	72
Πίνακας 3.6	Παράμετροι Transient ανάλυσης A.....	74
Πίνακας 3.7	Παράμετροι Transient ανάλυσης B.....	75
Πίνακας 4.1	Αντικείμενα μελέτης.....	89
Πίνακας 5.1	Κόστος υλοποίησης.....	106
Πίνακας Π.1	Στοιχεία έκτης τάξης φίλτρου Butterworth.....	112

Εισαγωγή

Σκοπός εργασίας

Η καταγραφή και μελέτη των βιολογικών σημάτων αποτελούσε πάντα ένα πολύ σημαντικό κομμάτι της ιατρικής επιστήμης. Τα τελευταία χρόνια με την ανάπτυξη της τεχνολογίας καθίσταται δυνατή η υλοποίηση τέτοιων συστημάτων με σημαντικά μικρότερο κόστος, διατηρώντας παράλληλα την αξιοπιστία των μετρήσεων σε υψηλό επίπεδο. Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η σχεδίαση ενός ηλεκτρονικού κυκλώματος που θα εκτελεί ακουστική μυογραφία. Βασικές προδιαγραφές για το συγκεκριμένο κύκλωμα είναι η χρήση απλών στοιχείων χαμηλού κόστους χωρίς να έχουμε παραμόρφωση του επιθυμητού σήματος και με ταυτόχρονη μείωση του θορύβου των μετρήσεων.

Δομή εργασίας

Στο κεφάλαιο 1 καταγράφονται οι κατηγορίες των μυών στο ανθρώπινο σώμα με την περαιτέρω ανάλυση να επικεντρώνεται στους σκελετικούς μύες. Παρουσιάζεται η ανατομία τους από το επίπεδο του οργάνου έως και το κυτταρικό επίπεδο καθώς και οι λειτουργίες που εκτελούν και τις παθογένειες που είναι δυνατόν να εμφανίσουν.

Στο κεφάλαιο 2 γίνεται μια εισαγωγή στα βιολογικά σήματα και γίνεται ο διαχωρισμός τους με βάση τις διαστάσεις, το ερέθισμα και τον τύπο της πληροφορίας που περιέχουν με ιδιαίτερη αναφορά στα χαρακτηριστικά των ακουστικών σημάτων που αφορούν την παρούσα εργασία. Τέλος παρουσιάζονται οι διαφορετικοί τύποι μυογραφίας και συγκρίνεται η ηλεκτρομυογραφία, που αποτελεί την πιο διαδεδομένη μέθοδο, με την ακουστική μυογραφία με την οποία θα ασχοληθούμε.

Το κεφάλαιο 3 περιγράφει αναλυτικά τα βήματα για την σχεδίαση του ηλεκτρονικού κυκλώματος. Αρχικά μελετάμε τα χαρακτηριστικά που πρέπει να έχει το κύκλωμα και γίνεται η επιλογή του κατάλληλου αισθητήρα και ακουστικού θαλάμου. Στην συνέχεια σχεδιάζεται, με βάση τις απαιτούμενες προϋποθέσεις και περιορισμούς το στάδιο ενίσχυσης και το φίλτρο butterworth

που θα χρησιμοποιηθεί και γίνονται οι κατάλληλες προσομοιώσεις για να ελεγχθεί η ορθή λειτουργία των παραπάνω. Επιπλέον παρουσιάζεται και ένα κύκλωμα αναφοράς που έχει ήδη δημοσιευθεί και εγγυάται σωστά αποτελέσματα με σκοπό την σύγκριση με εκείνο που σχεδιάστηκε από εμάς.

Στο κεφάλαιο 4 πραγματοποιείται η πειραματική διαδικασία. Εκτελείται ακουστική μυογραφία για δέκα αντικείμενα (διαφορετικής ηλικίας και φύλου) κατά την ισομετρική συστολή του δικέφαλου βραχιόνιου μυ με διαφορετικό κάθε φορά φορτίο, τόσο με χρήση του σχεδιασμένου ηλεκτρικού κυκλώματος όσο και του κυκλώματος αναφοράς και παρουσιάζονται τα μετρούμενα δεδομένα.

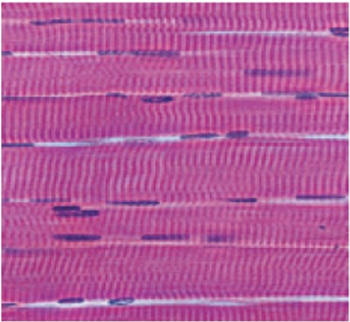
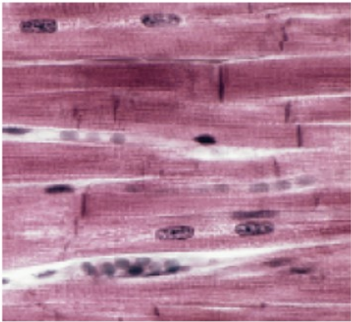
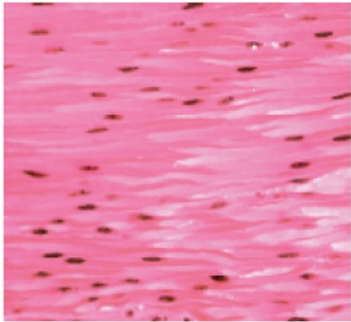
Στο κεφάλαιο 5 εξάγονται τα τελικά συμπεράσματα και προτείνεται πως μπορεί μελλοντικά να προχωρήσει το συγκεκριμένο θέμα.

Τέλος στο παράρτημα της διπλωματικής εργασίας περιγράφονται συνοπτικά οι βασικές τοπολογίες των γραμμικών φίλτρων καθώς και κάποια φίλτρα τα οποία απορρίφθηκαν από την συγκεκριμένη σχεδίαση.

Κεφάλαιο 1 : Μυς

1.1 Κατηγορίες Μυών

Οι μύες αποτελούν μεγάλο τμήμα του μαλακού ιστού των ανθρώπων και είναι υπεύθυνοι για την παραγωγή κίνησης και δύναμης. Αποτελούνται από μυϊκές ίνες (ή μυϊκά κύτταρα) που είναι μεγάλα σε μήκος κύτταρα με την ικανότητα να αλλάξουν το μήκος και το σχήμα τους σύμφωνα με τα φυσιολογικά ερεθίσματα που δέχονται. Ανάλογα με την μορφή των κυττάρων τους καθώς και το αν η κίνησή τους είναι συνειδητή ή όχι από τον άνθρωπο μπορούμε να χωρίσουμε τον μυς σε τρεις βασικές κατηγορίες. Τους σκελετικούς μύες, τους λείους μύες καθώς και τον καρδιακό μυ.¹

Skeletal	Cardiac	Smooth
		
		
Single, very long cylindrical, multinucleate cells with obvious striations	Branching chains of cells; uni- or binucleate; striations	Single, fusiform, uninucleate; no striations

Σχήμα 1.1 Τύποι μυών²

¹ Muscles and their types: <http://www.mananatomy.com/basic-anatomy/muscles-types>

² Muscle Tissue : <http://www.scientistcindy.com/muscle-tissue.html>

1.1.1 Σκελετικοί Μύες

Οι σκελετικοί είναι συνδεδεμένοι, μέσω μίας σκληρής ζώνης ινώδους συνδετικού ιστού, του τένοντα, στα οστά, σε χόνδρους ή συνδέσμους του σκελετού και συντελούν στην μετακίνηση του οργανισμού, καθώς και την διατήρηση της στάσης του.

Ονομάζονται αλλιώς και γραμμωτοί μύες λόγω της μορφής των μυϊκών ινών τους, που παρουσιάζουν εναλλασσόμενες εγκάρσιες φωτεινές και σκοτεινές γραμμώσεις, γεγονός που οφείλεται στις ινώδεις πρωτεΐνες που περιέχονται στα συγκεκριμένα μυϊκά κύτταρα. Η βασική διαφορά συγκριτικά με τους άλλους τύπους μυών είναι πως μπορούν να κινηθούν εκούσια με βάση τη θέληση του οργανισμού.

Μερικά παραδείγματα σκελετικών μυών είναι τα εξής ³:

- Τραπεζοειδής μυς
- Δελτοειδής μυς
- Δικέφαλος μυς
- Μείζον Θωρακικός μυς
- Ορθός μηριαίος μυς
- Γραστροκνήμιος μυς

Αποκλειστικά με αυτή την κατηγορία μυών θα ασχοληθούμε και στην παρούσα διπλωματική εργασία.

1.1.2 Λείοι Μύες

Οι λείοι μύες σε αντίθεση με τους σκελετικούς ενεργοποιούνται ακούσια, χωρίς τον συνειδητό έλεγχο του οργανισμού μέσω του αυτόνομου νευρικού συστήματος. Ονομάστηκαν κατά αυτόν τον τρόπο λόγω της λείας εμφάνισης που παρουσιάζουν στο μικροσκόπιο καθώς δεν εμφανίζουν γραμμώσεις. Εντοπίζονται στα τοιχώματα των σπλαχνικών οργάνων, σε κοιλότητες όπως οι φλέβες και οι αρτηρίες, στο δέρμα και στην ίριδα του ματιού. Η λειτουργία τους συμβάλει στην ροή υγρών και στερεών κατά μήκος του οργανισμού καθώς και επικουρικά στην λειτουργία άλλων οργάνων.

³ Muscle Examples: <http://examples.yourdictionary.com/>

Σημεία όπου συναντώνται λείοι μύες είναι τα παρακάτω³ :

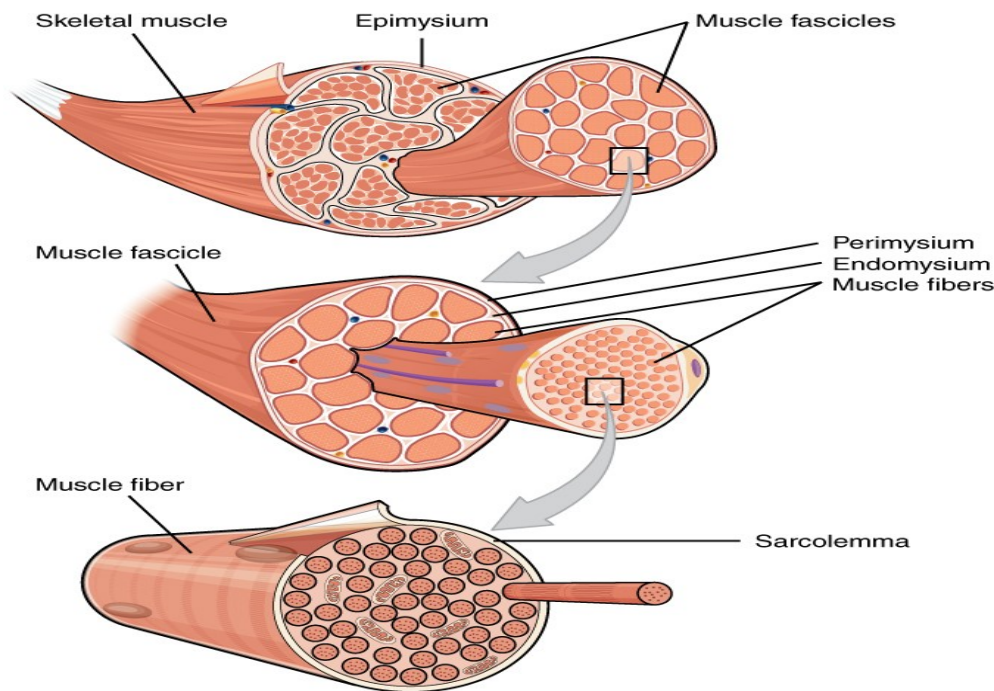
- Οισοφάγος
- Λεπτό και παχύ έντερο
- Αορτή
- Μήτρα
- Τραχεία
- Χοληφόρα αγγεία

1.1.3 Καρδιακός Μυς

Ο καρδιακός μυς αποτελεί μια ειδική κατηγορία διότι είναι ο μοναδικός που συνδυάζει χαρακτηριστικά και από τις δύο παραπάνω κατηγορίες. Παρόλο που λειτουργικά εκτελεί ακούσιες κινήσεις που ελέγχονται από το αυτόνομο νευρικό σύστημα όπως οι λείοι μύες, ωστόσο μορφολογικά μοιάζει στους σκελετικούς μύες καθώς παρουσιάζει γραμμώσεις ενώ και οι καρδιακές μυϊκές ίνες έχουν κοινή χημική σύσταση με τις αντίστοιχες σκελετικές. Αυτός ο τύπος μυ βρίσκεται αποκλειστικά στο μυοκάρδιο, δηλαδή στο συσταλτό τμήμα της καρδιάς και είναι υπεύθυνος για την σύσπαση των κόλπων και των κοιλιών της ώστε να κυκλοφορεί το αίμα σε όλο το σώμα και συνεπώς να διατηρείται η ομαλή λειτουργία όλων των υπόλοιπων οργάνων.

1.2 Δομή των Σκελετικών Μυών

Οι σκελετικοί μύες αποτελούνται από χιλιάδες μυϊκές ίνες που συντάσσονται σε μεγαλύτερες ομάδες τις μυϊκές δέσμες και οι οποίες με την σειρά τους συνεργάζονται ώστε να δημιουργήσουν έναν γραμμωτό μυ [1]. Πυκνός συνδετικός ιστός περιβάλλει την εκάστοτε ομάδα ώστε να διατηρείται η συνοχή της και να προστατεύεται από το εξωτερικό περιβάλλον.



Σχήμα 1.2 Ανατομία του σκελετικού μυ⁴

1.2.1 Ανατομία του Σκελετικού Μυ

Ο μυς χωρίζεται σε δύο μέρη, τις προσφύσεις που συνήθως συνιστώνται από τον τένοντα συνδέει τον μυ με τον σκελετό και την γαστέρα που συνιστά το τμήμα του μυ που έχει την δυνατότητα να συστέλλεται. Επιπλέον οι προσφύσεις διακρίνονται σε έκφυση, στο μέρος που ο μυς συνδέεται με το σταθερό τμήμα του σκελετού, και σε κατάφυση, στο σημείο όπου η ένωση αφορά στο οστό που επιθυμούμε να κινηθεί.

Ο μυς περικλείεται από το επιμύριο, που είναι πυκνός συνδετικός ιστός με ίνες κολλαγόνου ιδιαίτερα στις περιοχές κοντά στον τένοντα. Η διαφορά του σε σχέση με παρόμοιους συνδετικούς ιστούς είναι πως δεν έχει παράλληλη συστοιχία ινών αλλά είναι πιο ελεύθερα συνδεδεμένος. Μέσα σε αυτό έχουμε τις διάφορες μυϊκές δεσμίδες καθώς και εκείνες οι δομές που συντελούν στην επιβίωση και λειτουργία του μυ όπως είναι τα αιμοφόρα αγγεία και οι νευρικές ίνες.

⁴ Skeletal Muscle Anatomy : <https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/10-2-skeletal-muscle/>

1.2.2 Ανατομία των Μυϊκών Δεσμίδων

Η μυϊκή δέσμη διατηρεί την συνοχή της χάρη στο περιμύιο που αποτελεί και αυτό ένα πυκνό συνδετικό ιστό. Κάθε δέσμη είναι δυνατόν να περικλείει δεκάδες, εκατοντάδες ή ακόμα και χιλιάδες μυϊκές ίνες. Στο εσωτερικό συναντάμε το ενδομύιο, έναν μαλακό συνδετικό ιστό με βασική δομική μονάδα τις ίνες κολλαγόνου, στο οποίο περιέχονται, εκτός των μυϊκών ινών, νεύρα και τριχοειδή αγγεία[1].

1.2.3 Ανατομία των Μυϊκών Ινών

Οι γραμμωτές μυϊκές ίνες είναι η βασική δοκιμή και λειτουργική μονάδα των σκελετικών μυών η οποίες μπορούν να έχουν μήκος από λίγα χιλιοστά έως και 15cm. Και αυτές με τη σειρά τους δημιουργούνται από την παράλληλη διάταξη στον χώρο, μυϊκών ινιδίων[1].

Τα μυϊκά ινίδια στο εξωτερικό τους παρουσιάζουν μια κυτταρική μεμβράνη, το σαρκείλημα που συντελεί στην διακίνηση ουσιών προς το εσωτερικό και το εξωτερικό περιβάλλον του κυττάρου. Στο εσωτερικό συναντάμε το κυτταρόπλασμα της ίνα ή αλλιώς σαρκόπλασμα όπου υπάρχει πληθώρα μιτοχονδρίων για παραγωγή ενέργειας και ένα ιδιαίτερα ανεπτυγμένο ενδοπλασματικό δίκτυο ή σαρκοπλασματικό. Ακόμα υπάρχουν και διάτρητες μεμβράνες που διατρέχουν κάθετα τα ινίδια και τα το χωρίζουν σε σαρκομέρια. Τα σαρκομέρια είναι αποτέλεσμα δύο πρωτεϊνών, της ακτίνης και της μυοσίνης. Στο σημείο των κάθετων μεμβρανών προσκολλούνται τα νήματα ακτίνης, που παρουσιάζονται ως φωτεινές ζώνες, ενώ ενδιάμεσα έχουμε τα νήματα της μυοσίνης που εμφανίζονται ως σκοτεινές περιοχές, και έτσι αυτή η διάταξη δημιουργεί και την χαρακτηριστική μορφή των συγκεκριμένων μυών, όπως έχει αναφερθεί παραπάνω. Η δράση αυτών των δύο πρωτεϊνών δίνει την δυνατότητα της συστολής του μυ.

1.3 Λειτουργία του Σκελετικού Μυ

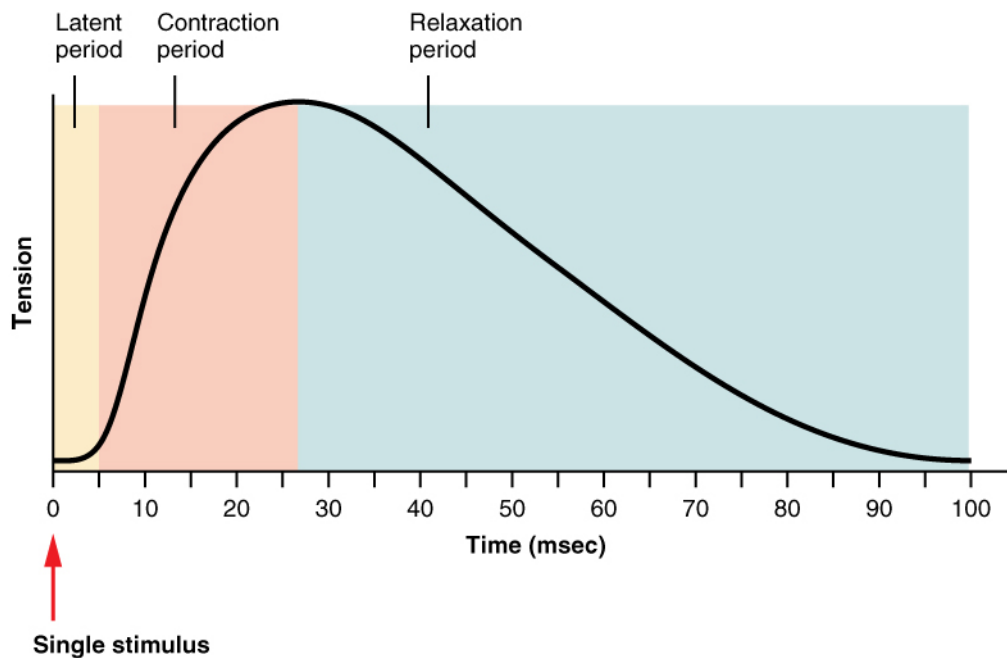
1.3.1 Μυϊκή Συστολή

Οι μύες συστέλλονται μετά την εφαρμογή κάποιου ερεθίσματος που δέχονται από το νευρικό σύστημα κινώντας έτσι τη μία από τις δύο αποφύσεις, μια λειτουργία που ονομάζεται μυϊκή συστολή. Στην ουσία εκτελείται ολίσθηση των νημάτων ακτίνης προς τα νήματα μυοσίνης και έτσι μειώνεται το μήκος των μυϊκών ινών. [2]

Το κύτταρο δέχεται σήμα από το νευρικό σύστημα το οποίο διαδίδεται προς το σαρκοπλασματικό δίκτυο το οποίο αντιδρά απελευθερώνοντας ιόντα ασβεστίου, Ca^{+2} . Στην συνέχεια αυτή η ανισορροπία ασβεστίου ενεργοποιεί της πρωτεΐνες τροποπίνη και τροπομυοσίνη που δίνουν τη δυνατότητα να συνδεθούν τα νήματα ακτίνης και μυοσίνης ώστε να εκκινήσει η συστολή. Η συστολή διαρκεί για όσο διάστημα επιδρά το νευρικό σήμα. Μόλις αυτό σταματήσει επανέρχεται το επίπεδο του ασβεστίου στα φυσιολογικά επίπεδα έτσι οι πρωτεΐνες χάνουν την επαφή τους και η συστολή σταδιακά σταματά.

Αρκετή πληροφορία για την συστολή μπορούμε να πάρουμε μελετώντας μια και μοναδική σύσπαση του μυ όπως προκύπτει από στιγμιαίο ερέθισμα.

Όπως φαίνεται και στο παρακάτω διάγραμμα μετά την επίδραση του ερεθίσματος υπάρχει μια λανθάνουσα περίοδος διάρκειας συνήθως 5ms-10ms όπου γίνεται η απελευθέρωση του ασβεστίου και ενεργοποιούνται τα νήματα ακτίνης. Στην συνέχεια ακολουθεί η περίοδος συστολής που ο μυς φτάνει στο μέγιστο σημείο συστολής σε γρήγορο ρυθμό που εξαρτάται και από το είδος της μυϊκής ίνας για να ακολουθήσει η περίοδος χαλάρωσης που διεξάγεται σε λίγο πιο αργό ρυθμό.



Σχήμα 1.3 Απόκριση μυϊκής ίνας σε στιγμιαίο ερέθισμα⁵

1.3.2 Τύποι Μυϊκής Συστολής

Ανάλογα με το κατά πόσο ή όχι αλλάζει το συνολικό μήκος του μυ μπορεί να γίνει διαχωρισμός μεταξύ των διαφορετικών τύπων συστολής.

Κατά την ισομετρική συστολή ενώ έχουμε παραγωγή δύναμης το μήκος του μυ παραμένει σταθερό. Αυτή η συστολή συναντάται στην διατήρηση της στάσης του σώματος ενώ ένα κοινό παράδειγμα είναι το κράτημα ενός αντικειμένου από το χέρι. Ενώ οι μύες του χεριού δεν μετακινούνται, ταυτόχρονα παράγουν επαρκή δύναμη ώστε οι αρθρώσεις να μην κινηθούν και κατά συνέπεια να μην πέσει το αντικείμενο⁵.

Από την άλλη μεριά έχουμε την ισοτονική συστολή. Σε αυτή την περίπτωση η ένταση-δύναμη στον μυ διατηρείται σταθερή ενώ έχουμε παράλληλη αλλαγή του μήκους του. Αντίστοιχα εδώ έχουμε μετακίνηση του αντικειμένου από ένα σημείο στο άλλο⁵.

Όταν η παραγόμενη δύναμη είναι ικανή να κινήσει το φορτίο, τότε έχουμε ομόκεντρη συστολή, εκεί ο μυς εκτελεί την φυσιολογική του λειτουργία όπως περιγράφηκε λεπτομερώς στην

⁵ Muscle Twitch : https://content.byui.edu/file/module7/readings/muscle_twitches.html

προηγούμενη ενότητα, δηλαδή έχουμε καθ' όλο το μήκος του μυ ενεργοποίηση των νημάτων ακτίνης και τελικά μείωση του μήκους του μυ που συντελεί στην μετακίνηση της άρθρωσης.⁵

Αντίθετα αν η δύναμη δεν επαρκεί, παρατηρείται η έκκεντρη συστολή όπου έχουμε το φαινόμενο της ταυτόχρονης συστολής με αύξηση όμως του συνολικού μήκους των μυών. Αυτό συμβαίνει διότι είτε ακούσια είτε εκούσια είναι επιθυμητή η επιβράδυνση της κίνησης της άρθρωσης για αποφυγή κάποιου τραυματισμού. Έτσι οι έκκεντρες συστολές είναι ικανές να παράξουν περισσότερη δύναμη από τις ομόκεντρες⁵.

1.3.3 Κατανάλωση Ενέργειας

Για την μετακίνηση της μυοσίνης είναι απαραίτητο το μόριο της Τριφωσφορικής Αδενοσίνης (Adenosine TriPhosphate , ATP) που αποτελείται από την φωσφορική βάση αδενίνη και το σάκχαρο ριβόζη [1]. Τα μόρια ATP είναι αποθηκευμένα και με την διέγερση του μυ προσδένεται σε ένα ινίδιο μυοσίνης. Εκεί γίνεται η υδρόλυση της ATP που παράγει αδενοσινοδιφωρικό οξύ (Adenosine DiPhosphate, ADP) και φωσφοκρεατίνη ενώ αυτές οι δύο ουσίες μπορούν ξανά με την χρησιμοποίηση του ενζύμου κινάση κρεατίνης μπορούν ξανά να μετατραπούν σε ATP.

Ένας ακόμα τρόπος σύνθεσης ATP είναι μέσω του αναεροβικού μεταβολισμού της γλυκόζης (γλυκόλυση). Κατά την γλυκόλυση ένα μόριο γλυκόζης μετατρέπεται σε δύο μόρια ATP και δύο μόρια γαλακτικό οξύ. Οι μυϊκές ίνες που επιλέγουν αυτή την διαδικασία ονομάζονται λευκές ίνες ή γλυκολυτικές και ενώ μπορούν να συστέλλονται ταχύτατα δεν έχουν μεγάλη αντοχή σε συνεχή επίπονη εργασία.

Τέλος μία ακόμα μέθοδος παραγωγής ATP περιλαμβάνει την μετατροπή του λίπους , της γλυκόζης του αίματος είτε του πυρουβικού οξέος με τη διαδικασία της αεροβικής οξειδωτικής φωσφορυλίωσης. Αυτή η διαδικασία είναι και η πιο αποδοτική ενώ επιπλέον παράγωγα είναι νερό, διοξείδιο του άνθρακα και θερμότητα. Οι ερυθρές ή οξειδωτικές ίνες που έχουν αυτή την ιδιότητα έχουν συγκριτικά με τις λευκές μικρότερη διάμετρο, μεγαλύτερο αριθμό μιτοχονδρίων και συστέλλονται με αργότερο ρυθμό.

Ανάλογα με τον τύπο του μυ αλλά και με ανάλογα το κάθε άτομο, διαφορετικοί μύες έχουν διαφορετικές αναλογίες από τους δύο τύπους των παραπάνω μυϊκών ινών.

Σύμφωνα με μελέτες η κατανάλωση ενέργειας των σκελετικών μυών κατά την περίοδο χαλάρωσης είναι 54.4 kJ/kg ή 13.0 kcal/kg ανά ημέρα το οποίο είναι αρκετά μεγαλύτερο από άλλα μέρη του ανθρώπινου σώματος όπως είναι ο λιπώδης ιστός (18.8 kJ/kg ή 4.5 kcal/kg) και τα οστά (9.6 kJ/kg ή 2.3 kcal/kg) [3].

1.4 Παθολογίες των Μυών

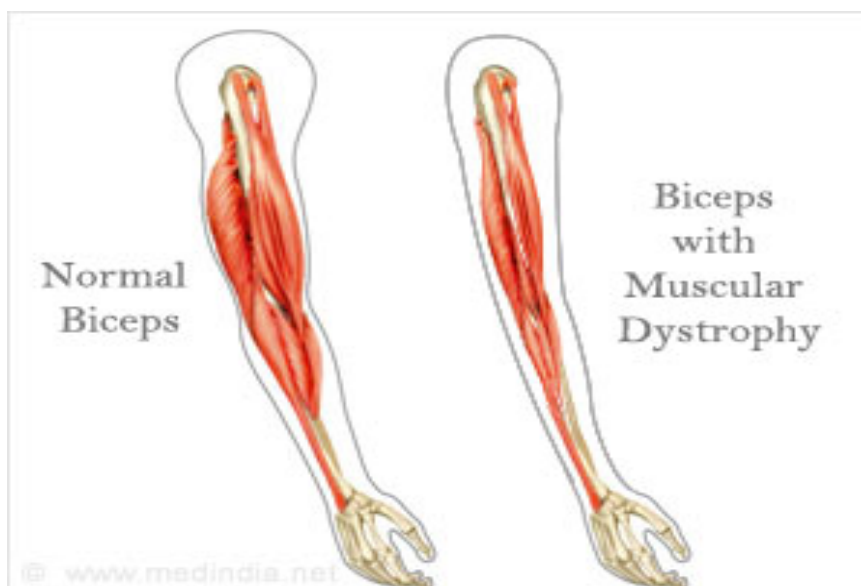
Ο μυς είναι πιθανόν να υποφέρει από ποικίλες ασθένειες ή διαταραχές που μπορεί να προέλθουν από κάποιες παθολογικές καταστάσεις είτε από τραυματισμό και μειώνουν την ικανότητά του για παραγωγή έργου [4].

Οι μυικές δυστροφίες που αποτελούν κληρονομούμενες μυοπάθειες, είναι υπεύθυνες για την σταδιακή αποδυνάμωση του μυ προκαλώντας βλάβες στις μυικές πρωτεΐνες και θανάτωση των μυικών κυττάρων. Ένας παράγοντας που συμβάλει στην έξαρση του φαινομένου είναι και η χρόνια έλλειψη καλίου. Δύο από τις πιο συνηθισμένες μορφές δυστροφίας είναι η Duchenne και η Becker στις οποίες έχουμε έλλειψη ή μη επαρκή ποσότητα της μυικής πρωτεΐνης δυστροφίνης και δεν έχουν ακόμα γνωστή θεραπεία οδηγώντας έτσι στον θάνατο του ασθενή.

Ως μυική ατροφία ορίζουμε την μείωση του όγκου ενός μυ. Η πιο συνηθισμένη αιτία είναι η συνεχόμενη απουσία άσκησης για τον συγκεκριμένο μυ και η πολύ κακή διατροφή. Ένα κοινό παράδειγμα είναι η ατροφία του μυ λόγω ενός σπασίματος στο συγγενές του κόκαλο που οδηγεί στην μεγάλης διάρκειας ακινησία. Ωστόσο μπορεί να είναι αποτέλεσμα ασθενειών όπως το AIDS και κάποιο τύποι καρκίνου. Και στις δύο περιπτώσεις έχουμε μείωση στην ικανότητα παραγωγής τάσης από τον μυ ενώ αντιμετώπισης της συμπεριλαμβάνει κατά κύριο λόγο την άσκηση του μυ.

Οι νευρομυοπάθειες είναι ασθένειες που δρουν έμμεσα πάνω στους μύες με την έννοια πως δεν επηρεάζουν κάποιο ανατομική μονάδα του μυ αλλά επιδρούν πάνω στα νεύρα δημιουργώντας μη επιθυμητά ερεθίσματα. Συχνά το σήμα ελέγχου λόγω κάποιου προβλήματος στο νευρικό σύστημα ή στην νευρομυική ένωση δεν αφήνει το ερέθισμα να ενεργοποιήσει την συστολή των

μυών με αποτέλεσμα την μερική ή ολική παράλυση. Από την άλλη μεριά, διαφορετικές ασθένειες αποστέλλουν συνεχή ερεθίσματα στο μυ με συνέπεια να έχουμε σπασμούς.



Σχήμα 1.4 Δικέφαλος ασθενή με Μυϊκή Δυστροφία⁶

Μια ακόμα κατηγορία παθογενειών είναι οι μεταβολικές μυοπάθειες. Οι ασθενείς παρουσιάζουν κάποιο γενετικό ελάττωμα το οποίο επιδρά στην επιτυχημένη γλυκόλυση που είναι υπεύθυνη για την τροφοδότηση με ενέργεια στο μυ. Ως αποτέλεσμα έχουμε την αδυναμία εκτέλεσης κινήσεων, το αίσθημα πόνου και την δυσκαμψία του μυ. Εκτός από την έλλειψη ενέργειας ένα ακόμα πρόβλημα που δημιουργείται είναι η συσσώρευση των μορίων που προορίζονται να μεταβολιστούν στο κύτταρο. Έτσι καθώς η γλυκόλυση δεν εκτελείται σε φυσιολογικά επίπεδα, η συσσώρευση αυτή συνεχώς αυξάνεται με συνέπεια την καταστροφή του μυϊκού κυττάρου. [4]

Τέλος υπάρχουν και οι Ασθένειες Συνδετικού ιστού που και αυτές δημιουργού έμμεσα προβλήματα στην λειτουργία του μυ. Προκαλούνται είτε από γενετικά αίτια είτε λόγω διατροφής (σκωρβούτο, λιμοκτονία ή πρωτεϊνική ανεπάρκεια) και κατά βάση αφορούν στην σύσταση του κολλαγόνου των τενόντων που αυξάνεται με αφύσικο ρυθμό ή σε άλλες περιπτώσεις ασθενεί οδηγώντας έτσι σε μειωμένη μεταφορά δύναμης από τον μυ στα κόκαλα και τους λοιπούς ιστούς.

⁶ Muscular Dystrophy : <https://www.medindia.net/medical-quiz/quiz-on-muscular-dystrophy.asp>

Κεφάλαιο 2 : Βιοσήματα και Μυογραφία

2.1 Βιοσήματα

Η χωροχρονική καταγραφή ενός γεγονότος διενεργείται μέσω της μέτρησης εκείνων των φυσικών μεγεθών τα οποία το χαρακτηρίζουν. Η μέτρηση αυτή ονομάζεται σήμα και μας δίνει είτε άμεσα είτε μετά από επεξεργασία την πληροφορία που αναζητούμε. Τα σήματα εκείνα που παρέχουν δεδομένα για ένα βιολογικού ή ιατρικού ενδιαφέροντος γεγονός καλούνται Βιοσήματα. [5] [6]

Από τα πρώιμα στάδια της ιατρικής επιστήμης λάμβανε χώρα λήψη βιοσημάτων με αποκλειστικό αισθητήριο όργανο τον ίδιο τον ιατρό. Από τότε η επιστήμη και η ιατρική τεχνολογία έχουν αναπτυχθεί τρομακτικά και ακόμα συνεχίζουν να αναπτύσσονται με πολύ γοργούς ρυθμούς κάνοντας έτσι τη λήψη πολύπλοκων μετρήσεων ρουτίνα τόσο για τους ιατρούς όσο και για τους ασθενείς που μπορεί να γίνει επεμβατικά, όπου ο αισθητήρας βρίσκεται σε καθετήρα, ή μη επεμβατικά με τους αισθητήρες να τοποθετούνται στην επιφάνεια του σώματος

Τα αποτελέσματα της επεξεργασίας των βιοσημάτων δίνουν την απαραίτητη πληροφορία ώστε να γίνει η σωστή διάγνωση και εν συνεχεία ο σχεδιασμός της θεραπείας ενός ασθενή ή ακόμα σε πολλές περιπτώσεις είναι δυνατόν να βοηθήσουν στην πρόληψη της νόσου εφόσον έχει μελετηθεί πως συγκεκριμένες αλλαγές στις τιμές κάποιου βιοσήματος προοικονομούν την εκδήλωση της νόσου. Ωστόσο ανάλογα με το ζητούμενο, υπάρχουν διαφορετικοί τύποι τέτοιων σημάτων που επιλέγονται και διαφέρουν στο πλήθος των διαστάσεων που το περιγράφουν, στην ύπαρξη ή μη εξωγενούς ερεθίσματος καθώς και στο είδος της πληροφορίας που μεταφέρουν.[6]

2.1.1 Διαχωρισμός ως προς τις διαστάσεις

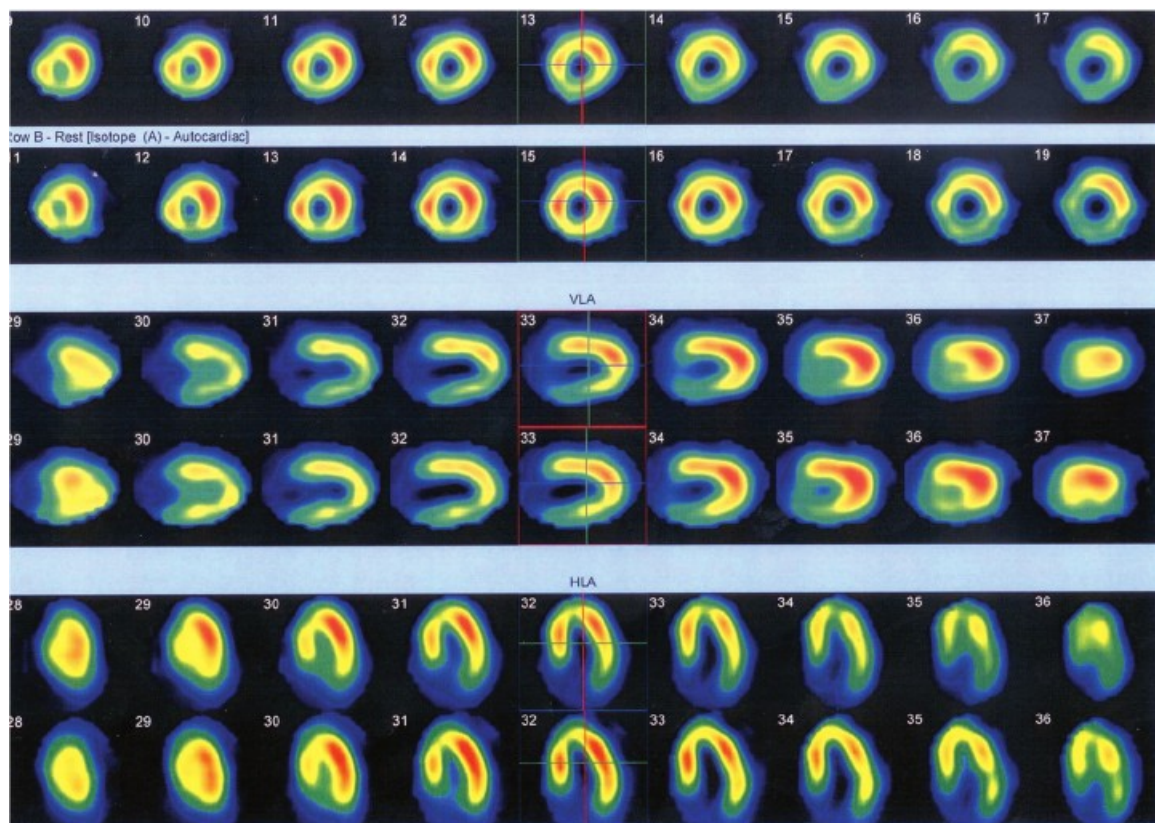
Είναι δυνατόν να έχουμε Μονοδιάστατα (1D), Δισδιάστατα (2D), Τρισδιάστατα (3D) ακόμα και Τετραδιάστατα (4D) βιοσήματα. Οι διαστάσεις περιλαμβάνουν τις τρεις του ευκλείδειου χώρου (x,y,z) συν τον χρόνο.[5]

Τα Μονοδιάστατα σήματα έχουν να κάνουν με την καταγραφή ενός μεγέθους στην πάροδο του χρόνου. Παραδείγματα είναι η μέτρηση της πίεσης του αίματος, η μέτρηση της θερμοκρασίας του σώματος και η μέτρηση του βάρους του ατόμου.

Σε ένα Δισδιάστατο σήμα οι διαστάσεις που επιλέγονται έχουν να κάνουν κυρίως με τον χώρο. Μετριέται η μεταβολή του ζητούμενου μεγέθους κατά μήκος και κατά πλάτος μιας περιοχής και έτσι εξάγονται τα επιθυμητά αποτελέσματα. Χαρακτηριστικά βιοσήματα αυτή της κατηγορίας είναι η απεικόνιση μέσω υπερήχων (με τον υπερηχογράφο να βρίσκεται σε λειτουργία B-Mode όπου λαμβάνει σήμα από διάταξη πολλαπλών αισθητήρων) και η απεικόνιση των οστών με χρήση ακτίνων X.

Τα Τρισδιάστατα σήματα συνεχίζουν να έχουν ως δύο από τις διαστάσεις τους εκείνες που ορίζουν μια επιφάνεια, όμως η τρίτη μπορεί να είναι ο χρόνο ή μια ακόμα διάσταση στο χώρο. Πιο αναλυτικά επεκτείνοντας τα σήματα που περιγράφηκαν παραπάνω στις δύο διαστάσεις μπορούμε να αποκτήσουμε την απεικόνιση της περιοχής που εφαρμόσαμε τον υπέρηχο κατά την πάροδο του χρόνου, και στην ουσία να πάρουμε ένα βίντεο (σε αυτή την περίπτωση έχουμε τον υπερηχογράφο σε M-Mode) ενώ αντίστοιχα στην απεικόνιση των οστών εφόσον πάρουμε, μέσω ενός αξονικού τομογράφου για παράδειγμα, πολλές τομές παράλληλων επιπέδων μπορεί να ανακατασκευαστεί ο σκελετός με όλες τις χωρικές διαστάσεις. Η πιο διαδεδομένη μέθοδος για κατασκευή τρισδιάστατων εικόνων είναι η Μαγνητική Τομογραφία που παρουσιάζει δεδομένα με μεγάλη ακρίβεια ενώ ταυτόχρονα είναι και ασφαλής για τους ασθενείς

Τέλος υπάρχουν και τα Τετραδιάστατα σήματα, τα οποία παρουσιάζουν μια τρισδιάστατη απεικόνιση στον χώρο κατά την πάροδο του χρόνου. Αυτού του είδους τα βιοσήματα τα λαμβάνουμε κυρίως μέσω SPECT (Single - Photon Emission Computed Tomography) . Σε αυτή τη διαδικασία ο ασθενής λαμβάνει ένα ραδιοϊσότοπο που εκπέμπει ακτίνες – γ το οποίο ελκύεται από συγκεκριμένου τύπου ιστούς. Στην συνέχεια γίνεται λήψη μιας τρισδιάσταστης στο χώρο περιοχής και καταγράφεται η συμπεριφορά αυτής της ουσίας για συγκεκριμένη χρονική διάρκεια.



Σχήμα 2.1 Απεικόνιση του μυοκαρδίου με μέθοδο SPECT⁷

2.1.2 Διαχωρισμός ως προς το ερέθισμα

Συχνά είναι χρήσιμο να παρατηρούμε την αντίδραση του οργανισμού σε μια εξωτερική διέγερση που του επιβάλλεται. Περιπτώσεις όπως είναι ο έλεγχος της συστολής και διαστολής της κόρης του ματιού στην παρουσία ή απουσία φωτεινής πηγής ή η ακουστική απόκριση που καταγράφουμε όταν ένα μυς εκτελεί μια κίνηση μετά από συνειδητή απόφαση, είναι χαρακτηριστικά παραδείγματα Εξωγενών βιοσημάτων.[6]

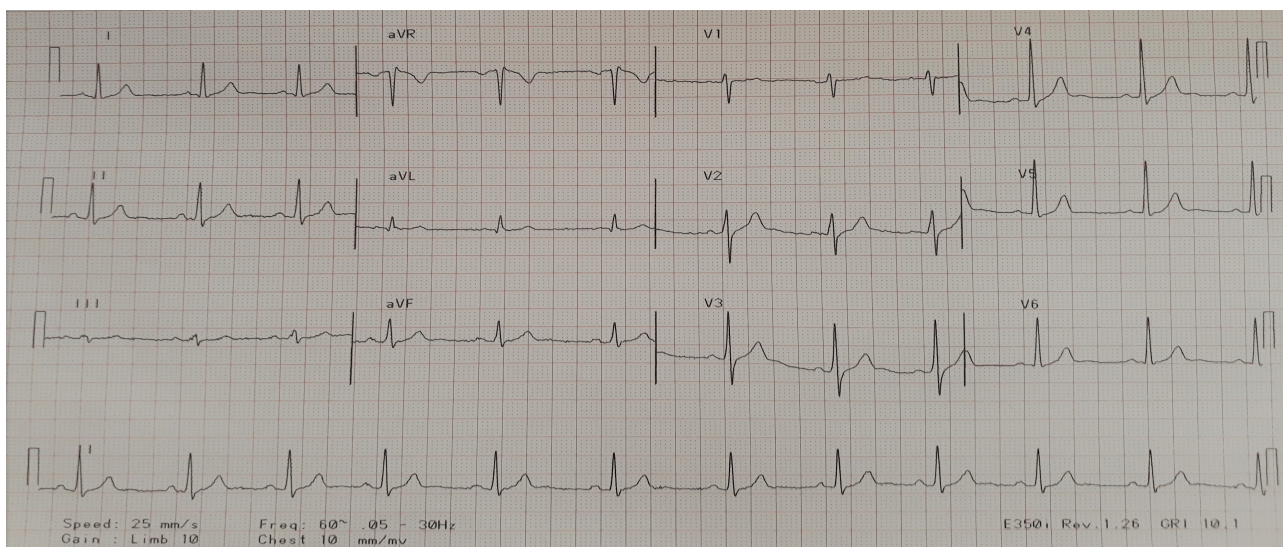
Αντίθετα η θερμοκρασία του σώματος και η πίεση του αίματος, που έχουν ήδη αναφερθεί, σε κανονικές συνθήκες συντελούν Ενδογενή βιοσήματα εφόσον παράγονται χωρίς την επίδραση εξωτερικού παράγοντα (σε αυτό το σημείο δεν αναφερόμαστε σε πειραματικές διαδικασίες που έχουν σκοπό την παρατήρηση της μεταβολής αυτών των μεγεθών μετά από χορήγηση φαρμακευτικής αγωγής ώστε να διαπιστωθεί η αποτελεσματικότητά της).

⁷ Myocardial perfusion SPECT imaging: <https://www.researchgate.net/myocardial-perfusion-SPECT-imaging>

2.1.3 Διαχωρισμός ως προς την πληροφορία

Ίσως το πιο σημαντικό χαρακτηριστικό των βιοσημάτων είναι ο τύπος του μεγέθους που καταγράφουμε. Βασικό ρόλο στο τι πληροφορία θα αποκτηθεί παίζουν η ανατομία του οργάνου που μελετάμε αλλά και οι λειτουργίες που αυτό εκτελεί. Το ίδιο όργανο μπορεί να παράγει μια πληθώρα σημάτων, διαφορετικού είδους.

Ένας από αυτούς τους τύπους είναι τα Ηλεκτρικά Βιοσήματα. Αφορούν στην καταγραφή των ηλεκτρικών ιδιοτήτων οργάνων, ιστών και κυττάρων, εφόσον η πρόοδος την τεχνολογίας έχει καταστήσει δυνατό να έχουμε εποπτεία ακόμα και σε τόσο μικρά μεγέθη. Στην ουσία γίνεται η μέτρηση της διαφοράς δυναμικού που προκαλείται στην κυτταρική μεμβράνη ως αποτέλεσμα κάποιας ανισορροπίας φορτισμένων ιόντων στο μήκος της. Σε μεγαλύτερη κλίμακα, όπως αυτή του οργάνου, έχουμε άθροιση όλων εκείνων των δυναμικών και λαμβάνουμε πιο ευδιάκριτα αποτελέσματα. Το πιο σύνηθες βιοηλεκτρικό σήμα είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG) που βοηθά στην μελέτη της λειτουργίας της καρδιάς, όπως και το ηλεκτρομυογράφημα (EMG) και το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG) που έχουν να κάνουν αντίστοιχα με τους μύες και τον εγκέφαλο. Επειδή τα ηλεκτρικά σήματα δημιουργούνται στα νεύρα, οι μετρήσεις αυτές μας ενημερώνουν για το σε ποιον βαθμό θα πραγματοποιηθεί η διέγερση των οργάνων αλλά σε πολλές περιπτώσεις δεν παρέχουν πληροφορία για την αποτελεσματικότητα εκείνων των ενεργειών. [5]



Σχήμα 2.2 Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG)⁸

⁸ ECG Database: <https://www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb/>

<i>Μέτρηση</i>	<i>Εύρος Τιμών</i>	<i>Εύρος Συχνοτήτων</i>
Ηλεκτρομυογραφία	50μV - 25mV	2Hz - 800Hz
Ηλεκτροκαρδιογραφία	1mV - 10mV	0.05Hz - 150Hz
Ηλεκτροεγκεφαλογραφία	2μV-100μV	0.5Hz - 150Hz
Ρυθμός Δέλτα	2μV-100μV	0.5Hz - 4Hz
Ρυθμός Θήτα	2μV-100μV	4Hz- 8Hz
Ρυθμός Άλφα	2μV-100μV	8Hz - 13Hz
Ρυθμός Βήτα	2μV-100μV	13Hz - 22Hz
Ηλεκτρορετινογράφημα	0 - 900μV	0 - 50Hz
Προκλητά Δυναμικά	0.1μV - 20μV	-

Πίνακας 2.1 Ηλεκτρικά βιοσήματα[5][6]

Από την άλλη μεριά τα Εκβιομηχανικά Βιοσήματα παράγονται απευθείας από μηχανικές λειτουργίες, δηλαδή απεικονίζουν άμεσα το αποτέλεσμα κάποιων διεργασιών. Η πίεση του αίματος στις αρτηρίες, τις φλέβες και τα μικρότερα αγγεία, που έχει καθιερωθεί να μετριέται σε μονάδες “χιλιοστά στήλης υδραργύρου” (mmHg), η παραγόμενη δύναμη από τους σκελετικούς μύες σε νιούτον (N) και ο ρυθμός αναπνοής (αναπνοές ανά λεπτό) εμπίπτουν σε αυτή την κατηγορία.

Αν και πολύ κοντά στα προηγούμενα, ξεχωριστό κομμάτι αποτελούν τα Βιοακουστικά Βιοσήματα. Με το φωνοκαρδιογράφημα έχουμε την ηχητική λειτουργία της καρδιάς που δίνει κυρίως πληροφορία για τα πιθανά προβλήματα στις βαλβίδες ενώ με την καταγραφή του ήχου που παράγουν οι μύες, μια διαδικασία που παρουσιάζεται στην παρούσα διπλωματική εργασία, λαμβάνουμε δεδομένα για την απόδοση τους.

Τέλος μια ακόμα κύρια κατηγορία βιοσημάτων είναι τα Βιοχημικά. Μερικά από αυτά είναι τα επίπεδα των διαφόρων χημικών ουσιών, όπως ορμονών, στο αίμα και σε ιστούς του σώματος και το pH των γαστρικών υγρών. Σε αντίθεση με τα προηγούμενα βιοσήματα τα οποία προκαλούνται και καταγράφονται in vivo (“εν ζωή”) ,τα βιοχημικά σήματα μελετώνται in vitro (“σε δοκιμαστικό σωλήνα”) σε συνθήκες εργαστηρίου και οι μεταβολές τους παρατηρούνται σε μεγάλο χρονικό διάστημα.

2.2 Ήχος

Ο ήχος, σύμφωνα με την ερμηνεία που μας δίνει η επιστήμη της φυσικής, είναι η διαταραχή σε μορφή ταλάντωσης που διαδίδεται σε ένα μέσο (στερεό, υγρό ή αέριο) με την μορφή ακουστικού κύματος πίεσης. Τα κύματα αυτά είναι διαμήκη και δημιουργούν πυκνώματα και αραιώματα στο μέσο διάδοσης.

Ο κλάδος της ανθρώπινης φυσιολογίας συρρικνώνει τον παραπάνω ορισμό μόνο στις ταλαντώσεις που έχουν συχνότητα μεταξύ 20Hz και 20kHz, διότι σε αυτό το εύρος ο ήχος μπορεί να γίνει αντιληπτός από το ανθρώπινο αυτί. Οι ταλαντώσεις με συχνότητα κάτω των 20Hz χαρακτηρίζονται ως υπόηχοι, ενώ εκείνες που ξεπερνούν το ανώτερο όριο καλούνται υπέρηχοι. Οι υπόηχοι και οι υπέρηχοι μετριοούνται με ειδικούς αισθητήρες ενώ μπορούν να γίνουν αντιληπτοί από κάποια ζώα όπως είναι ο σκύλος, η νυχτερίδα και η φάλαινα.

2.2.1 Χαρακτηριστικά του ήχου

Για την σωστή ερμηνεία των φαινομένων του ήχου και την ταξινόμηση τους έχουν καθιερωθεί συγκεκριμένα μεγέθη που χαρακτηρίζουν τα ηχητικά κύματα αλλά και το μέσον στο οποίο αυτά διαδίδονται.

Ταχύτητα διάδοσης

Η ταχύτητα διάδοσης του ηχητικού κύματος ή ταχύτητα του ήχου ορίζεται ως η απόσταση που διανύει ένα κύμα σε ένα ελαστικό μέσο στη μονάδα του χρόνου. Η τιμή της ταχύτητας έχει να κάνει με τις φυσικές ιδιότητες του μέσου και την θερμοκρασία του περιβάλλοντος. Χαρακτηριστικά η ταχύτητα του ήχου σε ξηρό αέρα με συνθήκη θερμοκρασίας τους 20 βαθμούς Κελσίου είναι 343 m /s ενώ η τιμή της είναι σαφώς μεγαλύτερη στα υγρά και ακόμα πιο αυξημένη στα στερεά μέσα.

Γνωρίζοντας την συχνότητα (f) του κύματος και το μήκος του (λ = απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών πυκνωμάτων) μπορεί να υπολογιστεί η ταχύτητα ως:

$$u = f * \lambda \quad (2.1)$$

Παράλληλα υπάρχουν φόρμουλες που υπολογίζουν την ταχύτητα λαμβάνοντας υπ όψιν μόνο τις ιδιότητες του μέσου.

$$\text{Στον αέρα και τα ιδανικά αέρια : } u_{gas} = \sqrt{\gamma \frac{p}{\rho}} \quad (2.2)$$

όπου γ : ο ισεντροπικός βαθμός απόδοσης του αερίου στη ζητούμενη θερμοκρασία

p : η πίεση του αερίου

ρ : η πυκνότητά του

$$\text{Σε υγρά μέσα : } u_{liquid} = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad (2.3)$$

με τον όρο $K = -V \frac{dp}{dV}$ (2.4) ορίζεται η σταθερά του μέσου να αντιστέκεται σε δυνάμεις συμπίεσης (V ο όγκος και p η πίεση)

Στο νερό με θερμοκρασία 20° C η ταχύτητα φτάνει τα 1481m/s

$$\text{Τέλος στα στερεά μέσα : } u_{solid} = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (2.5)$$

όπου E η σταθερά του Young που καθορίζει την ελαστικότητα του μέσου. Στο σίδηρο το μέτρο της ταχύτητας του ήχου είναι 5120m/s.

Speed of sound in various substances (CRC Handbook)

Gasses (0°C)	Substance	Speed of Sound (m/s)
	Carbon Dioxide	259
	Hydrogen	1284
	Helium	965
	Nitrogen	334
	Oxygen	316
	Air (21% Oxygen, 78% Nitrogen)	331
	Air (20°C)	344
Liquids (25°C)	Glycerol	1904
	Sea Water (3.5% salinity)	1535
	Water	1493
	Mercury	1450
	Kerosene	1324
	Methyl Alcohol	1103
Solids	Carbon Tetrachloride	926
	Diamond	12000
	Pyrex Glass	5640
	Iron	5960
	Granite	6000
	Aluminum	5100
	Brass	4700
	Copper (annealed)	4760
	Gold	3240
	Lead (annealed)	2160
	Rubber (gum)	1550

Πίνακας 2.2 Ταχύτητα του ήχου⁹

⁹ Sound : Indiana University Southeast https://soundphysics.ius.edu/T06_WaveSpeed/

Ακουστική Πίεση

Η ακουστική πίεση είναι η διαφορά που παρατηρείται μεταξύ της μέσης πίεσης ενός μέσου και της μέσης τοπικής πίεσης στα σημεία που έχουμε παρουσία του ηχητικού κύματος και συμβολίζεται με το γράμμα p .

Ένα χρήσιμο μέγεθος που παράγεται από την ακουστική πίεση είναι η Στάθμη Ακουστικής Πίεσης (Sound Pressure Level) που είναι λογαριθμική μέτρηση της ενεργής πίεσης του ήχου σε σχέση με μια τιμή αναφοράς. Μετρείται σε Decibel και έχει σύμβολο L_p :

$$L_p = 20 \log_{10} \left(\frac{P}{P_0} \right) \quad (2.6)$$

όπου P : η μέση ενεργός τιμή της ακουστικής πίεσης

P_0 : η τιμή αναφοράς , στον αέρα επιλέγεται $P_0 = 20 \mu\text{Pa}$ που θεωρείται ως το κατώφλι ακοής

Ακουστική ένταση

Το μέγεθος αυτό ορίζεται ως η ισχύς που μεταφέρει το ηχητικό κύμα ανά μονάδα επιφανείας σε διεύθυνση κάθετη της επιφάνειας αυτής. Είναι διανυσματικό μέγεθος υπολογίζεται κάνοντας το γινόμενο της ακουστικής πίεσης p με την διανυσματική ταχύτητα v των μορίων στο μέσο στην διεύθυνση διάδοσης του κύματος Συμβολίζεται με I και στο διεθνές σύστημα μονάδων έχει τιμή Watt ανά τετραγωνικά μέτρα, W/m^2

$$I = p v \quad (2.7)$$

Στην περίπτωση του σφαιρικού κύματος, μορφή την οποία συναντάμε συχνότερα, ισχύει και ο

$$\text{τύπος : } I(r) = \frac{P}{4 \pi r^2} \quad (2.8)$$

που δίνει την ένταση στην ακτινική διεύθυνση και είναι συνάρτηση απόστασης του ακροατή από την πηγή (κέντρο της σφαίρας) . Εδώ το P είναι η ισχύς του ήχου που υπολογίζεται ως το γινόμενο της ακουστικής πίεσης με την ταχύτητα των μορίων και την επιφάνεια ελέγχου.

Συμπληρωματικό μέγεθος είναι και η Στάθμη Ακουστικής Έντασης (Sound Intensity Level) που όμοια με την SPL δίνει την λογαριθμική ένταση του ήχου ως προς μια ένταση αναφοράς

$$L_I = 20 \log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (2.9)$$

με $I_0 = 1 \text{ pW/m}^2$ που είναι η μικρότερη δυνατή ένταση ήχου που αντιλαμβάνεται ένα υγιές ανθρώπινο αυτί υπό κανονικές συνθήκες

Πυκνότητα ηχητικής ενέργειας

Το μέγεθος αυτό δίνει την ενέργεια του ήχου ανά μονάδα όγκου και μετريέται σε pascal Pa, με μονάδες στο SI , joules αν κυβικό μέτρο (J/m³) με συμβολισμό w.

$$w = \frac{pV}{u} \quad (2.10)$$

όπου p : η ακουστική πίεση

v : η ταχύτητα των μορίων του μέσου στην διεύθυνση της διάδοσης του ήχου

u : η ταχύτητα του ήχου

2.3 Μυογραφία

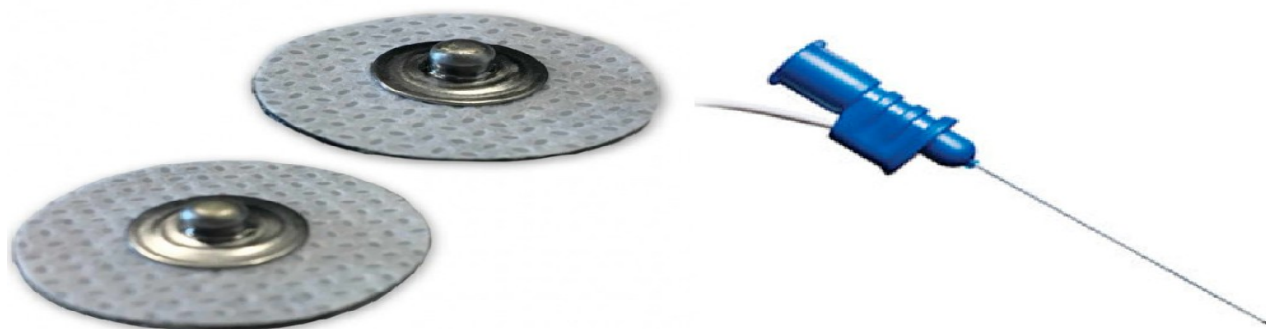
Προκειμένου να διαπιστώσουμε τον βαθμό στον οποίο λειτουργεί ένας σκελετικός μυς και εν συνεχεία να εντοπίσουμε το πού ακριβώς παρουσιάζεται κάποιο πιθανό πρόβλημα είναι αναγκαία η καταγραφή των βιοσημάτων εκείνων που παράγει ο μυς κατά την διέγερσή του. Η διαδικασία αυτής της καταγραφής καλείται μυογραφία και ανάλογα με το είδος του σήματος διακρίνεται σε τρεις μεγάλες κατηγορίες. Συγκεκριμένα με την Ηλεκτρομυογραφία μπορούμε να πάρουμε τα ηλεκτρικά σήματα που παράγονται, με την Μαγνητομυογραφία τα μαγνητικά και με την Μηχανομυογραφία τα σήματα που οφείλονται στις μηχανικές ιδιότητες του μυ.

2.3.1 Ηλεκτρομυογραφία

Η ηλεκτρομυογραφία αποτελεί μία από την τεχνικές που χρησιμοποιούνται στην ηλεκτροδιαγνωστική ιατρική με σκοπό την αξιολόγηση και καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας των σκελετικών μυών όταν διεγείρονται για συστολή. Η απεικόνιση αυτή του ηλεκτρικού δυναμικού των κυττάρων του μυ καλείται ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ). Τα σήματα αυτά μπορούν να χρησιμοποιηθούν ώστε να γίνει διάγνωση ανωμαλιών και δυσλειτουργιών του μυ, το βαθμό διέγερσης των μυικών ινών καθώς και για να αναλυθούν βιομετρικά στοιχεία της κινησιολογίας του ανθρώπου [7].

Υπάρχουν δύο μέθοδοι για την λήψη του ηλεκτρομυογραφήματος. Μη επεμβατικά, τοποθετώντας ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του δέρματος πάνω από την περιοχή ενδιαφέροντός μας , και επεμβατικά όπου τα ηλεκτρόδια έχουν μορφή βελόνας που εισέρχονται στον μυ και καταγράφουν την διέγερσή του. Πλέον με χρήση μικροσκοπικών βελονοειδών ηλεκτροδίων είναι δυνατή η λήψη του ΗΚΓ από ένα μόνο μυϊκό κύτταρο. Αντίθετα στην περίπτωση της επιφανειακής μυογραφίας το σήμα που λαμβάνουμε είναι το άθροισμα όλων των κινητικών μονάδων που παράγουν δυναμικό δράσης.

Η επιφανειακή μυογραφία παρότι είναι δεν είναι καθόλου επίπονη για τον ασθενή και η εκτέλεση της είναι αρκετά γρήγορη και εύκολη προσπίπτει σε κάποιους περιορισμούς. Αρχικά μπορεί να εφαρμοστεί μόνο σε επιφανειακούς μύες και τα αποτελέσματά της διαφοροποιούνται αρκετά ανάλογα με την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, το βάρος του ασθενή που επηρεάζει το βάθος που πρέπει να “ταξιδέψουν” τα ηλεκτρικά σήματα καθώς και η ποιότητα του δέρματος στην περιοχή ελέγχου.



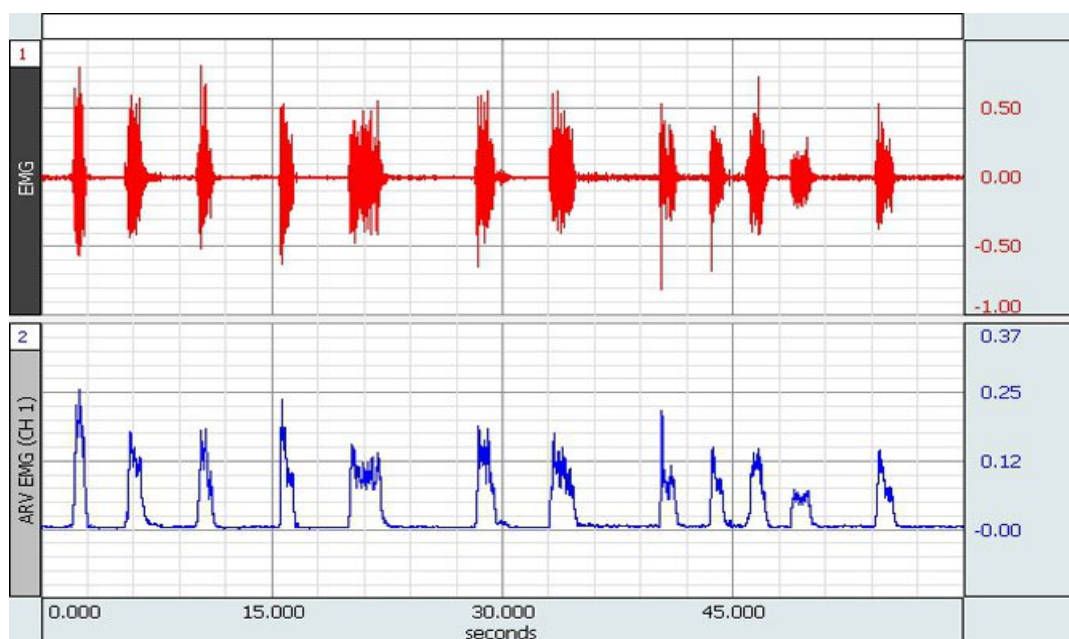
Σχήμα 2.3 Επιφανειακά ηλεκτρόνια και ηλεκτρόνιο βάθους¹⁰

Κατά την επεμβατική μυογραφία τα δύο βελονοειδή ηλεκτρόδια ή αλλιώς ηλεκτρόδια βάθους ,εισέρχονται στον μυ και τοποθετούνται σε διαφορετικά σημεία της ίδια μυϊκής ίνας. Κατά αυτό τον τρόπο λαμβάνουμε την διαφορά δυναμικού κατά μήκος της ίνας αυτής καθ όλη τη διάρκεια της διέγερσής της. Τα ηλεκτρόδια αυτά είναι καλώς μονωμένα ώστε το μοναδικό αγωγίμο σημείο να βρίσκεται στην άκρη της βελόνας, αυξάνοντας έτσι την ακρίβεια της μέτρησης. Μια παραλλαγή αυτής της διαδικασίας είναι η τοποθέτηση ενός επιφανειακού ηλεκτροδίου ως σημείο

¹⁰ EMG Electrodes : <http://www.medicalexpo.com/emg-electrode-12693.html>

αναφοράς και στην συνέχεια η χρήση ενός και μόνου ηλεκτροδίου βάθους στον μυ, το οποίο έχει τη δυνατότητα να μετακινείται και να δέχεται σήμα διαδοχικά από περισσότερες ίνες χωρίς να χρειάζεται η εξαγωγή και επανατοποθέτησή του [8]. Το αρνητικό της επεμβατικής τεχνικής είναι πως σε πολλές περιπτώσεις ο ασθενής αρνείται ή δεν έχει την δυνατότητα να υποβληθεί σε αυτή την διαδικασία, κυρίως μικρά παιδιά και ηλικιωμένοι.

Η πηγή των ηλεκτρικών σημάτων είναι το δυναμικό της μεμβράνης των μυικών κυττάρων που γνωρίζουμε πως βρίσκεται στα -90mV . Ωστόσο το εύρος των τιμών που συνήθως καταγράφεται από έναν ηλεκτρομυογράφο μπορεί να είναι όσο ασθενές όσο λιγότερο από $50\mu\text{V}$ έως τα $20\text{ με }30\text{mV}$ σε πιο ευνοϊκές συνθήκες. Όσον αφορά τις συχνότητες αυτών των σημάτων να βρίσκονται μεταξύ μερικών Hz έως περίπου 1kHz στην μη επεμβατική μέθοδο με τα ηλεκτρόδια βάθους να λαμβάνουν και ακόμα ταχύτερα σήματα. Παρόλα αυτά όπως έχει γίνει σαφές από το πλήθος των δεδομένων που έχουν συλλεχθεί το μεγαλύτερο μέρος της πληροφορίας βρίσκεται μεταξύ των τιμών $20\text{-}200\text{Hz}$ και ένα ελάχιστο και λιγότερο χρήσιμο τμήμα απλώνεται στο υπόλοιπο φάσμα. [7]



Σχήμα 2.4 Παράδειγμα Ηλεκτρομυογραφήματος¹¹

¹¹ Surface Electromyography : <https://www.biopac.com/application/emg-electromyography/>

Όλα όσα αναφέρθηκαν παραπάνω καθιστούν επιτακτική την χρησιμοποίηση κατάλληλων συστημάτων για την επεξεργασία του σήματος που λαμβάνουν οι αισθητήρες. Η ενισχυτική διάταξη είναι αναγκαίο να επεμβαίνει γραμμικά στο σήμα ώστε να αποφευχθεί η παραμόρφωση ενώ ταυτόχρονα χρειάζεται ένα αρκετά μεγάλο κέρδος καθώς το σήμα που λαμβάνουμε είναι αρκετά ασθενές. Στην συνέχεια τα φίλτρα που θα χρησιμοποιηθούν θα πρέπει να διατηρούν αναλλοίωτη την επιθυμητή πληροφορία και να μειώνουν τις παρεμβολές που καταγράφονται από διαφορετικά όργανα του σώματος (με διαφορετική συχνότητα) . Τέλος επειδή το σώμα ως καλός αγωγός λειτουργεί συχνά ως κεραία και συλλέγει την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία του περιβάλλοντος η οποία απεικονίζεται στην μέτρηση. Αυτό μπορεί να αντιμετωπιστεί με την χρήση ενός ακόμα ηλεκτροδίου αναφοράς σε ουδέτερο σημείο όπου θα καταγράψει τον θόρυβο αυτό και θα επέμβουμε με απορρίπτοντας το κοινό σήμα της διάταξης. Φυσικά όλα τα στάδια επεξεργασίας είναι απαραίτητο να έχουν σχεδιαστεί ώστε να μην προσθέτουν καθόλου θόρυβο και να μην προκαλούν παρεμβολές.

Εφόσον λάβουμε ένα ευδιάκριτο και απαλλαγμένο από την μη απαραίτητη πληροφορία σήμα μπορεί να γίνει και η τελική διάγνωση. Πρακτικά κατά την διάρκεια που ο μυς βρίσκεται σε κατάσταση χαλάρωσης δεν θα έπρεπε να καταγράφεται καμία ηλεκτρική αντίδραση. Όταν του επιβάλουμε να εκτελέσει συστολή, λόγω της διέγερσης των κυττάρων από τα νεύρα θα γίνει η παρατήρηση του σήματος. Όσο μεγαλώνει η δύναμη που ασκεί ο εξεταζόμενος τόσο περισσότερες μυικές ίνες διεγείρονται και συνεπώς μεγαλώνει το πλάτος του σήματος. Στις περιπτώσεις που η συμπεριφορά του σήματος είναι διαφορετική συμπεραίνουμε πως υπάρχει κάποια δυσλειτουργία.

Τα τελευταία χρόνια η έρευνα πάνω στην βελτίωση της Ηλεκτρομυογραφίας στοχεύει στην αποκωδικοποίηση των κινήσεων του σώματος μέσω του ΗΚΓ. Συγκεκριμένα οι ερευνητές θέλουν να αντιστοιχήσουν συγκεκριμένες χειρονομίες με το παραγόμενο ηλεκτρικό σήμα. Έτσι όταν ο μυογράφος καταγράψει αυτό το σήμα, που αντιστοιχεί σε μοναδική χειρονομία, στέλνει σήμα ελέγχου σε κάποια μηχανή και επηρεάζει την λειτουργία της. Σε εργαστηριακό επίπεδο έχουν ήδη σημειωθεί επιτυχίες πάνω σε αυτό το κομμάτι αλλά για να φτάσει σε επίπεδο ευρείας κατανάλωσης θα χρειαστεί περισσότερος χρόνος.[8]

2.3.2 Μαγνητομυογραφία

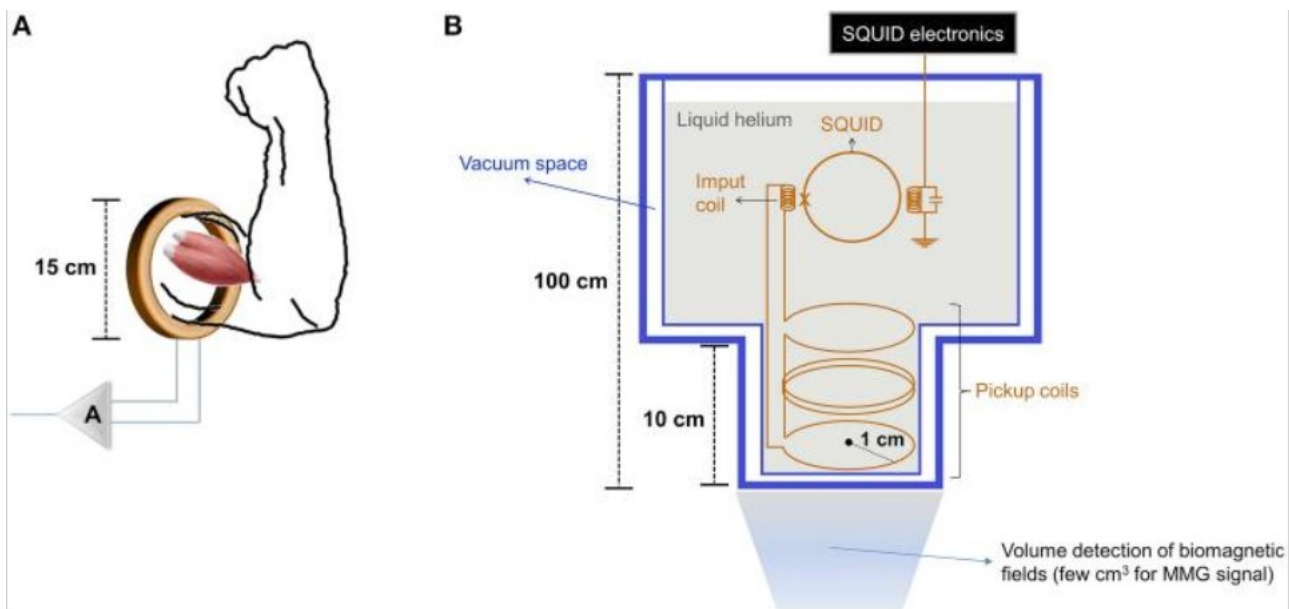
Όπως και στην μέθοδο της ηλεκτρομυογραφίας, στην Μαγνητομυογραφία το αντικείμενο της μελέτης οφείλεται στην διαφορά δυναμικού εντός των μυικών κυττάρων λόγω της ανισορροπίας των φορτισμένων ιόντων. Πιο συγκεκριμένα η ροή των ιόντων στις ίνες του σκελετικού μυ, όταν βρίσκεται σε διέγερση, προκαλεί διαφορά δυναμικού και ρεύματα. Αυτά τα ρεύματα δημιουργούν μαγνητικά πεδία ομόκεντρα και κυκλικά που μπορούν να καταγραφούν με ένα ζεύγος μετατροπέων στην επιφάνεια του δέρματος και λειτουργούν σύμφωνα με τον νόμο των Biot Savart, κατά την διαδικασία που ονομάζουμε Μαγνητική μυογραφία ή Μαγνητομυογραφία [9].

Η διεύθυνση των πεδίων μπορεί να βρεθεί εύκολα με χρήση του κανόνα του δεξιού χεριού. Παράλληλα επειδή το σήμα που λαμβάνουμε είναι γραμμικό άθροισμα των σημάτων που παράγονται από την κάθε μία μυική ίνα που συστέλλεται, με κατάλληλη ανάλυση είναι δυνατή η ερμηνεία της αρχιτεκτονικής δομής που έχουν οι ίνες αυτές.

Παρόλο που οι σκελετικοί μύες δεν μπορούν να παράγουν τόσο ισχυρά μαγνητικά πεδία όσο άλλα όργανα όπως η καρδιά και εγκέφαλος, η μελέτη του Μαγνητομυογραφήματος έχει δώσει αρκετά νέα δεδομένα στον τομέα της φυσιολογίας του μυικού ιστού υπό φυσιολογικές και παθολογικές συνθήκες. Με τη μελέτη των μαγνητικών πεδίων που παράγει μια μοναδική ίνα έγινε δυνατός ο υπολογισμός των κυτταρικών ιδιοτήτων της όπως είναι η χωρητικότητα της κυτταρικής μεμβράνης και η ενδοκυτταρική αγωγιμότητα, στοιχεία πολύ σημαντικά για την κυτταρική φυσιολογία. Επιπλέον με την ανάλυση του μαγνητομυογραφήματος μπορούν να ληφθούν πρόσθετες πληροφορίες σχετικά με τους μηχανισμούς διαβάθμισης της δύναμης των σκελετικών μυών το οποίο είναι εξαιρετικά σημαντικό για κλινικές και αθλητικές εφαρμογές. Το βασικό τους πλεονέκτημα απέναντι στην ηλεκτρομυογραφία πως ενώ με τα ηλεκτρικά σήματα υπάρχει σχετικά μεγάλη παραμόρφωση και εισαγωγή θορύβου καθώς το σήμα διέρχεται από τον μυ προς την επιφάνεια του δέρματος περνώντας από πολλά και διαφορετικά είδη ιστού, το μαγνητικό πεδίο δεν συναντά τέτοιο περιορισμό.

Η τάξη μεγέθους του σήματος που λαμβάνουμε είναι αρκετά μικρή και κυμαίνεται μεταξύ pico Tesla (10^{-12} T) και femto Tesla (10^{-15} T) ανάλογα με την μέθοδο λήψης και τις συνθήκες.

Για τη λήψη του μαγνητομυογραφήματος χρησιμοποιούνται δύο βασικές διατάξεις . Πιο συγκεκριμένα, η μέτρηση μπορεί να διεξαχθεί με τοροειδή πηνία συλλογής που διαφοροποιούνται ανάλογα με τα μεγέθη των πυρήνων τους, το είδος του καλωδίου και τον αριθμό των στροφών. Καθώς το ιοντικό ρεύμα διαρρέει τους μύες , το μαγνητικό πεδίο που παράγεται θα προκαλέσει , σύμφωνα με τον νόμο του Faraday, ρεύμα στο τοροειδές πηνίο το οποίο στην συνέχεια θα αναλυθεί. Μια άλλη μέθοδος που παράγει καλύτερα αποτελέσματα είναι με χρήση Υπεραγώγιμων Συσκευών Κβαντικής Παρεμβολής (SQUIDS – Superconducting Quantum Interference Devices) . Τα SQUIDS είναι σειρές από ένα ή περισσότερα πηνία εμβυθισμένα σε υγρό ήλιο, ώστε να διατηρήσουν την υπεραγώγιμη κατάστασή τους, και αποτελούν τα πλέον ευαίσθητα μαγνητόμετρα. Σε σύγκριση με τα τοροειδή πηνία καταγράφουν πολύ μικρότερης τάξης μαγνητικά πεδία και παρέχουν και καλύτερη χωρική διακριτική ικανότητα. Επιπλέον όταν υπάρχει κάποιος τραυματισμός της μυϊκής σκελετικής ίνας εμφανίζεται ένα ρεύμα διαρροής το οποίο δεν μπορεί να παρατηρηθεί με τα τοροειδή πηνία αλλά και το ηλεκτρομυογράφημα , ενώ γίνεται εύκολα αντιληπτό από τα SQUIDS που συνεπώς βοηθούν στην πιο αποτελεσματική χαρτογράφηση των θέσεων των βλαβών στην όγκο του μυ.[9]



Σχήμα 2.5 Διατάξεις Μαγνητομυογραφίας (Α) Τοροειδές πηνίο (Β) SQUIDS [9]

Παρόλα όσα έχουν αναφερθεί παραπάνω δεν λείπουν τα προβλήματα και σε αυτή την απεικονιστική μέθοδο. Αρχικά το επιφανειακό πεδίο της Γης που φτάνει την τιμή των μερικών μTesla (10^{-6} T) καθώς και ο θόρυβος του αστικού περιβάλλοντος που προσθέτει και αυτός μαγνητικό πεδίο οδηγούν στην ανάγκη τα πειράματα, κυρίως με τοροειδή πηνία, να εκτελούνται σε θωρακισμένους μαγνητικά χώρους ώστε να αποφευχθεί το πεδίο του υπόβαθρου. Και τα SQUIDS όμως λόγω της φύσης τους που απαιτούν συνεχή ψύξη σε υγρό ήλιο καθιστούν την λειτουργία τους αρκετά δαπανηρή αλλά και μεγάλης δυσκολίας στην χρήση όπου απαιτείται ειδικά εκπαιδευμένο προσωπικό περιορίζοντας έτσι την ευρεία χρήση τους.

Πολύ πρόσφατα γίνονται προσπάθειες να αναπτυχθούν συσκευές που μπορούν να φορεθούν από τον άνθρωπο και να λαμβάνουν συνεχείς μετρήσεις, κάνοντας χρήση της τεχνολογίας των ψηφιακών ηλεκτρονικών κυκλωμάτων, με τα αποτελέσματα να είναι ακόμα σε στάδιο ελέγχου [10].

2.3.3 Μηχανομυογραφία

Ο τομέας της μηχανομυογραφίας περιλαμβάνει τις τεχνικές που χρησιμοποιούνται για την καταγραφή της μηχανικής δραστηριότητας του σκελετικού μυ μέσω μετατροπών στην επιφάνεια του σώματος που καταγράφουν τις ταλαντώσεις που παρατηρούνται κατά την συστολή των μυικών ινών. Όταν εκτελείται η συστολή του μυ η συγχρονισμένη αλλαγή μήκους των μυικών ινών παράγει κύματα πίεσης τα οποία μεταδίδονται προς το δέρμα όπου προκαλούν δονήσεις. Η καταγραφή των δονήσεων αυτός γίνεται είτε ως καταγραφή του παραγόμενου ήχου, με την μέθοδο της Ακουστικής Μυογραφίας που θα υλοποιηθεί στην συνέχεια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, είτε με τεχνικές που μετρούν την μεταβολές των σημείων της επιφάνειας του δέρματος [11].

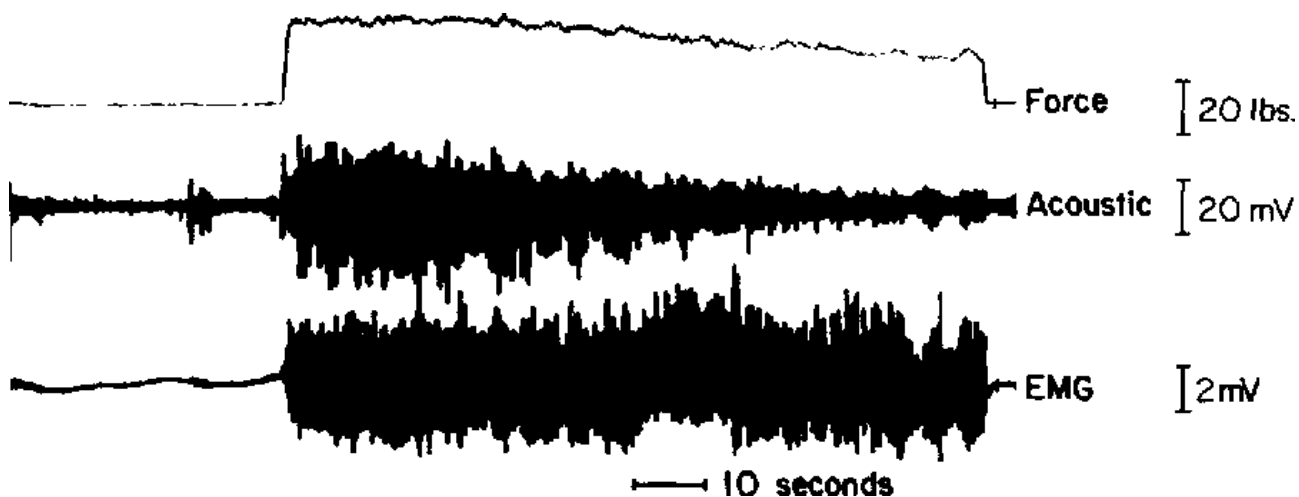
Ακουστική μυογραφία

Η Ακουστική μυογραφία ή Φωνομυογραφία είναι η διαδικασία καταγραφής των ήχων χαμηλής συχνότητας που παράγονται σε έναν σκελετικό μυ κατά την συστολή του. [12]

Ο Ιησουίτης επιστήμονας Fransesco Maria Grimaldi¹² ήταν ο πρώτος που περιέγραψε σε έντυπη μορφή την ιδιότητα των μυών να παράγουν ήχο σε μια δημοσίευση που εκδόθηκε μετά θάνατον και ανέπνευσε αρκετούς επιστήμονες να ασχοληθούν με το αυτό. Ωστόσο μετά από τόσους αιώνες η ακουστική μυογραφία παρά το γεγονός πως παράγει σημαντική πληροφορία για την λειτουργία του μυ, δεν έχει αναπτυχθεί σε βαθμό ίσο με την ηλεκτρομυογραφία.

Οι παραγόμενοι ήχοι βρίσκονται στο εύρος συχνοτήτων 1Hz έως και 500Hz. Με το μεγαλύτερο ποσοστό της ενέργειας να βρίσκεται κάτω από το όριο των ακουστικών συχνοτήτων (20Hz) και συνεπώς είναι αδύνατη η εποπτεία τους χωρίς τον κατάλληλο εξοπλισμό.

Η λήψη των σημάτων γίνεται με χρήση μικροφώνου συμπυκνωτή (Condenser Microphone) που είναι ικανό να καταγράφει τις πολύ χαμηλές συχνότητες.



Σχήμα 2.6 Σύγκριση Σήματος Ακουστικής και Ηλεκτρονικής Μυογραφίας για δεδομένη δύναμη
[12]

¹²Grimaldi, Francesco Maria (1665).Physico-mathesis de lumine, coloribus, et iride, aliisque adnexis libri duo. Bologna. p.383.

Το σήμα που λαμβάνουμε μπορεί να δώσει πληροφορία σε αθλητικές και κλινικές εφαρμογές.

Η πιο συχνή χρήση της ακουστικής μυογραφίας είναι για να γίνει η μελέτη της κούρασης των μυών. Όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.6 κατά την διάρκεια που ασκείται σταθερή δύναμη από τον μυ το πλάτος των συνιστωσών μειώνεται και κατά συνέπεια μειώνεται και το ολικό λαμβανόμενο σήμα. Η απόκριση του συστήματος μπορεί να δώσει πληροφορία για τις ελαστικές και ιξώδεις ιδιότητες του μυ. Με την ανάλυση πολλών δεδομένων με διαφορετικές παραμέτρους μπορεί να βγει ένα σαφές συμπέρασμα για το κατά πόσο η αναμενόμενη κούραση του μυ εντάσσεται στα φυσιολογικά πλαίσια ή αν οφείλεται σε κάποια δυσλειτουργία. Επιπλέον χρησιμοποίηση της γίνεται και σε περιπτώσεις που διενεργείται μυική αποκατάσταση λόγω τραυματισμό για να εξακριβωθεί η αποτελεσματικότητα της άσκησης.

Επιπλέον μπορεί να βοηθήσει επικουρικά στο Ηλεκτρομυογράφημα για τον χαρακτηρισμό κάποιων νευρομυικών παθήσεων μεταξύ των διαφόρων τύπων μυικής δυστροφίας και τον έλεγχο ύπαρξης ατροφίας.

Μελλοντικά ο κλάδος που ασχολείται με την ανάπτυξη της Ακουστικής Μυογραφίας στοχεύει στην ανάπτυξη εφαρμογών που θα μπορούν να βρίσκονται μόνιμα τοποθετημένες στον εκάστοτε ασθενή χωρίς να δημιουργούν προβλήματα στην κίνηση του και λαμβάνουν. Ο στόχος είναι με αυτό τον τρόπο να μελετηθεί η ακούσια συστολή των μυών σε ασθενείς με υψηλά επίπεδα άγχους ή κατά την διάρκεια του ύπνου. [11]

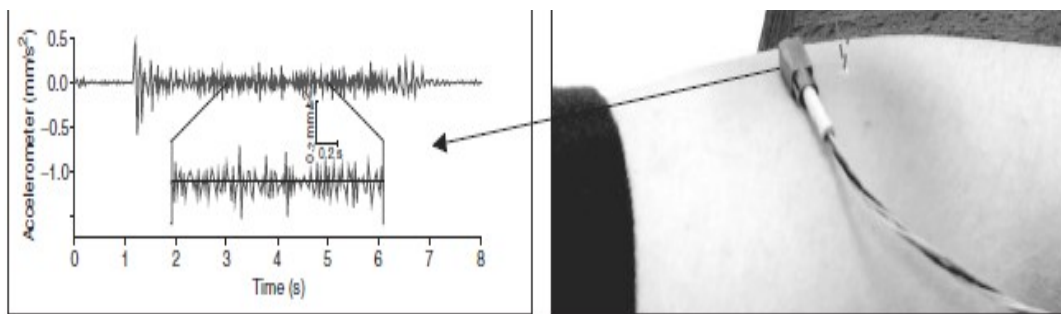
Η μηχανομυογραφία μπορεί να επιτευχθεί και με διαφορετικού τύπου αισθητήρες:

Πιεζοηλεκτρικός Αισθητήρας

Το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο συνίσταται στην ιδιότητα κάποιων υλικών να παράγουν ηλεκτρικό φορτίο όταν ασκείται πάνω τους κάποια πίεση. Το μειονέκτημα των πιεζοηλεκτρικών αισθητήρων είναι το μικρό μέγεθος που περιορίζει την χρησιμοποίησή τους σε μεγάλους μυς όπως είναι ο δικέφαλος βραχιόνιος μυς ενώ πρέπει να προβλεφθεί ο ηλεκτρικός θόρυβος που μπορεί να λάβουν από την επιφάνεια του δέρματος τον οποίο μεταφέρουν στην έξοδό τους.

Επιταχυνσιόμετρο

Τα επιταχυνσιόμετρα είναι αισθητήρες που υπολογίζουν την επιτάχυνση ενός αντικειμένου σε σύγκριση με το πλαίσιο ισορροπίας του. Η χρήση τους για την εκτέλεση μυογραφίας χρονολογείται ήδη από τη δεκαετία του 1970, ωστόσο μόλις πρόσφατα έχει γίνει πιο ευρεία η χρήση του με την ανάπτυξη αισθητήρων πολύ χαμηλό βάρους. Έτσι το σύστημα λήψης δεν επεμβαίνει σχεδόν καθόλου στην μηχανική συμπεριφορά του μυ λαμβάνοντας πιο καθαρά δεδομένα. Μια άλλη τεχνική συνίσταται στην χρήση σειρών από επιταχυνσιόμετρα που καλύπτουν μια μεγάλη επιφάνεια πάνω από τον μυ. Κατά αυτό τον τρόπο είναι δυνατή η χαρτογράφηση περιοχών ενδιαφέροντος που παρουσιάζουν διαφοροποιημένη συμπεριφορά, καταλήγοντας έτσι στην αρχιτεκτονική δομή του σκελετικού μυ. [11]

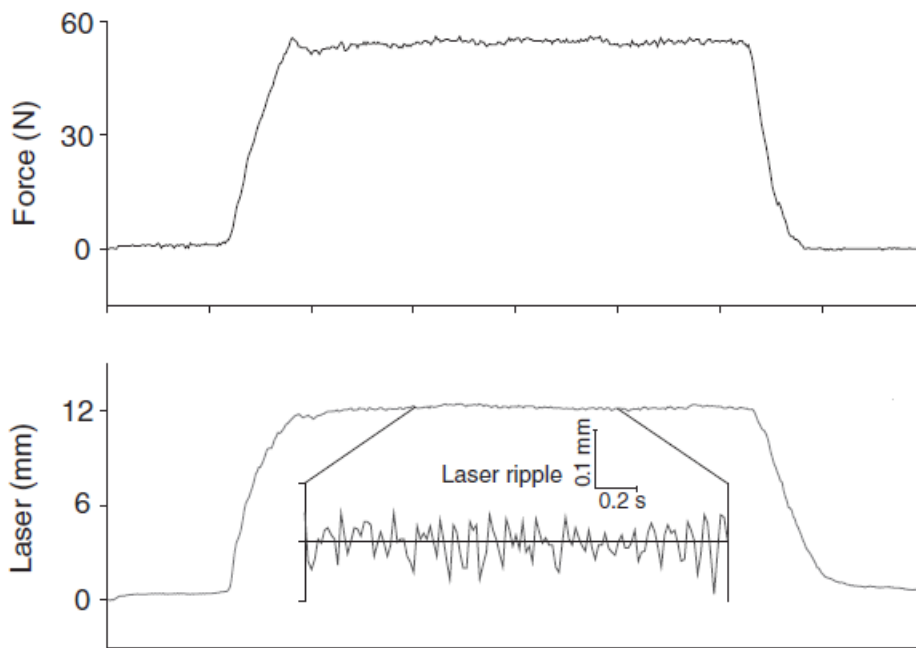


Σχήμα 2.7 Απόκριση Μηχανομογραφίας με χρήση Επιταχυνσιόμετρου

Αισθητήρες Απόστασης LASER

Ένας ακόμα τρόπος για τον έλεγχο της απόλυτης κίνησης της επιφάνειας πάνω από τον μυ γίνεται με οπτικούς αισθητήρες και πηγές τύπου LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation). Η ζητούμενη επιφάνεια δέχεται μια δέσμη φωτός από το LASER και καταγράφεται η ανάκλαση σε ηρεμία. Στην συνέχεια με την συστολή του μυ, οι δονήσεις που παράγονται συνεισφέρουν ώστε το δέρμα να πλησιάζει ή να απομακρύνεται από την

πηγή του φωτός. Λαμβάνοντας έτσι το νέο ανακλώμενο σήμα, η διάταξη του αισθητήρα είναι δυνατόν να υπολογίσει την συχνότητα και το πλάτος της ταλάντωσης. Το θετικό αυτής της τεχνικής είναι η ελευθερία του ατόμου να κινείται χωρίς να χρειάζεται η εφαρμογή κάποιου συστήματος πάνω του, ταυτόχρονα όμως αυτή η ελευθερία μπορεί να οδηγήσει σε θόρυβο λόγω της σχετικής μετακίνησης της περιοχής ελέγχου που οφείλεται σε εξωτερικούς παράγοντες



Σχήμα 2.8 Απόκριση Αισθητήρα Απόστασης LASER[11]

Συμπερασματικά προκειμένου να επιλέξουμε την κατάλληλη μέθοδο για την εκτέλεση της Μηχανομυογραφίας είναι απαραίτητη η επεξεργασία όλων εκείνων των μεταβλητών που μπορούν να επηρεάσουν τα αποτελέσματα την έρευνας μας και να γίνει ένας συμψηφισμός των θετικών και των αρνητικών που η κάθε μέθοδος εμφανίζει .

2.4 Σύγκριση Ακουστική Μυογραφίας και Ηλεκτρομυογραφίας

Μπορεί η ηλεκτρομυογραφία να αποτελεί το πιο συχνά χρησιμοποιούμενο εργαλείο ενός ιατρού σε σύγκριση με την Ακουστική Μυογραφία, ωστόσο υπάρχουν κάποια σημεία στα οποία υστερεί. Και για αυτούς τους λόγους αποφασίστηκε η ενασχόληση με αυτή στην παρούσα εργασία.

Η ακουστική μυογραφία μετράει τα δεδομένα που παράγονται ως αποτέλεσμα της πραγματικής κίνησης του μυ και συνεπώς δίνει πληροφορία για το αν ο μυς είναι τελικά αποτελεσματικός ή όχι. Αντίθετα η ηλεκτρομυογραφία στοχεύει στα παραγόμενα σήματα των νευρών που διεγείρουν τις μυικές ίνες χωρίς όμως να γνωρίζουμε αν η διέγερση αυτή είχε τα επιθυμητά αποτελέσματα. Βέβαια αυτό είναι και ο μοναδικός τρόπος ώστε να διαγνώσουμε τις νευρικές δυσλειτουργίες που δεν αναγνωρίζονται μέσω των ηχητικών κυμάτων

Επιπλέον ο ηλεκτρονικός θόρυβος στο ηλεκτρομυογράφημα μπορεί να προέρχεται από πολλαπλές πηγές του σώματος και επηρεάζεται από πολλούς παράγοντες, όπως είναι το περιβάλλον και η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων. Στην ακουστική μυογραφία ο έλεγχος του εξωτερικού περιβάλλοντος είναι αρκετά πιο εύκολος ώστε να μειωθούν τα μη επιθυμητά σήματα ενώ παράλληλα το σήμα δεν υπόκειται σε μεγάλη παραμόρφωση από την θέση όπου παράγεται μέχρι να φτάσει στον αισθητήρα. Συνεπώς η ακουστική μυογραφία έχει καλύτερη αναλογία σήματος προς θόρυβο. [12]

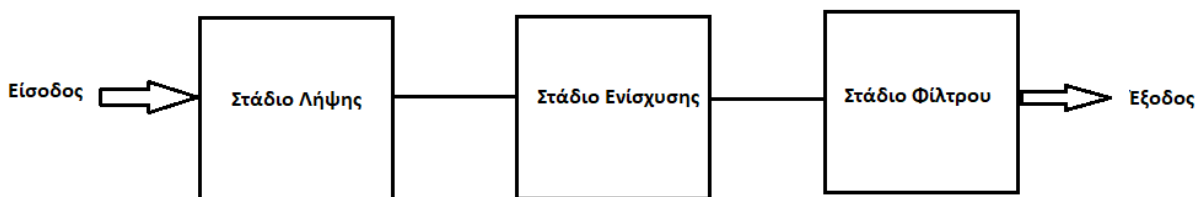
Τέλος προκειμένου να πάρουμε το ιδανικό αποτέλεσμα μέσω ηλεκτρομυογραφίας είναι απαραίτητη η επεμβατική εφαρμογή του. Αυτό σε συνδυασμό τον εξοπλισμό που απαιτείται για την καταγραφή και το φιλτράρισμα των σημάτων που πρέπει να έχουν μεγάλη ακρίβεια, δημιουργεί τόσο δυσκολία στον ασθενή που σε πολλές περιπτώσεις θα καθιστά αδύνατη την εφαρμογή της , τόσο και στον εξεταστή που πρέπει να προμηθευτεί πιο εξελιγμένο και συνεπώς πιο δαπανηρό εξοπλισμό

Παρόλα αυτά η Ηλεκτρομυογραφία είναι μια πολύ χρήσιμη διαγνωστική μέθοδος που επειδή έχει μελετηθεί σε βάθος και τα υπάρχοντα δεδομένα είναι αρκετά δίνει την δυνατότητα να μπορούμε πιο εύκολα να αντιστοιχίζουμε τον σήμα που έχουμε λάβει με τις διάφορες φυσιολογικές ή μη καταστάσεις του οργανισμού, κάτι που στον τομέα της ακουστικής μυογραφίας βρίσκεται ακόμα σε αρχικό στάδιο

Τελικά η επιλογή ανάμεσα στις δύο αυτές τεχνικές θα πρέπει να βασίζεται καθαρά στις ειδικές συνθήκες που παρουσιάζει το κάθε πρόβλημα ώστε να πετυχαίνουμε πιο αποτελεσματική διάγνωση πάντα προς όφελος του ασθενή.

Κεφάλαιο 3 : Σχεδίαση Ηλεκτρονικού Κυκλώματος

Σε αυτό το κεφάλαιο θα σχεδιάσουμε μια διάταξη με σκοπό να εκτελέσουμε ακουστική μυογραφία. Συγκεκριμένα θα σχεδιαστεί ένα κύκλωμα το οποίο θα δέχεται ως είσοδο τα ακουστικά σήματα που παράγονται από τους μύες και θα τα αποδίδει ως ηλεκτρικό σήμα. Όπως φαίνεται στο Σχήμα 3.1, το κύκλωμα αυτό αποτελείται από τρία διακριτά στάδια που το καθένα συντελεί ένα απαραίτητο ρόλο για την όσο το δυνατόν πιο αποτελεσματική απεικόνιση των βιολογικών διεργασιών σε μορφή επεξεργάσιμη από υπολογιστή και τα οποία θα αναλύσουμε λεπτομερώς στις παρακάτω παραγράφους.



Σχήμα 3.1 Στάδια Κυκλώματος Ακουστικής Μυογραφίας

Στην συνέχεια θα γίνει και η περιγραφή ενός κυκλώματος αναφοράς από την βιβλιογραφία [13] που αποδεδειγμένα δίνει ικανοποιητικά αποτελέσματα , ώστε σε επόμενη φάση να γίνει η σύγκριση μεταξύ των δύο.

Συμπληρωματικά με την θεωρητική ανάλυση των κυκλωμάτων θα εκτελεστούν και κάποιες προσομοιώσεις με τη βοήθεια του ελεύθερου λογισμικού Ltspice XVII, της εταιρίας Linear Technology Corporation, προκειμένου να ελεγχθεί η ορθότητα των αποτελεσμάτων του κυκλώματος προτού περάσουμε στο πειραματικό κομμάτι της εργασίας.

3.1 Στάδιο Λήψης

Το πλάτος του σήματος που θέλουμε να καταγράψουμε είναι αρκετά ασθενές και ταυτόχρονα η συχνότητα του είναι αρκετά χαμηλή, ξεκινά από υπόηχους και συνεχίζει σε μικρό εύρος εντός του ακουστικού φάσματος, συνεπώς ο ηχητικός αισθητήρας που θα χρησιμοποιηθεί οφείλει να καλύπτει αυτές τις προδιαγραφές.

Μια πολύ καλή επιλογή αποτελεί το Μικρόφωνο Συμπυκνωτή (Condenser Microphone). Τα μικρόφωνα αυτά εφευρέθηκαν το 1916 από τον Edward Christopher Wente, που εκείνη την εποχή αποτελούσε έναν από τους πρωτοπόρους στον τομέα των ακουστικών εφαρμογών, στα πλαίσια της έρευνας του για την εταιρία Western Electric¹³ . Η λειτουργία τους βασίζεται στο χωρητικό φαινόμενο και για το λόγο ότι οι πυκνωτές ιστορικά ονομάζονταν ως “ συμπυκνωτές” προήλθε ο όρος “Μικρόφωνο Συμπυκνωτή”.

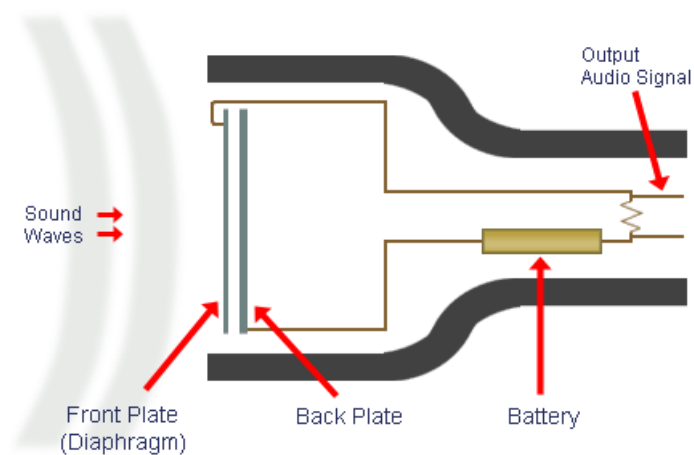


Σχήμα 3.2 Εσωτερική Μορφή ενός Μικρόφωνου Πυκνωτή¹⁴

¹³ E.C. Wente <http://www.coutant.org/ecwente.html>

¹⁴ Condenser Microphone Internal View <http://oktavatula.ru/>

Όπως παρουσιάζεται και στην τομή στο Σχήμα 3.3, το μικρόφωνο περιλαμβάνει έναν πυκνωτή ο οποίος σχηματίζεται από δύο επίπεδες πλάκες. Η μία πλάκα είναι σταθεροποιημένη στην κάψουλα του μικροφώνου, μαζί με τα υπόλοιπα στοιχεία, ενώ η άλλη πλάκα που αποτελεί το διάφραγμα και είναι κατασκευασμένη από πολύ ελαφρύ υλικό είναι δυνατόν να μετακινείται. Καθώς τα ηχητικά κύματα συναντούν το διάφραγμα, η πίεση τους προκαλεί δονήσεις και έτσι το αναγκάζει να συγκλίνει προς την σταθερή πλάκα ή να απομακρύνεται.



Σχήμα 3.3 Κάθετη τομή Μικροφώνου Πυκνωτή¹⁵

Στις πλάκες έχουμε σταθερή φόρτιση Q και κατά την διάρκεια των μεταβολών της απόστασης μεταξύ του διαφράγματος και του σταθερού τομέα έχουμε παράλληλη μεταβολή της χωρητικότητας C του πυκνωτή με ρυθμό αντιστρόφως ανάλογο της απόστασης αυτής, όπως γνωρίζουμε από την θεωρία για τους πυκνωτές επίπεδων πλακών. Συνεπώς με βάση την

$$\text{εξίσωση χωρητικότητας : } C = \frac{Q}{V} \quad (3.1)$$

όπου C : χωρητικότητα σε Farad

Q : το ηλεκτρικό φορτίο σε Coulomb

V : η διαφορά δυναμικού των πλακών σε Volts

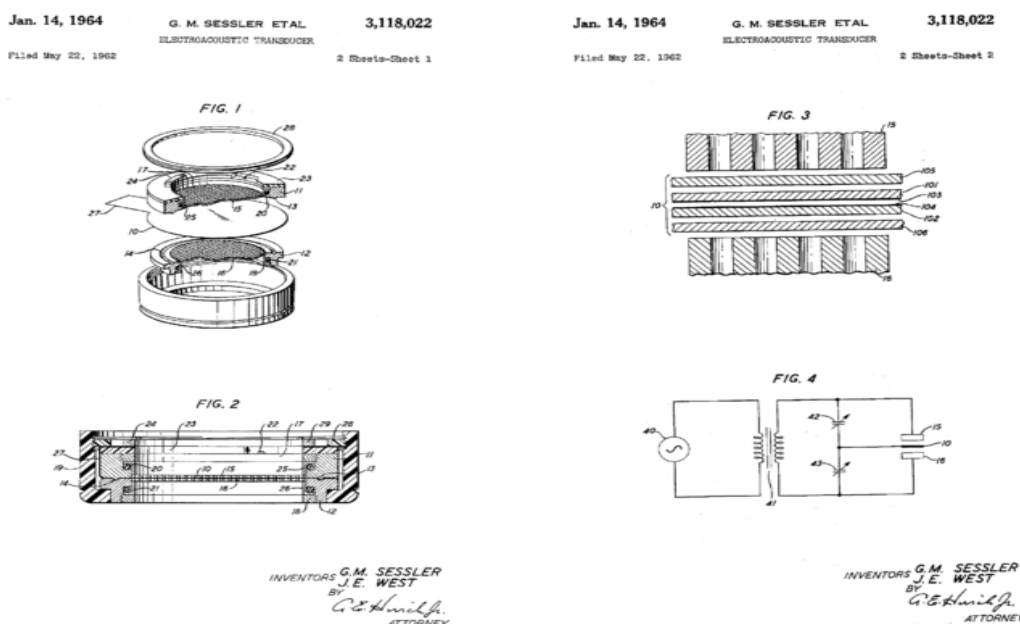
Μπορούμε έτσι να υπολογίσουμε ανά πάσα στιγμή την διαφορά δυναμικού

¹⁵ Condenser Microphone Cross-Section <https://www.mediacollege.com/audio/microphones/condenser.html>

Η φόρτιση του πυκνωτή θεωρητικά μεταβάλλεται καθώς αλλάζει η χωρητικότητά του. Ωστόσο για τις ακουστικές εφαρμογές η μεταβολή είναι αμελητέα και συνεπώς μπορεί χωρίς βλάβη των μετρήσεων να θεωρηθεί πως παραμένει σταθερή για τις συχνότητες του ήχου. Η διαφορά τάσης που μετράμε στην έξοδο παίρνει τιμές γύρω από την τάση πόλωσης που παρέχουμε στο σύστημα είτε μέσω μπαταρίας ή με εξωτερική τροφοδοσία.

Τα Μικρόφωνα Πυκνωτή έχουν πολύ καλή απόδοση και μπορούν να καταγράφουν ακόμα και τις πολύ μικρές μεταβολές του ηχητικού κύματος. Ωστόσο η ακρίβεια αυτή τα καθιστά αρκετά δαπανηρά ενώ η ανάγκη τους σε τάση τροφοδοσίας πολλές φορές φτάνει και τα δεκάδες Volts απαιτώντας έτσι πιο πολύπλοκο συμπληρωματικό εξοπλισμό. Συνεπώς η φύση τους αυτή αντιτίθεται στην παρούσα διπλωματική εργασία που σκοπός της είναι η κατασκευή ενός μιας όσο το δυνατόν πιο απλής διάταξης.

Το πρόβλημα αυτό λύνεται με τη χρήση Ηλεκτροστατικών Μικροφώνων Πυκνωτή (electret condenser microphone) τα οποία έχει μελετηθεί πως παράγουν πολύ καλά αποτελέσματα σε εφαρμογές ακουστικής μυογραφίας [14].



Σχήμα 3.4 Σχέδια πατέντας Ηλεκτροστατικού Μικροφώνου Πυκνωτή¹⁶

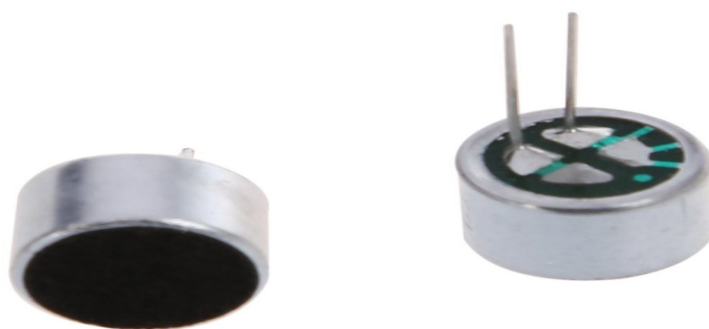
¹⁶ Foil Electret Condenser Microphone : <http://www.freepatentsonline.com/3118979.pdf>

Τα ηλεκτροστατικά μικρόφωνα πυκνωτή, τα οποία δημιουργήθηκαν μεταγενέστερα στα εργαστήρια της Bell από τους Gerhard Sessler και Jim West, έχουν την ίδια αρχή λειτουργίας με τα μικρόφωνα πυκνωτή με την μόνη διαφορά να είναι πως η ανάγκη για επιπλέον τροφοδοσία έχει πλέον αντικατασταθεί από την εισαγωγή ενός μόνιμα φορτισμένου φεροϋλεκτρικού (σιδηροηλεκτρικού – ferroelectric) υλικού¹⁶. Στην ουσία αυτό το υλικό αποτελεί ένα διηλεκτρικό υλικό με ενσωματωμένα μόνιμα στατικά ηλεκτρικά διπολα. Παρά την μικρή αυτή διαφοροποίηση, η εξάγωγή του ηλεκτρικού σήματος ως απόρροια της ανίχνευσης ηχητικών κυμάτων παραμένει η ίδια.

Παρότι δεν προτείνονται, σε σύγκριση με τα κλασικά μικρόφωνα πυκνωτή, για εφαρμογές που απαιτούν πολύ υψηλή ανάλυση του ήχου (κυρίως σε ηχογράφηση μουσικής) η ευκολία στην παραγωγή και την χρήση καθώς και η πολύ καλή απόδοση που έχουν σε όλων των τύπων τις εφαρμογές τα καθιστούν τις πλέον χρησιμοποιούμενες συσκευές καταγραφής ήχου.

Ωστόσο ακόμα κρίνεται αναγκαία η εισαγωγή μιας μικρής τάσης τροφοδοσίας. Σε αυτή την περίπτωση δεν έχει την μορφή πόλωσης για την φόρτιση των οπλισμών του πυκνωτή, αλλά χρειάζεται διότι τα νέας τεχνολογίας μικρόφωνα εμπεριέχουν ένα προενισχυτή στο εσωτερικό τους κύκλωμα που απαιτεί μια μικρή τάση λειτουργίας,

Στο Σχήμα 3.5 παρουσιάζεται η σημερινή μορφή των Ηλεκτροστατικών Μικροφώνων Πυκνωτή ενώ στον Πίνακα 3.1 έχουμε τις ονομαστικές τιμές των παραμέτρων για το μοντέλο CMA-4544PF-W που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία.



Σχήμα 3.5 Όψεις της κάψουλας του CMA-4544PF-W¹⁷

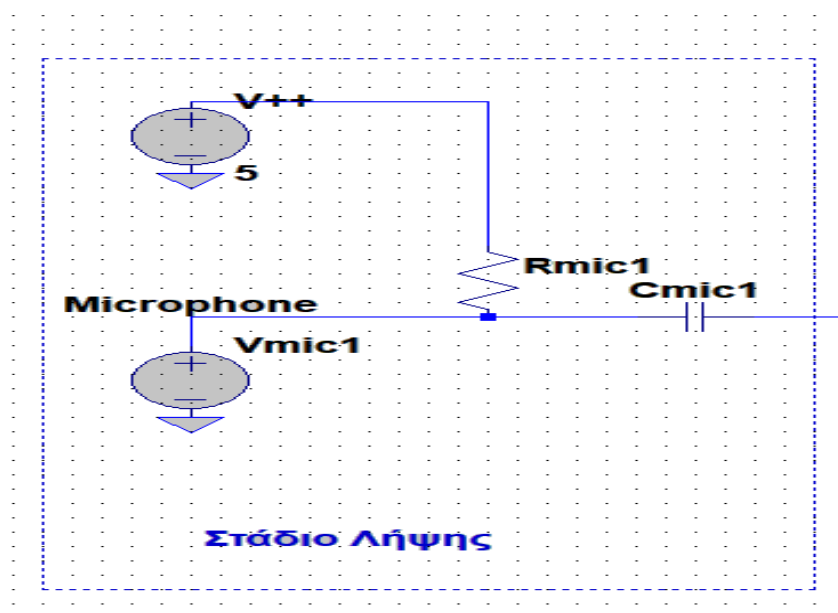
¹⁷ CMA-4544PF-W : <https://www.cui.com/audio/microphones>

parameter	conditions/description	min	typ	max	units
directivity	omnidirectional				
sensitivity (S)	f = 1 kHz, 1 Pa, 0 dB = 1 V/1 Pa	-46	-44	-42	dB
operating voltage			3	10	Vdc
output impedance (Zout)	f = 1 kHz, 1 Pa		2.2		KΩ
sensitivity reduction (ΔS-Vs)	f = 1 kHz, 1 Pa, Vs = 3.0 to 2.0 Vdc		-3		dB
current consumption (IDSS)	Vs = 3.0 Vdc, RL = 2.2 KΩ			0.5	mA
signal to noise ratio (S/N)	f = 1 kHz, 1 Pa, A-weighted		60		dBa
operating temperature		-20		70	°C
storage temperature		-20		70	°C
dimension	ø9.7 x 4.5 mm				
weight				0.8	g
material	Al				

Πίνακας 3.1 Παράμετροι του CMA-4544PF-W¹⁸

Όπως προκύπτει και από τα δεδομένα του Datasheet το μικρόφωνο έχει πολύ καλή ευαισθησία της τάξης των -42 έως -46 dB ενώ ο πολύ σημαντικός δείκτης “λόγος σήματος προς θόρυβο” (S/R) είναι υψηλός.

Συνεπώς λαμβάνοντας υπ όψιν όλα τα παραπάνω, η τελική μορφή του σταδίου λήψης είναι η εξής:



Σχήμα 3.6 Κόκλωμα Σταδίου Λήψης

¹⁸ CMA-4544PF-W Datasheet <https://www.cui.com/product/resource/cmc-5044pf-a.pdf>

Οι δύο ακροδέκτες του μικροφώνου είναι ο ένας γειωμένος και ο άλλος σε σύνδεση με το δίκτυο τροφοδοσίας.

Η τάση τροφοδοσίας είναι $V_{++} = 5V$ και η αντίσταση $R_{mic1} = 10k\Omega$.

Η τιμή της αντίστασης επιλέχθηκε καθώς θέλουμε να κρατήσουμε το συνεχές ρεύμα που εισέρχεται στο μικρόφωνο σε τιμή χαμηλότερη των $0.5mA$. Συνεπώς από τον γνωστό νόμο του $\Omega\mu$

$$I_{max} = \frac{V_{max}}{R_{mic1}} = \frac{5}{10,000} A = 0.5mA \quad (3.2)$$

Όπου η μέγιστη τιμή της τάσης θεωρήθηκε πως είναι $V_{max} = V_{++}$, και εφόσον είναι πρακτικά αδύνατο το μικρόφωνο να μην δέχεται κανένα ακουστικό κύμα και συνεπώς να μην παράγει ηλεκτρικό σήμα, ουσιαστικά το μέγιστο ρεύμα θα είναι πάντα μικρότερο.

Τέλος ο πυκνωτής C_{mic1} βοηθά στην σύζευξη του εναλλασσόμενου ρεύματος (AC coupling) μεταξύ του σταδίου λήψης και του σταδίου ενίσχυσης. Πρακτικά δεν επιτρέπει στην DC τάση, η οποία δεν παρέχει κάποια πληροφορία, να περάσει στο υπόλοιπο κύκλωμα, αφήνοντας μόνο το επιθυμητό AC σήμα.

Η τιμή του επιλέχθηκε να είναι $C_{mic1} = 100\mu F$ που αποτελεί μια τυπική τιμή για κυκλώματα τα οποία συνδέονται με διατάξεις που περιέχουν τελεστικούς ενισχυτές.

Ένα τελευταίο στοιχείο που απαιτείται για την ολοκλήρωση της διάταξης λήψης, που δεν αποτελεί ηλεκτρονικό αλλά μηχανολογικό τμήμα είναι ο ακουστικός θάλαμος πάνω στον οποίο θα αποθέσουμε το μικρόφωνο ώστε να μην έρχεται σε άμεση επαφή με το δέρμα. Η λειτουργία του θαλάμου αυτού βοηθά στην ηχητική μόνωση του μικροφώνου από το εξωτερικό περιβάλλον καθώς και την διατήρηση ενός θύλακα αέρα όπου θα μεταδοθεί το ηχητικό κύμα και θα δημιουργήσει την πίεση εκείνη που θα μετακινήσει το διάφραγμα του μικροφώνου.

Ο θάλαμος έχει στη βάση του κωνοειδές σχήμα και από κάποιο σημείο μετασχηματίζεται σε κύλινδρο, έτσι έχουμε λήψη σήματος από πιο ευρεία περιοχή ενώ όσο πλησιάζει προς το μικρόφωνο ο κύλινδρος σταθεροποιεί το σήμα.

Τα γεωμετρικά του χαρακτηριστικά είναι:

διάμετρος βάσης : $30mm$

διάμετρος κορυφής : $9mm$ (ταυτίζεται ουσιαστικά με την διάμετρο του μικροφώνου)

ύψος : $23mm$

3.2 Στάδιο ενίσχυσης

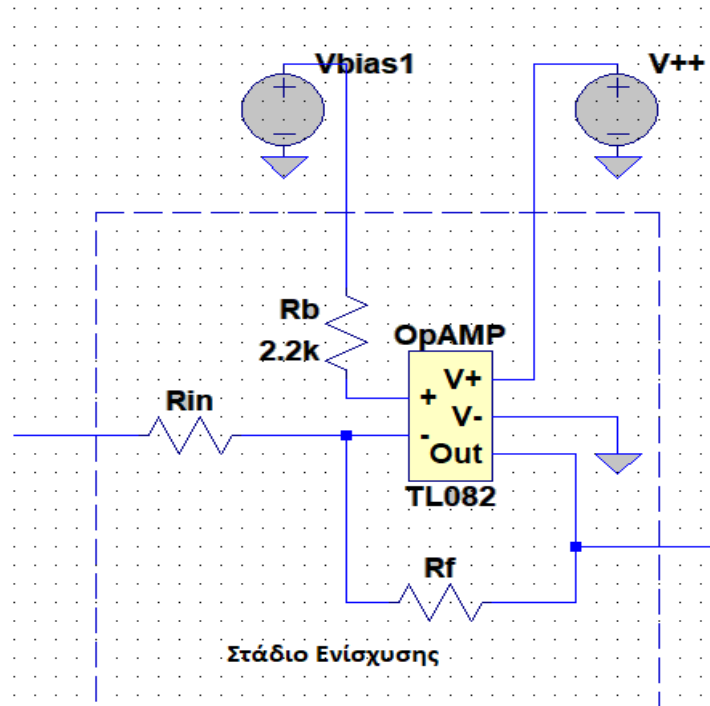
Σε ένα τέτοιο κύκλωμα όπου η είσοδος είναι πολύ μικρή, το στάδιο ενίσχυσης είναι πολύ σημαντικό προκειμένου να καταφέρουμε στην έξοδο να έχουμε το ιδανικό σήμα.

Σε αυτό το σημείο εμφανίζονται δύο προβλήματα που δημιουργούνται λόγω των χαρακτηριστικών των εξωτερικών-βοηθητικών συστημάτων. Συγκεκριμένα η ηλεκτρονική πλατφόρμα που θα χρησιμοποιηθεί για την καταγραφή του σήματος εξόδου (Arduino Uno) ώστε να είναι δυνατή η απεικόνιση του στον υπολογιστή και η δυνατότητα επεξεργασίας των δεδομένων καθώς και το τροφοδοτικό που θα χρειαστεί σε όλα τα στάδια του κυκλώματος (το οποίο στην παρούσα διπλωματική εργασία είναι επίσης η ίδια πλατφόρμα) περιορίζεται στα 5volts.

Αυτό έχει ως συνέπεια την ανάγκη να κρατήσουμε το σήμα σε όλα τα σημεία του κυκλώματος μεταξύ των τιμών 0 και 5V. Οπότε χρειάζεται το στάδιο ενίσχυσης από την μία να πολώνει το εναλλασσόμενο σήμα σε μια σταθερή θετική τιμή ώστε να μην φτάσει ποτέ σε αρνητικές τιμές και συνεπώς να ψαλιδιστεί από τους τελεστικούς ενισχυτές που θα χρησιμοποιηθούν τόσο στο στάδιο ενίσχυσης όσο και στο στάδιο όπου θα γίνει το φιλτράρισμα και από την άλλη να μην ξεπεράσει ποτέ την τιμή των 5V ξανά για να μην έχουμε ψαλιδισμό την πάνω μεριά αυτή τη φορά.

Για να λυθεί αυτό το ζήτημα θα επιλέξουμε έναν ενισχυτή όπου θα έχουμε αναστρέφουσα ενίσχυση για το σήμα που δεχόμαστε από το μικρόφωνο και μη αναστρέφουσα ενίσχυση για μια τάση αναφοράς που θα πολώσει το ενισχυμένο πλέον σήμα. Η τιμή της ενίσχυσης καθώς και η τιμή της τάσης αναφοράς δεν μπορούν να υπολογιστούν θεωρητικά καθώς δεν έχουμε εποπτεία των μεγεθών που παράγει το αντικείμενο της μελέτης μας και συνεπώς θα προκύψουν από κάποιες αρχικές μετρήσεις.

Ποιοτικά η διάταξη του σταδίου αυτού είναι η εξής:



Σχήμα 3.7 Κύκλωμα Σταδίου Ενίσχυσης

Για την θεωρητική ανάλυση του σήματος θα χρησιμοποιηθεί η μέθοδος της επαλληλίας γειώνοντας κάθε φορά μία από της πηγές (είσοδος και αναφοράς- bias)

Η μη αναστρέφουσα ενίσχυση του σήματος εισόδου περιγράφεται από την γνωστή σχέση[15]:

$$V_{oi} = \frac{-R_f}{R_{in}} * V_{in} \quad (3.3)$$

Επιπλέον η μη αναστρέφουσα ενίσχυση της τάσης αναφοράς θα δοθεί από την επίσης γνωστή από την θεωρία σχέση [15]:

$$V_{ob} = \left(1 + \frac{R_f}{R_{in}}\right) * V_{bias} \quad (3.4)$$

Άρα λόγω επαλληλίας η συνολική τάση που παρατηρούμε στην έξοδο είναι:

$$V_o = V_{oi} + V_{ob} = \left(1 + \frac{R_f}{R_{in}}\right) * V_{bias} - \frac{R_f}{R_{in}} * V_{in} \quad (3.5)$$

Οπότε εμφανίζεται το νέο πρόβλημα ότι η τάση πόλωσης θα ενισχυθεί και αυτή, ξεπερνώντας έτσι το ταβάνι των 5volt. Στην πραγματικότητα αυτό δεν ισχύει όταν το στάδιο ενίσχυσης είναι συνδεδεμένο με το στάδιο λήψης διότι έχουμε σύζευξη εναλλασσόμενου ρεύματος. Συνεπώς με την μέθοδο της επαλληλίας η αντίσταση R_{in} δεν γειώνεται αλλά οδηγεί σε ανοιχτοκύκλωμα (εφόσον πάντα θεωρούμε ότι η τάση πόλωσης είναι συνεχής) οπότε δεν δημιουργείται συνεχές ρεύμα και η τάση μεταφέρεται αυτούσια στην έξοδο.

Η νέα συνολική τάση που παρατηρείται θα είναι :

$$V_o = V_{oi} + V_{ob} = V_{bias} - \frac{R_f}{R_{in}} * V_{in} \quad (3.6)$$

Είναι φανερό ότι θέλουμε ο λόγος της αντίστασης ανάδρασης προς την αντίσταση εισόδου να είναι τέτοιος ώστε το σήμα του μικροφώνου να μεγαλώνει σε ένα σημαντικό βαθμό και ταυτόχρονα προστιθέμενο στην ενισχυμένη τάση αναφοράς να μην ξεπερνά το κατώφλι των 5Volts ενώ ταυτόχρονα να παραμένει σε θετικές τιμές.

Για να εκμεταλλευτούμε όσο το δυνατόν περισσότερο το εύρος τιμών που έχουμε η τάση πόλωσης θα είναι $V_{bias} = 2.5V$

Μετά από κάποιες μετρήσεις που εκτελέσαμε, επιλέχθηκαν τα στοιχεία που αφορούν άμεσα στην ενίσχυση να λάβουν τις τιμές :

$$R_f = 22k\Omega$$

$$R_{in} = 2.2k\Omega$$

έτσι το ηλεκτρικό σήμα θα ενισχυθεί (σε απόλυτη τιμή) κατά 10 φορές

Η διάταξη αυτή που επιλέξαμε έχει το μειονέκτημα πως τελικά θα μας παρουσιάσει ανεστραμμένο το σήμα στην έξοδο. Ένα πρόβλημα που μπορεί πολύ απλά να λυθεί με προγραμματιστικό τρόπο, πολλαπλασιάζοντας ουσιαστικά την καταγραφόμενη τιμή με μείον ένα (-1) και προσθέτοντας μια σταθερά, την τάση πόλωσης, ώστε να επιστρέψει το άθροισμα των ταλαντώσεων (μορφή την οποία θεωρητικά περιμένουμε) σε μεταβολές γύρω από το μηδέν.

Η αντίσταση R_b που έχει προστεθεί δεν επηρεάζει την ενίσχυση ούτε του σήματος εισόδου αλλά ούτε και της τάσης αναφοράς. Θεωρητικά στις εισόδους του τελεστικού ενισχυτή δεν έχουμε ρεύμα οπότε δεν παρατηρείται πτώση τάσης στα άκρα της αντίστασης και συνεπώς αυτή αντιστοιχεί σε βραχυκύκλωμα. Ωστόσο στα πραγματικά κυκλώματα λόγω θορύβου είναι πιθανόν να εμφανιστεί κάποια παρασιτική πηγή τάσης και συνεπώς να υπάρξει διαφορά δυναμικού ανάμεσα στην τάση εισόδου και το εσωτερικό του τελεστικού ενισχυτή. Τοποθετώντας μια μεγάλη σχετικά αντίσταση (εδώ έχει επιλεγεί τιμή $2.2k\Omega$), η οποία είναι αντιστρόφως ανάλογη της τιμής του ρεύματος καταφέρνουμε να περιορίσουμε αυτό το ρεύμα διαρροής που θα δημιουργηθεί ώστε να μην προκύψει κάποιο πρόβλημα για τα στοιχεία μας.

Για τον τελεστικό ενισχυτή επιλέξαμε το μοντέλο TL082C. Η επιλογή αυτή επεκτείνεται και στους τελεστικούς του σταδίου φίλτρου της επόμενης παραγράφου. Αυτού του τύπου οι τελεστικοί βασίζονται στην τεχνολογία JFET (junction gate field effect transistor) και έτσι επιτυγχάνεται μικρότερη εισαγωγή θορύβου στο κύκλωμα, κάτι που είναι αρκετά σημαντικό για τις μετρήσεις που θέλουμε να λάβουμε

Όπως παρατηρείται και από τις ονομαστικές παραμέτρους του τελεστικού ενισχυτή στον Πίνακα 3.2 αποτελεί μια πολύ καλή επιλογή για αυτού του είδους τις εφαρμογές που έχουν να κάνουν με ασθενή, χαμηλής συχνότητας σήματα.

DC Electrical Characteristics

Symbol	Parameter	Conditions	TL082C			Units
			Min	Typ	Max	
V_{OS}	Input Offset Voltage	$R_S = 10\text{ k}\Omega$, $T_A = 25^\circ\text{C}$ Over Temperature		5	15 20	mV mV
$\Delta V_{OS} / \Delta T$	Average TC of Input Offset Voltage	$R_S = 10\text{ k}\Omega$		10		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
I_{OS}	Input Offset Current	$T_J = 25^\circ\text{C}$, (Notes 5, 6) $T_J \leq 70^\circ\text{C}$		25	200 4	pA nA
I_B	Input Bias Current	$T_J = 25^\circ\text{C}$, (Notes 5, 6) $T_J \leq 70^\circ\text{C}$		50	400 8	pA nA
R_{IN}	Input Resistance	$T_J = 25^\circ\text{C}$		10^{12}		Ω
A_{VOL}	Large Signal Voltage Gain	$V_S = \pm 15\text{V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$ $V_O = \pm 10\text{V}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$ Over Temperature	25 15	100		V/mV V/mV
V_O	Output Voltage Swing	$V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$	± 12	± 13.5		V
V_{CM}	Input Common-Mode Voltage Range	$V_S = \pm 15\text{V}$	± 11	+15 -12		V V
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio	$R_S \leq 10\text{ k}\Omega$	70	100		dB
PSRR	Supply Voltage Rejection Ratio	(Note 7)	70	100		dB
I_S	Supply Current			3.6	5.6	mA

AC Electrical Characteristics

Symbol	Parameter	Conditions	TL082C			Units
			Min	Typ	Max	
	Amplifier to Amplifier Coupling	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $f = 1\text{Hz}$ - 20 kHz (Input Referred)		-120		dB
SR	Slew Rate	$V_S = \pm 15\text{V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	8	13		V/ μs
GBW	Gain Bandwidth Product	$V_S = \pm 15\text{V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$		4		MHz
e_n	Equivalent Input Noise Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_S = 100\Omega$, $f = 1000\text{ Hz}$		25		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
i_n	Equivalent Input Noise Current	$T_J = 25^\circ\text{C}$, $f = 1000\text{ Hz}$		0.01		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$

Πίνακας 3.2 Παράμετροι του TL082C¹⁹

¹⁹ TL082C Datasheet : http://www.icpdf.com/NSC_datasheet/TL082_pdf_847529/#view

3.3 Στάδιο Φίλτρου

Σε αυτό το στάδιο θα γίνει το φιλτράρισμα του σήματος ώστε να αποκόψουμε τα συστατικά του σήματος που έχουν υψηλές συχνότητες τα οποία γνωρίζουμε ότι αποτελούν θόρυβο καθώς δεν προέρχονται από την κίνηση των μυών.

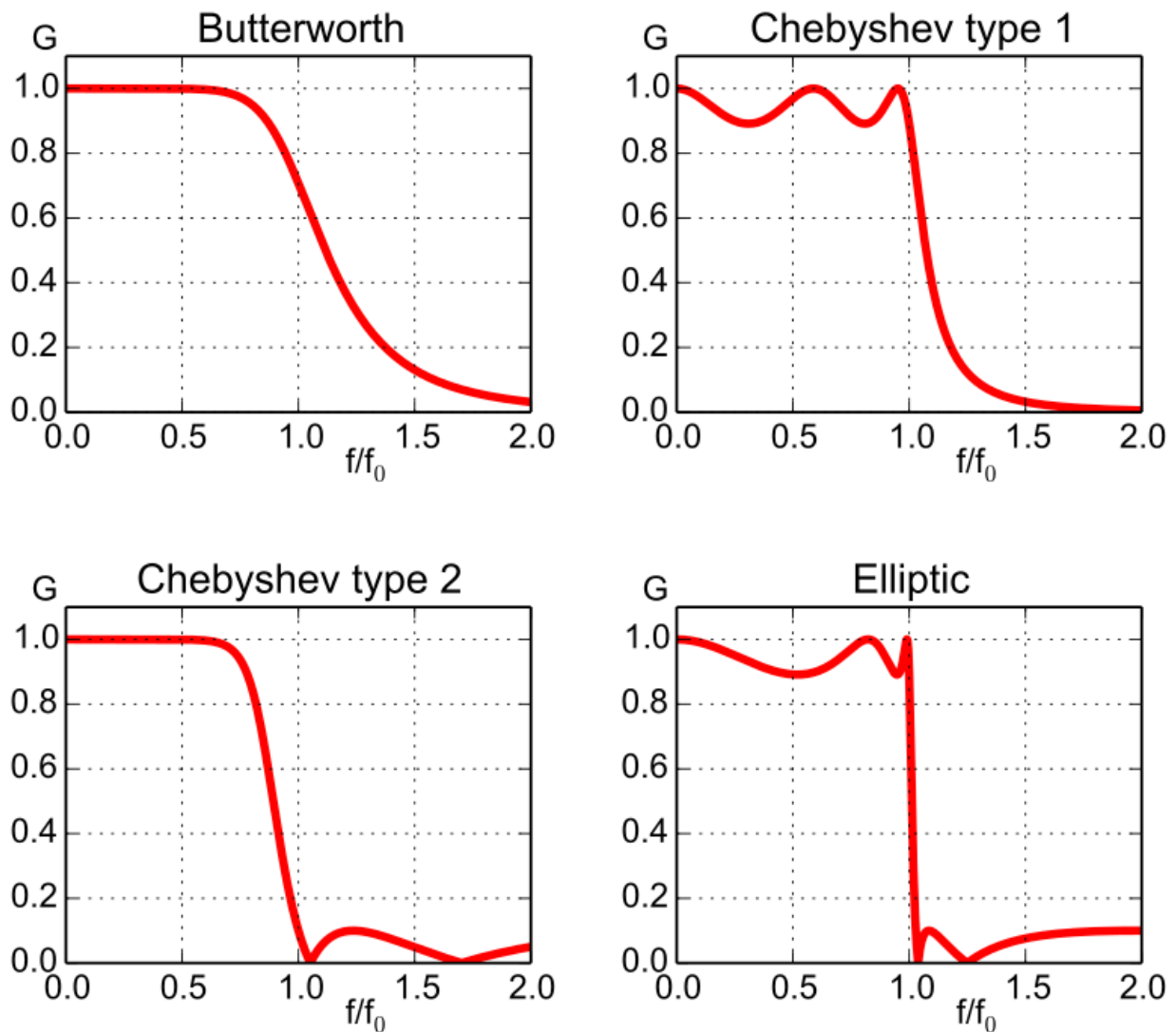
Έχουν γίνει αρκετές μελέτες που προσπάθησαν να υπολογίσουν το ακριβές εύρος των συχνοτήτων στις οποίες περιέχεται η ζητούμενη πληροφορία με ερευνητές να υποστηρίζουν ότι βρίσκεται αποκλειστικά στην ζώνη των υπόηχων[16] ενώ άλλους να δέχονται και μεγαλύτερες τιμές [13].

Στην παρούσα εργασία η συχνότητα αποκοπής του βαθυπερατού φίλτρου αποφασίστηκε να είναι τα 200Hz.

Στην συνέχεια αφού έχει γίνει η επιλογή της συχνότητας, το επόμενο βήμα είναι η επιλογή του φίλτρου μεταξύ των πιο ευρέων διαδεδομένων γραμμικών φίλτρων: Butterworth , Chebyshev τύπου I, Chebyshev τύπου II (ανάστροφο Chebyshev) και Ελλειπτικό [17].

Στο Σχήμα 3.8 έχουμε μια παρουσίαση του κέρδους συναρτήσει της κανονικοποιημένης συχνότητας για φίλτρα 5ης τάξης.

Όπως φαίνεται, το φίλτρο Butterworth είναι το μόνο που κατορθώνει να διατηρεί το κέρδος τόσο στις συχνότητες που περνούν από το φίλτρο, όσο και σε εκείνες που αποκόπτονται , επίπεδο χωρίς κυματισμούς το οποίο για την παρούσα έρευνα κρίθηκε πολύ σημαντικό. Το μειονέκτημα του παραμένει η σχετικά μη απότομη η μεταβολή από το μοναδιαίο κέρδος στο μηδενικό, ωστόσο είναι κάτι που βελτιώνεται με την αύξηση της τάξης του φίλτρου και δεν προκαλεί τόσο μεγάλη αύξηση του θορύβου στο σήμα που θα καταγραφεί.



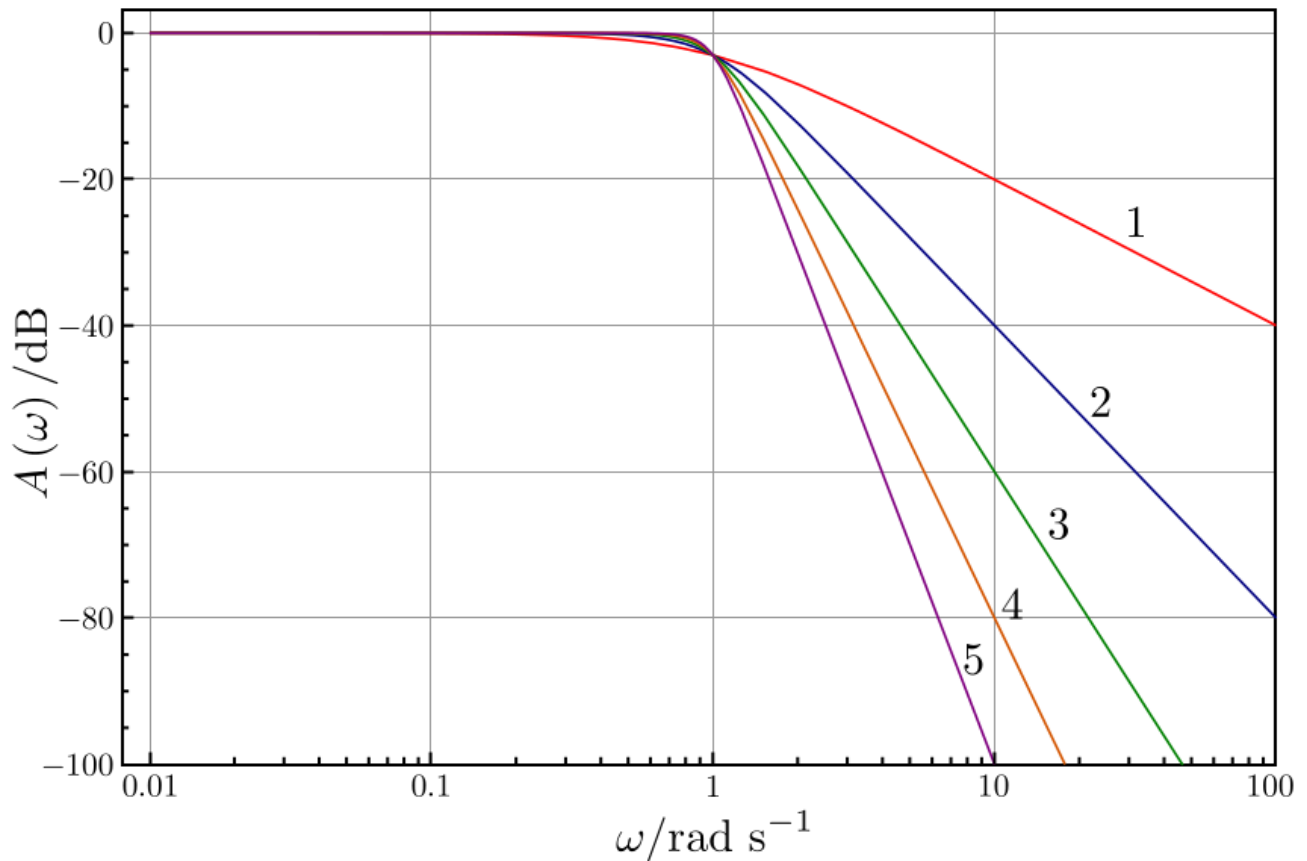
Σχήμα 3.8 Απόκριση κέρδους τυπικών γραμμικών φίλτρων 5ης τάξης²⁰

Οι ιδιότητες του φίλτρου Butterworth θα αναλυθούν στην συνέχεια της παραγράφου, ενώ μια συνοπτική παρουσίαση για τα υπόλοιπα φίλτρα βρίσκεται στο Παράρτημα της εργασίας .

Τα φίλτρα τύπου Butterworth χαρακτηρίζονται από την απολύτως επίπεδη συμπεριφορά τους στις επιθυμητές συχνότητες ενώ από την στιγμή που ξεκινά η μείωση του κέρδους φτάνει τελικά στο άπειρο με μονότονη συμπεριφορά ως προς την συχνότητα, δηλαδή μην παράγοντας κάποιον κυματισμό. Συγκεκριμένα στο λογαριθμικό διάγραμμα Bode του φίλτρου, για ένα πρώτης τάξης Butterworth το κέρδος θα μειωθεί κατά 6dB ανά οκτάβα (διπλασιασμό της συχνότητας)

²⁰ Butterworth filters: https://en.wikipedia.org/wiki/Butterworth_filter

και 20dB ανά δεκάδα. Αντίστοιχα με την άνοδο της τάξης του φίλτρου έχουμε και ανάλογη αύξηση του ρυθμού μείωσης, σε δεύτερης τάξης φίλτρο το διάγραμμα μειώνεται κατά 12 dB ανά οκτάβα και τελικά το φίλτρο 6ης τάξης που έχουμε επιλέξει στα πλαίσια της παρούσας εργασίας φτάνει σε μείωση της τάξης 36dB ανά οκτάβα (120dB ανά δεκάδα).



Σχήμα 3.9 Απόκριση πλάτους φίλτρων διαφορετικής τάξης για συχνότητα αποκοπής $\omega_0 = 1 \text{ rad/s}$

20

Το κέρδος $G(\omega)$ ενός n-τάξης φίλτρου butterworth δίνεται από τον τύπο:

$$G^2(\omega) = |H(j\omega)|^2 = \frac{G_0^2}{1 + \left(\frac{j\omega}{j\omega_c}\right)^{2n}} \quad (3.7)$$

όπου $H(j\omega)$: η συνάρτηση μεταφοράς του φίλτρου

G_0 : το κέρδος για μηδενική συχνότητα

n : η τάξη του φίλτρου

ω_c : η συχνότητα αποκοπής (η τιμή όπου η απόκριση είναι -3dB)

όπως μας δείχνει η σχέση (3.7) όσο η τάξη του φίλτρου πλησιάζει το άπειρο η μορφή της συνάρτησης του κέρδους θα γίνεται ορθογώνια, ενώ για μικρότερες τιμές η κλίση, στις συχνότητες αποκοπής είναι πιο ομαλή.

$$\text{Για την μελέτη της συνάρτησης μεταφοράς} \quad H(s) = \frac{G_0}{B_n(s)} \quad (3.8)$$

έχει υπολογιστεί η μορφή των κανονικοποιημένων χαρακτηριστικών πολυωνύμων B_n στην συχνότητα αποκοπής $\omega_0=1\text{rad/s}$ ως εξής [17]:

$$B_n(s) = \prod_{k=1}^{\frac{n}{2}} [s^2 - 2s \cos(\frac{2k+n-1}{2n}\pi) + 1] \quad \text{με } n \text{ περιττό} \quad (3.9)$$

$$B_n(s) = (s+1) \prod_{k=1}^{\frac{n-1}{2}} [s^2 - 2s \cos(\frac{2k+n-1}{2n}\pi) + 1] \quad \text{με } n \text{ άρτιο} \quad (3.10)$$

n	Factors of Polynomial $B_n(s)$
1	$(s + 1)$
2	$(s^2 + 1.4142s + 1)$
3	$(s + 1)(s^2 + s + 1)$
4	$(s^2 + 0.7654s + 1)(s^2 + 1.8478s + 1)$
5	$(s + 1)(s^2 + 0.6180s + 1)(s^2 + 1.6180s + 1)$
6	$(s^2 + 0.5176s + 1)(s^2 + 1.4142s + 1)(s^2 + 1.9319s + 1)$
7	$(s + 1)(s^2 + 0.4450s + 1)(s^2 + 1.2470s + 1)(s^2 + 1.8019s + 1)$
8	$(s^2 + 0.3902s + 1)(s^2 + 1.1111s + 1)(s^2 + 1.6629s + 1)(s^2 + 1.9616s + 1)$

Πίνακας 3.3 Χαρακτηριστικά πολυώνυμα για τάξεις φίλτρου 1 έως 8²⁰

Για να περάσουμε από τα την κανονικοποιημένη συνάρτηση μεταφοράς στην συνάρτηση με επιθυμητή αρκεί να αντικαταστήσουμε στην σχέση (3.8) την μεταβλητή s με την $s' = s/\omega_c$ όπου ω_c η επιθυμητή συχνότητα αποκοπής.

Στην περίπτωση του κυκλώματος μας $\omega_c = 2\pi f_c = 2 \cdot 3.14 \cdot 200 \text{ rads}^{-1} = 1256 \text{ rads}^{-1}$
 άρα το επιθυμητό χαρακτηριστικό πολυώνυμο θα είναι :

$$Bn(s) = 1256^{-2} (s^2 + 650.1056s + 1256^2) (s^2 + 1433.3472 + 1256^2) (s^2 + 2426.4664 + 1256^2) \quad (3.11)$$

με πόλους :

$$s_1 = -325.053 - 1213.21j$$

$$s_2 = -325.053 + 1213.21j$$

$$s_3 = -716.674 - 1031.46j$$

$$s_4 = -716.674 + 1031.46j$$

$$s_5 = -1213.23 - 324.963j$$

$$s_6 = -1213.23 + 324.963j$$

Η υλοποίηση ενός φίλτρου Butterworth μπορεί να γίνει χρησιμοποιώντας τρεις βασικές τοπολογίες: την τοπολογία Sallen-Key, την τοπολογία Multiple Feedback και την τοπολογία Cauer [17].

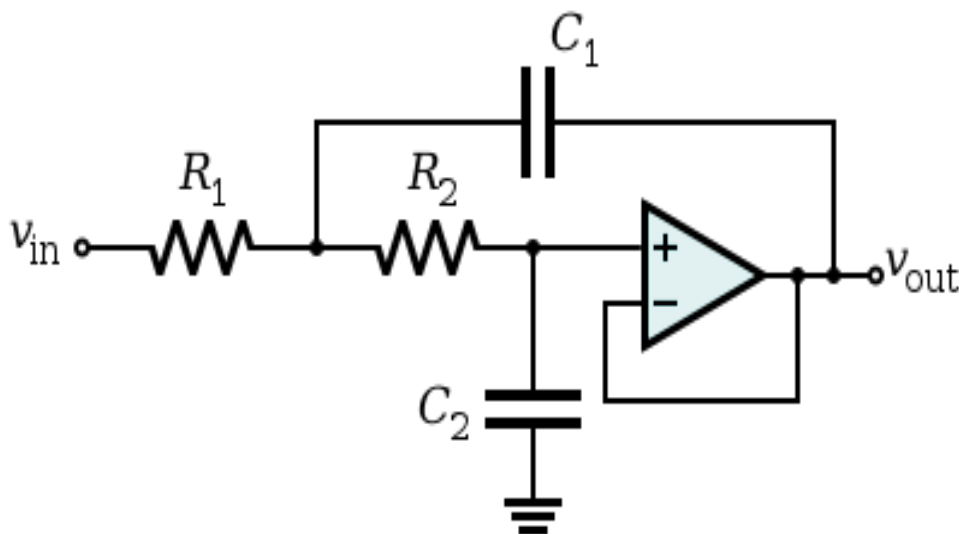
Από αυτές τις τοπολογίες η Cauer χρησιμοποιεί αποκλειστικά παθητικά στοιχεία ενώ οι άλλες δύο εμπεριέχουν έναν συνδυασμό παθητικών και ενεργητικών στοιχείων. Για αυτό το λόγο δεν θα την επιλέξουμε καθώς η χρήση παθητικών φίλτρων συνεπάγεται την κατανάλωση της ενέργειας του σήματος εισόδου από τα στοιχεία τους κάτι που δεν είναι επιθυμητό. Επιπλέον η τοπολογία Multiple Feedback παρά το γεγονός ότι γενικά δίνει πιο σταθερά αποτελέσματα δεν είναι ιδανική για κυκλώματα όπου έχουμε χαμηλό κέρδος στο φίλτρο. Αυτό συμβαίνει καθώς λόγω της διάταξης των στοιχείων σε αυτή την τοπολογία η ενίσχυση του θορύβου θα είναι κατά μια μονάδα μεγαλύτερη της ενίσχυσης του σήματος. Οπότε επειδή στο κύκλωμα μας θέλουμε η ενίσχυση να γίνεται μόνο στο στάδιο ενίσχυσης και στο στάδιο φίλτρου το σήμα να μην μεταβάλει το πλάτος του, θα έχουμε σημαντική αύξηση του θορύβου, κάτι που ωστόσο δε θα προκαλούσε τόσο μεγάλο πρόβλημα αν για παράδειγμα η ενίσχυση του σήματος είχε κέρδος 100 (τότε ο θόρυβος θα είχε κέρδος 101 το οποίο πρακτικά δεν έχει κάποια σημαντική διαφορά) . Ταυτόχρονα η τοπολογία Multiple Feedback αντιστρέφει το σήμα μας και εφόσον η αρνητική τροφοδοσία είναι γειωμένη, δεν μπορεί να το υποστηρίξει και συνεπώς θα είχαμε ψαλιδισμό του σήματος .

Μια συνοπτική παρουσίασης της τοπολογίας Cauer και της Multiple Feedback υπάρχει στο Παράρτημα της εργασίας.

Συνεπώς θα γίνει χρήση της τοπολογίας Sallen- Key.

Η τοπολογία αυτή παρουσιάστηκε για πρώτη φορά από τους ερευνητές του MIT, R. P. Sallen και E. L. Key το 1955 ωστόσο παραμένει ακόμα επίκαιρη καθώς βρίσκει εφαρμογές σε βαθυπερατά, υψηπερατά και ζωνοπερατά φίλτρα [18]. Εκτός της χρήσης των αντιστάσεων και πυκνωτών για τον καθορισμό των πόλων της διάταξης έχουμε και εισαγωγή ενός τελεστικού ενισχυτή. Με αυτό τον τρόπο είναι δυνατή η εύκολη επιλογή του κέρδους του φίλτρου, σε μη αναστρέψιμη ενίσχυση ενώ παράλληλα ο τελεστικός, που πολλές φορές επειδή δεν χρειάζεται ο επηρεασμός του κέρδους έχει το ρόλο του ακόλουθου τάσης που απομονώνει την είσοδο από την έξοδο, προσφέρει στη διάταξη πολύ υψηλή αντίσταση εισόδου κάτι που οδηγεί σε μικρότερη παραμόρφωση του σήματος.

Η βασική διάταξη του φίλτρου έχει ορισθεί για το δευτέρας τάξης φίλτρο ως εξής :



Σχήμα 3.10 Φίλτρο τοπολογίας Sallen-Key Μοναδιαίου Κέρδους 2ης Τάξης²¹

²¹ Sallen-Key Topology : https://en.wikipedia.org/wiki/Sallen-Key_topology

Η συνάρτηση μεταφοράς του φίλτρου είναι [18]:

$$H(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{1}{1 + C_2(R_1 + R_2)s + C_1 C_2 R_1 R_2 s^2} \quad (3.12)$$

για την επιλογή των στοιχείων έχουμε τότε τις δύο σχέσεις που προκύπτουν από την μορφή των κανονικοποιημένων πολυωνύμων που είδαμε στην σχέση (3.9):

$$C_1 C_2 R_1 R_2 = 1 \quad (3.13.a)$$

$$C_2(R_1 + R_2) = -2 \cos\left(\frac{2k+n-1}{2n}\pi\right) \quad (3.14.a)$$

Οι δύο σχέσεις αυτές για συχνότητα αποκοπής $\omega_c = 2\pi f_c$ μετασχηματίζονται σε :

$$C_1 C_2 R_1 R_2 = \frac{1}{(\omega_c^2)} \quad (3.13.b)$$

$$C_2(R_1 + R_2) = \frac{-2 \cos\left(\frac{2k+n-1}{2n}\pi\right)}{\omega_c} \quad (3.14.b)$$

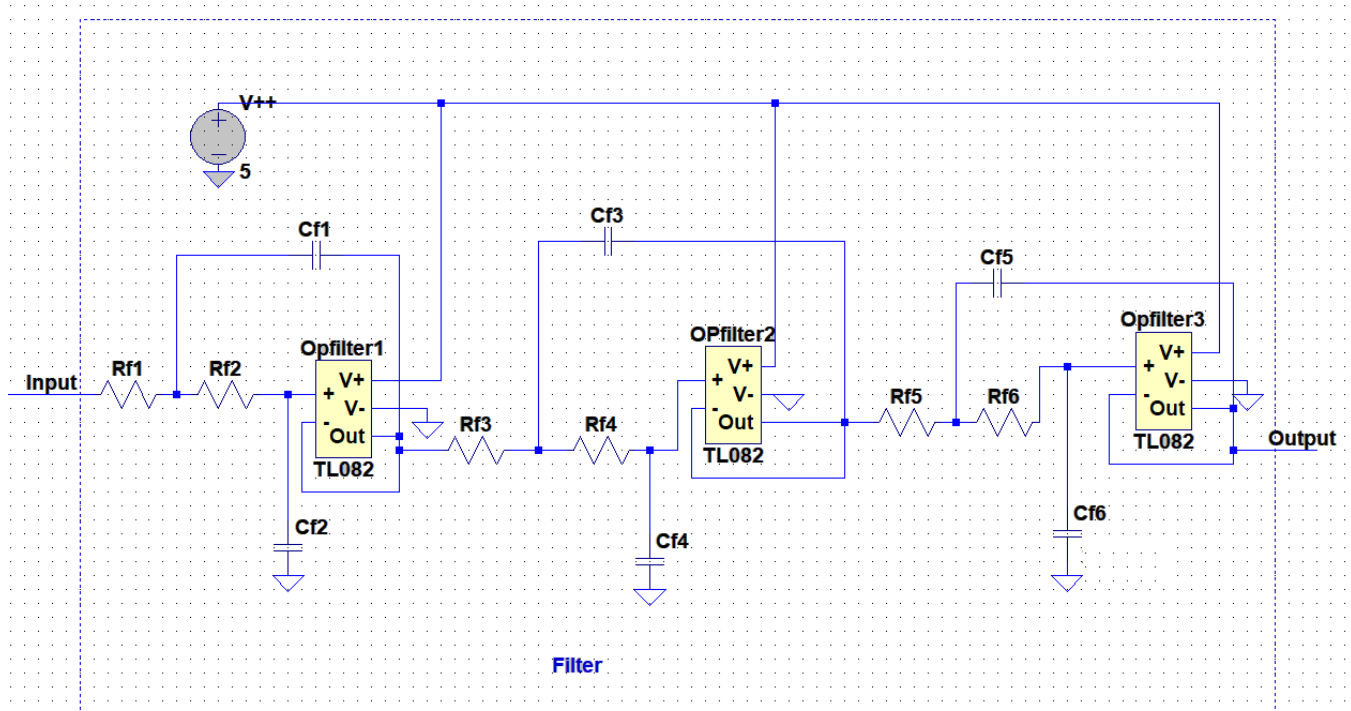
Όπως είναι φανερό υπάρχουν δύο σχέσεις με τέσσερις αγνώστους, συνεπώς δύο από τα στοιχεία θα επιλεγούν ελεύθερα

Προκειμένου να πετύχουμε υψηλότερης τάξης φίλτρα τοποθετούμε περισσότερα στάδια σε σειρά, αθροίζοντας κάθε φορά τις τάξεις του για να βρούμε την συνολική.

Ενώ σε περίπτωση που έχουμε μονή τάξη φίλτρου, ο πραγματικός πόλος που χρειάζεται να προστεθεί αποτελείται από ένα RC κύκλωμα είτε διατηρώντας τον τελεστικό ενισχυτή είτε όχι, αναλόγως με τις υπόλοιπες παραμέτρους που θέλουμε να καλύπτει το κύκλωμα.

Στην περίπτωση που παρουσιάσαμε στο Σχήμα 3.10 , αρκεί να ανοιχτοκυκλώσουμε τον πυκνωτή C1 και να βραχυκυκλώσουμε την αντίσταση R1.

Τελικά η ποιοτική μορφή του φίλτρου θα είναι :



Σχήμα 3.11 Φίλτρο Butterworth έκτης τάξης

Που ουσιαστικά έχουμε εν σειρά τρία στάδια 2ης τάξης.

Η επιλογή των στοιχείων εκτελέστηκε με την βοήθεια της ιστοσελίδας www.beis.de που παρέχει ένα λογισμικό σχεδίασης ενεργών βαθυπερατών φίλτρων .

Εισάγοντας τις επιθυμητές τιμές:

Είδος φίλτρου : Butterworth

Τάξη φίλτρου = 6

Συχνότητα αποκοπής = 200Hz

Κέρδος Ενίσχυσης =1

Λάβαμε τα αποτελέσματα στον Πίνακα 3.4

Στάδιο 1		Στάδιο 2		Στάδιο 2	
$C_1 = 100\text{nF}$	$R_1 = 5.4\text{k}\Omega$	$C_3 = 100\text{nF}$	$R_3 = 9.0\text{k}\Omega$	$C_5 = 330\text{nF}$	$R_5 = 5.9\text{k}\Omega$
$C_2 = 68\text{nF}$	$R_2 = 17.2\text{k}\Omega$	$C_4 = 47\text{nF}$	$R_4 = 14.9\text{k}\Omega$	$C_6 = 15\text{nF}$	$R_6 = 21.5\text{k}\Omega$

Πίνακας 3.4 Τιμές των στοιχείων²²

Προκειμένου να επιβεβαιώσουμε τις τιμές θα γίνει η χρήση του τύπου (3.13.β):

Στάδιο 1 :

$$C_1 C_2 R_1 R_2 = \frac{1}{(\omega_c^2)} \Leftrightarrow 100 * 10^{-9} * 62 * 10^{-9} * 5.4 * 10^3 * 17.2 * 10^3 = \frac{1}{(2 * \pi * 200)^2} \Leftrightarrow 632 * 10^{-9} \approx 633 * 10^{-9}$$

Στάδιο 2 :

$$C_3 C_4 R_3 R_4 = \frac{1}{(\omega_c^2)} \Leftrightarrow 100 * 10^{-9} * 47 * 10^{-9} * 9.0 * 10^3 * 14.9 * 10^3 = \frac{1}{(2 * \pi * 200)^2} \Leftrightarrow 630 * 10^{-9} \approx 633 * 10^{-9}$$

Στάδιο 3:

$$C_5 C_6 R_5 R_6 = \frac{1}{(\omega_c^2)} \Leftrightarrow 330 * 10^{-9} * 15 * 10^{-9} * 5.9 * 10^3 * 21.5 * 10^3 = \frac{1}{(2 * \pi * 200)^2} \Leftrightarrow 628 * 10^{-9} \approx 633 * 10^{-9}$$

επαληθεύονται σχεδόν απόλυτα οι τιμές.

Μέσω της εξίσωσης (3.12) το χαρακτηριστικό πολυώνυμο του φίλτρου που σχεδιάσαμε θα είναι :

$$B(s) = \left(1 + \frac{C_2(R_1 + R_2)}{\omega_c} s + \frac{C_1 C_2 R_1 R_2}{\omega_c^2} s^2\right) \left(1 + \frac{C_4(R_3 + R_4)}{\omega_c} s + \frac{C_3 C_4 R_3 R_4}{\omega_c^2} s^2\right) \left(1 + \frac{C_6(R_5 + R_6)}{\omega_c} s + \frac{C_5 C_6 R_5 R_6}{\omega_c^2} s^2\right) \quad (3.15)$$

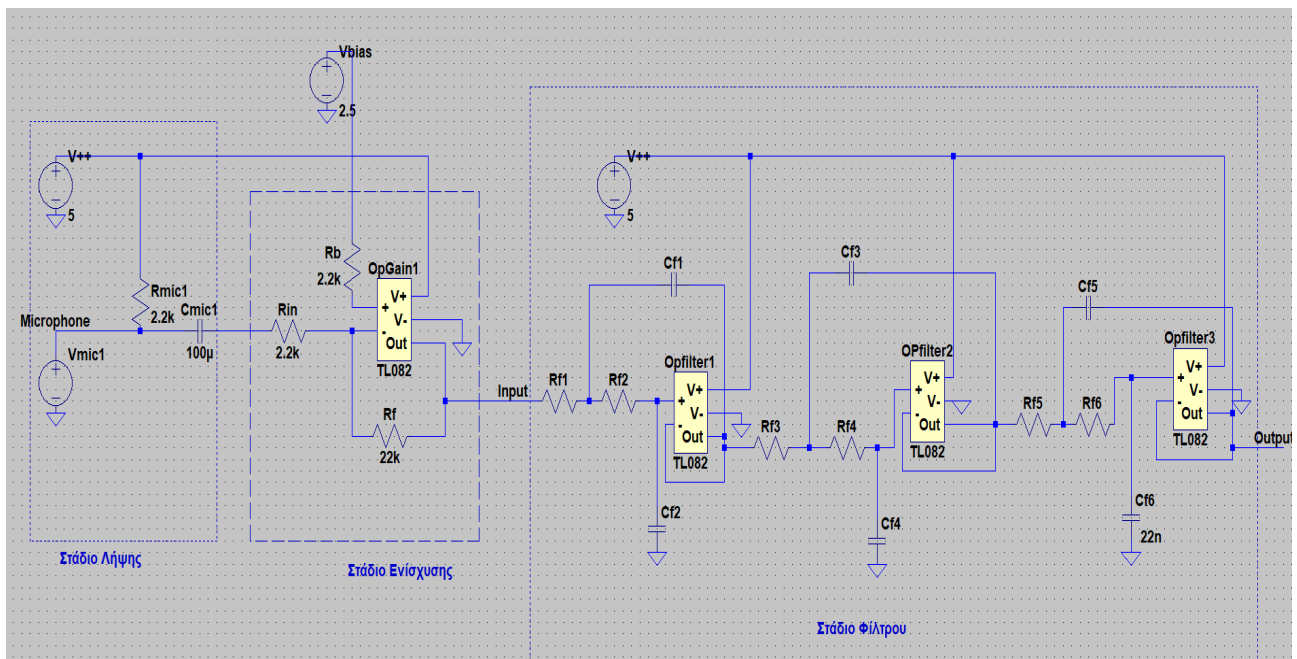
²²Active LP Filter : <http://www.beis.de/Elektronik/Filter/ActiveLPFilter.html>

3.4 Προσομοιώσεις Κυκλώματος

Προτού προχωρήσουμε την κατασκευή του κυκλώματος που σχεδιάστηκε, είναι απαραίτητο να γίνουν πρώτα κάποιες προσομοιώσεις σε υπολογιστικό περιβάλλον προκειμένου να διαπιστωθεί η ορθότητα των μαθηματικών αναλύσεων.

Θα χρησιμοποιηθεί το λογισμικό LTspice²³ της εταιρίας Linear Technology, που περιλαμβάνει έναν ανοιχτού κώδικα προσομοιωτή αναλογικών κυκλωμάτων τύπου SPICE (Simulation Program with Integrated Circuit Emphasis).

Το τελικό κύκλωμα που σχεδιάστηκε, λαμβάνοντας υπ όψιν την θεωρητική ανάλυση που παρουσιάστηκε στο κεφάλαιο θα είναι το εξής:



Σχήμα 3.12 Τελική μορφή ηλεκτρονικού κυκλώματος

²³ LTspice : <http://www.analog.com/en/design-center/design-tools-and-calculators/ltspice-simulator.html>

Παρά το γεγονός ότι το λογισμικό περιέχει πληθώρα ολοκληρωμένων κυκλωμάτων, ο τελεστικός ενισχτής TL082C που χρησιμοποιήσαμε δεν ήταν μέσα σε αυτά. Συνεπώς χρειάστηκε να εισαχθούν τα στοιχεία του μοντέλου στο σύστημα, δημιουργώντας έτσι ένα νέο μοντέλο.

Με την βοήθεια της εταιρίας ηλεκτρονικών Texas Instruments²⁴ που παρείχε τις φυσικές προδιαγραφές για την υλοποίηση ενός τέτοιου μοντέλου υλοποιήθηκε το στοιχείο με χρήση του παρακάτω κώδικα.

```
* TL082 OPERATIONAL AMPLIFIER "MACROMODEL" SUBCIRCUIT
* CREATED USING PARTS RELEASE 4.01 ON 06/16/89 AT 13:08
* (REV N/A)   SUPPLY VOLTAGE: +/-15V
* CONNECTIONS: NON-INVERTING INPUT
*           | INVERTING INPUT
*           || POSITIVE POWER SUPPLY
*           ||| NEGATIVE POWER SUPPLY
*           |||| OUTPUT
*           ||||
.SUBCKT TL082  1 2 3 4 5
*
C1  11 12 3.498E-12
C2  6 7 15.00E-12
DC  5 53 DX
DE  54 5 DX
DLP 90 91 DX
DLN 92 90 DX
DP  4 3 DX
EGND 99 0 POLY(2) (3,0) (4,0) 0 .5 .5
FB  7 99 POLY(5) VB VC VE VLP VLN 0 4.715E6 -5E6 5E6 5E6 -5E6
GA  6 0 11 12 282.8E-6
GCM 0 6 10 99 8.942E-9
ISS 3 10 DC 195.0E-6
HLIM 90 0 VLIM 1K
J1  11 2 10 JX
J2  12 1 10 JX
R2  6 9 100.0E3
RD1 4 11 3.536E3
RD2 4 12 3.536E3
RO1 8 5 150
RO2 7 99 150
RP  3 4 2.143E3
RSS 10 99 1.026E6
VB  9 0 DC 0
VC  3 53 DC 2.200
```

²⁴ TL082 : <http://www.ti.com/product/TL082/toolssoftware>

```

VE 54 4 DC 2.200
VLIM 7 8 DC 0
VLP 91 0 DC 25
VLN 0 92 DC 25
.MODEL DX D(IS=800.0E-18)
.MODEL JX PJF(IS=15.00E-12 BETA=270.1E-6 VTO=-1)
.ENDS

```

Προκειμένου να διαπιστωθεί η ορθή λειτουργία του κυκλώματος θα εργαστούμε με δύο τρόπους

Αρχικά θα γίνει AC ανάλυση. Σε αυτή την λειτουργία στην είσοδο του κυκλώματος εισάγονται σήματα σε ένα εύρος συχνοτήτων που έχουμε επιλέξει και στην συνέχεια υπολογίζεται η συνάρτηση κέρδους σε λογαριθμική κλίμακα καθώς και συνάρτηση φάσης του κυκλώματος ως συνάρτηση της συχνότητας.

Στην συνέχεια θα εκτελεστεί η λεγόμενη Transient ανάλυση. Εδώ επιλέγουμε ένα σήμα εισόδου και μέσω δειγματοληψίας δίνεται η κυματομορφή που θα έχει η έξοδος αφού περάσει από όλα τα στάδια του κυκλώματος. Στην παρούσα φάση θα επιλέξουμε ένα ημιτονοειδές σήμα με συχνότητα εντός του εύρους των ενεργών συχνοτήτων και ένα επίσης ημιτονοειδές με συχνότητα εκτός του εύρους αυτού.

AC Ανάλυση

Type of sweep:	Octave ▾
Number of points per octave:	100
Start frequency:	0.1
Stop frequency:	1500

Πίνακας 3.5 Παράμετροι Προσομοίωσης AC ανάλυσης

Εισάγοντας τις παραμέτρους του Πίνακα 3.5 περιμένουμε στην αρχή του διαγράμματος Bode που θα προκύψει όπου ουσιαστικά οι συχνότητες βρίσκονται πολύ κοντά στο μηδέν, δηλαδή είναι σχεδόν συνεχές ρεύμα που δεν παράγεται από ηχητικό κύμα αλλά από πόλωση του μικροφώνου, να έχουμε μια μείωση του πλάτους, στην συνέχεια το διάγραμμα να παραμένει σταθερό σε μια μέγιστη τιμή και κοντά στην συχνότητα αποκοπής (200 Hz) να αρχίσει η μείωση του με σταθερή κλίση.



Σχήμα 3.13 Διάγραμμα Bode – Συνάρτηση Κέρδους



Σχήμα 3.14 Διάγραμμα Bode – Συνάρτηση Φάσης

Όπως παρατηρείται επαληθεύονται οι προβλέψεις που έγιναν.

Transient Ανάλυση

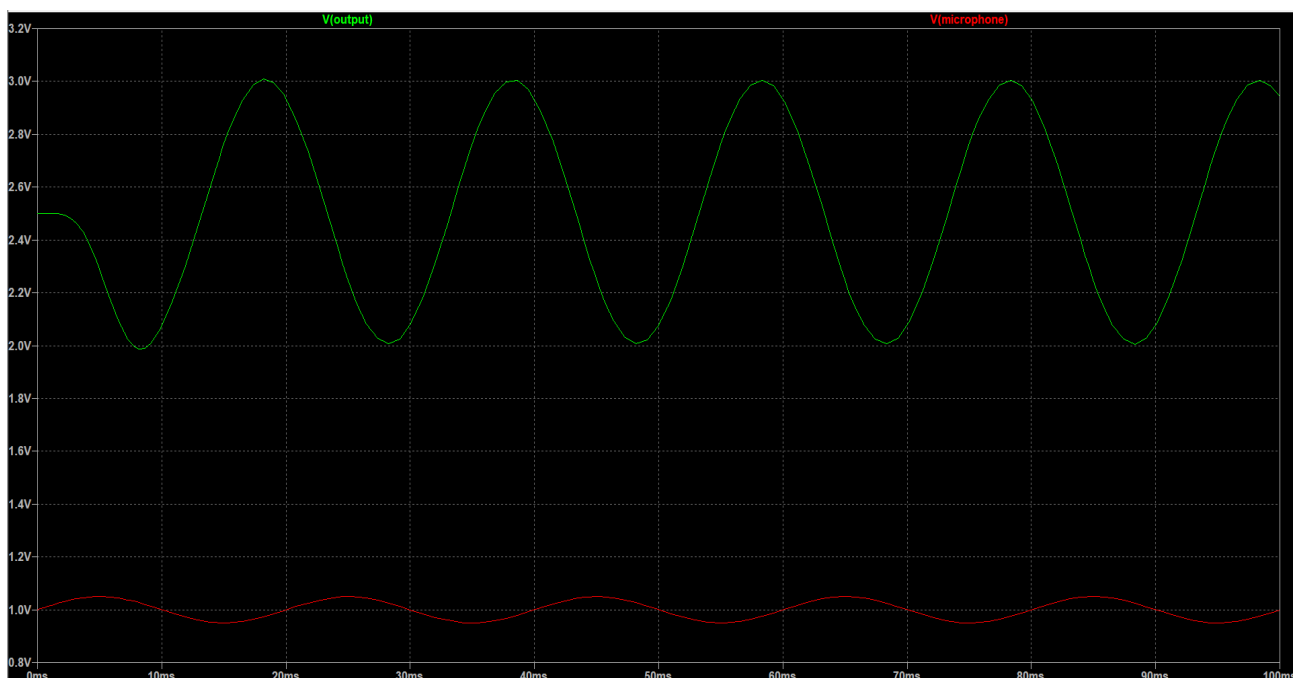
Αρχικά στην είσοδο του κυκλώματος θα έχουμε σήμα πλάτους 50mV , συχνότητας 50Hz και με DC συνιστώσα 1V.

Για την προσομοίωση επιλέξαμε τις εξής παραμέτρους:

Stop time:	0.1
Time to start saving data:	0
Maximum Timestep:	0.001

Πίνακας 3.6 Παράμετροι Transient ανάλυσης A

και το σήμα που καταγράφηκε στην έξοδο:



Σχήμα 3.15 Απόκριση εξόδου σήματος χαμηλής συχνότητας

Με κόκκινο χρώμα είναι η κυματομορφή εξόδου ενώ με πράσινο χρώμα η κυματομορφή εισόδου.

Βλέπουμε πως το σήμα έχει περάσει χωρίς κάποια παραμόρφωση (εκτός εκείνης που προέρχεται λόγω της δειγματοληψίας), το πλάτος του από 100mV peak to peak , έφτασε στο 1 V οπότε επιβεβαιώνεται ο λόγος ενίσχυσης 10 και πλέον το σήμα ταλαντώνεται γύρω από την τάση 2.5V όπως το είχαμε σχεδιάσει .

Τέλος θα εισάγουμε και ένα σήμα μεγάλης συχνότητας για να μελετήσουμε τον βαθμό στον οποίο τελικά το κύκλωμά μας, και κυρίως το φίλτρο καταφέρνει να τον εξαλείψει.

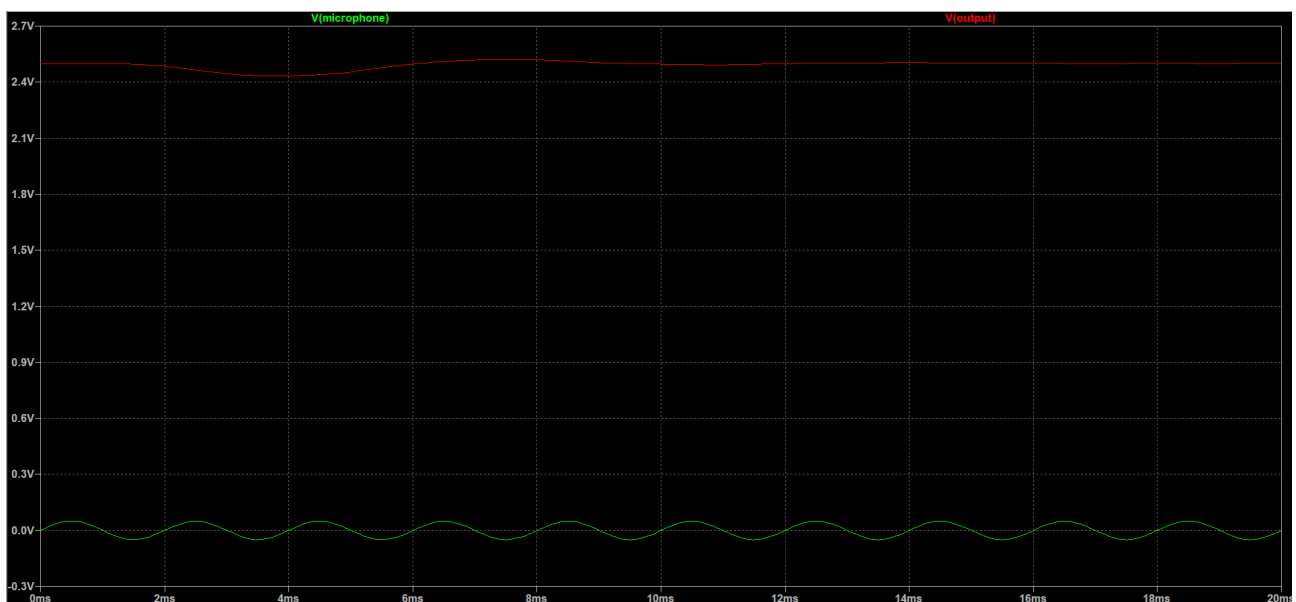
Για αυτό το λόγο στην είσοδο θα έχουμε σήμα συχνότητας 500Hz, πλάτους 50mV χωρίς DC συνιστώσα αυτή τη φορά προκειμένου να παρομοιάσουμε ένα σήμα θορύβου.

Οι παράμετροι της προσομοίωσης άλλαξαν για καλύτερη απεικόνιση των αποτελεσμάτων.

Stop time:	0.02
Time to start saving data:	0
Maximum Timestep:	0.0001

Πίνακας 3.7 Παράμετροι Transient Ανάλυσης B

και το σήμα στην έξοδο:

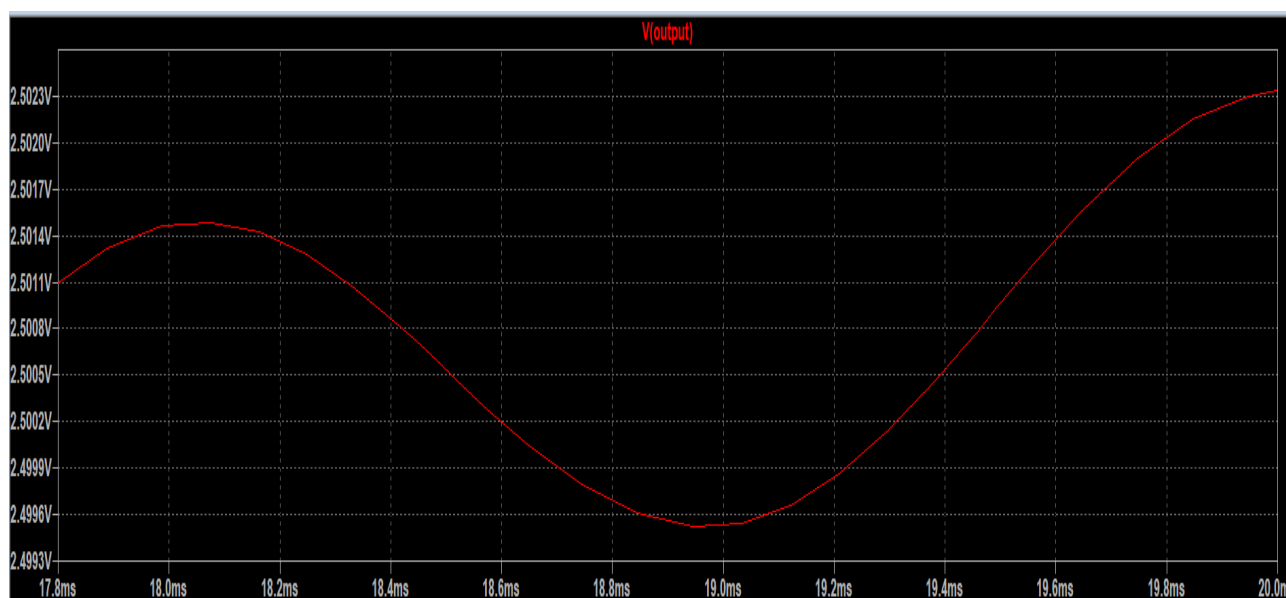


Σχήμα 3.16 Απόκριση εξόδου σήματος υψηλής συχνότητας

Ξανά με κόκκινο χρώμα είναι η κυματομορφή εξόδου ενώ με πράσινο χρώμα η κυματομορφή εισόδου.

Εδώ παρατηρούμε δύο καταστάσεις. Αρχικά φαίνεται πως στην έξοδο έχουμε απόκλιση της τάσης από την πόλωση των 2.5V που έχουμε θέσει ενώ στην συνέχεια μετά την πάροδο ενός χρονικού διαστήματος η κυματομορφή είναι σχεδόν σταθερή.

Αυτό συμβαίνει λόγω του μεταβατικού φαινομένου των πυκνωτών. Μέχρι να γίνει η πλήρης φόρτιση των πυκνωτών επιτρέπουν ρεύμα υψηλών συχνοτήτων να περνά σχεδόν ανεπηρέαστο στο μήκος του κυκλώματος ενώ στην συνέχεια αφού βρεθούν στην σταθερή κατάσταση το ρεύμα αυτό λόγω του φίλτρου περνά στην γείωση και δεν προκαλεί τάση στην έξοδο.



Σχήμα 3.17 Απόκριση εξόδου στη μόνιμη κατάσταση

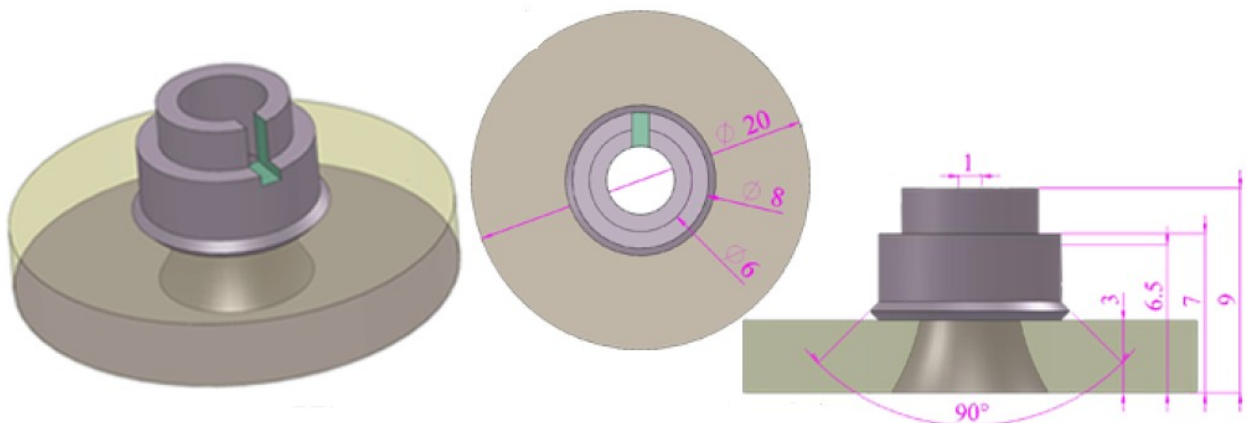
Παρατηρώντας στο Σχήμα 3.17 την συμπεριφορά της εξόδου μετά το μεταβατικό στάδιο, βλέπουμε πως το σήμα θορύβου φτάνει στην χειρότερη περίπτωση σε τιμή 2.3mV παραπάνω από την τιμή πόλωσης. Αυτό σε συνάρτηση με την ενίσχυση του επιθυμητού σήματος όπως είδαμε στο Σχήμα 3.15 καθιστά τον θόρυβο αμελητέο και συνεπώς μπορούμε να αποδεχτούμε πως η πληροφορία που θα λάβουμε κατά την εκτέλεση των πειραμάτων θα αφορά μόνο τις υπό μελέτη συχνότητες.

3.5 Κύκλωμα Αναφοράς

Στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας, προκειμένου να αποφανθούμε για την ορθή λειτουργία του κυκλώματος θα συγκρίνουμε τα αποτελέσματα των μετρήσεών του με μία ήδη κατασκευασμένη διάταξη που δημιουργήθηκε από τους Salvatore Fara, Chandra Sen Vikram και συνεργάτες[13].

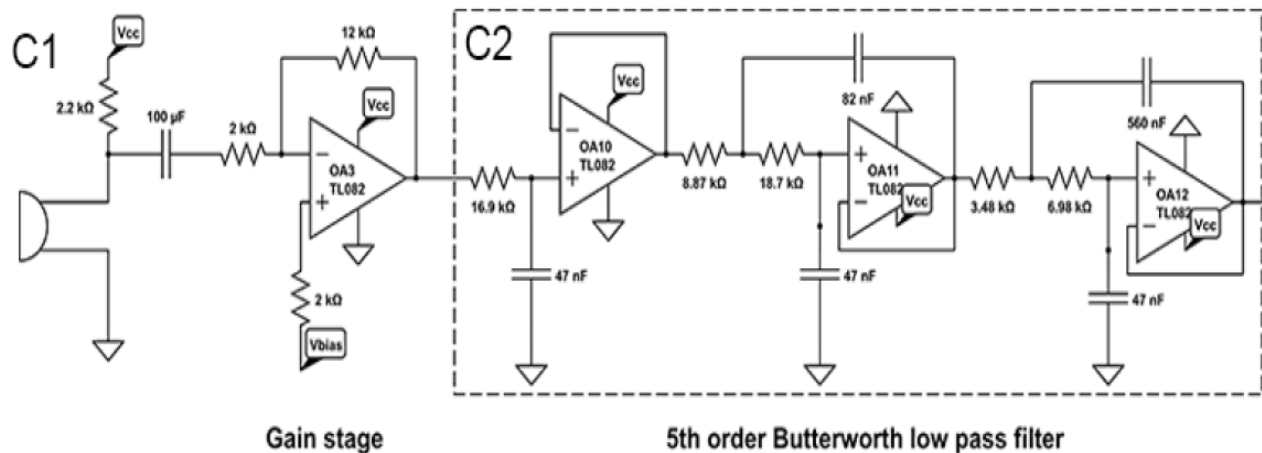
Οι επιστήμονες αυτοί σχεδίασαν μια διάταξη ακουστικής μυογραφίας με σκοπό να χρησιμοποιηθεί σε συσκευές τύπου Brain-Machine Interface (BMI). Οι συσκευές BMI μεταφράζουν τα ηλεκτρικά σήματα που λαμβάνονται κυρίως από τους νευρώνες σε εντολές ικανές να ελέγξουν κάποιο άλλη συσκευή. Τα BMIs συχνά χρησιμοποιούνται σε ανθρώπους με κινητικά προβλήματα βοηθώντας στις καθημερινές λειτουργίες του. Στην ακουστική μυογραφία παρόλο που το μετρούμενο σήμα δεν είναι ηλεκτρικό αλλά ηχητικό, με τη χρήση του μικροφώνου που αποτελεί έναν μορφοτροπέα σε ηλεκτρικό σήμα καθίσταται δυνατή η σύνδεση με συσκευές BMI.

Η διάταξη σχεδιάστηκε με γνώμονα πως οι συχνότητες που παρέχουν ουσιαστική πληροφορία βρίσκονται στο εύρος 5-100Hz κάτι που συνέβαλε τόσο στην σχεδίαση του φίλτρου όσο και στην σχεδίαση του ακουστικού θαλάμου όπου θα τοποθετηθεί το μικρόφωνο.



Σχήμα 3.18 Όψεις και διαστάσεις του ακουστικού θαλάμου[13]

Στην συνέχεια το κύκλωμα ποιοτικά έχει την ίδια μορφή με αυτό που σχεδιάστηκε. Δηλαδή, όπως φαίνεται και στο Σχήμα 3.19, το μικρόφωνο μέσω ενός πυκνωτή που παρέχει AC σύζευξη συνδέεται με ανάστροφο ενισχυτή κέρδους -6 που πολώνεται σε μια τάση V_{bias} και τελικά πριν την έξοδο περνά από ένα βαθυπερατό φίλτρο πέμπτης τάξης τύπου Butterworth.



Σχήμα 3.19 Κύκλωμα αναφοράς [13]

Η τάση πόλωσης επιλέγεται να είναι στο μισό της τάσης τροφοδοσίας που λαμβάνουν οι τελεστικοί ενισχυτές.

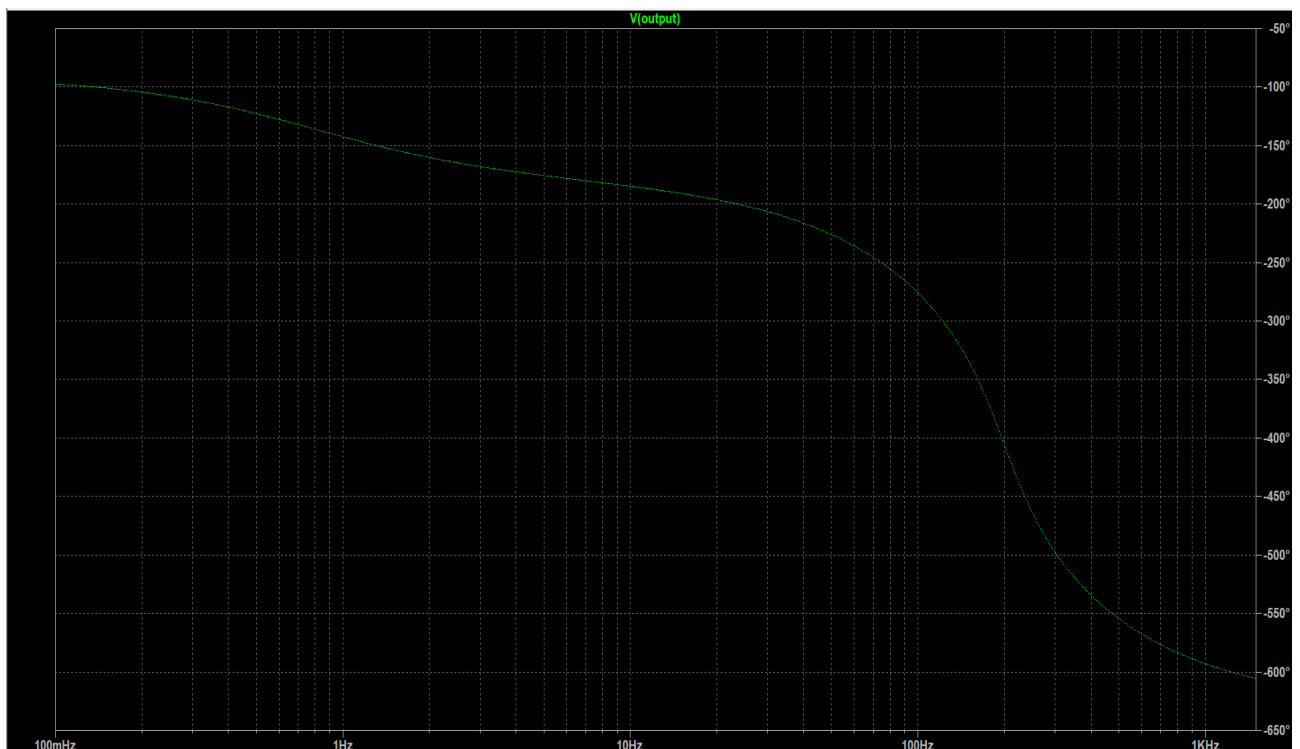
Για την πλήρη κατανόηση της λειτουργίας του συγκεκριμένου κυκλώματος θα εκτελεστούν οι ίδιες προσομοιώσεις που έγιναν για αυτό που σχεδιάσαμε παραπάνω.

AC Ανάλυση

Τα δεδομένα της ανάλυσης θα είναι τα ίδια με αυτά του Πίνακα 3.5 προκειμένου τα δύο κυκλώματα να συγκριθούν σε ίδιες συνθήκες.



Σχήμα 3.20 Συνάρτηση κέρδους κυκλώματος αναφοράς



Σχήμα 3.21 Συνάρτηση φάσης κυκλώματος αναφοράς

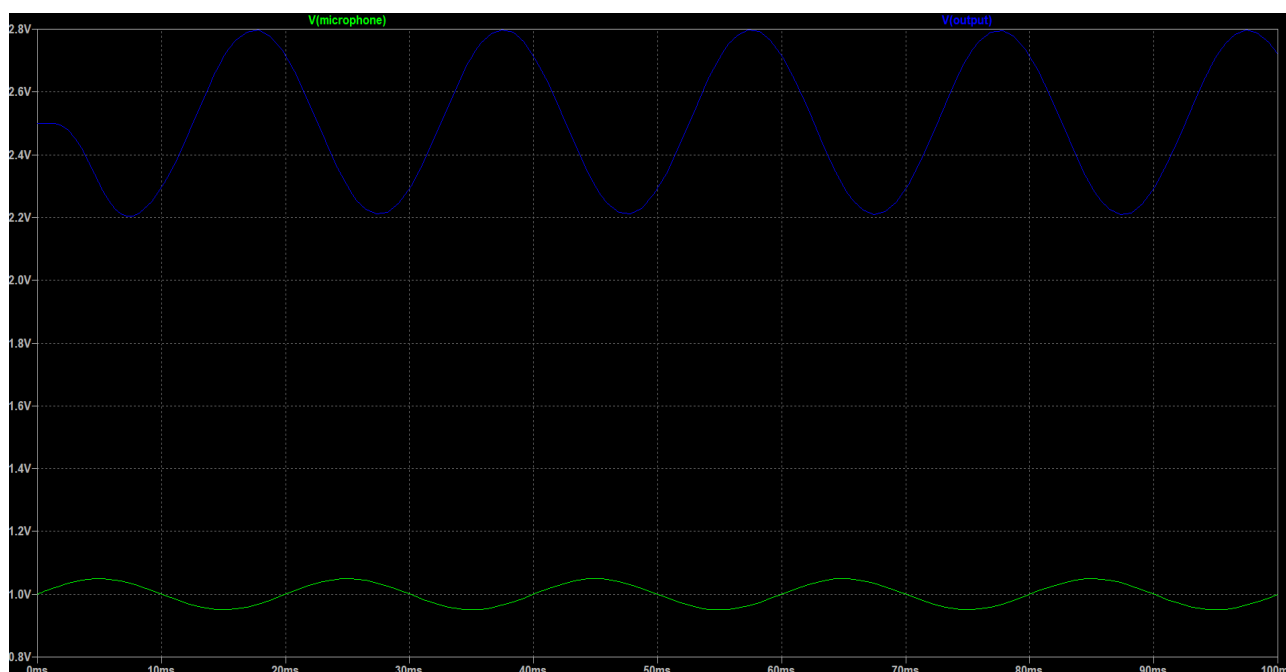
Όπως παρατηρείται το κέρδος διατηρεί πολύ καλή μορφή στο εύρος των ενεργών συχνοτήτων ωστόσο η κλίση της συνάρτησης κατά την μεταβολή προς τις αποκομμένες συχνότητες είναι λιγότερο απότομη. Αυτό το πρόβλημα πιθανότατα καλύπτεται λόγω την φύσης του ακουστικού θαλάμου που μεταφέρει αναλλοίωτα τα σήματα με συχνότητες κάτω των 100Hz. Έτσι συμψηφίζοντας το ηλεκτρονικό και το μηχανικό φίλτρο να καταλήγουμε σε καλύτερη αποκοπή.

Transient Ανάλυση

Τέλος θα επαναλάβουμε και για αυτό το κύκλωμα αναφοράς τις ίδιες transient αναλύσεις.

Συγκεκριμένα για σήμα με χαρακτηριστικά πλάτος 50mV, συχνότητα 50Hz και DC συνιστώσα 1V και παραμέτρους προσομοίωσης όπως στον Πίνακα 3.6 :

Στην AC ανάλυση δεν επηρέαζε η τιμή της πόλωσης και της τάσης τροφοδοσίας που θα επιλέξαμε (με την προϋπόθεση ότι δε θα υπήρχε ποτέ ψαλιδισμός του σήματος) αλλά για την transient ανάλυση θα επιλέγουμε τροφοδοσία 5V και πόλωση 2.5V ώστε να ταιριάζει με τα δεδομένα του άλλου κυκλώματος.

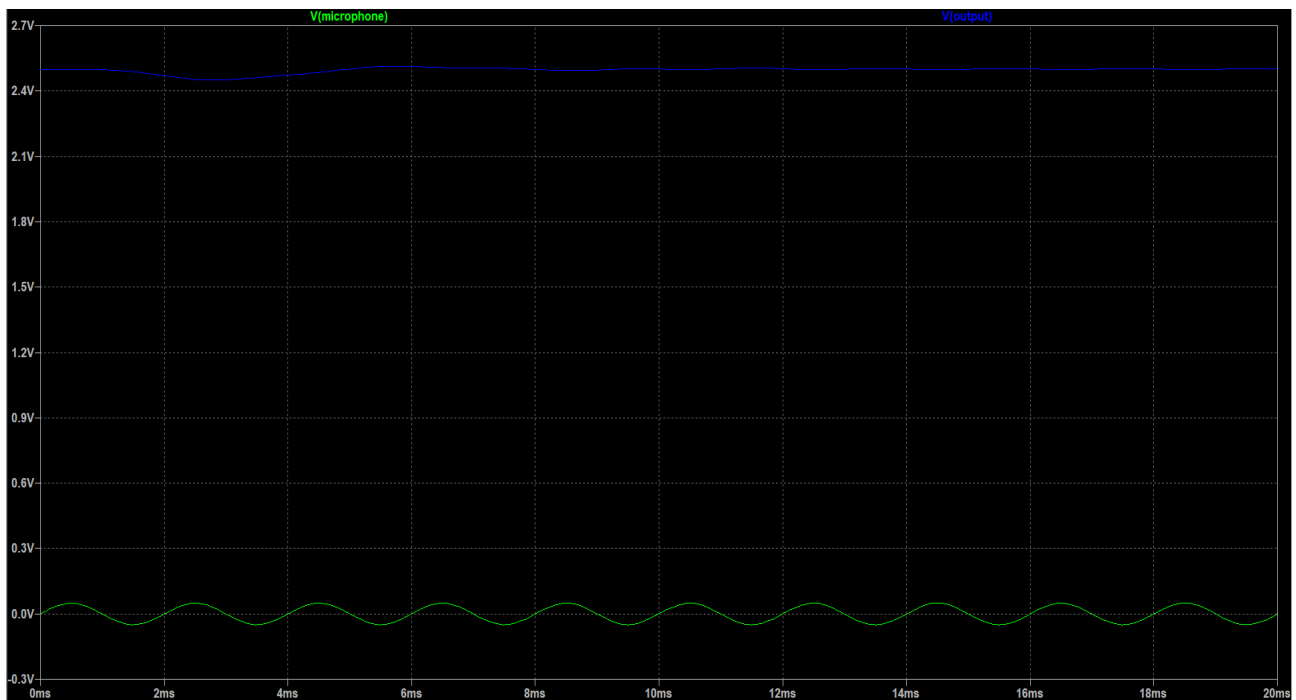


Σχήμα 3.22 Απόκριση κυκλώματος αναφοράς σε χαμηλή συχνότητα

Με μπλε χρώμα είναι η κυματομορφή εξόδου ενώ με πράσινο χρώμα η κυματομορφή εισόδου.

Όπως παρατηρούμε η συμπεριφορά του είναι πολύ ικανοποιητική.

Για τον έλεγχο των υψηλών συχνοτήτων το σήμα εισόδου που επιλέγουμε έχει χαρακτηριστικά :
συχνότητα 500Hz, πλάτος 50mV χωρίς DC συνιστώσα
και οι παράμετροι προσομοίωσης φαίνονται στον Πίνακα 3.7

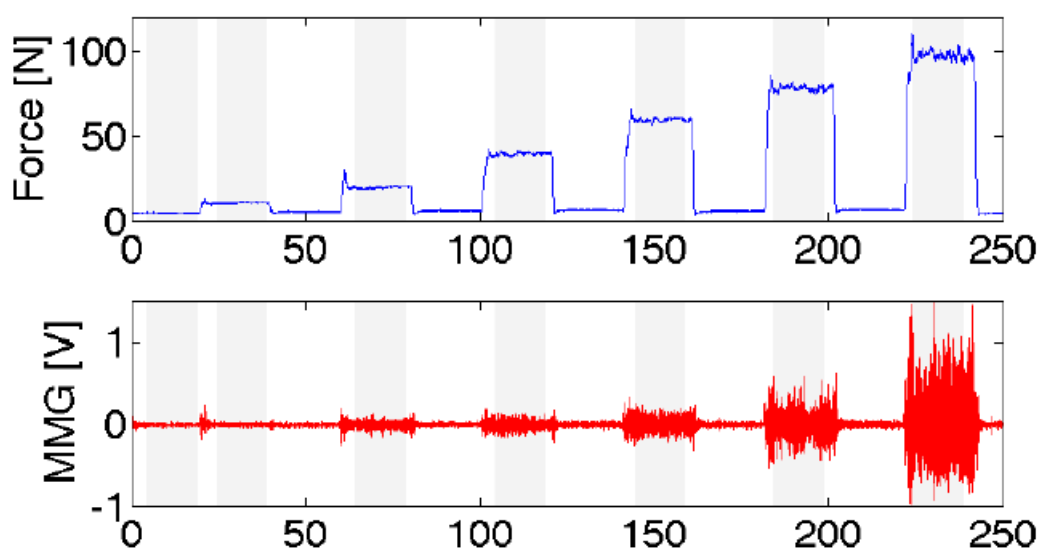


Σχήμα 3.23 Απόκριση κυκλώματος αναφοράς σε υψηλή συχνότητα

Με μπλε χρώμα είναι η κυματομορφή εξόδου ενώ με πράσινο χρώμα η κυματομορφή εισόδου.

Και σε αυτό το κύκλωμα παρατηρείται κακή λειτουργία κατά την μεταβατική φάση, όπως είναι φυσιολογικό , και στην συνέχεια έχουμε πολύ καλή αποκοπή.

Όσον αφορά στα πειραματικά δεδομένα του κυκλώματος, όπως παρουσιάστηκαν από του συγγραφείς της εργασίας, ο έλεγχος έγινε κατά την ισομετρική συστολή του μυ[13].



Σχήμα 3.24 Πειραματικά αποτελέσματα κυκλώματος αναφοράς [23]

Παρατηρείται μια ξεκάθαρη μεταβολή στο πλάτος του μετρούμενου σήματος που είναι ανάλογη με την μεταβολή της τιμής της ασκούμενης δύναμης.

Στην συνέχεια τα δεδομένα αυτά ταξινομήθηκαν ώστε σε επόμενη φάση η συσκευή BMI να μπορεί να υπολογίζει την δύναμη που ασκείται από τον χρήστη λαμβάνοντας μόνο το σήμα της ακουστικής μυογραφίας[13]. Ωστόσο αυτή η διαδικασία βρίσκεται εκτός πλαισίων της παρούσας διπλωματικής εργασίας και δεν θα αναλυθεί περαιτέρω.

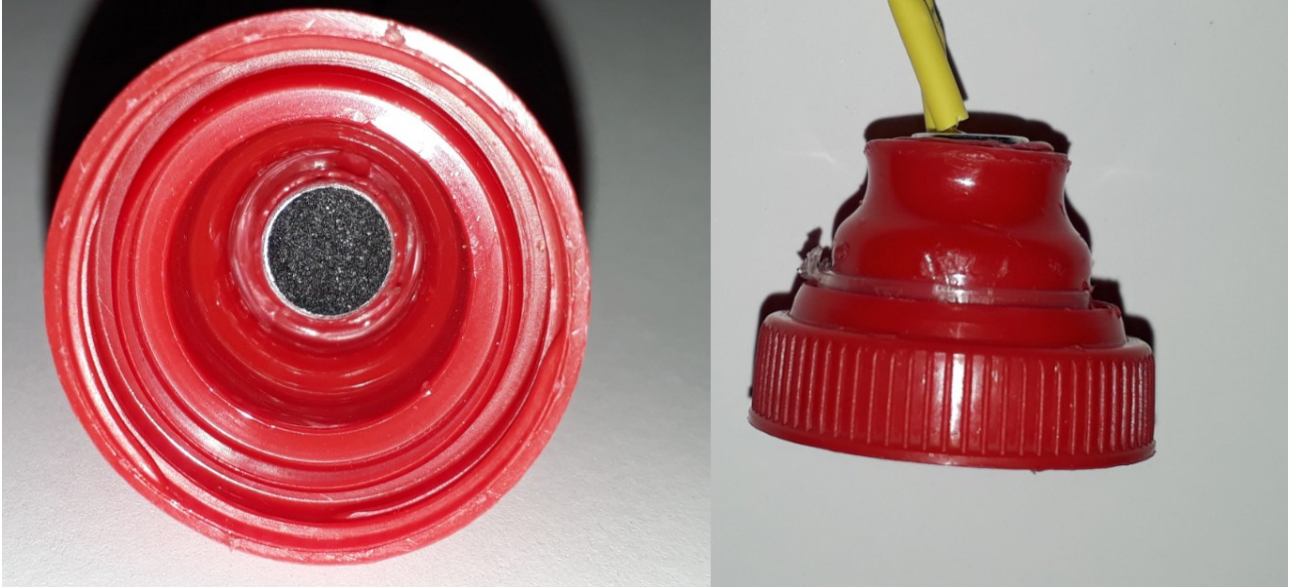
Κεφάλαιο 4 : Διάταξη Ακουστικής Μυογραφίας

Εφόσον έχει επαληθευτεί η ορθή λειτουργία του κυκλώματος τόσο θεωρητικά όσο και σε περιβάλλον προσομοίωσης, θα επιχειρήσουμε σε αυτό το κεφάλαιο να το κατασκευάσουμε ώστε να καταγράψουμε κάποιες πειραματικές μετρήσεις με διαφορετικά ερεθίσματα και εν συνεχεία θα τα συγκρίνουμε με τα αποτελέσματα που δίνει το κύκλωμα αναφοράς.

4.1 Πειραματική διάταξη

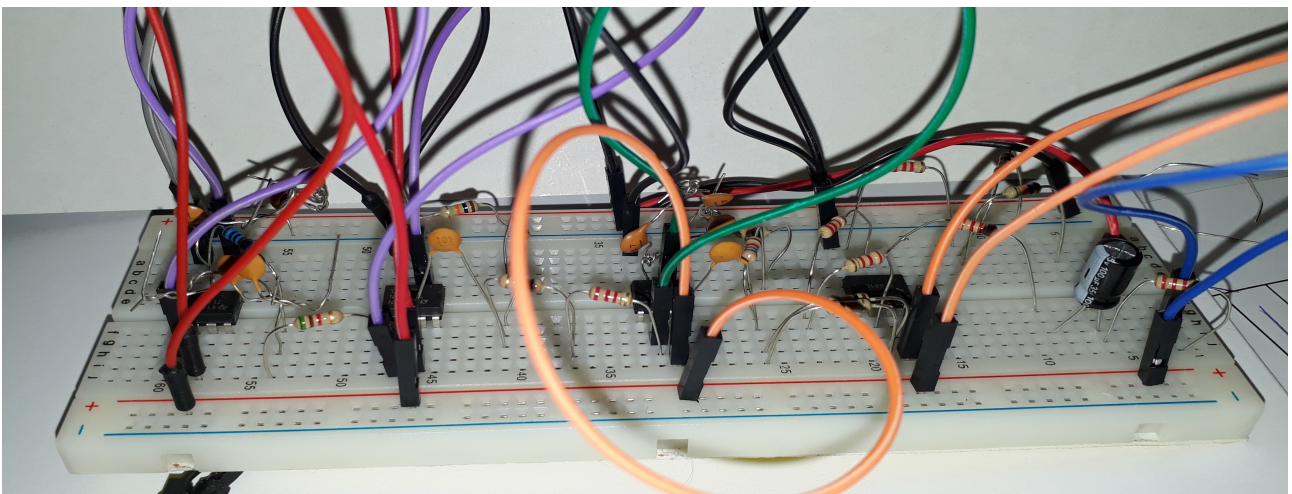
Αρχικά το πρώτο πρόβλημα που επιζητά λύση είναι η κατασκευή του ακουστικού θαλάμου πάνω στον οποίο θα ενσωματωθεί το μικρόφωνο και στην συνέχεια θα τοποθετηθεί πάνω από τον υπό μελέτη μυ. Ιδανικά το αντικείμενο αυτό θα μπορούσε να κατασκευαστεί με την βοήθεια ενός τρισδιάστατου εκτυπωτή όπου θα μας έδινε ακριβώς το σχήμα το οποίο αναζητούμε. Κάτι τέτοιο ωστόσο δεν μπόρεσε να υλοποιηθεί τόσο λόγω κόστους όσο και δυσκολίας στην εκτέλεση. Παρόλα αυτά η αντικατάσταση του συγκεκριμένου κομματιού μπορεί, χωρίς ιδιαίτερη απόκλιση από τις θεωρητικές τιμές, να γίνει με χρήση ενός απλού πλαστικού καπακιού της σειράς “Φυσικό Μεταλλικό Νερό ΑΥΡΑ active cap” που παράγεται από την εταιρία Coca-Cola Τρία Έψιλον.

Όπως είναι φανερό και στο Σχήμα 4.1, χρησιμοποιώντας αυτό το καπάκι μπορούμε να ικανοποιήσουμε όλες εκείνες τις συνθήκες που απαιτήσαμε να ισχύουν στην Παράγραφο 3.1



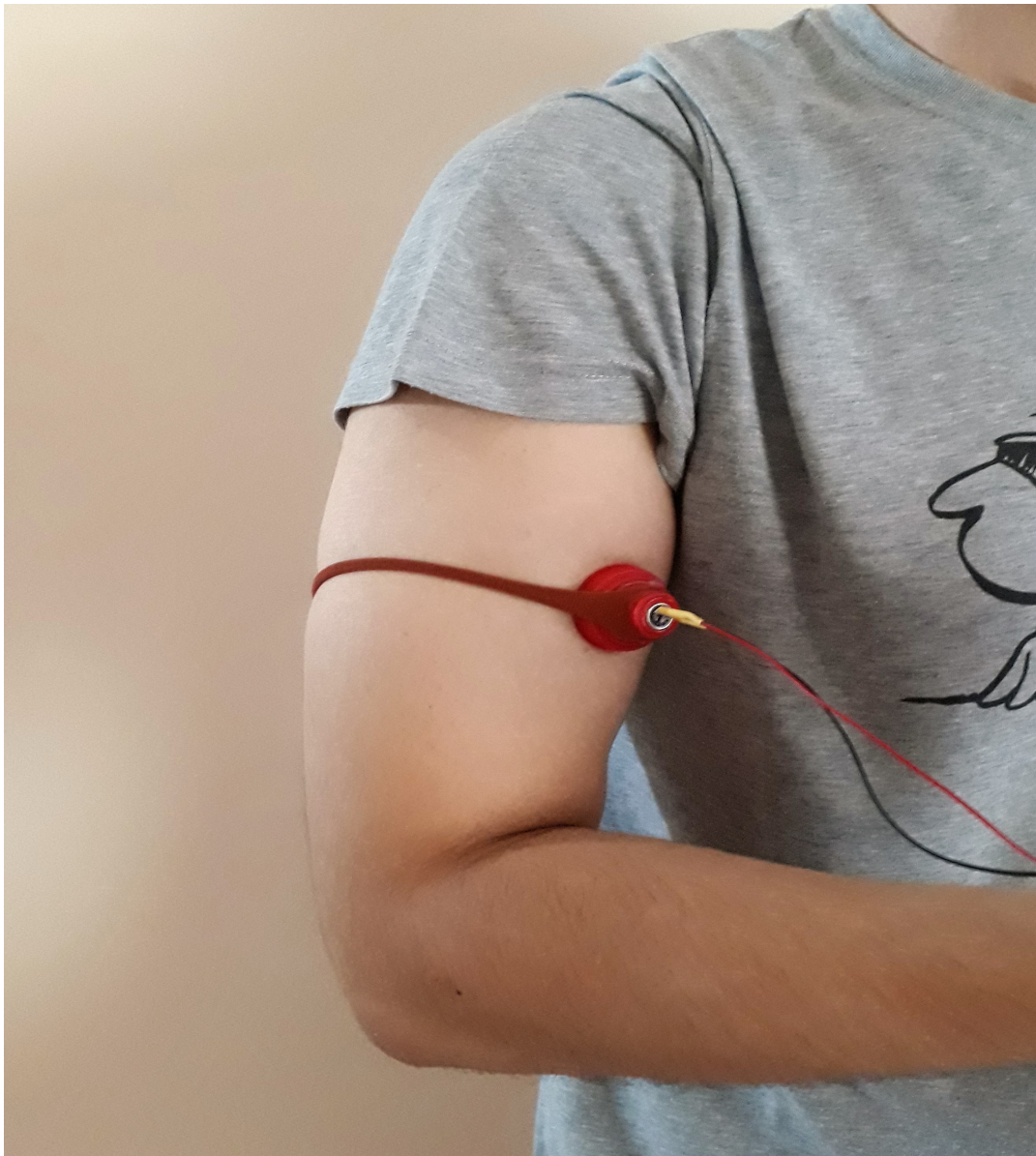
Σχήμα 4.1 Ακουστικός Θάλαμος

Στην συνέχεια για την υλοποίηση του κυκλώματος χρησιμοποιήθηκε μια πλακέτα δοκιμών τύπου Breadboard. Τα Breadboards παρέχουν θήκες όπου τοποθετούνται οι ακροδέκτες διαφόρων στοιχείων ηλεκτρονικής και δημιουργούν βραχυκύκλωμα μεταξύ μιας ομάδας από συγκεκριμένες θήκες κρατώντας τις παράλληλα απομονωμένες από τις υπόλοιπες. Είναι πολύ βολικά στην χρήση, σε σύγκριση με τις κλασικές πλακέτες κολλήσεων, λόγω του ελάχιστου χρόνου για την τοποθέτηση αλλά την αντικατάσταση, εφόσον είναι επιθυμητό, των στοιχείων του κυκλώματος.



Σχήμα 4.2 Υλοποίηση του κυκλώματος σε Breadboard

Τέλος, όσον αφορά τα μηχανικά τμήματα της διάταξης η εφαρμογή του ακουστικού θαλάμου πάνω από τον μυ υπό μελέτη αποτελεί και αυτή μια πολύ εύκολη διαδικασία. Συγκεκριμένα χρησιμοποιώντας ένα απλό εκτατό κυκλικό λάστιχο, με διάμετρο κατά την μη εκτατή του κατάσταση μικρότερη από εκείνη του βραχίονα, είναι δυνατή η σταθεροποίηση του θαλάμου πάνω στο μυ, με τέτοιο τρόπο ώστε ποτέ να μην χάνετε η επαφή και συνεπώς να μην εμφανίζονται αλλοιώσεις στο σήμα εξόδου λόγω την σχετικής κίνησης θαλάμου-βραχίονα.



Σχήμα 4.3 Τοποθέτηση ακουστικού θαλάμου πάνω από τον δικέφαλο βραχιόνιο μυ

Έχοντας ολοκληρώσει όλα τα βήματα για την παραγωγή του σήματος, το μόνο που απομένει είναι η καταγραφή του σε μορφή αναγνωρίσιμη από υπολογιστή.

Για αυτό θα χρησιμοποιήσουμε την πλατφόρμα μικροελεγκτή “Arduino Uno Rev3” .

Η πλατφόρμα αυτή παράγει και να καταγράφει τάση ενώ ελέγχεται από κώδικα τον οποίο ο χρήστης μπορεί να επεξεργαστεί.

Όπως είχε αναφερθεί και κατά τη σχεδίαση του κυκλώματος η μέγιστη τάση που μπορεί να μετρήσει αλλά και να παράγει είναι τα 5volts ενώ πάντα λειτουργεί σε θετικές τιμές, προβλήματα που λύθηκαν κατά τη σχεδίαση. Η λήψη του σήματος εισόδου γίνεται με δειγματοληψία σε συχνότητα επιλέγει ο χρήστης ενώ ταυτόχρονο γίνεται διακριτοποίηση της τάσης σε 1024 επίπεδα. Συνεπώς έχουμε βήμα διακριτοποίησης περίπου 5mV. Παρότι φαινομενικά χάνεται πληροφορία , το γεγονός ότι η διακριτοποίηση επιδρά μόνο στην έξοδο, αφού δηλαδή γίνει η ενίσχυση του σήματος, ουσιαστικά δεν προκαλεί αλλοίωση των αποτελεσμάτων καθώς το διάστημα των 5mV στην έξοδο αφορά ένα διάστημα 0.5mV παραγόμενο από το μικρόφωνο τιμή αμελητέα για τα δεδομένα του συγκεκριμένου προβλήματος.



Σχήμα 4.4 Arduino Uno Rev3²⁵

²⁵Arduino Uno Rev3 : <https://arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>

Για τον έλεγχο της πλατφόρμας Arduino εισήχθη στο σύστημα ο παρακάτω κώδικας:

```
int sensor=3;
long value;
int vcc=8;
unsigned long tim;
unsigned long stepp=1;
unsigned long prev=0;

void setup() {

  Serial.begin(115200);
  pinMode(vcc,OUTPUT);
  digitalWrite(vcc,HIGH);
}

void loop() {

  tim=millis();
  if (tim-prev>=stepp){
    prev=tim;
    value=analogRead(sensor);
    value=map(value,0,1023,0,5000);
    Serial.println(2500-value);
  }
}
```

Η πλατφόρμα λειτουργεί ως εξής. Αρχικά ο τμήμα του κώδικα που βρίσκεται στο σώμα `setup()` θα εκτελεστεί μία φορά , και συνήθως χρησιμεύει για αρχικοποιήσεις και στην συνέχεια το τμήμα του κώδικα στο σώμα `loop()` εκτελείται συνεχώς σε επανάληψη , εκτός αν υπάρξει κάποια εντολή διακοπής.

Πρώτα από όλα ορίζουμε τις χρησιμοποιούμενες μεταβλητές sensor : η θύρα από όπου θα λαμβάνει το σήμα , value : η καταγραφόμενη τιμή , vcc : η θύρα που παράγει την τάση τροφοδοσίας , tim, step και prev μεταβλητές για τον έλεγχο της δειγματοληψίας.

Στο σώμα setup που θα εκτελεστεί μόνο μία φορά αρχικά ορίζουμε την σειριακή πύλη επικοινωνίας της πλατφόρμας με τον υπολογιστή , από όπου θα πάρουμε τις τιμές για περαιτέρω επεξεργασία και ορίζουμε την θύρα τροφοδοσίας ως θύρα εξόδου της πλατφόρμας. Στη συνέχεια αυτή η θύρα ορίζεται να πάρει την τιμή HIGH που σε αναλογική επεξεργασία είναι ορισμένη στα 5volt.

Ο κώδικας που θα εκτελείται συνεχώς σε επανάληψη θέλουμε να δίνει την τιμή του καταγραφόμενου σήματος εξόδου με συχνότητα δειγματοληψίας 1kHz. Έτσι αρχικά κρατάμε στην μεταβλητή tim τον παρών χρόνο με χρήση της συνάρτησης millis() . Η συνάρτηση αυτή δίνει τον χρόνο σε millisecond που έχει περάσει από την έναρξη λειτουργίας της πλατφόρμας. Στην συνέχεια συγκρίνουμε την τιμή αυτή με την προηγούμενη τιμή στην οποία καταγράψαμε μέτρηση , η τιμή αυτή βρίσκεται στην μεταβλητή prev και έχει αρχικοποιηθεί στο μηδέν και εφόσον η διαφορά των δύο είναι μικρότερη από το βήμα που επιλέξαμε (stepp = 1 διότι θέλουμε μέτρηση κάθε ένα millisecond για να έχουμε συχνότητα 1kHz) τότε επαναλαμβάνεται ο έλεγχος. Σε αντίθετη περίπτωση κρατάμε αρχικά στην μεταβλητή prev την παρούσα χρονική στιγμή και καταγράφουμε τη τιμή που εξόδου του κυκλώματος. Με την συνάρτηση map() αντιστοιχούμε την τιμή αυτή από τα 1024 επίπεδα διακριτοποίησης στο εύρος των 5volt για να έχουμε πιο κατανοητή απεικόνιση. Τέλος η τιμή που φτάνει στον υπολογιστή είναι αντίθετη με την καταγραφόμενη , για το λόγο ότι είχαμε αναστρέφουσα ενίσχυση και αυξημένη κατά 2,5volts προκειμένου να απαλλαγούμε από την πόλωση που εισάγαμε στο κύκλωμα.

Η διαδικασία αυτή συνεχίζει να επαναλαμβάνεται έως ότου τελειώσει το πείραμα.

4.2 Καταγραφή Μετρήσεων

Οι μετρήσεις που θα λάβουμε θα γίνουν κατά την ισομετρική συστολή του δικέφαλου βραχιόνιου μυ. Τα αντικείμενα της μελέτης κρατούν κάποιες μάζες αυξανόμενου βάρους με τέτοιο τρόπο ώστε ο πήχης και ο βραχίονας να βρίσκονται σε γωνία 60μοιρών. Κατά αυτή την στάση έχουμε μείωση του μήκους του μυ, συνεπώς η επιφάνεια που καλύπτει ο ακουστικός θάλαμος θα λάβει τα ηχητικά κύματα της ισομετρικής συστολής από περισσότερες μυικές ίνες και συνεπώς θα πάρουμε πιο ενισχυμένο σήμα.

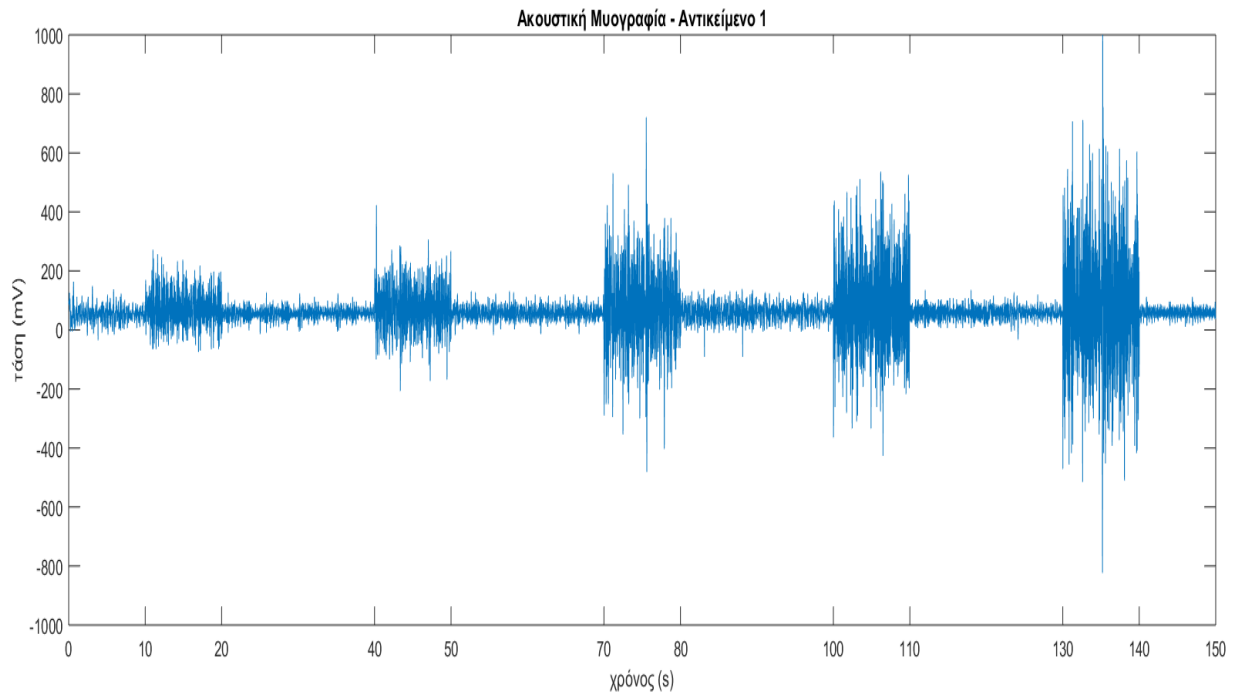
Στον Πίνακα 4.1 βλέπουμε τα χαρακτηριστικά των αντικειμένων που μελετήθηκαν.

Όνομα	Ηλικία	Φύλο
Αντικείμενο 1	24	Ανδρας
Αντικείμενο 2	24	Ανδρας
Αντικείμενο 3	24	Ανδρας
Αντικείμενο 4	24	Ανδρας
Αντικείμενο 5	24	Ανδρας
Αντικείμενο 6	24	Ανδρας
Αντικείμενο 7	32	Γυναίκα
Αντικείμενο 8	33	Ανδρας
Αντικείμενο 9	56	Ανδρας
Αντικείμενο 10	53	Γυναίκα

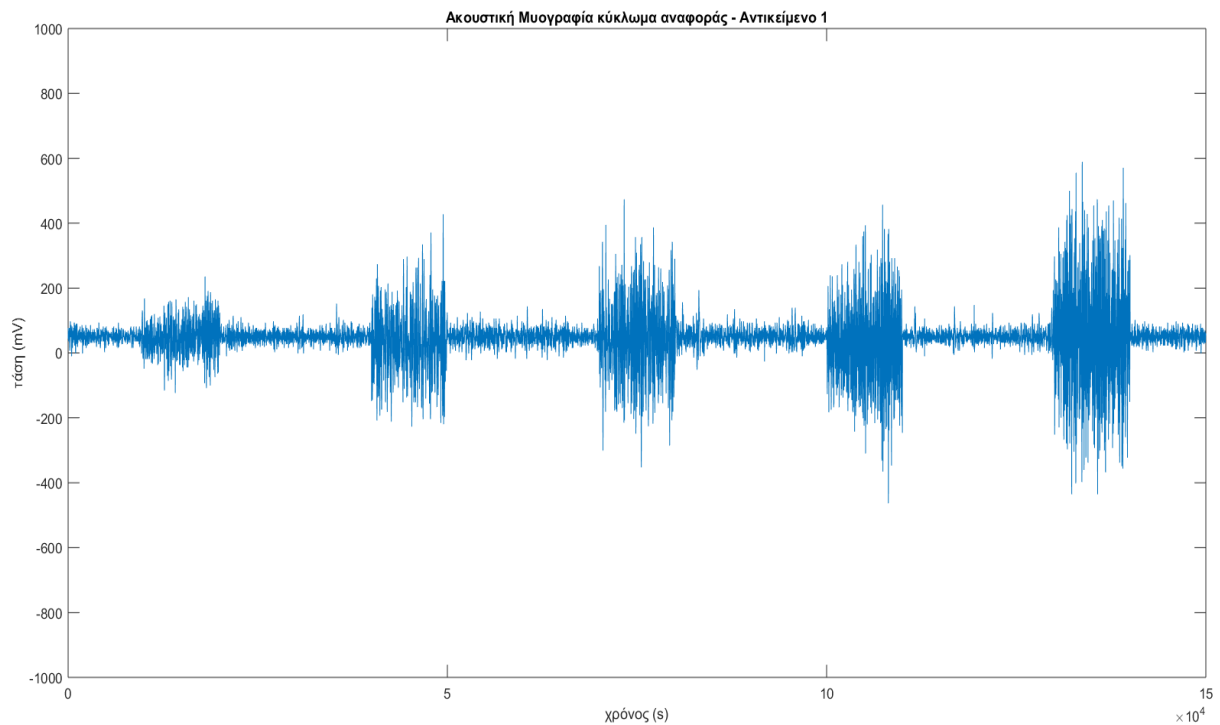
Πίνακας 4.1 Αντικείμενα μελέτης

Οι γυναίκες θα σηκώσουν βάρη 2, 4 και 6 κιλών για 10 δευτερόλεπτα με 20 δευτερόλεπτα ξεκούραση ενδιάμεσα, ενώ οι άνδρες θα σηκώσουν βάρη 2, 4, 6, 8 και 10 κιλών με ίδια χρονικά διαστήματα. Η διαδικασία θα επαναληφθεί τόσο για το σχεδιασμένο κύκλωμα όσο και για το κύκλωμα αναφοράς.

Αντικείμενο 1 :

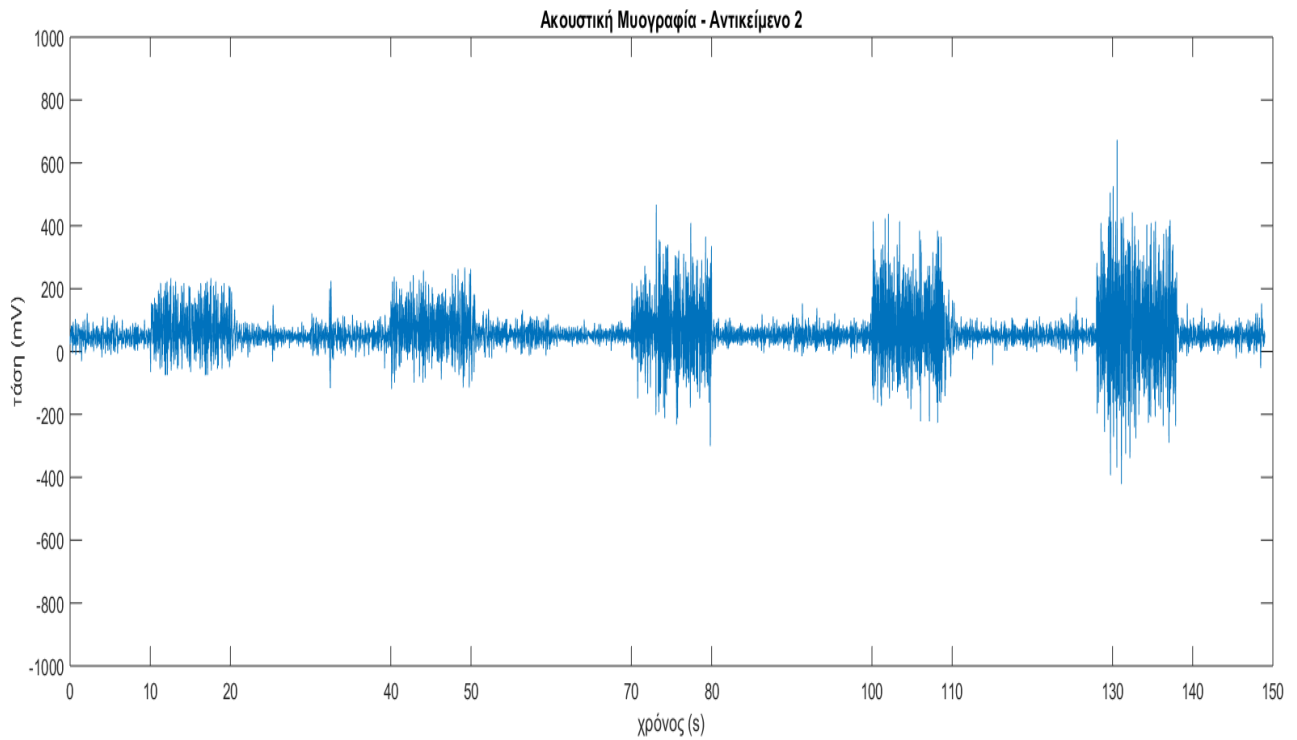


Σχήμα 4.5 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 1

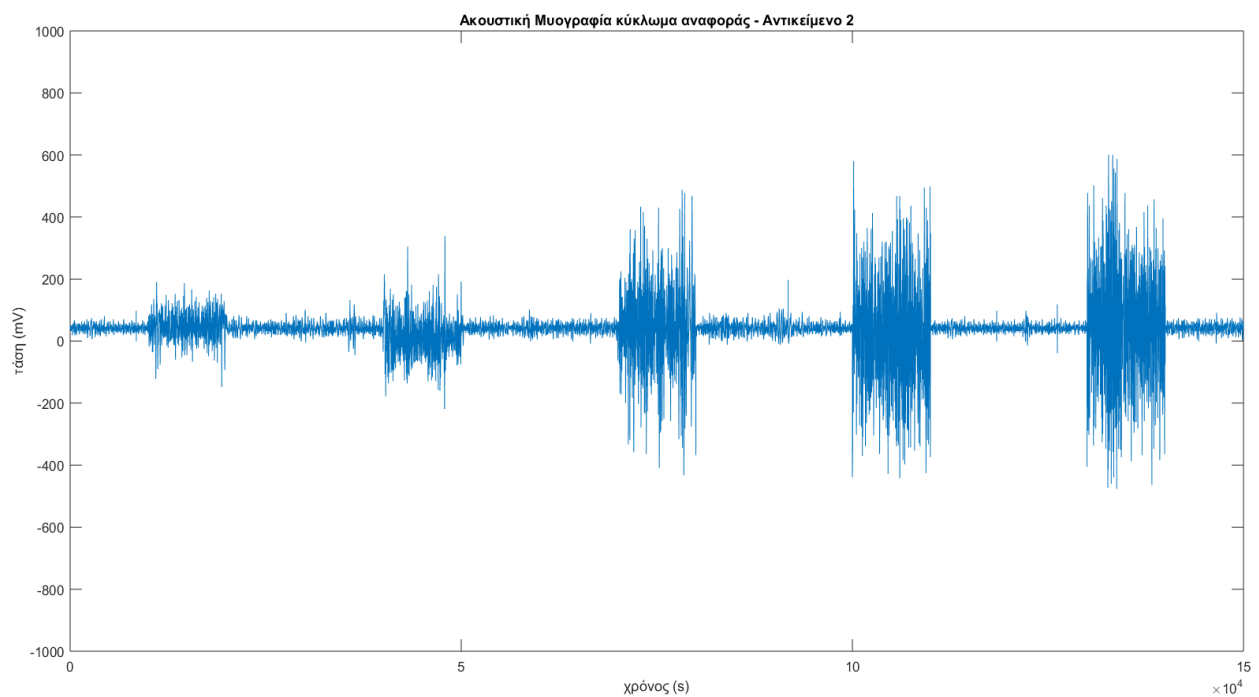


Σχήμα 4.6 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 1 - κύκλωμα αναφοράς

Αντικείμενο 2 :

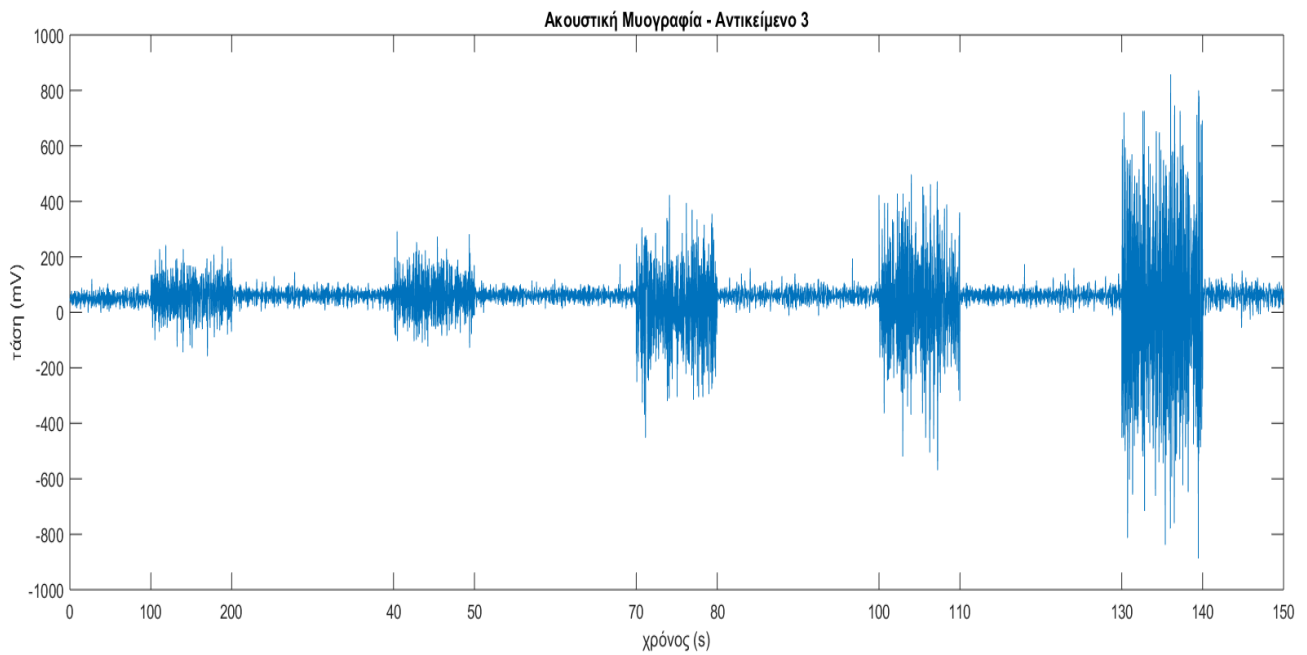


Σχήμα 4.7 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 2

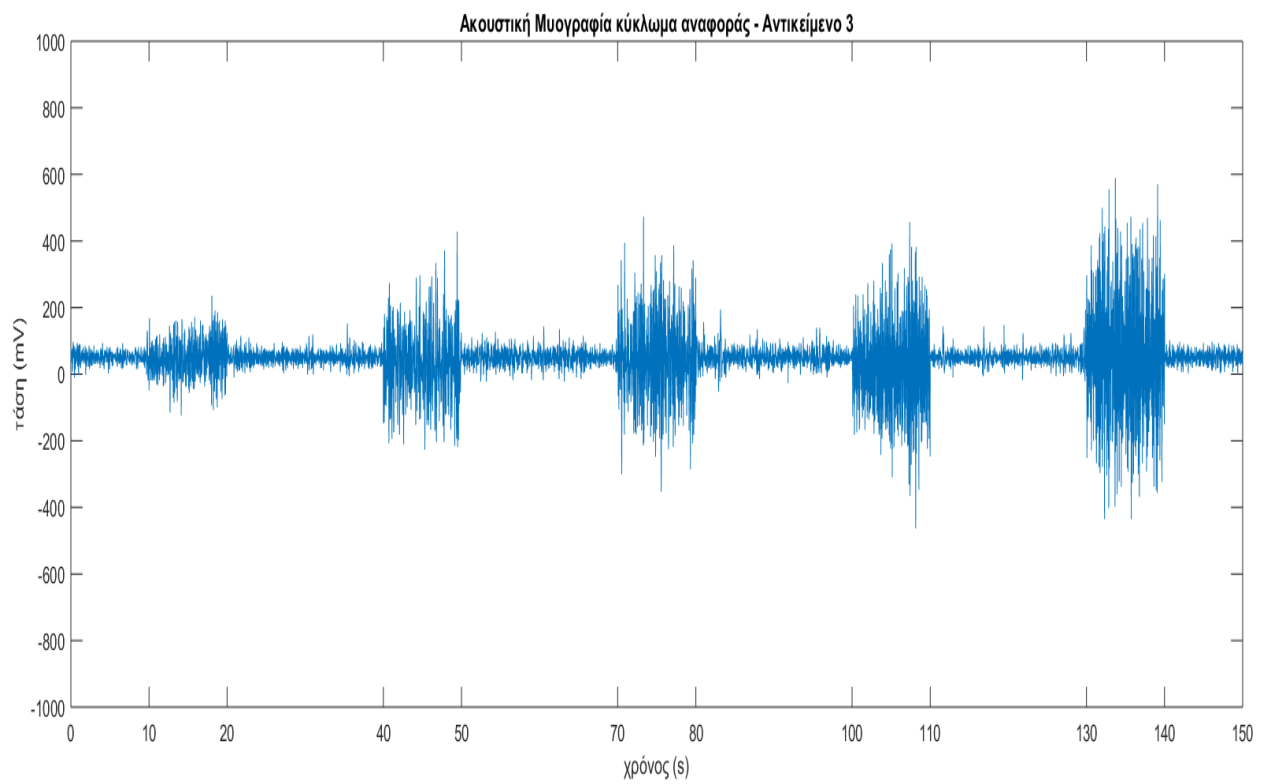


Σχήμα 4.8 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 2 - κύκλωμα αναφοράς

Αντικείμενο 3 :

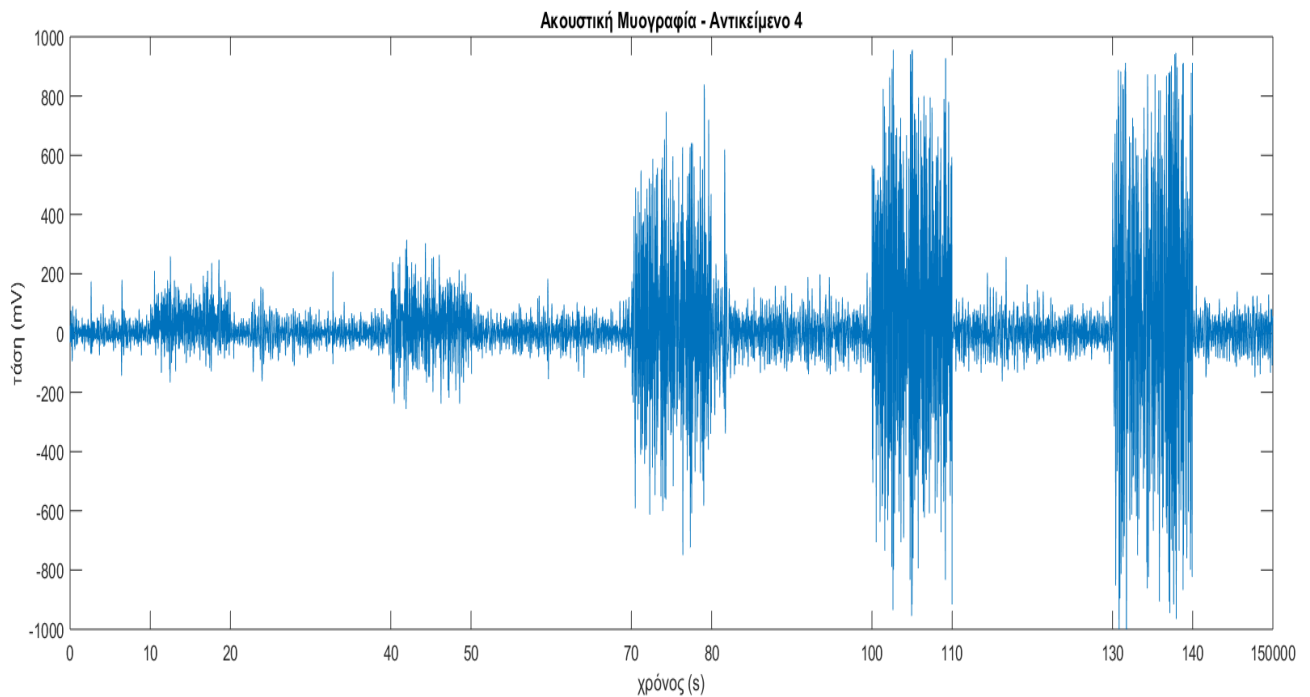


Σχήμα 4.9 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 3

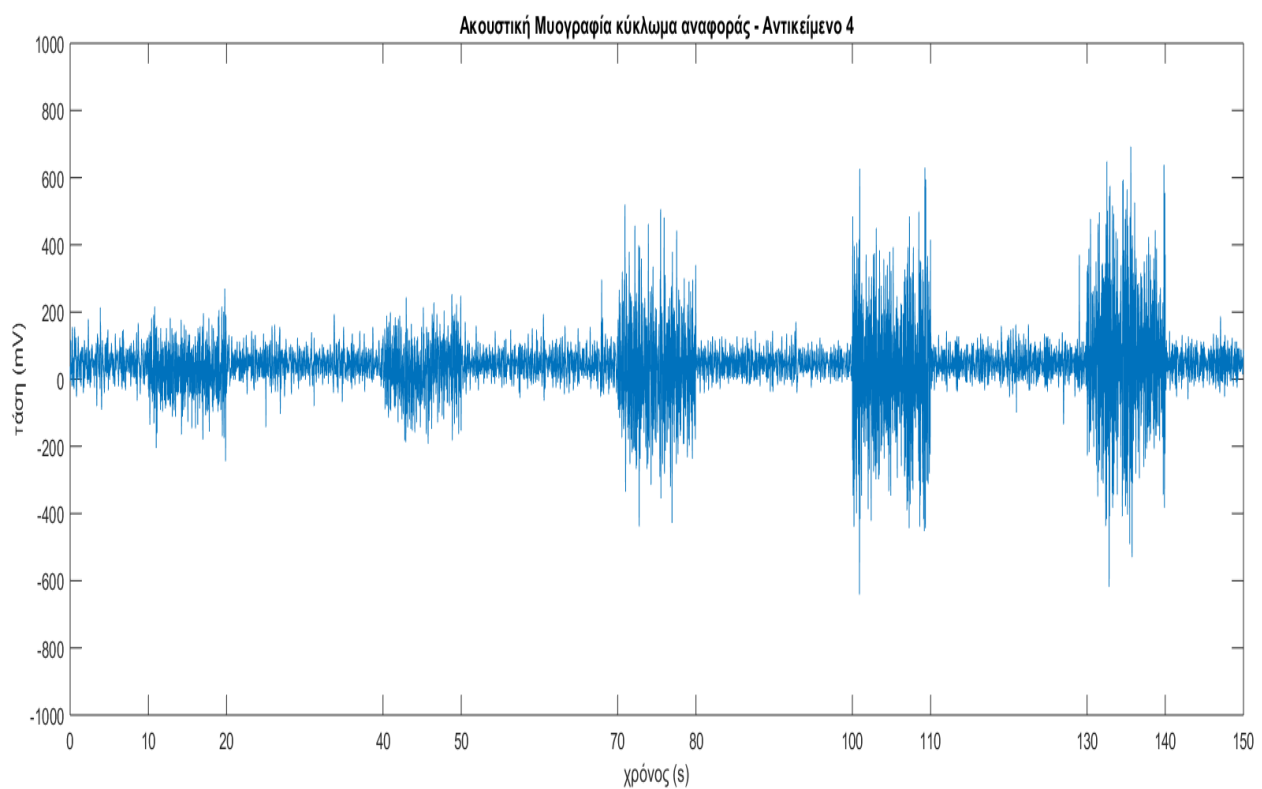


Σχήμα 4.10 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 3 - κύκλωμα αναφοράς

Αντικείμενο 4 :

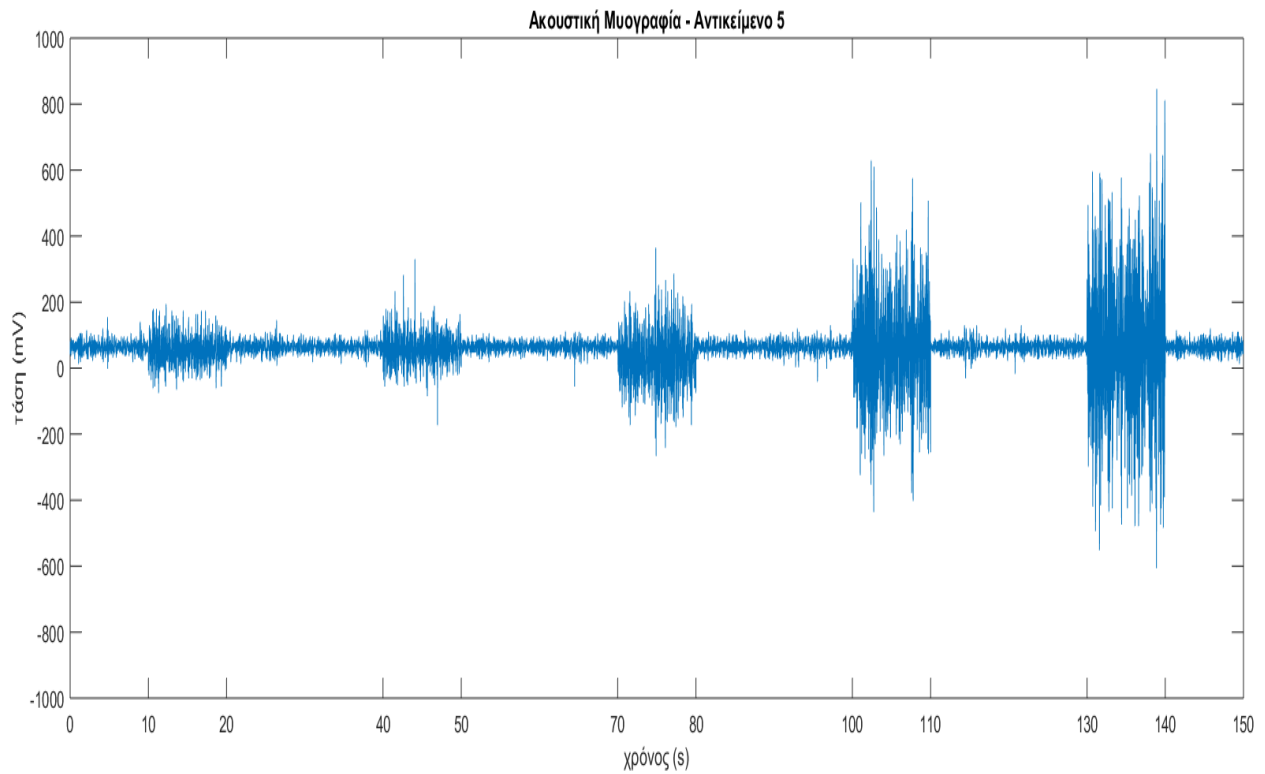


Σχήμα 4.11 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 4

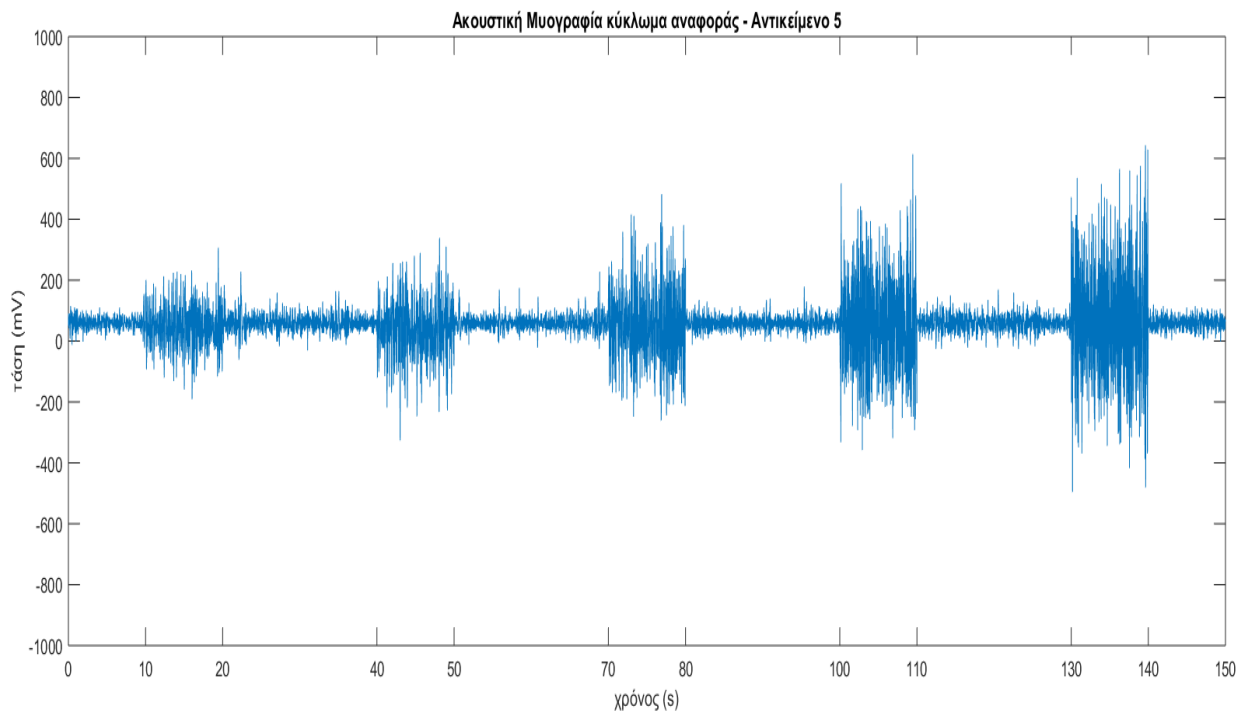


Σχήμα 4.12 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 4 - κύκλωμα αναφοράς

Αντικείμενο 5 :

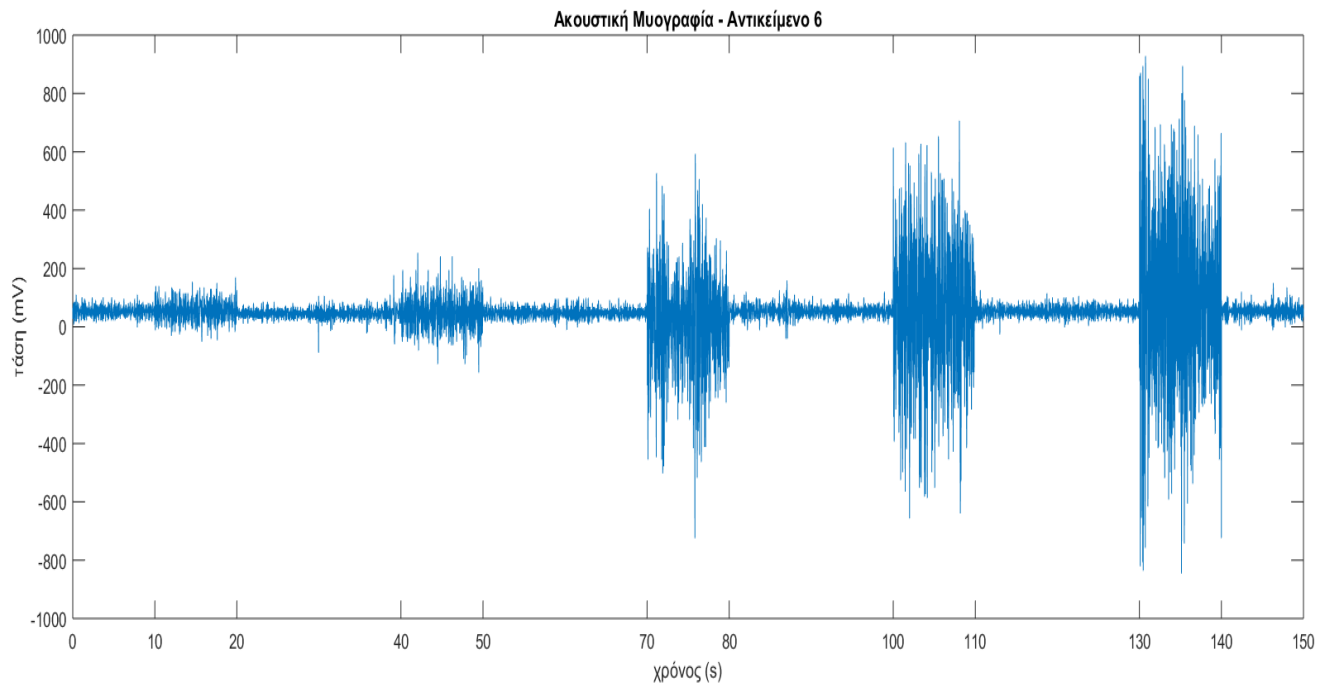


Σχήμα 4.13 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 5

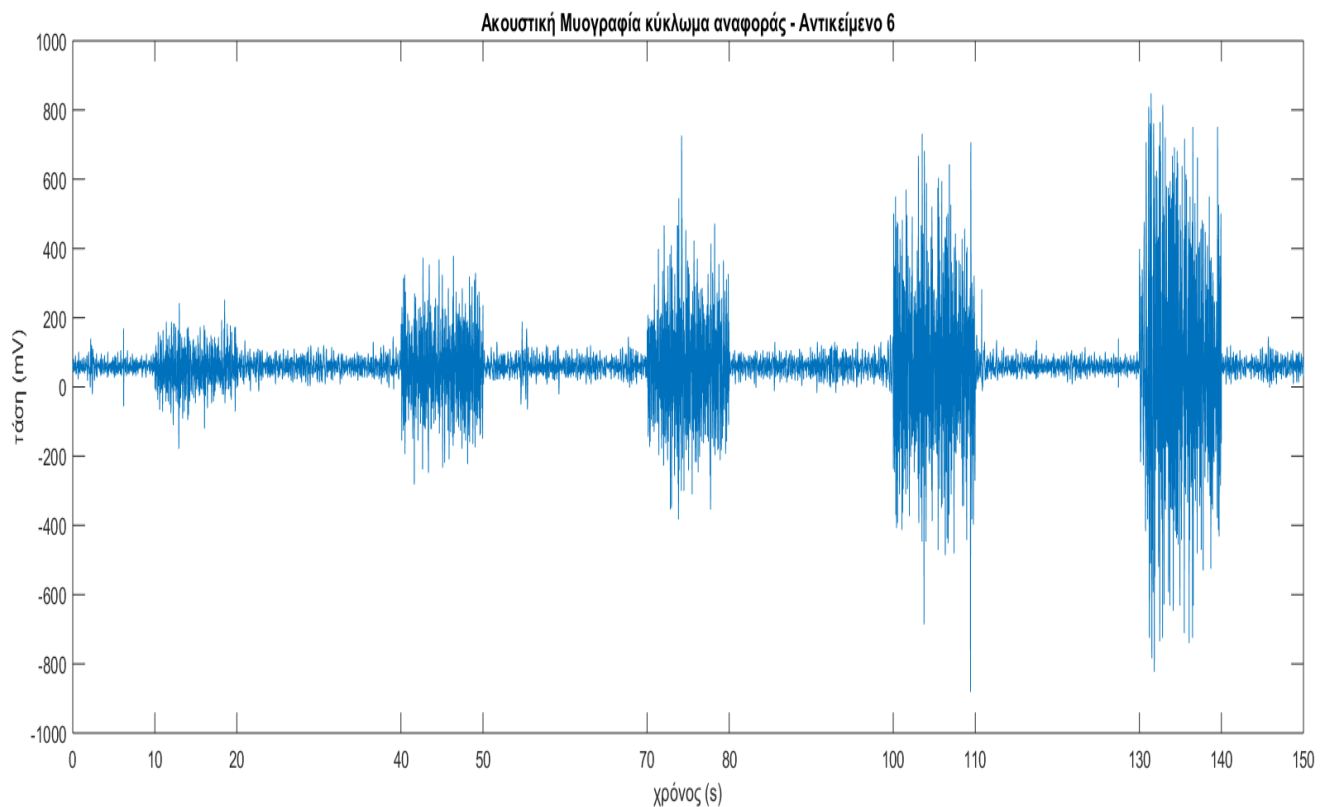


Σχήμα 4.14 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 5 - κύκλωμα αναφοράς

Αντικείμενο 6 :

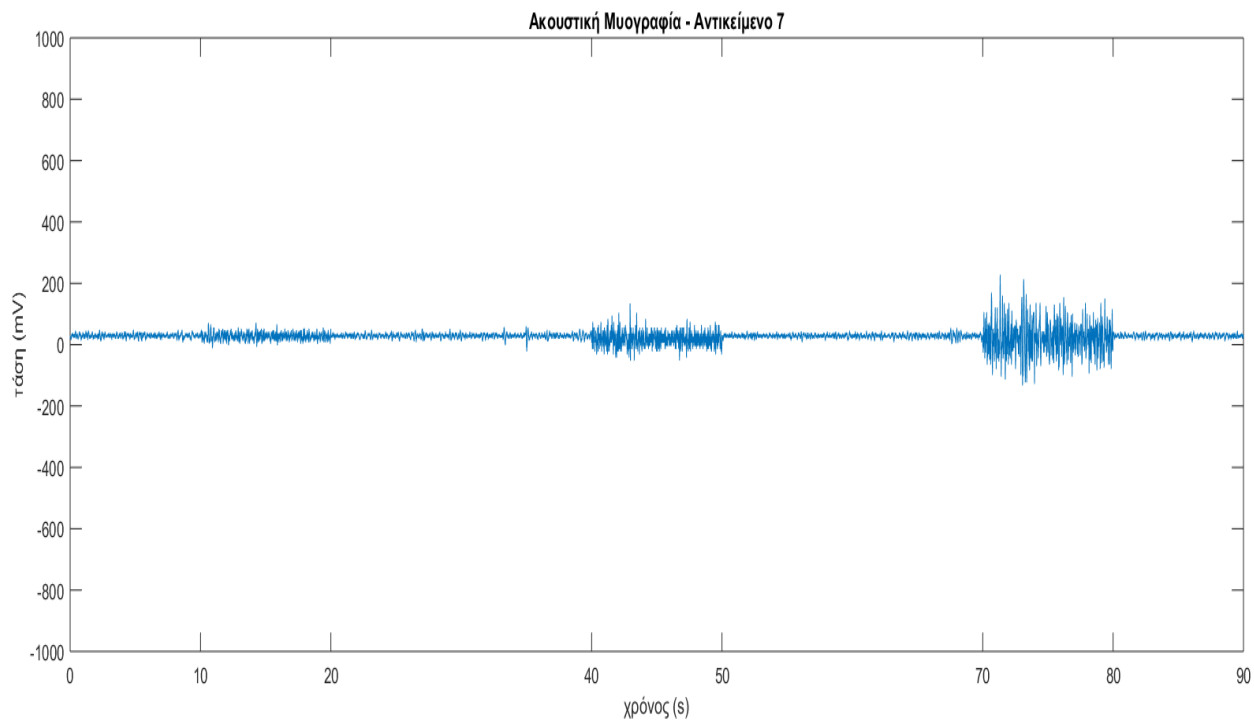


Σχήμα 4.15 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 6

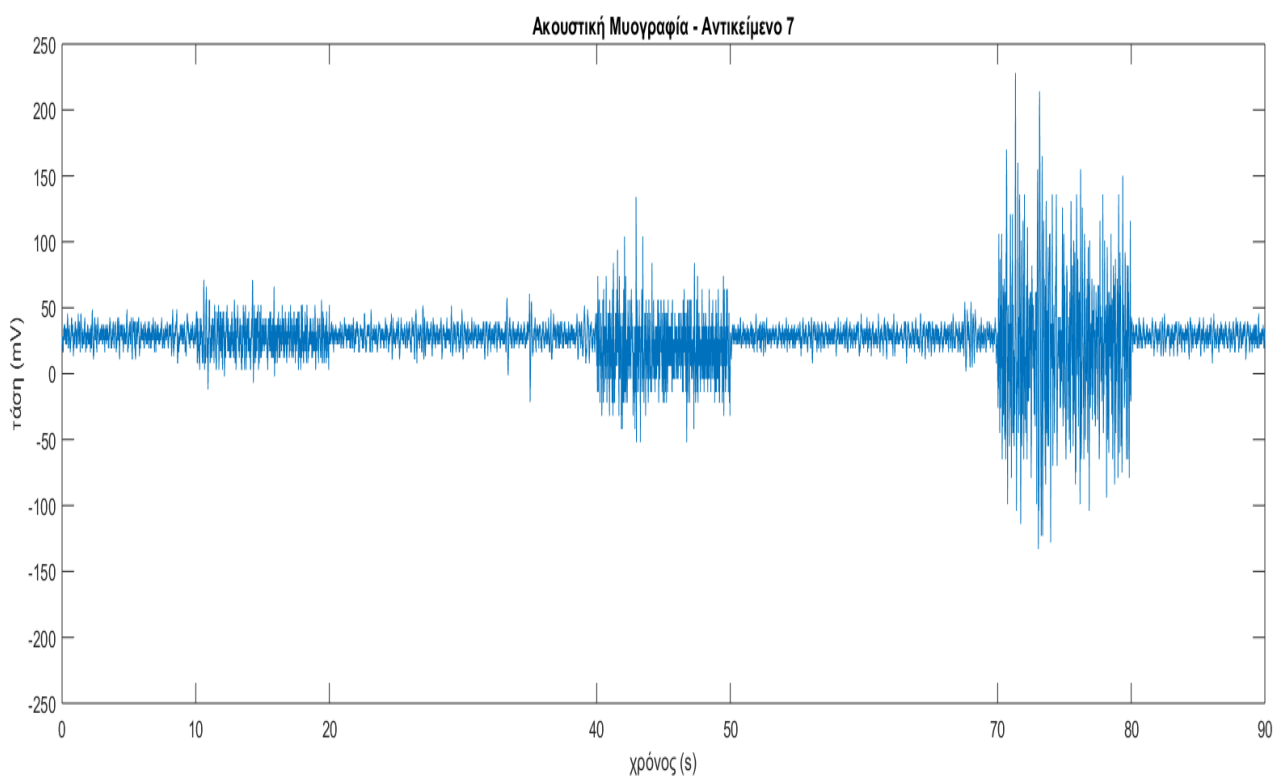


Σχήμα 4.16 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 6 - κύκλωμα αναφοράς

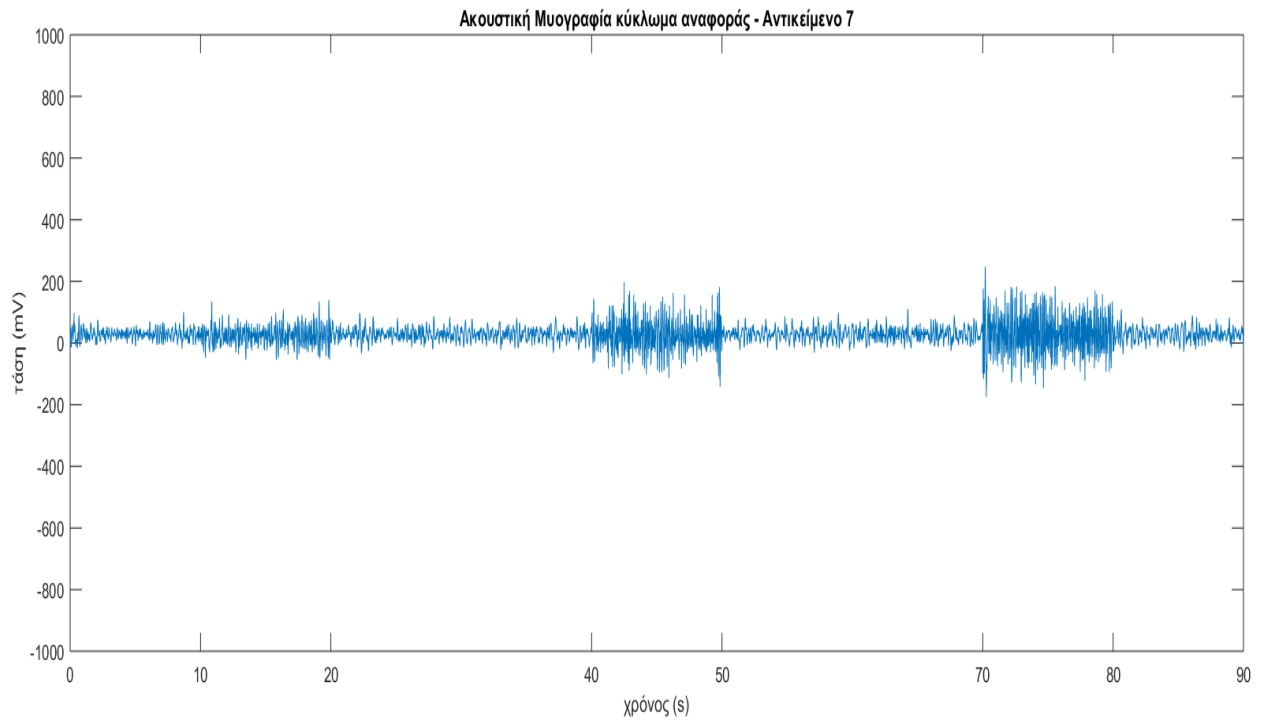
Αντικείμενο 7 :



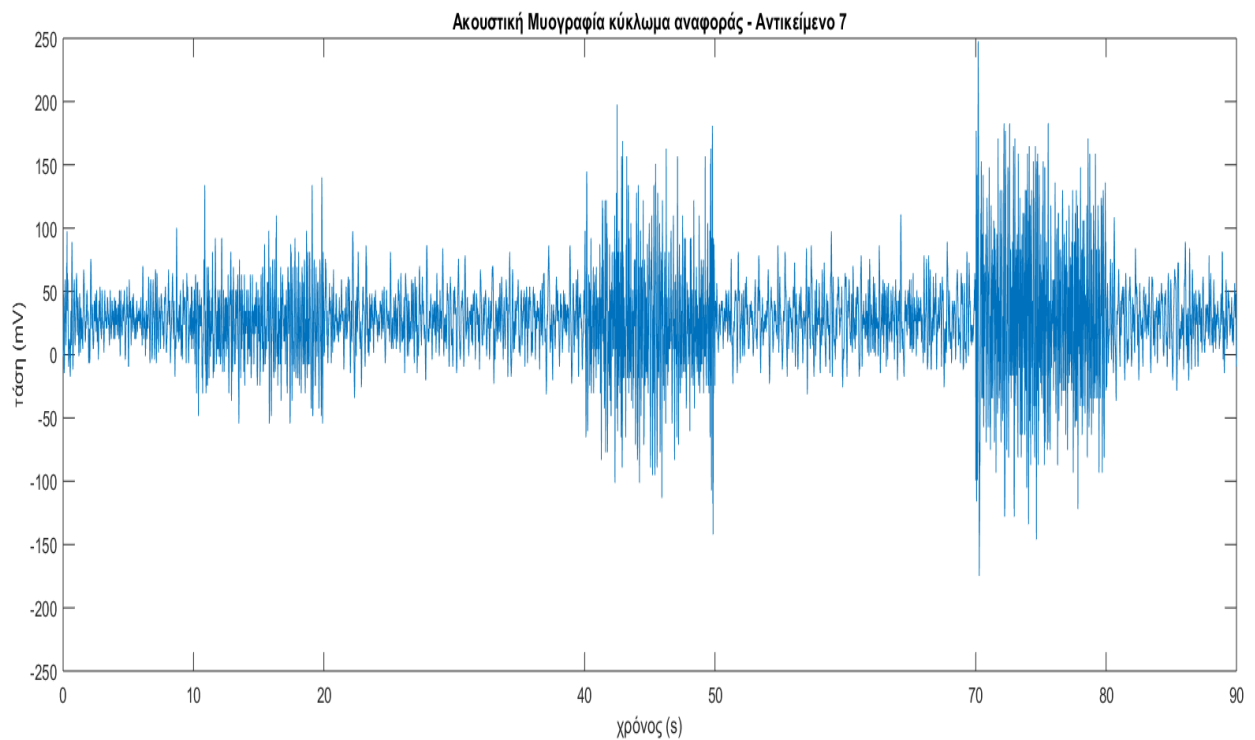
Σχήμα 4.17 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 7



Σχήμα 4.18 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 7 - μεγέθυνση

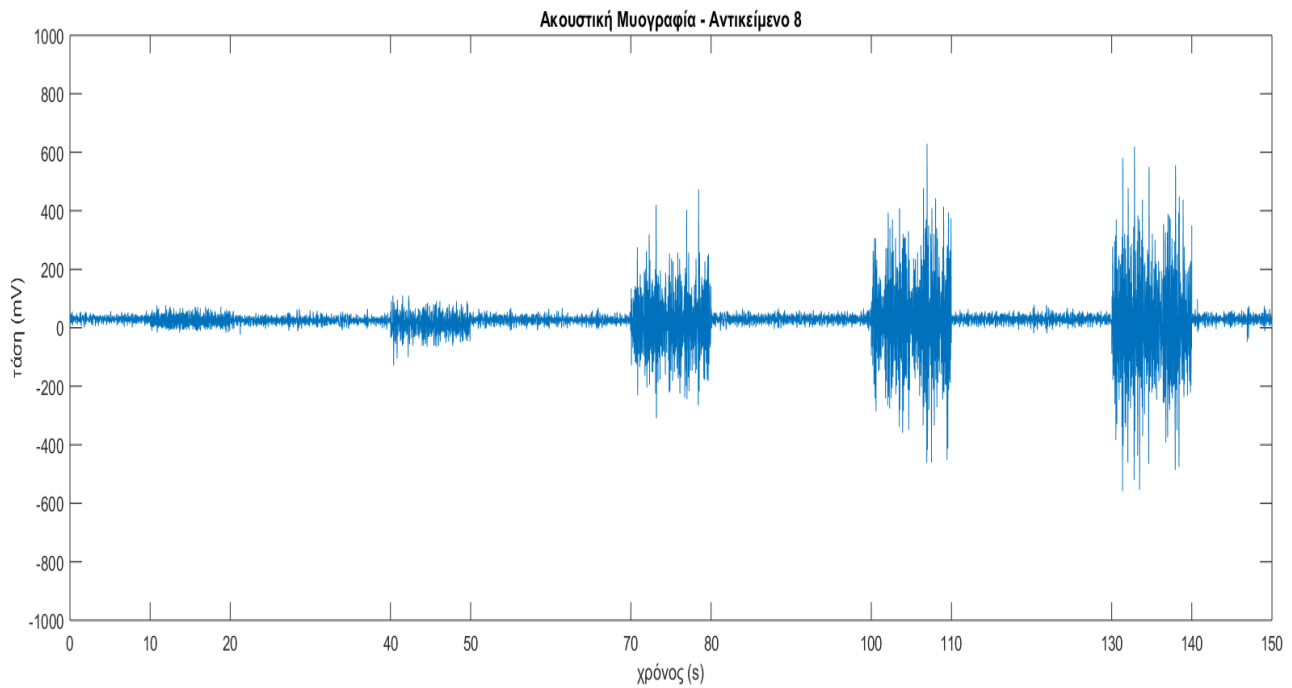


Σχήμα 4.19 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 7 - κύκλωμα αναφοράς

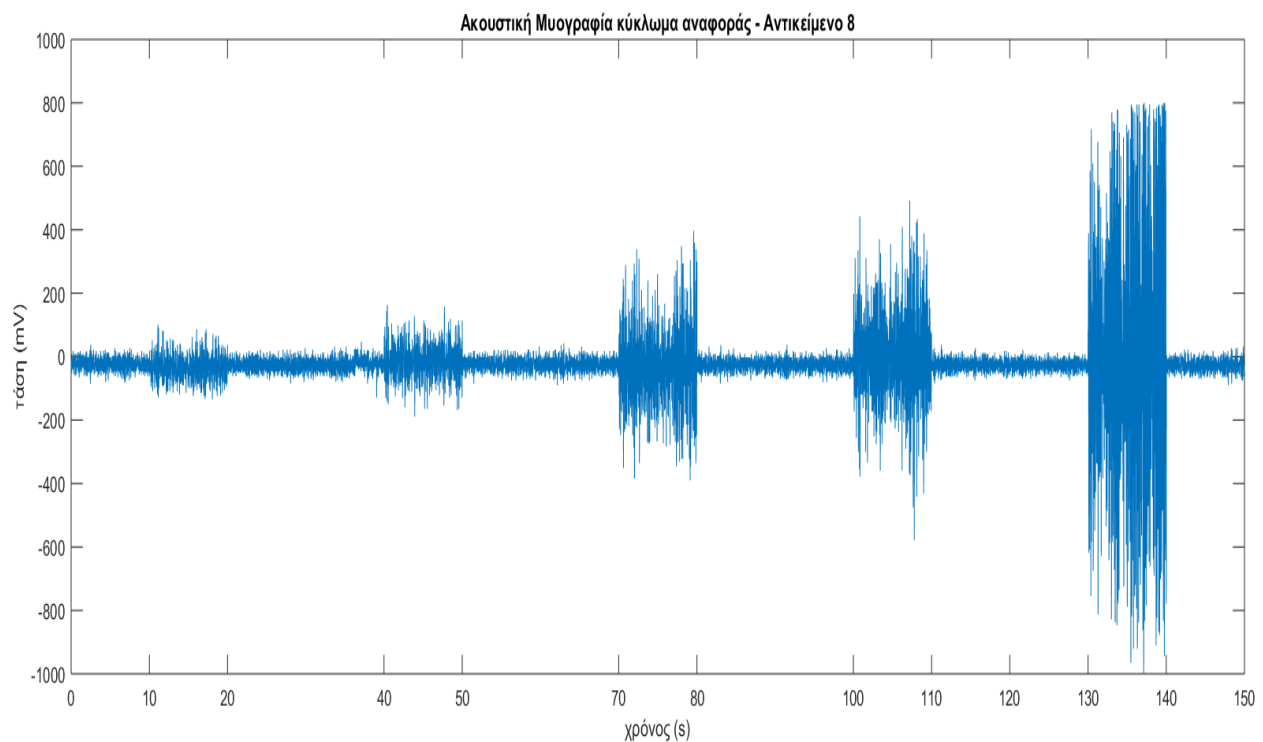


Σχήμα 4.20 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 7 - κύκλωμα αναφοράς μεγέθυνση

Αντικείμενο 8 :

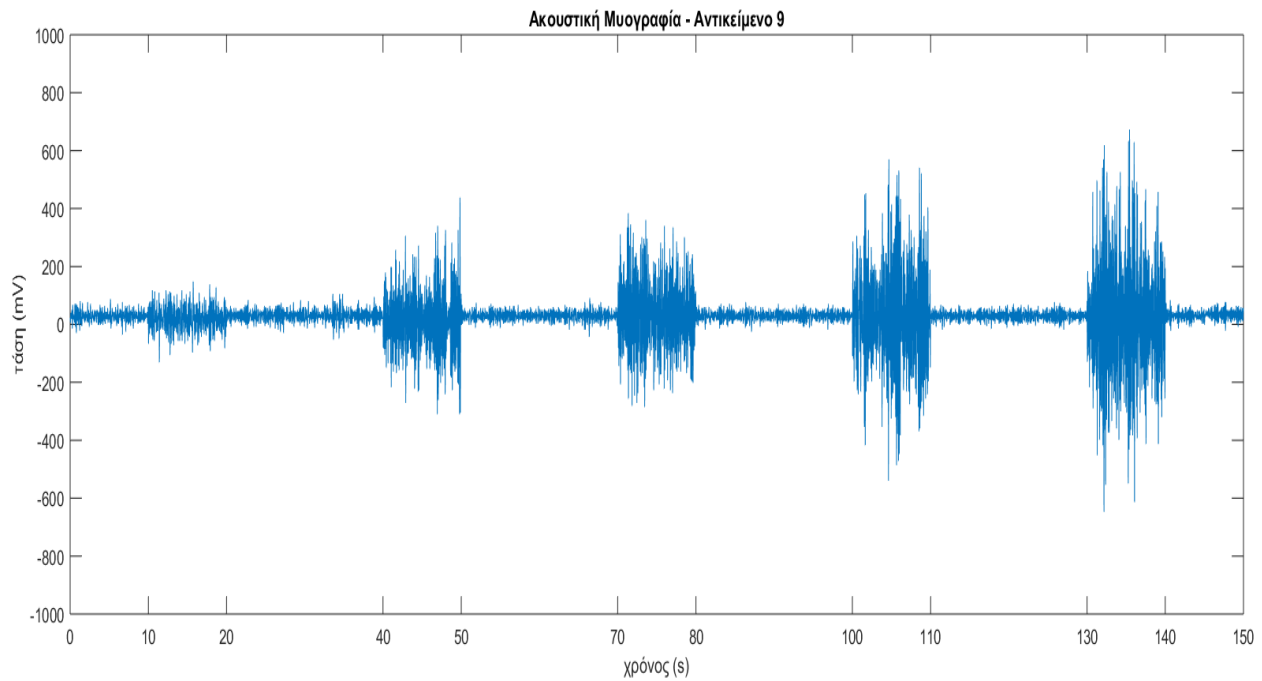


Σχήμα 4.21 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 8

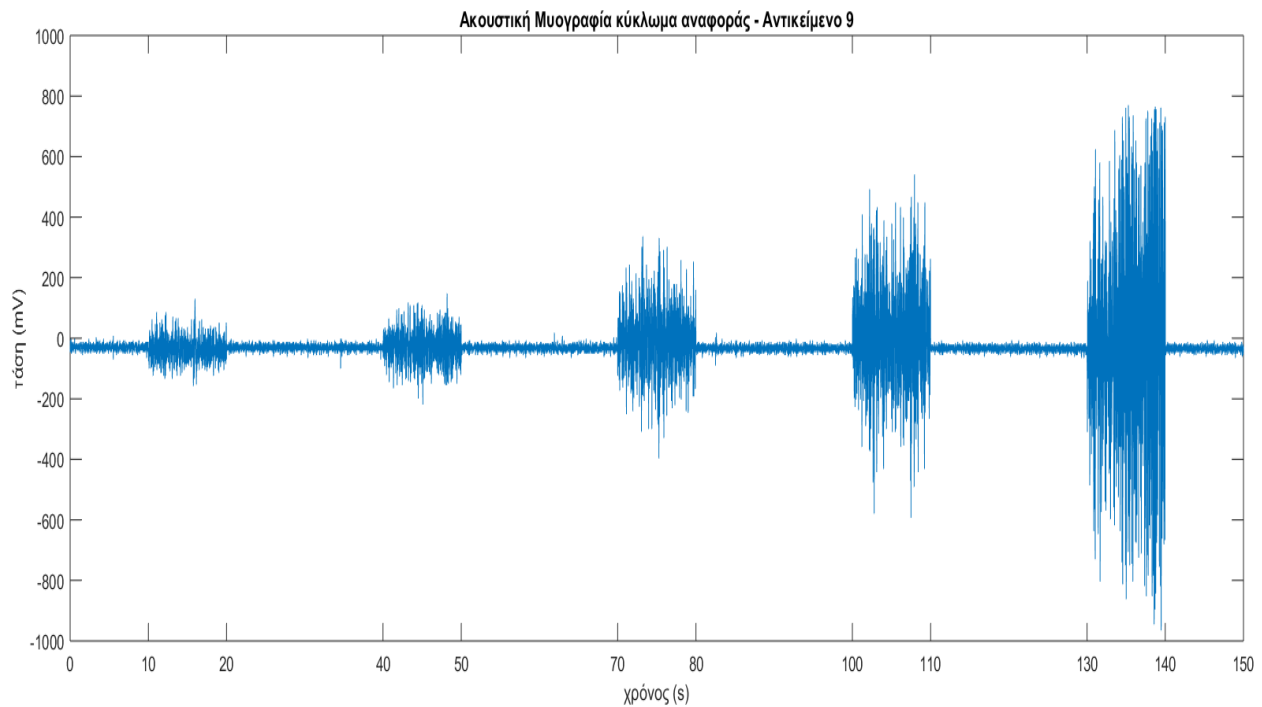


Σχήμα 4.22 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 8 - κύκλωμα αναφοράς

Αντικείμενο 9 :

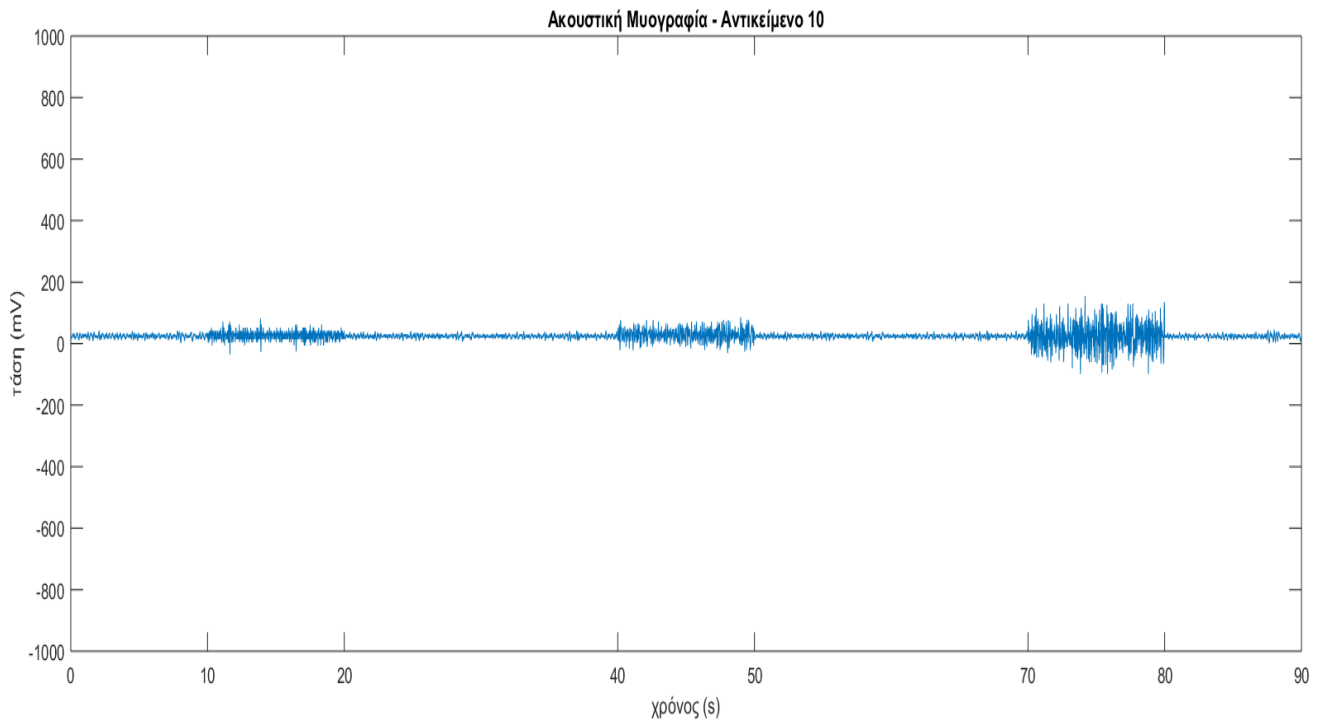


Σχήμα 4.23 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 9

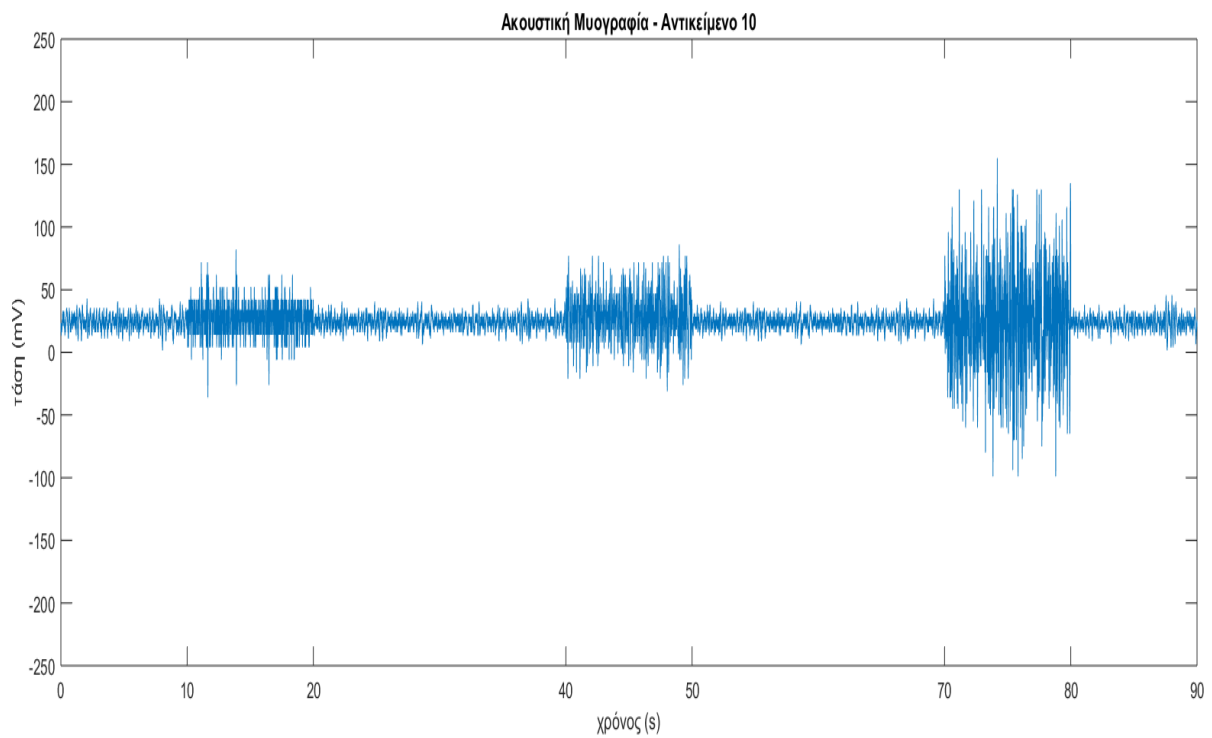


Σχήμα 4.24 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 9 - κύκλωμα αναφοράς

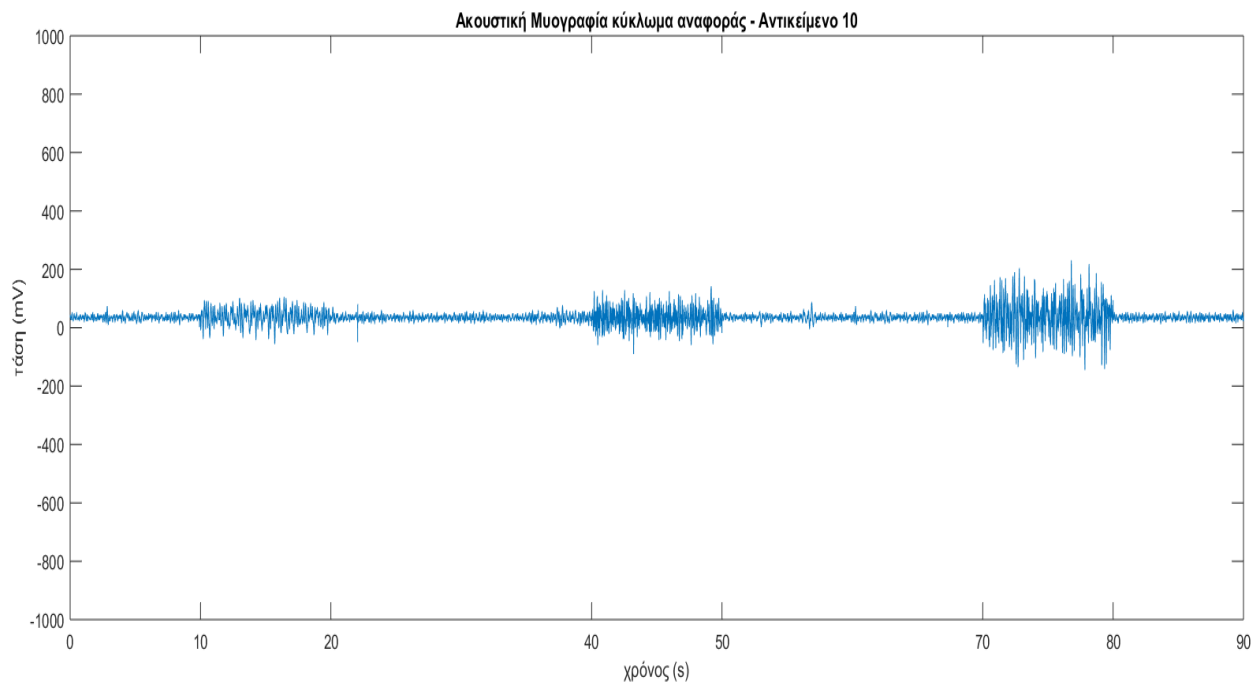
Αντικείμενο 10 :



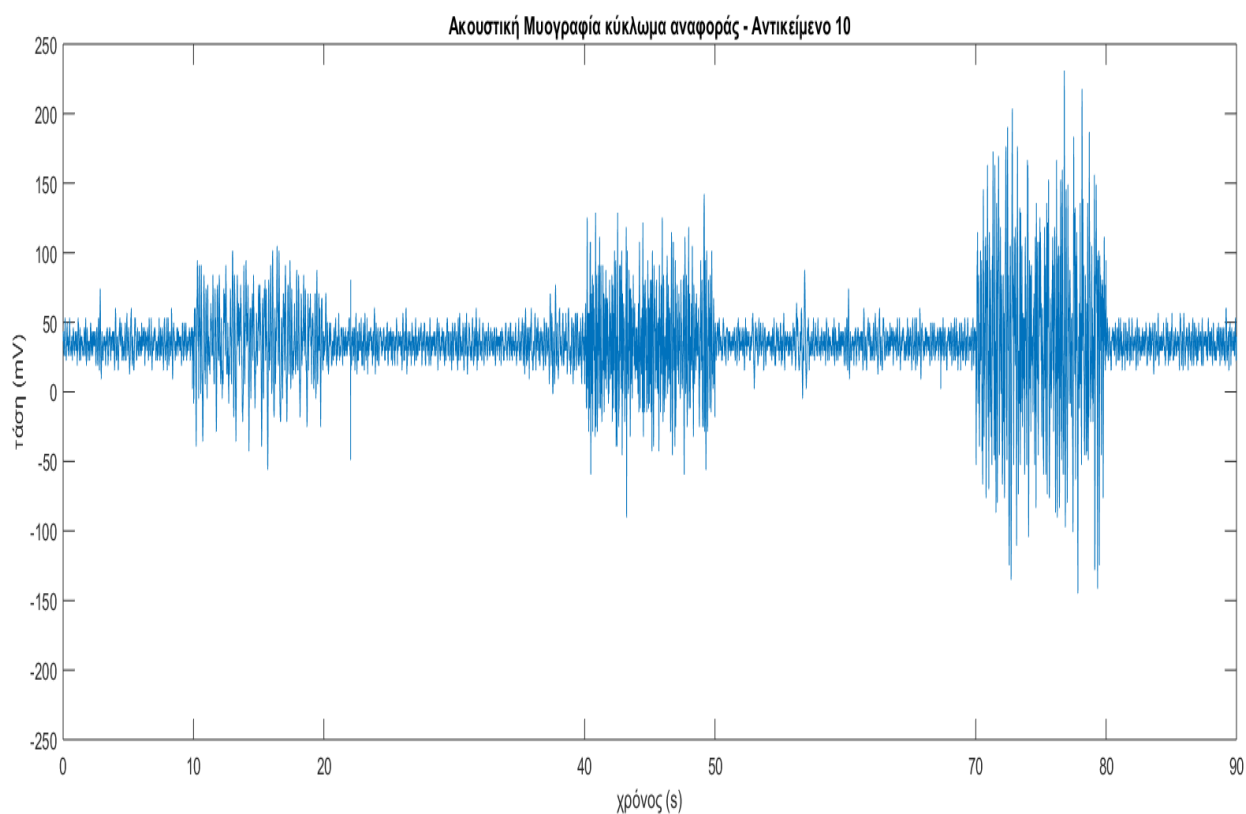
Σχήμα 4.25 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 10



Σχήμα 4.26 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 10 – μεγέθυνση



Σχήμα 4.27 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 10 - κύκλωμα αναφοράς



Σχήμα 4.28 Ακουστική Μυογραφία αντικειμένου 10 - κύκλωμα αναφοράς μεγέθυνση

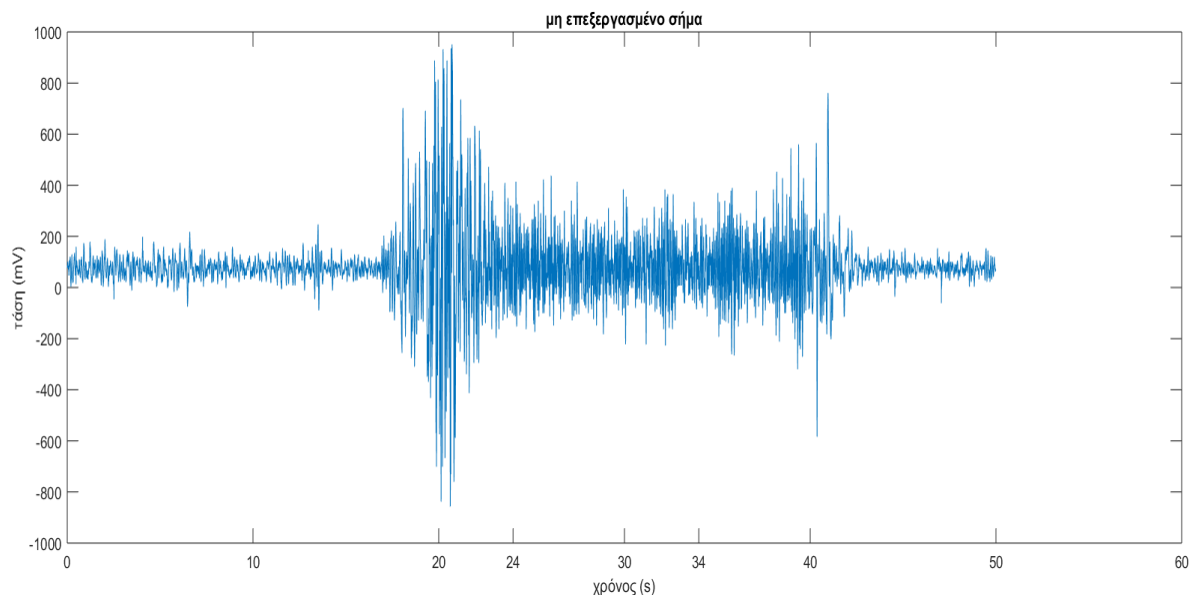
Παρατηρήσεις επί των αποτελεσμάτων

Στα παραπάνω σχήματα έχουμε την τιμή της τάσης στην έξοδο τόσο του κυκλώματος που σχεδιάστηκε όσο και του κυκλώματος αναφοράς συναρτήσει του χρόνου για σταδιακή αύξηση του βάρους που προκαλούσε την ισομετρική συστολή με ενδιάμεσα τμήματα ηρεμίας. Η απεικόνιση των αποτελεσμάτων έγινε με χρήση του λογισμικού περιβάλλοντος Matlab.

Τα δεδομένα έχουν υποστεί κάποια επεξεργασία προτού παρουσιαστούν. Συγκεκριμένα, έχουν αφαιρεθεί από τις εικόνες που παρουσιάστηκαν παραπάνω τα σημεία εκείνα στα οποία υπήρξε η τοποθέτηση και η αφαίρεση του βάρους, και συνεπώς απεικονίζεται μόνο η περίοδος όπου έχουμε τη ζητούμενη ισομετρική συστολή. Αυτό έγινε για το λόγο ότι επειδή είχαμε τοποθέτηση πραγματικών αντικειμένων, και όχι έλεγχο της ασκούμενης δύναμης μέσω ενός αισθητήρα δύναμης όπως χρησιμοποίησε ο S.Fara [13], συνεπώς υπήρξε σε εκείνα τα χρονικά διαστήματα τόσο ισομετρική συστολή του βραχίονα όσο και κάποια μετατόπιση της γωνίας βραχίονα-πήχη που στη συνέχεια διορθωνόταν άμεσα. Η κυματομορφή που παράχθηκε πριν την επεξεργασία των αποτελεσμάτων παρουσίαζε κάποιες σημαντικές μεταβολές κατά τα σημεία αυτά και κρίθηκε πως αφενός δεν περιέχουν κάποια χρήσιμη πληροφορία (στην περίπτωση που στη διάταξη υπήρχε και αισθητήρας δύναμης τότε θα μπορούσαμε να τα αντιστοιχήσουμε σε ουσιαστική πληροφορία) και αφετέρου θα δημιουργούσαν πρόβλημα στην σύγκριση των αποτελεσμάτων διότι σε αυτές τις περιόδους υπήρξαν αρκετές μη ελέγξιμες παράμετροι. Επιπλέον σε κάποιες περιπτώσεις που χάθηκε ο συγχρονισμός των μετρήσεων και η διάρκεια ηρεμίας ή η διάρκεια της ισομετρικής συστολής ήταν μεγαλύτερης διάρκειας από τα ζητούμενα (20 και 10 δευτερόλεπτα αντίστοιχα) αυτή η επιπλέον χρονική διάρκεια αφαιρέθηκε εφόσον πρώτα είχε ελεγχθεί αν μορφολογικά δεν παρουσίαζε κάποια σοβαρή διαφοροποίηση από το σύνολο των αποτελεσμάτων

Κατά τα άλλα δεν έγινε καμία επεξεργασία όσον αφορά την ενίσχυση του σήματος ή την εισαγωγή κάποιου μαθηματικού φίλτρου πάνω στα εξαγόμενα αποτελέσματα.

Στο Σχήμα 4.29 έχουμε ένα τμήμα του μη επεξεργασμένου σήματος του αντικειμένου 2 και συγκεκριμένα την συστολή του για βάρος 8 κιλών. Εδώ φαίνεται καθαρά ότι στην αρχή της της συστολής όπου έχουμε την τοποθέτηση του βάρους αλλά και στο τέλος όπου γίνεται η απομάκρυνση λόγω της μετακίνησης του βραχίονα η έξοδος του κυκλώματος δίνει αρκετά διαφοροποιημένες τιμές σε σύγκριση με το τμήμα όπου διατηρείται η επιθυμητή συστολή. Το τμήμα που τελικά κρατήσαμε βρίσκεται μεταξύ των τιμών 24s και 34s.



Σχήμα 4.29 Μη επεξεργασμένο σήμα εξόδου.

Παρατηρήσεις επί της διαδικασίας:

Για το λόγο ότι δεν υπήρχαν οι απαραίτητοι πόροι δεν έγινε δυνατή η ταυτόχρονη λήψη του παραγόμενου σήματος και από τα δύο κυκλώματα. Συνεπώς πάρα το γεγονός ότι οι παράμετροι των μετρήσεων διατηρήθηκαν κατά το δυνατόν κοινοί για τα τις δύο διαφορετικές διατάξεις υπάρχει η περίπτωση κάποιες από τις διαφορές να οφείλονται στην συμπεριφορά του υπό μελέτη αντικειμένου και όχι στην φύση των κυκλωμάτων. Ενώ παράλληλα μεταβάλαμε και την ενίσχυση του κυκλώματος αναφοράς ώστε να ταιριάζει με το κύκλωμα που σχεδιάσαμε προκειμένου η σύγκριση που θα ακολουθήσει να επικεντρωθεί αποκλειστικά στην ικανότητα των διατάξεων να διαχωρίζουν το σήμα που περιέχει την ουσιαστική πληροφορία από τον θόρυβο καθώς το πλάτος της εξόδου μεταβάλλεται γραμμικά. Τέλος η διάταξη του S. Fara και των συνεργατών του περιλαμβάνει και έναν πρωτότυπο ακουστικό θάλαμο ο οποίος δεν περιελήφθη στα πειράματα. Αντίθετα χρησιμοποιήθηκε ο ίδιος ακουστικός θάλαμος που κατασκευάσαμε οπότε δεν θα ήταν δίκαιο να γίνει κρίση την συγκεκριμένης διάταξης εξ ολοκλήρου αλλά μόνο ως σύγκριση των ηλεκτρονικών μερών των δύο κυκλωμάτων, κυρίως του ηλεκτρονικού φίλτρου.

4.3 Ανάλυση και σύγκριση των αποτελεσμάτων

Γενικά το κύκλωμα συμπεριφέρεται όπως περιμέναμε. Σε περιόδους που ο μυς δεν ασκεί καμία δύναμη έχουμε σχεδόν μηδενική έξοδο ενώ όσο αυξάνεται η δύναμη που ασκεί, τόσο αυξάνεται και το πλάτος της παραγόμενης κυματομορφής. Αυτή η παρατήρηση μπορεί να επιβεβαιωθεί βλέποντας τις μετρήσεις όλων των αντικειμένων ωστόσο δεν συμβαίνει στο ίδιο βαθμό, αλλά μεταβάλλεται ανάλογα με τα φυσικά χαρακτηριστικά των αντικειμένων.

Πιο συγκεκριμένα τα αντικείμενα 1, 4 και 6 που εμφανισιακά παρουσιάστηκαν πιο μυώδη από τα υπόλοιπα κατάφεραν να δώσουν πιο ισχυρά σήματα. Αντίθετα το 7 και το 10 έδωσαν πολύ μικρές τιμές τάσης. Πολύ ενδιαφέρον είναι επίσης το γεγονός ότι παράλληλα με την τάση κατά την άσκηση αρκετά μειωμένη παρουσιάστηκε και η τάση κατά την ηρεμία σε αυτά τα δύο αντικείμενα. Σύμφωνα με την αρχική εκτίμηση η τάση αυτή οφείλεται σε ακουστικά κύματα από το περιβάλλον, από άλλα όργανα του οργανισμού και από τον ίδιο τον μυ προκειμένου να διατηρήσει την θέση του. Συνεπώς η μικρή αυτή απόκλιση από το μηδέν σε συνάρτηση με τα αποτελέσματα κατά την συστολή των 7 και 10 συνιστούν πως τελικά ο τρίτος παράγοντας είναι και ο πιο σημαντικός, πράγμα που μας επιβεβαιώνει την ελάχιστη μεταφορά θορύβου μέσω της διάταξης.

Τέλος μια ακόμα παρατήρηση που μπορεί να γίνει, χωρίς να υπάρχει κάποια γνώση σχετικά με την ιατρική κατάσταση των ελεγχόμενων μυών, είναι πως το καταγραφόμενο σήμα παρουσίαζε δυσανάλογη αύξηση, σε σύγκριση με την πλειονότητα των δειγμάτων στο βάρος εκείνο στο οποίο το αντικείμενο άρχιζε να παρουσιάζει δυσκολία στην διατήρηση της δύναμης με το πλάτος για τα μεγαλύτερα βάρη να μην παρουσιάζει μεταβολές. Αυτό το γεγονός πιθανότατα προκαλείται διότι το αντικείμενο αισθανόμενο ότι δεν μπορεί να συνεχίσει την άσκηση προσπαθούσε να παράγει μεγαλύτερη τάση από όση χρειαζόταν με αποτέλεσμα την ελάχιστη μεν αλλά υπαρκτή δε μετακίνηση του πήχη από την θέση ισορροπίας.

Αυτό παρατηρείται για το αντικείμενο 2 στα 4 κιλά το 7 και το 10 στα 6 κιλά, το 5 στα 8 ενώ το 3 το 8 και το 9 στα 10 κιλά με την τελευταία κατηγορία να συμβαίνει λόγω κόπωσης καθώς δεν επιβεβαιώνεται και για τα δύο διαφορετικά μετρητικά κυκλώματα.

Όσον αφορά την σύγκριση μεταξύ των δύο διατάξεων οι διαφορές είναι πολύ μικρές. Οι κυματομορφές κατά την διάρκεια της άσκησης είναι σχεδόν πανομοιότυπες με κάποιες διαφορές να παρατηρούνται κατά την διάρκεια της ξεκούρασης.

Όπως γνωρίζουμε και από την ανάλυση των δύο κυκλωμάτων στο προηγούμενο κεφάλαιο, το κέρδος στο κύκλωμα αναφοράς είχε λιγότερο απότομη κλίση στις συχνότητες αποκοπής με αποτέλεσμα οι συχνότητες κοντά στο πάνω όριο του επιθυμητού εύρους να διατηρούν κάποια από την ενέργειά τους. Στην περίοδο ξεκούρασης που το επιθυμητό σήμα είναι μικρό αυτές οι συχνότητες (που πιθανότατα προέρχονται από το περιβάλλον του πειράματος) κάνουν την εμφάνισή τους με κάποιες διακριτές κορυφές οι οποίες κατά την άσκηση δεν γίνονται αντιληπτές λόγω του μεγάλου πλάτους του επιθυμητού σήματος (μοναδικές εξαιρέσεις αποτελούν τα αντικείμενα 2 και 9 όπου είχαμε το αντίστροφο ως λιγότερο θορυβώδη την διάταξη αναφοράς).

Κεφάλαιο 5 : Συμπεράσματα και Μελλοντικές Επεκτάσεις

5.1 Συμπεράσματα

Όπως παρατηρείται στα αποτελέσματα που παρουσιάστηκαν στο Κεφάλαιο 4 η διάταξη που σχεδιάστηκε, συμπεριλαμβανομένων των περιορισμών, παρήγαγε πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα . Σύμφωνα και με τις αρχικές εκτιμήσεις ο θόρυβος παρέμεινε σε χαμηλά επίπεδα ενώ όπως ήταν αναμενόμενο το πλάτος των ηχητικών σημάτων αυξανόταν ανάλογα με την αύξηση της δύναμης που χρειαζόταν για την διατήρηση της ισομετρικής συστολής. Όσον αφορά την σύγκριση με το κύκλωμα αναφοράς, παρά το γεγονός ότι το σχεδιασμένο κύκλωμα φαίνεται ότι παράγει ελαφρώς καλύτερα αποτελέσματα μπορεί να θεωρηθεί ότι για την συγκεκριμένη εφαρμογή η διαφοροποίηση μεταξύ φίλτρου πέμπτης και έκτης τάξης δεν οδηγεί σε πολύ διαφοροποιημένη έξοδο.

Επιπλέον καταφέραμε η διάταξη που σχεδιάστηκε να αποτελείται από πολύ απλά στοιχεία και με χαμηλό κόστος, κάτι που ήταν βασική προϋπόθεση για την ανάπτυξη της παρούσας εργασίας. Συγκεκριμένα :

Ηχητικός Αισθητήρας	0.25 €
Ακουστικός θάλαμος	0.75 €
Ηλεκτρονικά Στοιχεία Διάταξης (τελεστικοί ενισχυτές, αντιστάσεις, πυκνωτές)	~ 4 €
Λοιπά στοιχεία (καλώδια, υλικά κολλήσεων, διακόπτης, λάστιχο εφαρμογής , κλπ)	~ 1.5€
Σύνολο	~ 6.5 €

Πίνακας 5.1 Κόστος υλοποίησης

Το συνολικό κόστος υλοποίησης είναι πολύ χαμηλό και η διάταξη μπορεί εύκολα να κατασκευαστεί ακόμα και από ανθρώπους με λίγες γνώσεις ηλεκτρονικής, ακολουθώντας φυσικά τα σχέδια που περιγράφονται στο κεφάλαιο 4

5.2 Περιορισμοί και Μελλοντικές Επεκτάσεις

Η παρούσα μελέτη προσπίπτει σε κάποιους περιορισμούς. Πιο συγκεκριμένα ένα στοιχείο που θα μπορούσε να διορθωθεί μελλοντικά είναι ο ακουστικός θάλαμος. Με χρήση ενός τρισδιάστατου εκτυπωτή θα μπορούσε να κατασκευαστεί ένας θάλαμος με τις διαστάσεις και το σχήμα εκείνο ώστε από τη μία να εγγυάται την απόλυτη εφαρμογή πάνω στον εκάστοτε μυ ενώ παράλληλα να δρα ως ένα πρώτο μηχανικό φίλτρο απορρίπτοντας έτσι κάποιες πολύ υψηλές συχνότητες που παρέχουν χρήσιμη πληροφορία.

Περνώντας στην πειραματική διάταξη, το κύριο πρόβλημα που θα πρέπει να βελτιωθεί είναι η χρήση διαφορετικής πλατφόρμας για την καταγραφή του σήματος εξόδου. Εφόσον χρησιμοποιηθεί κάποιο στοιχείο που υποστηρίζει μεγαλύτερο εύρος τιμών, αυξάνοντας το κέρδος ενίσχυσης θα μπορέσει έτσι να βελτιωθεί η διακριτική ικανότητα των μετρήσεων μας.

Τέλος η χρήση ενός αισθητήρα δύναμης ταυτόχρονα με την εκτέλεση της ακουστικής μυογραφίας θα έδινε αποτελέσματα με ακόμα μεγαλύτερη διαγνωστική αξία. Παράλληλα κατά αυτό τον τρόπο θα μπορούσαμε να μελετήσουμε και τις περιπτώσεις της ισοτονικής συστολής κάτι που χωρίς τέτοιου τύπου αισθητήρα δεν μπορεί να παράγει χρήσιμη πληροφορία.

Όσον αφορά την επέκταση της διπλωματικής εργασίας διατηρώντας τις υπάρχουσες συνθήκες κάτι που μπορεί να γίνει είναι η διεύρυνση του πλήθους των αντικειμένων που μελετήθηκαν και η μεγαλύτερη διασπορά των χαρακτηριστικών τους ώστε να κατασκευαστεί μια βάση δεδομένων. Παράλληλα θα είχε ιδιαίτερη σημασία να μελετηθούν και αντικείμενα που υποφέρουν από κάποια παθολογία έτσι ώστε να μελετηθεί κατά πόσο η παραγόμενη κυματομορφή εκείνων των αντικειμένων παρουσιάζει διαφορές. Τέλος μια ακόμα σημαντική επέκταση θα ήταν η ταυτόχρονη καταγραφή της ακουστικής μυογραφίας και της ηλεκτρομυογραφίας για τον ίδιο μυ. Η επιστήμη της ιατρικής έχει καταφέρει σε μεγάλο βαθμό να εξάγει συμπεράσματα από το ηλεκτρομυογράφημα συνεπώς μια αντιστοιχία των δύο αυτών σημάτων θα μπορούσε να αποφέρει πολύ καλά αποτελέσματα στο δρόμο για την πλήρη κατανόηση των δεδομένων που παρέχει η ακουστική μυογραφία.

Παράρτημα

Π.1 Γραμμικά Φίλτρα

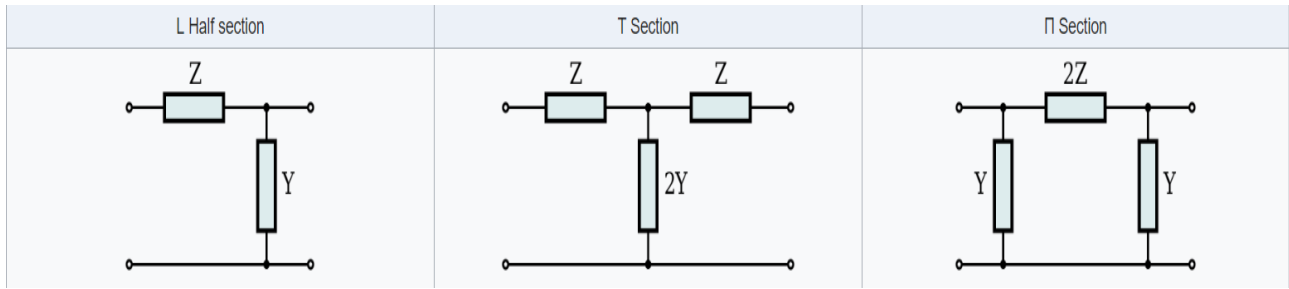
Τα γραμμικά φίλτρα επεξεργάζονται χρονικά μεταβαλλόμενα σήματα εισόδου, προκειμένου να παράγουν σήματα εξόδου, διατηρώντας πάντα τους κανόνες της γραμμικότητας. Δηλαδή η έξοδος του αθροίσματος δύο σημάτων εισόδου είναι ίση με το άθροισμα των εξόδων των δύο αυτών σημάτων και η έξοδος ενός σήματος πολλαπλασιασμένου με μία σταθερά είναι ίση με την έξοδο του σήματος πολλαπλασιασμένη με τη σταθερά αυτή.

Τα πιο γνωστά γραμμικά φίλτρα εκτός του Butterworth είναι τα Chebysevn τύπου I, Chebyshev τύπου II και το Ελλειπτικό. Τα φίλτρα αυτά κατασκευάζονται ακολουθώντας τις τοπολογίες Sallen-Key, που αναλύθηκε στην Παράγραφο 3.3, Πολλαπλής Ανάδρασης- Multiple Feedback και Cauer.

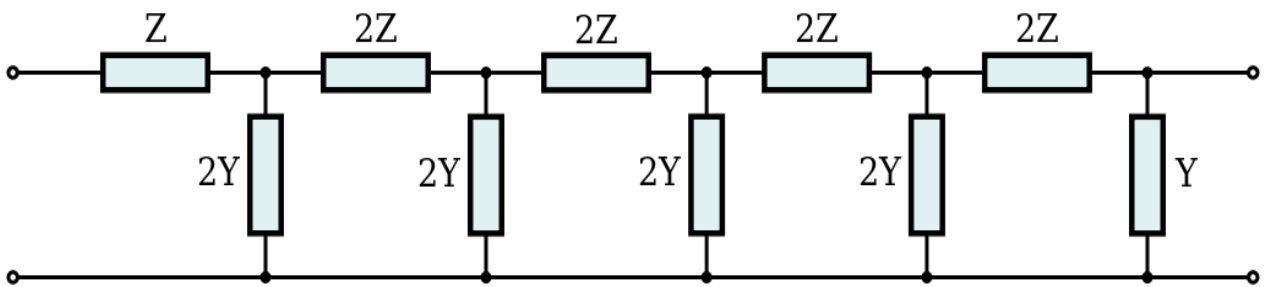
Π.1.1 Τοπολογία Cauer

Η τοπολογία Cauer, που πήρε το όνομά της από τον μαθηματικό Wilhelm Cauer, αποτελεί την πιο συνηθισμένη μέθοδο σχεδίασης παθητικών φίλτρων. Αλλιώς ονομάζεται και τοπολογία σκάλας λόγω της διάταξης των στοιχείων της. Ανάλογα με την έξοδο που επιθυμούμε γίνεται και η επιλογή μεταξύ των παθητικών στοιχείων (πηνία, πυκνωτές και αντιστάσεις).

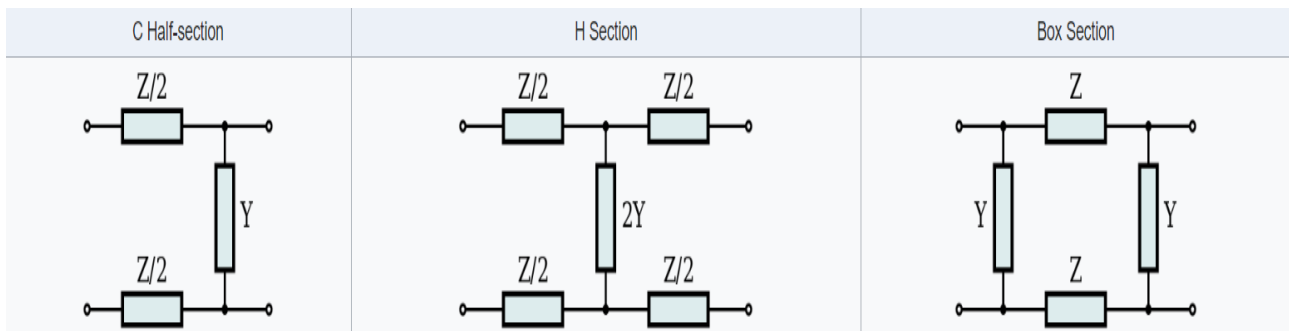
Γενικά η δημιουργία ενός δικτύου σκάλας γίνεται με κασκοδική - εν σειρά σύνδεση διαφορετικής μορφής τμημάτων. Τα τμήματα τύπου L, T και Π δημιουργούν τα λεγόμενα ασύμμετρα δίκτυα σκάλας, ενώ τα τμήματα C, H και Box συνθέτουν τα συμμετρικά δίκτυα.



Σχήμα Π.1 Μη συμμετρικά τμήματα Cauer²⁶

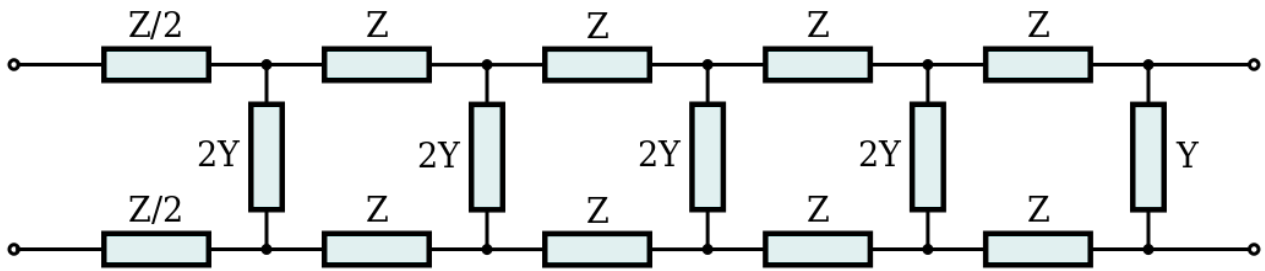


Σχήμα Π.2 Μη συμμετρικό δίκτυο Cauer²⁶



Σχήμα Π.3 Συμμετρικά Τμήματα Cauer²⁶

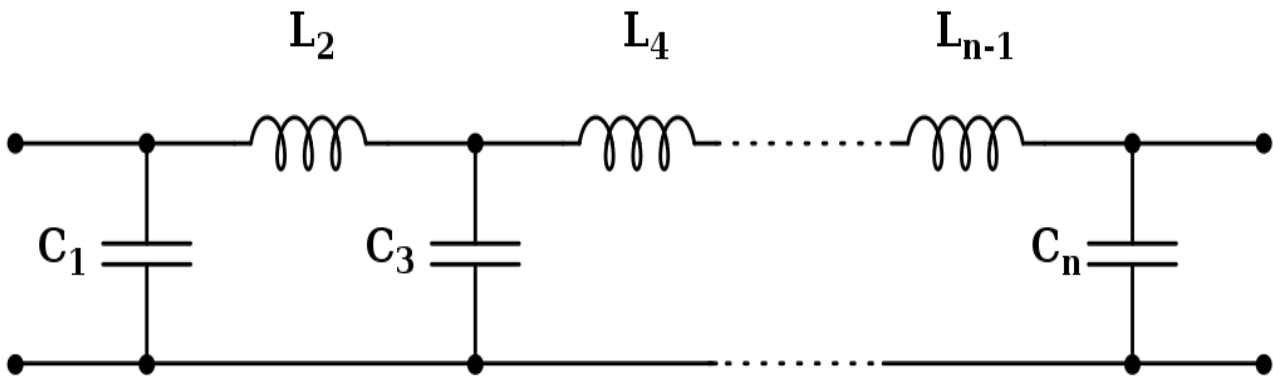
26 Cauer Topology : https://en.wikipedia.org/wiki/Electronic_filter_topology



Σχήμα Π.4 Συμμετρικό δίκτυο Cauer²⁶

Παρά την ευρεία χρήση των μη συμμετρικών δικτύων κυρίως σε εκπαιδευτικό περιβάλλον, τα συμμετρικά δίκτυα είναι αυτά που κατά κόρων χρησιμοποιούνται σε εφαρμογές τηλεπικοινωνιών για τον λόγο ότι εκεί υπάρχει η απαίτηση, οι δύο ζυγοί του δικτύου να έχουν την ίδια ωμική αντίσταση και χωρητικότητα.

Για την κατασκευή ενός βαθυπερατού φίλτρου Butterworth με χρήση της τοπολογίας Cauer θα χρησιμοποιηθούν αποκλειστικά πηνία και πυκνωτές σε μη συμμετρική διάταξη:



Σχήμα Π.5 Βαθυπερατό Φίλτρο Butterworth n -τάξης²⁷

²⁷Butterworth Filter Design : <https://www.elprocus.com/butterworth-filter-formula-and-calculations/>

με τα στοιχεία για την μοναδιαία γωνιακή συχνότητα να δίνονται από τους τύπους:

$$C_k = 2 \sin \left[\frac{(2k-1)}{2n} \pi \right] \quad k = \text{περιττό} \quad (\text{Π.1})$$

$$k = \text{άρτιο} \quad (\text{Π.2})$$

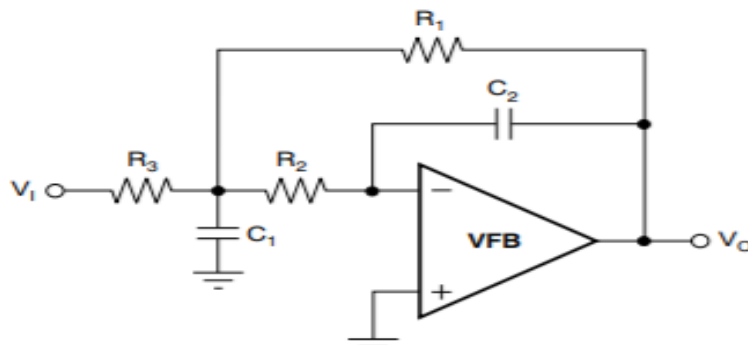
$$L_k = 2 \sin \left[\frac{(2k-1)}{2n} \pi \right]$$

αυτή η διάταξη χρησιμοποιείται για τα δίκτυα που οδηγούνται από ρεύμα.

Αντίθετα αν επιθυμούσαμε διάταξη που οδηγείται από τάση, έπρεπε να γίνει εναλλαγή μεταξύ των πηνίων και των πυκνωτών με τις σχέσεις που δίνουν την τιμή τους να παραμένει αναλλοίωτη, εκτός από την προϋπόθεση της αρτιότητας και περιττότητας.

Π.1.2 Τοπολογία Multiple Feedback

Η τοπολογία Πολλαπλής Ανάδρασης – Multiple Feedback δεν διαφέρει τόσο πολύ από εκείνη των Sallen - Key, ωστόσο επειδή επιστρέφει την τιμή της εξόδου σε δύο σημεία του κυκλώματος δημιουργεί μία διαφορετική συνάρτηση μεταφοράς [19].



Σχήμα Π.6 Τοπολογία Multiple Feedback 2ης Τάξης[19]

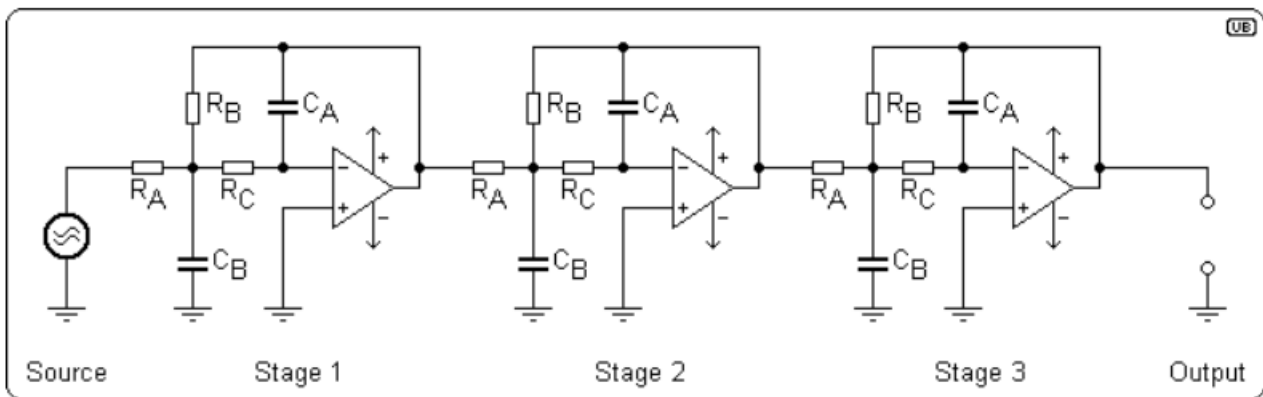
Η συνάρτηση μεταφοράς είναι :

$$H(s) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{(R_1 R_3 C_2 C_5) s^2 + (R_3 C_5 + R_1 C_5 + R_1 R_3 \frac{C_5}{R_4}) s + \sqrt{(R_1 R_3 C_2 C_5)}} \quad (\text{Π.3})$$

με την συχνότητα αποκοπής :

$$\omega_c = 2\pi f_c = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_3 C_2 C_5}} \quad (\text{Π.4})$$

Για παράδειγμα αν επιλέγαμε να σχεδιάσουμε το φίλτρο με τοπολογία Multiple Feedback η διάταξη θα ήταν η εξής :



Σχήμα Π.7 Έκτης τάξης φίλτρο Butterworth²²

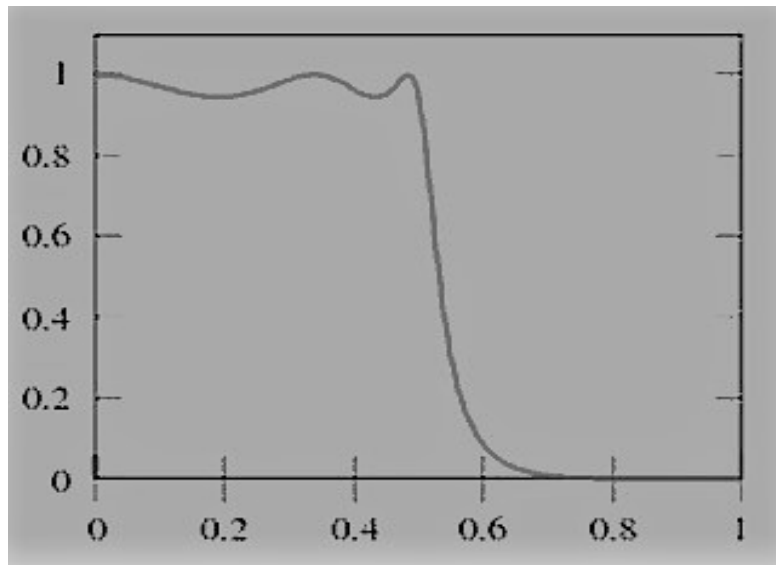
Με στοιχεία :

Στάδιο 1		Στάδιο 2		Στάδιο 3	
$R_A = 10.7\text{k}\Omega$	$C_A = 33\text{nF}$	$R_A = 16.7\text{k}\Omega$	$C_A = 22\text{nF}$	$R_A = 14.2\text{k}\Omega$	$C_A = 10\text{nF}$
$R_B = 10.7\text{k}\Omega$	$C_B = 100\text{nF}$	$R_B = 16.7\text{k}\Omega$	$C_B = 100\text{nF}$	$R_B = 14.2\text{k}\Omega$	$C_B = 330\text{nF}$
$R_C = 17.9\text{k}\Omega$		$R_C = 17.2\text{k}\Omega$		$R_C = 13.5\text{k}\Omega$	

Πίνακας Π.1 Στοιχεία έκτης τάξης φίλτρου Butterworth²²

Π.1.3 Chebyshev τύπου I

Τα φίλτρα τύπου I είναι τα πιο συνηθισμένα φίλτρα Chebyshev. Το χαρακτηριστικό τους είναι η πολύ απότομη κλίση στην συνάρτηση κέρδους μετά την συχνότητα αποκοπής, ενώ στο εύρος των συχνοτήτων που περνούν από το φίλτρο το κέρδος παρουσιάζει κυματισμό[20].



Σχήμα Π.8 Απόκριση κέρδους φίλτρου Chebyshev τύπου I²⁸

Η απόκριση του κέρδους συναρτήσει της γωνιακής συχνότητας βρίσκεται παίρνοντας το μέτρο της συνάρτησης μεταφοράς:

$$G_n(s) = |H_n(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \varepsilon^2 T_n^2\left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)}} \quad (\text{Π.5})$$

όπου n : η τάξη του φίλτρου

ε : ο παράγοντας κυματισμού

T_n : το πολυώνυμο Chebyshev

ω_n : η συχνότητα αποκοπής

²⁸Chebyshev Filter : <https://www.elprocus.com/types-of-chebyshev-filters/>

Τα πολυώνυμα Chebyshev δίνονται από την αναδρομική σχέση:

$$\begin{aligned} T_0(x) &= 1 \\ T_1(x) &= x \\ T_{n+1}(x) &= 2x T_n(x) - T_{n-1}(x) \end{aligned} \quad (\text{Π.6})$$

Στις ενεργές συχνότητες τα πολυώνυμα παίρνουν τιμές μεταξύ -1 και 1 προκαλώντας έτσι τον

κυματισμό με την τιμή του κέρδους να βρίσκεται στο διάστημα $[\frac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2}}, 1]$

Η διαφορά των φίλτρων αυτών είναι πως η συχνότητα αποκοπής δεν ταυτίζεται με την συχνότητα -3dB αλλά υπολογίζεται ως εξής :

$$\omega_{-3dB} = \omega_0 \cosh\left(\frac{1}{n} \cosh^{-1} \frac{1}{\varepsilon}\right) \quad (\text{Π.7})$$

Η συνάρτηση μεταφοράς δίνεται:

$$H(s) = \frac{1}{2^{n-1} \varepsilon} \prod_{m=1}^n \frac{1}{(s - s_{pm})} \quad (\text{Π.8})$$

με τους πόλους να υπολογίζονται:

$$s_{pm} = -\sinh\left(\frac{1}{n} \operatorname{arsinh}\left(\frac{1}{\varepsilon}\right)\right) \sin(\theta_m) + j \cosh\left(\frac{1}{n} \operatorname{arsinh}\left(\frac{1}{\varepsilon}\right)\right) \cos(\theta_m) \quad (\text{Π.9})$$

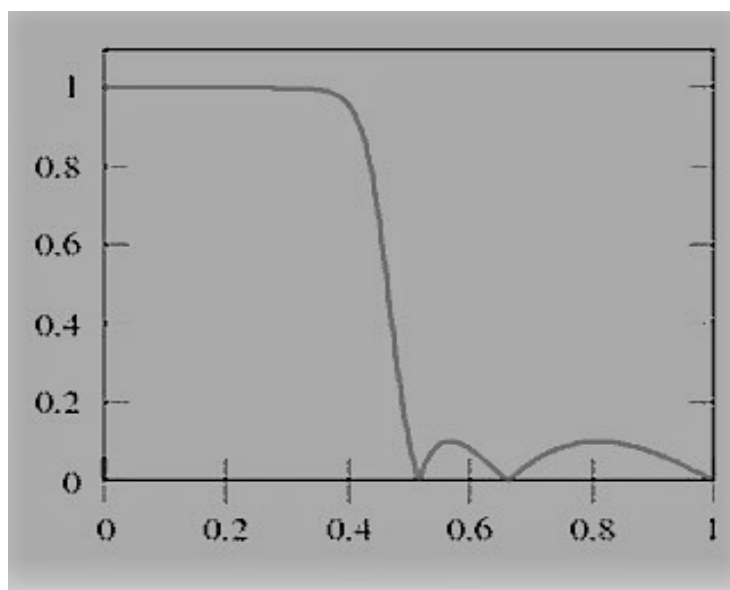
για $m = 1, 2, \dots, n$

$$\text{και η γωνία } \theta_m = \frac{\pi}{2} \frac{2m-1}{n} \quad (\text{Π.10})$$

Για την υλοποίησή τους συνήθως δουλεύουμε με τοπολογία Cauer

Π.1.4 Chebyshev τύπου II

Η άλλη ονομασία τους είναι ανάστροφα φίλτρα Chebyshev καθώς παρατηρείται η ανάστροφη συμπεριφορά. Δηλαδή εδώ δεν παρουσιάζεται κυματισμός στις ενεργές συχνότητες, όπου η καμπύλη είναι αρκετά επίπεδη, αλλά στις συχνότητες που αποκόπτονται. Τα φίλτρα τύπου II δεν συναντώνται τόσο συχνά διότι εκτός του γεγονότος πως ο κυματισμός στην μη ενεργές συχνότητες παράγει θόρυβο, δεν έχουν επίσης και τόσο απότομη καμπύλη αποκοπής [20].



Σχήμα Π.9 Απόκριση κέρδους φίλτρου Chebyshev τύπου II²⁸

Η απόκριση του κέρδους συναρτήσει της γωνιακής συχνότητας βρίσκεται παίρνοντας το μέτρο της συνάρτησης μεταφοράς:

$$G_n(s)=|H_n(j\omega)|=\frac{1}{\sqrt{1+\frac{1}{\varepsilon^2 T_n^2\left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)}}} \quad (\text{Π.11})$$

όπου n : η τάξη του φίλτρου

ε : ο παράγοντας κυματισμού

T_n : το πολυώνυμο Chebyshev

ω_o : η συχνότητα αποκοπής

Τα πολυώνυμα Chebyshev δίνονται από την αναδρομική σχέση (Π.4) που αναφέρθηκε στην προηγούμενη παράγραφο.

Στις ενεργές συχνότητες τα πολυώνυμα παίρνουν ξανά τιμές μεταξύ -1 και 1 ωστόσο η τιμή του

κέρδους βρίσκεται στο διάστημα $[\frac{1}{\sqrt{1+\frac{1}{\varepsilon^2}}}, 1]$

Όπως και στα φίλτρα τύπου I η συχνότητα αποκοπής δεν ταυτίζεται με την συχνότητα -3dB αλλά υπολογίζεται ως εξής :

$$\omega_{-3dB} = \frac{\omega_0}{\cosh\left(\frac{1}{n} \cosh^{-1} \frac{1}{\varepsilon}\right)} \quad (\text{Π.12})$$

Η συνάρτηση μεταφοράς δίνεται κατά τον ίδιο τρόπο που υπολογίσαμε στον τύπο (Π.8) όμως εδώ οι πόλοι είναι οι αντίστροφοι:

$$\frac{1}{s_{pm}} = -\sinh\left(\frac{1}{n} \operatorname{arsinh}\left(\frac{1}{\varepsilon}\right)\right) \sin(\theta_m) + j \cosh\left(\frac{1}{n} \operatorname{arsinh}\left(\frac{1}{\varepsilon}\right)\right) \cos(\theta_m) \quad (\text{Π.13})$$

για $m = 1, 2, \dots, n$

$$\text{και η γωνία } \theta_m = \frac{\pi}{2} \frac{2m-1}{n} \quad (\text{Π.10})$$

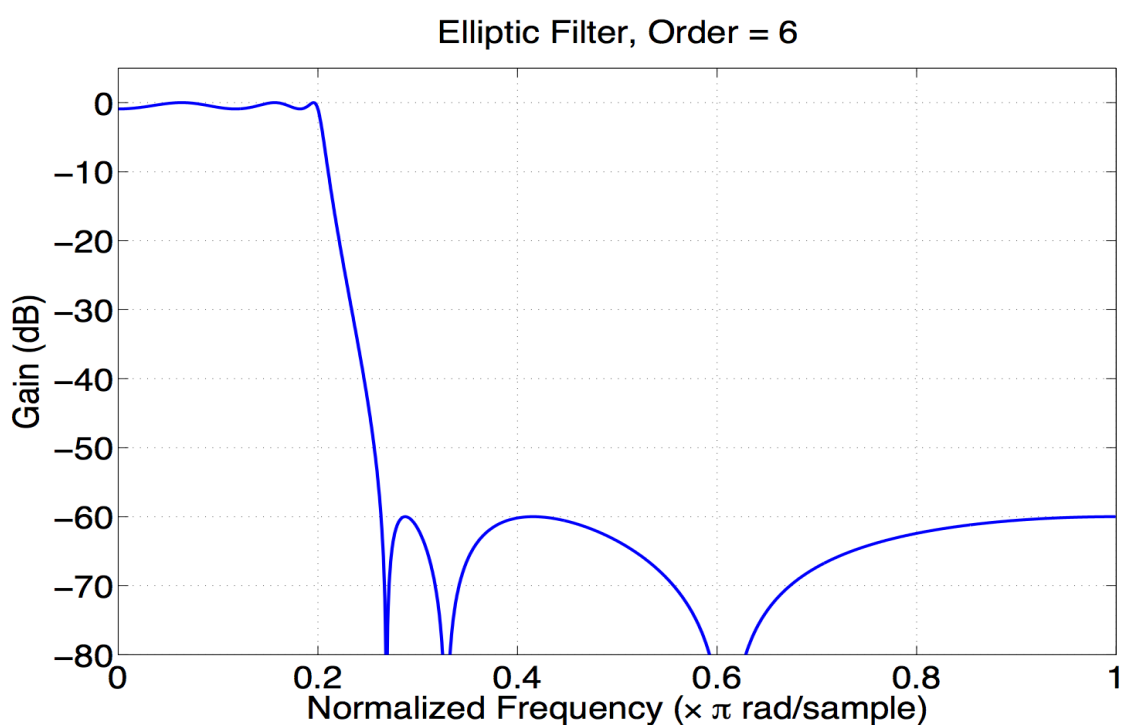
Όπως φανερώνεται και από όλες τις παραπάνω περιγραφές αυτή η ανάστροφη συμπεριφορά που παρατηρείται στην συνάρτηση κέρδους του φίλτρου , επιβεβαιώνεται και από τις μαθηματικές του ιδιότητες καθώς σε όλους τους τύπους η μοναδική διαφορά είναι η αντιστροφή ενός μεγέθους.

Ξανά και τα φίλτρα Chebyshev τύπου II συνηθίζεται να υλοποιούνται με τοπολογία Cauer

Π.1.5 Ελλειπτικό Φίλτρο

Τα ελλειπτικά Φίλτρα ή αλλιώς Φίλτρα Caueer και φίλτρα Zolotarev επεξεργάζονται τα σήματα εισόδου με τέτοιο τρόπο ώστε να επιτυγχάνεται η ταχύτερη εναλλαγή μεταξύ των ενεργών και των αποκομμένων συχνοτήτων. Ωστόσο παρουσιάζουν κυματισμό και στα δύο αυτά κομμάτια, με την τιμή του κυματισμού αυτού να μπορεί να ρυθμίζεται ανεξάρτητα στο ένα με το άλλο.[21]

Μειώνοντας τον κυματισμό, που έχει ως συνέπεια την αύξηση του χρόνου εναλλαγή από μοναδιαίο σε μηδενικό κέρδος πλάτους, μπορούμε να μετασχηματίσουμε ένα ελλειπτικό φίλτρο σε κάποιο άλλου τύπου. Συγκεκριμένα μηδενίζοντας τον κυματισμό στις ενεργές συχνότητες παίρνουμε ένα φίλτρο Chebyshev τύπου II, και αντίστοιχα με ίδια διαδικασία για τις αποκομμένες συχνότητες ένα φίλτρο Chebyshev τύπου I, ενώ αν εξαφανίσουμε τον κυματισμό λαμβάνουμε ένα φίλτρο Butterworth.



Σχήμα Π.10 Κέρδος ελλειπτικού φίλτρου 6ης τάξης²⁹

²⁹Filter design : <https://allsignalprocessing.com/selecting-a-filter/>

Η συνάρτηση μεταφοράς ενός βαθυπερατού ελλειπτικού φίλτρου είναι [21]:

$$G_n(\omega) = \frac{1}{\sqrt{1 + \varepsilon^2 R_n^2(\xi, \omega/\omega_0)}} \quad (\text{Π.14})$$

όπου: ω_0 : η γωνιακή συχνότητα αποκοπής

ε : ο παράγοντας κυματισμού

ξ : ο παράγοντας επιλογής

R_n : η n-τάξης ρητή ελλειπτική συνάρτηση

Στις ενεργές συχνότητες η ρητή ελλειπτική συνάρτηση λαμβάνει τιμές μεταξύ μηδέν και ένα οπότε

λόγο του κυματισμού το κέρδος λαμβάνει τιμές στο διάστημα $[\frac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2}}, 1]$

Στις αποκομμένες συχνότητες η συνάρτηση έχει τιμές μεταξύ της σταθεράς $L_n = R_n(\xi, \xi)$ και του

απείρου, προκαλώντας έτσι μεταβολές του κέρδους στο διάστημα $[\frac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2 L_n^2}}, 1]$

Τυποποιώντας την ποιοτική ανάλυση που σχετικά με τους μετασχηματισμούς των φίλτρων αυτών σε κάποια άλλου τύπου, μπορούμε να δούμε πως για ξ τείνει στο άπειρο έχουμε Chebyshev τύπου I.

Αν ταυτόχρονα λάβουμε ω_0 και ε πολύ μικρά που ικανοποιούν τις προϋποθέσεις $\xi \omega_0 = 1$ και $L_n = 1$ παίρνουμε φίλτρο Chebyshev τύπου II.

Τέλος για ξ τείνει στο άπειρο, ω_0 και ε πολύ μικρά και συνθήκη $\varepsilon R_n(\xi, 1/\omega_0) = 1$ το φίλτρο γίνεται Butterworth.

Βιβλιογραφία

- [1] Zatsiorsky VM and Prilutsky BI, “Biomechanics of Skeletal Muscles”, 2012
- [2] Wildemaier E, Raff H and Strang K, “Vander’s Human Physiology: The Mechanisms of Body Function”, 2010
- [3] Heymsfield SB, Gallagher D, Kotler DP, Wang Z, Allison DB, Heshka S. Body-size dependence of resting energy expenditure can be attributed to nonenergetic homogeneity of fat-free mass. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 2002;282:E132–8.
- [4] Pearson AM, Young RB. Diseases and disorders of muscle. *Adv Food Nutr Res.*1993; 37:339–423.
- [5] Ματσόπουλος Γ. “Βιοσήματα και Ψηφιακή Επεξεργασία”
- [6] Μπαλιούσκας Γ., “Βιολογικά Σήματα – Μετρητικά Συστήματα”
- [7] Κουτσούρης Δ., Παυλόπουλος Σ., Πρέντζα Α. , “Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων”, Τζιόλα, 2003
- [8] Kamen, Gary. Electromyographic Kinesiology. In Robertson, DGE et al. *Research Methods in Biomechanics*. Champaign, IL: Human Kinetics Publ., 2004.
- [9] Garcia MAC., and Oswaldo B. “Magnetic Fields from Skeletal Muscles: A Valuable Physiological Measurement? ”*Frontiers in Physiology*, vol. 6, Aug. 2015.
- [10] Heidari, Hadi, et al. *CMOS Magnetic Sensors for Wearable Magnetomyography*
- [11] Orizio C, Gobbo M. Mechanography. In: Sons JW, editor. *Wiley encyclopedia of biomedical engineering*, Brescia; 2006. p. 1–23
- [12] Barry D. T., et al. “Acoustic Myography: A Noninvasive Monitor of Motor Unit Fatigue.”*Muscle & Nerve*, vol. 8, no. 3, Apr. 1985, pp. 189–94
- [13] Fara S. ,Vikram C. S. ,Gavriel C. , and Faisal A.A. , "Robust, ultra lowcost mmg system with brain-machine-interface applications," in *NER, 2013 6th International IEEE/EMBS Conference on*. IEEE, 2013, pp. 723-726.
- [14] Watakabe M., Mita K, Akataki K., and Itoh Y., “Mechanical behaviour of condenser microphone in mechanomyography,” *Med Biol Eng Comput*, vol. 39, no. 2, pp. 195–201, 2001.

- [15] Sedra, Adel S., and Kenneth C. Smith. *Microelectronic Circuits*. 6th ed, Oxford University Press, 2010
- [16] Dalton, P. A., and M. J. Stokes. "Frequency of Acoustic Myography during Isometric Contraction of Fresh and Fatigued Muscle and during Dynamic Contractions." *Muscle & Nerve*, vol. 16, no. 3, Mar. 1993, pp. 255–61
- [17] Bianchi, Giovanni, and Roberto Sorrentino. *Electronic Filter Simulation & Design*. McGraw-Hill, 2007.
- [18] R. P. Sallen and E. L. Key, "A practical Method of Designing RC Active Filters," IRE Transactions on Circuit Theory, vol. CT-2, 1955, pp. 78-85
- [19] Steffes M., "Design Methodology for MFB Filters in ADC Interface Applications", Application Report, Texas Instruments 2006
- [20] Matthaei, George L., et al. *Microwave Filters, Impedance-Matching Networks, and Coupling Structures*. Artech House, 1985
- [21] Daniels, Richard W. *Approximation Methods for Electronic Filter Design: With Applications to Passive, Active, and Digital Networks*. McGraw-Hill, 1974.