



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ**  
**ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**  
**ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ**  
**ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ**

**Ανάλυση και βελτιστοποίηση ηλεκτρικής διάταξης για  
τον εντοπισμό μυϊκής δραστηριότητας.**

**Σκλαβούνος Ίκαρος - Άγγελος**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**  
**Υπεύθυνος**  
**Δελήμπασης Κωνσταντίνος**  
**Επίκουρος Καθηγητής**

**Λαμία, 2017**





**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ  
ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ  
ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ**

**Ανάλυση και βελτιστοποίηση ηλεκτρικής διάταξης για  
τον εντοπισμό μυϊκής δραστηριότητας.**

**Σκλαβούνος Ίκαρος - Άγγελος.**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ  
Επιβλέπων  
Δελήμπασης Κωνσταντίνος  
Επίκουρος Καθηγητής**

**Λαμία, 2017**

Με ατομική μου ευθύνη και γνωρίζοντας τις κυρώσεις <sup>(1)</sup>, που προβλέπονται από της διατάξεις της παρ. 6 του άρθρου 22 του Ν. 1599/1986, δηλώνω ότι:

1. Δεν παραθέτω κομμάτια βιβλίων ή άρθρων ή εργασιών άλλων αυτολεξεί **χωρίς να τα περικλείω σε εισαγωγικά** και χωρίς να αναφέρω το συγγραφέα, τη χρονολογία, τη σελίδα. Η αυτολεξεί παράθεση χωρίς εισαγωγικά χωρίς αναφορά στην πηγή, είναι λογοκλοπή. Πέραν της αυτολεξεί παράθεσης, λογοκλοπή θεωρείται και η παράφραση εδαφίων από έργα άλλων, συμπεριλαμβανομένων και έργων συμφοιτητών μου, καθώς και η παράθεση στοιχείων που άλλοι συνέλεξαν ή επεξεργάστηκαν, χωρίς αναφορά στην πηγή. Αναφέρω πάντοτε με πληρότητα την πηγή κάτω από τον πίνακα ή σχέδιο, όπως στα παραθέματα.
2. Δέχομαι ότι η αυτολεξεί **παράθεση χωρίς εισαγωγικά**, ακόμα κι αν συνοδεύεται από αναφορά στην πηγή σε κάποιο άλλο σημείο του κειμένου ή στο τέλος του, είναι αντιγραφή. Η αναφορά στην πηγή στο τέλος π.χ. μιας παραγράφου ή μιας σελίδας, δεν δικαιολογεί συρραφή εδαφίων έργου άλλου συγγραφέα, έστω και παραφρασμένων, και παρουσίασή τους ως δική μου εργασία.
3. Δέχομαι ότι υπάρχει επίσης περιορισμός στο μέγεθος και στη συχνότητα των παραθεμάτων που μπορώ να εντάξω στην εργασία μου εντός εισαγωγικών. Κάθε μεγάλο παράθεμα (π.χ. σε πίνακα ή πλαίσιο, κλπ), προϋποθέτει ειδικές ρυθμίσεις, και όταν δημοσιεύεται προϋποθέτει την άδεια του συγγραφέα ή του εκδότη. Το ίδιο και οι πίνακες και τα σχέδια
4. Δέχομαι όλες τις συνέπειες σε περίπτωση λογοκλοπής ή αντιγραφής.

Ημερομηνία: ...../...../20.....

Ο – Η Δηλ.

(Υπογραφή)

(1) «Όποιος εν γνώσει του δηλώνει ψευδή γεγονότα ή αρνείται ή αποκρύπτει τα αληθινά με έγγραφη υπεύθυνη δήλωση του άρθρου 8 παρ. 4 Ν. 1599/1986 τιμωρείται με φυλάκιση τουλάχιστον τριών μηνών. Εάν ο υπαίτιος αυτών των πράξεων σκόπευε να προσπορίσει στον εαυτόν του ή σε άλλον περιουσιακό όφελος βλάπτοντας τρίτον ή σκόπευε να βλάψει άλλον, τιμωρείται με κάθειρξη μέχρι 10 ετών.

**Ανάλυση και βελτιστοποίηση ηλεκτρικής διάταξης για τον  
εντοπισμό μυϊκής δραστηριότητας.**

**Σκλαβούνος Ίκαρος - Άγγελος.**

**Τριμελής Επιτροπή:**

**Δελήμπασης Κωνσταντίνος, Επίκουρος Καθηγητής**

**Βάβουλας Αλέξανδρος, Ε.ΔΙ.Π.**

**Ζυγούρης Νικόλαος, Π.Δ. 407**

## Περίληψη

Το επιφανειακό ηλεκτρομυογράφημα είναι η διαδικασία ανάκτησης μυϊκής δραστηριότητας μέσω ηλεκτροδίων και κατάλληλων ηλεκτρικών διατάξεων. Στην παρούσα εργασία, αρχικά παρουσιάστηκε η μυϊκή φυσιολογία και αναλύθηκε η λειτουργία του μεμβρανικού δυναμικού. Στη συνέχεια, αναπτύχθηκε ένα ηλεκτρικό κύκλωμα αποτελούμενο από ενισχυτές και φίλτρα για την ανίχνευση σήματος από τον δικέφαλο βραχιόνιο μυ και τους μύες του θέναρος σχεδιάζοντας και υλοποιώντας μια σειρά από μετρήσεις – πειράματα (επαναλαμβανόμενη άρση κλιμακωτών βαρών 1, 3, 6, 9 kg για μέτρηση του δικέφαλου βραχιόνιου και διαφορετικά ποσοστά ενεργοποίησης των μυών του αντίχειρα). Για το κύκλωμα πραγματοποιήθηκε πλήρης μελέτη και προσομοίωση απολαβών και αποκρίσεων συχνότητας. Έπειτα, το σήμα ψηφιοποιήθηκε μέσα από έναν μικροελεγκτή Arduino και η καταγραφή αποθηκεύτηκε σε Η/Υ. Το επόμενο βήμα ήταν η ανάλυση των σημάτων και η εξαγωγή χαρακτηριστικών μέσω MATLAB, πιο συγκεκριμένα του *Hudgin's set*, ενός σετ χαρακτηριστικών ευρέως διαδεδομένα στην επιστημονική κοινότητα. Τα αποτελέσματα είναι αποδεκτά όσον αφορά στη διάκριση μυών και στην ανίχνευση πιθανής κόπωσης, καθώς και φόρτου του μυός.

**Λέξεις κλειδιά:** επιφανειακό ηλεκτρομυογράφημα, ενίσχυση ασθενούς σήματος, εξαγωγή χαρακτηριστικών, μυϊκή κόπωση

## Abstract

Surface Electromyography (sEMG) is the procedure for measurement of muscle activity through electrodes and the appropriate electrical circuits. This research presents the muscle physiology and the analysis of membrane potential. Next, a developed electrical circuit consisting of amplifiers and active filters for signal detection from the biceps brachii and the thenar eminence is presented. A series of measurements – experiments was designed and implemented; namely, repeated lifts of staggered weights (1, 3, 6, 9 kg) for measuring biceps brachial activity and different activation rates of the thumb muscles. For the circuit, full study and simulation were carried-out regarding attenuation - amplification and frequency response. The signal was sampled by a microcontroller (ATmega 328 – Arduino) and the recordings were stored at a PC. Digital processing of the signals and feature extraction were executed using MATLAB. Mathematical features were calculated, as defined in the work of *Hudgin*. This set of features is widely used in the sEMG scientific community. The results are promising regarding both separation of muscle activity and detection of muscle fatigue.

**Keywords: sEMG, Weak Signal Amplification, Feature Extraction, Muscle Fatigue**

## Περιεχόμενα

<b>1. Εισαγωγή</b> .....	<b>15</b>
1.1 Ορισμός Ηλεκτρομυογραφήματος .....	15
1.2 Ιστορική Αναδρομή.....	15
1.3 Εφαρμογές – Χρησιμότητα ΗΜΓ.....	16
1.4 Σκοπός Πτυχιακής Εργασίας .....	16
<b>2. Επιφανειακό Ηλεκτρομυογράφημα</b> .....	<b>17</b>
2.1 Μεμβρανικό Δυναμικό .....	17
2.1.1 Ορισμός μεμβρανικού δυναμικού .....	17
2.1.2 Βασικές λειτουργίες μεμβρανικού δυναμικού .....	17
2.2.1 Μυϊκή μορφολογία .....	19
2.2.2 Περιγραφή φυσιολογίας μυών .....	19
2.2.2.1 Φυσιολογία αντίχειρα.....	19
2.2.2.2 Φυσιολογία δικέφαλου βραχιόνιου .....	21
2.3 Αισθητήρες ΗΜΓ .....	22
2.3.1 Παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια.....	22
2.3.2 Ενεργά επιφανειακά ηλεκτρόδια.....	23
2.3.3 Ηλεκτρόδια βάθους .....	23
<b>3. Σχεδίαση συστήματος</b> .....	<b>24</b>
3.1 Σύντομη περιγραφή του συστήματος .....	24
3.2 Διαδικασία μετρήσεων.....	24
3.2.1 Πρωτόκολλο πειραμάτων .....	24
3.2.2 Κατάλογος υλικών.....	26
3.3 Επεξεργασία αποτελεσμάτων .....	27
3.3.1 Arduino .....	27
3.3.2 CoolTerm .....	27
3.3.3 NI Multisim .....	28
3.4 Προσομοίωση .....	29
3.4.1 Ανάκτηση του σήματος .....	30
3.4.2 Ενίσχυση του σήματος .....	30
3.4.3 Ανόρθωση του σήματος.....	32
3.4.4 Εξομάλυνση του σήματος .....	33
<b>4. Ανάλυση σήματος</b> .....	<b>35</b>
4.1 Επιλογή χαρακτηριστικών .....	35
4.2 Hudgin’s Set.....	35
<b>5. Αποτελέσματα</b> .....	<b>37</b>
5.1 Ενεργοποίηση μυών αντίχειρα .....	37
5.1.1 Επαναλήψεις με 20% MVC.....	37
5.1.2 Επαναλήψεις με 60% MVC .....	38
5.1.3 Επαναλήψεις με 90% MVC .....	39
5.2 Ενεργοποίηση δικέφαλου βραχιόνιου μυ .....	42
5.2.1 Επαναλήψεις άρσης φορτίου βάρους 1kg.....	42
5.2.2 Επαναλήψεις άρσης φορτίου βάρους 3kg .....	44
5.2.3 Επαναλήψεις άρσης φορτίου βάρους 6kg .....	45
5.2.4 Επαναλήψεις άρσης φορτίου βάρους 9kg .....	46



5.3 Εφαρμογές.....	48
5.3.1 Ενεργοποίηση δικέφαλου βραχιόνιου μυ με 40% MVC.....	49
5.3.2 Ενεργοποίηση μυών αντίχειρα με 40%MVC .....	50
5.4 Συγκεντρωτικά αποτελέσματα .....	51
<b>6. Συμπεράσματα και μελλοντικές επεκτάσεις.....</b>	<b>53</b>
6.1 Συμπεράσματα .....	53
6.2 Μελλοντική εξέλιξη - Βελτιώσεις .....	54
<b>7. Παραρτήματα .....</b>	<b>55</b>
7.1 Παράρτημα I κώδικας Arduino .....	55
7.2 Παράρτημα II κώδικας Matlab .....	55
<b>8. Βιβλιογραφία .....</b>	<b>57</b>

## **Κατάλογος σχημάτων**

Σχήμα 1: Σχεδίαση του κυκλώματος χωρισμένο σε επιμέρους τμήματα.....	29
Σχήμα 2: Αναλυτική σχεδίαση του ηλεκτρονικού κυκλώματος.....	29
Σχήμα 3: Λήψη και ενίσχυση του σήματος .....	30
Σχήμα 4: Ανόρθωση του σήματος .....	32
Σχήμα 5: Εξομάλυνση του σήματος .....	33

## **Κατάλογος εικόνων**

Εικόνα 1: Πείραμα Galvani .....	16
Εικόνα 2: Λειτουργία κυτταρικής μεμβράνης.....	17
Εικόνα 3: Δυναμικό μεμβράνης ως προς τον χρόνο .....	18
Εικόνα 4: Μύες του θέναρος.....	21
Εικόνα 5: Βραχεία και μακρά κεφαλή δικέφαλου βραχιόνιου μυ .....	22
Εικόνα 6: Πειραματική διάταξη.....	25

## **Κατάλογος πινάκων**

Πίνακας 1: Κατάλογος υλικών.....	26
----------------------------------	----

## Κατάλογος διαγραμμάτων

Διάγραμμα 1: Μπλοκ διάγραμμα συστήματος .....	24
Διάγραμμα 2: Bode πρώτου τελεστικού ενισχυτή.....	31
Διάγραμμα 3: Ενεργό υψιπερατό φίλτρο .....	31
Διάγραμμα 4: Το σήμα πριν την ανόρθωση ως προς τον χρόνο .....	32
Διάγραμμα 5: Το σήμα ανορθωμένο ως προς το χρόνο .....	33
Διάγραμμα 6: Σήμα (τάση) στην έξοδο του κυκλώματος .....	34
Διάγραμμα 7: Επαναλήψεις αντίχειρα με 20% MVC:.....	37
(α) Σήμα ΗΜΓ.....	37
(β) Mean Absolute Value.....	37
(γ) Root Mean Square value .....	38
(δ)Mean Absolute value Slope .....	38
Διάγραμμα 8: Επαναλήψεις αντίχειρα με 60% MVC:.....	38
(α) Σήμα ΗΜΓ.....	38
(β) Mean Absolute Value.....	38
(γ) Root Mean Square value .....	39
(δ)Mean Absolute Value Slope.....	39
Διάγραμμα 9: Επαναλήψεις αντίχειρα με 90% MVC:.....	39
(α) Σήμα ΗΜΓ.....	39
(β) Mean Absolute Value.....	40
(γ) Root Mean Square value .....	40
(δ)Mean Absolute Value Slope.....	40
Διάγραμμα 10: Waveform Length μυών αντίχειρα .....	41
(α) 20%MVC .....	41
(β) 40%MVC .....	41
(γ) 60%MVC .....	41
(δ) 90%MVC .....	42
Διάγραμμα 11: Επαναλήψεις άρσης φορτίου βάρους ενός κιλού .....	42
(α) Σήμα ΗΜΓ .....	42
(β) Mean Absolute Value.....	42
(γ) Root Mean Square value .....	43
(δ)Mean Absolute Value Slope.....	43
Διάγραμμα 12: Επαναλήψεις άρσης φορτίου βάρους τριών κιλών .....	44
(α) Σήμα ΗΜΓ .....	44
(β) Mean Absolute Value.....	44
(γ) Root Mean Square value .....	44
(δ)Mean Absolute Value Slope.....	44
Διάγραμμα 13: Επαναλήψεις άρσης φορτίου βάρους έξι κιλών .....	45
(α) Σήμα ΗΜΓ .....	45
(β) Mean Absolute Value .....	45
(γ) Root Mean Square value .....	45
(δ)Mean Absolute Value Slope.....	45

Διάγραμμα 14: Επαναλήψεις άρσης φορτίου βάρους εννέα κιλών .....	46
(α) Σήμα ΗΜΓ .....	46
(β) Mean Absolute Value .....	46
(γ) Root Mean Square value .....	46
(δ) Mean Absolute Value Slope .....	46
Διάγραμμα 15: Waveform Length .....	47
(α) άρση 1 κιλού .....	47
(β) άρση 3 κιλών .....	48
(γ) άρση 6 κιλών .....	48
(δ) άρση 9 κιλών .....	48
Διάγραμμα 16: Ενεργοποίηση δικέφαλου βραχιόνιου μυ με 40% MVC.....	49
(α) Σήμα ΗΜΓ .....	49
(β) Mean Absolute Value .....	49
(γ) Root Mean Square value .....	49
(δ) Mean Absolute Value Slope .....	49
Διάγραμμα 17: Ενεργοποίηση μυών του αντίχειρα με 40% MVC.....	50
(α) Σήμα ΗΜΓ .....	50
(β) Mean Absolute Value .....	50
(γ) Root Mean Square value .....	50
(δ) Mean Absolute Value Slope .....	50
Διάγραμμα 18: Μέση τιμή τάσης ως προς τα διαδοχικά βάρη .....	51
Διάγραμμα 19: Μέση τιμή τάσης ως προς τις διαδοχικές ενεργοποιήσεις .....	52

# 1. Εισαγωγή

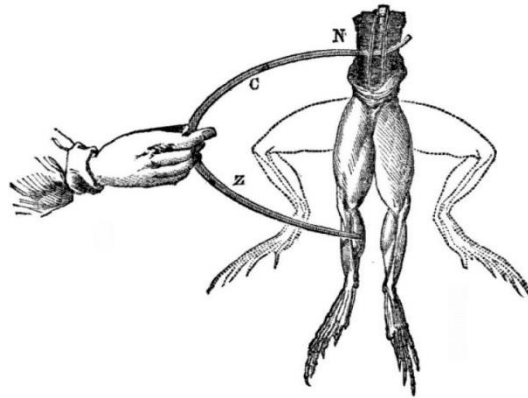
## 1.1 Ορισμός

Το ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ) είναι μια ηλεκτροδιαγνωστική ιατρική τεχνική για την αξιολόγηση και την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας την οποία παράγουν οι σκελετικοί μύες [1]. Το ΗΜΓ πραγματοποιείται μέσω μιας συσκευής που ονομάζεται ηλεκτρομυογράφος το οποίο παράγει μια αναλογική κυματομορφή. Η καταγραφή αυτή αποτελείται από τις διαφορές του ηλεκτρικού δυναμικού που παράγονται από τα μυϊκά κύτταρα όταν αυτά ενεργοποιούνται (ηλεκτρικά ή νευρολογικά). Η ανάλυση των σημάτων που καταγράφονται χρησιμεύει για την ανίχνευση ιατρικών ανωμαλιών, το επίπεδο ενεργοποίησης ενός μυ, την ανάλυση της βιομηχανικής κίνησης του ανθρώπου και άλλες εφαρμογές. Το ΗΜΓ διακρίνεται σε δυο βασικές κατηγορίες:

- Νευρολογικό ΗΜΓ ονομάζουμε την μυϊκή αντίδραση στον εξωτερικό ηλεκτρικό ερεθισμό που εφαρμόζουμε καθώς ο μυς βρίσκεται στατικός.
- Κινησιολογικό ΗΜΓ είναι η μελέτη της νευρομυϊκής δραστηριότητας κατά την παραγωγή έργου από τον/τους μυ/μύες [2].

## 1.2 Ιστορική Αναδρομή

Από το 1600 ο Francesco Redi Ιταλός γιατρός, φυσικός και βιολόγος, είχε ανακαλύψει ότι υπάρχει συσχέτιση μεταξύ της ηλεκτρικής ακτινοβολίας και κάποιων μυών ενός συγκεκριμένου ψαριού. Ωστόσο «πατέρας» της ανακάλυψης του βιοηλεκτρισμού θεωρείται ο Ιταλός Luigi Galvani (φυσικός, φιλόσοφος και βιολόγος). Ο Galvani σε ένα πείραμα του είχε αφαιρέσει το δέρμα από ένα νεκρό βάτραχο και το δοκίμαζε για την δημιουργία στατικού ηλεκτρισμού. Όταν όμως ακούμπησε ένα μεταλλικό νυστέρι σε ένα ισχυακό νεύρο του είδε ότι το πόδι του βατράχου κινήθηκε όπως θα γινόταν αν ζούσε (εικόνα 1). Χρησιμοποίησε τον όρο «ζωικός ηλεκτρισμός» για να περιγράψει την ενέργεια που κινούσε τα πειραματόζωα του θεωρώντας πως υπάρχει κάποιο υγρό στο εσωτερικό το οποίο και προκαλεί την κίνηση. Τον στήριξε και ο καθηγητής Volta του πανεπιστημίου της Πάβια (Pavia) , όμως η μετέπειτα διαφωνία του με τον Galvani για τον τρόπο διεξαγωγής των πειραμάτων οδήγησαν τον δεύτερο στην αποστασιοποίηση του από την επιστημονική κοινότητα [3]. Τα επόμενα χρόνια χρησιμοποιήθηκε από τους επιστήμονες ο όρος «γαλβανισμός» προς τιμήν του για να περιγράψει αυτό που σήμερα ονομάζουμε «ηλεκτρόφυσιολογία». Ακόμη θα πρέπει να αναφερθούμε και στον Αρμένιο καθηγητή John Basmajian, ο οποίος ήταν πρωτοπόρος στην «βιοανάδραση» καθώς απέδειξε μέσω ενός ηλεκτρομυογράφου ότι τα άτομα μπορούσαν εθελοντικά να κουνήσουν κάποιον μύ μόνο μέσω του νευρώνα που απευθύνεται σε αυτόν διαμέσω του νωτιαίου μυελού. Αργότερα έγραψε ένα βιβλίο για την βιοανάδραση το οποίο και θεωρούταν κορυφαίο του είδους του για πολλά χρόνια.



Εικόνα 1: Πείραμα Galvani [40]

### 1.3 Εφαρμογές – χρησιμότητα Ηλεκτρομυογραφήματος

Οι τομείς που χρησιμοποιείται το ΗΜΓ είναι αρκετοί. Αρχικά στην ιατρική έρευνα λαμβάνει ενεργό ρόλο στο ορθοπεδικό τμήμα, στο χειρουργικό τμήμα, στην λειτουργική νευρολογία και στην ανάλυση των στάσεων του σώματος. Επίσης αποτελεί αναπόσπαστο κομμάτι στην αποκατάσταση ασθενών μεταχειρουργικά από ατυχήματα μέσω φυσικοθεραπειών όπως και θεραπείες ενεργής εκγύμνασης (ηλεκτροθεραπείες). Ακόμη μέσω της ανάλυσης της κίνησης γίνεται καλύτερη διαγνώση στον ασθενή προκειμένου να στραφεί στην καταλληλότερη επιλογή εκγύμνασης της μυϊκής του δύναμης.

### 1.4 Σκοπός πτυχιακής εργασίας

Η παρούσα πτυχιακή εργασία αρχικά περιλαμβάνει την κατασκευή ηλεκτρονικής διάταξης η οποία μέσω αισθητήρων (παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια) ανιχνεύει την πολύ μικρή διαφορά δυναμικού του βιοσήματος. Η διάταξη αυτή αποτελείται από τελεστικούς ενισχυτές και ενεργά φίλτρα προσαρμοσμένα στα χαρακτηριστικά του βιοσήματος με στόχο την ανάκτηση και ενίσχυσή του πριν αυτό οδηγηθεί στην επόμενη βαθμίδα (μικροεπεξεργαστής) για περαιτέρω επεξεργασία.

Σε κάθε στάδιο της κατασκευής αυτής, έγινε λεπτομερής ανάλυση όλων των επιμέρους ηλεκτρονικών διατάξεων και μελετήθηκαν τα χαρακτηριστικά και οι επιδόσεις τους. Στη συνέχεια το σήμα δειγματοληπτήθηκε και οδηγήθηκε στον μικροεπεξεργαστή Arduino μέσω των αναλογικών εισόδων που διαθέτει. Έπειτα, το σήμα ψηφιοποιήθηκε από τον μετατροπέα αναλογικό-προς-ψηφιακό (Analog-to-Digital – ADC) που είναι ενσωματωμένος στο Arduino χρησιμοποιώντας 10 bit για ανάλυση (1024 στάθμες). Ακόμη, υπολογίστηκαν μια σειρά παραμέτρων (Hudgin's set) που υλοποιήθηκαν μέσω του μαθηματικού λογισμικού πακέτου Matlab, με σκοπό την περαιτέρω ανάλυση και επεξεργασία του βιοσήματος. Η επεξεργασία αυτή έχει ως αποτέλεσμα την εξαγωγή συμπερασμάτων για την κατηγοριοποίηση των διαφορετικών κινήσεων του μυ, καθώς και την κατηγοριοποίηση κινήσεων από διαφορετικούς μύες. Κατά την πτυχιακή αυτή βιοσήματα ελήφθησαν από τον δικέφαλο βραχιόνιο μυ και από τους μύες του θέναρους (αντίχειρα).



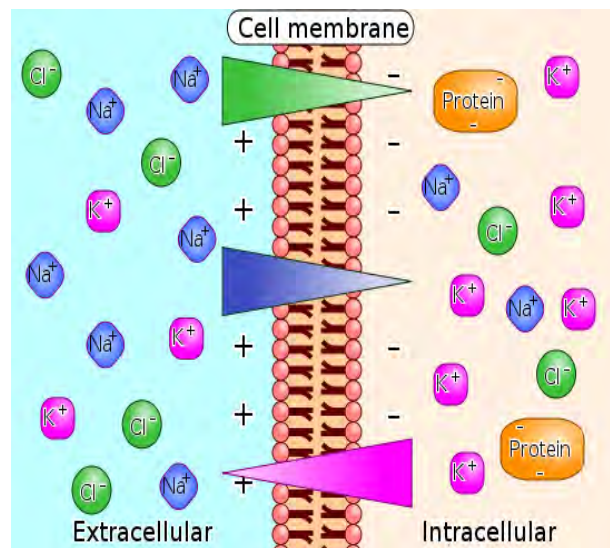
## 2. Επιφανειακό Ηλεκτρομυογράφημα

### 2.1 Μεμβρανικό δυναμικό

Για την καλύτερη κατανόηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας των μυών θα πρέπει να αναφερθούμε στην μικροσκοπική κλίμακα μελέτης αυτής της δραστηριότητας, δηλαδή σε κυτταρικό επίπεδο και συγκεκριμένα στη λειτουργία του μεμβρανικού δυναμικού.

#### 2.1.1 Ορισμός

Το μεμβρανικό δυναμικό [4], [28] (ή διαμεμβρανικό δυναμικό) αναφέρεται στη διαφορά μεταξύ του ηλεκτρικού δυναμικού ( $V_i$ ) στο κυτταρόπλασμα και του ηλεκτρικού δυναμικού στον εξωκυττάριο χώρο ( $V_o$ ), δηλαδή ( $V_i - V_o$ ). Το μεμβρανικό δυναμικό δημιουργείται από την αλληλεπίδραση των ιοντικών διαύλων και των ιοντικών μεταφορέων, οι οποίοι διατηρούν διαφορετικές συγκεντρώσεις ιόντων εντός και εκτός του κυττάρου. Η χωρητικότητα της κυτταρικής μεμβράνης είναι περίπου  $1\mu\text{F}/\text{cm}^2$ .



Εικόνα 2: Λειτουργία κυτταρικής μεμβράνης [41]

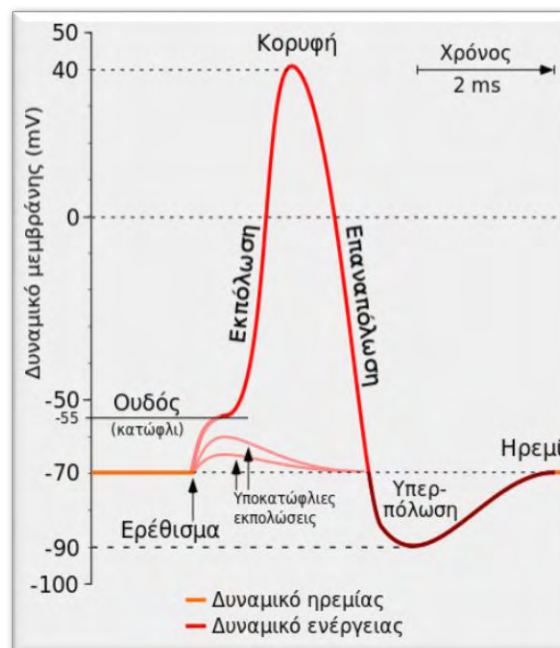
Παρατηρούμε στην Εικόνα 2 ότι εκτός του κυττάρου υπάρχει πληθώρα ιόντων νατρίου ( $\text{Na}^+$ ) και χλωρίου ( $\text{Cl}^-$ ), ενώ στο κυτταρόπλασμα παρατηρούμε μεγάλη συγκέντρωση ιόντων Καλίου ( $\text{K}^+$ ) και πρωτεϊνικών ανιόντων.

#### 2.1.2 Βασικές λειτουργίες Μεμβρανικού Δυναμικού

Το μεμβρανικό δυναμικό [28] επιτρέπει στο κύτταρο να λειτουργεί παρόμοια με μια μπαταρία, παρέχοντας ενέργεια για τη λειτουργία αρκετών "μοριακών συσκευών", οι οποίες βρίσκονται στο εσωτερικό της κυτταρικής μεμβράνης. Οι διακυμάνσεις του δυναμικού αυτού είναι χρήσιμες στα ηλεκτρικά διεγέρσιμα κύτταρα (π.χ. νευρώνες), στη μετάδοση σημάτων μεταξύ διαφορετικών τμημάτων του ίδιου κυττάρου, καθώς και στη μετάδοση σημάτων μεταξύ διαφορετικών κυττάρων. Το άνοιγμα/κλείσιμο των ιοντικών διαύλων σε ένα σημείο της μεμβράνης αλλάζει τοπικά το μεμβρανικό δυναμικό, το οποίο

έχει ως επακόλουθο την ταχύτερη μετακίνηση φορτίων σε άλλο επιφανειακό σημείο της μεμβράνης.

Το μεμβρανικό δυναμικό έχει μια σταθερή τιμή, η οποία ονομάζεται δυναμικό ηρεμίας. Για τους νευρώνες, τα πιο χαρακτηριστικά διεγερσιμα κύτταρα, το δυναμικό ηρεμίας κυμαίνεται από  $-70\text{mV}$  έως  $-80\text{mV}$  [5]. Το μεμβρανικό δυναμικό δημιουργείται με την ακόλουθη διαδικασία [6], [7], [27]. Αρχικά θεωρούμε συγκέντρωση Ανιόντων  $A^-$  εντός του κυττάρου. Αν η μεμβράνη ήταν διαπερατή, τότε λόγω της όσμωσης και των ηλεκτροστατικών δυνάμεων τα  $A^-$  θα κατευθύνονταν εκτός του κυττάρου, όμως η μεμβράνη έχει μηδενική διαπερατότητα σε  $A^-$  με αποτέλεσμα αυτά να μένουν εντός και να φορτίζουν ηλεκτροαρνητικά το εσωτερικό του. Για αυτό τον λόγο κατιόντα από έξω έλκονται προς τα μέσα. Τα βασικά κατιόντα που υπάρχουν εκτός του κυττάρου είναι τα  $K^+$ ,  $Na^+$ ,  $Ca^+$ . Η μεμβράνη είναι μετρίως διαπερατή από το  $K^+$  και ελάχιστα διαπερατή από τα  $Na^+$ ,  $Ca^+$ . Άρα, κυρίως το  $K^+$  εισρέει εντός ενώ το  $Na^+$  σε μικρότερη αναλογία. Η συγκέντρωση του  $K^+$  εντός είναι πολύ μεγαλύτερη από τη συγκέντρωση του  $K^+$  εκτός, όταν το κύτταρο βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας. Για το  $K^+$  το δυναμικό ισορροπίας είναι περίπου  $-96\text{mV}$ . Η διαφορά δυναμικού της μεμβράνης είναι μικρότερη (περίπου από  $-70\text{mV}$  έως  $-90\text{mV}$ ) με αποτέλεσμα το  $K^+$  να διαρρέει προς τα έξω. Αυτή η διαρροή εξισοροπείται από τη δράση της «αντλίας K-Na».



Εικόνα 3: Δυναμικό μεμβράνης ως προς τον χρόνο [42]

Η ενεργός μεταφορά ιόντων είναι η διαδικασία κατά την οποία μεταφέρονται ιόντα εντός και εκτός του κυττάρου. Η διαδικασία αυτή είναι γνωστή ως «αντλία K-Na» και αποτελείται από μία διαμεμβρανική πρωτεΐνη με  $MB=270000$ , η οποία για κάθε 3 ιόντα  $Na^+$  που αφαιρεί από το κύτταρο, εισάγει 2 ιόντα  $K^+$ .

Όταν το δυναμικό στο εσωτερικό του κυττάρου αυξάνεται (π.χ. από  $-70\text{mV}$  σε  $-65\text{mV}$ ) ονομάζεται εκπόλωση, ενώ όταν μειώνεται περισσότερο (π.χ. από  $-70\text{mV}$  σε  $-80\text{mV}$ )

ονομάζεται υπερπόλωση. Επιπροσθέτως στα διεγέρσιμα κύτταρα, μια επαρκώς μεγάλη εκπόλωση της τάξης περίπου των 100mV ονομάζεται δυναμικό ενέργειας.

### 2.2.1 Μυϊκή μορφολογία

Οι μυϊκές ίνες χωρίζονται σε 3 τύπους [8]:

1. Τύπος I (μικρή ταχύτητα συστολής).
2. Τύπος IIA (μεγάλη ταχύτητα συστολής).
3. Τύπος IIB (μεγάλη ταχύτητα συστολής).

Ο μυς αποτελεί διεγειρόμενο ιστό, δηλαδή η εφαρμογή τάσης προκαλεί την σύσπαση του. Η διάμετρος της ίνας καθορίζει το μέγιστο ποσό δύναμης που αναπτύσσεται όταν αυτή συστέλλεται. Αξίζει να σημειωθεί ότι η διάδοση μπορεί να γίνει μόνο προς τη μία κατεύθυνση, διότι υπάρχει η ανερέθιστη περίοδος η οποία εμποδίζει την ώση να διαδοθεί προς την αντίθετη κατεύθυνση [27]. Τα βασικά χαρακτηριστικά των μυϊκών ινών είναι [8]:

- **Μυϊκές ίνες βραδείας συστολής:**
  - i. Δυναμικό ηρεμίας μεμβράνης ινών -70mV.
  - ii. Συσπώνται σε συχνότητα περίπου 30Hz.
  - iii. Χρόνος συστολής 10msec.
- **Μυϊκές ίνες ταχείας συστολής:**
  - i. δυναμικό ηρεμίας μεμβράνης ινών -85mV.
  - ii. Συσπώνται σε συχνότητες 60-100Hz.
  - iii. Χρόνος συστολής 10msec.

Ο μέσος όρος των μυϊκών ινών (βραδείας-ταχείας συστολής) καθορίζει το ποσό δύναμης που αναπτύσσεται κατά την συστολή. Οι ανθρώπινοι μύες αποτελούνται από 40-87% ίνες ταχείας και 13-60% από ίνες βραδείας. Αυτό εξαρτάται κυρίως από την δραστηριότητα του ατόμου (π.χ. ο μύς του μηρού ενός αθλητή μεγ. αποστάσεων αποτελείται από 75% ίνες βραδείας συστολής, ενώ του μέσου ενθώπου από 45%).

### 2.2.2 Περιγραφή φυσιολογίας μυών

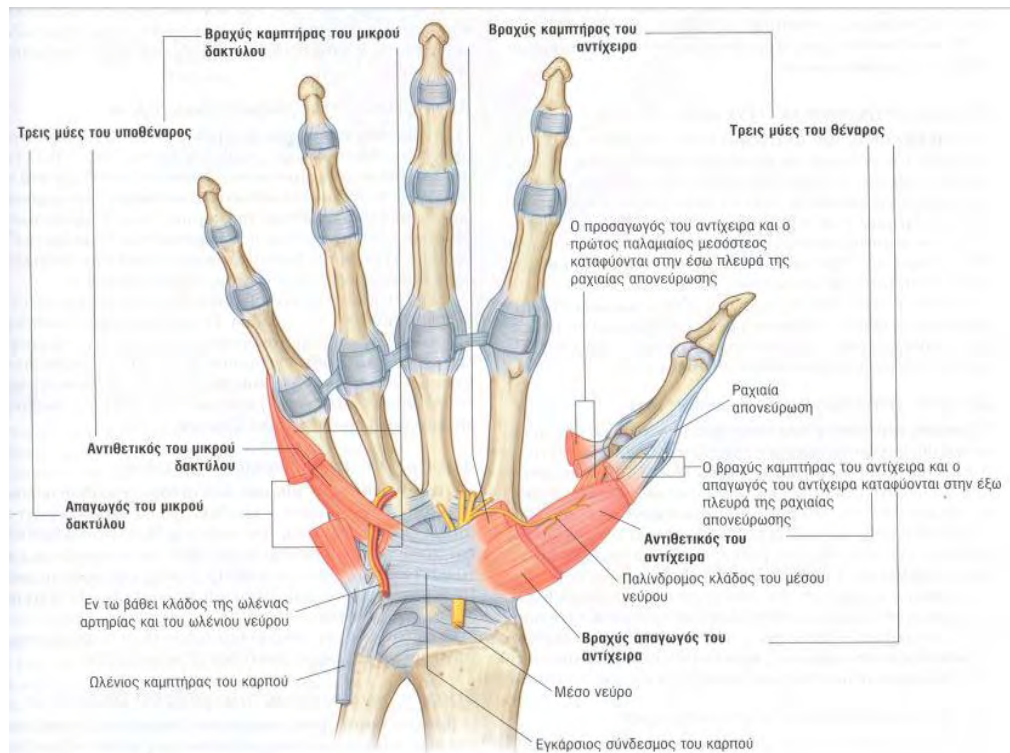
Οι παρακάτω περιγραφές της φυσιολογίας των μυών του αντίχειρα (2.2.2.1) και του δικέφαλου βραχιόνιου (2.2.2.2) προέρχονται σχεδόν αυτούσιες από το βιβλίο «Ανατομία του Γκρέι» (Gray's Anatomy [9] στην βιβλιογραφία). Αυτό συμβαίνει διότι οι περισσότερες λέξεις του κειμένου αποτελούν ορισμούς – κλειδιά για την κατανόηση του συνεπώς κάποια αλλαγή σε αυτό θα άλλαζε το νόημα του.

#### 2.2.2.1 Φυσιολογία αντίχειρα

- **Προσαγωγός του αντίχειρα**

Ο προσαγωγός του αντίχειρα [9] είναι ένας πλατύς μυς τριγωνικού σχήματος, ο οποίος διασχίζει την παλάμη μπροστά από το επίπεδο των μεσοστέων και έχει δύο εκφυτικές κεφαλές. Μια εγκάρσια κεφαλή εκφύεται από την πρόσθια επιφάνεια της διάφυσης του τρίτου μετακαπίου και μια λοξή κεφαλή εκφύεται από το κεφαλωτό και τις παρακείμενες

βάσεις του δευτέρου και τρίτου μετακαρπίου. Οι δύο αυτές κεφαλές συγκλίνουν προς τα έξω και σχηματίζουν ένα τένοντα που περιέχει συχνά ένα σησαμοειδές οστό και καταφύεται στην έσω πλευρά της βάσης της πρώτης φάλαγγας του αντίχειρα και στη ραχιαία απονεύρωση του. Ο προσαγωγός του αντίχειρα είναι ισχυρός προσαγωγός και φέρνει τον αντίχειρα σε αντίθεση με τα υπόλοιπα δάκτυλα κατά τις συλληπτικές κινήσεις.



Εικόνα 4: Μύες του θέναρος [9]

- **Μύες του θέναρος**

Οι τρεις μύες του θέναρος [9] (αντιθετικός του αντίχειρα, βραχύς καμπτήρας του αντίχειρα και βραχύς απαγωγός του αντίχειρα) σχετίζονται με την αντίθεση του αντίχειρα προς τα υπόλοιπα δάκτυλα (Εικόνα 4). Νευρώνονται από τον παλίνδρομο κλάδο του μέσου νεύρου.

- i. Αντιθετικός του αντίχειρα

Ο αντιθετικός του αντίχειρα [9] είναι ο μεγαλύτερος από τους μυς του θέναρος και εντοπίζεται σε μεγαλύτερο βάθος από τους άλλους δύο. Εκφύεται από το φύμα του μείζονος πολύγωνου και το παρακείμενο τμήμα του καθεκτικού συνδέσμου των καμπτήρων και καταφύεται σε όλη την έκταση του έξω χείλους και την παρακείμενη έξω παλαμιαία επιφάνεια του πρώτου μετακαρπίου.

- ii. Βραχύς απαγωγός του αντίχειρα

Ο βραχύς απαγωγός του αντίχειρα [9] επικαλύπτει τον αντιθετικό μυ του αντίχειρα και εντοπίζεται κεντρικότερα από τον βραχύ καμπτήρα του αντίχειρα. Εκφύεται από τα φύματα του σκαφοειδούς και του μείζονος πολυγώνου και από τον γειονικό καθεκτικό σύνδεσμο καμπτήρων και καταφύεται στην έξω πλευρά της βάσης της πρώτης φάλαγγας του αντίχειρα και την αντίστοιχη ραχιαία απονεύρωση. Ο βραχύς

απαγωγός του αντίχειρα απάγει τον αντίχειρα κυρίως στην μετακαρπιοφαλαγγική άρθρωση.

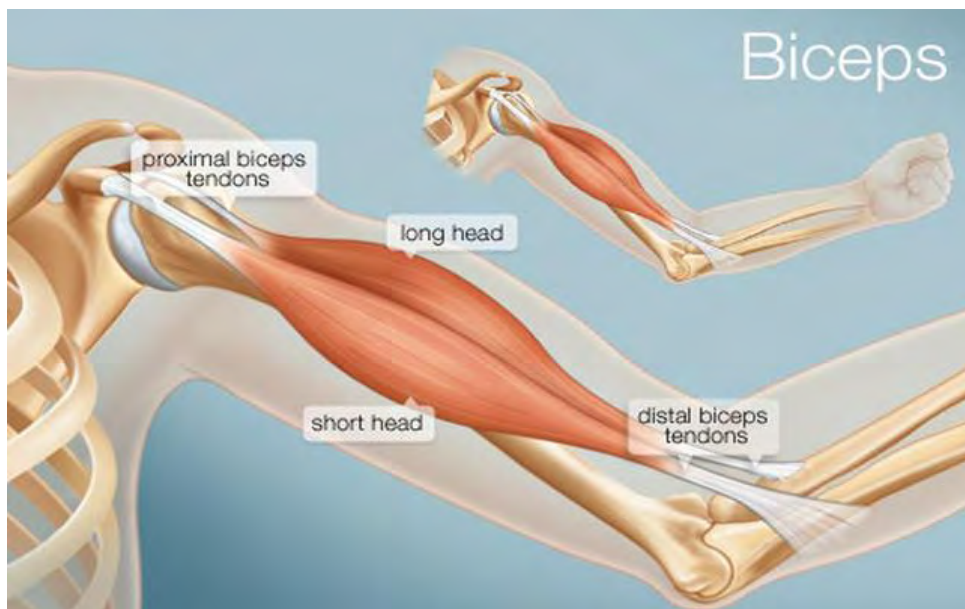
iii. Βραχύς καμπτήρας του αντίχειρα

Ο βραχύς καμπτήρας του αντίχειρα [9] εντοπίζεται στην περιφέρεια του βραχέως απαγωγού. Εκφύεται απο το φύμα του μείζονος πολυγώνου και τον παρακείμενο καθεκτικό σύνδεσμο των καμπτήρων, ενώ καταφύεται στην έξω πλευρά της βάσης της πρώτης φάλαγγας. Ο βραχύς καμπτήρας του αντίχειρα κάμπτει την μεταρπιοφαλαγγική άρθρωση του αντίχειρα.

### 2.2.2.2 Φυσιολογία δικέφαλου βραχιόνιου

- **Δικέφαλος βραχιόνιος**

Ο δικέφαλος βραχιόνιος μυς [9] εμφανίζει δύο εκφυτικές κεφαλές (Εικόνα 5). Η βραχεία κεφαλή εκφύεται από την κορυφή της κορακοειδούς απόφυσης της ωμοπλάτης και διασχίζει κατακόρυφα την μασχάλη προς τον βραχίονα, όπου ενώνεται με τη μακρά κεφαλή. Η μακρά κεφαλή εκφύεται με την μορφή τένοντα απο το υπεργλήνιο φύμα της ωμοπλάτης, διέρχεται πάνω από την κεφαλή του βραχιόνιου ιστού, μέσα απο τον αρθρικό θύλακο της άρθρωσης του ώμου και εισέρχεται στην αύλακα του δικεφάλου, όπου συγκρατείται από τον εγκάρσιο βραχιόνιο σύνδεσμο. Η μακρά και η βραχεία κεφαλή του δικεφάλου ενώνονται στο κατώτερο τμήμα του βραχίονα. Ο δικέφαλος βραχιόνιος αποτελεί κατά κύριο λόγο ένα ισχυρό καμπτήρα του αντιβράχιου στην άρθρωση του αγκώνα και έναν ισχυρό υπτιαστή επίσης. Επειδή και οι δύο κεφαλές εκφύονται από την ωμοπλάτη ο μύς λειτουργεί και ως βοηθητικός καμπτήρας του βραχίονα στην άρθρωση του ώμου. Ο δικέφαλος βραχιόνιος νευρώνεται απο το μυοδερματικό νεύρο.



Εικόνα 5: Βραχεία και μακρά κεφαλή δικεφάλου μύος [43]

## 2.3 Αισθητήρες ηλεκτρομυογράφου

Για την λήψη του ΗΜΓ απαιτείται η χρήση αισθητήρων, οι οποίοι ονομάζονται ηλεκτρόδια. Δύο είναι οι βασικές κατηγορίες ηλεκτροδίων [10], [26]:

- Επιφανειακά ηλεκτρόδια
  - (i) Παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια.
  - (ii) Ενεργητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια.
- Ηλεκτρόδια βάθους

Βελονοειδή ενδομυϊκά ηλεκτρόδια.

### **2.3.1 Παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια**

Τα παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια αποτελούνται από ένα μεταλλικό δίσκο αργύρου/χλωριούχου αργύρου (τα ευγενή μέταλλα παρουσιάζουν την μέγιστη αγωγιμότητα) καθώς και έναν αυτοκόλλητο δίσκο προκειμένου να εφαρμόζει σωστά στο συγκεκριμένο σημείο του μύ όπου θέλουμε να εξετάσουμε. Μεταξύ του μεταλλικού δίσκου και του δέρματος τοποθετούμε ηλεκτρολυτική κρέμα για να βελτιστοποιήσουμε το βιοσήμα που θα λάβουμε [11]. Για την καταγραφή απαιτούνται τουλάχιστον τρία ηλεκτρόδια. Τα πρώτα δύο τοποθετούνται στον επιμήκη άξονα του μύς για να καταγράψουν την τάση μεταξύ τους, ενώ ένα τρίτο τοποθετείται σε κάποιο ουδέτερο (ηλεκτρικά) σημείο και λειτουργεί ως ηλεκτρόδιο αναφοράς.

Κατά αυτό τον τρόπο καταγράφεται το αλγεβρικό άθροισμα των δυναμικών δράσης που μεταδίδονται κατά μήκος των μυϊκών ινών μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων. Στην παρούσα πτυχιακή χρησιμοποιήθηκε αυτό το είδος ηλεκτροδίων. Βασικοί παράγοντες για τις τιμές του ΗΜΓ αποτελούν [10-11]:

- (i) το μέγεθος των ηλεκτροδίων (μεγάλα ηλεκτρόδια καλύπτουν καλύτερα τον μυ και έχουν μικρότερη αντίσταση).
- (ii) Η απόσταση μεταξύ τους ( όσο μεγαλύτερη η απόσταση τόσο αυξάνεται και ο μυϊκός όγκος που παρακολουθείται). Οι συνηθέστερες αποστάσεις μεταξύ των κέντρων τους είναι : 1cm, 2cm, 2.5cm, 4cm.
- (iii) Η σωστή τοποθέτηση τους παράλληλα στην διεύθυνση των μυϊκών ινών που εξετάζονται.
- (iv) Η μείωση της αντίστασης μεταξύ ηλεκτροδίων και δέρματος, δηλαδή η απομάκρυνση των νεκρών κυττάρων της επιφάνειας του δέρματος μέσω τριψίματος με τραχειά επιφάνεια (ελαφρόπετρα, σμυριδόπανο κ.α.) καθώς και καθαρισμό της περιοχής προς εξέταση με αλκοολούχο διάλυμα.

### **2.3.2 Ενεργητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια**

Στα ενεργητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια, η υψηλή αντίσταση εισόδου του ενισχυτή τοποθετείται πολύ κοντά στην επιφάνεια και αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να μην απαιτείται καθαρισμός του δέρματος ή ηλεκτρολυτικό τζελ.

### **2.3.3 Ηλεκτρόδια βάθους**

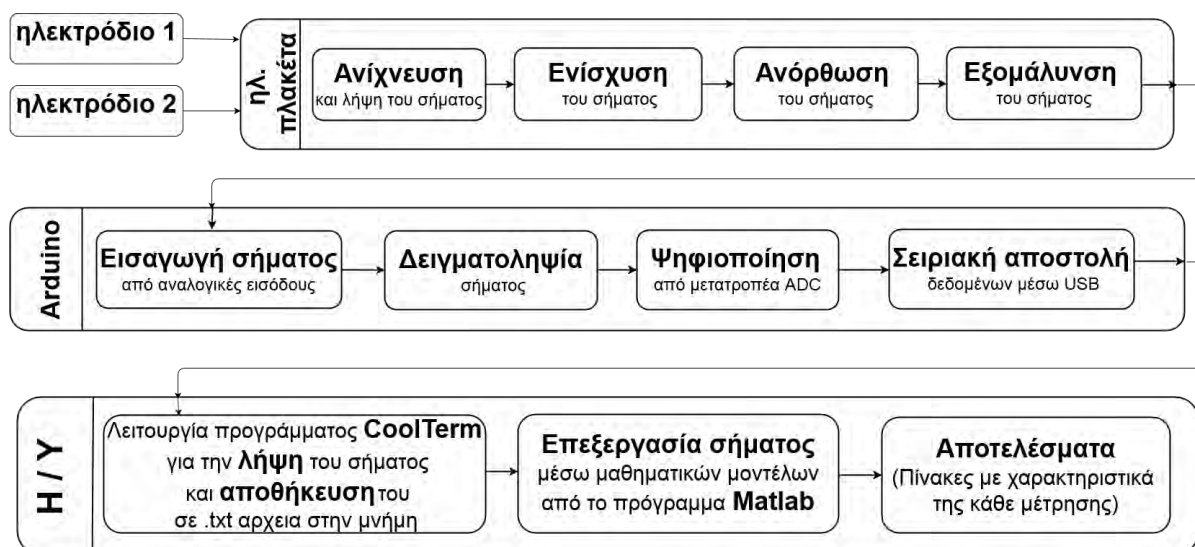
Τα ηλεκτρόδια βάθους χρησιμοποιούνται για την εκτίμηση λεπτών κινήσεων και την καταγραφή της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας των μυών που βρίσκονται βαθύτερα από την επιφάνεια του δέρματος. Η κατασκευή τους είναι από ανοξείδωτο χάλυβα, και είναι μονωμένα σε όλο το μήκος τους εκτός από την ακμή τους. Αυτή εισάγεται στο εσωτερικό του μυ προκειμένου να μετρηθεί η διαφορά δυναμικού συγκριτικά με το εξωκυττάριο υγρό.



### 3. Σχεδίαση συστήματος και διαδικασία μετρήσεων

#### 3.1 Σύντομη περιγραφή συστήματος

Για την παρούσα πτυχιακή έρευνα, αρχικά κατασκευάστηκε ένα ηλεκτρικό κύκλωμα για την ανίχνευση του σήματος που παράγεται από τους εξεταζόμενους μύες το οποίο αποτελείται από τελεστικούς ενισχυτές και ενεργά φίλτρα. Βάσει των προδιαγραφών του κυκλώματος, το σήμα ενισχύεται, ανορθώνεται και τέλος εξομαλύνεται πριν εισαχθεί στον μικροεπεξεργαστή Arduino από τις αναλογικές του εισόδους. Στην συνέχεια το σήμα δειγματοληπτείται μέσω του κώδικα του μικροεπεξεργαστή και ψηφιοποιείται από τον μετατροπέα ADC που διαθέτει. Η αποστολή των δεδομένων στον υπολογιστή γίνεται σειριακά μέσω θύρας USB και η αποθήκευση τους λαμβάνει μέρος σε πραγματικό χρόνο μέσω του προγράμματος CoolTerm. Τα αρχεία (.txt) με τις μετρήσεις του βιοσήματος υπέστησαν επεξεργασία μέσω μαθηματικών μοντέλων και συγκεκριμένα του *Hudgin's set* στο πρόγραμμα της Matlab. Τα αποτελέσματα περιλαμβάνουν μαθηματικούς υπολογισμούς σε μορφή πινάκων τα οποία αποθηκεύονται στον Η/Υ.



Διάγραμμα 1 : Μπλοκ διάγραμμα

#### 3.2 Διαδικασία μετρήσεων

##### 3.2.1 Πρωτόκολλο πειραμάτων

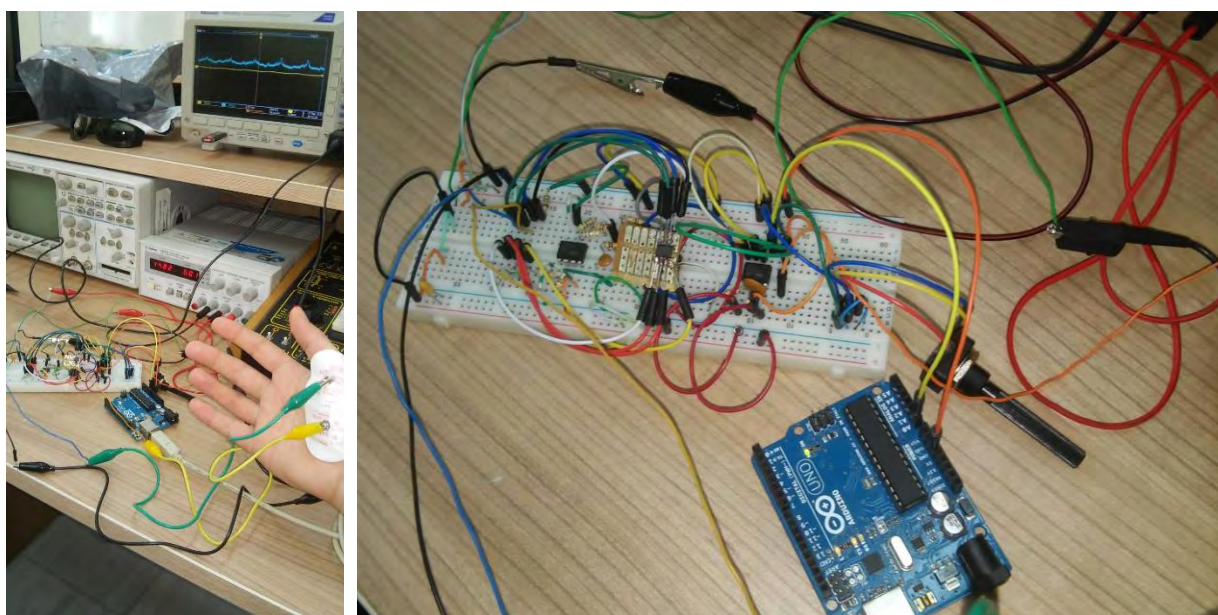
Τα πειράματα πραγματοποιήθηκαν στο εργαστήριο Ηλεκτρονικής του Τμήματος Πληροφορικής με Εφαρμογές στη Βιοϊατρική του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας στη Λαμία. Από την έρευνα στο [18] και αντίστοιχες έρευνες ομάδων που μελετούν κινήσεις στα άνω άκρα, σχεδιάστηκε μια σειρά από πειράματα που περιλαμβάνουν περιοδικές επαναλήψεις κινήσεων σε συγκεκριμένο χρόνο προκειμένου να ανιχνεύονται ορθά δεδομένα και όχι προϊόντα θορύβου και παρεμβολών.

Οι κινήσεις οι οποίες τέθηκαν προς εξέταση είναι οι εξής :



1. Η ελάχιστη ενεργοποίηση των μυών του αντίχειρα με στόχο την ανίχνευση της μικρής αυτής μυϊκής δραστηριότητας.
  2. Την ενεργοποίηση του δικεφάλου βραχιόνιου μυ με διάφορες αλλαγές στα βάρη που τοποθετούνταν στην παλάμη για επαναλαμβανόμενες άρσεις των βαρών αυτών.
- Κατά τα πειράματα αυτά χρησιμοποιήθηκαν μπουκάλια νερού 1.5, 3, 6 και 9kg.

Η διαδικασία κινήσεων για την συλλογή των δεδομένων είναι η εξής. Αρχικά τα πρώτα 5-8sec ο μυς παρέμενε σε αδράνεια, ενώ στην συνέχεια ακολουθούσαν περιοδικές επαναλαμβανόμενες ενεργοποιήσεις. Στο τέλος κάποιων μετρήσεων γινόταν μια συνεχής και έντονη ενεργοποίηση του μυ προκειμένου να φανεί διαφορά με τα υπόλοιπα δεδομένα. Η περιοδικότητα των κινήσεων διαφέρει από τους μύες και την άσκηση. Κατά τα πειράματα του αντίχειρα η άσκηση γινόταν ανά 3sec, του δικεφάλου στα 1kg , 5kg και 3kg γινόταν ανά 4sec και αντίστοιχα στα 6kg και 9kg ανά 6sec.



Εικόνα 6: Πειραματική διάταξη

Πριν από κάθε συλλογή δεδομένων γινόταν έλεγχος για την σωστή χρονικά αλλαγή των δεδομένων εξαιτίας της ενεργοποίησης του μυ. Αφού εξασφαλιζόταν η ορθή λειτουργία του ηλεκτρονικού κυκλώματος καθώς και η ομαλή μετάδοση των δεδομένων από την πλακέτα στον υπολογιστή μέσω του Arduino, στην συνέχεια ενεργοποιούταν η εγγραφή και αποθήκευση του σήματος σε αρχείο κειμένου (.txt) μέσω του προγράμματος Coolterm. Ακόμη, η αποστολή των δεδομένων από το Arduino στον υπολογιστή γίνεται μέσω του UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter) με την σειριακή θύρα (USB) του ολοκληρωμένου κυκλώματος σε ρυθμό μετάδοσης συμβόλων (baud rate) 9600 symbols/sec. Τα αρχεία περιλαμβάνουν τιμές από 0 έως 1023, που αντιστοιχούν στις μετρούμενες στάθμες του μετατροπέα από αναλογικό σε ψηφιακό σήμα. Η δειγματοληψία του σήματος βρίσκεται σε άμεση συνάρτηση με τον κύκλο εντολών του μικροεπεξεργαστή, δηλαδή τον χρόνο που απαιτείται για εκτελεστεί το σύνολο των εντολών που δόθηκαν στον βρόχο επανάληψης (παράρτημα I). Από την ιστοσελίδα της Atmel [38] γνωρίζουμε πως για

να εκτελεστούν οι εντολές που χρησιμοποιήθηκαν στον κώδικα απαιτούνται 0.1msec για την εντολή AnalogRead, 3msec για την εντολή SerialPrint και 10msec για την καθυστέρηση (delay). Ο συνολικός χρόνος εκτέλεσης είναι 13.1msec οπότε η συχνότητα δειγματοληψίας είναι :

$$F_s = \frac{1}{T_s} = \frac{1}{0.013} = 76.923 \text{ Hz} \quad (1).$$

Κατά την πραγματοποίηση των πειραμάτων επιλέχθηκε η χρονόκαθυστέρηση των 10msec η οποία αποτελεί τον βασικό υπεύθυνο για την χαμηλή δειγματοληψία σε συνδιασμό με την εντολή εκτύπωσης (SerialPrint). Η προβολή των τιμών στον υπολογιστή δεν ήταν δυνατό να συμβεί με χαμηλότερη καθυστέρηση, όμως η χρήση του serial monitor μέσω του προγράμματος CoolTerm κρίθηκε απαραίτητη για την παρακολούθηση της ορθής διεξαγωγής του εκάστοτε πειράματος. Από το θεώρημα δειγματοληψίας του Nyquist [37] είναι γνωστό πως το σήμα θα πρέπει να δειγματοληπτείται με συχνότητα τουλάχιστον διπλάσια της μέγιστης συχνότητας που περιλαμβάνεται στο σήμα. Το εύρος ζώνης των περισσότερων ηλεκτρομυογραφημάτων [11] περιέχει τις συχνότητες από 10Hz έως 250Hz. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα η κατάλληλη συχνότητα δειγματοληψίας να είναι μεγαλύτερη των 500Hz, προκειμένου να αποφευχθεί το φαινόμενο της επικάλυψης συχνοτήτων (frequency aliasing) και συνεπακόλουθα η απώλεια πληροφορίας. Κατά την μελέτη του συστήματος, το Arduino ικανοποιούσε τη συνθήκη αυτή, λόγω όμως του πρακτικού ζητήματος της άμεσης μετάδοσης, ο ρυθμός δειγματοληψίας ήταν χαμηλότερος των προδιαγραφών.

Τέλος η ανάλυση του σήματος που περιλαμβάνεται στο κάθε αρχείο, γίνεται μέσω του προγράμματος Matlab. Οι δοκιμές των συναρτήσεων και των εντολών εκτελέστηκαν στο παράθυρο εντολών (command window) και αφού αποφασίστηκε ο αλγόριθμος, αναπτύχθηκε το αντίστοιχο παραμετρικό αρχείο δέσμης εντολών (script), υπεύθυνο για την ανάλυση του σήματος και την εξαγωγή των αποτελεσμάτων.

### 3.2.2 Κατάλογος υλικών

Στον παρακάτω πίνακα συνοψίζονται τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για τις ανάγκες εκτέλεσης των πειραμάτων της εργασίας αυτής.

Πίνακας 1: Κατάλογος υλικών

Είδος	Ποσότητα	Χαρακτηριστικά
Τελεστικός ενισχυτής	3	TL 072
	1	INA 106
Αντιστάσεις	3	150 kOhm
	2	1 MOhm
	2	80.6 kOhm
	6	10 kOhm
	1	1 kOhm
Ποτενσιόμετρο	1	100 kOhm
Πυκνωτές	2	1μF τακταλίου

Είδος	Ποσότητα	Χαρακτηριστικά
	1	0.01μF κεραμικός
	1	1μF κεραμικός
Δίοδοι	2	1N4148
Μπαταρίες	2	9 Volt
Μικροεπεξεργαστής	1	Arduino Uno
Κροκοδειλάκια	3	
Ηλεκτρόδια	3 / πείραμα	
Ηλεκτρονική Πλακέτα	1	απλή

### 3.3 Επεξεργασία αποτελεσμάτων

Η συλλογή και η επεξεργασία των δεδομένων που συλλέχθηκαν από την ηλεκτρονική διάταξη έγινε με τη βοήθεια των προγραμμάτων Arduino (IDE), CoolTerm, Matlab και Multisim. Στη συνέχεια, δίνεται μια μικρή σύνοψη για τα χαρακτηριστικά και τις λειτουργίες που επιτελεί το κάθε ένα.

#### 3.3.1 Arduino

Το Arduino [28], [29] είναι μια ανοικτού λογισμικού πλατφόρμα πρωτότυπων ηλεκτρονικών συσκευών οι οποίες βασίζονται στην ευελιξία και την ευκολία χρήσης υλικού και λογισμικού. Το Arduino έχει την δυνατότητα να αλληλεπιδρά με το περιβάλλον μέσω της λήψης σημάτων η οποία γίνεται με διάφορων ειδών αισθητήρες. Οι εργασίες που του ανατείνονται μπορεί να είναι είτε αυτόνομες είτε να επικοινωνούν με το λογισμικό που τρέχει σε έναν υπολογιστή (π.χ. Flash, Processing, κλπ). Τροφοδοτείται μέσω καλωδίου USB ή μέσω φικ των 2,1 mm (7-12V). Διαθέτει 20 ακροδέκτες από τους οποίους 14 είναι ψηφιακοί και 6 αναλογικοί. Οι ακροδέκτες αυτοί μπορούν να χρησιμοποιηθούν είτε ως είσοδοι στο Arduino, είτε ως έξοδοι. Η είσοδος σε αναλογικό κανάλι περιλαμβάνει τάσεις από 0 έως 5 Βολτ. Ο μετατροπέας του Arduino (AtMega: Analog to Digital Converter) διαθέτει 10 bit για ανάλυση, δηλαδή επιστρέφει ακέραιους αριθμούς από το 0 έως το 1023. Μέσω της εντολής AnalogRead() ο μικροελεγκτής έχει την δυνατότητα να δειγματοληπτεί από τις θύρες του μέχρι και 10.000 φορές το δευτερόλεπτο. Ωστόσο για λόγους διαχείρισης των δεδομένων στην συγκεκριμένη πτυχιακή ο ρυθμός αποθήκευσης έγινε ανά 10msec. Τέλος η μεταφορά των δεδομένων από το Arduino στον Η/Υ γίνεται σειριακά είτε χρησιμοποιώντας τις ψηφιακές θύρες 0 και 1 (RX και TX) είτε στην προκειμένη περίπτωση χρησιμοποιώντας την σειριακή θύρα USB που διαθέτει το Arduino.

#### 3.3.2 CoolTerm

Το CoolTerm [30], [31] είναι ένα πρόγραμμα εύκολο στην χρήση το οποίο είναι υπεύθυνο για την επικοινωνία μεταξύ του Η/Υ και του υλικού (hardware) που είναι συνδεδεμένο σε αυτόν μέσω σειριακής εισόδου. Χρησιμοποιείται από επαγγελματίες και ερασιτέχνες που θέλουν να επιτύχουν την ανταλλαγή δεδομένων με υλικό το οποίο είναι συνδεδεμένο σειριακά (USB) όπως σέρβο-ελεγκτές, μικροελεγκτές (Arduino κ.α.), συστήματα εύρεσης της γεωγραφικής θέσης (GPS δέκτες), ρομποτικά συστήματα κ.λ.π.

### Χαρακτηριστικά CoolTerm:

- Δυνατότητα πολλαπλών ταυτόχρονων συνδέσεων εάν πολλαπλές σειριακές θύρες είναι διαθέσιμες.
- Εμφάνιση των ληφθέντων δεδομένων σε μορφή απλού κειμένου ή δεκαεξαδική μορφή.
- Αποστολή δεδομένων μέσω πάτημα των πλήκτρων καθώς και ένα παράθυρο διαλόγου "Send String" που υποστηρίζει την εισαγωγή δεδομένων σε μορφή απλού κειμένου ή δεκαεξαδική μορφή.
- Αποστολή δεδομένων μέσω αντιγραφής/επικόλλησης (copy/paste) του κειμένου στο παράθυρο τερματικού.
- Αποστολή αρχείων κειμένου.
- Δυνατότητα αποθήκευσης δεδομένων σε αρχεία κειμένου (txt).
- Δυνατότητα αποθήκευσης και ανάκτησης επιλογών σύνδεσης κ.α.

### **3.3.3 NI Multisim**

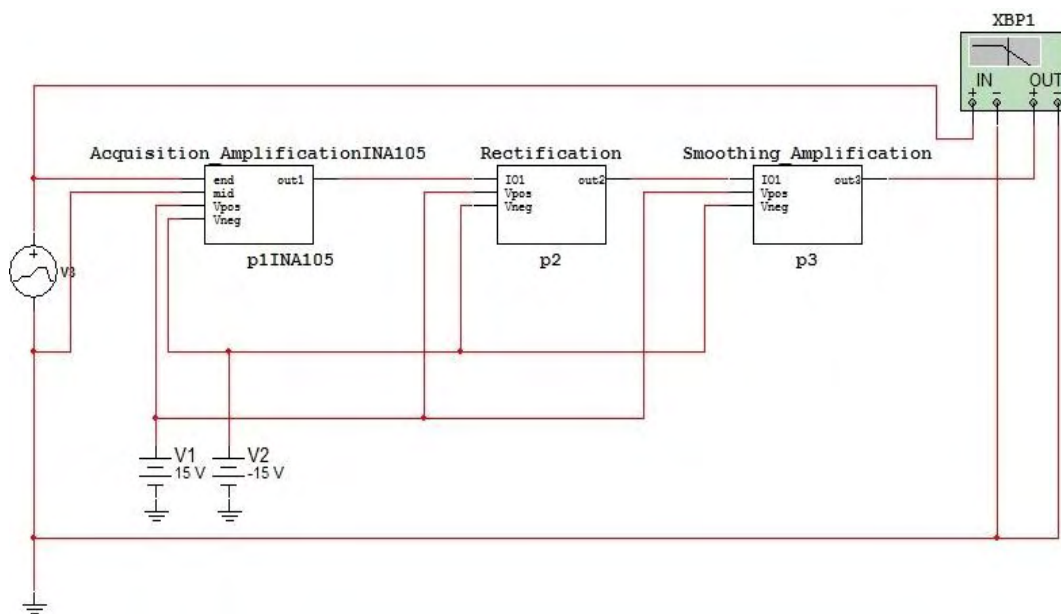
Το NI Multisim [32] είναι ένα πρόγραμμα για την προσομοίωση ηλεκτρονικών και όχι μόνο κυκλωμάτων το οποίο περιέχει και μια σειρά από κυκλώματα και σχεδιαστικά προγράμματα μαζί με το NI Ultiboard. Αρχικά το όνομα του προγράμματος ήταν «electronics workbench» και δημιουργήθηκε από την εταιρία Interactive Image Technologies. Μέχρι τότε χρησιμοποιούνταν ως εκπαιδευτικό εργαλείο των ηλεκτρονικών μηχανικών ή τεχνικών, καθώς και στα κολέγια δίδασκε τον τρόπο σχεδιασμού και ελέγχου των ηλεκτρικών κυκλωμάτων. Τα πλεονεκτήματα του ήταν αρκετά όπως η οπτικοποίηση και η επεξεργασία των εννοιών του κυκλώματος αλλά και των εξισώσεων. Το 2005 η εταιρία Interactive Image Technologies αγοράστηκε από την National Instruments Electronics Workbench και το «Multisim» μετονομάστηκε σε NI Multisim. Η National Instruments διατηρεί την εκπαιδευτική κληρονομιά της με μια έκδοση του Multisim της οποίας τα χαρακτηριστικά απευθύνονται για διδασκαλία.

#### Εργαλεία:

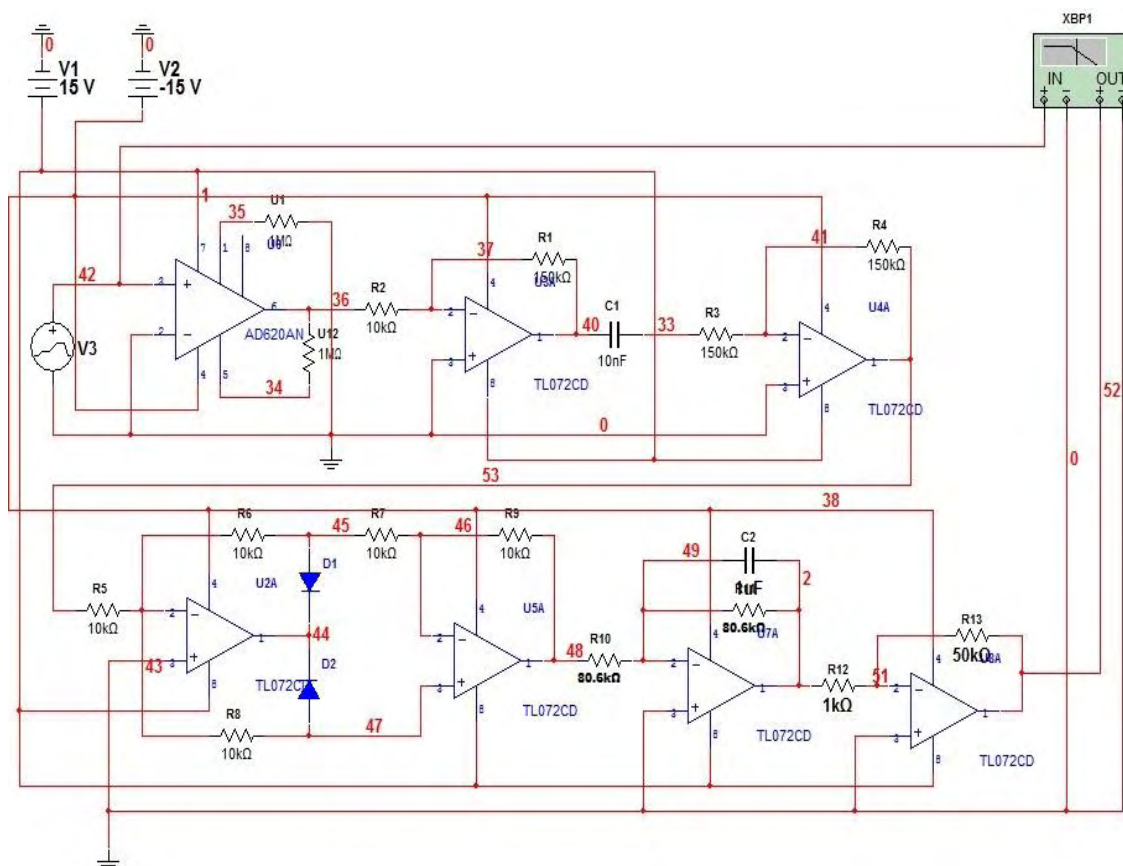
- Αναλογικά κυκλώματα :
  - Αντιστάσεις, πυκνωτές και επαγωγικά κυκλώματα
  - Σταθεροποιημένη κατάσταση και παροδικές τεχνικές ανάλυσης κυκλωμάτων
  - AC ανάλυση και απόκριση συχνότητας
  - Λειτουργικό ενισχυτή και φίλτρο κυκλώματος
- Ψηφιακά κυκλώματα :
  - Άλγεβρα boole και ελαχιστοποίηση των λογικών κυκλωμάτων
  - Ακολουθιακή και Συνδυαστική λογική σχεδίαση
  - Αριθμητική λογική

Στην πτυχιακή αυτή χρησιμοποιήθηκε η δέκατη έκδοση του προγράμματος.

### 3.4 Προσομοίωση



Σχήμα 1: Σχεδίαση του κυκλώματος χωρισμένο σε επιμέρους τμήματα

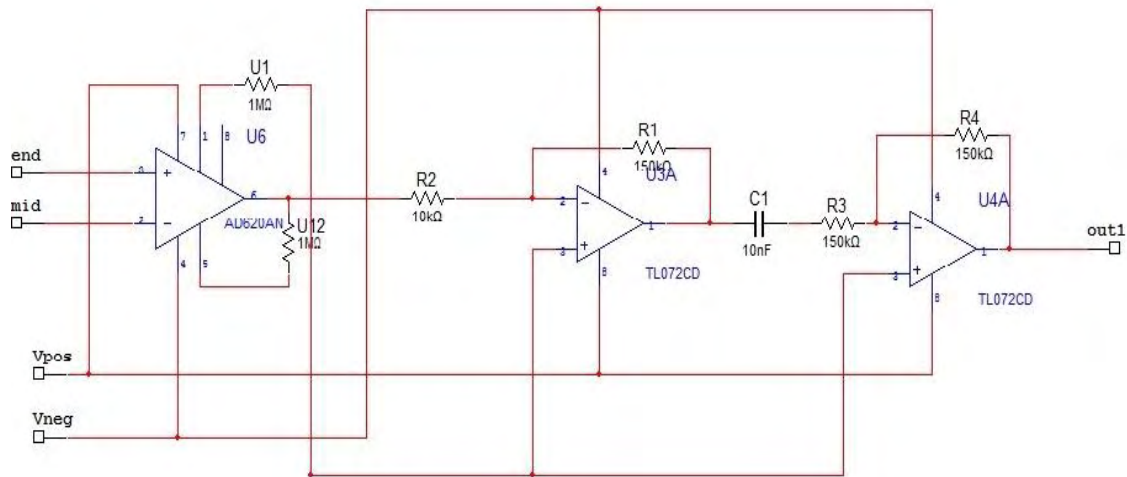


Σχήμα 2: Αναλυτική σχεδίαση του ηλεκτρονικού κυκλώματος

Η προσομοίωση του ηλεκτρονικού κυκλώματος έγινε με τη βοήθεια του Multisim. Το σήμα εισόδου ήταν μια ημιτονοειδής κυματομορφή συχνότητας 50Hz και πλάτους  $V_p = 1V$ .

### 3.4.1 Ανάκτηση του σήματος

Ο πρώτος OPAMP (INA106) [33], ο οποίος είναι διαφορικός ενισχυτής [33],[34], είναι υπεύθυνος για την ανίχνευση και ενίσχυση του πολύ μικρού δυναμικού μεταξύ των ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στον μυ. Η σύνδεση των ηλεκτροδίων γίνεται στα pins 2 και 3 (Σχήμα 3). Ο ενισχυτής αυτός επιλέχθηκε τόσο για την υψηλή ενίσχυση που προσφέρει, όσο και για τον υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος ώστε να απορρίπτεται ο κοινός θόρυβος στις εισόδους.



Σχήμα 3: Λήψη και ενίσχυση του σήματος

### 3.4.2 Ενίσχυση του σήματος

Ο δεύτερος OPAMP (TL072) είναι σε αναστρέφουσα συνδεσμολογία [33] και ενισχύει το σήμα που λαμβάνει (Απολαβή=-15) από τον INA106. Το παρακάτω διάγραμμα παρουσιάζει το διάγραμμα Bode του ενισχυτή TL072 με συχνότητα αποκοπής 227kHz. Αλλάζοντας τον λόγο των αντιστάσεων R2 και R1 μπορούμε να αλλάξουμε την απολαβή του ενισχυτή.

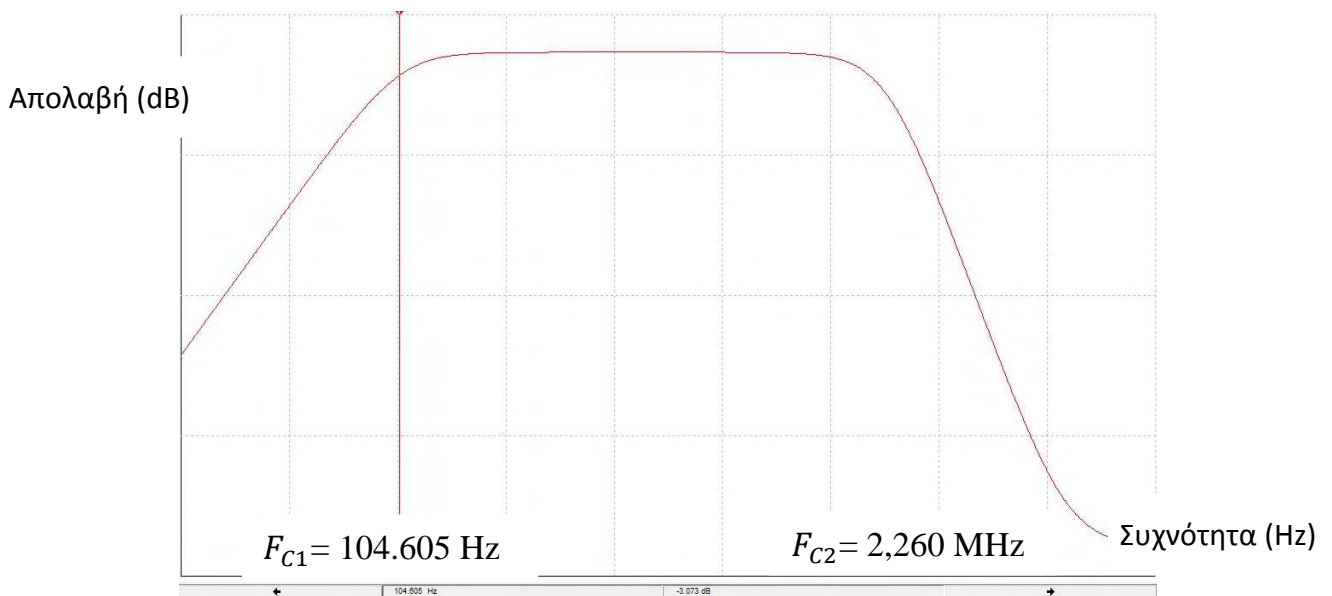




Διάγραμμα 2: Διάγραμμα Bode του πρώτου τελεστικού ενισχυτή TL072

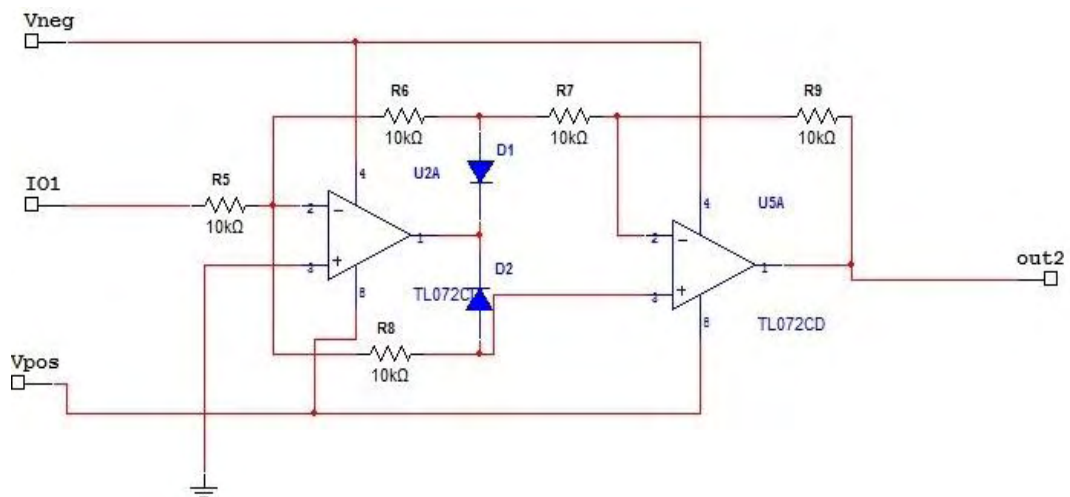
Στην συνέχεια, τοποθετείται ένας πυκνωτής για να αφαιρεθεί η σταθερή συνιστώσα (DC error offset) από το σήμα. Δηλαδή ένα ενεργό υπερπυκνωτικό φίλτρο [34] (Διάγραμμα 3) το οποίο κόβει τον θόρυβο χαμηλών συχνοτήτων και την DC τάση. (σχήμα 3). Οι τιμές της αντίστασης  $R_3$  και του πυκνωτή  $C_1$  καθορίζουν την συχνότητα αποκοπής από τον τύπο:

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_3 C_1} = 106.1 \text{ Hz} \quad (2).$$



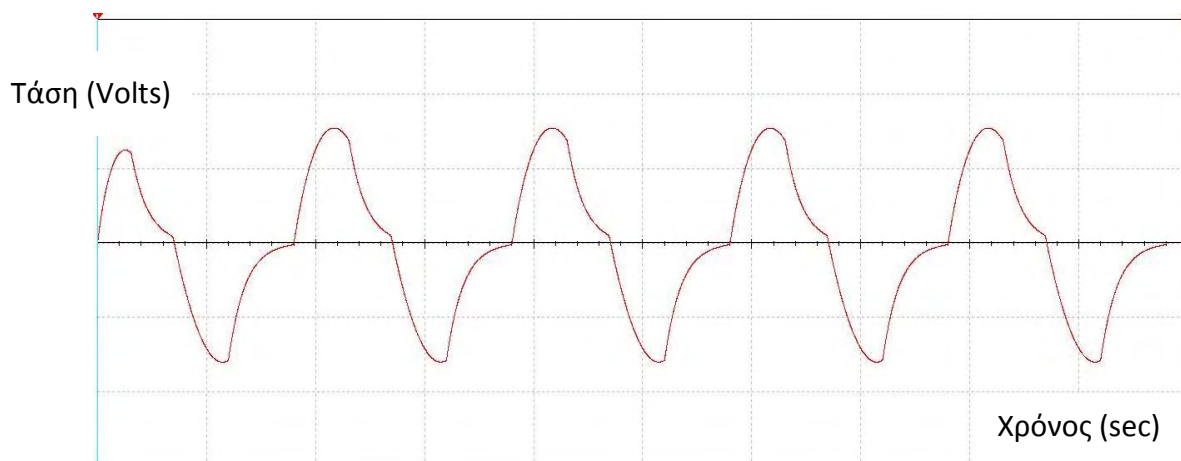
Διάγραμμα 3: Ενεργό υπερπυκνωτικό φίλτρο

### 3.4.3 Ανόρθωση του σήματος



Σχήμα 4: Ανόρθωση του σήματος

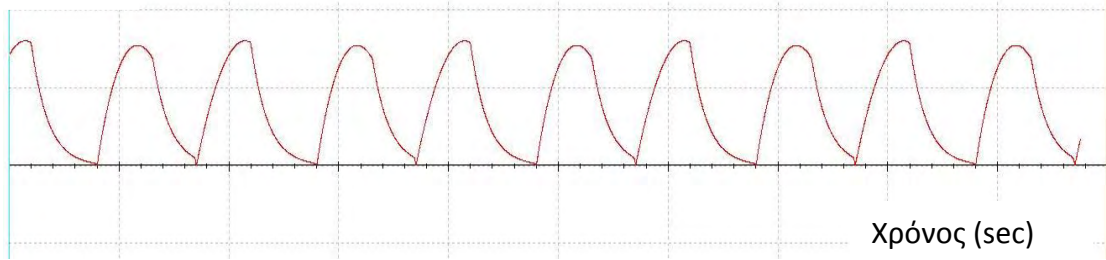
Σε αυτό το σημείο το σήμα ανορθώνεται μέσω ενός ενεργού ανορθωτή πλήρους κύματος (full wave rectifier) [34]. Ο ανορθωτής μετατρέπει τις αρνητικές τιμές σε θετικές και έτσι όλο το σήμα αποτελείται από θετικές τάσεις (Διαγράμματα 4 και 5). Χρησιμοποιώντας αμέσως μετά ένα χαμηλοπερατό φίλτρο μετατρέπουμε το AC σήμα σε DC τάση προκειμένου να ετοιμάσουμε την μορφή του σήματος πριν αυτό εισαχθεί στο Arduino (σχήμα 4). Στο διάγραμμα παρουσιάζεται η λειτουργία της ανόρθωσης του συγκεκριμένου υποκυκλώματος.



Διάγραμμα 4: Σήμα (τάση) πριν την ανόρθωση ως προς τον χρόνο



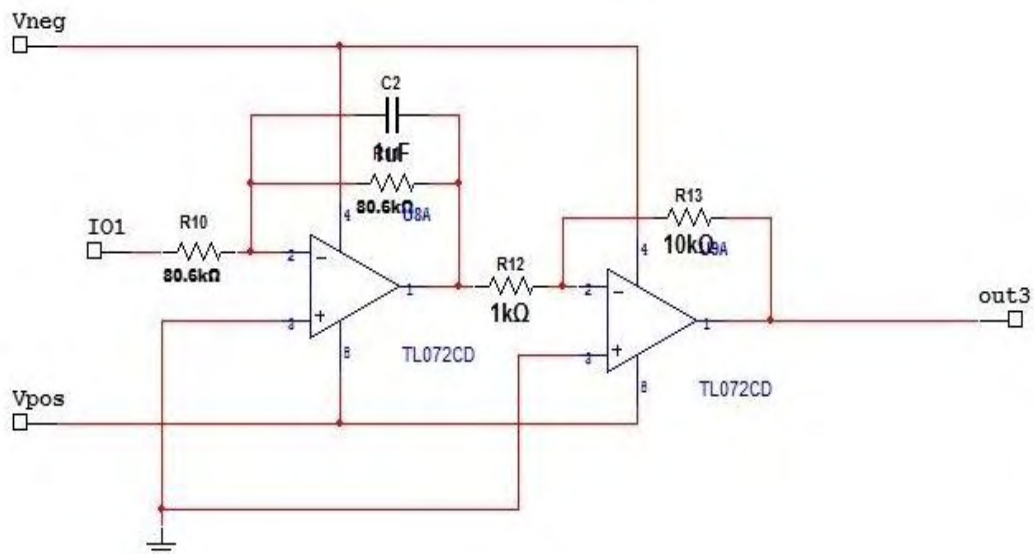
Τάση (Volts)



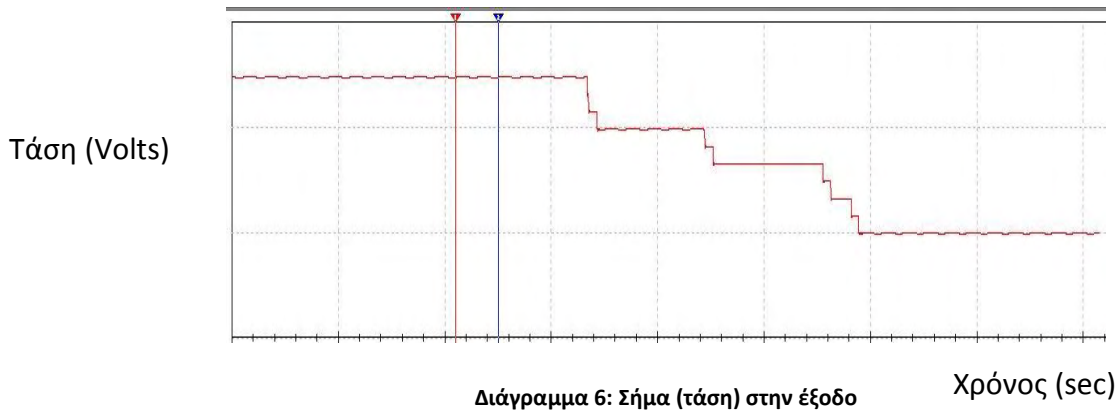
Διάγραμμα 5: Ανορθωμένο σήμα (τάση) ως προς τον χρόνο

### 3.4.4 Εξομάλυνση του σήματος

Στο τελευταίο κομμάτι της διάταξης χρησιμοποιείται ένα ενεργό χαμηλοπερατό φίλτρο [34] για την εξομάλυνση (smoothing) της κυματομορφής του σήματος πριν αυτό σταλεί στο Arduino. Ωστόσο επειδή πρόκειται για ενεργό χαμηλοπερατό φίλτρο το σήμα επηρεάζεται από την αναστροφή του και για αυτό αναστρέφουμε το σήμα μια τελευταία φορά χρησιμοποιώντας έναν ακόμα αναστρέφων ενισχυτή. Τέλος μέσω ενός ποτενσιόμετρου ρυθμίζεται η απολαβή προκειμένου η διάταξη να μπορεί να εφαρμοστεί σε ποικίλους μύες (Σχήμα 5).



Σχήμα 5: Εξομάλυνση του σήματος



Οι πολύ μικρές διακυμάνσεις στο σήμα (Διάγραμμα 6) είναι λόγω του ημιτόνου στην είσοδο, ενώ οι μεγάλες μεταπτώσεις της τάσης είναι αποτέλεσμα της αλλαγής της τιμής στο ποτενσιόμετρο και κατ'επέκταση της τάσης εξόδου του ηλεκτρικού κυκλώματος. Με αυτόν τον τρόπο ρυθμίζεται η κατάλληλη τάση, μιας και στην επόμενη βαθμίδα, ο ADC του μικροελεγκτή έχει συγκεκριμένες ανοχές όσον αφορά στην μέγιστη τάση εισόδου.

## 4. Ανάλυση βιοσήματος

### 4.1 Επιλογή χαρακτηριστικών

Η επιλογή χαρακτηριστικών στα σήματα από ηλεκτρομυογραφήματα είναι ένα σημαντικό βήμα για την ανάλυση και εξαγωγή συμπερασμάτων όσον αφορά στην μορφολογία και την διαθέσιμη πληροφορία των σημάτων αυτών. Έρευνες αναφέρονται στον αντίκτυπο σωστής επιλογής χαρακτηριστικών που δημιουργούν ευδιάκριτους μαθηματικούς χώρους [13-15]. Σε εργασίες που αφορούν στην ανάλυση σημάτων από επιφανειακά ηλεκτρομυογραφήματα συγκρίνονται διαφορετικοί συνδυασμοί χαρακτηριστικών, με έναν βασικό γνώμονα: τα χαρακτηριστικά του *Hudgins* [12], ένα σετ μαθηματικών υπολογισμών ευρέως διαδεδομένο και αποδεκτό από την επιστημονική κοινότητα. Η χρήση τους σε μια βαθμίδα ταξινόμησης κινήσεων και αναγνώρισης προτύπων για τον έλεγχο προσθετικών μελών [16-20] και την υποβοήθηση διάγνωσης μυοπαθήσεων [21-24] είναι δυο μόνο βασικές εφαρμογές.

### 4.2 Hudgins Set

Ακολουθεί η περιγραφή των χαρακτηριστικών του Hudgins και η μαθηματική ανάλυση της πτυχιακής.

#### i. Mean Absolute Value

Ο υπολογισμός της Μέσης Απόλυτης Τιμής του σήματος δίνεται από τον εξής τύπο:

$$\bar{X}_i = \frac{1}{n} \sum_{k=(i-1)*n}^{i*(n-1)} |X_k| \quad \text{για } i = 1, 2, \dots, I \text{ \& } n = 64 \quad (3).$$

Το  $X_k$  αναφέρεται στο  $k$ -οστό δείγμα του  $i$ -οστού τμήματος, ενώ το  $I$  αναφέρεται στον συνολικό αριθμό τμημάτων όπου χωρίσαμε το αρχικό σήμα, ο οποίος ισούται με το πηλίκο του αριθμού των δειγμάτων ως προς το μέγεθος του παραθύρου.

#### ii. Mean Absolute Value Slope

Αναφέρεται στην διαφορά των μέσων απόλυτων τιμών μεταξύ παρακείμενων τμημάτων  $i$  και  $i+1$ . Το χαρακτηριστικό περιγράφει την κλίση που διαγράφει η ευθεία μεταξύ των διαδοχικών σημείων.

$$\Delta \bar{X}_i = \bar{X}_{i+1} - \bar{X}_i \quad \text{για } i = 1, 2, \dots, I - 1 \quad (4).$$

#### iii. Slope Sign Changes

Ένα χαρακτηριστικό το οποίο μπορεί να παρέχει μια ακόμη μέτρηση των περιεχόμενων συχνοτήτων του σήματος, είναι ο αριθμός των φορών κατά τον οποίο αλλάζει πρόσημο (+/-) η κυματομορφή. Μεταξύ τριών δειγμάτων  $X_{k-1}$ ,  $X_k$ ,  $X_{k+1}$  η SSC αυξάνεται εάν:

$$X_k > X_{k-1} \text{ και } X_k > X_{k+1} \quad (5).$$

ή

$$X_k < X_{k-1} \text{ και } X_k < X_{k+1} \quad (6).$$

#### iv. **Waveform Length**

Πρόκειται για ένα χαρακτηριστικό που παρέχει πληροφορίες για την πολυπλοκότητα της κυματομορφής. Δηλαδή αναφερόμαστε στο συνολικό μήκος της κυματομορφής πάνω στον χρόνο του εκάστοτε τμήματος  $i$  :

$$I_0 = \sum_{k=(i-1)*n}^{i*(n-1)} |\Delta X_k| \quad \text{για } i = 1, 2, \dots, I - 1 \text{ \& } n = 64 \quad (7).$$

όπου  $\Delta X_k = X_k - X_{k-1}$  (διαφορά στις τιμές των τάσεων στα συνολικά δείγματα.)

Οι επακόλουθες τιμές δίνουν μια μέτρηση της κυματομορφής όσον αφορά το πλάτος, την συχνότητα και την διάρκεια ' όλα σε μία μόνο παράμετρο.

#### v. **Zero Crossing / Threshold Counter**

Μια μέτρηση της συχνότητας μπορεί να προέλθει από τον αριθμό των φορών που η κυματομορφή διέρχεται από το μηδέν. Για την απόρριψη του θορύβου χρειάζεται να τοποθετηθεί ένα κατώφλι ανάλογο της ευαισθησίας του συστήματος.

Στην συγκεκριμένη πτυχιακή επειδή όλο το σήμα υφίσταται ανόρθωση από το ηλεκτρικό κύκλωμα το χαρακτηριστικό παραμετροποιείται θέτοντας σαν κατώφλι το:

$$|X_{k+1}| > 0,448V \text{ και } |X_k| < 0,448V \text{ αντί του μηδενός.} \quad (8).$$

#### vi. **Root Mean Square**

(δεν περιλαμβάνεται στα Hudgins Features, ωστόσο αποτελεί ένα σημαντικό χαρακτηριστικό που χρησιμοποιείται εξίσου με τα παραπάνω). Το Root Mean Square στην ανάλυση σημάτων,

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \times (X_1^2 + X_2^2 + \dots + X_N^2)} \quad \text{για } i = 1, 2, \dots, I \text{ και } N = 64 \quad (9).$$

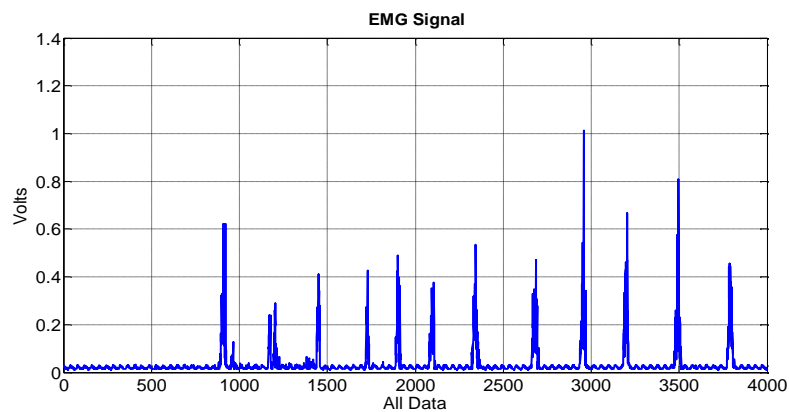
Όσον αφορά στην διαδικασία εξαγωγής, το παράθυρο που χρησιμοποιήθηκε είναι 64 δείγματα, χωρίς τα επιμέρους διαστήματα να επικαλύπτονται. Ο αριθμός των δειγμάτων ανά παράθυρο επιλέχθηκε μετά από δοκιμές με διαφορετικά μεγέθη και η σημασία της εξαγωγής με τον τρόπο αυτόν είναι ότι χρησιμοποιώντας παράθυρα αναδεικνύεται πληροφορία και για τις μεταβολές του σήματος μέσα στον χρόνο [25].

## 5. Αποτελέσματα

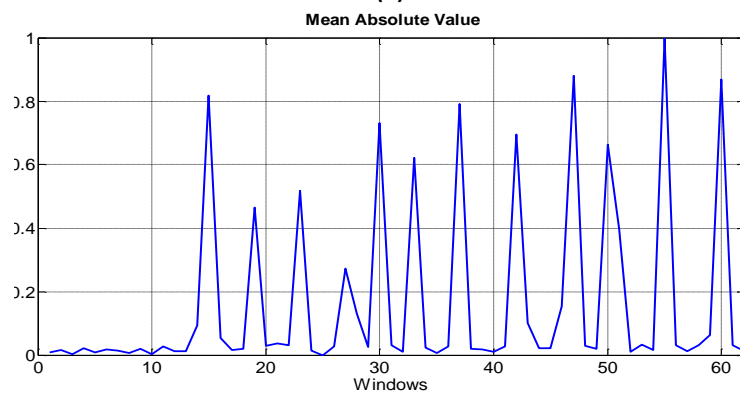
Στη συνέχεια, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων που προέρχονται είτε από διαφορετικούς μυς, είτε από τον ίδιο μυ με διαφορετική καταπόνηση – δραστηριότητα. Από τα πρώτα αποτελέσματα είναι ξεκάθαρο ότι σε ένα σύστημα αναγνώρισης κινήσεων, οι κινήσεις προερχόμενες από τον δικέφαλο θα είναι ευκόλως διαχωρίσιμες από εκείνες του αντίχειρα, λόγω της διαφορετικής μορφολογίας των χαρακτηριστικών. Στην περίπτωση σύγκρισης των σημάτων από τον ίδιο μυ, ανάλογα με την κόπωση, τις επαναλήψεις και το έργο που ζητείται να παραχθεί από τον μυ, εμφανίζονται διαφορετικές συμπεριφορές που γίνονται ακόμη πιο ευδιάκριτες με την χρήση του Hudgins set.

### 5.1 Ενεργοποιήσεις μυών του αντίχειρα:

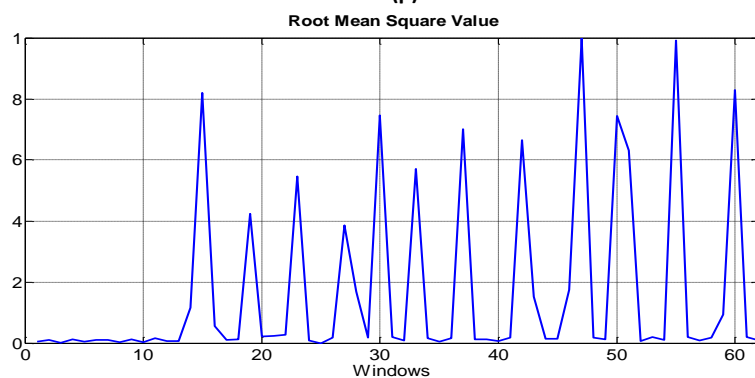
#### 5.1.1 Επαναλήψεις με 20% MVC

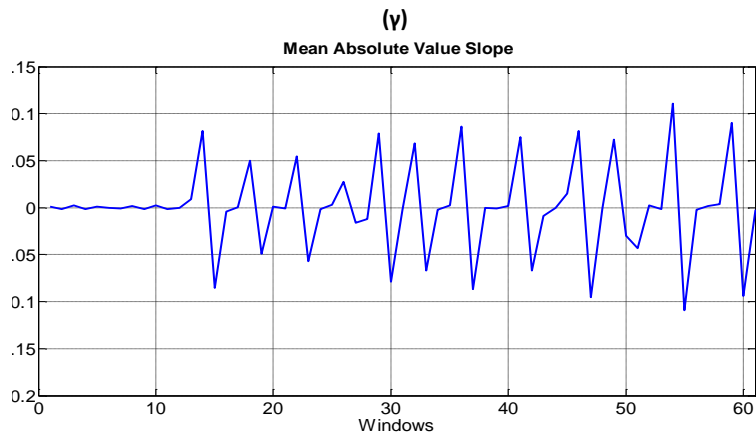


(α)



(β)

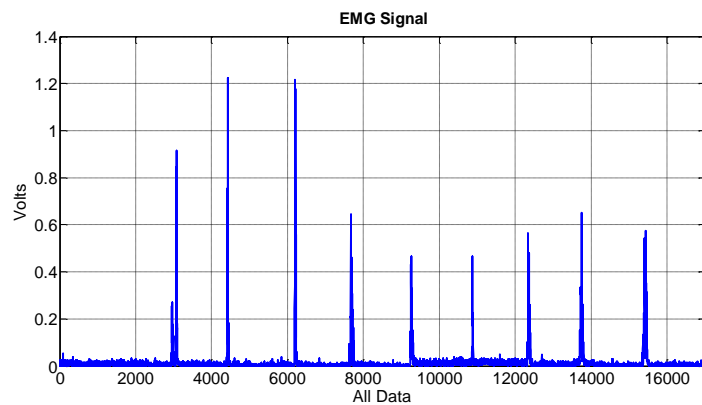




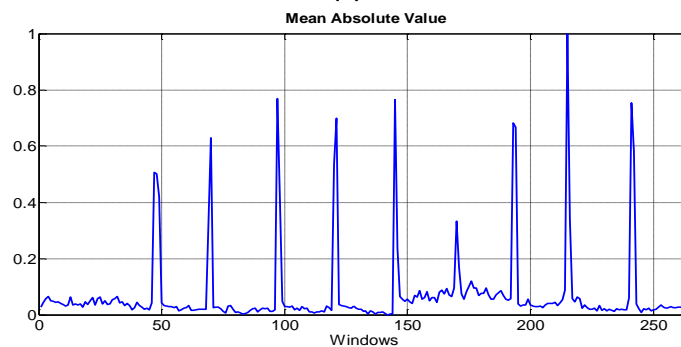
**(δ)**

**Διάγραμμα 7: (α) Επεξεργασμένο σήμα ΗΜΓ (τάση), (β) Mean Absolute Value (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο), (γ) Root Mean Square (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) και (δ) Mean Absolute Value Slope (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) για 20%MVC**

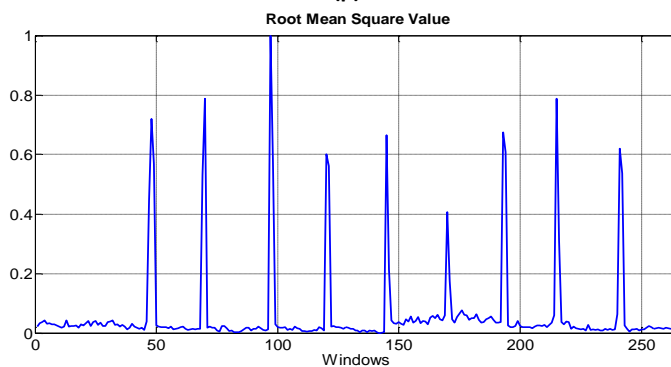
### 5.1.2 Επαναλήψεις με 60% MVC:

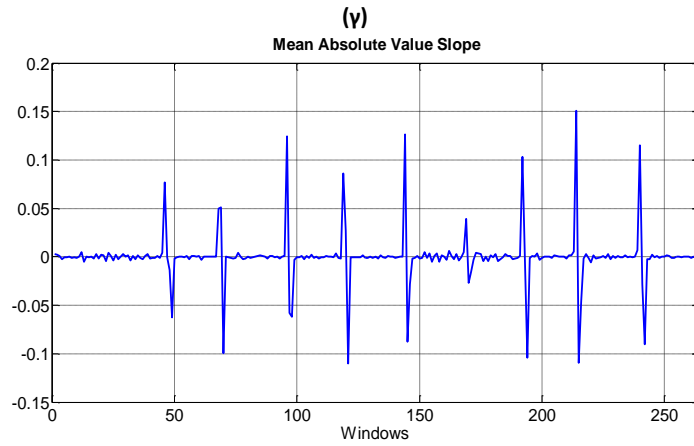


**(α)**



**(β)**

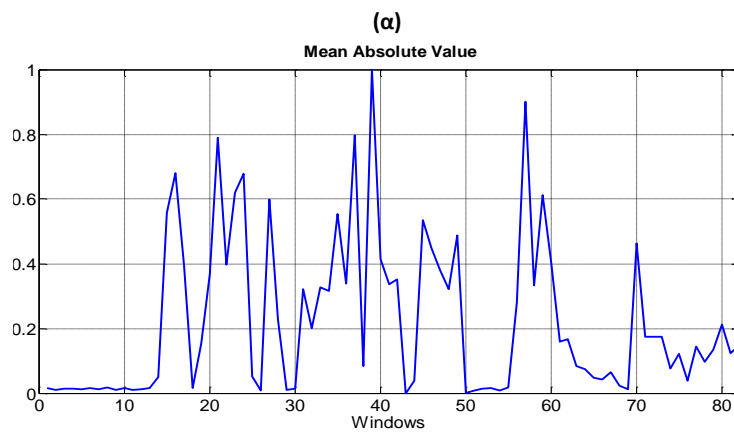
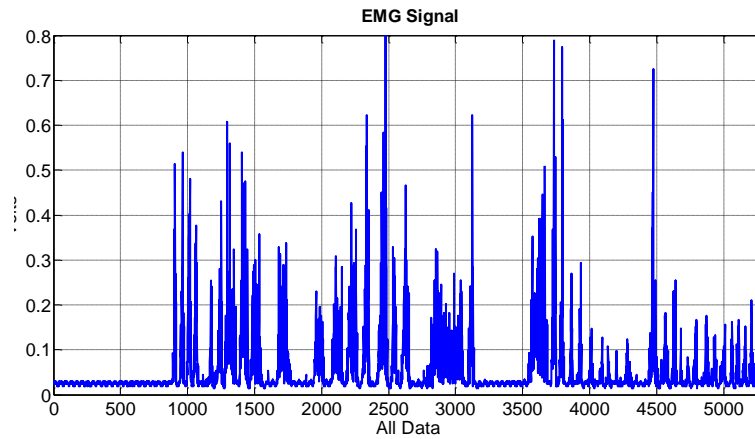




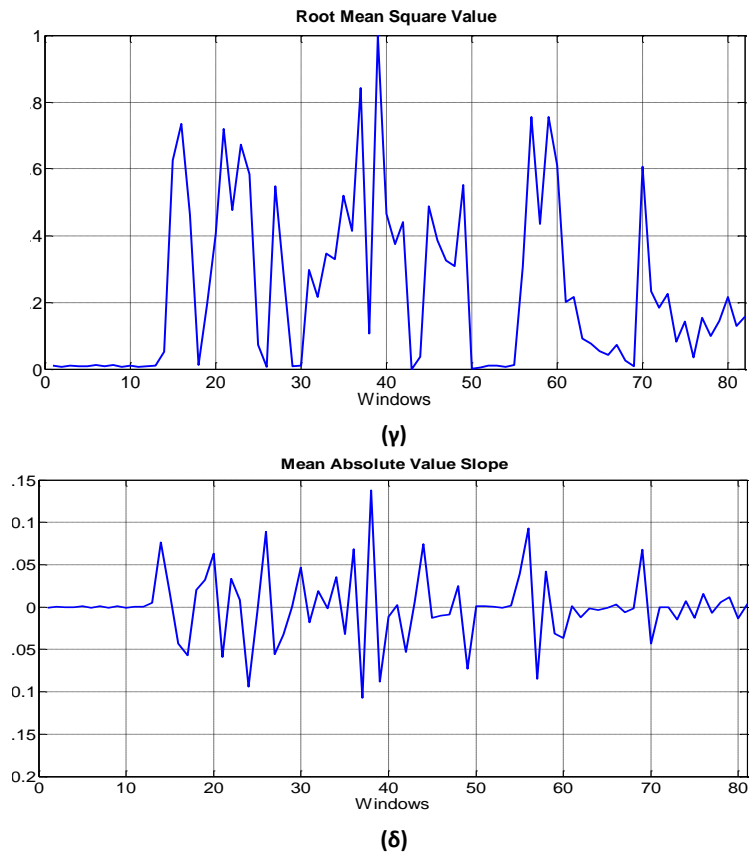
**(δ)**

**Διάγραμμα 8: (α) Επεξεργασμένο σήμα ΗΜΓ (τάση), (β) Mean Absolute Value (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο), (γ) Root Mean Square (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) και (δ) Mean Absolute Value Slope (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) για 60%MVC**

### 5.1.3 Ενεργοποιήσεις με 90% MVC:



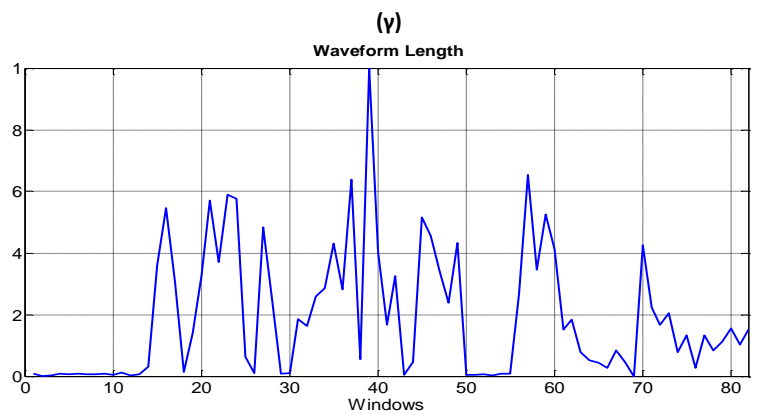
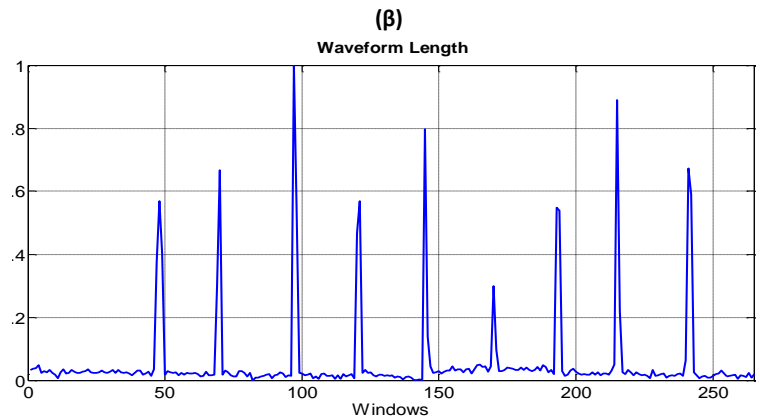
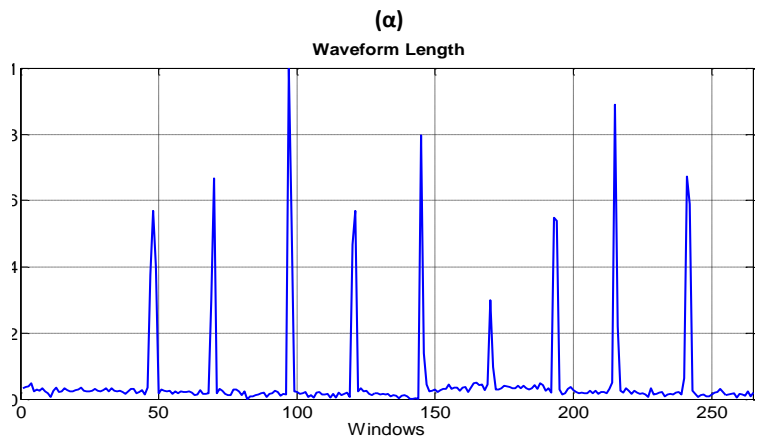
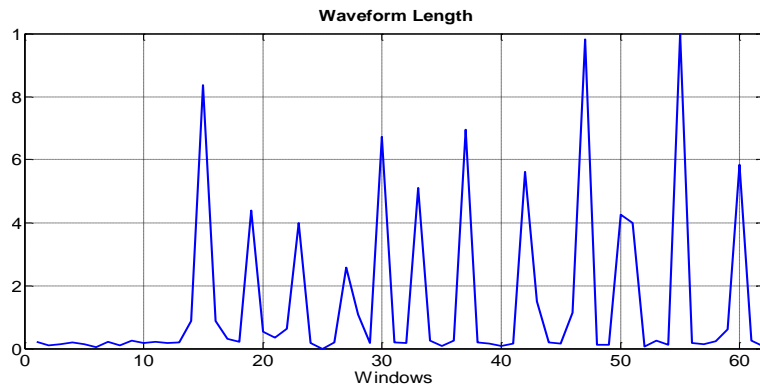
**(β)**



**Διάγραμμα 9: (α) Επεξεργασμένο σήμα ΗΜΓ (τάση ανά δείγμα), (β) Mean Absolute Value (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο), (γ) Root Mean Square (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) και (δ) Mean Absolute Value Slope (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) για 90% MVC**

Σε χαμηλότερες συσπάσεις του μυός, μετρούνται διαδοχικά οι επαναλήψεις και οι φάσεις ηρεμίας. Το πλάτος του σήματος αλλάζει αναλόγως του ποσοστού MVC (Maximum Voluntary Contraction), πχ. 20% και 60% (διαγράμματα 7α και 8α). Όταν ο μυς καταπονείται με μεγαλύτερο φορτίο (Διάγραμμα 9α), παρατηρείται τρέμουλο και ακούσιες συσπάσεις λόγω της αδυναμίας ανάκαμψης, των συνεχόμενων επαναλήψεων και της κόπωσης του. Στα διαγράμματα 7β, 8β και 9β στα οποία υπολογίζεται το MAV του αρχικού βιοσήματος, παρατηρείται ένα φιλτράρισμα των σημάτων για την απόρριψη του χαμηλού θορύβου που περιλαμβάνεται σε αυτά. Επίσης ο αριθμός των κορυφών μεταξύ του αρχικού σήματος που αντιπροσωπεύει τον αριθμό των επαναλήψεων της άσκησης και ο αριθμός των κορυφών των MAV και MAV-Slope είναι ίδιος σε κάθε περίπτωση, το οποίο επιβεβαιώνει την σωστή λειτουργία των μαθηματικών μοντέλων που υλοποιήθηκαν στην Matlab. Ακόμη τα διαγράμματα 7γ, 8γ και 9γ τα οποία αναφέρονται στην RMS τιμή του σήματος είναι σχεδόν αντίστοιχα με αυτά της MAV τιμής του (διαγράμματα 7β, 8β, 9β) και η βασική διαφορά τους είναι ότι ο υπολογισμός του RMS απαιτεί περισσότερο υπολογιστικό χρόνο για να εκτελεστεί απ' ότι του MAV. Τέλος ακολουθούν οι υπολογισμοί του μήκους της κυματομορφής (Waveform Length) οι οποίοι είναι χρήσιμοι στην κατηγοριοποίηση των κινήσεων του μυ.

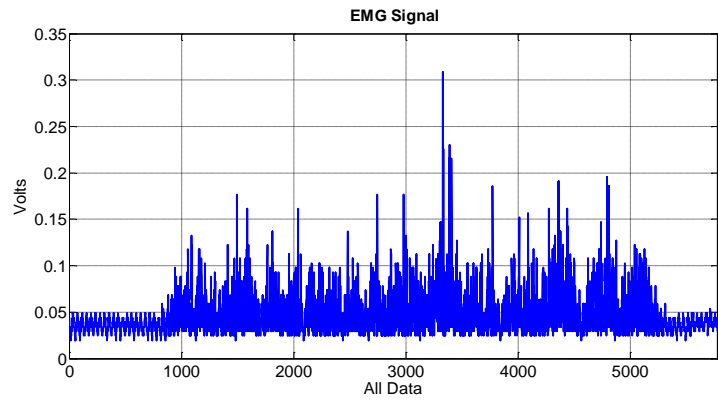




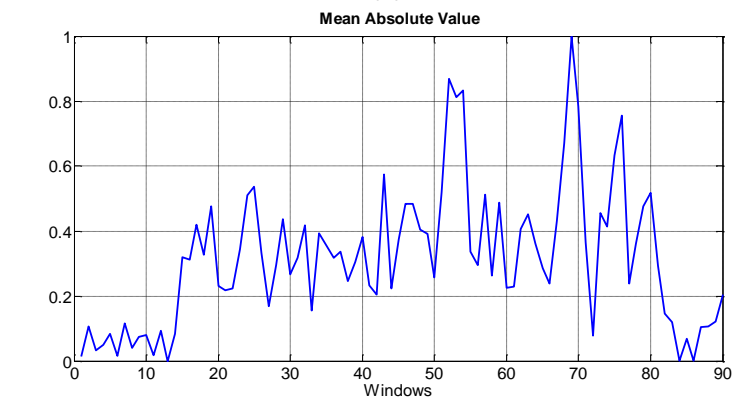
Διάγραμμα 10: (α) 20% MVC, (β) 40% MVC, (γ) 60% MVC, (δ) 90% MVC

## 5.2 Ενεργοποιήσεις βραχιόνιου δικεφάλου μυ:

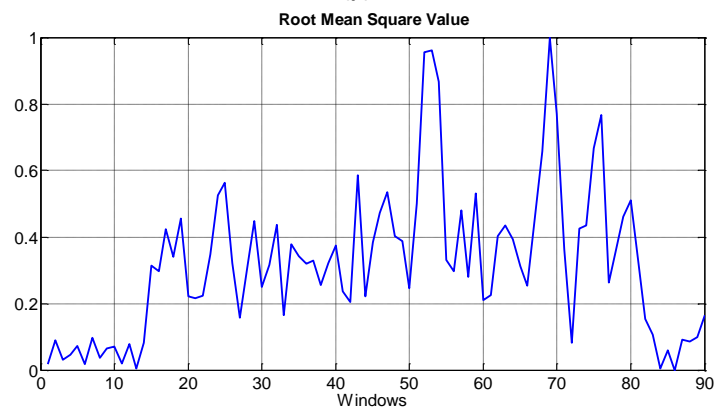
### 5.2.1 Επαναλήψεις άρσης φορτίου βάρους 1 kg



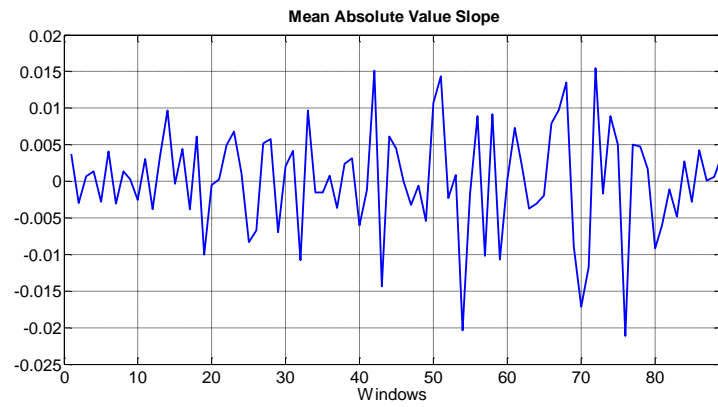
(α)



(β)



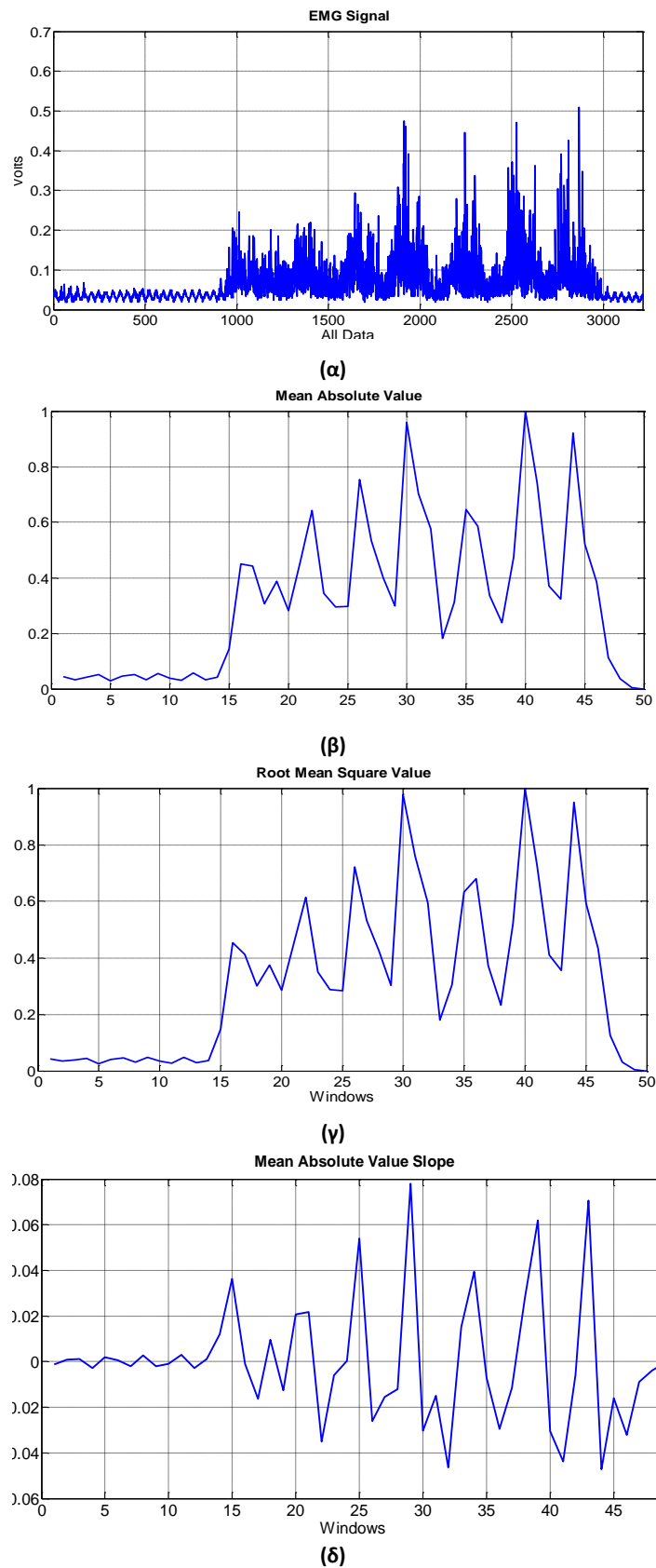
(γ)



(δ)

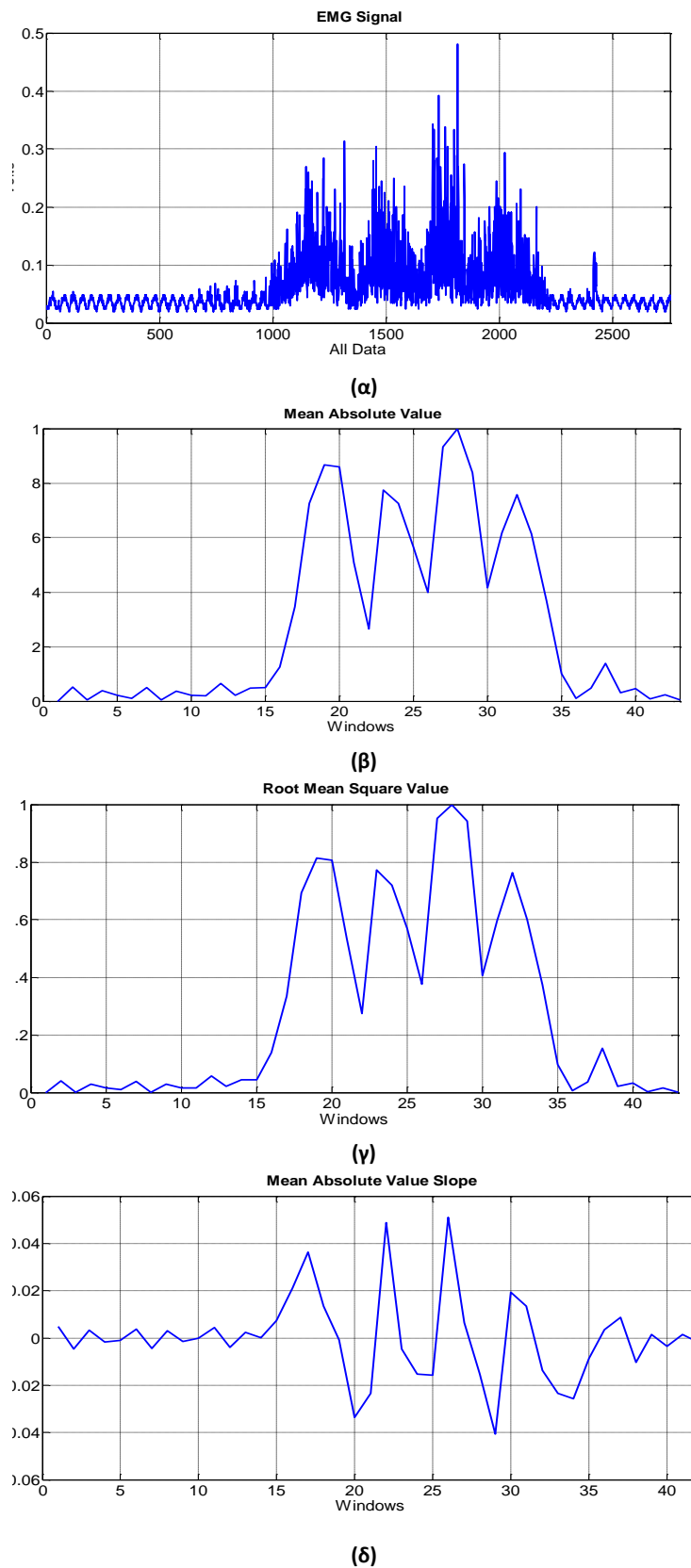
**Διάγραμμα 11: (α) Σήμα ΗΜΓ (τάση ανά δείγμα) , (β) Mean Absolute Value (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) , (γ) Root Mean Square (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) , (δ) Mean Absolute Value Slope (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) για άρση 1 kg**

## 5.2.2 Επαναλήψεις άρσης φορτίου βάρους 3 kg



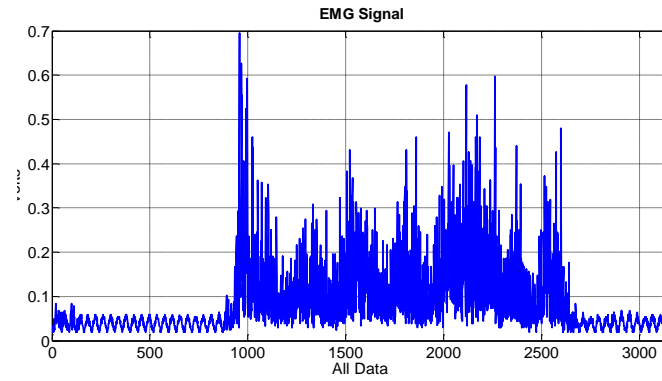
Διάγραμμα 12: (α) Σήμα ΗΜΓ (τάση ανά δείγμα), (β) Mean Absolute Value (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο), (γ) Root Mean Square (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) και (δ) Mean Absolute Value Slope (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) για άρση 3 kg

### 5.2.3 Επαναλήψεις άρσης φορτίου βάρους 6 kg

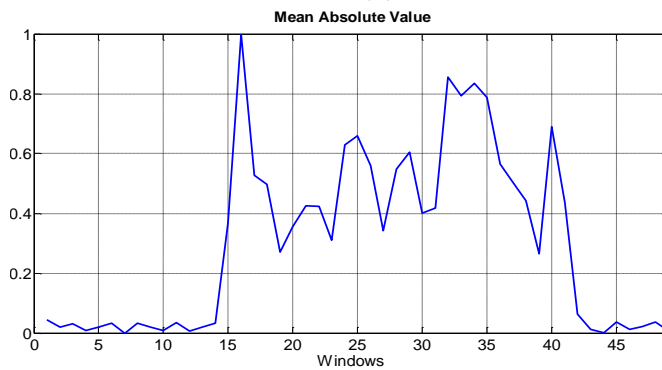


Διάγραμμα 13: (α) Σήμα ΗΜΓ (τάση ανά δείγμα), (β) Mean Absolute Value (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο), (γ) Root Mean Square (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) και (δ) Mean Absolute Value Slope (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) για άρση 6 kg

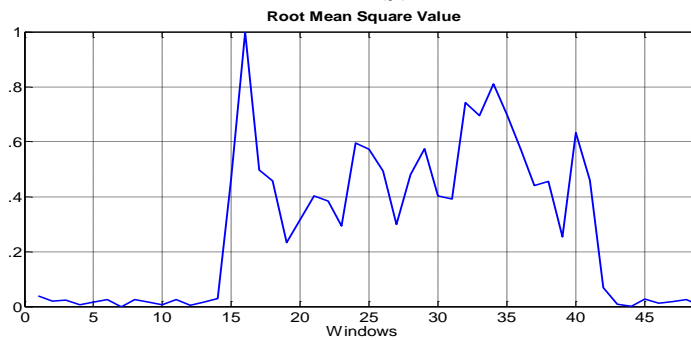
## 5.2.4 Επαναλήψεις άρσης φορτίου βάρους 9 kg



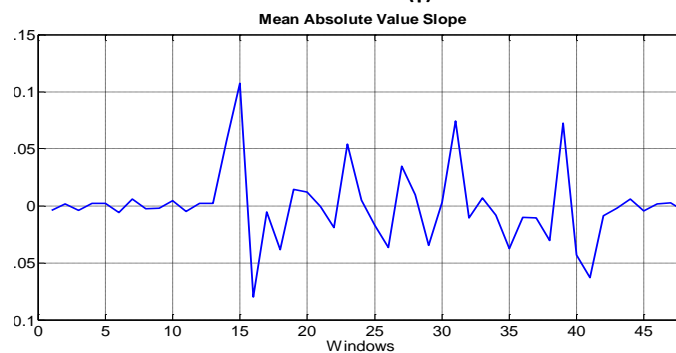
(α)



(β)



(γ)

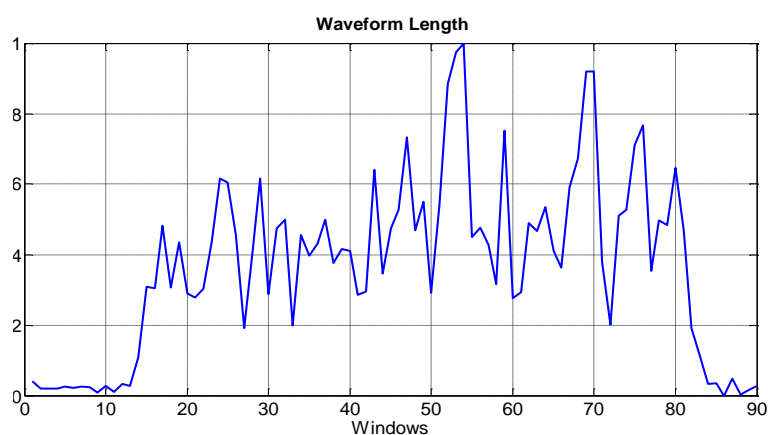


(δ)

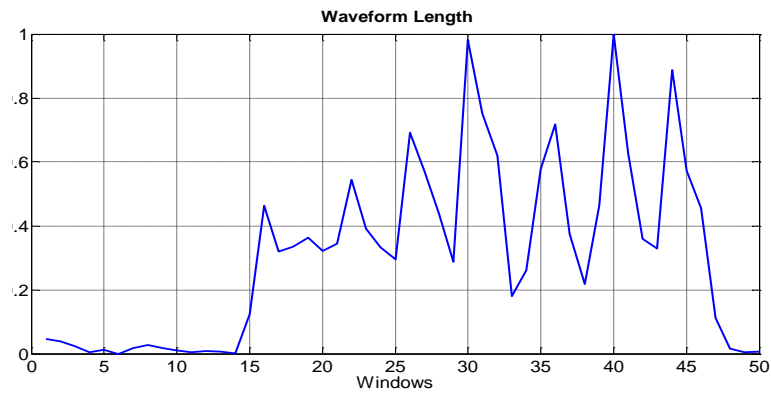
Διάγραμμα 14: (α) Σήμα ΗΜΓ (τάση ανά δείγμα), (β) Mean Absolute Value (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο), (γ) Root Mean Square (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) και (δ) Mean Absolute Value Slope (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) για άρση 6 kg

Στις επαναλαμβανόμενες άρσεις με 1kg, το σήμα δεν είναι εύκολα διακριτό λόγω της πολύ χαμηλής παραγόμενης από τον μυ τάσης, η οποία είναι συγκρίσιμη με την στάθμη θορύβου (Διάγραμμα 11α). Αυξάνοντας το βάρος, παρατηρείται παρόμοιο φαινόμενο με την λειτουργία του αντίχειρα κάτω από μεγαλύτερες δυνάμεις, δηλαδή ενώ αποτυπώνεται η μορφολογία των επαναλήψεων, δεν λαμβάνονται ξεκάθαρες περιόδους ηρεμίας – ενεργοποίησης (Διαγράμματα 12α, 13α, 14α). Από τα πρώτα αυτά αποτελέσματα, είναι εμφανής η ανάγκη χρήσης περαιτέρω τεχνικών ψηφιακής επεξεργασίας που μελετούν τις ιδιότητες του σήματος με διαφορετικά μαθηματικά εργαλεία. Στην περίπτωση που παρουσιάζεται κόπωση στον εκάστοτε μυ, οι παράμετροι που αφορούν το πλάτος και την συχνότητα του σήματος αλλάζουν. Συγκεκριμένα το πλάτος αυξάνεται ενώ η συχνότητα βάσει της μέσης (mean) και της διάμεσης (median) τιμής, μειώνεται κατά την συστολή των μυϊκών ινών του μυ [11], [39]. Η μείωση αυτή της συχνότητας συμβαίνει κυρίως λόγω της μειωμένης ταχύτητας αγωγής των δυναμικών δράσεων από το μεμβρανικό δυναμικό του μυ. Έτσι προκαλείται μια στροφή προς τα αριστερά από το ολικό φάσμα ισχύος δηλαδή προς χαμηλότερες συχνότητες. Ο συντελεστής παλινδρόμησης της μέσης (mean) και της διάμεσης (median) συχνότητας μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση της κόπωσης του εξεταζόμενου μυ. Στα αποτελέσματα που παρουσιάζονται στην παρούσα έρευνα, η κόπωση γίνεται αντιληπτή καθώς όσο αυξανόταν ο χρόνος διεξαγωγής των πειραμάτων, η μέση τιμή του πλάτους του σήματος αυξανόταν όπως είναι και θεωρητικά γνωστό. Σημαντική παράμετρος είναι η απόσταση των επιφανειακών ηλεκτροδίων από τους μετρούμενους μύες. Στην περίπτωση του δικέφαλου, ο θόρυβος στο σήμα προέρχεται σε μεγάλο βαθμό από το πάχος του δέρματος (και το εν δυνάμει βάθος του μυός), την απόσταση μεταξύ των παθητικών ηλεκτροδίων, καθώς και από την μεγάλη ηλεκτρική αντίσταση του δέρματος.

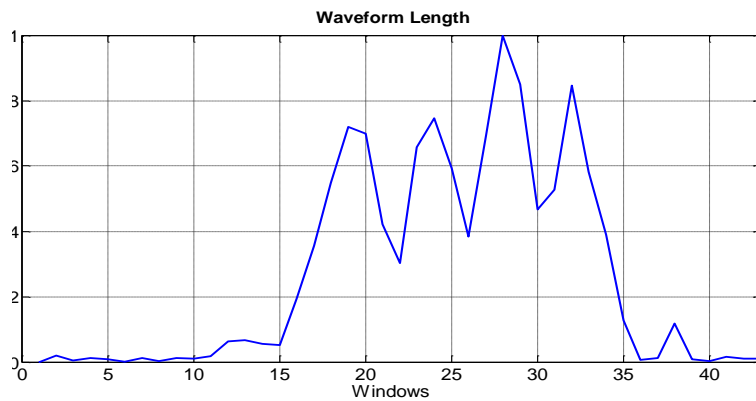
Ακολουθούν οι γραφικές παραστάσεις του μήκους των κυματομορφών (Waveform Length):



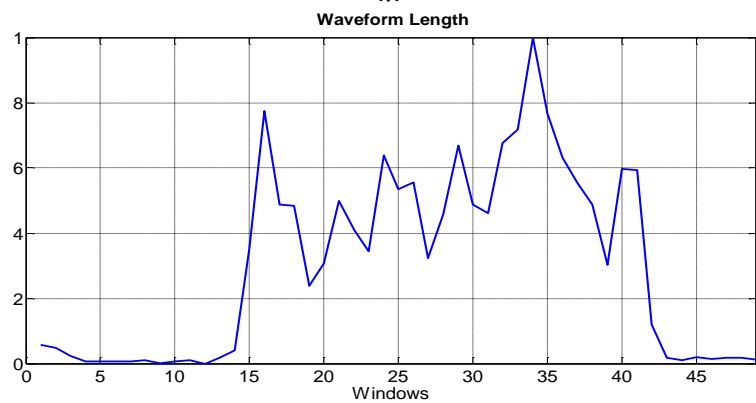
(α)



(β)



(γ)



(δ)

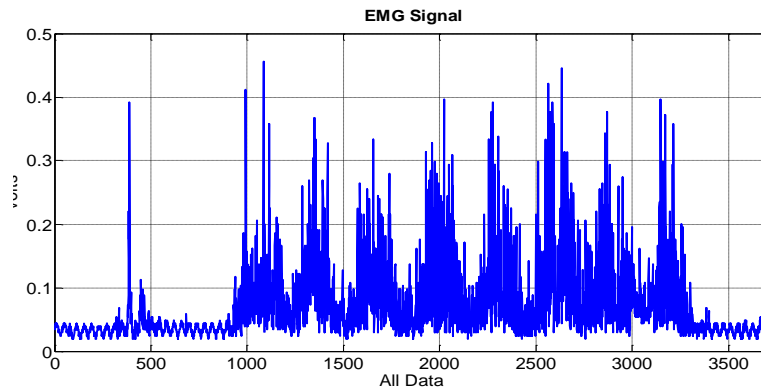
Διάγραμμα 15: (α) Άρση 1 kg, (β) Άρση 3 kg, (γ) Άρση 6 kg, (δ) Άρση 9 kg

### 5.1 Εφαρμογές

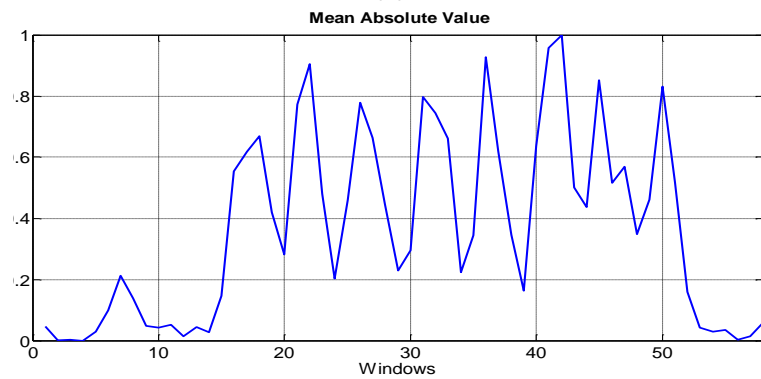
Σε ένα σύστημα αναγνώρισης προτύπων, χρησιμοποιώντας τα παρακάτω σύνολα δεδομένων ( διαγράμματα 16 και 17 ), θα καθίστατο δυνατόν να διαχωριστούν οι πηγές προέλευσης των σημάτων αυτών για υποβοήθηση κάποιας απόφασης – εφαρμογής.



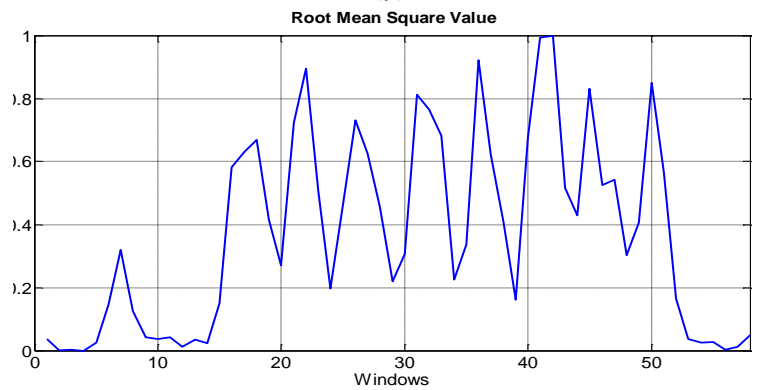
### 5.1.1 Ενεργοποίηση δικέφαλου βραχιόνιου μυ με 40% MVC:



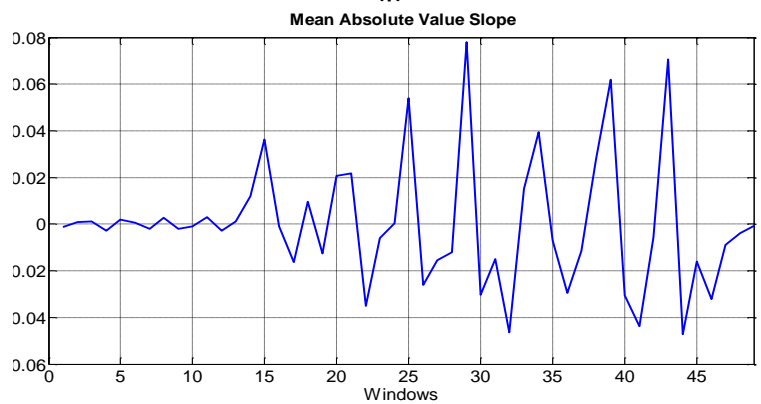
(α)



(β)



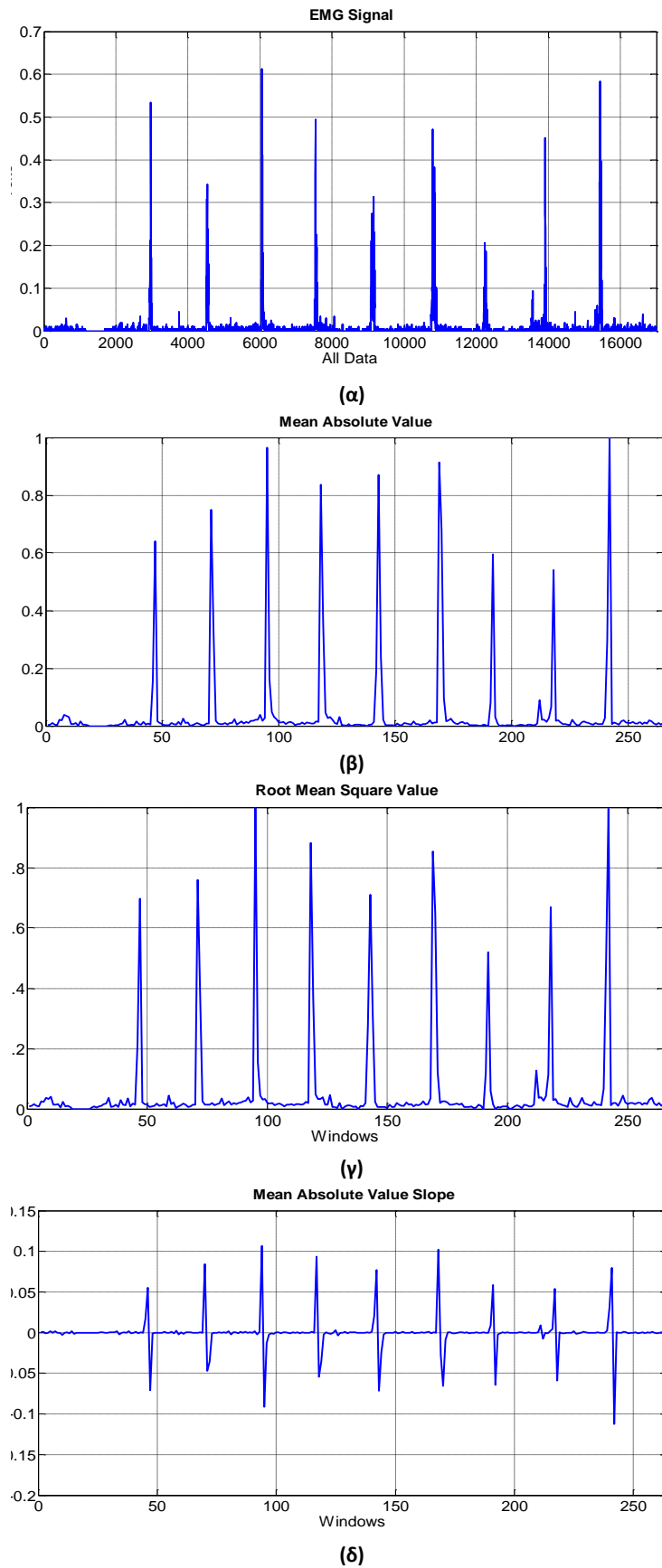
(γ)



(δ)

Διάγραμμα 16: (α) Σήμα ΗΜΓ (τάση ανά δείγμα), (β) Mean Absolute Value (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο), (γ) Root Mean Square (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) και (δ) Mean Absolute Value Slope (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο)

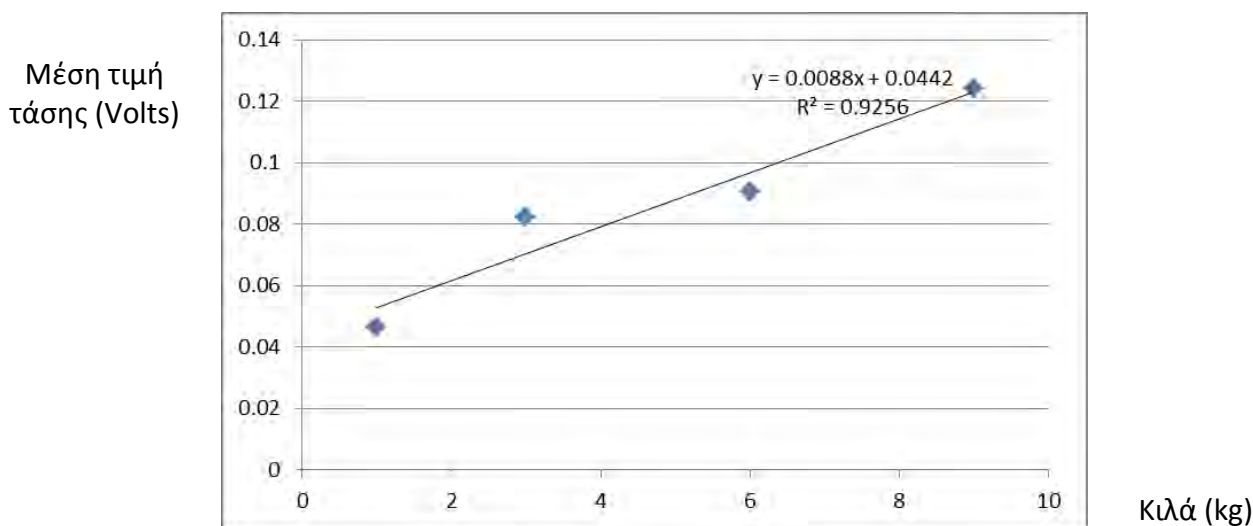
### 5.1.2 Ενεργοποιήσεις μυών του αντίχειρα με 40% MVC:



Διάγραμμα 17: (α) Σήμα ΗΜΓ (τάση ανά δείγμα), (β) Mean Absolute Value (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο), (γ) Root Mean Square (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) και (δ) Mean Absolute Value Slope (κανονικοποιημένη τιμή ως προς το κάθε παράθυρο) για άρση 1 kg

### 5.1.3 Συγκεντρωτικά αποτελέσματα

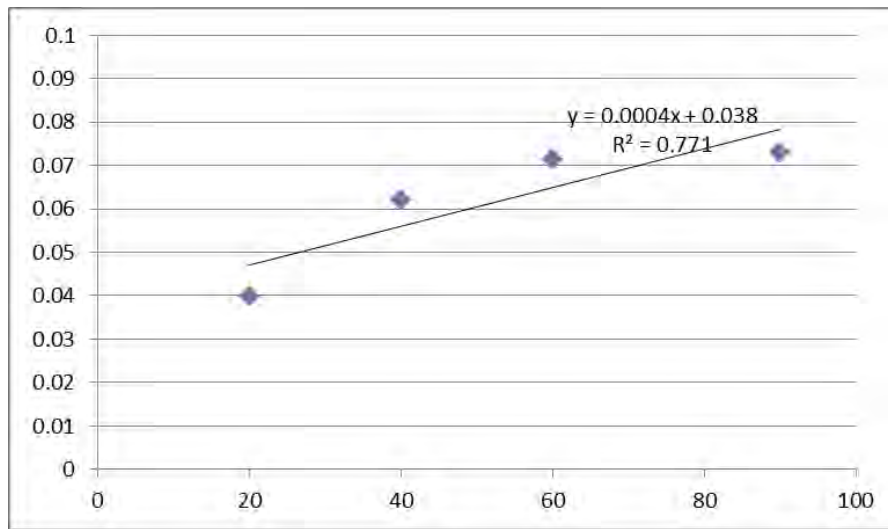
Στα παρακάτω διαγράμματα δίνεται η συνάρτηση που συνδέει την μέση τιμή του πλάτους της τάσης με την κλιμακωτή αύξηση της μυικής δραστηριότητας. Συγκεκριμένα στο Διάγραμμα 18 ο άξονας  $y$  περιέχει τις μέσες τιμές του σήματος του ΗΜΓ του δικέφαλου βραχιόνιου  $\mu$  για κάθε διαφορετικό βάρος ((1, 3, 6, 9) kg στον άξονα  $x$ ). Προκειμένου να αποφασιστεί πόσο επιτυχημένα περιγράφει η ευθεία  $y = 0.0088x + 0.0442$  τη σχέση μεταξύ του βάρους και της τάσης ΗΜΓ, γίνεται χρήση του  $R^2$  (Coefficient of determination). Το  $R^2$  είναι ένα στατιστικό μέγεθος που χαρακτηρίζει πόσο καλά περιγράφεται ένα σύνολο δεδομένων από μια ευθεία χρησιμοποιώντας διαφορές τετραγώνων, (αποστάσεις των δεδομένων από την ευθεία αυτή). Το  $R^2$  παίρνει τιμές από 0 έως 1 κι όσο πλησιάζει στην μονάδα, τόσο καλύτερη είναι η περιγραφή των σημείων από την ευθεία  $y$ . Στην περίπτωση της άρσης βαρών προέκυψε  $R^2 = 0.9256$ , δηλαδή η προσέγγιση των σημείων και κατ' επέκταση του φαινομένου με το μοντέλο θεωρείται ικανοποιητική. Ακόμη ο συντελεστής της τυπικής απόκλισης υπολογίστηκε  $\sigma = 0.0275$ .



Διάγραμμα 18: Μέση τιμή τάσης ως προς τα διαδοχικά βάρη

Στο διάγραμμα 19 ο άξονας  $y$  αναφέρεται στη μέση τιμή του πλάτους του σήματος όπως και στο πάνω διάγραμμα, ενώ ο άξονας  $x$  περιέχει τις διαφορετικές ενεργοποιήσεις που έγιναν από τους μύες του αντίχειρα δηλαδή 20%, 40%, 60% και 90% της συνολικής απόδοσης του. Στην περίπτωση αυτή προέκυψε  $R^2 = 0.771$  και η τυπική απόκλιση  $\sigma = 0.0132$ . Στην περίπτωση αυτή, δεν ήταν δυνατόν να προσεγγιστούν τα σημεία με ένα γραμμικό μοντέλο που περιγράφει αξιόπιστα τις μετρήσεις.

Μέση τιμή  
τάσης (Volts)



Ποσοστό  
Ενεργοποίησης  
(% MVC)

Διάγραμμα 19: Μέση τιμή τάσης ως προς τις διαδοχικές ενεργοποιήσεις

## 6. Συμπεράσματα και μελλοντικές επεκτάσεις

### 6.1 Συμπεράσματα

Στα πλαίσια της εργασίας διερευνήθηκε τόσο η απόδοση του ηλεκτρικού κυκλώματος, όσο και η εξαγωγή χαρακτηριστικών για μελλοντική χρήση τους σε εφαρμογές ανάλυσης σήματος. Βασική προϋπόθεση για σωστές μετρήσεις φάνηκε να είναι ο σχολαστικός καθαρισμός της επιφάνειας που προσκολλάται το ηλεκτρόδιο, μιας και μετρήθηκαν διαφορές ακόμη και μερικών MΩ στην εμπέδηση, ανάμεσα σε ένα καλά προετοιμασμένο σημείο και σε ένα σημείο με λίπη και νεκρά δερματικά κύτταρα. Επίσης, τα ίδια τα ηλεκτρόδια επηρέασαν τις μετρήσεις, ανάλογα με την ημερομηνία κατασκευής τους (η γέλη σε παλαιότερα ηλεκτρόδια δεν βοηθούσε στην ηλεκτρική αγωγιμότητα).

Η επιλογή του κατάλληλου σημείου τοποθέτησης των ηλεκτροδίων βρίσκεται σε συνάρτηση με το μετρούμενο σήμα. Μετρώντας τον ίδιο μυ με την ίδια δραστηριότητα σε σημεία με απόκλιση μερικών χιλιοστών, παρατηρήθηκαν σήματα cross-talk από άλλους μυς, κάτι που αλλοιώνει την τελική μέτρηση αφού τα ηλεκτρόδια συλλέγουν δραστηριότητα από περισσότερους μυς.

Όσον αφορά στο ηλεκτρικό κύκλωμα, τα συμπεράσματα είναι τα παρακάτω:

- Η πρώτη βαθμίδα ενίσχυσης χρειάζεται υψηλή απολαβή και μεγάλη ανοχή στον θόρυβο, για αυτό κι επιλέχθηκε ο τελεστικός ενισχυτής INA106. Ο CMRR του συγκεκριμένου ενισχυτή, μετά από δοκιμές κρίθηκε ικανοποιητικός, ώστε να διαχωρίζει το ασθενές σήμα που προέρχεται από τους μυς από τη στάθμη θορύβου και τις ανωμαλίες στο σήμα που οφείλονται σε εξωγενείς παράγοντες κατά την μέτρηση.
- Εξίσου σημαντικό είναι ότι η υλοποίηση του πρωτοτύπου έγινε σε διάτρητη πλακέτα με αποτέλεσμα να εισάγεται ηλεκτρικός θόρυβος λόγω τόσο των εκτεθειμένων επαφών των εξαρτημάτων όσο και λόγω παρασιτικών χωρητικότητων.
- Τα φίλτρα που υλοποιήθηκαν (ενεργά χαμηλοπερατά και ηψιπερατά με TL072) λειτούργησαν όπως υποδεικνύει η θεωρία [34], με τις συχνότητες αποκοπής να καθορίζονται από το εύρος συχνοτήτων των ηλεκτρομυογραφημάτων όπως έχει ερευνηθεί στο παρελθόν [35].
- Το υλοποιημένο κύκλωμα παραμετροποιείται με ευκολία για χρήση και με άλλα ενσωματωμένα συστήματα, καθιστώντας το κατάλληλο για εφαρμογές που απαιτούν τόσο την συλλογή όσο και την ανάλυση σημάτων EMG, π.χ. ένα ρομποτικό προσθετικό μέλος.

Η εξαγωγή χαρακτηριστικών που υλοποιήθηκε ακολούθησε υποδείξεις της μοντέρνας βιβλιογραφίας. Το σήμα πριν την ανάλυση δεν θα ήταν δυνατόν να λειτουργήσει σαν σήμα εισόδου σε αλγόριθμο ταξινόμησης, λόγω του θορύβου και της πλεονάζουσας πληροφορίας που περιέχει, καθώς και των αποκλίσεων ανάμεσα σε διαφορετικά σετ από μετρήσεις. Τα αποτελέσματα της ανάλυσης έχουν τα εξής πλεονεκτήματα σε σχέση με το αρχικό σήμα:

- Μείωση θορύβου και εσφαλμένων μετρήσεων (π.χ. από απότομη κίνηση καλωδίων διασύνδεσης).
- Η επιβεβαίωση του πλάτους του σήματος με τα MAV & RMS είναι σημαντική , αφού συνδέεται με την δύναμη των μυών και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ανίχνευση πιθανών παθήσεων σε συνδυασμό με άλλες μετρήσεις [36].

## 6.2 Μελλοντική εξέλιξη – Βελτιώσεις

Η μέτρηση της μυϊκής δραστηριότητας μπορεί να έχει πληθώρα εφαρμογών τόσο στον τομέα της υποβοήθησης διάγνωσης όσο και στην υποστήριξη αποφάσεων σε προσθετικά μέλη. Με την προσθήκη παραπάνω ηλεκτροδίων, καθίσταται δυνατή η μέτρηση επιπλέον μυϊκών ομάδων, άρα η ανάλυση μπορεί να επεκταθεί για ανίχνευση κινήσεων μετρώντας με μεγαλύτερη αξιοπιστία.

Όσον αφορά στον μικροελεγκτή και τη διαδικασία δειγματολήψιας:

- Για δειγματοληψία σε υψηλότερη συχνότητα και κατ' επέκταση για ικανοποίηση του θεωρήματος του Nyquist, προτείνεται είτε η αύξηση του ρυθμού μετάδοσης της UART (ο ATmega328 υποστηρίζει ρυθμούς μέχρι και 115200 σύμβολα ανά δευτερόλεπτο) , είτε η καταγραφή των αποτελεσμάτων στο Arduino και η εξαγωγή τους μετά το πέρας του πειράματος. Η πρώτη λύση είναι πιο ελκυστική διότι επιτρέπει την υλοποίηση εφαρμογών που απαιτείται μετάδοση σε σχεδόν πραγματικό χρόνο, σε αντίθεση με την ανάλυση σε δεύτερο χρόνο που προσφέρει ο δεύτερος τρόπος.
- Χρησιμοποιώντας ισχυρότερο μικροελεγκτή, η μαθηματική ανάλυση θα εκτελείται σε πραγματικό χρόνο πάνω στο ενσωματωμένο σύστημα, έτσι ώστε να αξιοποιηθεί το αποτέλεσμα μέσα από κάποια επενέργεια π.χ. έλεγχος ηλεκτρονικών συσκευών με τους μυς.

Επίσης, ένα πεδίο προς έρευνα είναι η αξιολόγηση αλγορίθμων ταξινόμησης και αναγνώρισης προτύπων με σκοπό τον διαχωρισμό ασθενειών και κινήσεων.

Τέλος, σε μια εναλλακτική έκδοση του συστήματος, όλα τα εργαλεία θα ήταν ανοιχτού λογισμικού και υλισμικού, διαθέσιμα προς περαιτέρω βελτίωση και ανάπτυξη νέων μαθηματικών μοντέλων και ηλεκτρικών υποκυκλωμάτων για πιο αξιόπιστη δειγματοληψία.

## 7. Παραρτήματα

### 7.1 Παράρτημα I: Κώδικας Arduino

```
int potPin = 0;           // analog Pin A0
int val = 0;             // Μεταβλητή που παίρνει την τιμή του ADC
void setup() {
  Serial.begin(9600);    // Αρχικοποίηση της UART με baudrate 9600
}
void loop(){
  val=analogRead(potPin); // Δειγματοληψία του ADC
  Serial.println(val);    // και εκτύπωση στο Coolterm
  delay(10);             // δειγματοληψία με ~10 ms.
}
```

### 7.2 Παράρτημα II: Κώδικας Matlab

```
%% data loading and init

%load for_plot_raw_thumb.mat      % φορτώνουμε τις μεταβλητές στο workspace
load merged_hand.mat              % επιλέγουμε το σετ πειραμάτων για ανάλυση
a = ones;                          % ο πίνακας a εξυπηρετεί σαν όρισμα για κάθε σετ      %
                                   % μετρήσεων
k = 1;                             % η μεταβλητή k βοηθά στην εισαγωγή των
                                   % χαρακτηριστικών ανά γραμμή
threshold = 100;                   % Το κατώφλι αντιπροσωπεύει τα 0.48V
count = 0;                          % Μετρητής κατωφλίου
flag = 0;                           % Flag που κρατάει την κατάσταση της τρέχουσας μέτρησης
                                   % (πάνω ή κάτω από το κατώφλι)

%% Feature Extraction. Στο σημείο αυτό εξαγονται τα χαρακτηριστικά με το μέγεθος      % παραθύρου
που ορίστηκε στο windowSize
for i = 1:64:length(a) - 64
  resultsThumb1(k,1) = rms(a(i+1:i+64)); % RMS
                                   % Η συνάρτηση RMS τρέχει τον τύπο του Root Mean Square στο
MATLAB για τα δείγματα
                                   % μέσα στο παράθυρο
  resultsThumb1(k,2) = mean(abs(a(i+1:i+64))); % Mean Absolute Value
  % Μέση τιμή των απόλυτων τιμών από κάθε παράθυρο
  resultsThumb1(k,3) = sum(abs(diff((a(i+1:i+64))))); % Waveform Length
  % Η συνάρτηση diff διαφορίζει ζευγάρια μετρήσεων από τον αρχικό πίνακα
  % Στη συνέχεια, αθροίζονται οι απόλυτες τιμές του αποτελέσματος για την εξαγωγή του
  % Waveform length.
  k = k+1;
end
for i = 1:length(a) - 3
  % Για τους παρακάτω υπολογισμούς, είναι απαραίτητο να χρησιμοποιηθούν σημεία σε τριάδες
  SLPSCH(i) = diff(sign(diff(a(i+1:i+3)))) ~= 0; % Slope Sign Changes
  % Ο ρυθμός μεταβολής του προσήμου ανάμεσα σε 3 σημεία. Εάν εντοπιστεί εναλλαγή
  % στο πρόσημο της μεταβολής του αρχικού σήματος, κρατείται μια μονάδα. Μετά την
  % ολοκλήρωση της for loop, εξάγεται το πλήθος των φορών εναλλαγής.
```

```

if a(i) > threshold && flag == 0                                % Threshold Counter (ZC)
    count = count + 1;
    flag = 1;
    % Εάν ξεπεραστεί το κατώφλι, αυξάνεται ο μετρητής κατά 1, χωρίς να λαμβάνονται
    % υπόψιν διαδοχικά δείγματα άνω του κατωφλίου.
end
if a(i) < threshold && flag == 1
    flag = 0;
end
end
sum_slp = sum(SLPSCCH);                                        % Άθροισμα των εναλλαγών προσήμου του σήματος
MAVSLP = diff(resultsThumb1(:,2));                          % Mean Absolute Value Slope
    % Οι μεταβολές στο Mean Absolute Value
norm_dataThumb1(:,1) = mat2gray(resultsThumb1(:,1));
norm_dataThumb1(:,2) = mat2gray(resultsThumb1(:,2));
norm_dataThumb1(:,3) = mat2gray(resultsThumb1(:,3));
% Η συνάρτηση mat2gray κανονικοποιεί τα χαρακτηριστικά στο εύρος [0 1] με την μέγιστη τιμή να παίρνει την
τιμή 1 και την ελάχιστη την τιμή 0. Χρήσιμο για να υπάρχει μια ευθεία σύγκριση.
%% --- Results ---
figure(1);
subplot(2,3,1); plot(a); title('\bf EMG Signal'); xlabel('All Data'); ylabel('Volts');
subplot(2,3,2); plot(norm_dataThumb1(:,1)); title('\bf Root Mean Square Value');
xlabel('Windows');
subplot(2,3,3); plot(norm_dataThumb1(:,2)); title('\bf Mean Absolute Value');
xlabel('Windows');
subplot(2,3,4); plot(norm_dataThumb1(:,3)); title('\bf Waveform Length'); xlabel('Windows');
subplot(2,3,5); plot(SLPSCCH); title('\bf Slope Sign Changes'); xlabel('All Data');
subplot(2,3,6); plot(MAVSLP); title('\bf Mean Absolute Value Slope'); xlabel('Windows');

```



## 8. Βιβλιογραφία

- [1] G. Kamen, «Electromyographic Kinesiology», in Roberts on, DGE et al. Research Methods in Biomechanics. Champaign, IL: Human Kinetics Publ, 2004.
- [2] Π. Τσακλής, «Εισαγωγή στο Ηλεκτρομυογράφημα», ΑΤΕΙ Θεσσαλονίκης, Τμήμα Φυσικοθεραπείας, 2017.
- [3] M. Bresadola, «Medicine and science in the life of Luigi Galvani», Brain Research Bulletin. 46 (5): 367–380, 15 July 1998.
- [4] Κ. Παπαθεοδωρόπουλος, «Ηλεκτροφυσιολογία της Κυτταρικής Μεμβράνης», Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Πατρών, Φυσιολογία Ι, Εργαστήριο Φυσιολογίας, 2015.
- [5] B.M. Nigg, W. Herzog, « Biomechanics of the Musculo-Skeletal system». Wiley. Page:349. (1999)
- [6] Υ. Δημουλά, «Ηλεκτρικά φαινόμενα στα διεγέρσιμα κύτταρα – Μυϊκή συστολή στον γραμμωτό μυ», Τ.Ε.Ι. Αθήνας, Μαθήματα φυσιολογίας του ανθρώπου, 2017.
- [7] Ζ. Παπαδοπούλου-Νταϊφώτη, «Νευροεπιστήμες - 2. Νευρώνες και δυναμικό ενέργειας», Ιδεώδες Ασκληπιακό Πάρκο Ιατρικής Σχολής (ΙΑΣΠΙΣ), 2007.
- [8] Π. Δόκαρης, «Κλινική Ηλεκτροθεραπεία», Αθήνα, 1988
- [9] Gray's Anatomy – «The Anatomical Basis of Clinical Practice 41st edition». (Retrieved 18 November 2015)
- [10] Γ. Ματσόπουλος, «Εισαγωγή στην βιοιατρική τεχνολογία και ανάλυση σημάτων», Εργαστήριο βιοιατρικής τεχνολογίας, Σχολή ΗΜΜΥ, ΕΜΠ, 2017.
- [11] P. Konrad, "The abc of EMG – A practical introduction to kinesiological electromyography", 30-35, 2005.
- [12] B. Hudgins, P. Parker, and R. N. Scott. "A new strategy for multifunction myoelectric control." IEEE Transactions on Biomedical Engineering 40.1 (1993): 82-94.
- [13] Al-Quraishi, Maged S., et al. "Impact of feature extraction techniques on classification accuracy for EMG based ankle joint movements." Control Conference (ASCC), 2015 10th Asian. IEEE, 2015.
- [14] Phinyomark, Angkoon, et al. "EMG feature evaluation for improving myoelectric pattern recognition robustness." Expert Systems with Applications 40.12 (2013): 4832-4840.
- [15] Phinyomark, Angkoon, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul. "Feature reduction and selection for EMG signal classification." Expert Systems with Applications 39.8 (2012): 7420-7431
- [16] Xiong, Anbin, et al. "Classification of Gesture based on sEMG Decomposition: A Preliminary Study." IFAC Proceedings Volumes 47.3 (2014): 2969-2974.
- [17] Haris, Mohd, Pavan Chakraborty, and B. Venkata Rao. "EMG signal based finger movement recognition for prosthetic hand control." Communication, Control and Intelligent Systems (CCIS), 2015. IEEE, 2015.
- [18] Atzori M, Gijsberts A, Heynen S, Hager AGM, Deriaz O, Van Der Smagt P, Castellini C, Caputo, Müller H. Building the Ninapro database: A resource for the biorobotics community. 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2012, June. p. 1258–1265.

- [19] Al-Timemy A, Bugmann G, Escudero J, Outram N. Classification of finger movements for the dexterous hand prosthesis control with surface electromyography. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*. 2013;17(3):608–18.
- [20] Lucas, Marie-Françoise, et al. "Multi-channel surface EMG classification using support vector machines and signal-based wavelet optimization." *Biomedical Signal Processing and Control* 3.2 (2008): 169-174.
- [21] Elamvazuthi I, Duy NHX, Ali Z, Su SW, Khan MA, Parasuraman S. Electromyography (EMG) based classification of neuromuscular disorders using multi-layer perceptron. *Procedia Computer Science*. 2015;76:223–8.
- [22] MEENA, PREETI, and MALTI BANSAL. "Classification of EMG Signals using SVM-kNN."
- [23] Lueken, Markus J., Berno JE Misgeld, and Steffen Leonhardt. "Classification of spasticity affected EMG-signals." *Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN), 2015 IEEE 12th International Conference on*. IEEE, 2015.
- [24] Kaplanis, Prodromos A., Constantinos S. Pattichis, and Damjan Zazula. "Multiscale entropy-based approach to automated surface EMG classification of neuromuscular disorders." *Medical & biological engineering & computing* 48.8 (2010): 773-781.
- [25] Venugopal, G., M. Navaneethakrishna, and S. Ramakrishnan. "Extraction and analysis of multiple time window features associated with muscle fatigue conditions using sEMG signals." *Expert Systems with Applications* 41.6 (2014): 2652-2659.
- [26] Χ. Γούσιας, «Ιατρικά Όργανα Μέτρησης Βιοηλεκτρικών Σημάτων και Διεγέρσεων» Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων, 2017.
- [27] Κ. Δελήμπασης, «Εισαγωγή στην έννοια του σήματος και τις βασικές αρχές επεξεργασίας του σήματος», Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Σχολή Θετικών Επιστημών, Τμήμα Πληροφορικής με εφαρμογές στη Βιοϊατρική, Ψηφιακή Επεξεργασία Βιοσημάτων II, (2007)
- [28] Α. Φελλόπουλος, Μ. Σπύρου, «Υλοποίηση ενός τρίτροχου κινούμενου ρομπότ χρησιμοποιώντας πλατφόρμα Arduino», ΑΤΕΙ Σερρών, Σχολή Τεχνολογικών Εφαρμογών, Τμήμα Πληροφορικής και Επικοινωνιών, Πτυχιακή Εργασία: (2012)
- [29] Γ. Αυγέρης, Πανεπιστήμιο Δυτικής Μακεδονίας, Τμήμα μηχανικών πληροφορικής & Τηλεπικοινωνιών, Διπλωματική εργασία: «Σχεδιασμός και υλοποίηση συστήματος ελέγχου πρόσβασης με RFID»,(2013).
- [30] <http://coolterm.en.lo4d.com/> (Retrieved 30-01-2017)
- [31] <http://freeware.the-meiers.org> (Retrieved 30-01-2017).
- [32] <http://www.ni.com/multisim/> (Retrieved 30-01-2017).
- [33] Α. Βάβουλας, Ν. Βαϊόπουλος, «Εισαγωγή στους τελεστικούς ενισχυτές», Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Σχολή Θετικών Επιστημών, Τμήμα Πληροφορικής με εφαρμογές στη Βιοϊατρική. Τεχνολογία Ιατρικού Εξολισμού, (Retrieved 30-01-2017).
- [34] Α. Βάβουλας, Ν. Βαϊόπουλος, «Παθητικά και ενεργά φίλτρα», Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Σχολή Θετικών Επιστημών, Τμήμα Πληροφορικής με εφαρμογές στη Βιοϊατρική. Τεχνολογία Ιατρικού Εξολισμού, (Retrieved 30-01-2017).
- [35] De Luca, Carlo J. "The use of surface electromyography in biomechanics." *Journal of applied biomechanics* 13.2 (1997): 135-163.

- [36] Li H, Zhao G, Zhou Y, Chen X, Ji Z, Wang L. Relationship of EMG/SMG features and muscle strength level: an exploratory study on tibialis anterior muscles during plantar-flexion among hemiplegia patients. *BioMedical Engineering OnLine*. 2014;13:5. doi:10.1186/1475-925X-13-5.
- [37] Γ. Κ. Καραγιαννίδης, Αν. Καθηγητής Α.Π.Θ., «Τηλεπικοινωνιακά Συστήματα», εκδόσεις Τζιόλα, 2<sup>η</sup> έκδοση, σελ. 259-266, (2012).
- [38] Guy van den Berg, «Advanced Arduino ADC – Faster analogRead()», διαδικτυακό περιοδικό microsmart, <http://www.microsmart.co.za/technical/2014/03/01/advanced-arduino-adc/> (01-03-14)
- [39] Enoka, Roger M., and Jacques Duchateau. "Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function." *The Journal of physiology* 586.1 (2008): 11-23.
- [40] Α. Ιωάννου Κασσέτας, «Η έννοια ηλεκτρεγερτική δύναμη», [ylikonet.gr](http://ylikonet.gr), (25-12-2014)
- [41] Rick Gilmore, Associate Professor, Pennsylvania State University, Department of Psychology, lectures, "Measuring potentials in actual neurons" (11-02-2016)
- [42] [https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%94%CF%85%CE%BD%CE%B1%CE%BC%CE%B9%CE%BA%CF%8C\\_%CE%B5%CE%BD%CE%AD%CF%81%CE%B3%CE%B5%CE%B9%CE%B1%CF%82](https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%94%CF%85%CE%BD%CE%B1%CE%BC%CE%B9%CE%BA%CF%8C_%CE%B5%CE%BD%CE%AD%CF%81%CE%B3%CE%B5%CE%B9%CE%B1%CF%82) (Retrieved 30-01-2017)
- [43] <http://www.webmd.com/fitness-exercise/picture-of-the-biceps#1> WebMD, LLC (2014) (Retrieved 30-01-2017)

