



«Σχολή Θετικών Επιστημών και Τεχνολογίας (ΣΘΕΤ) »

«Πληροφορικής»

Πτυχιακή / Διπλωματική Εργασία

«Κατασκευή αυτόνομου συστήματος Ηλεκτρομυογράφου
(ΗΜΓ) με χρήση του Arduino μικροελεγκτή»

Δημήτριος Καβαλιέρος

Επιβλέπων καθηγητής: Αθανάσιος Κακαρούνας

Πάτρα, Ιούνιος 2021

Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του φοιτητή («συγγραφέας/δημιουργός») που την εκπόνησε. Στο πλαίσιο της πολιτικής ανοικτής πρόσβασης ο συγγραφέας/δημιουργός εκχωρεί στο ΕΑΠ, μη αποκλειστική άδεια χρήσης του δικαιώματος αναπαραγωγής, προσαρμογής, δημόσιου δανεισμού, παρουσίασης στο κοινό και ψηφιακής διάχυσής τους διεθνώς, σε ηλεκτρονική μορφή και σε οποιοδήποτε μέσο, για διδακτικούς και ερευνητικούς σκοπούς, άνευ ανταλλάγματος και για όλο το χρόνο διάρκειας των δικαιωμάτων πνευματικής ιδιοκτησίας. Η ανοικτή πρόσβαση στο πλήρες κείμενο για μελέτη και ανάγνωση δεν σημαίνει καθ' οιονδήποτε τρόπο παραχώρηση δικαιωμάτων διανοητικής ιδιοκτησίας του συγγραφέα/δημιουργού ούτε επιτρέπει την αναπαραγωγή, αναδημοσίευση, αντιγραφή, αποθήκευση, πώληση, εμπορική χρήση, μετάδοση, διανομή, έκδοση, εκτέλεση, «μεταφόρτωση» (downloading), «ανάρτηση» (uploading), μετάφραση, τροποποίηση με οποιονδήποτε τρόπο, τμηματικά ή περιληπτικά της εργασίας, χωρίς τη ρητή προηγούμενη έγγραφη συναίνεση του συγγραφέα/δημιουργού. Ο συγγραφέας/δημιουργός διατηρεί το σύνολο των ηθικών και περιουσιακών του δικαιωμάτων.

«Κατασκευή αυτόνομου συστήματος Ηλεκτρομυογράφου
(ΗΜΓ) με χρήση του Arduino μικροελεγκτή»

Δημήτριος Καβαλιέρος

Επιβλέπων καθηγητής: Αθανάσιος Κακαρούνας

Επιτροπή Επίβλεψης Πτυχιακής / Διπλωματικής Εργασίας

Επιβλέπων Καθηγητής:

Αθανάσιος Κακαρούνας
Αναπληρωτής Καθηγητής

Τμήμα Πληροφορικής με Εφαρμογές στη
Βιοϊατρική, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Συν-Επιβλέπων Καθηγητής:

Ιωάννης Βογιατζής,
Καθηγητής

Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και
Υπολογιστών, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής

Συν-Επιβλέπων Καθηγητής:

Χρήστος Γκουμόπουλος,
Αναπληρωτής Καθηγητής

Τμήμα Μηχανικών Πληροφοριακών και
Επικ/νιακών Συστημάτων, Πανεπιστήμιο Αιγαίου

«Ευχαριστίες ή Αφιέρωση»

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή και επιβλέποντα της εργασίας αυτής, κ. Αθανάσιο Κακαρούντα, για το ενδιαφέρον του και τις συμβουλές του σε αυτή την προσπάθεια.

Η εργασία είναι αφιερωμένη στην σύζυγο μου που συνέβαλε με την συμμετοχή της στις πειραματικές μετρήσεις για άτομα με ΣΚΠ και επιπλέον με στηρίζει σε όλα τα χρόνια των ακαδημαϊκών σπουδών μου. Παράλληλα, αξίζει ένα μεγάλο ευχαριστώ στα παιδιά μου, που συνέβαλαν με τον δικό τους τρόπο, παρέχοντας στήριξη στην προσπάθεια αυτή.

Περίληψη

Η διπλωματική εργασία αφορά στη δημιουργία ενός πρότυπου αυτόνομου ηλεκτρονικού συστήματος για τη λήψη και μελέτη μιας ηλεκτρομυογραφίας (ΗΜΓ). Η ηλεκτρομυογραφία (EMG) είναι μια διαγνωστική διαδικασία για την αξιολόγηση της υγείας των μυών και των νευρικών κυττάρων που τους ελέγχουν (κινητικοί νευρώνες). Τα βιοϊατρικά σήματα και η ανάλυσή τους έχουν εισχωρήσει τις τελευταίες δεκαετίες στην επιστήμη της ιατρικής, ως απόρροια της τεχνολογικής ανάπτυξης. Αποτελούν ένα βασικό εργαλείο εκτίμησης της παρούσας κατάστασης του ασθενούς, στους περισσότερους τομείς της ιατρικής, μπορούν δε να παράσχουν πληροφορίες για την εξέλιξη μιας νόσου. Ανάλυση των προδιαγραφών ενός αυτόνομου συστήματος που αφορά δειγματοληψία βιολογικού σήματος. Σχεδιασμός του αυτόνομου συστήματος για την επεξεργασία βιολογικού σήματος. Καθώς και ανάπτυξη λογισμικού οπτικοποίησης του βιολογικού σήματος και των ειδοποιήσεων. Λεπτομερής περιγραφή της διαδικασίας προγραμματισμού μιας υπολογιστικής πλατφόρμας Arduino με σκοπό την αξιοποίηση της ως αυτόνομο σύστημα ηλεκτρομυογραφίας (ΗΜΓ), με δυνατότητες καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας (δυναμικά ενέργειας) των μυών και των νεύρων αντίστοιχα. Μελέτη των αισθητήρων ενδιαφέροντος, ανάλυση κριτηρίων επιλογής τους, καθώς παρουσιάζει του τρόπου συνδεσμολογίας και βιβλιοθηκών που αξιοποιήθηκαν για την διεπαφή τους με την πλακέτα Arduino.

Ο σκοπός της διπλωματικής εργασίας είναι ένα αυτόνομο σύστημα ΗΜΓ, που διαπιστώνει τα σφάλματα του μέσω μιας αλγοριθμικής συλλογής και καταγραφής των δεδομένων, απεικόνιση του σήματος σε μια οθόνη διεπαφής με την οποία αλληλεπιδρά ο χρήστης.

Με στόχο τη διάγνωση της μυοπάθειας, δηλ. της αδυναμίας των νευρομυϊκών συνδέσεων να διαβιβάζουν τις διεγέρσεις από τις νευρικές ίνες προς τις μυϊκές ίνες, την αξιολόγηση φαρμακευτικής αγωγής, την ανάλυση της μυϊκής δραστηριότητα με σκοπό την βέλτιστη απόδοση σε αθλητικές δραστηριότητες και τους τραυματισμούς, για τη διάγνωση κακώσεων περιφερικών νεύρων.

Λέξεις – Κλειδιά

Ηλεκτρομυογράφος(EMG), βιομετρικά σήματα, ηλεκτρόδια επαφής, μυϊκή ώση, μικροελεγκτή Arduino, αισθητήρα(Shield-EKG-EMG)

Abstract

The dissertation concerns the creation of a standard autonomous electronic system for receiving and studying an electromyography (EMG). Electromyography (EMG) is a diagnostic procedure to evaluate the health of the muscles and nerve cells that control them (motor neurons). Biomedical labels and their analysis have penetrated the science of medicine in recent decades as a result of technological development. They are a key tool in assessing a patient's current condition in most areas of medicine and can provide information on the progression of a disease. Analysis of the specifications of an autonomous system concerning biological signal sampling. Design of the autonomous system for the processing of biological signal. As well as development of biomarker visualization software and alerts. Detailed description of the programming process of an Arduino computing platform for the purpose of utilizing it as an autonomous electromyography system (EMG), with capabilities for recording the electrical activity (energy potential) of muscles and nerves respectively. Study of the sensors of interest, analysis of their selection criteria, as well as present the way of wiring and libraries that were used for their interface with the Arduino board.

The purpose of the dissertation is an autonomous EMG system, which detects its errors through an algorithmic collection and recording of data, display of the signal on an interface screen with which the user interacts.

In order to diagnose myopathy, ie the inability of neuromuscular connections to transmit stimuli from nerve fibers to muscle fibers, to evaluate medication, to analyze muscle activity for optimal performance in sports, and to treat injuries. the diagnosis of peripheral nerve injuries.

Keywords

Electromyograph (EMG), biometric signals, contact electrodes, muscle stimulation, Arduino micro-control, sensor(Shield-EKG-EMG)

Περιεχόμενα

Περίληψη	v
Abstract	vi
Περιεχόμενα.....	vii
Κατάλογος Εικόνων / Σχημάτων	ix
Κατάλογος Πινάκων	xi
Συντομογραφίες & Ακρωνύμια.....	xii
Εισαγωγή.....	xiv
Κεφάλαιο 1. Ηλεκτρομυογραφία(ΗΜΓ)-Ηλεκτρομυογράφος(EMG).....	1
1.1 Ιστορική Αναδρομή	1
1.2 Ηλεκτρομυογραφία(ΗΜΓ-EMG).....	3
1.2.1 Τι είναι η Ηλεκτρομυογραφία.....	3
1.2.2 Επιφανειακή ηλεκτρομυογραφία (sEMG)	4
1.3 Ηλεκτρομυογράφος.....	5
Κεφάλαιο 2. Βιοϊατρικά Σήματα - Ηλεκτρομυογράφημα	7
2.1 Βιοϊατρικά Σήματα	7
2.1.1 Εισαγωγή.....	7
2.1.2 Μονοδιάστατα βιοϊατρικά σήματα.....	13
2.2 Ηλεκτρομυογράφημα.....	13
2.2.1 Τι Μετράει το Ηλεκτρομυογράφημα;	15
2.2.2 Το ηλεκτρομυογράφημα είναι χρήσιμο	15
2.2.3 Ηλεκτρομυογράφημα – μέτρηση	15
2.2.4 Επιφανειακά ηλεκτρόδια.....	16
2.2.5 Ηλεκτρόδια βάθους.....	17
2.2.6 Συσκευές απαραίτητες για την εκτέλεση του ΗΜΓ.....	18
2.2.7 Θόρυβος στο μυογράφημα.....	19
2.2.8 EMG Amplifiers.....	20
Κεφάλαιο 3. Σχεδιασμό και Ανάπτυξη του Αυτόνομου Συστήματος(sEMG)	22
3.1 Βασικές έννοιες Ηλεκτρομυογραφίας	22
3.1.1 Βασικά Δομικά Στοιχεία Σκελετικού Μυός.....	22
3.2 Ανάλυση σήματος Ηλεκτρομυογραφίας(sEMG).....	32

3.2.1	Ανάλυση του Ηλεκτρομυογραφικού σήματος.....	35
3.3	Ανάλυση και Σχεδιασμός Μοντέλων.....	41
3.4	Ανάπτυξη και Ανάλυση του Αλγοριθμικού συστήματος (sEMG).....	42
3.4.1	Το "ακατέργαστο" σήμα EMG.....	42
3.4.2	Παράγοντες που επηρεάζουν το "ακατέργαστο" σήμα EMG.....	43
3.4.3	Σήμα EMG - Ενισχυτές.....	45
3.4.4	Ρυθμός δειγματοληψίας A / D.....	46
3.5	Σχεδιασμό και την Ανάπτυξη του αυτόνομου συστήματος ΗΜΓ.....	47
3.5.1	Σύστημα ηλεκτρομυογραφίας (EMG).....	47
3.5.2	Γραφικό περιβάλλον χρήστη (EMG GUI).....	66
3.6	Ανασχεδιασμό αυτόνομου συστήματος ΗΜΓ.....	70
3.6.1	Τελική Μονάδα Ηλεκτρομυογράφου(Hardware EMG).....	70
3.6.2	Τελική Μονάδα Ηλεκτρομυογράφου(Software Arduino).....	72
3.6.3	Τελική Μονάδα Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI).....	73
3.6.4	Τελικό Γραφικό περιβάλλον χρήστη (EmgFesRobex GUI).....	87
3.7	Σύστημα συλλογής και Ανάλυσης δεδομένων(EMG Data Analysis).....	100
3.7.1	Δημιουργία βάσης Δεδομένων(DataBase).....	100
Κεφάλαιο 4. Συγκριτική επισκόπηση και Αξιολόγηση συστήματος.....		103
4.1	Συγκριτικά στοιχεία Φυσιολογικού Ατόμου.....	104
4.2	Συγκριτικά στοιχεία Ατόμου με ΣΚΠ.....	107
Κεφάλαιο 5. Συμπεράσματα - Προοπτικές.....		110
5.1	Συμπεράσματα από τα Δεδομένα της εφαρμογής.....	110
5.2	Προοπτικές της εφαρμογής.....	112
Βιβλιογραφία.....		114
Παράρτημα Α: Σχέδια ηλεκτρονικών κυκλωμάτων.....		116
Παράρτημα Β: Κώδικας εφαρμογής(EmgGui).....		117
Παράρτημα Γ: Συμπληρωματικά στοιχεία για την εφαρμογή.....		121

Κατάλογος Εικόνων / Σχημάτων

Εικόνα 1. Τα αντίστοιχα ηλεκτρόδια στα οποία συνδέονταν τα άγκιστρα.....	6
Εικόνα 2. Τα αντίστοιχα ηλεκτρόδια στα οποία συνδέονταν τα άγκιστρα	6
Εικόνα 3. Ιστορική εξέλιξη της καταγραφής και ανάλυσης βιοϊατρικών σημάτων.....	8
Εικόνα 4. Βιοϊατρικά σήματα από το ανθρώπινο σώμα.....	12
Εικόνα 5. Τυπική διάταξη για την καταγραφή του ΗΜΓ	14
Εικόνα 6. Ηλεκτρομυογράφημα – Μέτρηση	15
Εικόνα 7. Επιφανειακά ηλεκτρόδια (surface electrodes)	16
Εικόνα 8. Ηλεκτρόδια βάθους (indwelling intramuscular electrodes).....	17
Εικόνα 9. Τοποθέτηση ηλεκτροδίων	17
Εικόνα 10. Πλάτος του EMG.....	18
Εικόνα 11. Εύρος Συχνότητας (Hz), σήματος EMG	19
Εικόνα 12. α) Σήμα Θορύβου, Βιολογικούς παράγοντες, β) Σήμα Θορύβου, Πειραματικές διατάξεις	19
Εικόνα 13. Σήμα θορύβου Ηλεκτρομαγνητικής Ακτινοβολίας	20
Εικόνα 14. Δομική Οργάνωση του Σκελετικού Μυός	22
Εικόνα 15. Μόριο Μυοσίνης	22
Εικόνα 16. Νήμα Ακτίνης	23
Εικόνα 17. Μηχανισμός Ολίσθησης Μυονήματος	23
Εικόνα 18. Σχηματική παράσταση κινητικής μονάδας, (νευρώνας με νευρικές ίνες, τελικές κινητικές πλάκες και μυϊκές ίνες).....	24
Εικόνα 19. Η νευρική ώση.....	25
Εικόνα 20. Πόλωση Κυτταρικής μεμβράνης.....	27
Εικόνα 21. Δομή της κυτταρικής μεμβράνης.....	28
Εικόνα 22. Μοντέλο για την εξήγηση του δυναμικού ισορροπίας	28
Εικόνα 23. Ισοδύναμο ηλεκτρικό κύκλωμα: το δυναμικό Nernst αναπαρίσταται από πηγές ΗΕΔ	29
Εικόνα 24. Ηλεκτρομυογραφήματος από μυ που διεγείρεται	30
Εικόνα 25. Διέγερση μυϊκών νευρών αισθητικά	31
Εικόνα 26. Υπολογισμός ταχύτητας διάδοσης(αγωγής) δυναμικού δράσης.....	31
Εικόνα 27. Ένα τυπικό σύστημα καταγραφής ηλεκτρομυογραφικού σήματος.	32
Εικόνα 28. Μονοπολική διάταξη των ηλεκτροδίων	33
Εικόνα 29. Διπολική διάταξη των ηλεκτροδίων.....	34
Εικόνα 30. Διαδικασία ανόρθωσης του ηλεκτρομυογραφικού σήματος.	36
Εικόνα 31. Τεχνικές ποσοτικής ανάλυσης του ηλεκτρομυογραφήματος	37
Εικόνα 32. Παράδειγμα σχετικοποίησης.	38
Εικόνα 33. Ανάλυση Fourier εφαρμογή σε ένα τμήμα του ΗΜΓ σήματος και παρέχει την καμπύλη ισχύος - συχνότητας του σήματος. Από αυτήν την καμπύλη εξάγονται η μέση και η διάμεση συχνότητα του σήματος	40
Εικόνα 34. Αυτόνομο σύστημα ΗΜΓ(EMG_SYSTEM).....	41
Εικόνα 35. Η ακατέργαστη καταγραφή EMG 3 εκρήξεων συσπάσεων του M. biceps br.	42
Εικόνα 36. Η επίδραση του ποικίλου πάχους των στρωμάτων ιστού κάτω από τα ηλεκτρόδια: Λαμβάνοντας υπόψη την ίδια ποσότητα ηλεκτρικής ενέργειας των μυών, η συνθήκη I παράγει περισσότερο μέγεθος EMG λόγω μικρότερης απόστασης μεταξύ μυών και ηλεκτροδίων.....	43

Εικόνα 37. Ακατέργαστη εγγραφή EMG με μεγάλες παρεμβολές ΗΚΓ	44
Εικόνα 38. Ηλεκτρόδια με ενσωματωμένους προ-ενισχυτές καλωδίων Σύστημα NORAXON INC USA.....	45
Εικόνα 39. Ποικιλία ενισχυτών EMG που κυμαίνονται από μονάδες Biofeedback 1 ή 2 καναλιών έως συνδεδεμένα και τηλεμετρικά συστήματα. Συστήματα από τη NORAXON INC. USA.....	45
Εικόνα 40. Η επίδραση της συχνότητας δειγματοληψίας A / D σε ένα ψηφιοποιημένο.....	46
Εικόνα 41. EMG 2 Channel Muscle Sensor Module.....	47
Εικόνα 42. EMG 2 Channel Muscle Sensor Module Serial Port Communication Secondary Development Available Wearing Device.....	48
Εικόνα 43. Διαστάσεις EMG 2 Channel Muscle Sensor Module.....	49
Εικόνα 44. Αναλυτική περιγραφή πλακέτας αισθητήρα(Shield-EKG-EMG board description)	50
Εικόνα 45. Τρόπος σύνδεσης ηλεκτροδίου Shield-EKG-EMG board	51
Εικόνα 46. Module Arduino Mega 2560	52
Εικόνα 47. Module Arduino Uno Rev3.....	54
Εικόνα 48. Το γραφικό περιβάλλον του Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI)	66
Εικόνα 49. Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων	67
Εικόνα 50. Το γραφικό περιβάλλον του Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI) σε λειτουργία και καταγραφή μετρήσεων 1 channel.	67
Εικόνα 51. Το γραφικό περιβάλλον του Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI) σε λειτουργία και καταγραφή μετρήσεων 2 channel.	68
Εικόνα 52. Το γραφικό περιβάλλον του Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI) σε λειτουργία και καταγραφή μετρήσεων 2 channel.	68
Εικόνα 53. Το γραφικό περιβάλλον του Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI) σε λειτουργία και καταγραφή μετρήσεων 2 channel.	69
Εικόνα 54. Hardware Electromyography (EMG).....	70
Εικόνα 55. Hardware(EMG) & Αισθητήρες (myo).....	71
Εικόνα 56. Hardware(EMG), 2EMG OLIMEX & ARDUINO UNO.	71
Εικόνα 57. Έξοδος Σειριακής Θύρας	72
Εικόνα 58. Έξοδος Αναλογικών σημάτων(Ch1 & Ch2).....	73
Εικόνα 59. Τελικό Γραφικό Περιβάλλον Εφαρμογής.....	87
Εικόνα 60. Επιλογή πύλης (Serial Port).....	87
Εικόνα 61. Επιλογή Ρυθμού μετάδοσης(Baud Rate)	87
Εικόνα 62. Μενού επιλογής Serial Port	87
Εικόνα 63. Μέγεθος Εντοπισμού Σφαλμάτων(Parity)	88
Εικόνα 64. Επιλογή bit δεδομένων σε κάθε χαρακτήρα	88
Εικόνα 65. Επιλογή bit διακοπής	88
Εικόνα 66. Επιλογή Σύνδεσης - Αποσύνδεσης Σειριακής Θύρας	89
Εικόνα 67. Σφάλμα μη επιλογής Θύρας σύνδεσης Arduino.....	89
Εικόνα 68. Εφαρμογή Fourier Transform	91
Εικόνα 69. Γραφική παράσταση Αρχικού σήματος καναλιού(SerialPort).....	92
Εικόνα 70. Γραφική παράσταση σήματος καναλιού(SerialPort), μετά από καθαρισμό σήματος.....	92
Εικόνα 71. Δεδομένα σε πραγματικό χρόνο.....	93
Εικόνα 72. Υπομενού Data Settings	94

Εικόνα 73. Επιλογή διαγραφή δεδομένων (ch1 & ch2).....	94
Εικόνα 74. Διαδικασία διαγράψης Αρχείου	94
Εικόνα 75. Αποθήκευση Αρχείου(txt)	95
Εικόνα 76. Αποθήκευση Αρχείου(csv)	95
Εικόνα 77. FFT σε Excel	95
Εικόνα 78. Υπομενού 2: Ρυθμίσεις Βάσης Δεδομένων	96
Εικόνα 79. Πίνακας Δεδομένων (DataGrid View)	96
Εικόνα 80. Εισαγωγή Δεδομένων στην DataBase.....	96
Εικόνα 81.Φόρτωση Βάσης δεδομένων	97
Εικόνα 82. Πίνακας Δεδομένων(DataGrid View)	97
Εικόνα 83. Υπό μενού στατιστικών υπολογισμών	98
Εικόνα 84. Μενού Κορδέλας και Συντομεύσεων.....	98
Εικόνα 85. About(Γενικές Πληροφορίες)	98
Εικόνα 86. Help (Πληροφορίες εφαρμογής στο Website FesRobex)	99
Εικόνα 87. Ιστοσελίδα εφαρμογής	99
Εικόνα 88. Βάση Δεδομένων σε αρχείο(txt)	100
Εικόνα 89. Δημιουργία Βάσης Δεδομένων	100
Εικόνα 90. Γραφική παράσταση EMG & IDFT CH1_Normal	106
Εικόνα 91. Γραφική παράσταση EMG & IDFT CH2_Normal	106
Εικόνα 92. Γραφική παράσταση EMG & IDFT CH1_ΣΚΠ.....	109
Εικόνα 93. Γραφική παράσταση EMG & IDFT CH2_ΣΚΠ.....	109
Εικόνα 94. Γραφική παράσταση EMG & IDFT CH1_ΣΚΠ(Διεργασία).....	111
Εικόνα 95. Γραφική παράσταση EMG & IDFT CH2_ΣΚΠ(Διεργασία).....	112
Σχήμα 1. Συνδεσμολογία Ηλεκτρομιογραφίας	4
Σχήμα 2. Τα βασικά μέρη ενός ΗΜΓ.	5
Σχήμα 3. EMG Amplifiers.....	20
Σχήμα 4. Δημιουργία μυϊκών Δυναμικών	26
Σχήμα 5. Βασικό Block Διάγραμμα Ηλεκτρομιογράφου	30
Σχήμα 6. Σχέδιο πλακέτας Arduino Mega 2560 Rev3	52
Σχήμα 7. Σχέδιο πλακέτα OLIMEXINO-328 BOARD(κάτοψη)	55
Σχήμα 8. Σχέδιο πλακέτα OLIMEXINO-328 BOARD(κάτω προβολή)	56

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1. Αναλυτικών Συνδέσεων πλακέτας (Shield-EKG-EMG board description)	51
Πίνακας 2. Data_Emg	101
Πίνακας 3. Data_Emg	101
Πίνακας 4. Data_Emg	101
Πίνακας 5. Πίνακας μέσα στην Βάση Δεδομένων.....	102
Πίνακας 6. Descriptive Statistics_Normal	104
Πίνακας 7. Ακατέργαστα Δεδομένα και Μ/Σ Δεδομένα_NORMAL	104
Πίνακας 9. EMG CH1 FFT & IDFT	105
Πίνακας 8. EMG CH2 FFT & IDFT	105
Πίνακας 10. Descriptive Statistics_MLS	107

Πίνακας 11. Ακατέργαστα Δεδομένα και Μ/Σ Δεδομένα_MLS	107
Πίνακας 12. EMG CH2 FFT & IDFT	108
Πίνακας 13. EMG CH1 FFT & IDFT (Άνω Άκρο Δ. Χεριού)...	108

Συντομογραφίες & Ακρωνύμια

<u>ΗΜΓ</u>	<u>Ηλεκτρομυογραφία</u>
<u>EMG</u>	<u>Ηλεκτρομυογράφος</u>
<u>sEMG</u>	<u>Επιφανειακή Ηλεκτρομυογραφία</u>
<u>ΣΚΠ(MLS)</u>	<u>Σκλήρυνση Κατά Πλάκας</u>

Εισαγωγή

Όπως με πολλές τεχνολογίες, η ανακάλυψη της ηλεκτρομυογραφίας συνέβη πολύ πριν αναπτυχθεί ένα φθηνό και ανθεκτικό υλικό για να αξιοποιήσει την τεράστια ποσότητα διαθέσιμων πληροφοριών από τα μυοηλεκτρικά σήματα. Μέχρι πρόσφατα, η υπάρχουσα τεχνολογία δεν μπορούσε να υποστηρίξει την αποτελεσματική παραγωγή επαναλαμβανόμενων ισχυρών σημάτων για ακόμη και πολύ εξελιγμένα ερευνητικά εργαστήρια, πόσο μάλλον την ευρεία διαθεσιμότητα προσιτού, ισχυρού υλικού που απαιτείται για τη διάδοση της ηλεκτρομυογραφίας μέσω των ερευνητικών κοινοτήτων. Νέα εργαλεία υπολογισμού υψηλής ταχύτητας καθιστούν εφικτή την ανάλυση σε πραγματικό χρόνο. Με την εμφάνιση υλικού χαμηλού κόστους, υψηλής ταχύτητας ασύρματης τεχνολογίας επικοινωνίας και χαμηλού κόστους, εξοπλισμού επεξεργασίας / επεξεργασίας σήματος υψηλής ταχύτητας, η ηλεκτρομυογραφία καθίσταται διαθέσιμη σε ένα εντελώς νέο σύνολο πειραματιστών. Με αυτές τις εξελίξεις που καθιστούν την ηλεκτρομυογραφία μια εφικτή επιλογή σε πολλές περιπτώσεις, βλέπουμε την εμφάνιση μιας βασικής περιόδου στην εξέλιξη της τεχνολογίας.

Η επιφανειακή ηλεκτρομυογραφία (sEMG) παρέχει μια βολική και σχετικά μη επεμβατική λεωφόρο για τον προσδιορισμό της ενεργοποίησης των μυών, ιδιαίτερα όταν διατίθενται εξαιρετικά φορητές συσκευές. Φυσικά με τα οφέλη της ευρύτερης διαθεσιμότητας, πρέπει να λάβουμε υπόψη τους κινδύνους που ενέχει αυτή η εξάπλωση, καθώς οι ασκούμενοι επαγγελματίες μετακινούνται από ειδικούς ηλεκτρομυογραφίας, σε τεχνολόγους σε άλλους τομείς, χρησιμοποιώντας ηλεκτρομυογραφία είτε με μερική απασχόληση, είτε μόνο περιστασιακά. Η ηλεκτρομυογραφία είναι μια λεπτομερής τέχνη και μπορεί εύκολα να οδηγήσει σε λανθασμένα συμπεράσματα εάν δεν εφαρμοστούν προσεκτικά. Με νέες εφαρμογές, ιδιαίτερα όταν η ηλεκτρομυογραφία χρησιμοποιείται ως μέσο για τον έλεγχο των ηλεκτρομηχανολογικών συστημάτων από τους ανθρώπους, πρέπει να ληφθεί μέριμνα για να διασφαλιστεί ότι αυτά τα συστήματα έχουν αναπτυχθεί με ισχυρά συστήματα ασφαλείας και οι ακατάλληλες υποθέσεις σχετικά με την ηλεκτρομυογραφία δεν προκαλούν βλάβη, τραυματισμό.

(Wehner, 2012)

Η διπλωματική έρευνα αναλύει και σχεδιάζει ένα πρότυπο αυτόνομο ηλεκτρονικό σύστημα επιφανειακής ηλεκτρομυογραφίας (sEMG) που παρέχει μια βολική και σχετικά μη επεμβατική λεωφόρο για τον προσδιορισμό της ενεργοποίησης των μυών.

Στο 1^ο Κεφάλαιο γίνεται αναφορά για την έννοια της **Ηλεκτρομυογραφίας** και του **Ηλεκτρομυογράφου** και την εξέλιξη τους μέχρι σήμερα.

Στο 2^ο Κεφάλαιο στα **Βιοϊατρικά Σήματα** με ανάλυση κυρίως στο **Ηλεκτρομυογράφημα** και σε μια τυπική διάταξη καταγραφής ΗΜΓ.

Το 3^ο Κεφάλαιο αποτελείται από τρεις βασικές ενότητες:

- α) Βασικές έννοιες **Ηλεκτρομυογραφίας**
- β) την **Ανάλυση και Σχεδιασμός Μοντέλων**,
- γ) την ανάπτυξη και ανάλυση του **Αλγοριθμικού συστήματος (EMG)**.
- δ) τον **Σχεδιασμό και την Ανάπτυξη του αυτόνομου συστήματος ΗΜΓ**.

Στο 4^ο Κεφάλαιο η **Συγκριτική επισκόπηση** και η **Αξιολόγηση** του συστήματος.

Στο 5^ο Κεφάλαιο **Συμπεράσματα - Προοπτικές**

Κεφάλαιο 1. Ηλεκτρομυογραφία(ΗΜΓ)-Ηλεκτρομυογράφος(EMG)

1.1 Ιστορική Αναδρομή

Η μελέτη των ηλεκτρικών σημάτων λόγω της ενεργοποίησης των μυών έχει εξελιχθεί από Francesco Redi βρήκε ηλεκτρική παραγωγή στους μύς των ψαριών ηλεκτρικής ακτίνας το 1666 (Fishman, Wilkins, 2011), ο Ντιμπούα ανακάλυψε την ηλεκτρική ενεργοποίηση σε εθελοντικούς μύς το 1849 (Blanc, Dimanico, 2010), και Mari επινόησε τον όρο Ηλεκτρομυογραφία το 1922 (Raz, et al., 2006). Εξελίσσοντας τις επόμενες δεκαετίες, η ηλεκτρομυογραφία έχει βρει ευρεία χρήση σε κλινικά περιβάλλοντα, καθώς και εκτεταμένη χρήση σε εργονομική αξιολόγηση και βιομηχανικά ερευνητικά εργαστήρια.

Η πρώιμη ανάπτυξη μελετών αγωγιμότητας νεύρων (NCS) και ηλεκτρομυογραφίας (EMG) συνδέθηκε με την ανακάλυψη ηλεκτρικής ενέργειας. Αυτή η σχέση είχε ολοκληρωθεί παρατηρώντας την επίδραση της εφαρμογής ηλεκτρικής ενέργειας στο σώμα ενός ζώου και ανακαλύπτοντας ότι τα ίδια τα νεύρα και οι μύες θα μπορούσαν να παράγουν ηλεκτρισμό. Προσπαθούμε να αναθεωρήσουμε την ιστορική εξέλιξη των NCS και EMG τους τελευταίους τρεις αιώνες, εξετάζοντας τις εκδόσεις ορόσημων των Galvani, Adrian, Denny-Brown, Larrabee και Lambert. Το 1771, ο Galvani έδειξε ότι η ηλεκτρική διέγερση του ζωικού μυϊκού ιστού προκάλεσε συστολή και, ως εκ τούτου, γεννήθηκε η έννοια της ηλεκτρικής ενέργειας των ζώων. Το 1929, ο Adrian επινόησε μια μέθοδο καταγραφής δυναμικού μιας μονάδας κινητήρα συνδέοντας ομόκεντρα ηλεκτρόδια βελόνας με έναν ενισχυτή και ένα δυνατό ηχείο. Το 1938, Ο Ντένι-Μπράουν περιέγραψε τις δυνατότητες γοητείας και τους χώριζε από τις μαρμαρυγές. Προς το τέλος του Β' Παγκοσμίου Πολέμου, ο Larrabee άρχισε να μετρά το δυναμικό σύνθετων μυών σε υγιή και τραυματισμένα νεύρα θυμάτων πολέμου. Το 1957, οι Lambert και Eaton περιέγραψαν τα ηλεκτροφυσιολογικά χαρακτηριστικά ενός νέου μυσθενικού συνδρόμου που σχετίζεται με το καρκίνωμα των πνευμόνων. Συνολικά, η έρευνα σχετικά με αυτό το θέμα είχε προηγουμένως πραγματοποιηθεί από νευροφυσιολόγους και στη συνέχεια αργότερα από νευρολόγους, με τον Adrian πιθανότατα να είναι ο πρώτος νευρολόγος. Το πεδίο επωφελήθηκε σημαντικά από την εφεύρεση εξοπλισμού που ήταν ικανός να ενισχύσει μικρά βιοηλεκτρικά ρεύματα μέχρι τις αρχές του 20ου αιώνα. Σημαντικές επιστημονικές και τεχνικές εξελίξεις έγιναν

αργότερα κατά τη διάρκεια και μετά τον Β' Παγκόσμιο Πόλεμο, η οποία παρείχε σε μεγάλο πληθυσμό ασθενών νευρικά τραύματα για μελέτη.

Οι μελέτες αγωγιμότητας των νεύρων (NCS) και η ηλεκτρομυογραφία (EMG) είναι καθιερωμένες ηλεκτροφυσιολογικές τεχνικές που έχουν καθοριστική σημασία για τη διάγνωση νευρομυϊκών διαταραχών. Η πρώιμη ανάπτυξή τους συνδέθηκε στενά με την ανακάλυψη της ηλεκτρικής ενέργειας. Αυτή η σχέση είχε προηγουμένως διευκρινιστεί από τις ιστορικές παρατηρήσεις της επίδρασης της εφαρμογής ηλεκτρικού ρεύματος στο σώμα ενός ζώου και από την ανακάλυψη ότι τα νεύρα και οι μύες θα μπορούσαν να είναι πηγές ηλεκτρικής ενέργειας. Το πρώτο άνοιξε το δρόμο για την εξάσκηση της ηλεκτροθεραπείας και το δεύτερο παρείχε τη βάση της ηλεκτροδιάγνωσης [1]. Η ηλεκτροθεραπεία ήταν μια κοινή πρακτική στην Ευρώπη για τη θεραπεία περιπτώσεων παράλυσης, λειτουργικής ή οργανικής, μεταξύ του 17ου και του 19ου αιώνα. Ωστόσο, η αντίληψη ότι η συστολή των μυών μπορούσε να επιτευχθεί μόνο τη στιγμή της άμεσης διέγερσης χωρίς διαρκή θεραπεία της παράλυσης οδήγησε στον τελικό θάνατο της ηλεκτροθεραπείας. Από την άλλη πλευρά, το πεδίο της ηλεκτροδιάγνωσης, συμπεριλαμβανομένων των NCS και EMG, συνέχισε να ευδοκίμει σε μια κλινική νευρολογική υποειδικότητα μετά από χρόνια εκτεταμένης έρευνας.

(Kazamel & Warren, 2017)

Αναγνωρισμένο ως δυναμικά ισχυρό εργαλείο, το EMG χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά στη μέτρηση της ανθρώπινης κίνησης στις αρχές του 20ού αιώνα (Medved, 2001). Καθώς η χρήση διαδόθηκε, οι τεχνικές για την καταγραφή, την επεξεργασία και την ερμηνεία των σημάτων EMG διέφεραν ευρέως. Με την έλλειψη τυποποίησης, αναπτύχθηκαν διάφορα στυλ και η πειθαρχία έγινε τέχνη όσο ήταν μια επιστήμη (De Luca, 1997). Έχουν γίνει προσπάθειες για την τυποποίηση της διαδικασίας ΗΜΓ, με σημαντικές προσπάθειες την τελευταία δεκαετία για την εφαρμογή προτύπων τα οποία 1) επιστημονοποιεί την επιστημονική κατανόηση των εννοιών πίσω από το EMG (De Luca, 1997), 2) επιτρέπει την ερμηνεία και την επανάληψη των προηγούμενων δημοσιευμένων αποτελεσμάτων (Hermens, et al., 2000), και 3) παρέχει πρότυπα που προορίζονται για τη δημιουργία και τη δημοσίευση Δεδομένα EMG (Hermens, et al., 2000). Στις ακόλουθες ενότητες, συζητούνται τρεις σημαντικές προσπάθειες για την τυποποίηση των διαδικασιών εγγραφής, επεξεργασίας, διερμηνείας και δημοσίευσης EMG.

(Wehner, 2012)

1.2 Ηλεκτρομυογραφία(ΗΜΓ-EMG)

1.2.1 Τι είναι η Ηλεκτρομυογραφία

Ηλεκτρομυογραφία είναι η τεχνική καταγραφής του ηλεκτρικού δυναμικού του μυός, όταν διεγείρεται για συστολή (είτε εκούσια, είτε ανακλαστικά). Μια τεχνική ηλεκτροδιαγνωστικής ιατρικής για την αξιολόγηση και καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας που παράγεται από τους σκελετικούς μύες.

Το EMG εκτελείται χρησιμοποιώντας ένα όργανο που ονομάζεται ηλεκτρομυογράφος για την παραγωγή μιας εγγραφής που ονομάζεται ηλεκτρομυογράφημα . Ένας ηλεκτρομυογράφος ανιχνεύει το ηλεκτρικό δυναμικό που παράγεται από μυϊκά κύτταρα όταν αυτά τα κύτταρα ενεργοποιούνται ηλεκτρικά ή νευρολογικά. Τα σήματα μπορούν να αναλυθούν για την ανίχνευση ιατρικών ανωμαλιών, το επίπεδο ενεργοποίησης ή τη σειρά πρόσληψης ή για την ανάλυση της βιομηχανικής ανθρώπινης ή ζωικής κίνησης.

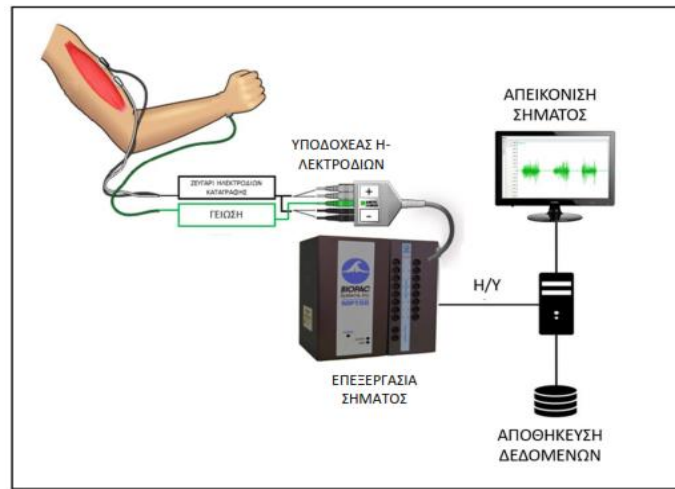
Στην Επιστήμη των Υπολογιστών, το EMG χρησιμοποιείται επίσης ως ενδιάμεσο λογισμικό για την αναγνώριση χειρονομίας για να επιτρέψει την εισαγωγή φυσικής δράσης σε έναν υπολογιστή ως μορφή αλληλεπίδρασης ανθρώπου-υπολογιστή.

(Wikipedia, Electromyography, 2020)

Η ηλεκτρομυογραφία (electromyography EMG) αποτελεί μια τεχνική καταγραφής της ηλεκτρικής δραστηριότητας των μυών. Βασίζεται στην καταγραφή και ανάλυση των δυναμικών δράσης της μεμβράνης των μυϊκών ινών, όπως αυτή προκύπτει από φυσιολογικές διακυμάνσεις κατά τη μεταβολή της κατάστασης του μυός. Για την κατανόηση και εφαρμογή των αρχών της ηλεκτρομυογραφίας, απαιτείται η γνώση της περιγραφικής ανατομικής και φυσιολογίας του νευρικού και μυϊκού συστήματος.

Η ηλεκτρομυογραφία μπορεί να εφαρμοστεί σε έναν ή περισσότερους μύες ταυτόχρονα. Εδώ παρουσιάζεται η διαδικασία για ένα μυ με χρήση διπολικής διάταξης καταγραφής (Σχήμα 1), όπου το σήμα καταγράφεται με χρήση τριών ηλεκτροδίων. Τα δύο ηλεκτρόδια τοποθετούνται στον μυ και υπολογίζεται η διαφορά δυναμικού μεταξύ τους, ενώ το τρίτο τοποθετείται ως γείωση σε ένα ηλεκτρικά ουδέτερο σημείο του σώματος(π.χ. οστό).

(Παπαβασιλείου, Μπάσσα, & Πατίκα, 2019)



Σχήμα 1. Συνδεσμολογία Ηλεκτρομυογραφίας

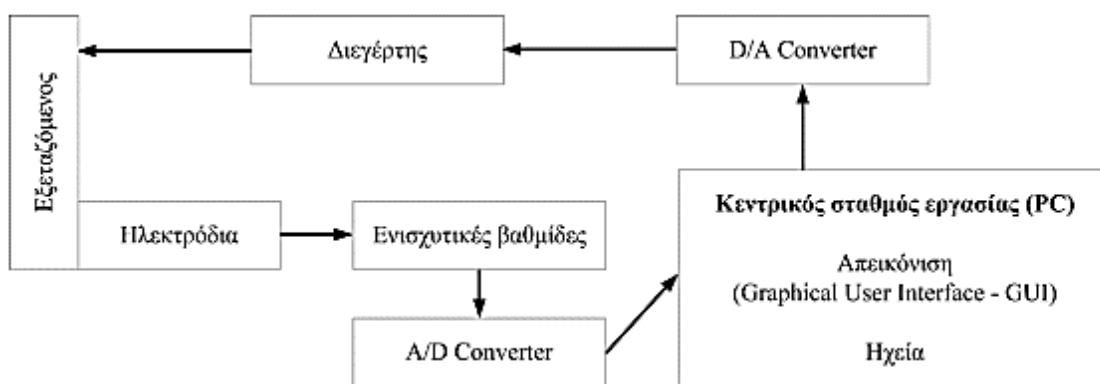
1.2.2 Επιφανειακή ηλεκτρομυογραφία (sEMG)

Η επιφανειακή ηλεκτρομυογραφία (sEMG) αναφέρεται επίσης ως επιφανειακή ανίχνευση EMG, είναι μια μη επεμβατική, βασισμένη σε υπολογιστή τεχνική που καταγράφει τις ηλεκτρικές παλμούς χρησιμοποιώντας ηλεκτρόδια τοποθετημένα στην επιφάνεια του δέρματος πάνω από το νεύρο σε κατάσταση ηρεμίας (δηλ. Στατικό) και κατά τη διάρκεια της δραστηριότητας (δηλ. δυναμική). Η διαδικασία μελετά την τοπογραφία του δυναμικού δράσης της μονάδας κινητήρα (MUAP) και αξιολογείται με ανάλυση υπολογιστή του φάσματος συχνοτήτων, του πλάτους ή του μέσου τετραγώνου ρίζας του δυναμικού ηλεκτρικής δράσης. Το sEMG διαφέρει από την ηλεκτρομυογραφία βελόνας (nEMG) σε σχέση με τις τεχνικές απαιτήσεις και τις ηλεκτρικές ιδιότητες. Τα ηλεκτρόδια sEMG μετρούν από μια ευρεία περιοχή του μυός, έχουν μια σχετικά στενή ζώνη συχνοτήτων (εύρος 20 έως 500 Hz), έχουν ανάλυση χαμηλού σήματος και είναι ιδιαίτερα ευαίσθητα σε κινούμενα αντικείμενα. Η προτεινόμενη χρήση για αυτόν τον τύπο ΗΜΓ είναι να βοηθήσει στη διάγνωση νευρομυϊκών διαταραχών και χαμηλού πόνου στην πλάτη και να βοηθήσει στην αξιολόγηση της πρόγνωσης των διαταραχών που περιλαμβάνουν μυϊκές βλάβες. Η τεχνολογία έχει επίσης χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση του βρουξισμού (π.χ. λείανση και σφίξιμο των δοντιών).

(Wellmark, 2016)

1.3 Ηλεκτρομυογράφος

Η καταγραφή των δυναμικών που παράγονται από τη δραστηριότητα των μυών γίνεται, όπως προαναφέραμε, με τον ΗΜΓ. Ένα σχηματικό διάγραμμα των δομικών μερών που αποτελούν έναν ΗΜΓ δείχνουμε στο Σχήμα 2. Τα ηλεκτρόδια απαγωγής του βιοσήματος χωρίζονται σε 2 μεγάλες κατηγορίες: στα ηλεκτρόδια επαφής ή δερματικά ηλεκτρόδια και στα ενδοϊστικά ηλεκτρόδια. Ανάλογα με το είδος των ηλεκτροδίων που χρησιμοποιούνται, μεταβάλλονται και τα χαρακτηριστικά πλάτους και συχνότητας του καταγραφόμενου βιοδυναμικού.



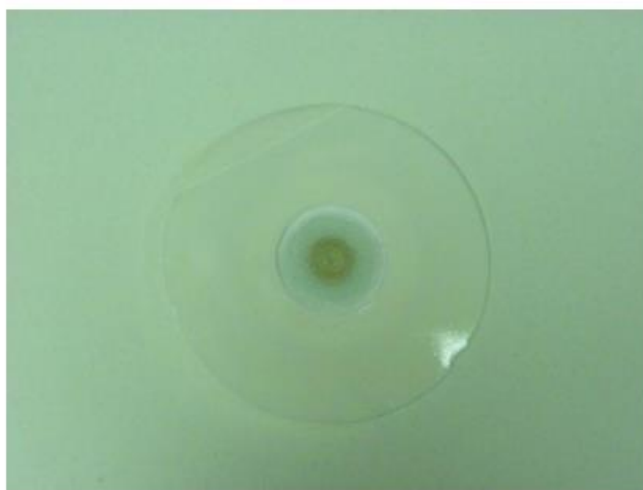
Σχήμα 2. Τα βασικά μέρη ενός ΗΜΓ.

Τα δερματικά ηλεκτρόδια μπορούν να είναι της μορφής που δείχνεται στο Σχήμα 3 και να είναι κοίλοι δίσκοι ή πλακίδια. Κάθε καταγραφή προκύπτει ως διαφορά δυναμικού μεταξύ δύο τέτοιων ηλεκτροδίων. Ταυτόχρονα χρησιμοποιείται και ένα τρίτο ηλεκτρόδιο ως γείωση του συστήματος του ΗΜΓ. Οι καταγραφές ΗΜΓ από δερματικά ηλεκτρόδια δίνουν πληροφορία για τη συνολική δραστηριότητα του υποκείμενου μύος, δηλ. ενός συνόλου κινητικών μονάδων. Το πλάτος των απαγόμενων δυναμικών είναι από 50 μV ως 5 mV, ενώ το εύρος συχνοτήτων από 2 ως 500 Hz, με τη μέγιστη πληροφορία να βρίσκεται στη ζώνη 20-200 Hz. Το μέγεθος της επιφάνειας που καταλαμβάνει το ηλεκτρόδιο είναι ανάλογο του μυϊκού όγκου που παρακολουθείται. Στη βιβλιογραφία αναφέρεται η χρήση ηλεκτροδίων με διάμετρο 3 και 10mm. Μικρό μέγεθος ηλεκτροδίων επιτρέπει την καταγραφή ΗΜΓ από ειδικούς μύες. Σημασία έχει επίσης και η απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων, αφού και αυτή είναι ανάλογη του μυϊκού όγκου που παρακολουθείται. Αναφέρονται αποστάσεις μεταξύ ηλεκτροδίων ίσες με 1, 2, 2,5 και 4 cm.

Η θέση που θα τοποθετηθούν τα ηλεκτρόδια πάνω από τον μυ είναι το οπτικό κεντρικό σημείο του μυός που πρόκειται να συσταλεί και μάλιστα το ζεύγος των ηλεκτροδίων πρέπει να τοποθετείται σε μία γραμμή παράλληλη με τη διεύθυνση των μυϊκών ινών. Στο Σχήμα 3 δείχνουμε τα σημεία τοποθέτησης ηλεκτροδίων δερματικής καταγραφής ΗΜΓ στο δεξί χέρι υγιούς νεαρού ενήλικα, όπου φαίνονται και οι κατασκευές καλωδίου-άγκιστρου που συνδέσαν κάθε ηλεκτρόδιο με το καταγραφικό σύστημα, καθώς και στο Σχήμα 4 τα αντίστοιχα ηλεκτρόδια στα οποία συνδέονταν τα άγκιστρα.



Εικόνα 1. Τα αντίστοιχα ηλεκτρόδια στα οποία συνδέονταν τα άγκιστρα



Εικόνα 2. Τα αντίστοιχα ηλεκτρόδια στα οποία συνδέονταν τα άγκιστρα

Στο επόμενο κεφάλαιο γίνεται αναλυτική περιγραφή των βοσκομημάτων, των δύο τύπων ηλεκτροδίων και επικεντρώνουμε την ανάλυση στα επιφανειακά ηλεκτρόδια τα οποία θα χρησιμοποιήσουμε και στο αυτόνομο σύστημα ΗΜΓ.

(BENTOYΡΑΣ, 2015)

Κεφάλαιο 2. Βιοϊατρικά Σήματα - Ηλεκτρομυογράφημα

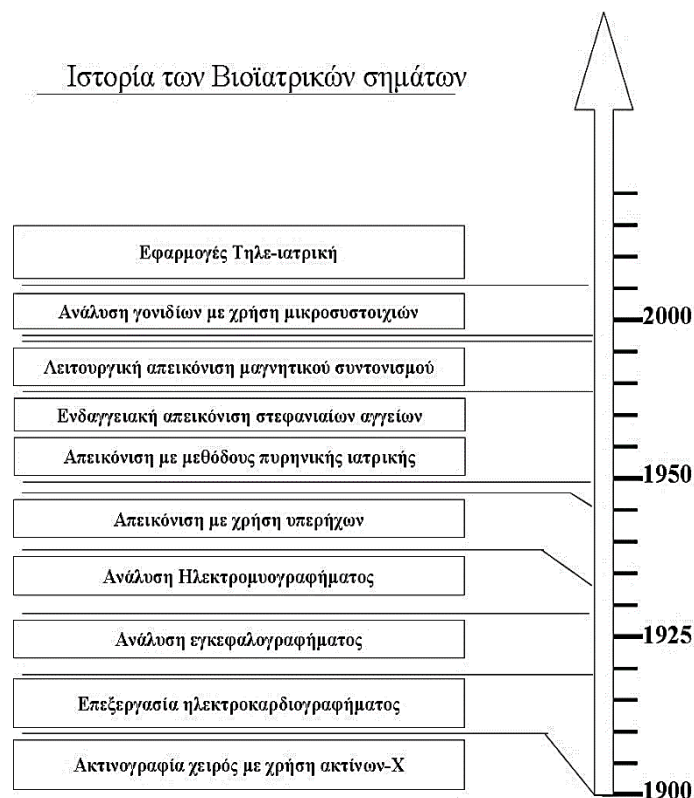
2.1 Βιοϊατρικά Σήματα

2.1.1 Εισαγωγή

Τα βιοϊατρικά σήματα και η ανάλυσή τους έχουν εισχωρήσει τις τελευταίες δεκαετίες στην επιστήμη της ιατρικής, ως απόρροια της τεχνολογικής ανάπτυξης. Αποτελούν ένα βασικό εργαλείο εκτίμησης της παρούσας κατάστασης του ασθενούς, στους περισσότερους τομείς της ιατρικής, μπορούν δε να παράσχουν πληροφορίες για την εξέλιξη μιας νόσου. Με τον όρο βιοϊατρικό σήμα ορίζουμε τις διακυμάνσεις φυσικών μεγεθών στον χρόνο, οι οποίες συμβαίνουν στα όργανα του ανθρώπινου σώματος. Οι διακυμάνσεις αυτές δύναται να ανιχνευθούν και να καταγραφούν με κατάλληλους αισθητήρες ανάλογα με τη φύση του μεγέθους που μεταβάλλεται. Χάριν κατανόησης μπορούμε να αναφέρουμε ενδεικτικά το ηλεκτροκαρδιογράφημα και του ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, δύο σήματα των οποίων η ανάλυση θα περιγραφεί με μεγάλη λεπτομέρεια. Τα δύο αυτά σήματα καταγράφουν τις μεταβολές των ηλεκτρικών σημάτων που δημιουργούνται από τη λειτουργία των δύο ζωτικών μας οργάνων, της καρδιάς και του εγκεφάλου. Κάθε βιοϊατρικό σήμα παρουσιάζει συγκεκριμένα χαρακτηριστικά, τα οποία από την ιατρική γνώση και εμπειρία μπορούν να χαρακτηριστούν φυσιολογικά, εφόσον παρουσιάζονται στην πλειοψηφία των ανθρώπων που δεν έχουν διαγνωστεί με κάποια παθολογία σχετιζόμενη με το εν λόγω σήμα. Παρεκκλίσεις από τα φυσιολογικά χαρακτηριστικά ενός βιοϊατρικού σήματος ενδέχεται να σχετίζονται με παθολογικές καταστάσεις και σε συνδυασμό με άλλα ευρήματα και ενδείξεις να οδηγήσουν σε μια ασφαλή διάγνωση και πρόγνωση.

Η ανάγκη της απεικόνισης των εσωτερικών οργάνων του ανθρώπου για διαγνωστικούς σκοπούς, έδωσε το έναυσμα για την καταγραφή των πρώτων βιοϊατρικών σημάτων. Στην αξιοποίηση των πρώτων σημάτων συνέβαλε η πρόοδος των φυσικών επιστημών, που παρείχε τα μέσα για την απεικόνιση των οργάνων με μη επεμβατικό τρόπο. Έτσι ως πρώτη προσπάθεια καταγραφής βιοϊατρικού σήματος μπορεί να λογιστεί η απεικόνιση οργάνων με τη χρήση της τεχνολογίας των ακτίνων Χ, η γνωστή μας δηλαδή ακτινογραφία. Η πρώτη ακτινογραφία καταγράφεται στα τέλη του 19ου αιώνα (Meggitt, 2008). Τα πρώτα βήματα για την αξιοποίηση μονοδιάστατων βιοϊατρικών σημάτων έγιναν με την καταγραφή και τις πρώτες προσπάθειες ανάλυσης του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (Einthoven, Fahr, & de

Waart, 1913), και είναι εύλογο, διότι το σήμα της καρδιάς είναι το πιο αισθητό σε έναν οργανισμό, ενώ η καρδιά το πιο ζωτικό του όργανο. Τα πρώτα αποτελέσματα της ανάλυσης του καρδιογραφήματος ώθησαν στην περαιτέρω ανίχνευση και αποκρυπτογράφηση σημάτων που παράγουν οι ζώντες οργανισμοί. Έτσι στα τέλη της δεκαετίας του 1920 με αρχές της δεκαετίας του 1930 παρουσιάστηκαν οι πρώτες ερευνητικές εργασίες καταγραφής και ανάλυσης ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (Berger, 1929), καθώς επίσης και του ηλεκτρομυογραφήματος (Adrian & Bronk, 1929). Τα μέσα τα οποία απλόχερα προσέφερε η πρόοδος της τεχνολογίας στην ιατρική, έδωσαν το πλεονέκτημα αρχικά της καταγραφής εικόνας αλλά και βίντεο των ανθρώπινων οργάνων σε πολλές περιπτώσεις, χωρίς να απαιτούνται επεμβατικές μέθοδοι. Τέλος, η εξέλιξη των ασύρματων τηλεπικοινωνιών και το διαδίκτυο έδωσαν τη δυνατότητα της εξ αποστάσεως παρακολούθησης ασθενών σε πραγματικό χρόνο. Μπορεί κανείς να συμπεράνει ότι είναι αξιοθαύμαστο πως σε λιγότερο από έναν αιώνα ερευνητικών προσπαθειών, η ανθρωπότητα έφτασε από την πρώτη καταγραφή βιοσήματος στη συνεχή παρακολούθηση ασθενών με φορέσιμες συσκευές και συστήματα τηλεϊατρικής. Στην Εικόνα 3 απεικονίζεται η ιστορική αναδρομή της αξιοποίησης των σημαντικών βιοϊατρικών σημάτων.



Εικόνα 3. Ιστορική εξέλιξη της καταγραφής και ανάλυσης βιοϊατρικών σημάτων.

Στην εποχή μας υπάρχει πληθώρα οργάνων και αισθητήρων που χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση και καταγραφή των βιοϊατρικών σημάτων. Συνοπτικά θα αναφερθούμε στα σημαντικότερα τεχνολογικά μέσα που χρησιμοποιούνται στην παρούσα ιατρική στάθμιση με σκοπό την εξαγωγή βιοϊατρικών σημάτων.

- ❖ **Ηλεκτρόδια:** Τα ηλεκτρόδια είναι ηλεκτρικοί δυναμικοί αισθητήρες (electrical potential sensor). Υπάρχουν ποικίλα μεγέθη και σχήματα ηλεκτροδίων ανάλογα με το βιοϊατρικό σήμα που στοχεύουν να καταγράψουν ή τις πειραματικές συνθήκες, οι οποίες χρησιμοποιούνται κάθε φορά. Τα ηλεκτρόδια μπορούν να διακριθούν σε επιφανειακά ηλεκτρόδια, βελονοειδή ηλεκτρόδια, σφηνοειδή ηλεκτρόδια, υποσκληρίδια ηλεκτρόδια λωρίδας (subdural strip electrodes) και εν τω βάθει ηλεκτρόδια (depth electrodes). Τα πλέον χρησιμοποιούμενα στην κλινική πράξη είναι τα επιφανειακά, τα οποία προσκολλώνται στο δέρμα με ζελέ, καταγράφοντας το σήμα με μη επεμβατικό τρόπο. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα και το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα εμπίπτουν στις βασικές εφαρμογές ηλεκτροδίων.
- ❖ **Πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες:** Οι πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες είναι κατασκευασμένοι από πολυκρυσταλικά υλικά και έχουν την ιδιότητα να παράγουν ηλεκτρικό ρεύμα όταν τους ασκηθεί μηχανική πίεση. Στον τομέα της υγείας πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες συναντάμε στις συσκευές μέτρησης του αναπνευστικού ρυθμού αλλά και σε συστήματα ανάλυσης κίνησης, όπως για παράδειγμα σε συστήματα ανάλυσης της βάδισης.
- ❖ **Επιταχυνσιόμετρα:** Τα επιταχυνσιόμετρα είναι αισθητήρες που ανιχνεύουν δυνάμεις από επιτάχυνση του αντικειμένου. Δύναται να εντοπίσουν είτε τις δυνάμεις που ασκούνται στατικά, όπως για παράδειγμα η δύναμη που ασκείται από την επιτάχυνση της βαρύτητας, είτε δυνάμεις που ασκούνται από τις μεταβολές της ταχύτητας ενός κινητού αντικειμένου. Τα επιταχυνσιόμετρα είναι και αυτά ευρέως διαδεδομένα σε εφαρμογές που μελετούν την κίνηση ασθενών.
- ❖ **Γυροσκόπια:** Το γυροσκόπιο είναι το όργανο που μετρά μεταβολές της διεύθυνσης ενός αντικειμένου και είναι βασισμένο στην αρχή της γωνιώδους ορμής. Το όργανο περιέχει ένα σώμα που συνήθως είναι σε σχήμα δίσκου και το οποίο είναι ελεύθερο

να περιστραφεί προς μία ή περισσότερες κατευθύνσεις κάθε φορά που το σύστημα αλλάζει τη διεύθυνσή του. Πλέον υπάρχει μεγάλη εξοικείωση με τέτοιου είδους όργανα, διότι αποτελούν μέρος συσκευών που χρησιμοποιούμε στην καθημερινότητά μας, όπως για παράδειγμα τα έξυπνα τηλέφωνα (smart phones).

- ❖ **Γωνιόμετρα:** Τα γωνιόμετρα είναι όργανα, τα οποία έχουν την ιδιότητα να μετρούν την γωνία μιας κίνησης. Η χρησιμότητά τους εντοπίζεται στην παρακολούθηση της κίνησης ασθενών και συγκεκριμένα στο εύρος της κίνησής τους. Τα γωνιόμετρα σε συνδυασμό με τα επιταχυνσιόμετρα και τα γυροσκόπια μπορούν να αποτυπώσουν σε πολύ μεγάλο βαθμό τις κινήσεις ενός ασθενούς και με την ανάλυση των σημάτων που παράγουν να εξαχθούν χρήσιμα συμπεράσματα.

- ❖ **Όργανο ελέγχου οξυγόνου αίματος:** Το όργανο ελέγχου οξυγόνου αίματος χρησιμοποιείται για τη μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα με μη επεμβατικό τρόπο. Η αρχή λειτουργίας του βασίζεται στο γεγονός ότι η απορρόφηση φωτός διαφορετικού μήκους κύματος από την αιμοσφαιρίνη του αίματος διαφοροποιείται και εξαρτάται από το ποσοστό της οξυγόνωσής της. Για την μέτρηση του ποσοστού της οξυγόνωσης λαμβάνεται υπόψη ότι το φως που εκπέμπεται μέσα από τους ιστούς έχει μια παλμική συνιστώσα, λόγω της διαφορετικής ροής αίματος που αλλάζει κατά τη διάρκεια ενός παλμού.

- ❖ **Μαγνητικός τομογράφος:** Είναι εύκολα κατανοητό ότι ο εξοπλισμός που απαιτείται για την δισδιάστατη ή τρισδιάστατη απεικόνιση εσωτερικών ανθρώπινων οργάνων και μάλιστα χωρίς επέμβαση είναι πολύ περισσότερο περίπλοκος από τους απλούς αισθητήρες για την καταγραφή των μονοδιάστατων βιοσημάτων. Στους εξοπλισμούς αυτούς συγκαταλέγεται ο Μαγνητικός τομογράφος, ο οποίος αποτελεί μια από τις πιο ακριβείς διατάξεις που χρησιμοποιούνται σε επίπεδο διαγνωστικών μέσων. Σκοπός του είναι η απεικόνιση οργάνων σε τομές με τη μέθοδο του μαγνητικού συντονισμού και αποτελείται από διαφορετικών ειδών πηνία με σκοπό τη δημιουργία μαγνητικών πεδίων για τη διέγερση των ιστών.

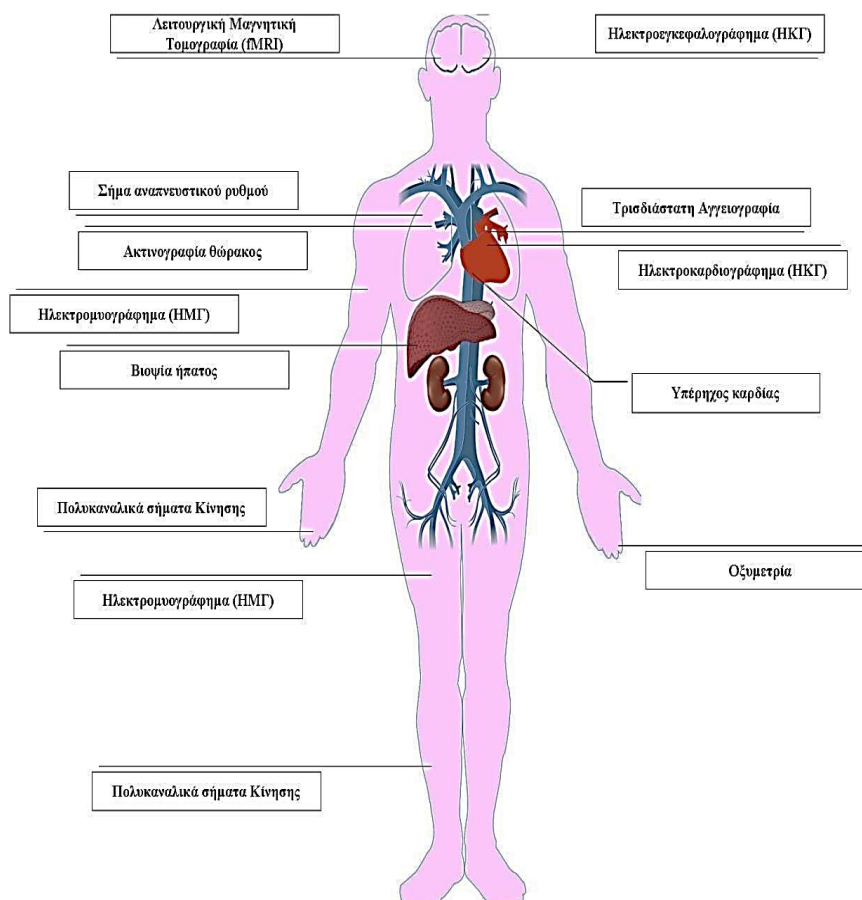
- ❖ **Υπερηχογράφος:** Η συσκευή αυτή εκμεταλλεύεται τις ιδιότητες που έχουν κάποια κρυσταλλικά υλικά να μετατρέπουν τη μηχανική πίεση που τους ασκείται σε ηλεκτρική ενέργεια. Αυτό είναι το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, το οποίο χρησιμοποιείται και για την παραγωγή των υπερήχων αλλά και για την ανίχνευσή τους. Αντιπροσωπευτικό παράδειγμα αποτελούν τα ηχητικά κύματα που δεν είναι τίποτε άλλο από πυκνώματα και αραιώματα αέρα. Όταν ένας κρύσταλλος αντιλαμβάνεται αυτές τις διακυμάνσεις της πίεσης, παράγει ηλεκτρικά σήματα αντίστοιχα. Επίσης, όταν ασκείται ηλεκτρική ενέργεια στον κρύσταλλο, αυτός υπόκειται σε παραμορφώσεις και δονείται παράγοντας ηχητικά σήματα. Στα παραπάνω φαινόμενα βασίζεται η αρχή λειτουργίας του υπερηχογράφου με τον οποίο διεξάγονται μια σειρά εξετάσεων για την απεικόνιση ανθρώπινων οργάνων.

- ❖ **γ-camera:** Η γάμμα camera αποτελεί μια διάταξη για την ανίχνευση των φωτονίων ακτινοβολίας γ. Η εφαρμογή της στην ιατρική έγκειται στην ανάπτυξη των απεικονιστικών μεθόδων της πυρηνικής ιατρικής για τον εντοπισμό όγκων. Σκοπός είναι ο εντοπισμός και η απεικόνιση της ροής των φωτονίων από ραδιοϊσότοπα τα οποία εκπέμπουν ακτινοβολία γ και έχουν ληφθεί από τον ασθενή.

- ❖ **Οπτικό Μικροσκόπιο:** Τα οπτικά μικροσκόπια είναι τα μικροσκόπια εκείνα, τα οποία αξιοποιούν το ορατό παράθυρο του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Με μία διάταξη φακών επιτυγχάνεται η μεγέθυνση του αντικειμένου (δείγματα ιστού, κυττάρου κ.ο.κ), ώστε να καθίστανται περισσότερο ευδιάκριτα τα ιατρικά ευρήματα. Τα προς εξέταση δείγματα είναι συνήθως τοποθετημένα σε γυάλινο υπόστρωμα το οποίο τοποθετείται σε θέση κάτω από την διάταξη των φακών. Πολλά σύγχρονα μικροσκόπια παρέχουν λογισμικό για εύκολη απεικόνιση και αποθήκευση εικόνων σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, καθώς επίσης και ρομποτικές διατάξεις για λεπτομερή κίνηση των δειγμάτων.

Πολλές φορές ο όρος σήμα συγγέεται απλώς με μια ακολουθία από τιμές ενός μεταβλητού μεγέθους, η οποία εύκολα αναπαρίσταται στο πεδίο του χρόνου ως μονοδιάστατο σήμα. Από τα παραπάνω γίνεται αντιληπτό ότι ο όρος βιοϊατρικό σήμα δεν περιορίζεται σε μονοδιάστατα σήματα, αλλά αντιπροσωπεύει ένα ευρύ φάσμα σημάτων, μονοδιάστατων και πολυδιάστατων, ανάλογα με τη φύση και τις ανάγκες της ιατρικής επιστήμης.

Μονοδιάστατα σήματα, μονοδιάστατα σήματα από πολλαπλούς αισθητήρες ταυτόχρονα, εικόνες που προκύπτουν από διάφορες τεχνολογίες (ακτίνες X, υπέρηχοι, μικροσκοπία κ.ο.κ), βίντεο, τρισδιάστατες τομές οργάνων ή και συνδυασμός κάποιων από τα παραπάνω συνιστούν σε μεγάλο ποσοστό τα πιο χρήσιμα εφόδια των ιατρών που παρέχονται από την τεχνολογία. Θα μπορούσε να αναφέρει κανείς ότι όσο πιο πολυδιάστατο είναι ένα σήμα τόσο καλύτερα αποδίδει την τρέχουσα ιατρική κατάσταση ενός ασθενούς και η αναφορά αυτή δε θα απείχε πολύ από την πραγματικότητα. Στον αντίποδα, πολυδιάστατα σήματα συνήθως απαιτούν και πιο ακριβό ιατρικό εξοπλισμό, αλλά και χρονοβόρες και κοστοβόρες διαδικασίες. Έτσι, ανάλογα με την κρισιμότητα της κατάστασης, ο ιατρός έχει στα χέρια του τα κατάλληλα εργαλεία, ώστε να κρίνει ποια θα χρησιμοποιήσει κατά περίπτωση. Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιάσουμε ένα μεγάλο εύρος βιοϊατρικών σημάτων, τα οποία και θα κατηγοριοποιήσουμε με βάση τη διάστασή τους, ξεκινώντας από τα πιο απλά και καταλήγοντας στα πιο σύνθετα. Στην Εικόνα 4 παρουσιάζονται μια σειρά από βιοϊατρικά σήματα που λαμβάνονται από το ανθρώπινο σώμα.



Εικόνα 4. Βιοϊατρικά σήματα από το ανθρώπινο σώμα

2.1.2 Μονοδιάστατα βιοϊατρικά σήματα

Ως μονοδιάστατα βιοϊατρικά σήματα νοούνται τα σήματα, τα οποία καταγράφουν τις μεταβολές της τιμής μια φυσικής ιδιότητας στην πορεία του χρόνου. Οι φυσικές ιδιότητες που καταγράφονται απορρέουν από τη φυσιολογία του κάθε οργάνου ενώ ανάλογα με την ιδιότητα γίνεται χρήση της κατάλληλης μεθόδου, του κατάλληλου αισθητήρα και εξοπλισμού για την καταγραφή. Για την καταγραφή των μονοδιάστατων σημάτων χρησιμοποιούνται είτε ένας αισθητήρας, οπότε παράγεται ένα μονοκαναλικό σήμα, είτε περισσότεροι από δύο, οπότε και το εξαγόμενο σήμα είναι πολυκαναλικό.

Στην παρούσα ενότητα θα μελετήσουμε τη μέθοδο καταγραφής, τα βασικά χαρακτηριστικά και τις εφαρμογές των μονοκαναλικών σημάτων του ηλεκτρομυογραφήματος, καθώς επίσης και των σημάτων που παράγονται από αισθητήρες κίνησης. Τα σήματα αυτά αποτελούν τα κυριότερα μονοδιάστατα βιοϊατρικά σήματα που χρησιμοποιούνται σήμερα στην κλινική πράξη.

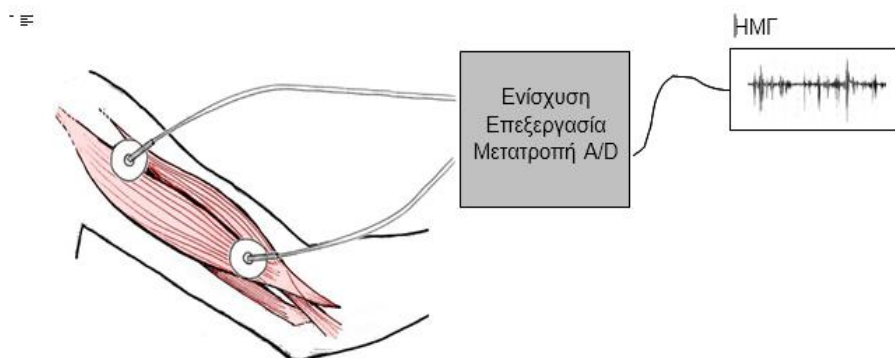
(BENTOYΡΑΣ, 2015)

2.2 Ηλεκτρομυογράφημα

Ταυτόχρονα περίπου με την πρώτη επεξεργασία του ΗΕΓ, παρουσιάστηκαν οι πρώτες εργασίες καταγραφής και ανάλυσης ενός άλλου βιοϊατρικού σήματος, του ηλεκτρομυογραφήματος (ΗΜΓ) (Adrian & Bronk, 1929). Πολλά χρόνια πριν υπήρχε ήδη η πεποίθηση ότι πίσω από την ενέργεια που μπορούν να αποδώσουν οι ανθρώπινοι μύες κρύβονται ενεργά σήματα και δυναμικά. Η αποκρυπτογράφηση των ηλεκτρικών σημάτων θα μπορούσε να δώσει πληροφορίες για τη φυσιολογία συγκεκριμένων μυών, όπως ακριβώς είχε διαπιστωθεί με το ΗΚΓ και το ΗΕΓ. Πράγματι αργότερα αποδείχθηκε ότι για συγκεκριμένους μυς τα ηλεκτρομυογραφικά κύματα αποτελούν σήματα που σχετίζονται με αναγνωρίσιμες μεταβολές στη φυσιολογία των μυών και ότι τυπικές μορφές αυτών μπορούν να αντιστοιχιστούν με παθολογικές καταστάσεις των μυών και των νεύρων που περιέχονται σε αυτούς. Στην ουσία αυτό που καταγράφεται είναι ηλεκτρικά σήματα από τα κύτταρα των νεύρων και των ίδιων των μυών που διεγείρονται από αυτά. Κάθε μυς περιέχει ομάδες μυϊκών ινών, όπου κάθε ομάδα είναι υπεύθυνη για μια κίνηση που μπορεί να εκτελέσει ο εν λόγω μυς. Κάθε ομάδα ινών, γνωστή στη βιβλιογραφία ως κινητή μονάδα, πυροδοτεί την κίνησή της από ένα μόνο νευρώνα. Η κίνηση που καταγράφεται είναι ουσιαστικά μια συστολή του μυός, καθοδηγούμενη από την κινητή μονάδα.

Επίσης, όπως είναι εύκολα κατανοητό, η κίνηση που μπορεί να πραγματοποιήσει ένας μυς καθορίζεται κυρίως από το πλήθος των μυϊκών ινών της μονάδας, τη σύσταση του ίδιου του μυός, και τις ιδιότητες του νευρώνα που διεγείρει την κινητή μονάδα. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα που αναφέρεται στη βιβλιογραφία είναι η σύγκριση μεταξύ του μυός που είναι υπεύθυνος για να ανοιγοκλείνουν τα βλέφαρα, ο οποίος αποτελείται από λιγότερες από 10 μυϊκές ίνες και του εμπρόσθιου μηριαίου μυ που αποτελείται από μερικές χιλιάδες.

Τα ηλεκτρικά σήματα που μεταφέρονται μέσω των νευρώνων προκαλούν δυναμικά στις μυϊκές ίνες της κινητής μονάδας, τα οποία ονομάζονται δυναμικά δράσης της κινητικής μονάδας (Motor Unit Action Potential - MUAP) και είναι αυτά τα οποία με τη σειρά τους προκαλούν τη συστολή της κινητής μονάδας. Όσο πιο ισχυρό είναι το σήμα του νευρώνα τόσο περισσότερες μυϊκές ίνες συμμετέχουν στη συστολή του μυός. Τα σωρευμένα δυναμικά δράσεις από όλες τις μυϊκές ίνες όλων των κινητών μονάδων του μυός είναι το μέγεθος που καταγράφει το ΗΜΓ. Η καταγραφή του ΗΜΓ γίνεται όπως ακριβώς και στο ηλεκτροκαρδιογράφημα και το ηλεκτροκαρδιογράφημα με χρήση ηλεκτροδίων που ανιχνεύουν τα ηλεκτρικά σήματα, καταλήγοντας και σε αυτήν την περίπτωση σε ένα πολυκαναλικό μονοδιάστατο σήμα. Τα περισσότερα χρησιμοποιούμενα ηλεκτρόδια είναι τα επιφανειακά, με τα οποία λαμβάνεται το σήμα με μη επεμβατικό τρόπο. Η αρχή λειτουργίας στηρίζεται στο γεγονός ότι το ανθρώπινο σώμα είναι καλός αγωγός του ηλεκτρισμού και ως εκ τούτου τα παραγόμενα δυναμικά από τον μυ φτάνουν μέχρι την επιφάνεια του δέρματος, όπου και καταγράφονται. Η διάταξη και το μέγεθος των ηλεκτροδίων ποικίλει ανάλογα με τον προς μελέτη μυ. Η τυπική διάταξη για την καταγραφή του ΗΜΓ εκτός από τα ηλεκτρόδια περιέχει επίσης ενισχυτή, φίλτρα προεπεξεργασίας και αναλογικοψηφιακό μετατροπέα, παραπέμποντας ακριβώς στη διάταξη που παρουσιάσαμε στο ΗΕΓ. Στην Εικόνα 5 φαίνεται μια τυπική διάταξη για την καταγραφή του ΗΜΓ.



Εικόνα 5. Τυπική διάταξη για την καταγραφή του ΗΜΓ

(BENTOYΡΑΣ, 2015)

2.2.1 Τι Μετράει το Ηλεκτρομυογράφημα;

Όταν ένα δυναμικό δράσης διατρέχει μία μυϊκή ίνα, ένα μικρό μέρος του ηλεκτρικού ρεύματος μεταδίδεται από το μυ μέχρι το δέρμα. Τοποθετώντας δύο ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του δέρματος (πάνω από τον αντίστοιχο μυ) ή εισάγοντας βελονοειδή ηλεκτρόδια μέσα στο μυ, είναι δυνατή η ηλεκτρική καταγραφή της διέγερσής του ($E=Ir$).

- Καταγράφει τις αλλαγές δυναμικού του μυός, όταν διεγείρεται για συστολή.
- Είναι το αλγεβρικό άθροισμα όλων των συμπεριλαμβανομένων δυναμικών δράσης των κινητικών μονάδων ενός μυ (πολλές μυϊκές ίνες).

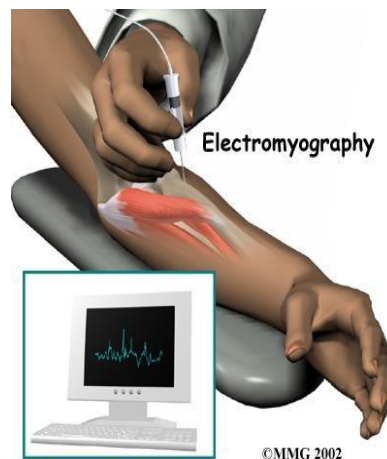
2.2.2 Το ηλεκτρομυογράφημα είναι χρήσιμο

- ❖ Στην άμεση εξέταση των μυών (απόδοση κατά την άσκηση).
- ❖ Στη διάγνωση του συνδρόμου καρπιαίου σωλήνα.
- ❖ Στη διάγνωση της μυοπάθειας, δηλ. της αδυναμίας των νευρομυϊκών συνδέσεων να διαβιβάζουν τις διεγέρσεις από τις νευρικές ίνες προς τις μυϊκές ίνες.
- ❖ Στην αξιολόγηση φαρμακευτικής αγωγής.
- ❖ Στην ανάλυση της μυϊκής δραστηριότητα με σκοπό την βέλτιστη απόδοση σε αθλητικές δραστηριότητες.
- ❖ Στους τραυματισμούς, για τη διάγνωση κακώσεων περιφερικών νεύρων.
- ❖ Στο σακχαρώδη διαβήτη, όπου ελέγχει την κατάσταση των περιφερικών νεύρων που μπορούν να προσβληθούν.

2.2.3 Ηλεκτρομυογράφημα – μέτρηση

Η λήψη του μυοηλεκτρικού σήματος επιτυγχάνεται μέσω δύο τύπων ηλεκτροδίων:

1. Επιφανειακά ηλεκτρόδια (surface electrodes).
2. Ηλεκτρόδια βάθους (indwelling intramuscular electrodes).



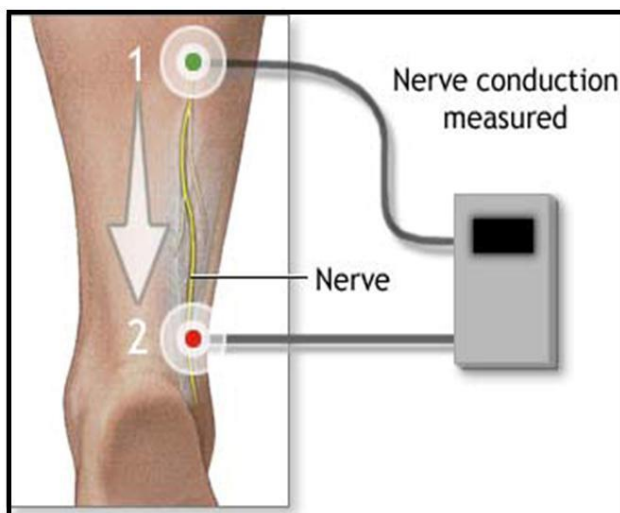
Εικόνα 6. Ηλεκτρομυογράφημα – Μέτρηση

2.2.4 Επιφανειακά ηλεκτρόδια

Αποτελούνται από ένα μεταλλικό δίσκο (αγωγός) και έναν αυτοκόλλητο δίσκο. Είναι μονωμένα σε όλο το μήκος τους, εκτός από το σημείο επαφής τους. Τοποθετούνται πάνω στο δέρμα με χρήση ηλεκτρολυτικής κρέμας. Ανιχνεύουν τη μέση δραστηριότητα των επιφανειακών μυών. Μεταβάλλοντας τις διαστάσεις του δίσκου τους, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την καταγραφή της μυϊκής δραστηριότητας μικρότερων μυών.

Χρησιμοποιούνται δύο ηλεκτρόδια, τα οποία τοποθετούνται κατά μήκος τους μυϊκού άξονα, έτσι ώστε να καταγράφεται η διαφορά δυναμικού μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων.

Καταγράφονται όλα τα δυναμικά δράσης των κινητικών μονάδων που μεταδίδονται κατά μήκος των μυϊκών ινών και βρίσκονται μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων.



Εικόνα 7. Επιφανειακά ηλεκτρόδια (surface electrodes)

Η τιμή των δυναμικών δράσης που καταγράφεται, εξαρτάται από:

Το μέγεθος των ηλεκτροδίων: Όσο μεγαλύτερη είναι η επιφάνεια τόσο μεγαλύτερη είναι η διάρκεια του δυναμικού δράσης, το πλάτος του ΗΜΓ και ο μυϊκός όγκος που παρακολουθείται. Υπάρχουν ηλεκτρόδια 1cm, 3mm και 1mm.

Τη μεταξύ τους απόσταση: Μεγάλη απόσταση μεταξύ ηλεκτροδίων σημαίνει μεγάλο εξεταζόμενο μυϊκό όγκο. Αναφέρονται αποστάσεις μεταξύ των κέντρων των ηλεκτροδίων ίσες με 1cm, 2cm, 2.5cm και 4cm.

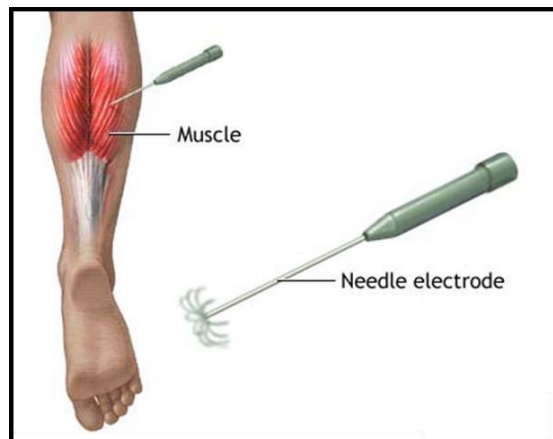
Το δυναμικό δράσης μιας κινητικής μονάδας έχει πλάτος $100\mu V = 0.1mV$

Σήματα που ανιχνεύονται από επιφανειακά ηλεκτρόδια είναι δυναμικά της τάξεως των 5mV.

Η αντίσταση του δέρματος πρέπει να κυμαίνεται σε χαμηλά επίπεδα. Απαραίτητη η απομάκρυνση των νεκρών κυττάρων της επιφάνειας του δέρματος και ο καθαρισμός του με αλκοολούχο διάλυμα. Για μικρά ηλεκτρόδια (μεγάλη αντίσταση) το δέρμα θα πρέπει να προετοιμάζεται σχολαστικά.

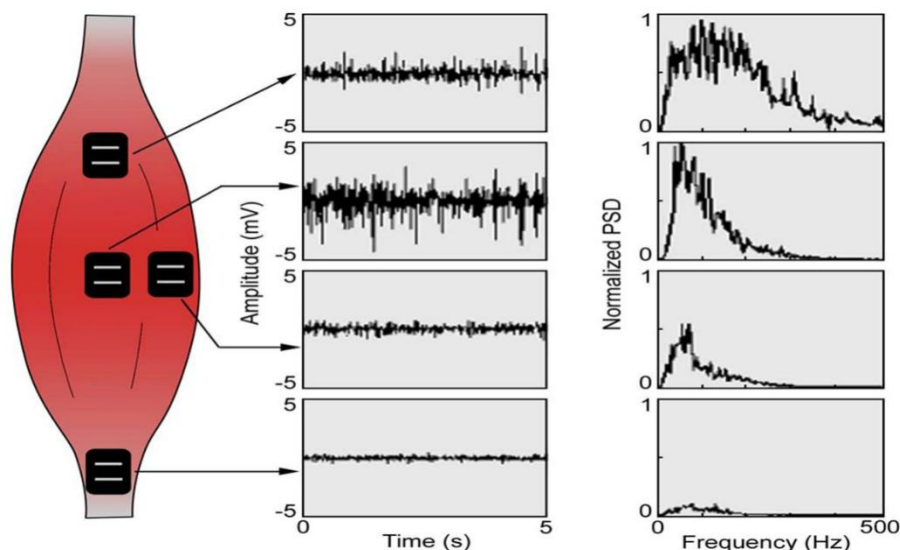
2.2.5 Ηλεκτρόδια βάθους

- ❖ Εισέρχονται στο εσωτερικό του μυός.
- ❖ Χρησιμοποιούνται για την εκτίμηση λεπτών κινήσεων και την καταγραφή της δραστηριότητας των «εν τω βάθει» μυών.
- ❖ Κατασκευάζονται από ανοξείδωτο χάλυβα και είναι μονωμένα εκτός από την ακμή τους.



Εικόνα 8. Ηλεκτρόδια βάθους (*indwelling intramuscular electrodes*)

2.2.5.1 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων



Εικόνα 9. Τοποθέτηση ηλεκτροδίων

- Πάνω στο οπτικό κεντρικό σημείο του μυός που πρόκειται να συσταλεί.
- Όσο πιο κοντά στο παχύ μέρος του μυός, τόσο ισχυρότερη ΗΜΓ απόκριση.
- Το ζεύγος των ηλεκτροδίων θα πρέπει να τοποθετείται σε μια γραμμή παράλληλη με τη διεύθυνση των μυϊκών ινών.

(Ματσόπουλος, 2015)

2.2.6 Συσκευές απαραίτητες για την εκτέλεση του ΗΜΓ

1. Ηλεκτρόδιο καταγραφής (ενδομυϊκής ή επιφανειακής):

Προσλαμβάνει το σήμα (συν θόρυβο-άλλα άσχετα δηλαδή ηλεκτρικά σήματα-από το περιβάλλον).

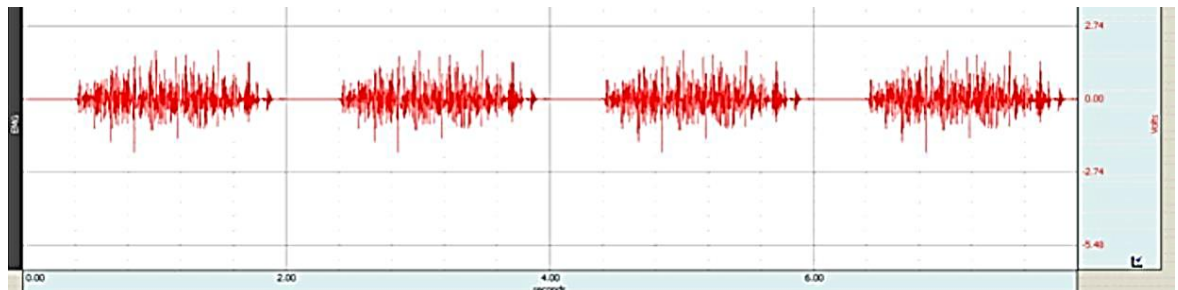
2. Ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς (γειωμένο), το οποίο καταγράφει τον ηλεκτρικό θόρυβο:

Το ηλεκτρόδιο αναφοράς είναι εξίσου απαραίτητο να υπάρχει όπως και το ηλεκτρόδιο καταγραφής. Μόνο του το τελευταίο δεν αρκεί! Η διαφορά των ηλεκτρικών σημάτων των δυο ηλεκτροδίων είναι το καθαρό σήμα, το σήμα του μυ που μας ενδιαφέρει.

3. Ενισχυτής:

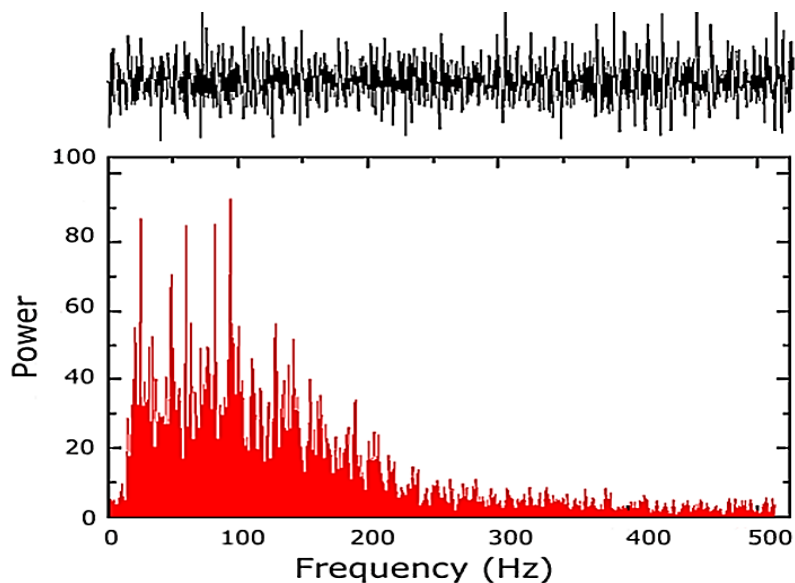
Μεγαλώνει το καταγραφόμενο σήμα επειδή αρχικά είναι πολύ μικρό.

4. Καθοδικός παλμογράφος όπου βλέπουμε το σήμα.



Εικόνα 10. Πλάτος του EMG

- Πλάτος του EMG:
 - Οι κορυφές του EMG έχουν τυχαίο σχήμα (μη επαναληψιμότητα).
 - Μπορεί να αναπαρασταθεί με συνάρτηση κατανομής Gauss.
 - Κυμαίνεται από 0 έως 10mV (peak-to-peak).
- Το δυναμικό δράσης μιας κινητικής μονάδας έχει πλάτος 100μV=0.1mV.
- Σήματα που ανιχνεύονται από επιφανειακά ηλεκτρόδια είναι δυναμικά της τάξεως των 5mV.
- Averaged baseline noise: 3-5μV.



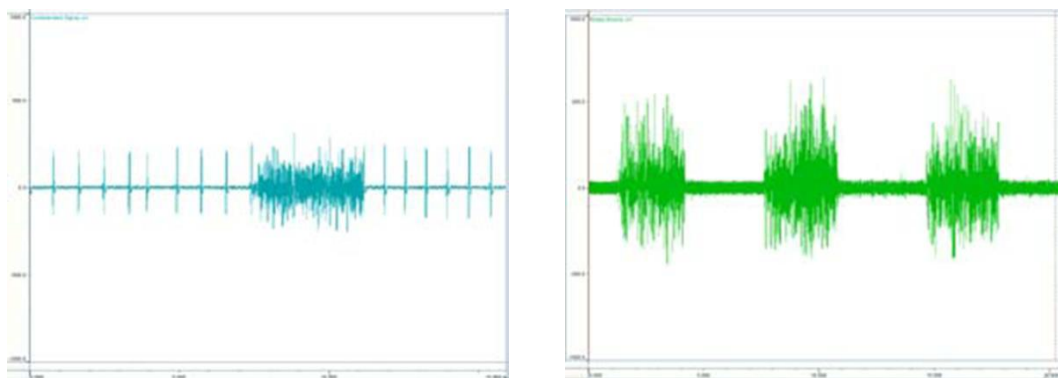
Εικόνα 11. Εύρος Συχνότητας (Hz), σήματος EMG

- Το μεγαλύτερο μέρος των σημάτων συγκεντρώνεται στο εύρος μεταξύ 20-200Hz. Ένα μόνο μικρό ποσοστό εκτείνεται μέχρι τα 1000Hz.
- Με επιφανειακά ηλεκτρόδια: 5-1000Hz.
- Με ηλεκτρόδια βάθους: 20- 2000Hz.

2.2.7 Θόρυβος στο μυογράφημα

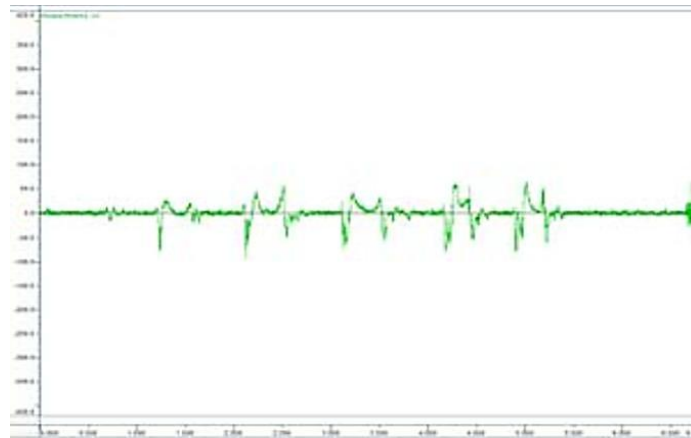
Ο θόρυβος προέρχεται από:

- Βιολογικούς παράγοντες. Για παράδειγμα, τα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται πάνω στους θωρακικούς μύες καταγράφουν και το ηλεκτροκαρδιογραφικό σήμα.
- Πειραματικές διατάξεις, δηλ. θόρυβος από τα μηχανήματα ή ακόμη και από τον ενισχυτή.



Εικόνα 12. α) Σήμα Θορύβου, Βιολογικούς παράγοντες, β) Σήμα Θορύβου, Πειραματικές διατάξεις

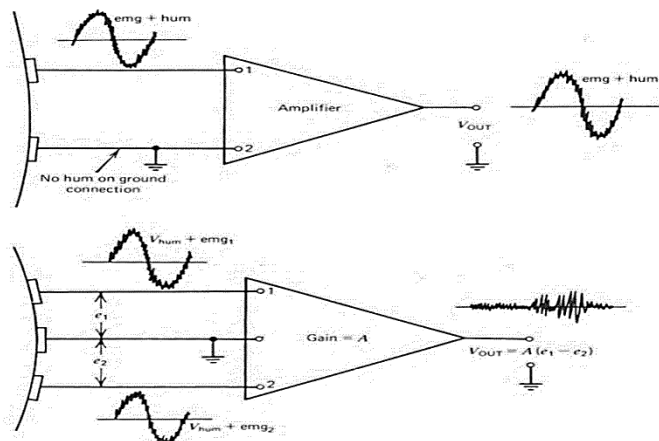
Επίσης οι παρεμβολές κίνησης αποτελούν θόρυβο για το μυογράφημα. Ωστόσο, η συχνότητά τους είναι 0-10Hz, άρα με τη βοήθεια κατάλληλων φίλτρων μπορούν να αποκοπούν. Για αποφυγή θορύβου από την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που συλλέγει το ανθρώπινο σώμα (μπορεί να φτάσει και τα 200mV), λαμβάνονται μετρήσεις σε δύο σημεία, οι οποίες αφαιρούνται και το αποτέλεσμα ενισχύεται. Καθώς ο θόρυβος είναι ο ίδιος σε όλα τα σημεία, το αποτέλεσμα της αφαίρεσης είναι μηδενικό άρα η συμβολή είναι επίσης μηδενική.



Εικόνα 13. Σήμα θορύβου Ηλεκτρομαγνητικής Ακτινοβολίας

2.2.8 EMG Amplifiers

- Η ενίσχυση του σήματος είναι απαραίτητη καθώς το μέγεθος των σημάτων είναι πολύ μικρό σε σχέση με τα μη ειδικά σήματα (θόρυβος).
- Γραμμική ενίσχυση.
- Λαμβάνονται ενδείξεις από 3 σημεία και όχι μόνο από τα δύο του ενδιαφέροντος. Έχουμε 2 σετ από μετρήσεις.
- Η αφαίρεση τους διώχνει το θόρυβο που είναι ακριβώς ο ίδιος για τα σημεία.



Σχήμα 3. EMG Amplifiers

Κέρδος ενισχυτή

$$Gain = \frac{V_{out}(OutputVoltage)}{V_{in}(InputVoltage)}$$

- Τα ηλεκτρομυογραφικά σήματα έχουν μέγιστο πλάτος 5mV (ηλεκτρόδια επιφανείας) και 10mV (ηλεκτρόδια βάθους)
- Ακριβής επιλογή κέρδους: εξαρτάται από την ανάλυση του σήματος στην έξοδο.
- Το ΗΜΓ μπορεί να καταγραφεί με καταγραφέα ακίδας (pen recorder) ή μαγνητική ταινία (magnetic tape) και μπορεί να αναπαρασταθεί σε παλμογράφο και σήμερα να μεταβιβαστεί σε έναν υπολογιστή.
- Το ενισχυόμενο σήμα δεν θα πρέπει να υπερβαίνει το εύρος εισόδου που επιτρέπεται για τα όργανα καταγραφής.

(Παντελης & Σοφία, 2007-2013)

Κεφάλαιο 3. Σχεδιασμό και Ανάπτυξη του Αυτόνομου Συστήματος(sEMG)

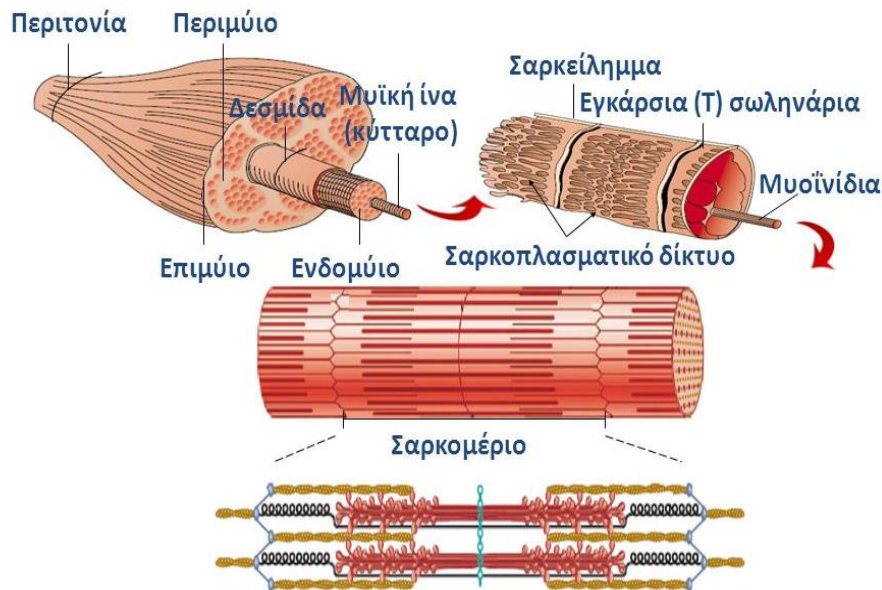
3.1 Βασικές έννοιες Ηλεκτρομυογραφίας

3.1.1 Βασικά Δομικά Στοιχεία Σκελετικού Μυός

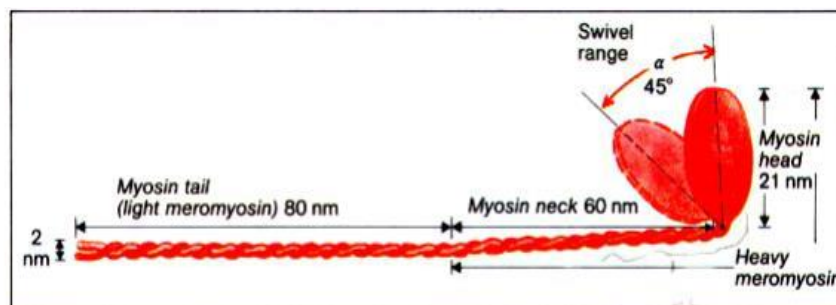
Η διάταξη και η αλληλοσυσχέτιση των νημάτων ακτίνης και μυοσίνης επηρεάζουν τη μεταβολή του μήκους του μυός, όταν αυτός υπόκειται στην εφαρμογή ερεθίσματος.

Τα νήματα ακτίνης τοποθετούνται έτσι σε σχέση με τις Ζ-ζώνες, έτσι ώστε το μισό τμήμα βρίσκεται στο ένα σαρκομερίδιο και το άλλο μισό στο γειτονικό του.

- Στις I-μπάντες έχουμε μόνο ακτίνη.
- Στις A-μπάντες η μυοσίνη και η ακτίνη επικαλύπτονται.
- Στην H-ζώνη έχουμε μόνο μυοσίνη.



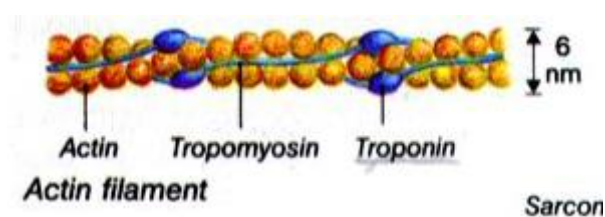
Εικόνα 14. Δομική Οργάνωση του Σκελετικού Μυός



Εικόνα 15. Μόριο Μυοσίνης

- **Μόριο μυοσίνης:** αποτελείται από:
Μακριά ουρά (2 νήματα τυλιγμένα το ένα γύρω από το άλλο) σε μήκος 80 nm
Λαιμός μήκους 60 nm
Διπλή κεφαλή
Σύνδεσμοι μεταξύ ουράς, λαιμού και κεφαλής => κίνηση κάποιου βαθμού
Τα τμήματα της κεφαλής μπορούν να περιστρέφονται σύμπλεγμα με ακτίνη (actomyosin complex), δυνατότητα ολίσθησης (sliding filament mechanism).

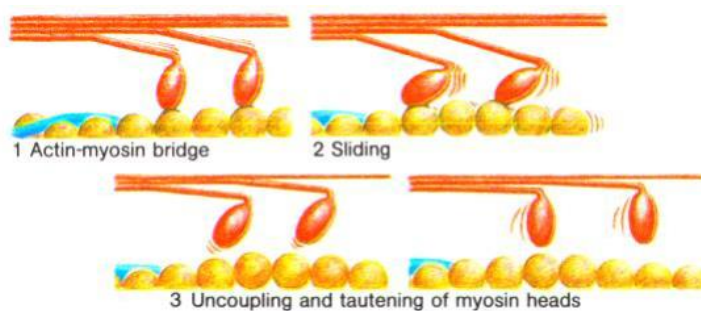
- **Νήμα Ακτίνης**



Εικόνα 16. Νήμα Ακτίνης

- Αποτελείται από:
Ακτίνη
Τροπομυοσίνη
Τροπονίνη
Ακτίνη: μόριο πρωτεΐνης.
400 μόρια σχηματίζουν αλυσίδα από χάντρες
2 τέτοιες αλυσίδες πλεγμένες αποτελούν το νήμα ακτίνης
Τροπομυοσίνη: νήμα που τυλίγεται γύρω από την ακτίνη
Τροπονίνη: ένα μόριο κάθε 40nm

- **Μηχανισμός Ολίσθησης Μυομήματος**



Εικόνα 17. Μηχανισμός Ολίσθησης Μυομήματος

3.1.1.1 Νευρική ώση

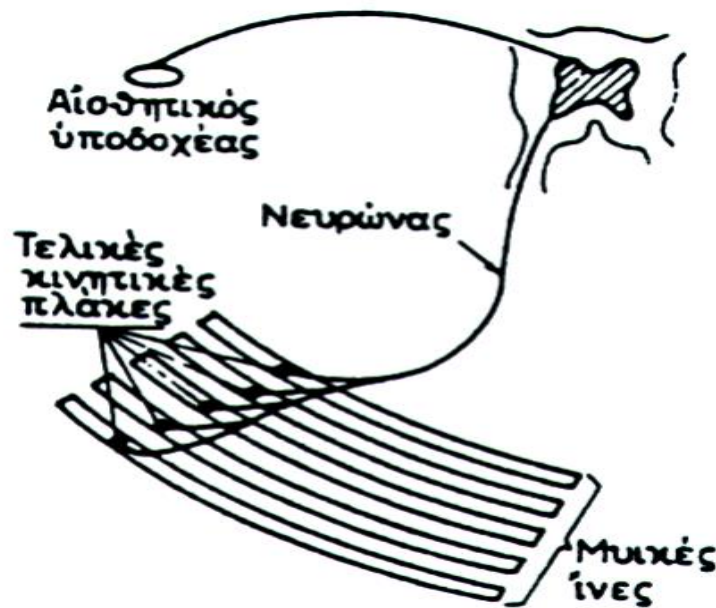
- ❖ Μετατροπή χημικής ενέργειας σε μηχανική => Μυϊκή συστολή => Κίνηση ανθρώπινου σώματος.
- ❖ Ο ενεργειακός μετασχηματισμός πραγματοποιείται στις μυϊκές ίνες που λειτουργούν μέσω της βούλησης, δηλ. ενεργοποίηση κεντρικού νευρικού συστήματος.
- ❖ **Νευρική ώση (διέγερση):** ηλεκτροχημική διαταραχή που δημιουργείται σε ένα νευρικό κύτταρο από ηλεκτρικά, χημικά ή μηχανικά ερεθίσματα και μεταφέρεται κατά μήκος του νευρώαξονα.
- ❖ Μεταβολές στην πόλωση της κυτταρικής μεμβράνης (αντλία Καλίου-Νατρίου).
 - Στο εσωτερικό κυττάρου: αρνητικά φορτισμένα ιόντα (ιόντα)
 - Στην εξωτερική μεμβράνη: θετικά φορτισμένα ιόντα (κατιόντα)

α) Μετάδοση Διέγερσης

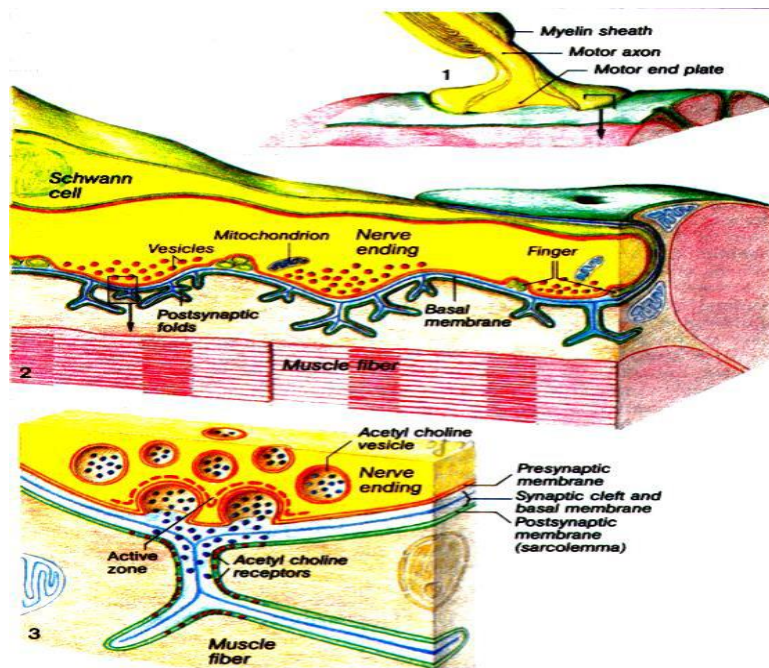
Η νευρική ώση μεταδίδεται από το κεντρικό σύστημα με το νεύρο άξονα του κινητικού νευρικού κυττάρου στην τελική κινητική πλάκα που αποτελεί τη νευρομυϊκή σύνδεση.

Τελική Κινητική Πλάκα: ειδική περιοχή της μυϊκής ίνας στους γραμμοτούς μύες στην οποία καταλήγει ο κλάδος ενός νευρίτη, ο οποίος και νευρώνει τη μυϊκή ίνα.

Η Τελική Κινητική Πλάκα αποτελεί τη Νευρομυϊκή Σύναψη: η θέση λειτουργικής επαφής μεταξύ μιας μυϊκής ίνας και της νευρικής απόληξης που νευρώνει αυτή.



Εικόνα 18. Σχηματική παράσταση κινητικής μονάδας, (νευρώνας με νευρικές ίνες, τελικές κινητικές πλάκες και μυϊκές ίνες)

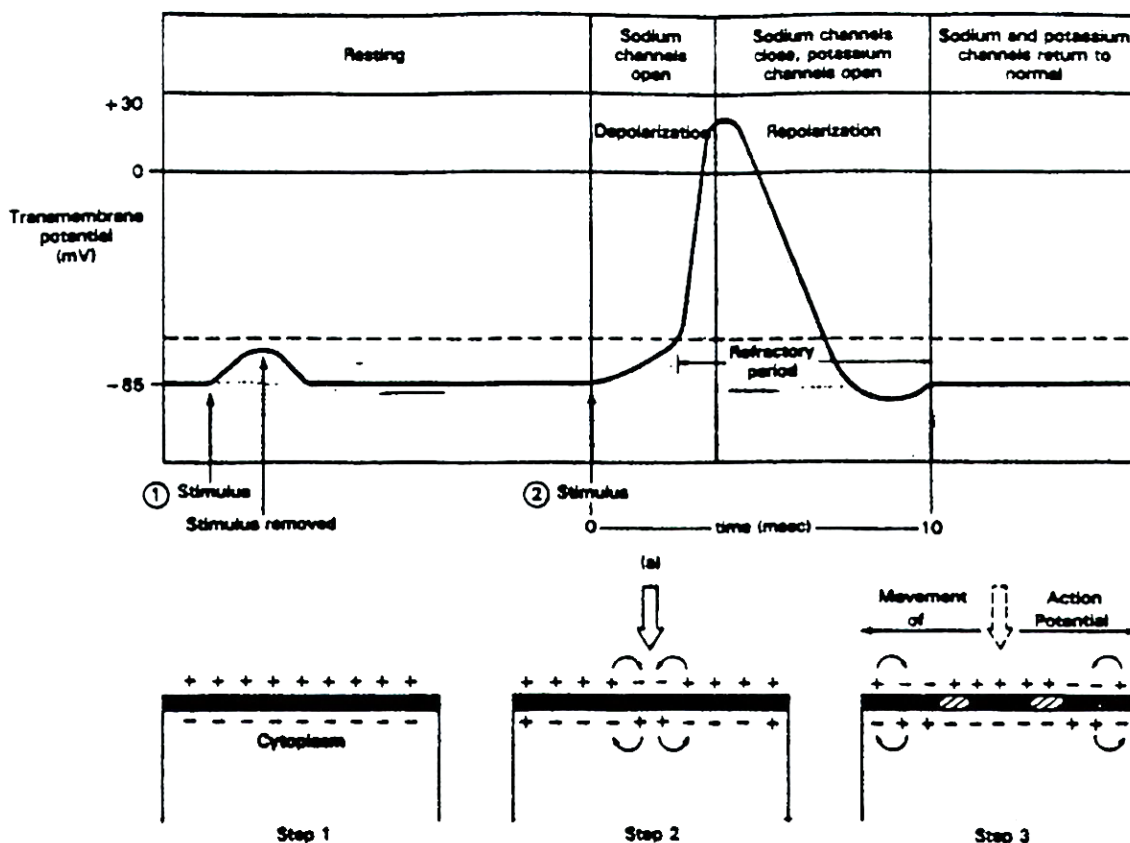


Εικόνα 19. Η νευρική ώση

1. Η νευρική ώση φτάνει στην κινητική πλάκα.
2. Εκπόλωση νευρικής ίνας.
3. Απελευθέρωση ακετυλοχολίνης (χημικός μεταβιβαστής) μέσω συναπτικών κυστιδίων.
4. Διάχυση ακετυλοχολίνης στην εξωκυτταρική συναπτική σχισμή μεταξύ νευρικής και μυϊκής μεμβράνης.
5. Ένωση με υποδοχείς στη μεμβράνη της τελικής πλάκας.

β) Δυναμικό Δράσης

- **Παραγωγή μυϊκής ώσης** (μεταβίβαση διαδικασιών εκπόλωσης κατά μήκος της μυϊκής ίνας).
- **Δημιουργία Δυναμικού Δράσης της Μυϊκής Ίνας** (Single Fiber Action Potential - SFAP) που μεταδίδεται από την τελική κινητική πλάκα κατά μήκος της μυϊκής ίνας.
- **Κινητική Μονάδα:** οι μυϊκές ίνες που νευρώνονται από την ίδια κινητική νευρική ίνα.
- **Δυναμικό Δράσης Κινητικής Μονάδας** (Motor Unit Action Potential - MUP): άθροισμα δυναμικών δράσης των μυϊκών ινών μιας κινητικής μονάδας και είναι το ηλεκτρικό σήμα που παράγεται στις μυϊκές ίνες σαν αποτέλεσμα της επιστράτευσης της αντίστοιχης κινητικής μονάδας.



Σχήμα 4. Δημιουργία μυϊκών Δυναμικών

Δημιουργία μυϊκών δυναμικών, εκπόλωση και επαναπόλωση κατά την εφαρμογή διεγέρσεων (1,2)

Για την πρόκληση μυϊκών δυναμικών θα πρέπει η διέγερση να είναι μεγαλύτερη από ένα κατώφλι.

Η διέγερση 1 δεν προκαλεί μυϊκό δυναμικό,

ενώ η διέγερση 2 προκαλεί εκπόλωση και επαναπόλωση.

Στο κάτω μέρος του σχήματος απεικονίζονται οι μετακινήσεις των προκλητών δυναμικών κατά μήκος μιας μυϊκής μεμβράνης: κατάσταση ηρεμίας (1)– εκπόλωση(2) – δημιουργία μυϊκού δυναμικού κατά μήκος της μεμβράνης (3).

Δυναμικό ηρεμίας: αρνητικά στην εσωτερική επιφάνεια της μεμβράνης και θετικό στην εξωτερική επιφάνεια της μεμβράνης.

Εκπόλωση: απότομη απώλεια του αρνητικού δυναμικού του εσωτερικού της ίνας.

- Ιόντα Νατρίου διαπερνούν τη μεμβράνη λόγω νευρικής ώσης προς το εσωτερικό μεταφέροντος θετικά φορτία
- Μείωση του φυσιολογικού αρνητικού δυναμικού ηρεμίας
- Στιγμαίο θετικό δυναμικό: δυναμικό αναστροφής

Επαναπόλωση: επαναφορά της αρνητικού δυναμικού ηρεμίας της μεμβράνης

- Σταματά η μετακίνηση ιόντων Νατρίου
- Μετακίνηση ιόντων Καλίου προς τα έξω
- Αύξηση θετικότητας εξωτερικά
- Μέσω της εκπόλωσης, η νευρική ώση φτάνει στην κινητική πλάκα.
- Δημιουργία δυναμικού στην τελική κινητική πλάκα.
- Παραγωγή μυϊκού δυναμικού δράσης που μεταφέρεται και στις δύο κατευθύνσεις κατά μήκος της μυϊκής ίνας.
- Μεταβίβαση δυναμικού δράσης μέσω κυκλικής μετακίνησης των φορτίων .
- Μετακίνηση νευρικής διέγερσης σε όλο το μήκος του κυττάρου.

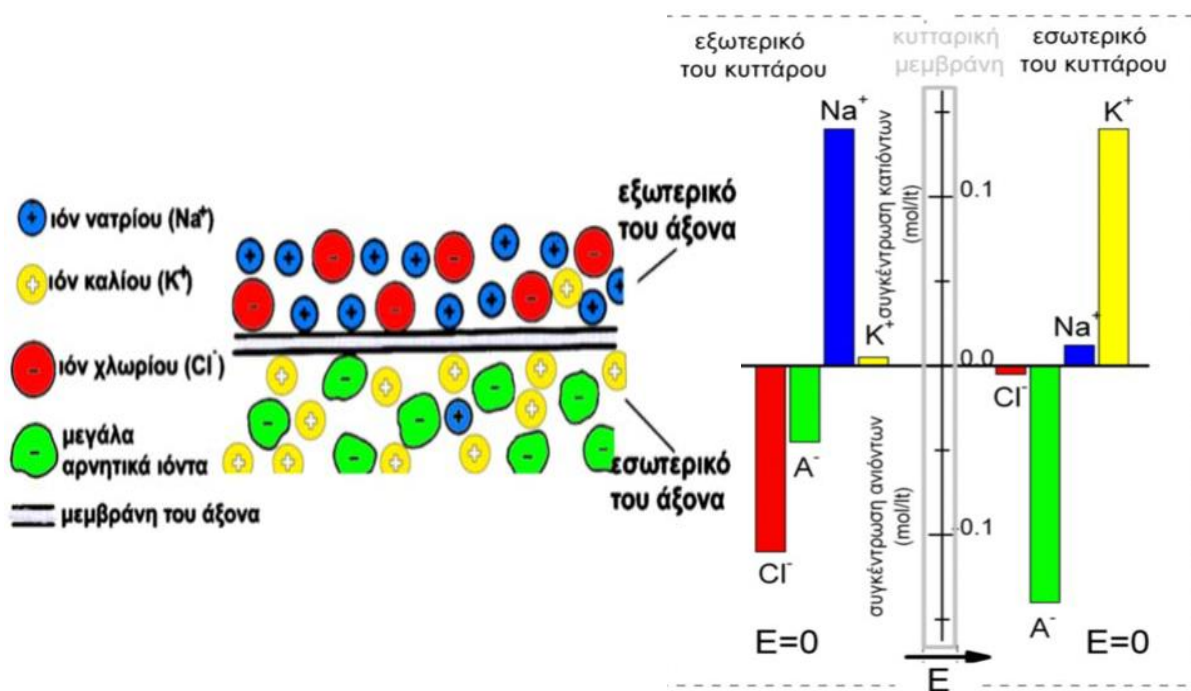
3.1.1.2 Πόλωση κυτταρικής μεμβράνης

Η ΔV επιτυγχάνεται λόγω της διαφορετικής συγκέντρωσης ιόντων (Na^+ , K^+ , Cl^- , ιόντα πρωτεΐνης: A^-) στο εσωτερικό και το εξωτερικό της μεμβράνης

- Εξωτερικό: πολύ Na^+
- Εσωτερικό: πολύ K^+

Εκατέρωθεν της μεμβράνης το συνολικό φορτίο είναι μηδέν

Η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου είναι μηδέν εκατέρωθεν την μεμβράνης και $\neq 0$ στη μεμβράνη



Εικόνα 20. Πόλωση Κυτταρικής μεμβράνης

3.1.1.3 Δομή της κυτταρικής μεμβράνης

Ρόλος: διαχωρίζει το εσωτερικό από το εξωτερικό του κυττάρου

Αποτελείται: κυρίως από λιπίδια (απαγορεύουν τη διάχυση ιόντων)

Σε μερικές περιοχές της υπάρχουν πολύπλοκες πρωτεϊνικές δομές:

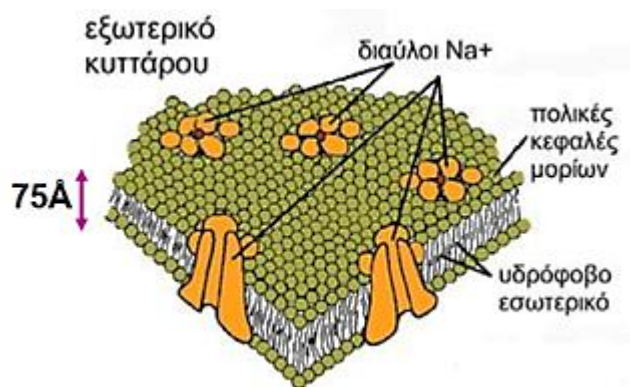
διάλυτοι (channels) & αντλίες (pumps) που καθορίζουν τη συγκέντρωση των ιόντων. Η μεμβράνη είναι ημιπερατή (η επιλεκτική διαπερατότητά της καθορίζεται από διαύλους και αντλίες)

Διαύλους: Διευκόλυνση της διάχυσης (με τη βοήθεια ligands/προσδεμάτων ή ηλεκτρικού πεδίου)

Αντλίες: Ενεργές διαδικασίες καθώς κινούν τα ιόντα αντίθετα στη βαθμίδα συγκέντρωσης – απαιτείται ενέργεια

Ηλεκτρικά χαρακτηριστικά μεμβράνης

- Δυναμικό $V_m \equiv V_{in} - V_{out}$
- Χωρητικότητα $\sim 1 \frac{\mu F}{cm^2}$

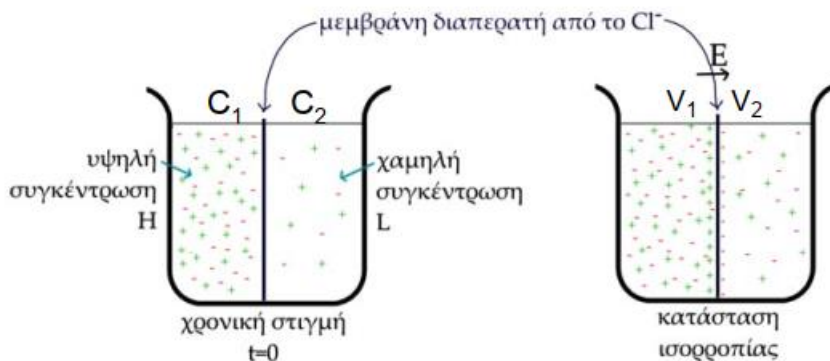


Εικόνα 21. Δομή της κυτταρικής μεμβράνης

- **Μοντέλο για την εξήγηση του δυναμικού ισορροπίας**

Πυκνό και αραιό διάλυμα KCl που διαχωρίζονται από μεμβράνη διαπερατή από τα ιόντα Cl⁻

1. $t=0$: Ηλεκτρολυτικό διάλυμα K⁺ και Cl⁻
2. Ιόντα Cl⁻ διαπερνούν τη μεμβράνη (κίνηση αρνητικού φορτίου από αριστερά προς τα δεξιά)
3. Αριστερά: έλλειμμα / Δεξιά: περίσσεια αρνητικού φορτίου
4. Μεμβράνη ~ φορτισμένος πυκνωτής → ηλεκτρικό πεδίο έντασης E
5. Ανάπτυξη διαφοράς δυναμικού → δυναμικό ισορροπίας
6. Αγώγιμο μέσο εκατέρωθεν της μεμβράνης → συγκέντρωση του φορτίου
7. πολύ κοντά στη μεμβράνη → $E \neq 0$ μόνο πολύ κοντά στη μεμβράνη



Εικόνα 22. Μοντέλο για την εξήγηση του δυναμικού ισορροπίας

• Δυναμικό Nernst

$$V = V_1 - V_2 = \pm \frac{kT}{e} \ln \frac{C_1}{C_2} = \pm 2.3 \frac{kT}{e} \log \frac{C_1}{C_2}$$

+ διάχυση αρνητικών ιόντων

διάχυση λόγω διαφοράς συγκέντρωσης

- διάχυση θετικών ιόντων

Δυναμικό Nernst αναπτύσσεται μόνο από τα ιόντα που μπορούν να διαχυθούν
Σε κατάσταση ηρεμίας η κυτταρική μεμβράνη είναι διαπερατή στο K⁺ και ελάχιστα
διαπερατή στο Na⁺

C1=0.005 mol/lit

εξωτερικό του κυττάρου

C2=0.141 mol/lit

εσωτερικό του κυττάρου

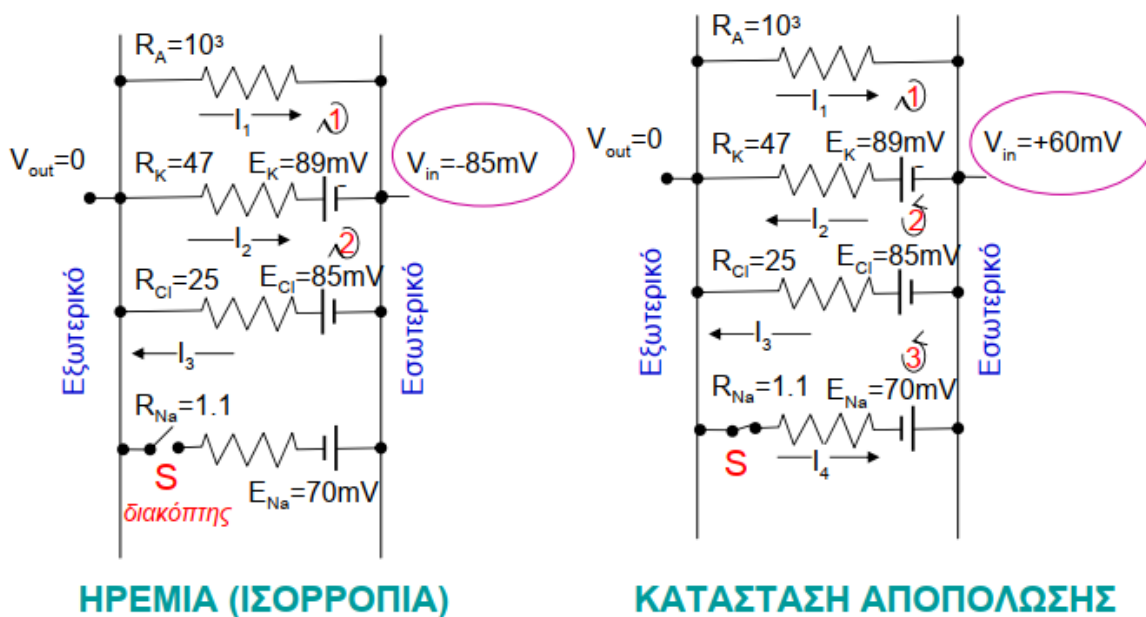
$$\text{Δυναμικό Nernst : } V = \pm 2.3 \frac{kT}{e} \log \frac{C_1}{C_2} = -2.3 \frac{(1.38 \cdot 10^{-23}) \cdot (1.38 \cdot 10^{-23})}{1.6 \cdot 10^{-19}} \log \frac{0.005}{0.141} = 89\text{mV} \Rightarrow$$

Δυναμικό ισορροπίας = 89mV, (k=1.38×10⁻²³ J/K (σταθερά Boltzmann), e=1.6×10⁻¹⁹ Cb)

• Αλλαγή πολικότητας (αποπόλωση)

Η μεμβράνη των μυϊκών και νευρικών κυττάρων παρουσία ηλεκτρικού σήματος
γίνεται διαπερατή στα Na⁺ με αποτέλεσμα να αναπτύσσεται θετικό δυναμικό στο
εσωτερικό.

Ισοδύναμο ηλεκτρικό κύκλωμα: το δυναμικό Nernst αναπαρίσταται από πηγές ΗΕΔ



Εικόνα 23. Ισοδύναμο ηλεκτρικό κύκλωμα: το δυναμικό Nernst αναπαρίσταται από πηγές ΗΕΔ

(Κατσικίνη, 2015)

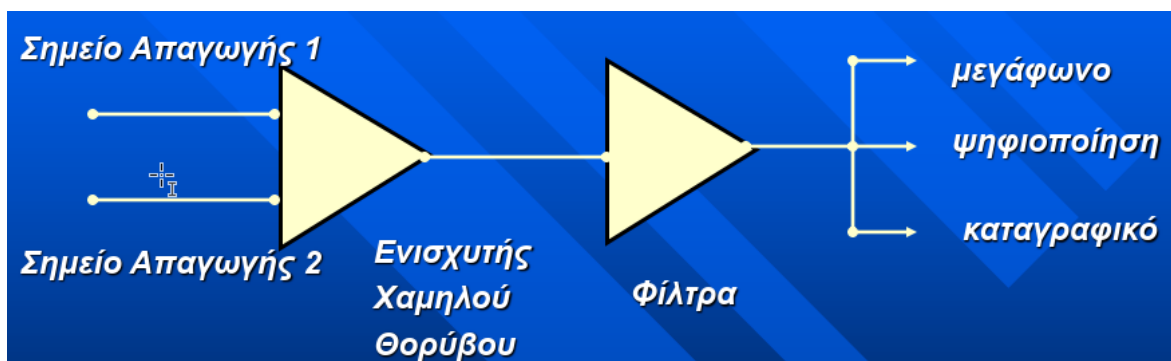
3.1.1.4 Ηλεκτρομυογράφημα

Ηλεκτρική καταγραφή διέγερσης του μυός: ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ-EMG) με χρήση: 2 ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του δέρματος ή Βελονοειδή ηλεκτρόδια μέσα στο μυ.

Το ηλεκτρομυογράφημα είναι μία τεχνική καταγραφής των αλλαγών του ηλεκτρικού δυναμικού του μυός, όταν διεγείρεται για συστολή.

Είναι το αλγεβρικό άθροισμα όλων των συμπεριλαμβανομένων δυναμικών δράσης των κινητικών μονάδων ενός μυ, τα οποία μεταδίδονται κατά μήκος των μυϊκών ινών που βρίσκονται μεταξύ των ηλεκτροδίων καταγραφής.

Καταγραφή ΗΜΓ σήματος



Σχήμα 5. Βασικό Block Διάγραμμα Ηλεκτρομυογράφου

(Ματσόπουλος, 2015)

Εκούσια συστολή → όχι καλά καθορισμένο δυναμικό και χρόνος δράσης

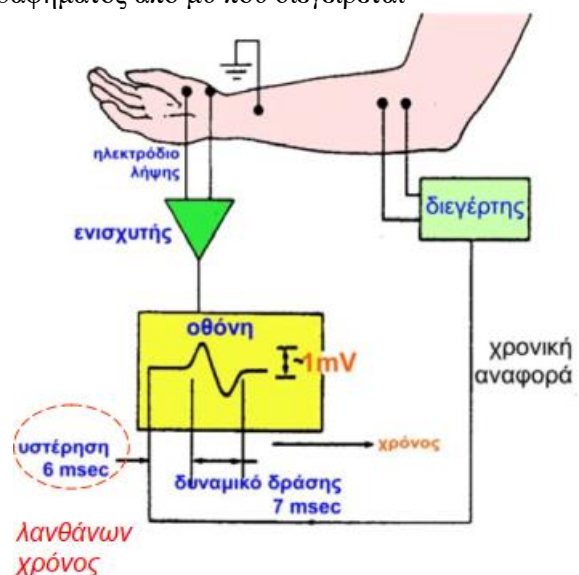
Συνηθέστερη είναι η καταγραφή ηλεκτρομυογραφήματος από μυ που διεγείρεται

εξωτερικά → ταυτόχρονη διέγερση των μυϊκών μονάδων

Παλμός διέγερσης: $t=0.1-0.5\text{ms}$, $V=100\text{V}$

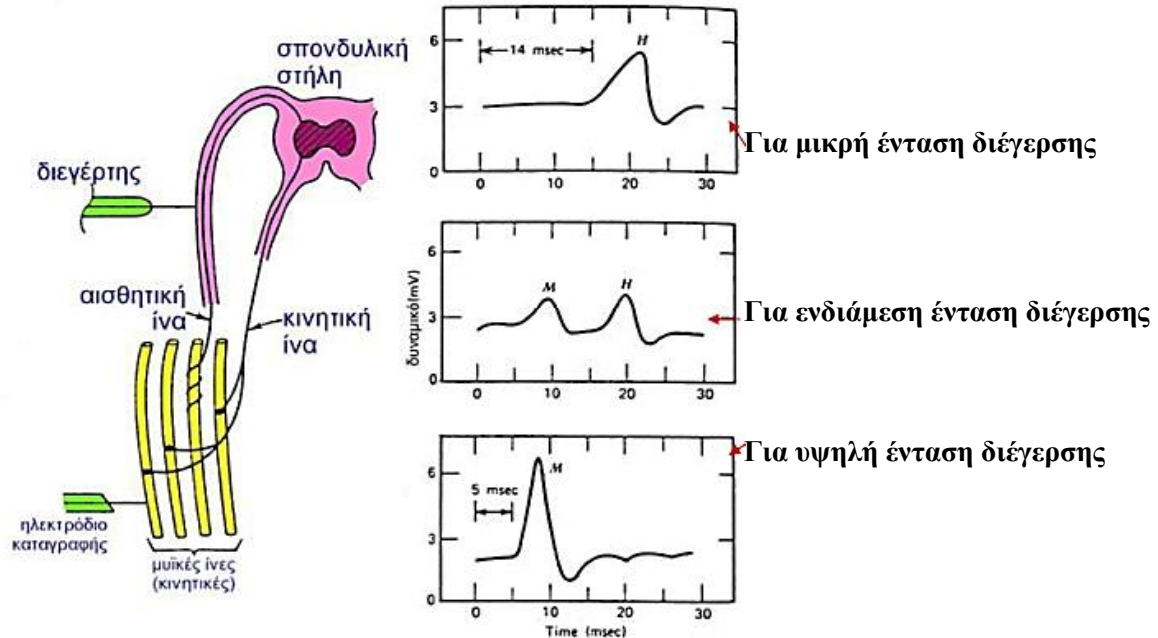
Το δυναμικό δράσης καθυστερεί την εμφάνισή του στην οθόνη κατά ένα χρονικό διάστημα [λανθάνων χρόνος] (χρόνος που μεσολαβεί μεταξύ διέγερσης και απόκρισης).

Το δυναμικό δράσης και η υστέρηση συγκρίνονται για δυο ίδια μέλη του σώματος (π.χ. δεξί & αριστερό χέρι) ή με φυσιολογικά δεδομένα



Εικόνα 24. Ηλεκτρομυογραφήματος από μυ που διεγείρεται
(Κατσικίνη, 2015)

Εκτός από τη διέγερση των μυϊκών νευρών είναι δυνατό να διεγερθούν και αισθητικά.
Μεταφέρουν πληροφορία στο κεντρικό νευρικό σύστημα → ακολουθεί διέγερση των κινητικών νευρών



Εικόνα 25. Διέγερση μυϊκών νευρών αισθητικά

M= δυναμικό δράσης σε μύες με απευθείας διέγερση κινητικών ινών
H= δυναμικό δράσης σε μύες που προκαλείται από τις νευρικές ίνες

(Thomas & Lambert, 1960)

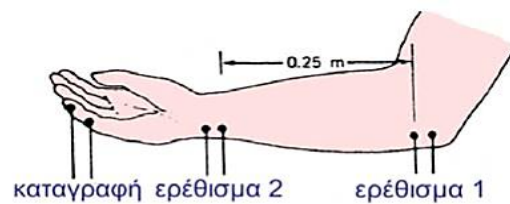
Προσδιορισμός της ταχύτητας διάδοσης (αγωγής) του δυναμικού δράσης στα κινητικά νεύρα

Δύο ερεθίσματα

t1: λανθάνων χρόνος 1ου ερεθίσματος

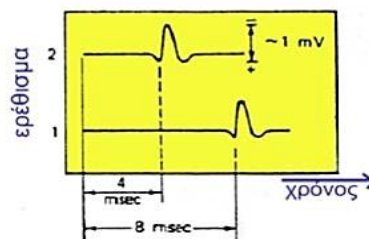
t2: λανθάνων χρόνος 2ου ερεθίσματος

D: απόσταση μεταξύ δύο ερεθισμάτων



$$\text{Ταχύτητα αγωγής } v = \frac{D}{t1 - t2}$$

$$v = \frac{0.25}{(8-4) \cdot 10^{-3}} = 62 \text{ m/s}$$

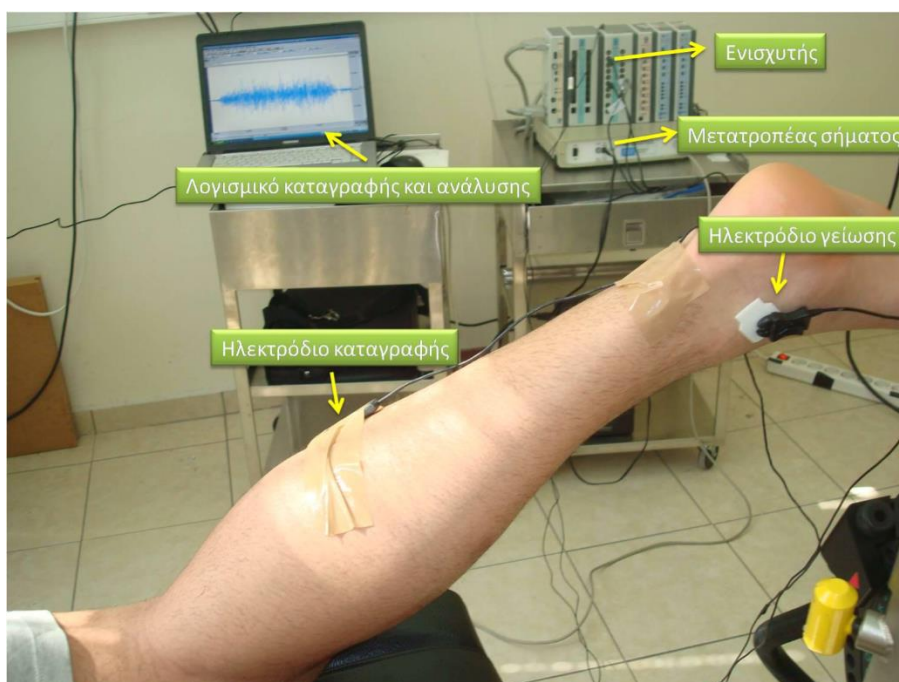


Εικόνα 26. Υπολογισμός ταχύτητας διάδοσης(αγωγής) δυναμικού δράσης

(Κατσικίνη, 2015)

3.2 Ανάλυση σήματος Ηλεκτρομυογραφίας(sEMG)

Η διαδικασία ενεργοποίησης του μύος χαρακτηρίζεται από τη μεταβολή της ηλεκτρικής τάσης κατά μήκος του μύος. Η ηλεκτρική τάση (δυναμικό ενέργειας) που εκλύεται κατά την ενεργοποίηση, μεταδίδεται στους γειτονικούς ιστούς φτάνοντας μέχρι την επιφάνεια του δέρματος. Η ηλεκτρομυογραφία είναι η τεχνική με την οποία επιτυγχάνεται η καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας του νευρομυϊκού μηχανισμού. Η ηλεκτρική τάση καταγράφεται από ειδικά ηλεκτρόδια τα οποία συνδέονται με έναν ενισχυτή και στη συνέχεια με έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή.



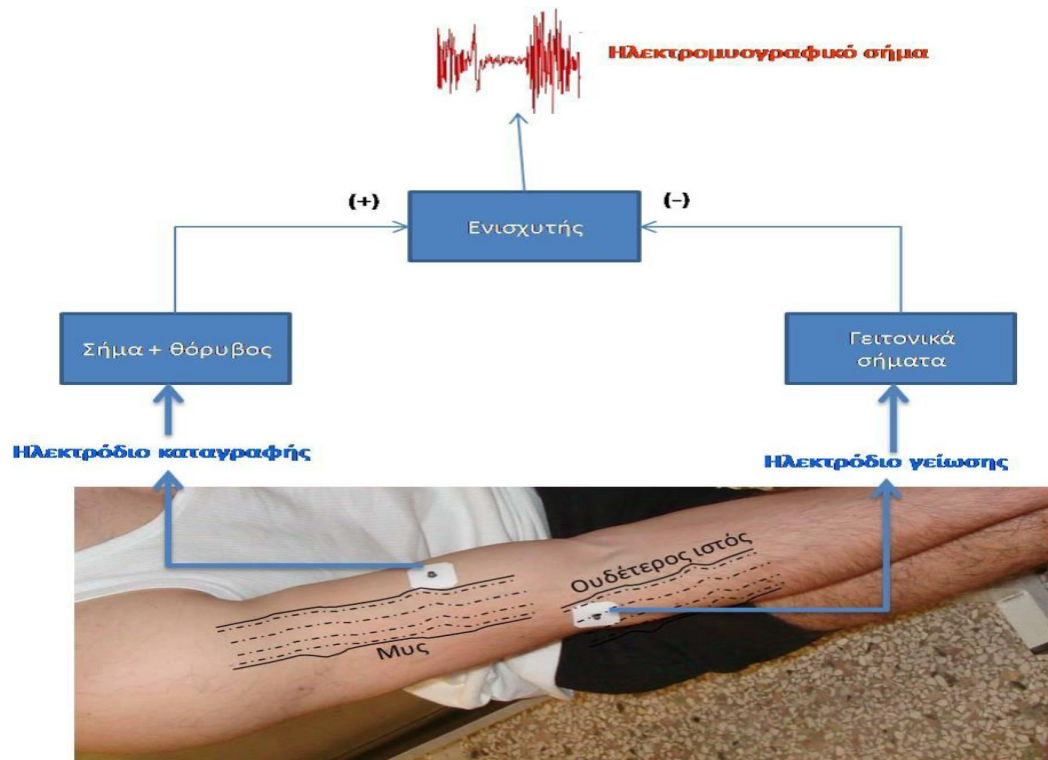
Εικόνα 27. Ένα τυπικό σύστημα καταγραφής ηλεκτρομυογραφικού σήματος.

Το ηλεκτρόδιο επιφάνειας αποτελείται από έναν κυκλικό δίσκο μικρής διαμέτρου από αγώγιμο υλικό ο οποίος συνδέεται περιμετρικά με ένα αυτοκόλλητο υλικό, ώστε να προσκολλάται στο δέρμα. Ο κυκλικός δίσκος δέχεται την τάση κάτω από αυτόν και την μεταδίδει μέσω ειδικού καλωδίου προς τον ενισχυτή σήματος. Στην ιστορία της ηλεκτρομυογραφίας έχουν εφαρμοστεί τρία είδη διάταξης των ηλεκτροδίων

- η μονοπολική,
- η διπολική,
- η διάταξη με πολλαπλά ηλεκτρόδια.

(Ελευθέριος, 2015, σ. 131)

➤ μονοπολική



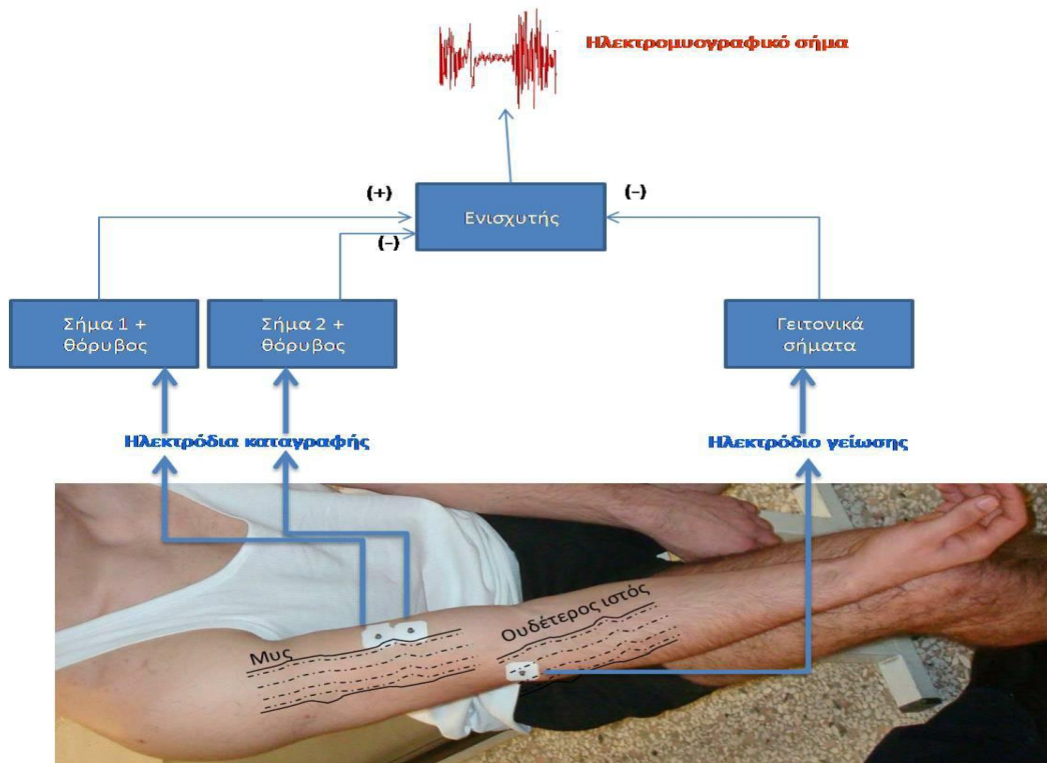
Εικόνα 28. Μονοπολική διάταξη των ηλεκτροδίων

Στη μονοπολική διάταξη το σήμα καταγράφεται με δύο ηλεκτρόδια (Εικόνα 28). Το ένα ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο μυ, ενώ το άλλο τοποθετείται σε σημείο που δεν επηρεάζεται από τη δραστηριότητα του μυός και χρησιμεύει ως γείωση. Το ηλεκτρόδιο το οποίο τοποθετείται πάνω στο μυ, καταγράφει τη δραστηριότητα από τον ίδιο το μυ, καθώς και αυτή που δημιουργείται από γειτονικούς ιστούς στη γύρω περιοχή (θόρυβος). Το ηλεκτρόδιο γείωσης καταγράφει σήματα που προέρχονται από το ουδέτερο περιβάλλον (εξωτερικός θόρυβος). Επομένως, αφαιρώντας τις καταγραφές των δύο ηλεκτροδίων, το σήμα που προκύπτει εξακολουθεί να έχει θόρυβο. Για το λόγο αυτό η μονοπολική διάταξη δε χρησιμοποιείται.

Στη διπολική διάταξη το σήμα καταγράφεται με τρία ηλεκτρόδια (Εικόνα 29). Δυο ηλεκτρόδια τοποθετούνται στο μυ και ένα χρησιμεύει ως γείωση. Στην περίπτωση αυτή υπολογίζεται η διαφορά των σημάτων των δύο ηλεκτροδίων του μυός και στη συνέχεια γίνεται σύγκριση με το σήμα του ηλεκτροδίου γείωσης. Αυτό έχει ως τελικό αποτέλεσμα το ηλεκτρομυογραφικό σήμα να είναι απαλλαγμένο από το θόρυβο είτε προέρχεται από γειτονικούς ιστούς είτε από εξωτερικές πηγές. Η διάταξη με πολλαπλά ηλεκτρόδια είναι μια καινούργια τεχνική η οποία χρησιμοποιείται εδώ και δέκα περίπου χρόνια.

(Ελευθέριος, 2015, σ. 132)

Πρόκειται για μια πλακέτα η οποία ενσωματώνει πολλαπλά ηλεκτρόδια σε συγκεκριμένη σειρά. Η πλακέτα τοποθετείται κατά μήκος του μυός και επιτρέπει την καταγραφή σήματος από πολλές περιοχές του μυός. Επομένως, πλεονεκτεί σε σχέση με τη διπολική διάταξη, αφού παρέχει μια πιο γενικευμένη εικόνα της ενεργοποίησης του μυός.



Εικόνα 29. Διπολική διάταξη των ηλεκτροδίων

Στη διπολική διάταξη, το ζεύγος των ηλεκτροδίων συνδέεται μέσω κοινού καλωδίου με τον ενισχυτή σήματος. Επειδή το ηλεκτρομυογραφικό σήμα είναι εξαιρετικά χαμηλής έντασης, ο ρόλος του ενισχυτή για την καταγραφή και αποτύπωση της δραστηριότητας είναι πολύ σημαντικός. Ο ενισχυτής θα πρέπει, επομένως, να διαθέτει συγκεκριμένα χαρακτηριστικά, ώστε οι μετρήσεις να είναι έγκυρες και αξιόπιστες. Ορισμένα από αυτά είναι:

- ❖ **Συχνότητα δειγματοληψίας:** Η συχνότητα δειγματοληψίας πρέπει να είναι τουλάχιστο διπλάσια από τη συχνότητα της μυϊκής δραστηριότητας. Επειδή η συχνότητα του σήματος που προέρχεται από τη μυϊκή δραστηριότητα κυμαίνεται από 120 έως 180 Hz, η ελάχιστη συχνότητα πρέπει να είναι περίπου 400 Hz. Για το λόγο αυτό προτιμάται η συχνότητα δειγματοληψίας να είναι ίση ή υψηλότερη από 1000 Hz.
- ❖ **Αναλογία απόρριψης του κοινού σήματος:** Αναφέρεται στη δυνατότητα του ενισχυτή να ανιχνεύει το κοινό σήμα (θόρυβο) από όλα τα ηλεκτρόδια και να το αφαιρεί. Τιμές της αναλογίας πάνω από 80 έως 120db θεωρούνται αποδεκτές.

- ❖ **Φάσμα συχνοτήτων:** Παρά την ύπαρξη διπολικής ή πολλαπλής διάταξης, το καταγραφόμενο σήμα μπορεί να εμπεριέχει θόρυβο. Σήματα με συχνότητα κατώτερη από 20 Hz και υψηλότερη από τα 500 Hz προέρχονται από άλλες πηγές και επομένως αποκόπτονται. Άρα, το συνιστώμενο εύρος συχνοτήτων του ενισχυτή κυμαίνεται από 20 έως 500 Hz
- ❖ **Αντίσταση εισόδου:** Αναφέρεται στην αντίσταση που παρέχει ο ενισχυτής στο σήμα που καταγράφεται από το ηλεκτρόδιο. Η αντίσταση εισόδου πρέπει να είναι υψηλότερη από αυτήν που προβάλλει το δέρμα στο ηλεκτρομυογραφικό σήμα. Επομένως, όσο πιο υψηλή είναι η αντίσταση εισόδου τόσο πιο μικρότερη θα είναι η αλλοίωση του πραγματικού σήματος από τον ενισχυτή. Αντίσταση μεγαλύτερη των 1012 Ω είναι κοινώς αποδεκτή.
- ❖ **Ενίσχυση και ψηφιοποίηση του σήματος:** Το σήμα πολλαπλασιάζεται ώστε να είναι καλύτερα αναγνώσιμο και επεξεργάσιμο. Η συνηθισμένη ρύθμιση κυμαίνεται από 500 έως 1000 φορές. Στη συνέχεια το σήμα μετατρέπεται από αναλογική σε ψηφιακή μορφή για περαιτέρω ανάλυση.

(Ελευθέριος, 2015, σ. 133)

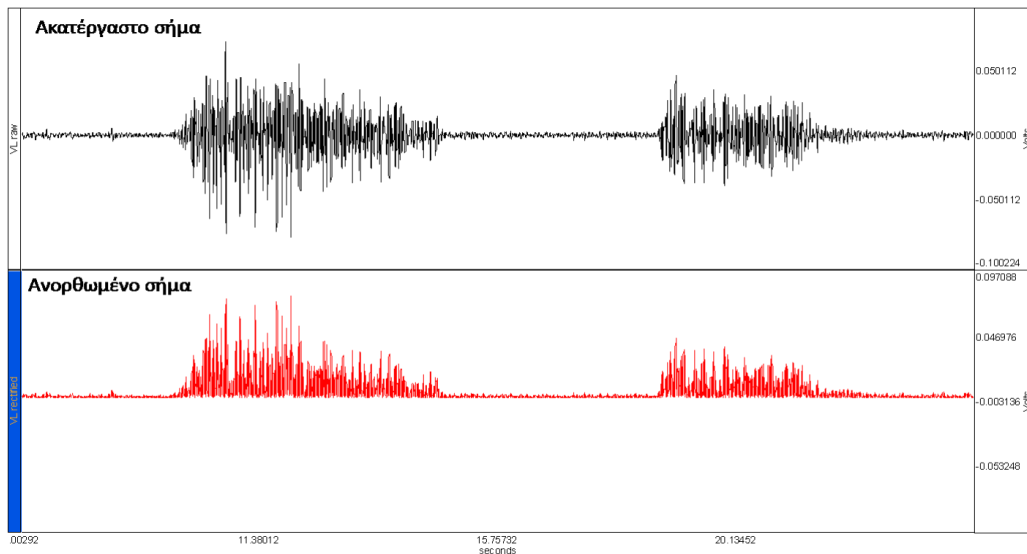
3.2.1 Ανάλυση του Ηλεκτρομυογραφικού σήματος

Το πρώτο στάδιο της επεξεργασίας του ηλεκτρομυογραφήματος, αφορά τον αρχικό έλεγχο ως προς την ύπαρξη θορύβου από εξωτερικές πηγές. Η κύρια τεχνική η οποία χρησιμοποιείται για το σκοπό αυτό είναι η ανάλυση συχνοτήτων (βλέπε παρακάτω). Εφόσον διαπιστωθεί η ύπαρξη θορύβου, το ΗΜΓ σήμα επεξεργάζεται με ψηφιακά φίλτρα, έτσι ώστε να μειωθεί ή να εξαλειφθεί ο θόρυβος. Ανάλογα με το σκοπό της χρήσης της ηλεκτρομυογραφίας, διακρίνονται τρεις προσεγγίσεις στην ανάλυση του σήματος: η χρονική, η ποσοτική και η ανάλυση συχνοτήτων.

3.2.1.1 Χρονική ανάλυση

Η ανάλυση ως προς το χρόνο αφορά τη μελέτη της διάρκειας ενεργοποίησης του κάθε μυός. Αυτή η μορφή ανάλυσης επιτρέπει να διαπιστωθεί σε ποια χρονική στιγμή της κίνησης ενεργοποιείται και απενεργοποιείται ο κάθε μυς. Με αυτό τον τρόπο εξετάζεται ο συγχρονισμός της ενεργοποίησης των μυών, ο οποίος είναι πολύ σημαντικός για τη μελέτη της τεχνικής εκτέλεσης μιας κίνησης. Με αυτήν την προσέγγιση δεν εξετάζεται το μέγεθος της ενεργοποίησης του κάθε μυός. Ένα τυπικό ηλεκτρομυογραφικό σήμα είναι μια κυματομορφή με συνεχόμενες αρνητικές και θετικές φάσεις γύρω από τη βασική γραμμή (μηδέν). Η βασική γραμμή (το μηδέν) του σήματος είναι μια σχετική τιμή που παρέχεται από τον ηλεκτρομυογράφο και αντιπροσωπεύει την κατάσταση πλήρους ηρεμίας του μυός.

Η μορφή της συγκεκριμένης κυματομορφής δεν επιτρέπει την εξαγωγή περιγραφικών στατιστικών που θα περιγράψουν το ηλεκτρομυογράφημα, όπως η μέγιστη τιμή ή η μέση τιμή. Αυτό συμβαίνει διότι οι αρνητικές τιμές αναιρούν τις αντίστοιχες θετικές με αποτέλεσμα το αλγεβρικό άθροισμα της κυματομορφής να πλησιάζει το μηδέν. Το πρόβλημα επιλύεται με τη διαδικασία ανόρθωσης κατά την οποία λαμβάνεται η απόλυτη τιμή του σήματος, ώστε όλη η κυματομορφή να αποκτήσει θετικό πρόσημο (Εικόνα 30).



Εικόνα 30. Διαδικασία ανόρθωσης του ηλεκτρομυογραφικού σήματος.

Το καταγεγραμμένο ηλεκτρομυογράφημα εμφανίζει αρνητικές και θετικές φάσεις, ενώ το ανορθωμένο μόνο θετικές τιμές.

Το κρίσιμότερο στοιχείο της χρονικής ανάλυσης του ηλεκτρομυογραφικού σήματος είναι η αναγνώριση του σωστού σημείου έναρξης της δραστηριότητας του μυός. Στις περισσότερες περιπτώσεις συγκρίνεται το ηλεκτρομυογράφημα κατά την ηρεμία (baseline) με αυτό που καταγράφεται κατά την έναρξη της δραστηριότητας. Το σημείο κατά το οποίο το σήμα είναι κατά 3 έως 5 αποκλίσεις μεγαλύτερο από το σήμα ηρεμίας εκλαμβάνεται ως το χρονικό σημείο έναρξης της δραστηριότητας του μυός.

Η μεταβλητότητα του σήματος καθιστά την αναγνώριση του σημείου αυτού αρκετά δύσκολη. Για το λόγο αυτό, πολλές φορές επιλέγεται η περαιτέρω ομαλοποίηση του σήματος. Ένας τρόπος ομαλοποίησης είναι η αποκοπή του σήματος υψηλών συχνοτήτων (low pass filtering).

Η κυματομορφή που παράγεται ονομάζεται μέσο φιλτραρισμένο σήμα ή το γραμμικό περίγραμμα του σήματος (linear envelope). Ανεξάρτητα από το είδος της ομαλοποίησης, οι μεταβλητές που εξάγονται από τη χρονική ανάλυση του ηλεκτρομυογραφικού σήματος είναι (Εικόνα 24):

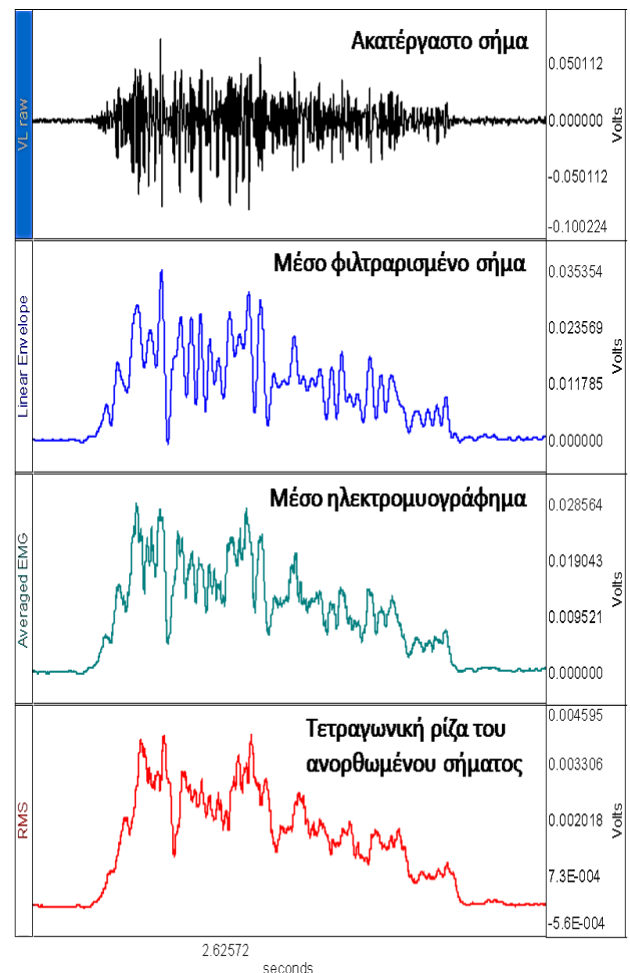
- Ο χρόνος που απαιτήθηκε για να ξεκινήσει η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα σε σχέση με την έναρξη της κίνησης (onset). Να σημειωθεί ότι ο χρόνος είναι αρνητικός, δηλαδή, η μυϊκή δραστηριότητα ξεκινά πριν την έναρξη της κίνησης (προ-ενεργοποίηση).

- Το χρονικό σημείο παύσης της ενεργοποίησης (offset).
- Η συνολική διάρκεια της ενεργοποίησης του κάθε μύς.

3.2.1.2 Ποσοτική ανάλυση

Η ποσοτική ανάλυση έχει ως αντικείμενο την ποσοτικοποίηση του μεγέθους της δραστηριότητας του μύς. Όπως και με τη χρονική ανάλυση, το πρώτο στάδιο της ανάλυσης είναι η ανόρθωση του καταγεγραμμένου σήματος (Εικόνα 31). Οι κυριότεροι τρόποι υπολογισμού του μεγέθους της δραστηριότητας είναι οι εξής:

- α) Το μέσο φιλτραρισμένο σήμα ή το γραμμικό περίγραμμα του σήματος (linear envelope), με μονάδα μέτρησης τα Volts.
- β) Το εμβαδόν του ηλεκτρομυογραφήματος σε ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα (Integrated EMG), με μονάδα μέτρησης το Volts/sec. Υπολογίζεται το ολοκλήρωμα του σήματος σε μια συγκεκριμένη χρονική φάση ή για όλη τη διάρκεια μιας σύσπασης. Πρόκειται για μια από τις παραδοσιακές τεχνικές υπολογισμού του σήματος.
- γ) Ο μέσος όρος του ηλεκτρομυογραφικού σήματος (average EMG), με μονάδα μέτρησης τα Volts. Πρόκειται για μια απλή ομαλοποίηση της κυματομορφής μέσω του υπολογισμού του κινητού μέσου όρου ανά ένα συγκεκριμένο αριθμό σημείων. Ο αριθμός των σημείων κυμαίνεται από 5 έως 50, ανάλογα με το σκοπό της έρευνας και τη συχνότητα δειγματοληψίας του ηλεκτρομυογραφικού συστήματος.



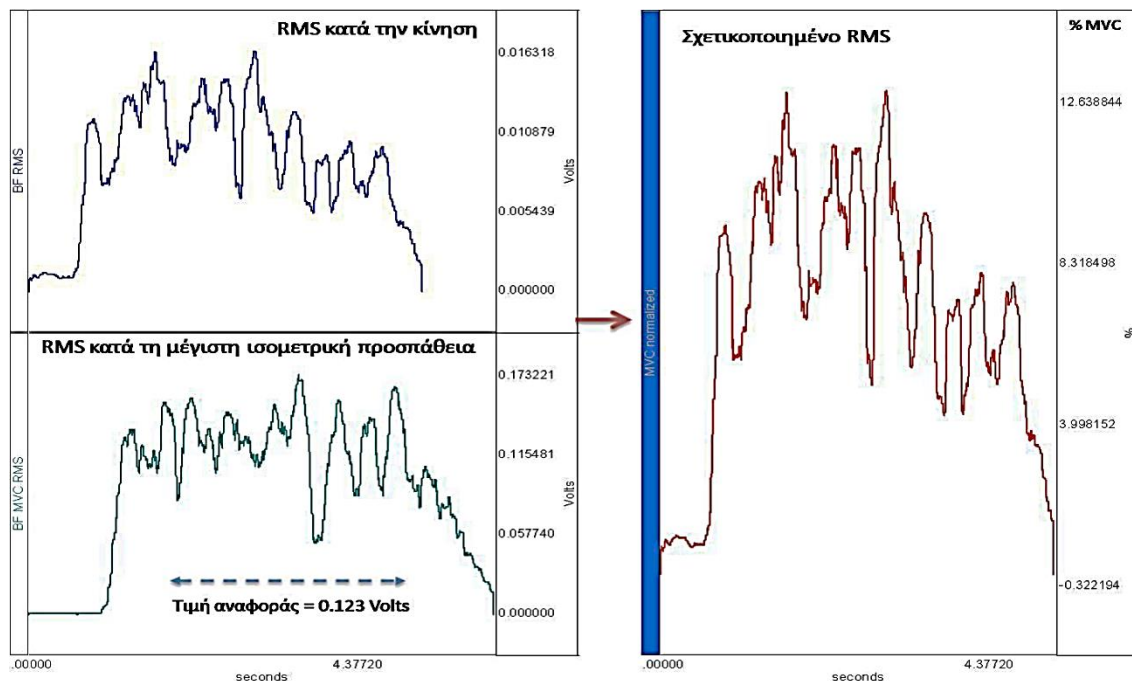
Εικόνα 31. Τεχνικές ποσοτικής ανάλυσης του ηλεκτρομυογραφήματος

- δ) Η τετραγωνική ρίζα του ανορθωμένου σήματος (root mean square). Πρόκειται για την τετραγωνική ρίζα του μέσου όρου του τετραγώνου των τιμών του καταγεγραμμένου σήματος:

$$EMG_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} [RMS(t)]^2 dt}$$

(Luca, 1997)

Σε όλες τις παραπάνω περιπτώσεις, το σήμα εκφράζεται ως ποσοστό της σταθερής τιμής αναφοράς. Προκύπτει, δηλαδή, το σχετικοποιημένο ηλεκτρομυογραφικό σήμα (normalized EMG signal) (Εικόνα 32).



Εικόνα 32. Παράδειγμα σχετικοποίησης.

Επάνω αριστερά: Η τετραγωνική ρίζα του μέσου των τετραγώνων των ημών του σήματος (RMS) κατά την κίνηση. Κάτω αριστερά: Το RMS κατά τη μέγιστη ισομετρική προσπάθεια διάρκειας 5 sec. Από την καταγραφή απομονώνεται το χρονικό διάστημα όπου το σήμα είναι σταθερό και λαμβάνεται ο μέσος όρος. Ο μέσος όρος χρησιμεύει ως τιμή αναφοράς σε σχέση με την οποία εκφράζεται το RMS κατά την κίνηση. Δεξιά: Το τελικό σχετικοποιημένο ηλεκτρομυογράφημα.

3.2.1.3 Ανάλυση συχνότητων

Το ηλεκτρομυογραφικό σήμα εκφράζει το άθροισμα της δραστηριότητας των κινητικών μονάδων από τις οποίες αποτελείται. Τα χαρακτηριστικά της ενεργοποίησης δεν είναι ίδια για όλες τις κινητικές μονάδες. Για παράδειγμα, κάποιες κινητικές μονάδες εμφανίζουν χαμηλή συχνότητα διέγερσης (ενεργοποιούνται λίγες φορές στη μονάδα του χρόνου), ενώ άλλες εμφανίζουν υψηλή συχνότητα.

Ως μια σύνθετη κυματομορφή η οποία επαναλαμβάνεται στη μονάδα του χρόνου, το ηλεκτρομυογραφικό σήμα υφίσταται τα ίδια στάδια επεξεργασίας των φυσιολογικών σημάτων (π.χ. του ήχου ή της εικόνας). Ένα σήμα ονομάζεται περιοδικό, όταν η βασική του μορφή επαναλαμβάνεται σε μια χρονική περίοδο. Σύμφωνα με τον Fourier, κάθε περιοδικό σήμα μπορεί να εκφραστεί ως συνάρτηση των κυματομορφών των συναρτήσεων του συνημίτονου και του ημιτόνου. Με την εφαρμογή της ανάλυσης Fourier, είναι εφικτή η «διάσπαση» του ηλεκτρομυογραφικού σήματος στα συστατικά του, δηλαδή σε κυματομορφές με διαφορετικές συχνότητες (φάσμα συχνοτήτων). Το τελικό αποτέλεσμα αυτής της διαδικασίας είναι η διαμόρφωση της γραφικής απεικόνισης της σχέσης ανάμεσα στην ισχύ και τη συχνότητα του σήματος (Εικόνα 33). Από το συγκεκριμένο γράφημα, μπορεί να επιλεγεί η διάμεση συχνότητα, η οποία διχοτομεί την ισχύ του σήματος, ή η μέση συχνότητα, η οποία εκφράζει τη συχνότητα στην οποία συγκεντρώνεται η μέση τιμή της ισχύος.

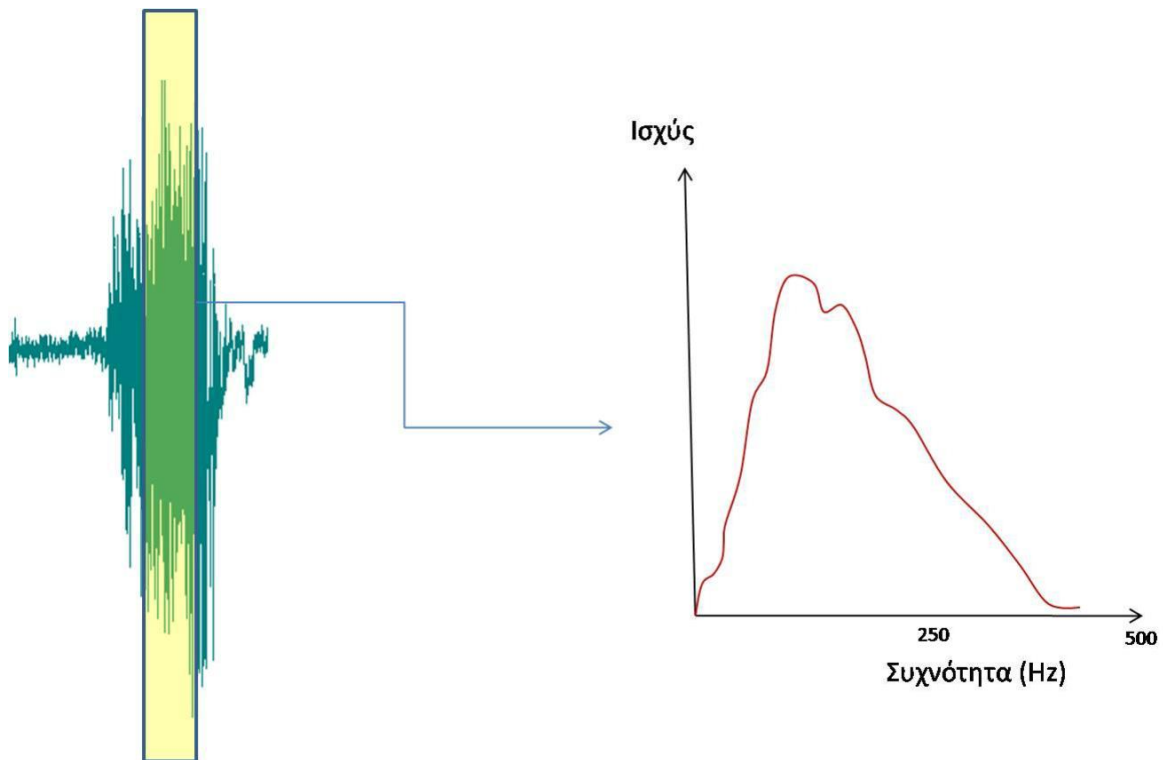
Η χρησιμότητα της ανάλυσης συχνοτήτων αφορά τρεις κύριους τομείς:

- α) Τον έλεγχο του ηλεκτρομυογραφικού σήματος ως προς την ύπαρξη θορύβων. Επειδή το ηλεκτρομυογραφικό σήμα του μυός εμφανίζει συχνότητες που κυμαίνονται στα 50 έως 180 Hz, η συγκέντρωση του σήματος σε πολύ υψηλές ή χαμηλές συχνότητες είναι ενδεικτική της ύπαρξης θορύβου (Luca, 1997).
- β) Τη μελέτη της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας σε συνθήκες μυϊκής κόπωσης. Η παρατεταμένη μυϊκή προσπάθεια συνοδεύεται από πτώση της διάμεσης συχνότητας. Η μετατόπιση της ισχύος του σήματος από τις υψηλές προς τις χαμηλές συχνότητες αποδίδεται σε διάφορα αίτια, όπως είναι η μείωση του ρυθμού ενεργοποίησης των κινητικών μονάδων και η μείωση της ταχύτητας αγωγιμότητας (Merletti & Roy, 1996).
- γ) Την εξέταση των μηχανισμών αύξησης της δύναμης. Σε θεωρητικό επίπεδο, μεταβολές στο φάσμα συχνοτήτων κατά την αύξηση της μυϊκής δύναμης παρέχουν πληροφορίες σχετικά με τις στρατηγικές ενεργοποίησης των κινητικών μονάδων. Η ανάλυση αυτή αντιμετωπίζει δυσκολίες εξαιτίας των παραγόντων που μεσολαβούν ανάμεσα στα δυναμικά ενέργειας των κινητικών μονάδων και στο επιφανειακό ηλεκτρομυογράφημα.

Ένα από τα σημαντικότερα μειονεκτήματα της ανάλυσης Fourier είναι ότι απαιτεί το προερχόμενο σήμα να είναι περιοδικό. Η προϋπόθεση αυτή δεν ισχύει σε όλες τις περιπτώσεις χρήσης του ηλεκτρομυογραφικού σήματος, ειδικά όταν εξετάζονται δυναμικές κινήσεις. Για το λόγο αυτό η ανάλυση Fourier εφαρμόζεται, κυρίως, στη μελέτη στατικών κινήσεων. Για τις δυναμικές κινήσεις έχουν προταθεί δύο κύριες λύσεις. Πρώτον, το σήμα διασπάται σε μικρά τμήματα μικρής χρονικής διάρκειας (π.χ. ανά 256 σημεία) και στη συνέχεια εφαρμόζεται η ανάλυση Fourier.

Η τεχνική αυτή έχει ευρεία αποδοχή και εφαρμογή, αλλά δεν ξεπερνά το βασικό περιορισμό εφαρμογής της ανάλυσης Fourier. Δεύτερον, έχουν αναπτυχθεί διαφορετικές τεχνικές ανάλυσης του σήματος, όπως η στιγμιαία διάμεση συχνότητα (instantaneous median frequency) και η στιγμιαία μέση συχνότητα (instantaneous mean frequency) οι οποίες προέρχονται τόσο από την ανάλυση Fourier, όσο και από άλλες τεχνικές, όπως η κατανομή Wigner ή ο συνεχής μετασχηματισμός κυματομορφής (continuous wavelet transform).

(Georgakis, Stergioulas, & Giakas, 2003)



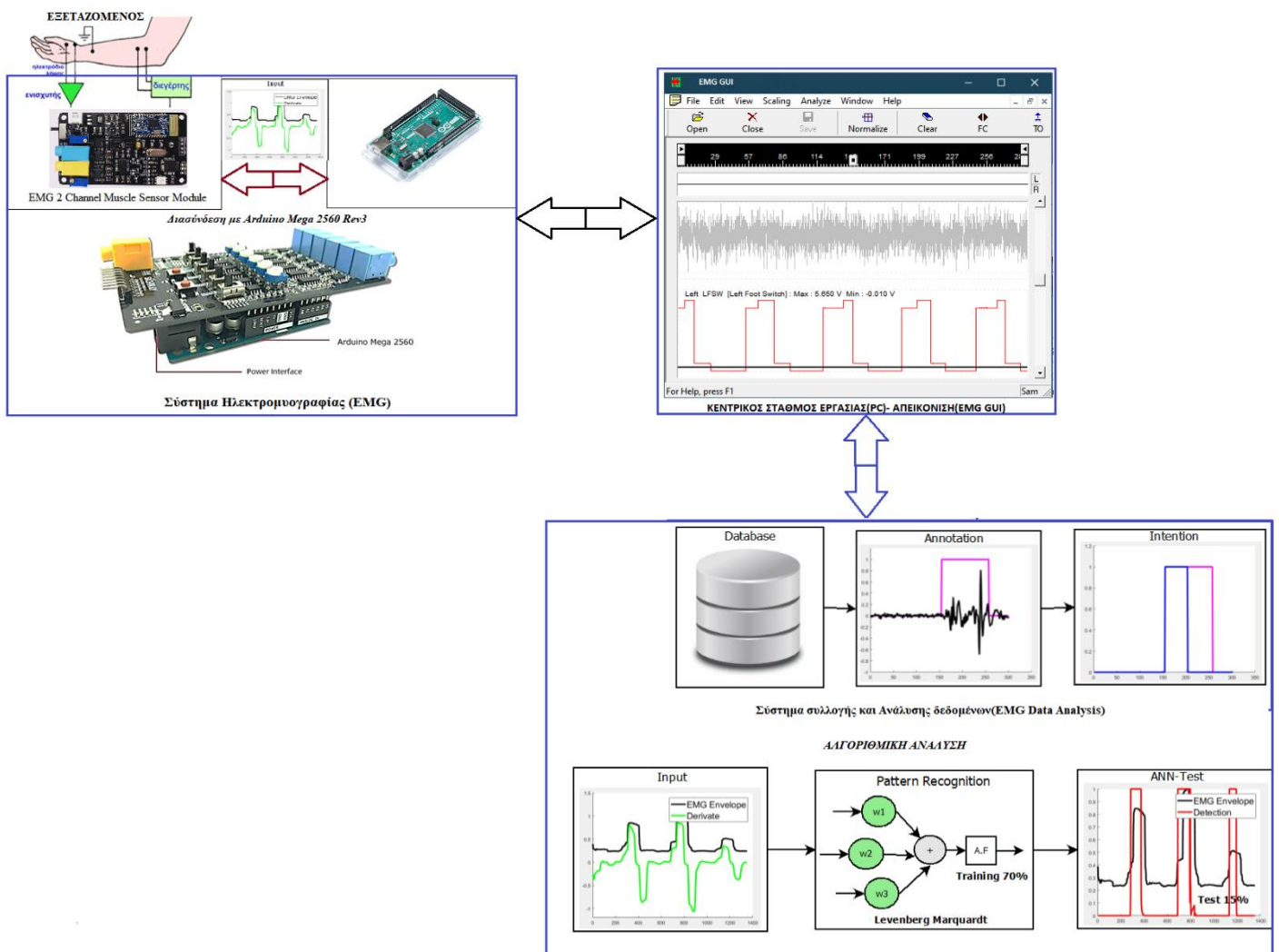
Εικόνα 33. Ανάλυση *Fourier* εφαρμογή σε ένα τμήμα του ΗΜΓ σήματος και παρέχει την καμπύλη ισχύος - συχνότητας του σήματος. Από αυτήν την καμπύλη εξάγονται η μέση και η διάμεση συχνότητα του σήματος

3.3 Ανάλυση και Σχεδιασμός Μοντέλων

Ο σκοπός της διπλωματικής εργασίας είναι το αυτόνομο σύστημα ΗΜΓ, να διαπιστώνει τα σφάλματα του μέσω μιας αλγοριθμικής συλλογής και καταγραφής των δεδομένων, και η απεικόνιση του σήματος σε μια οθόνη διεπαφής με την οποία αλληλεπιδρά ο χρήστης.

Βασική δομή μοντέλου:

1. Σύστημα ηλεκτρομυογραφίας (sEMG)
 - Αισθητήρας EMG 2 καναλιών (EMG 2 Channel Muscle Sensor Module)
 - Μικροελεγκτής Arduino (Arduino Mega 2560 Rev3)
2. Γραφικό περιβάλλον χρήστη (sEMG GUI)
 - γραφική διεπαφή χρήστη (GUI)
 - Graph charts
3. Σύστημα συλλογής και Ανάλυσης δεδομένων(sEMG Data Analysis)
 - Βάση Δεδομένων (EMG Data, SQL Database)
 - Ανάλυση Δεδομένων (EMG Analysis)



Εικόνα 34. Αυτόνομο σύστημα ΗΜΓ(EMG_SYSTEM)

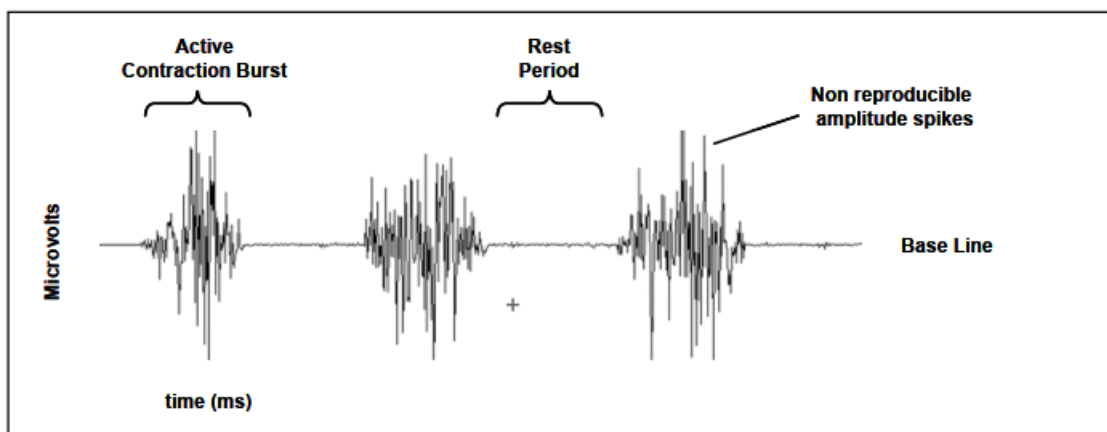
3.4 Ανάπτυξη και Ανάλυση του Αλγοριθμικού συστήματος (sEMG)

Για να διατυπώσουμε τους τρόπους ανάπτυξης και ανάλυσης του αλγοριθμικού συστήματος (sEMG), θα πρέπει να εμβαθύνουμε στα προαναφερθέντα των εννοιών 2.2.3 – 2.2.8. Μετά τη συλλογή του ηλεκτρομυογραφήματος καθίσταται απαραίτητο να ακολουθούνται ορισμένα βήματα, ώστε να αναδειχθούν τα χρήσιμα χαρακτηριστικά του, μια και αποτελεί ένα σήμα με μεγάλη ποσότητα περιττής πληροφορίας. Αρχικά, ειδικά στο επιφανειακό EMG όπως προαναφέρθηκε, θόρυβος παρεισφρύνει εξαιτίας του δέρματος και αλλοιώνει τα πλάτη των τιμών του συχνοτικού περιεχομένου. Σε αυτή την περίπτωση χρειάζεται να εφαρμόζονται τεχνικές ενίσχυσης του σήματος. Παράλληλα, παρατηρείται το φαινόμενο η συχνότητα του δικτύου (50 Hz) να εμφανίζεται με μεγάλη τιμή στα δεδομένα, οπότε και χρησιμοποιείται ένα φίλτρο εγκοπής (notch), το οποίο την απομακρύνει επιτυχώς.

3.4.1 Το "ακατέργαστο" σήμα EMG

Ένα μη φιλτραρισμένο (εξαιρέση: ζώνη ενισχυτή) και ένα μη επεξεργασμένο σήμα που ανιχνεύει τα υπερτιθέμενα MUAPs ονομάζεται μη επεξεργασμένο σήμα EMG. Στο παράδειγμα που δίνεται παρακάτω (Εικ. 35), ήταν μια εγγραφή πρώτης επιφάνειας EMG (sEMG)

γίνεται για τρεις στατικές συστολές του μυός του δικέφαλου brachii:



Εικόνα 35. Η ακατέργαστη καταγραφή EMG 3 εκρήξεων συσπάσεων του *M. biceps br.*

Όταν ο μυς είναι χαλαρός, μπορεί να παρατηρηθεί λίγο πολύ θόρυβος EMG Baseline. Ο ακατέργαστος βασικός θόρυβος EMG εξαρτάται από πολλούς παράγοντες, ειδικά την ποιότητα του ενισχυτή EMG, τον θόρυβο περιβάλλοντος και την ποιότητα της δεδομένης κατάστασης ανίχνευσης. Υποθέτοντας ότι η απόδοση του ενισχυτή τελευταίας τεχνολογίας και η σωστή προετοιμασία του δέρματος, ο μέσος όρος θορύβου βάσης δεν πρέπει να είναι υψηλότερος από 3 - 5 μικρο-βολτ, 1 έως 2 πρέπει να είναι ο στόχος. Η διερεύνηση της ποιότητας βάσης EMG είναι ένα πολύ σημαντικό σημείο ελέγχου κάθε μέτρησης EMG.

Χρειάζεται προσοχή να μην ερμηνευτεί τον παρεμβαλλόμενο θόρυβο ή προβλήματα στην συσκευή ανίχνευσης ως «αυξημένη» βασική δραστηριότητα ή μυϊκό (υπερ-) τόνο!

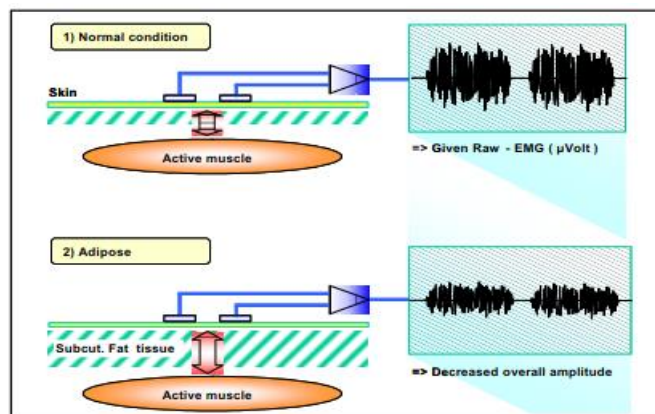
Ο υγιής χαλαρός μυς δεν παρουσιάζει σημαντική δραστηριότητα ΗΜΓ λόγω έλλειψης αποπόλωσης και δυναμικών δράσης. Από τη φύση του, οι ακατέργαστες αιχμές EMG είναι τυχαίου σχήματος, πράγμα που σημαίνει ότι μια ακατέργαστη ριπή εγγραφής δεν μπορεί να αναπαραχθεί με ακρίβεια σε ακριβές σχήμα. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι το πραγματικό σύνολο των στρατολογημένων μονάδων κινητήρα αλλάζει συνεχώς μέσα στη μήτρα / διάμετρο των διαθέσιμων κινητήρων: Εάν περιστασιακά δύο ή περισσότερες μονάδες κινητήρα πυροδοτηθούν ταυτόχρονα και βρίσκονται κοντά στα ηλεκτρόδια, παράγουν μια ακίδα υπέρθεσης. Εφαρμόζοντας έναν αλγόριθμο εξομάλυνσης (π.χ. κινητός μέσος όρος) ή επιλέγοντας μια κατάλληλη παράμετρο πλάτους (π.χ. περιοχή κάτω από την διορθωμένη καμπύλη), το μη αναπαραγώγιμο περιεχόμενο του σήματος εξαλείφεται ή τουλάχιστον ελαχιστοποιείται. Το "ακατέργαστο" Raw sEMG μπορεί να κυμαίνεται μεταξύ +/- 5000 microvolts (αθλητές!) Και συνήθως το περιεχόμενο συχνότητας κυμαίνεται μεταξύ 6 και 500 Hz, εμφανίζοντας τη μεγαλύτερη ισχύ συχνότητας μεταξύ ~ 20 και 150 Hz .

3.4.2 Παράγοντες που επηρεάζουν το "ακατέργαστο" σήμα EMG

Στο δρόμο της από τη μεμβράνη των μυών μέχρι τα ηλεκτρόδια, το σήμα EMG μπορεί να επηρεαστεί από διάφορους εξωτερικούς παράγοντες που μεταβάλλουν το σχήμα και τα χαρακτηριστικά του. Μπορούν βασικά να ομαδοποιηθούν σε:

1. Χαρακτηριστικά ιστών

Το ανθρώπινο σώμα είναι ένας καλός ηλεκτρικός αγωγός, αλλά δυστυχώς η ηλεκτρική αγωγιμότητα ποικίλλει ανάλογα με τον τύπο του ιστού, το πάχος (Εικ. 36), τις φυσιολογικές αλλαγές και τη θερμοκρασία. Αυτές οι συνθήκες μπορεί να ποικίλλουν σημαντικά από υποκείμενο σε υποτομή (και ακόμη και εντός θέματος) και να απαγορεύουν μια άμεση ποσοτική σύγκριση του πλάτους EMG παραμέτρους που υπολογίζονται στο μη επεξεργασμένο Σήμα EMG.

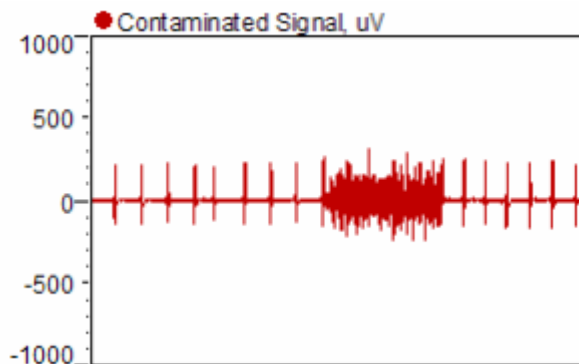


Εικόνα 36. Η επίδραση του ποικίλου πάχους των στρωμάτων ιστού κάτω από τα ηλεκτρόδια: Λαμβάνοντας υπόψη την ίδια ποσότητα ηλεκτρικής ενέργειας των μυών, η συνθήκη 1 παράγει περισσότερο μέγεθος EMG λόγω μικρότερης απόστασης μεταξύ μυών και ηλεκτροδίων

2. Φυσιολογική διασταυρούμενη ομιλία

Οι γειτονικοί μύες μπορεί να παράγουν σημαντική ποσότητα EMG που ανιχνεύεται από την τοπική θέση ηλεκτροδίων. Συνήθως, αυτό το "Cross Talk" δεν υπερβαίνει το 10% -15% του συνολικού περιεχομένου σήματος ή δεν είναι καθόλου διαθέσιμο.

Ωστόσο, πρέπει να ληφθεί μέριμνα για στενές διευθετήσεις εντός των μυϊκών ομάδων. Οι ακίδες του ΗΚΓ μπορούν να επηρεάσουν την εγγραφή EMG, ειδικά όταν εκτελούνται στους μύς του άνω κορμού και του ώμου. Είναι ευδιάκριτα και αναπτύσσονται νέοι αλγόριθμοι για την εξάλειψή τους.



Εικόνα 37. Ακατέργαστη εγγραφή EMG με μεγάλες παρεμβολές ΗΚΓ

3. Αλλαγές στη γεωμετρία μεταξύ της κοιλιάς των μυών και της θέσης ηλεκτροδίου

Οποιαδήποτε αλλαγή της απόστασης μεταξύ της προέλευσης του σήματος και της θέσης ανίχνευσης θα αλλάξει την ένδειξη EMG. Είναι ένα εγγενές πρόβλημα όλων των δυναμικών μελέτες κίνησης και μπορεί επίσης να προκληθεί από εξωτερική πίεση.

4. Εξωτερικός θόρυβος

Ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να δίνεται σε πολύ θορυβώδη ηλεκτρικά περιβάλλοντα. Το πιο απαιτητικό είναι η άμεση παρεμβολή του βουητού ισχύος, που παράγεται συνήθως από εσφαλμένη γείωση άλλων εξωτερικών συσκευών.

5. Ηλεκτρόδιο και ενισχυτές

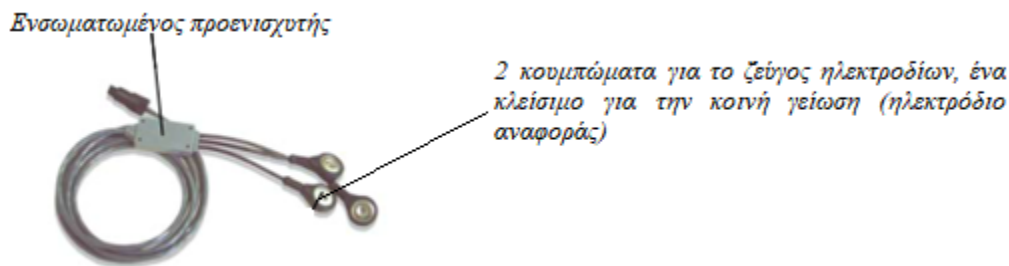
Η επιλογή / ποιότητα ηλεκτροδίων και εσωτερικού θορύβου ενισχυτή μπορεί να προσθέσει περιεχόμενο σήματος στη γραμμή βάσης EMG. Ο εσωτερικός θόρυβος ενισχυτή δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 5 Vrms (ISEK Standards, βλέπε κεφάλαιο "Οδηγίες ...")

Οι περισσότεροι από αυτούς τους παράγοντες μπορούν να ελαχιστοποιηθούν ή να ελεγχθούν με την ακριβή προετοιμασία και τον έλεγχο των δεδομένων συνθηκών δωματίου / εργαστηρίου.

(Konrad, 2006, p. 11)

3.4.3 Σήμα EMG - Ενισχυτές

Οι ενισχυτές EMG λειτουργούν ως διαφορικοί ενισχυτές και ο κύριος σκοπός τους είναι η ικανότητα απόρριψης ή εξάλειψης γεγονότα. Η διαφορική ενίσχυση ανιχνεύει τις πιθανές διαφορές μεταξύ των ηλεκτροδίων και ακυρώνει τις εξωτερικές παρεμβολές. Συνήθως τα εξωτερικά σήματα θορύβου φτάνουν και στα δύο ηλεκτρόδια χωρίς μετατόπιση φάσης. Αυτά τα σήματα «κοινής λειτουργίας» είναι σήματα ίσα σε φάση και πλάτος. Ο όρος «κοινή λειτουργία κέρδος» αναφέρεται στη σχέση εισόδου-εξόδου των σημάτων κοινής λειτουργίας. Ο "Λόγος απόρριψης κοινής λειτουργίας" (CMRR) αντιπροσωπεύει τη σχέση μεταξύ διαφορικής και κοινής απόδοσης λειτουργίας και είναι επομένως ένα κριτήριο για την ποιότητα της επιλεγμένης τεχνικής ενίσχυσης. Το CMRR πρέπει να είναι όσο το δυνατόν υψηλότερο, επειδή η εξάλειψη των παρεμβαλλόμενων σημάτων παίζει σημαντικό ρόλο στην ποιότητα. Μια τιμή > 95dB θεωρείται αποδεκτή.



Εικόνα 38. Ηλεκτρόδια με ενσωματωμένους προ-ενισχυτές καλωδίων Σύστημα NORAXON INC USA

Οι έννοιες τελευταίας τεχνολογίας προτιμούν τη χρήση προ-ενισχυτών EMG. Αυτοί οι μικροσκοπικοί ενισχυτές είναι συνήθως ενσωματωμένοι στα καλώδια ή τοποθετημένο πάνω από τα ηλεκτρόδια (ενεργά ηλεκτρόδια). Ο τελευταίος τύπος προενισχυτή μπορεί να έχει το μειονέκτημα ενός ογκώδους πλευρά ανίχνευσης ηλεκτροδίων με αυξημένο κίνδυνο αντικειμένων πίεσης (π.χ. όταν κάθεστε πάνω τους) και συνήθως δεν επιτρέπουν δωρεάν επιλογή τύπων ηλεκτροδίων. Η κύρια ιδέα της χρήσης μικρών ΗΜΓ. Οι προενισχυτές που βρίσκονται κοντά στην τοποθεσία ανίχνευσης είναι πρώιμοι το σήμα, ενίσχυση, (π.χ. 500 κέρδος) και μετάδοση σε ένα χαμηλό επίπεδο Ohm που είναι λιγότερο ευαίσθητο σε αντικείμενα κίνησης (καλώδιο).



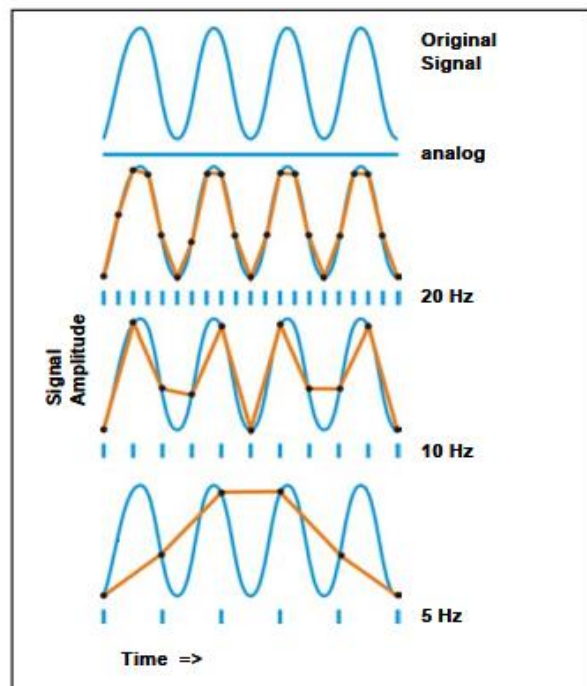
Εικόνα 39. Ποικιλία ενισχυτών EMG που κυμαίνονται από μονάδες Biofeedback 1 ή 2 καναλιών έως συνδεδεμένα και τηλεμετρικά συστήματα. Συστήματα από τη NORAXON INC. USA

Ένα σήμα EMG που δεν έχει ενισχυθεί έχει τυπικά φορτία μεταξύ μερικών μικροβολτ και 2-3 millivolt κατά την ανάγνωση στο δέρμα. Το σήμα γενικά ενισχύεται με συντελεστή τουλάχιστον 500 (π.χ. όταν χρησιμοποιείτε προενισχυτές) έως 1000 (παθητικές καλωδιακές μονάδες). Η σύνθετη αντίσταση εισόδου του ενισχυτή θα πρέπει να έχει τιμή τουλάχιστον 10x την δεδομένη σύνθετη αντίσταση του ηλεκτροδίου. Ο Winter (11) προτείνει αντίσταση εισόδου 1-10 MegaOhm. Το εύρος συχνοτήτων ενός ενισχυτή EMG (ρυθμίσεις ζώνης διέλευσης) θα πρέπει να ξεκινά από 10 Hz highpass και να φτάνει έως και 500 Hz lowpass. Οποιοδήποτε φιλτράρισμα Notch (για ακύρωση π.χ. power hum) πρέπει να αποφεύγεται επειδή καταστρέφει πάρα πολλές πληροφορίες σήματος. Τόσο τα καλώδια όσο και τα συστήματα τηλεμετρίας είναι διαθέσιμα και οι εφαρμοσμένες έννοιες κυμαίνονται από φορητό κανάλι 1 ή 2 - μονάδες βιοανάδρασης έως και 32 κανάλια για πολύπλοκα και πολυπαραμετρικές ρυθμίσεις (Εικ. 39).

(H.J., et al., 1999)

3.4.4 Ρυθμός δειγματοληψίας A / D

Το άλλο σημαντικό τεχνικό στοιχείο είναι η επιλογή ενός σωστή συχνότητα δειγματοληψίας. Για την ακρίβεια «Μεταφράστε» το πλήρες φάσμα συχνοτήτων ενός σήματος, ο ρυθμός δειγματοληψίας που καθορίζει η πλακέτα A / D η τάση του σήματος εισόδου πρέπει να είναι τουλάχιστον διπλάσια υψηλή όσο η μέγιστη αναμενόμενη συχνότητα του σήματος. Αυτή η σχέση περιγράφεται από το Θεώρημα δειγματοληψίας του Nyquist: δειγματοληψία σήματος σε συχνότητα η οποία είναι πολύ χαμηλά αποτελέσματα σε εφέ ψευδαίσθησης (Εικ. 40). Για EMG σχεδόν όλη η ισχύς του σήματος βρίσκεται μεταξύ 10 και 250 Hz και επιστημονικές συστάσεις απαιτούν ρύθμιση ζώνης ενισχυτή 10 έως 500 Hz. Αυτό θα είχε ως αποτέλεσμα συχνότητα δειγματοληψίας τουλάχιστον 1000 Hz (διπλή ζώνη EMG) ή ακόμα και 1500 Hz για αποφυγή απώλειας σήματος.



Εικόνα 40. Η επίδραση της συχνότητας δειγματοληψίας A / D σε ένα ψηφιοποιημένο

(H.J., et al., 1999)

3.5 Σχεδιασμό και την Ανάπτυξη του αυτόνομου συστήματος ΗΜΓ

3.5.1 Σύστημα ηλεκτρομυογραφίας (EMG)

Στο σύστημα ηλεκτρομυογραφίας έχουμε την επιλογή δυο μονάδων τεχνολογία αισθητήρων EMG ανοιχτού υλικού (Open Source Hardware) για χρήση με το Arduino. Στις παρακάτω ενότητες παρουσιάζουμε τις δυο μονάδες, και από τις πειραματικές μετρήσεις της έρευνας θα γίνει η σύγκριση τους. Σύμφωνα με τα σφάλματα μιας αλγοριθμικής συλλογής και καταγραφής των δεδομένων θα γίνει η επιλογή τους.

3.5.1.1 Αισθητήρας EMG 2 καναλιών

Η μονάδα δύο καναλιών περιλαμβάνει την ανάκτηση αναλογικού κυκλώματος στο μπροστινό άκρο και τη διαδικασία φιλτραρίσματος ψηφιακού σήματος στο πίσω άκρο.

Το κύκλωμα απόκτησης εμπρόσθιου άκρου συλλέγει τα μυϊκά ηλεκτρικά σήματα του ανθρώπινου βραχίονα ή ποδιού μέσω των καναλιών 1 έως 2, και ενισχύει και φιλτράρει το σήμα μέσω μιας σειράς σημάτων EMG.



Εικόνα 41. EMG 2 Channel Muscle Sensor Module

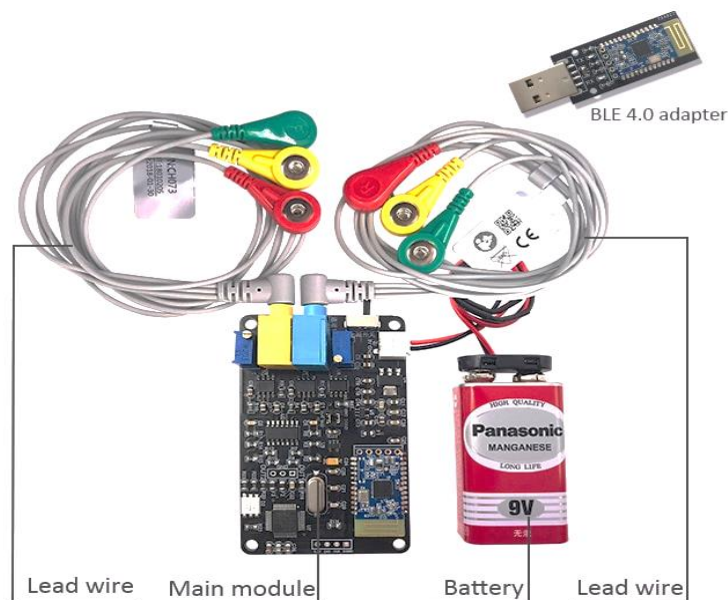
Ο Αισθητήρας EMG 2 καναλιών είναι της εταιρείας Sichiray (EMG 2 Channel Muscle Sensor Module Serial Port Communication Secondary Development Available Wearing Device).

Είναι μια χρήσιμη και ενδιαφέρουσα τεχνολογία αισθητήρων για χρήση με το Arduino ή οποιονδήποτε άλλο μικροελεγκτή. Ως εκ τούτου, το EMG 2 Channel Muscle Sensor, ένα ανοιχτό υλικό, εύκολο στη χρήση και πολύ αξιόπιστο αισθητήρα EMG. Επιλέχθηκε γιατί έχει τα παρακάτω αξιόπιστα χαρακτηριστικά.

1. Αρχικό σήμα(Original signal)
2. Κυματομορφή λογισμικού (Software waveform)
3. Σειριακή θύρα COM (Serial COM Port)
4. Πιο ακριβή δεδομένα (More accurate data)
5. Δύο μύες μπορούν να ανιχνευθούν ταυτόχρονα (Two muscles can be detected simultaneousl)

Η μονάδα EMG 2 καναλιών περιλαμβάνει ένα αναλογικό κύκλωμα απόκτησης και μια διαδικασία φιλτραρίσματος ψηφιακού σήματος. Το κύκλωμα απόκτησης μπροστινού άκρου συλλέγει τα μυϊκά ηλεκτρικά σήματα του ανθρώπινου βραχίονα ή ποδιού μέσω των CH1 και CH2. Μετά την ενίσχυση και το φιλτράρισμα του σήματος, τα αναλογικά δεδομένα απόκτησης εξάγονται από OUT1 και OUT2. Η κυματομορφή του ηλεκτρικού σήματος των μυών μπορεί να παρατηρηθεί απευθείας μέσω του φίλτρου κυμάτων.

Χρησιμοποιούμε έναν μικροεπεξεργαστή για επεξεργασία ψηφιακού φιλτραρίσματος. Οι A0, A1 του Arduino συνδέονται με τα OUT1 και OUT2, και οι τιμές της μυϊκής ηλεκτρικής ισχύος συλλέγονται για επεξεργασία για την απόκτηση ισχύος. Στη συνέχεια, στέλνοντας την τιμή ισχύος της μυϊκής ηλεκτρικής ενέργειας, τη μέση τιμή της μυϊκής ηλεκτρικής ενέργειας, τη συλλεγόμενη τιμή της μυϊκής ηλεκτρικής ενέργειας, τη δύναμη της μυϊκής ισχύος μέσω Bluetooth 4.0 Συνδέστε τον προσαρμογέα Bluetooth 4.0 για να παρατηρήσετε τα δεδομένα από κυματομορφή λογισμικού.



Εικόνα 42. EMG 2 Channel Muscle Sensor Module Serial Port Communication Secondary Development Available Wearing Device

Μονάδα αισθητήρα EMG 2 καναλιών * 1, γραμμή σύνδεσης * 1, καλώδιο μολύβδου * 2, ηλεκτρόδια * 12, προσαρμογέας Bluetooth 4.0 * 1.

✚ Τεχνικά χαρακτηριστικά

Μέγεθος(L*W): 11cm x 6cm

Πάχος του κυκλώματος :1.6mm

Πάχος της module : 24mm

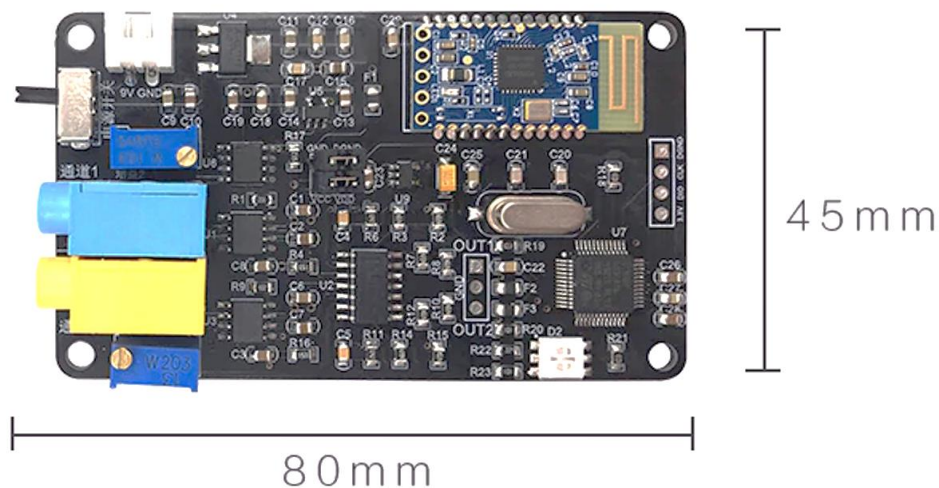
Βάρος : 4g/per

Τροφοδοτικό(module) : 5VDC

Θερμοκρασία εργασίας : -20°C~60°C

Σήμα εξόδου : Analog/digital

Σύνδεσμος ηλεκτροδίων : 3.5mm headphone jack



Εικόνα 43. Διαστάσεις EMG 2 Channel Muscle Sensor Module

(Chanhui - Sichiray, 2019)

3.5.1.2 Μονάδα Αισθητήρα EKG-EMG (OLIMEX)

Πρόκειται για μια μονάδα shield EMG που επιτρέπει στον μικροελεγκτή Arduino να συλλάβει σήματα Ηλεκτρομυογραφίας. Η μονάδα ανοίγει νέες δυνατότητες για πειραματισμό με βιοανατροφοδότηση. Μπορείτε να αναγνωρίσετε τις κινήσεις παρακολουθώντας και να αναλύσετε τη μυϊκή δραστηριότητα. Το SHIELD-EKG-EMG μετατρέπει το αναλογικό διαφορικό σήμα (τα βιολογικά δυναμικά EMG που δημιουργούνται από τους μύες), συνδεδεμένο με τις εισόδους CH1_IN+ / CH1_IN-, σε μία μόνο ροή δεδομένων ως έξοδο.

Το σήμα εξόδου είναι αναλογικό και πρέπει να διακριθεί περαιτέρω με σκοπό να δώσει την επιλογή της ψηφιακής επεξεργασίας. Συνήθως, αυτό γίνεται μέσω ειδικού ADC που είναι ενσωματωμένο στο MCU της πλακέτας βάσης (όπως: OLIMEXINO-328, OLIMEXINO-32U4, OLIMEXINO-STM32, κ.λπ.).

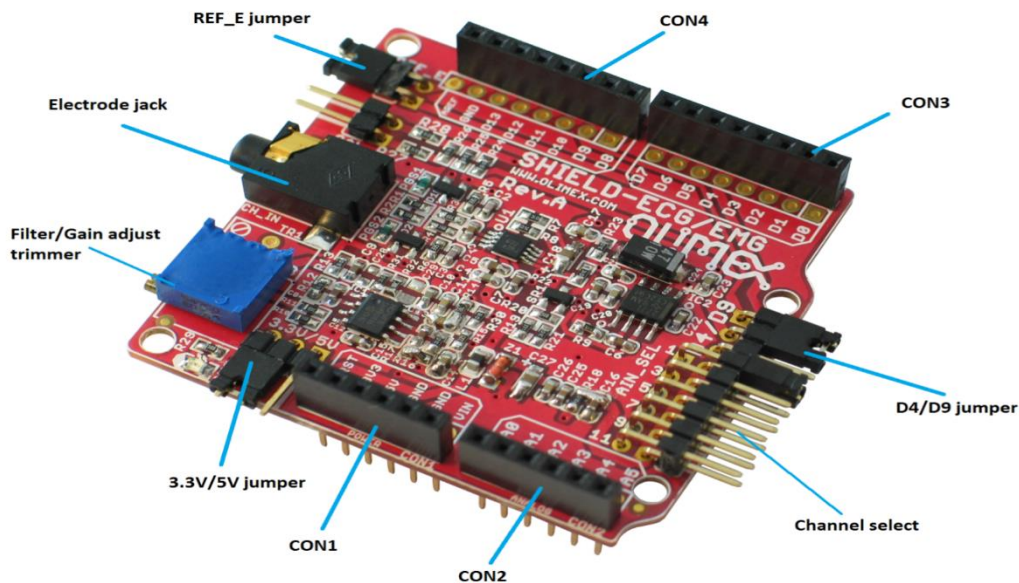
Το συνολικό κέρδος SHIELD-EKG-EMG είναι το προϊόν των κερδών κάθε σταδίου διακριτοποίησης: Instrumental Amplifier ($G_1 = 10$). Ο Amp με ρυθμιζόμενο κέρδος ($G_2 = 6..101$) και 3^{ης} τάξης φίλτρο "Besselworth" ($G_3 = 3.56$). Στη συνέχεια, το $G_{total} = G_1 * G_2 * G_3 = 10 * (6..101) * 3.56$.

Από προεπιλογή, έχουμε ορίσει το κέρδος G_2 περίπου ~ 80 .

Στη συνέχεια, $G_{total} = 10 * (\sim 80) * 3,56 \sim 2848$.

$V_{maxanalog} = 3.0V / 2848 \sim 1mV$

Η συχνότητα αποκοπής του φίλτρου 3^{ης} τάξης "Besselworth" έχει οριστεί σε $f_c = 40Hz$.



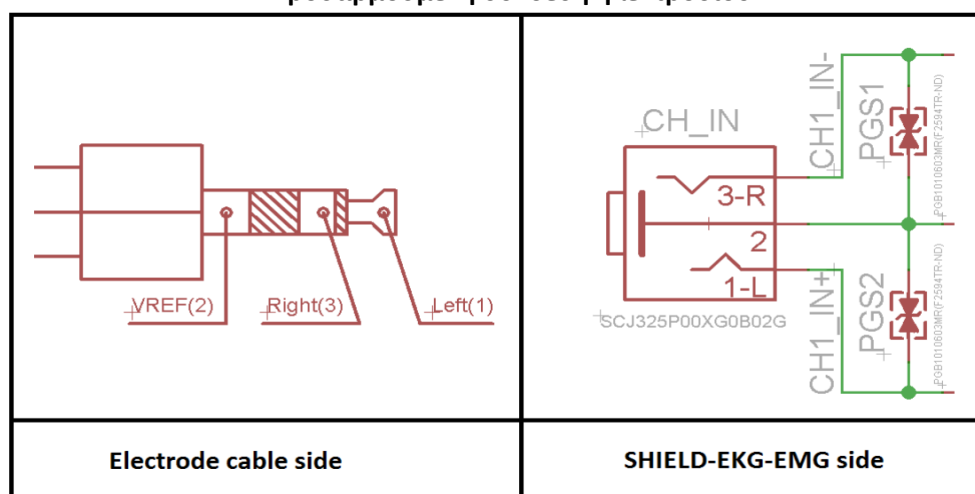
Εικόνα 44. Αναλυτική περιγραφή πλακέτας αισθητήρα (Shield-EKG-EMG board description)

Αυτοί οι σύνδεσμοι ακολουθούν τις προδιαγραφές ARDUINO για σύνδεση μονάδας. Η μονάδα διαθέτει συγκολλημένους συνδετήρες που την καθιστούν έτοιμη για τοποθέτηση σε συμβατή πλακέτα με δυνατότητα τοποθέτησης άλλης μονάδας σε αυτήν. Με την δυνατότητα να αυξήσουμε τα κανάλια σύνδεσης των αισθητήριων ηλεκτροδίων.

Πίνακας 1. Αναλυτικών Συνδέσεων πλακέτας (Shield-EKG-EMG board description)

Pin #	POWER CON1	ANALOG CON2	DIGITAL CON3	DIGITAL CON4
1	RST	A0	D0	D8
2	3.3V	A1	D1	D9
3	5V	A2	D2	D10
4	GND	A3	D3	D11
5	GND	A4	D4	D12
6	Vin	A5	D5	D13
7	-	-	D6	GND
8	-	-	D7	AREF

Προσαρμοσμένη σύνδεση ηλεκτροδίου



Εικόνα 45. Τρόπος σύνδεσης ηλεκτροδίου Shield-EKG-EMG board

Το ηλεκτρονικό σχέδιο της πλακέτας SHIELD-EKG-EMG στο «[Παράρτημα Α: Σχέδια ηλεκτρονικών κυκλωμάτων](#)»

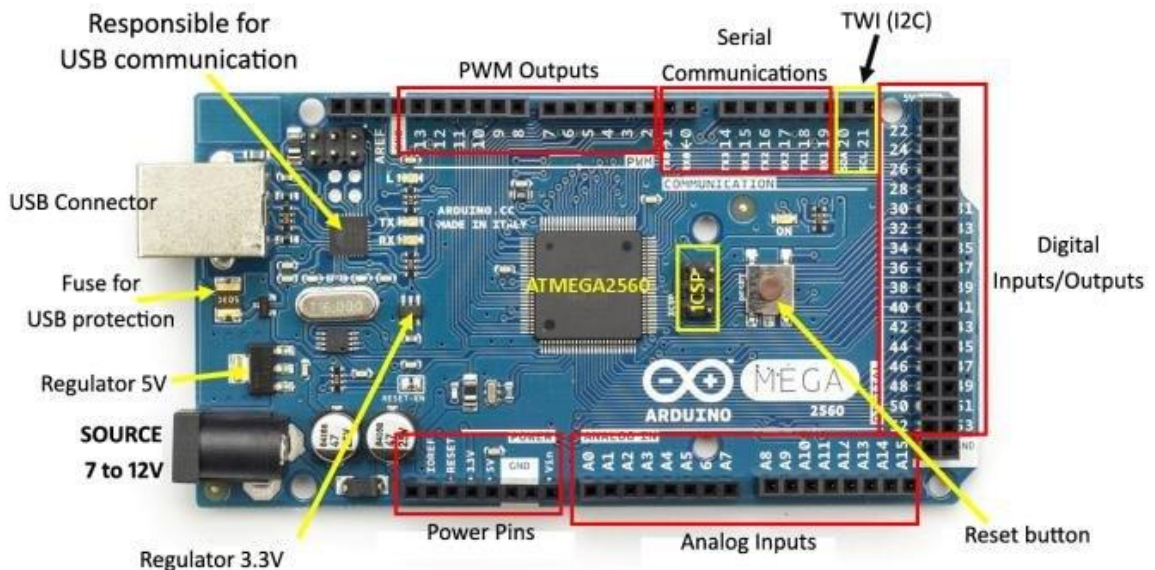
(Revision & Bozhkov, 2014)

3.5.1.3 Πλακέτα Arduino

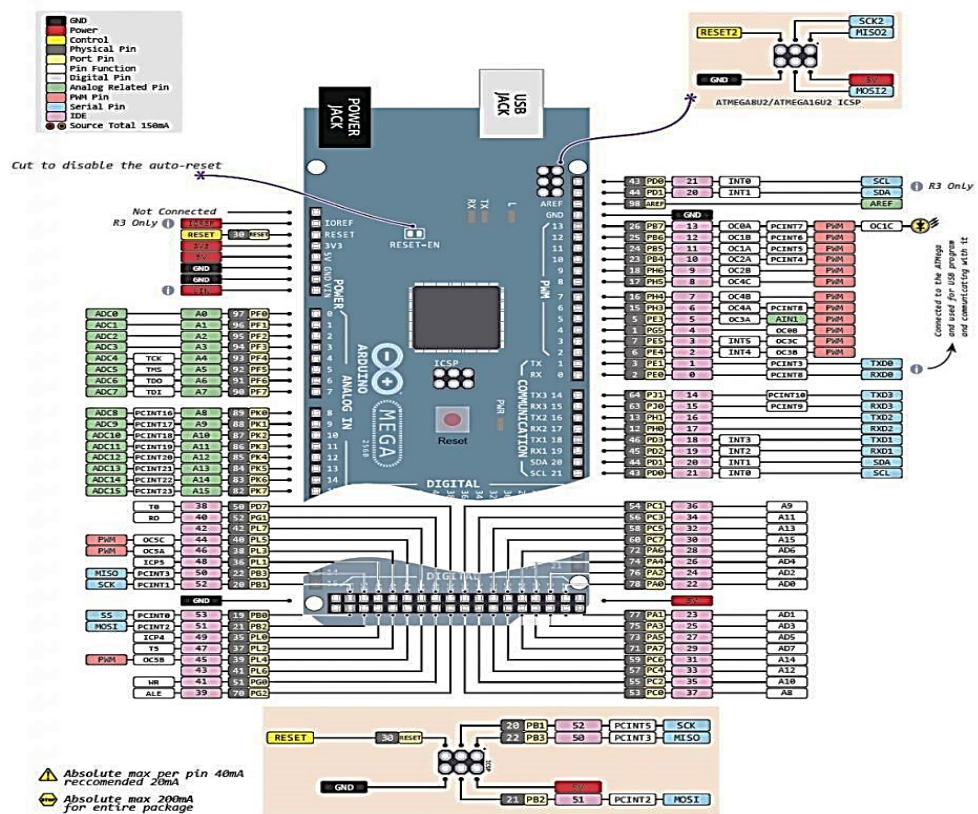
I. Mega 2560 Rev3

Το Arduino Mega Rev3 βασίζεται στον μικροελεγκτή ATmega2560 της Atmel. Είναι μια ολοκληρωμένη πλακέτα που περιέχει ό,τι χρειάζεται για να μπορεί να προγραμματιστεί και να λειτουργήσει συνδέοντάς την με ένα απλό καλώδιο USB στον υπολογιστή σας ή με ένα τροφοδοτικό στην πρίζα, επίσης μπορεί να λειτουργήσει με απλή μπαταρία. Αναλυτικά η πλακέτα διαθέτει 54 ψηφιακές εισόδους ή εξόδους (15 από αυτές μπορεί να χρησιμοποιηθούν σαν PWM εξόδους), 16 αναλογικές εισόδους, 4 σειριακές θύρες, 1 θύρα USB (τύπου B) για τον προγραμματισμό και την

τροφοδοσία της πλακέτας, 1 είσοδο τροφοδοσίας που μπορεί να χρησιμοποιηθεί εναλλακτικά για τροφοδοσία από τροφοδοτικό πρίζας ή από απλή μπαταρία, 1 υποδοχή ICSP και τέλος κουμπί για το reset της πλακέτας. Ο μικροελεγκτής είναι συγχρονισμένος στους 16 megάκυκλους (Crystal 16MHz).



Εικόνα 46. Module Arduino Mega 2560



Σχήμα 6. Σχέδιο πλακέτας Arduino Mega 2560 Rev3

Τεχνικά χαρακτηριστικά

Μικροελεγκτής: ATmega2560
Τάση λειτουργίας: 5V
Τάση εισόδου: 7-12V
Τάση εισόδου (limits): 6-20V
Ψηφιακά I/O Pins: 54
Αναλογικές εισόδους: 16
PWM εισόδους: 15
DC Ρεύμα ανά I/O Pin: 40mA
DC Ρεύμα για 3.3V Pin: 50mA
Μνήμη Flash: 256 KB
Μνήμη SRAM: 8 KB
Μνήμη EEPROM: 4 KB
Ταχύτητα (Clock Speed): 16 MHz
Αρχιτεκτονική ελεγκτή: AVR
Κωδικός προϊόντος: A000067
Διαστάσεις πλακέτας: 101.5mm x 53.3mm
Βάρος πλακέτας: 37

(GRobotronics - The Ultimate Makerstore, 2011-2020)

II. Arduino Uno Rev3

Το Arduino Uno Rev3 βασίζεται στον μικροελεγκτή ATmega328 της Atmel. Είναι μια ολοκληρωμένη πλακέτα που περιέχει ότι χρειάζεται για να μπορεί να προγραμματιστεί και να λειτουργήσει συνδέοντάς την με ένα απλό καλώδιο USB στον υπολογιστή σας ή με ένα τροφοδοτικό στην πρίζα, επίσης μπορεί να λειτουργήσει με απλή μπαταρία. Αναλυτικά η πλακέτα διαθέτει 14 ψηφιακές εισόδους ή εξόδους (6 από αυτές μπορεί να χρησιμοποιηθούν σαν PWM εξόδους), 6 αναλογικές εισόδους, 1 θύρα USB (τύπου B) για τον προγραμματισμό και την τροφοδοσία της πλακέτας, 1 είσοδο τροφοδοσίας που μπορεί να χρησιμοποιηθεί εναλλακτικά για τροφοδοσία από τροφοδοτικό πρίζας ή από απλή μπαταρία, 1 υποδοχή ICSP και τέλος κουμπί για το reset της πλακέτας. Ο μικροελεγκτής είναι συγχρονισμένος στους 16 megacycles (Crystal 16MHz). Αυτή η έκδοση του Arduino Uno είναι με μικροελεγκτή αποσπώμενο (DIP Version) και έχετε με αυτό την δυνατότητα να πειραματιστείτε άφοβα όσες φορές θέλετε, αν θα καεί ο ελεγκτής, διότι μπορείτε να τον αντικαταστήσετε με έναν καινούριο με μικρό κόστος.

Η μνήμη Flash του Arduino Uno που μπορείτε να αποθηκεύσετε το πρόγραμμα σας (sketch) είναι 32KB, ικανή να δεχτεί τα περισσότερα απλά προγράμματα, αν σε περίπτωση δεν σας αρκεί μπορείτε να επιλέξετε μια μεγαλύτερη πλακέτα Arduino όπως η Arduino Mega 2560. Το

Arduino Uno λειτουργεί με τροφοδοσία 5V DC απο την είσοδο του USB ή με 9V/12V DC απο την είσοδο της τροφοδοσίας χωρίς να υπάρχει κίνδυνος ηλεκτροπληξίας.

Χαρακτηριστικά

Μικροελεγκτής: ATmega328

Τάση λειτουργίας: 5V

Τάση εισόδου: 7-12V

Τάση εισόδου (limits): 6-20V

Ψηφιακά I/O Pins: 14

Αναλογικές εισόδους: 6

PWM εισόδους: 6

DC Ρεύμα ανά I/O Pin: 20 mA

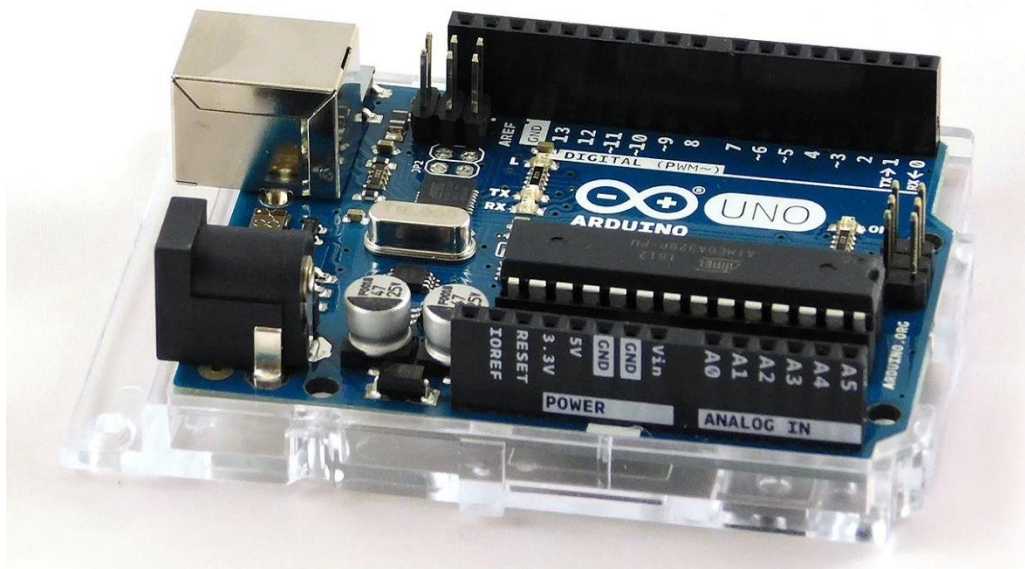
DC Ρεύμα για 3.3V Pin: 50mA

Μνήμη Flash: 32 KB

Μνήμη SRAM: 2 KB (ATmega328)

Μνήμη EEPROM: 1 KB (ATmega328)

Ταχύτητα (Clock Speed): 16 MHz

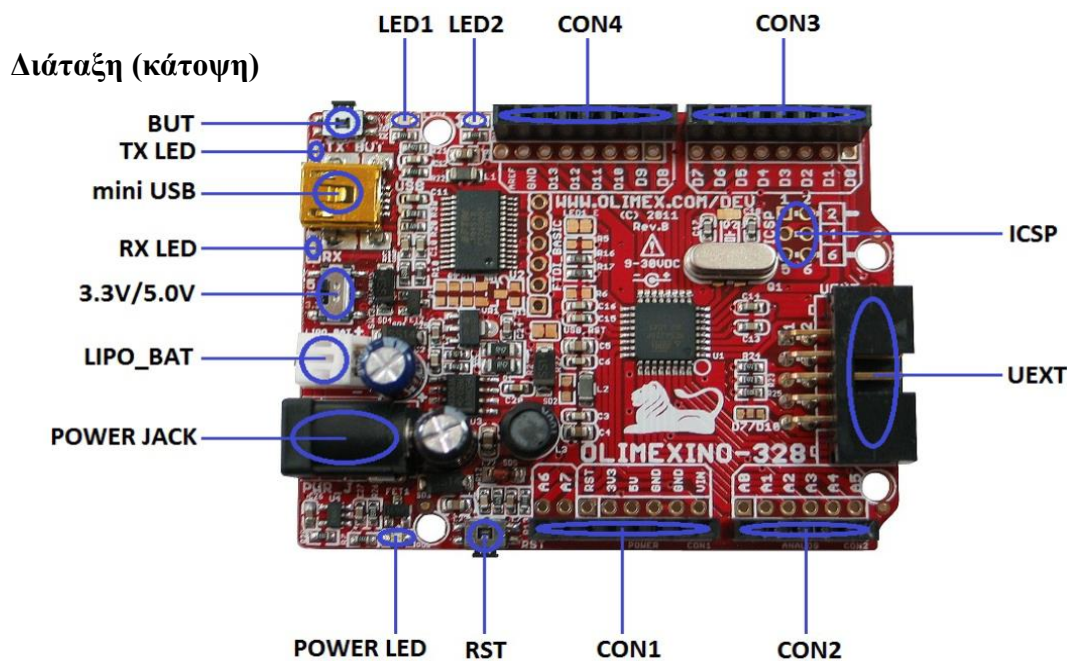


Εικόνα 47. Module Arduino Uno Rev3

(GRobotronics - The Ultimate Makerstore, 2011-2020)

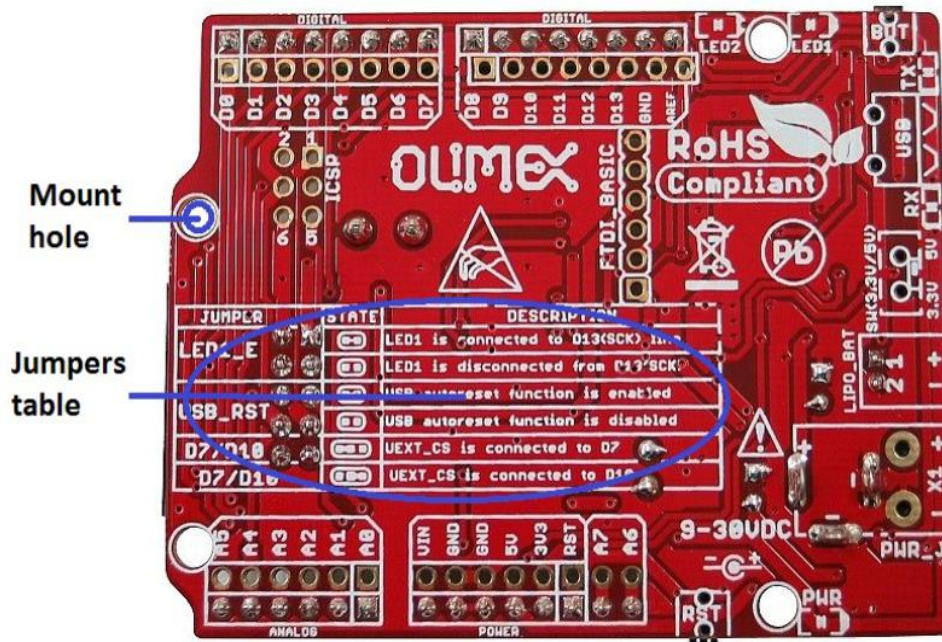
3.5.1.4 Πλακέτα OLIMEXINO-328

Μικροελεγκτής ATMEGA328 μπορεί να λειτουργήσει σε διαφορετικές συχνότητες με εύκολη ανταλλαγή του κρυστάλλου χαλαζία στην πρίζα. Η τροφοδοσία DC επιτρέπει την τάση εισόδου ισχύος από 9 έως 30V DC, καθιστώντας έτσι δυνατή τη λήψη σχεδόν κάθε προσαρμογέα τροφοδοσίας στην αγορά, και για την ενεργοποίηση εφαρμογών που βρίσκονται στη βιομηχανική τροφοδοσία 24VDC. Επιλεγμένα προσεκτικά, όλα τα εξαρτήματα λειτουργούν αξιόπιστα στο βιομηχανικό εύρος θερμοκρασίας $-25 + 85^{\circ}\text{C}$, ώστε η πλακέτα να μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε βιομηχανικές εφαρμογές. Οι ρυθμιστές τάσης ULTRA LOW POWER και η κατανάλωση είναι μόνο λίγα microamps, τα οποία επιτρέπουν εφαρμογές χειρός και μπαταρίας. Επιλογή επαναφορτιζόμενης μπαταρίας Li-Ion με ενσωματωμένο φορτιστή BUILD-IN, έτσι ώστε όταν συνδέετε μια μπαταρία, φορτίζεται αυτόματα και διατηρείται σε αυτήν την κατάσταση έως ότου αφαιρεθεί η άλλη πηγή τροφοδοσίας (USB ή εξωτερικός προσαρμογέας) και στη συνέχεια θα τροφοδοτήσει αυτόματα την πλακέτα - χωρίς άλτες, χωρίς διακόπτες. Λειτουργεί τόσο σε 3.3V όσο και σε 5V τα οποία μπορούν να επιλεγούν με διακόπτη, έτσι μπορούν να χρησιμοποιηθούν ασπίδες 3.3V και 5V. Υποδοχή UEXT που επιτρέπει τη σύνδεση πολλών υπάρχοντων ενότητων, όπως RF, ZIGBEE, GSM, GPS. Επιτρέπει RTC - Ρολόι σε πραγματικό χρόνο. Ξεχωριστός ρυθμιστής τάσης για το αναλογικό μέρος, ο οποίος επιτρέπει στο ADC να διαβάζεται σωστά χωρίς την ψηφιακή λήψη θορύβου. Προαιρετικά, εάν κάποιος χρειάζεται υψηλότερη ακρίβεια και σταθερότητα θερμοκρασίας στην αναλογική ανάγνωση, παρέχουμε μια ακριβή πηγή Aref.



Σχήμα 7. Σχέδιο πλακέτα OLIMEXINO-328 BOARD(κάτοψη)

Διάταξη (κάτω προβολή)



Σχήμα 8. Σχέδιο πλακέτα OLIMEXINO-328 BOARD(κάτω προβολή)

(Olimex, 1997-2021)

3.5.1.5 Λογισμικό(Software) Arduino & EMG(GUI)

Ο κώδικας της εφαρμογής SHIELD-EKG/EMG στον μικροελεγκτή Arduino(Sketch Arduino) είναι μια δοκιμαστική εφαρμογή(Demo program) της εταιρείας OLIMEX, το χρησιμοποιήσιμα ως δείγμα μελέτης για την δική μας εφαρμογή EMG στον μικροελεγκτή Arduino.([Παράρτημα B: Κώδικας εφαρμογής SHIELD-EKG/EMG](#))

- Κώδικας εφαρμογής EMG στον μικροελεγκτή Arduino(Sketch Arduino)

```

1.  /*
2.   EASY EMG CONTROLLER
3.   Converts analog stuff to ints and sends them via serial port
4.   */
5.
6.
7.  // PINS
8.  const int channel1 = A0;
9.  const int channel2 = A3;
10.
11. // VARIABLES
12. int value1 = 0;
13. int value2 = 0;
14.
15. void setup() {
16.   // START SERIAL
17.   Serial.begin(9600); // change this value up to 115200
18. }

```

```
19.  
20. void loop() {  
21.     // READ ANALOG VALUES  
22.     value1 = analogRead(channel1);  
23.     value2 = analogRead(channel2);  
24.  
25.  
26.     // SEND TO SERIAL  
27.     Serial.print(value1);  
28.     Serial.print(value2);  
29.     Serial.print("\n");  
30.  
31.     // WAIT A BIT  
32.     delay(10);  
33. }  
34.
```

• Στο παρακάτω κώδικα θα υπάρχουν αλλαγές σύμφωνα με το Γραφικό περιβάλλον χρήστη (EMG GUI, Visual C#).

➤ Κώδικας εφαρμογής με ένα κανάλι Ηλεκτρομυογράφου.

```
1. using System;  
2. using System.Collections.Generic;  
3. using System.ComponentModel;  
4. using System.Data;  
5. using System.Drawing;  
6. using System.Linq;  
7. using System.Text;  
8. using System.Threading;  
9. using System.Threading.Tasks;  
10. using System.Windows.Forms;  
11. using System.IO.Ports;  
12. using System.Diagnostics;  
13.  
14. namespace EmgData  
15. {  
16.     public partial class Form1 : Form  
17.     {  
18.         private SerialPort myport;  
19.         private DateTime datetime;  
20.         private string in_data;  
21.         private string getvalue;  
22.         public Form1 ()  
23.         {  
24.             InitializeComponent ();  
25.         }  
26.  
27.         private void start_btn_Click(object sender, EventArgs e)  
28.         {  
29.             stop_btn.Visible =true;  
30.             start_btn.Visible = false;  
31.             Thread masterthread;  
32.             masterthread = new Thread(runit);  
33.             masterthread.Start ();
```

```

34.         myport = new SerialPort (comboBox1.Text, (int)
Convert.ToInt64(port_name_tb.Text));
35.         //myport.Open ();
36.         //myport = new SerialPort ();
37.         //myport.BaudRate = 9600;
38.         //myport.PortName = port_name_tb.Text;
39.         myport.Parity = Parity.None;
40.         myport.DataBits = 8;
41.         myport.StopBits = StopBits.One;
42.         myport.DataReceived += myport_DataReceived;
43.
44.         try
45.         {
46.             myport.Open ();
47.             data_tb.Text = " ";
48.         }
49.         catch (Exception ex) {
50.             MessageBox.Show (ex.Message, "Error");
51.
52.         }
53.
54.     }
55.
56.     void runit ()
57.     {
58.         while (true)
59.         {
60.             try
61.             {
62.                 if (myport.IsOpen)
63.                 {
64.                     getvalue = myport.ReadLine ();
65.                     //Debug.WriteLine (getvalue);
66.                     chart1.Invoke (method: (MethodInvoker) (()
=> chart1.Series ["sEMG
signal"].Points.AddXY (DateTime.Now.ToLongTimeString (),
Convert.ToString (getvalue))));
67.                 }
68.             }
69.             catch (Exception ex1)
70.             {
71.                 MessageBox.Show (ex1.Message, "Error");
72.
73.             }
74.         }
75.     }
76.
77.     void myport_DataReceived (object
sender, SerialDataReceivedEventArgs e)
78.     {
79.         in_data = getvalue;
80.
81.         this.Invoke (new EventHandler (displaydata_event));
82.
83.     }
84.
85.     private void displaydata_event (object sender, EventArgs
e)
86.     {

```

```
87.         datetime = DateTime.Now;
88.         string time = datetime.Hour + ":" + datetime.Minute +
":" + datetime.Second;
89.         data_tb.AppendText (time+"\t\t\t"+getvalue+"\n");
90.
91.         string data_value = Convert.ToString (getvalue);
92.
93.         //value_pb.Value = data_value;
94.     }
95.
96.     private void stop_btn_Click(object sender, EventArgs e)
97.     {
98.         try
99.         {
100.            myport.Close ();
101.            start_btn.Visible=true;
102.            stop_btn.Visible = false;
103.        }
104.        catch (Exception ex2)
105.        {
106.            MessageBox.Show (ex2.Message, "Error");
107.        }
108.
109.
110.    }
111.
112.     private void save_btn_Click(object sender, EventArgs e)
113.     {
114.         try
115.         {
116.             string pathfile = @"C:\Users\jimch\Desktop\DATA\";
117.             string filename = "emg_data.txt";
118.             System.IO.File.WriteAllText
119.             (pathfile+filename,data_tb.Text);
120.             MessageBox.Show("Data has been saved to " +
pathfile, "Save file");
121.             data_tb.Clear();
122.
123.
124.         }
125.         catch (Exception ex3)
126.         {
127.             MessageBox.Show (ex3.Message, "Error");
128.         }
129.
130.
131.     }
132.
133.     private void port_name_tb_TextChanged(object sender,
EventArgs e)
134.     {
135.
136.     }
137.
138.     private void exit_btn_Click(object sender, EventArgs e)
139.     {
140.         System.Windows.Forms.Application.ExitThread ();
141.     }
142.
```

```
143.         private void data_tb_TextChanged(object sender, EventArgs
           e)
144.         {
145.
146.         }
147.
148.         private void Form1_Load(object sender, EventArgs e)
149.         {
150.             String[] ports = SerialPort.GetPortNames();
151.             foreach (String myport in ports)
152.             {
153.                 comboBox1.Items.Add(myport);
154.             }
155.
156.         }
157.
158.         private void chart1_Click(object sender, EventArgs e)
159.         {
160.
161.         }
162.
163.         private void comboBox1_SelectedIndexChanged(object
           sender, EventArgs e)
164.         {
165.
166.         }
167.     }
168. }
169.
```

Στο παρακάτω κώδικα θα υπάρχουν αλλαγές σύμφωνα με το Γραφικό περιβάλλον χρήστη (EMG GUI, Visual C#).

- Κώδικας εφαρμογής με 2 κανάλια Ηλεκτρομυογράφου και αρκετές αλλαγές στο γραφικό περιβάλλον που παρουσιάζουμε στην 3.5.2 Γραφικό περιβάλλον χρήστη (EMG GUI)

```
1. using System;
2. using System.Collections.Generic;
3. using System.ComponentModel;
4. using System.Data;
5. using System.Drawing;
6. using System.Linq;
7. using System.Text;
8. using System.Threading;
9. using System.Threading.Tasks;
10. using System.Windows.Forms;
11. using System.IO.Ports;
12. using System.Diagnostics;
13.
14. namespace EmgData
15. {
16.     public partial class Form1 : Form
17.     {
18.         private SerialPort myport;
19.         private DateTime datetime;
```



```

20.     private string in_data;
21.     private string getvalue;
22.
23.     public Form1 ()
24.     {
25.         InitializeComponent ();
26.     }
27.
28.         // Functions Connection channel 1
29.     public void Connection_channel1 ()
30.     {
31.         Thread masterthread;
32.         masterthread = new Thread(runit1);
33.         masterthread.Start ();
34.         myport = new SerialPort (comboBox1.Text,
(int)Convert.ToInt64 (port_name_tb.Text));
35.         //myport.Open ();
36.         //myport = new SerialPort ();
37.         //myport.BaudRate = 9600;
38.         //myport.PortName = port_name_tb.Text;
39.         myport.Parity = Parity.None;
40.         myport.DataBits = 8;
41.         myport.StopBits = StopBits.One;
42.         myport.DataReceived += myport_DataReceived;
43.     }
44.
45.         //Functions Connection channel 2
46.     public void Connection_channel2 ()
47.     {
48.         Thread masterthread;
49.         masterthread = new Thread(runit2);
50.         masterthread.Start ();
51.         myport = new SerialPort (comboBox1.Text,
(int)Convert.ToInt64 (port_name_tb.Text));
52.         //myport.Open ();
53.         //myport = new SerialPort ();
54.         //myport.BaudRate = 9600;
55.         //myport.PortName = port_name_tb.Text;
56.         myport.Parity = Parity.None;
57.         myport.DataBits = 8;
58.         myport.StopBits = StopBits.One;
59.         myport.DataReceived += myport_DataReceived;
60.     }
61.
62.         // Functions run chart1
63.     void runit1 ()
64.     {
65.         while (true)
66.         {
67.             try
68.             {
69.                 if (myport.IsOpen)
70.                 {
71.                     getvalue = myport.ReadLine ();
72.                     chart1.Invoke (method: (MethodInvoker) (()
=> chart1.Series ["sEMG
signal"].Points.AddXY (DateTime.Now.ToLongTimeString (),
Convert.ToString (getvalue))));
73.                 }

```



```

74.         }
75.         catch (Exception ex1)
76.         {
77.             MessageBox.Show(ex1.Message, "Error");
78.         }
79.     }
80. }
81. }
82.
83. // Functions run chart2
84. void runit2()
85. {
86.     while (true)
87.     {
88.         try
89.         {
90.             if (myport.IsOpen)
91.             {
92.                 getvalue = myport.ReadLine();
93.                 //Debug.WriteLine(getvalue);
94.                 chart2.Invoke(method: (MethodInvoker) (()
=> chart2.Series["sEMG
signal"].Points.AddXY(DateTime.Now.ToLongTimeString(),
Convert.ToString(getvalue))));
95.             }
96.         }
97.         catch (Exception ex1)
98.         {
99.             MessageBox.Show(ex1.Message, "Error");
100.        }
101.    }
102. }
103. }
104.
105. //button on channel 1
106. private void btn_on_Click(object sender, EventArgs e)
107. {
108.     data_tb2.Visible = false;
109.     chart2.ChartAreas["ChartArea1"].AxisY.ScaleBreakStyle.Enabled =
false;
110.     btn_off.Visible = true;
111.     btn_on.Visible = false;
112.     Connection_channel1();
113.
114.     try
115.     {
116.         myport.Open();
117.         data_tb.Text = " ";
118.     }
119.     catch (Exception ex)
120.     {
121.         MessageBox.Show(ex.Message, "Error");
122.     }
123. }
124. }
125. } //button on channel 1
126.
127.

```

```
128.         //button off channel 1
129.         private void btn_off_Click(object sender, EventArgs e)
130.         {
131.
132.             try
133.             {
134.
135.                 btn_on.Visible = true;
136.                 btn_off.Visible = false;
137.                 data_tb.Clear();
138.                 chart1.ResetText();
139.                 myport.Close();
140.
141.             }
142.             catch (Exception ex2)
143.             {
144.                 MessageBox.Show(ex2.Message, "Error");
145.             }
146.
147.
148.         } //button off channel 1
149.
150.
151.         //button on channel 2
152.         private void btn_on2_Click(object sender, EventArgs e)
153.         {
154.             btn_off2.Visible = true;
155.             btn_on2.Visible = false;
156.
157.             chart1.ChartAreas["ChartArea1"].AxisY.ScaleBreakStyle.Enabled =
158.                 false;
159.
160.             data_tb.Visible = false;
161.             Connection_channel2();
162.
163.             try
164.             {
165.                 myport.Open();
166.                 data_tb2.Text = " ";
167.             }
168.             catch (Exception ex)
169.             {
170.                 MessageBox.Show(ex.Message, "Error");
171.             }
172.
173.         } //button on channel 2
174.
175.         //button off channel 2
176.         private void btn_off2_Click(object sender, EventArgs e)
177.         {
178.
179.             try
180.             {
181.
182.                 btn_on2.Visible = true;
183.                 btn_off2.Visible = false;
184.                 data_tb2.Clear();
185.                 chart2.ResetText();
186.                 myport.Close();
```

```
185.
186.         }
187.         catch (Exception ex2)
188.         {
189.             MessageBox.Show(ex2.Message, "Error");
190.         }
191.
192.
193.     } //button off channel 2
194.
195.
196.
197.     void myport_DataReceived(object
sender, SerialDataReceivedEventArgs e)
198.     {
199.         in_data = getvalue;
200.
201.         this.Invoke(new EventHandler(displaydata_event));
202.
203.     }
204.
205.     private void displaydata_event(object sender, EventArgs
e)
206.     {
207.         datetime = DateTime.Now;
208.         //string time = datetime.Hour + ":" + datetime.Minute
+ ":" + datetime.Second;
209.         data_tb.AppendText(datetime.Minute+":"+
datetime.Second + "\t"+getvalue+"\n");
210.         data_tb2.AppendText(datetime.Minute +
":"+datetime.Second + "\t" + getvalue + "\n");
211.
212.         string data_value = Convert.ToString(getvalue);
213.
214.         //value_pb.Value = data_value;
215.         //value_pb2.Value = data_value;
216.     }
217.
218.
219.
220.     private void save_btn_Click(object sender, EventArgs e)
221.     {
222.         try
223.         {
224.             string pathfile =
@"C:\Users\jimch\Desktop\DATA\";
225.             string filename = "emg_data.txt";
226.             System.IO.File.WriteAllText(pathfile+filename,data_tb.Text);
227.             MessageBox.Show("Data has been saved to " +
pathfile, "Save file");
228.             data_tb.Clear();
229.
230.
231.         }
232.         catch(Exception ex3)
233.         {
234.             MessageBox.Show(ex3.Message, "Error");
235.         }
```

```
236.  
237.     }  
238.  
239.     private void port_name_tb_TextChanged(object sender,  
240.         EventArgs e)  
241.     {  
242.     }  
243.  
244.     private void exit_btn_Click(object sender, EventArgs e)  
245.     {  
246.         Application.Exit();  
247.     }  
248.  
249.     private void data_tb_TextChanged(object sender, EventArgs  
250.         e)  
251.     {  
252.     }  
253.  
254.     private void Form1_Load(object sender, EventArgs e)  
255.     {  
256.         String[] ports = SerialPort.GetPortNames();  
257.         foreach (String myport in ports)  
258.         {  
259.             comboBox1.Items.Add(myport);  
260.         }  
261.     }  
262.     }  
263.  
264.     private void chart1_Click(object sender, EventArgs e)  
265.     {  
266.     }  
267.     }  
268.  
269.     private void comboBox1_SelectedIndexChanged(object  
270.         sender, EventArgs e)  
271.     {  
272.     }  
273.  
274.     private void chart2_Click(object sender, EventArgs e)  
275.     {  
276.     }  
277.     }  
278.  
279.     private void value_pb_Click(object sender, EventArgs e)  
280.     {  
281.     }  
282.     }  
283.  
284.     private void data_tb_TextChanged2(object sender,  
285.         EventArgs e)  
286.     {  
287.     }  
288.  
289.     private void start_btn2_Click(object sender, EventArgs e)  
290.     {
```

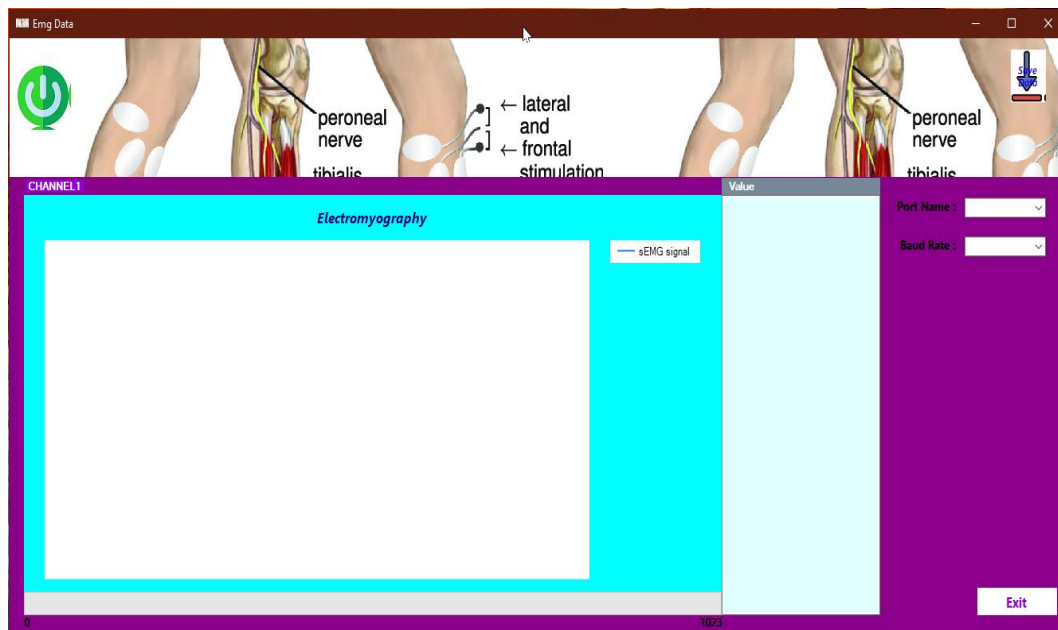
```

291.
292.     }
293.
294.     private void value_pb2_Click(object sender, EventArgs e)
295.     {
296.
297.     }
298.
299.
300.     }
301. }
302.

```

3.5.2 Γραφικό περιβάλλον χρήστη (EMG GUI)

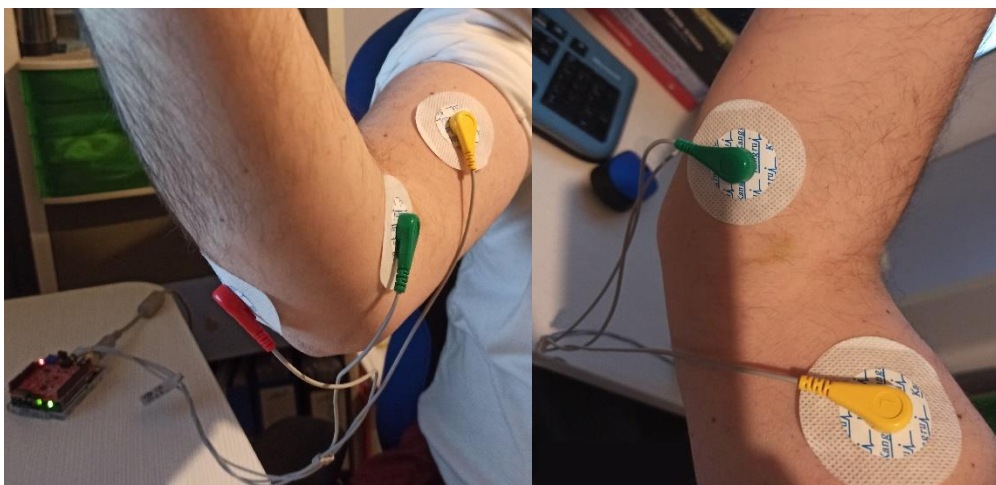
Στην εικόνα 47 το γραφικό περιβάλλον του Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI)_1 channel υλοποιείται σε γλώσσα προγραμματισμού Visual C#. Η εφαρμογή είναι σε στάδιο υλοποίησης και ελέγχου.



Εικόνα 48. Το γραφικό περιβάλλον του Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI)

✚ Απόσταση Ηλεκτροδίων

- Καθορίζει το μυϊκό όγκο που παρακολουθείται.
- Μεγάλη απόσταση σημαίνει αύξηση του μυϊκού όγκου.
- Απόσταση μεταξύ δύο επιφανειακών ηλεκτροδίων ίση με 1cm:
- αλληλοκάλυψη αυτοκόλλητων δίσκων ηλεκτροδίων => μείωση των παρεμβολών από γειτονικούς μύες («cross-talk») στο ελάχιστο.
- Χρήση αποστάσεων κέντρων ηλεκτροδίων: 1cm, 2cm, 2.5cm και 4cm.



Εικόνα 49. Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων

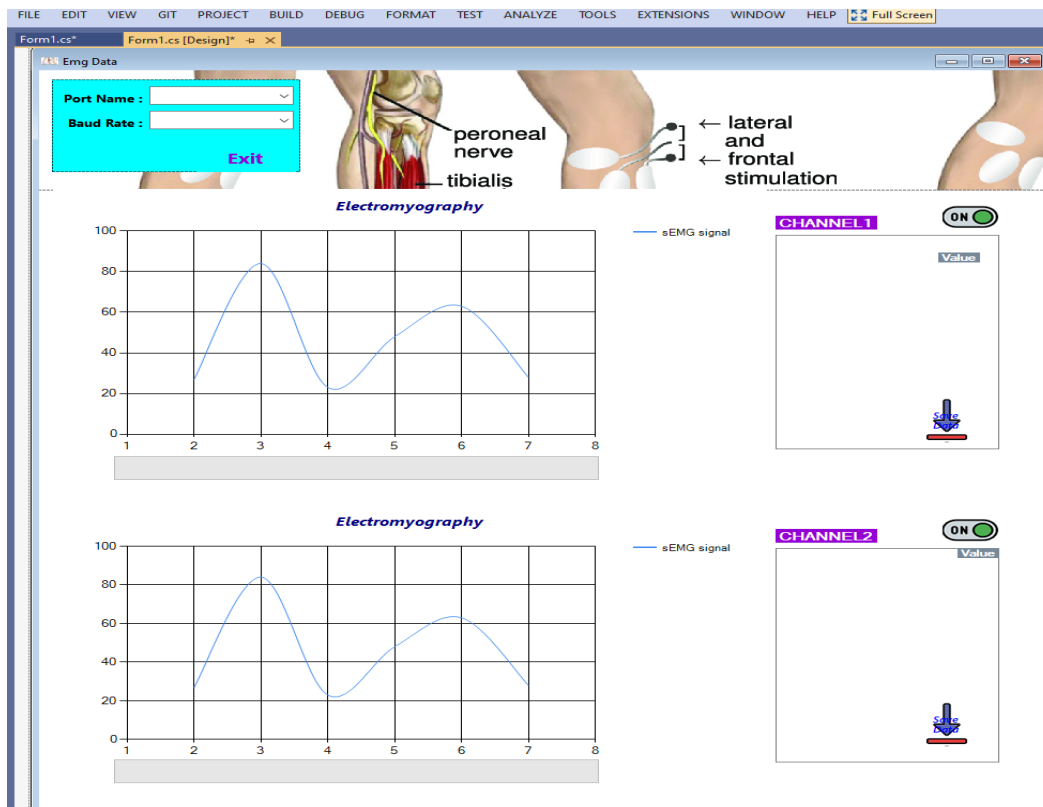
✚ Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων

- Πάνω στο οπτικό κεντρικό σημείο του μυός που πρόκειται να συσταλεί.
- Όσο πιο κοντά στο παχύ μέρος του μυός, τόσο ισχυρότερη ΗΜΓ απόκριση.
- Το ζεύγος των ηλεκτροδίων θα πρέπει να τοποθετείται σε μια γραμμή παράλληλη με τη διεύθυνση των μυϊκών ινών.

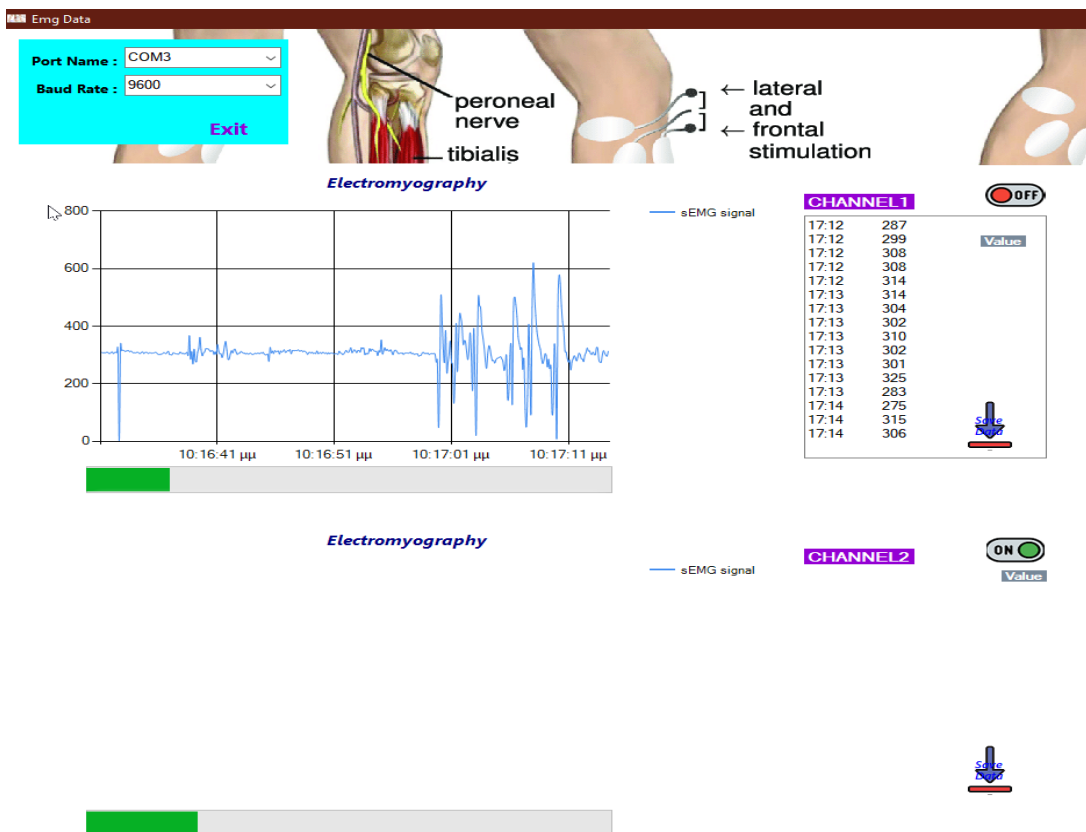


Εικόνα 50. Το γραφικό περιβάλλον του Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI) σε λειτουργία και καταγραφή μετρήσεων 1 channel.

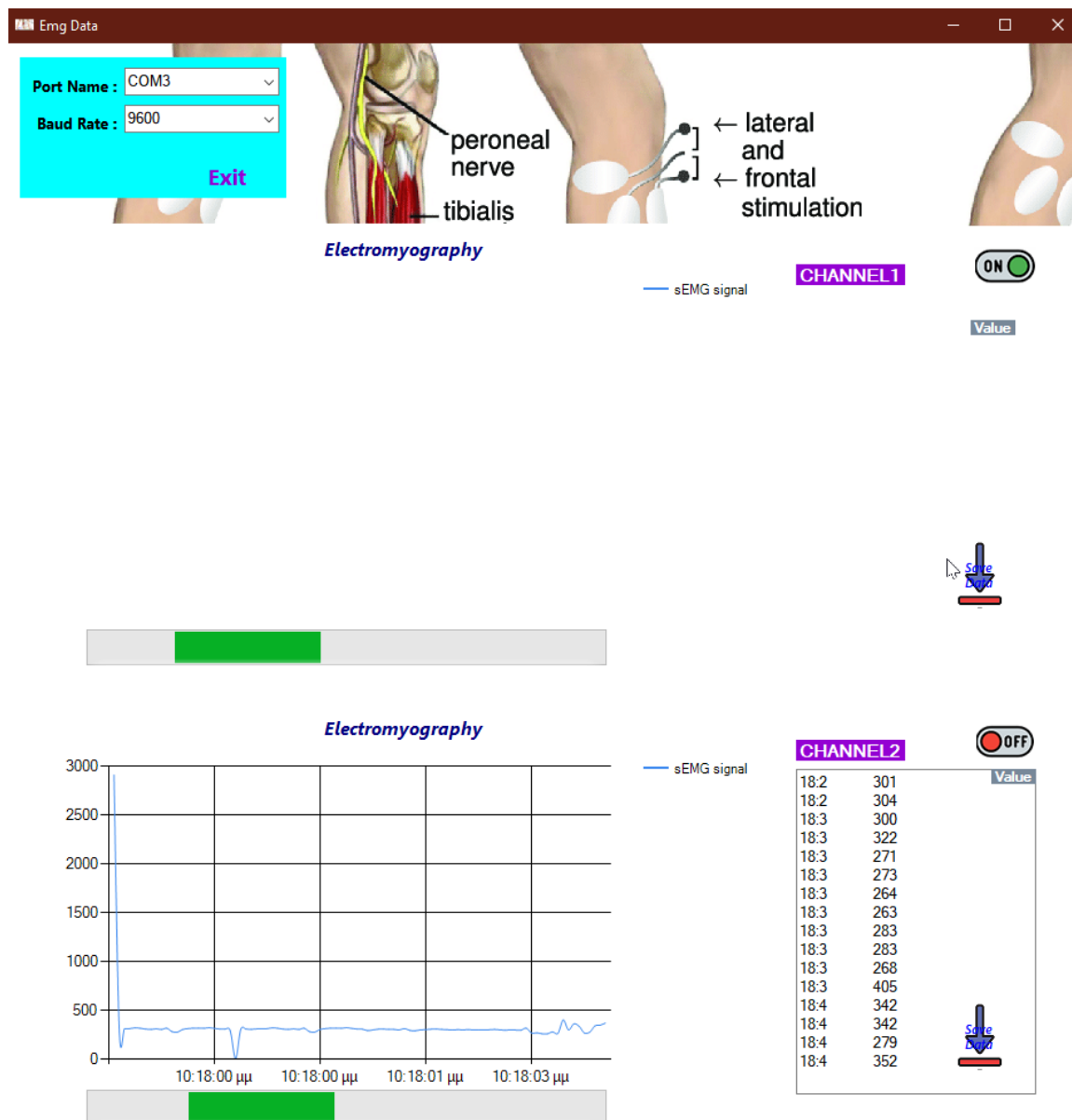
Στις εικόνες 51,52,53 το γραφικό περιβάλλον του **Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI)_2 channel** υλοποιείται σε γλώσσα προγραμματισμού Visual C#. Η εφαρμογή είναι σε στάδιο υλοποίησης και ελέγχου.



Εικόνα 51. Το γραφικό περιβάλλον του Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI) σε λειτουργία και καταγραφή μετρήσεων 2 channel.



Εικόνα 52. Το γραφικό περιβάλλον του Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI) σε λειτουργία και καταγραφή μετρήσεων 2 channel.



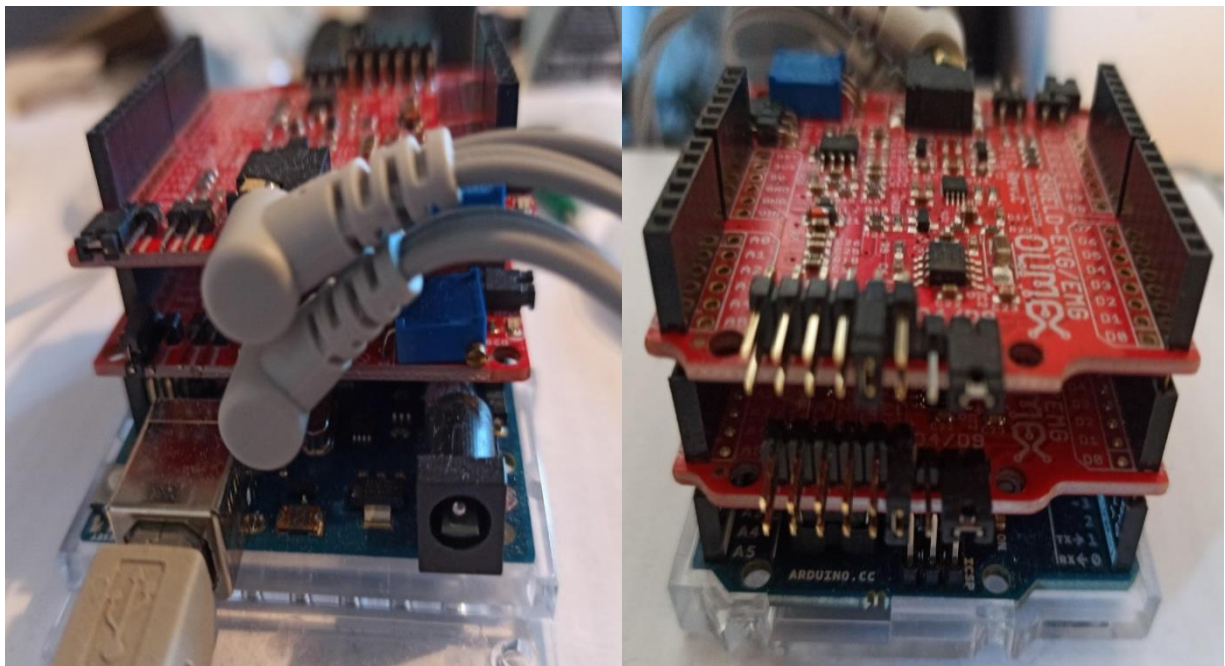
Εικόνα 53. Το γραφικό περιβάλλον του Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI) σε λειτουργία και καταγραφή μετρήσεων 2 channel.

3.6 Ανασχεδιασμό αυτόνομου συστήματος ΗΜΓ

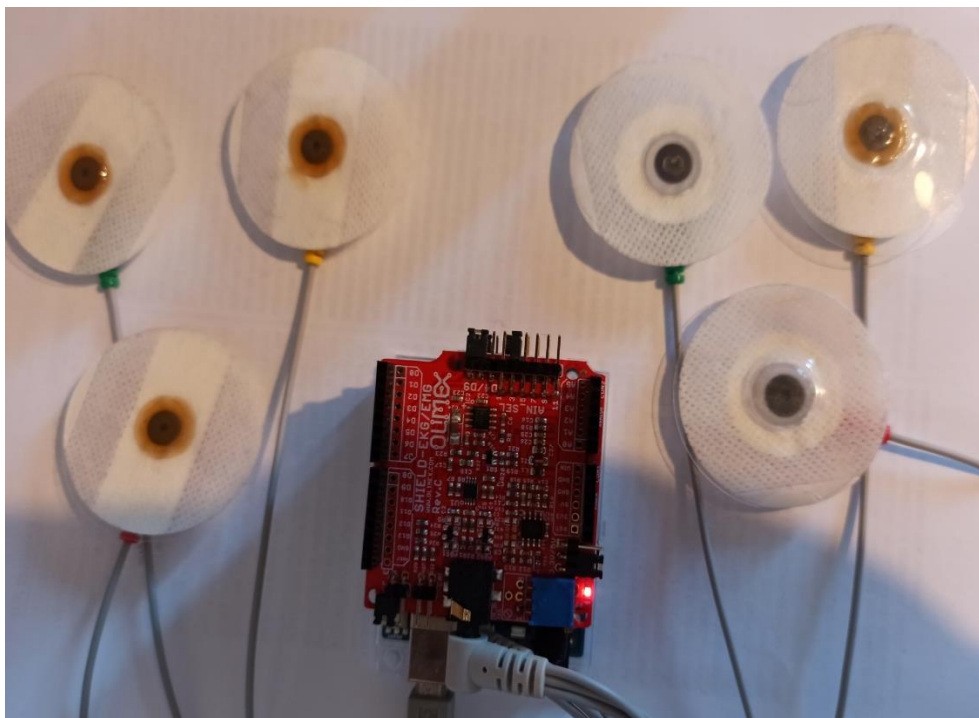
Στην ενότητα αυτή παρουσιάζουμε τις αλλαγές που έχουν γίνει στο λογισμικό(software) και στο Hardware στην Τελική Μονάδα του Ηλεκτρομυογράφου(EMG).

3.6.1 Τελική Μονάδα Ηλεκτρομυογράφου(Hardware EMG)

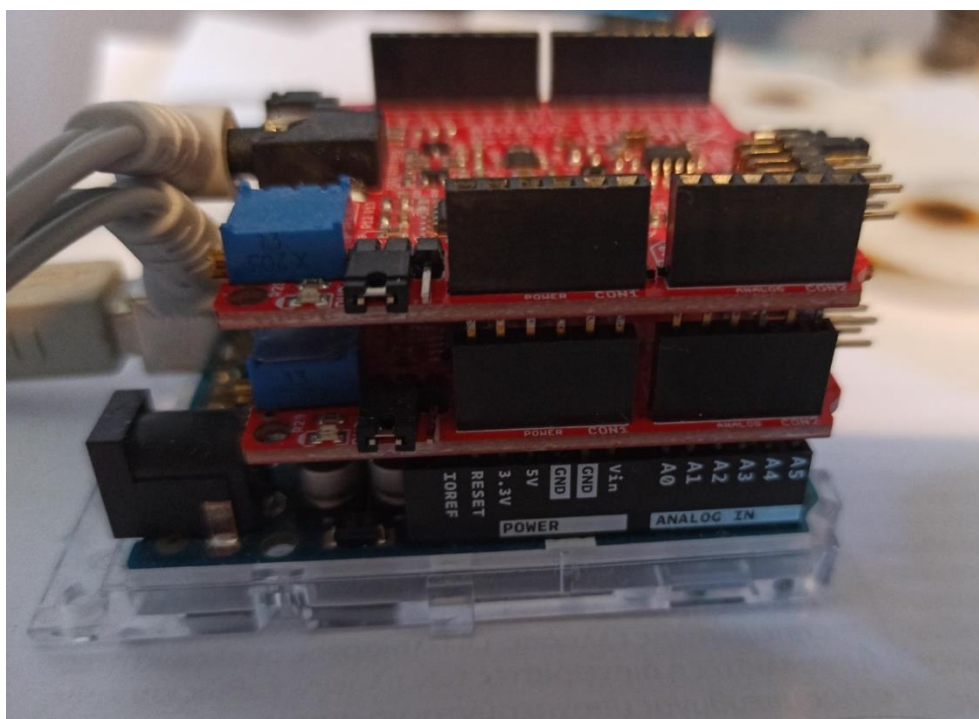
Η τελική μονάδα του Ηλεκτρομυογράφου περιλαμβάνει δυο μονάδες Αισθητήρα EKG-EMG (OLIMEX),για την λειτουργία δυο καναλιών(εικόνα 54), όπως έχουμε παρουσιάσει στην ενότητα [§3.5.1.2](#) με την συνεργασία του Arduino Uno Rev3([§3.5.1.3](#)) ή την πλακέτα Olimexino-328([§3.5.1.4](#)). Όπως παρουσιάζεται και στην εικόνα 48 για την υλοποίηση του λογισμικού και για πειραματικές μετρήσεις χρησιμοποιήθηκε η πλακέτα του Arduino Uno. Το σήμα εξόδου είναι αναλογικό και πρέπει να διακριθεί περαιτέρω με σκοπό να δώσει την επιλογή της ψηφιακής επεξεργασίας. Αυτό γίνεται μέσω ειδικού ADC που είναι ενσωματωμένο στο MCU της πλακέτας βάσης. Όπως η πλακέτα OLIMEXINO-328 για να μας δώσει καλύτερη διάκριση σήματος.



Εικόνα 54. Hardware Electromyography (EMG)



Εικόνα 55. Hardware(EMG) & Αισθητήρες (myo)



Εικόνα 56. Hardware(EMG), 2EMG OLIMEX & ARDUINO UNO.

3.6.2 Τελική Μονάδα Ηλεκτρομυογράφου(Software Arduino)

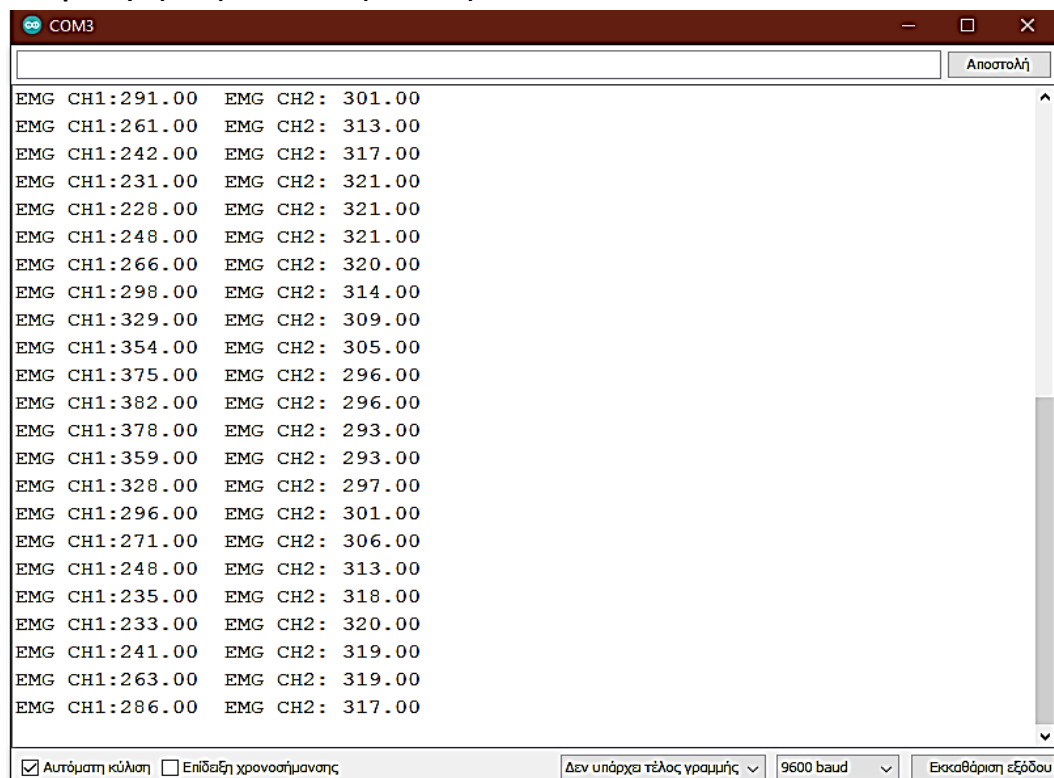
Ο κώδικας της εφαρμογής στον μικροελεγκτή Arduino(Sketch Arduino) είναι:

```

1.  /* Hellenic Open University
2.  * DEGREE THESIS ΠΛΗ40
3.  * ACADEMIC YEAR: 2020-21
4.  * EMG Application "EmgFesRobex"
5.  * ELECTROMYOGRAPHY
6.  *
7.  * AUTHOR: DIMITRIOS KAVALIEROS
8.  */
9.
10. void setup() {
11.   // start serial port at 9600 bps:
12.   Serial.begin(9600);
13. }
14.
15. void loop() {
16.   for (int thisSensor = 0; thisSensor < 2; thisSensor++) {
17.     int sensorValue = analogRead(thisSensor);
18.     Serial.print(sensorValue);
19.
20.     // if you're on the last sensor value, end with a println()
21.     // otherwise, print a comma
22.     if (thisSensor == 1) {
23.       Serial.println();
24.     } else {
25.       Serial.print(",");
26.     }
27.   }
28.   delay(50);
29. }
30.

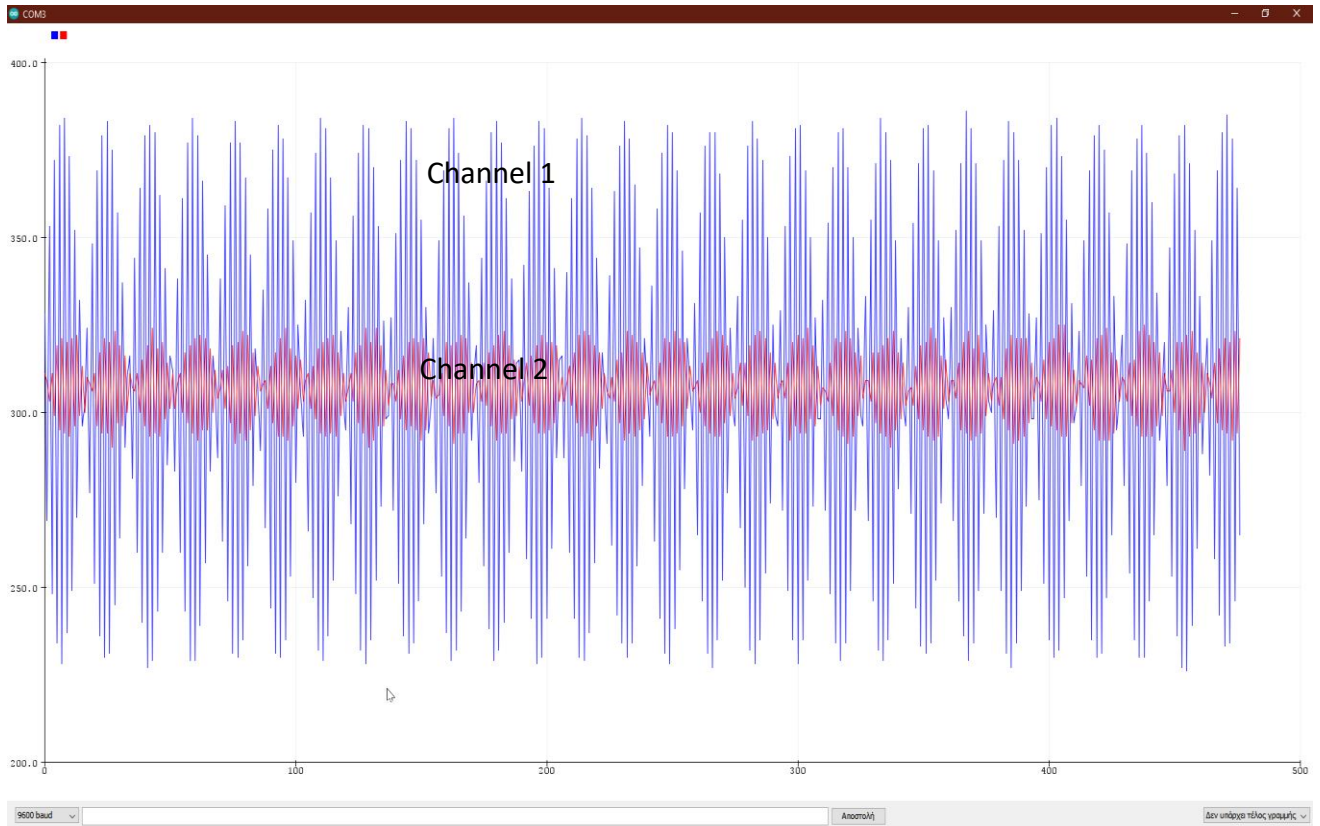
```

Σειριακή έξοδος Καναλιών (Arduino)



Εικόνα 57. Έξοδος Σειριακής Θύρας

Σχεδιαγραφικός Σειριακής (Arduino)



Εικόνα 58. Έξοδος Αναλογικών σημάτων(Ch1 & Ch2)

3.6.3 Τελική Μονάδα Ηλεκτρομυογράφου(EMG GUI)

- Τελικός Κώδικας εφαρμογής με 2 κανάλια Ηλεκτρομυογράφου και αρκετές αλλαγές στο γραφικό περιβάλλον που παρουσιάζουμε αναλυτικά στην §3.6.4 Τελικό Γραφικό περιβάλλον χρήστη (EmgFesRobex GUI)

```

1.  /* Hellenic Open University
2.   * DEGREE THESIS ΠΛΗ40
3.   * ACADEMIC YEAR: 2020-21
4.   * EMG Application "EmgFesRobex"
5.   *   ELECTROMYOGRAPHY
6.   *
7.   * AUTHOR: DIMITRIOS KAVALIEROS
8.   */
9.
10. using System;
11. using System.Data;
12. using System.Drawing;
13. using System.Threading;
14. using System.Windows.Forms;
15. using System.IO.Ports;
16. using System.Data.SqlClient;
17. using System.IO;
18. using Microsoft.Office.Interop;
19. using Excel = Microsoft.Office.Interop.Excel;

```



```
20. using DevExpress.UnitConversion;
21. using System.Diagnostics;
22.
23. namespace EmgFesRobex
24. {
25.     public partial class Form1 : Form
26.     {
27.         private SerialPort myport = new SerialPort(); //Initialise ComPort Variable
as SerialPort
28.         private DateTime datetime; //variable Date Time
29.         private string getvalue, ch1, ch2;
30.         private string fileExcel;
31.
32.         //Contact with DataBase Path
33.         SqlConnection con = new SqlConnection(@"Data
Source=(LocalDB)\MSSQLLocalDB;AttachDbFilename=C:\Users\jimch\source\repos\EmgFesRobe
x\Database.mdf;Integrated Security=True");
34.
35.         //Tread
36.         Thread masterthread;
37.         Thread CloseDown;
38.
39.         public Form1()
40.         {
41.             InitializeComponent();
42.
43.
44.         }
45.
46.         private void Form1_Load(object sender, EventArgs e)
47.         {
48.             // TODO: This line of code loads data into the 'databaseDataSet.DataEmg'
table. You can move, or remove it, as needed.
49.             this.dataEmgTableAdapter.Fill(this.databaseDataSet.DataEmg);
50.             updatePorts(); //Call this function everytime the page load
51.                             //to update port names
52.             CheckForIllegalCrossThreadCalls = false;
53.
54.             circularProgressBar1.Value = 0;
55.             circularProgressBar1.Minimum = 0;
56.             circularProgressBar1.Maximum = 100;
57.
58.
59.
60.         }
61.         private void updatePorts()
62.         {
63.             // Retrieve the list of all COM ports on your Computer
64.             string[] ports = SerialPort.GetPortNames();
65.             foreach (string myport in ports)
66.             {
67.                 comboBox_Port.Items.Add(myport);
68.             }
69.         }
70.
71.
72.
73.         // Functions Connection channel
74.         public void Connection_channel()
75.         {
76.             bool error = false;
77.
78.             if (masterthread == null)
79.             {
80.                 masterthread = new Thread(runit);
81.
82.             }
```



```

83.
84.         // Check if all settings have been selected
85.
86.         if (comboBox_Port.SelectedIndex != -1 & comboBox_BaudRate.SelectedIndex
87.         != -1 & cmbParity.SelectedIndex != -1 & cmbDataBits.SelectedIndex != -1 &
88.         cmbStopBits.SelectedIndex != -1)
89.         {
90.             myport.PortName = comboBox_Port.Text;
91.             myport.BaudRate = int.Parse(comboBox_BaudRate.Text);           //convert
92.             Text to Integer
93.             myport.Parity = (Parity)Enum.Parse(typeof(Parity), cmbParity.Text);
94.             myport.DataBits = int.Parse(cmbDataBits.Text);
95.             myport.StopBits = (StopBits)Enum.Parse(typeof(StopBits),
96.             cmbStopBits.Text);
97.
98.             //always try to use this try and catch method to open your port.
99.             //if there is an error your program will not display a message
100.            instead of freezing.
101.            try
102.            {
103.                myport.Open();
104.                myport.DataReceived += myport_DataReceived;           // Check for
105.                received data. When there is data in the receive buffer,
106.
107.                //it will
108.                raise this event, we need to subscribe to it to know when there is data
109.            }
110.            catch (UnauthorizedAccessException)
111.            {
112.                error = true;
113.            }
114.            catch (System.IO.IOException)
115.            {
116.                error = true;
117.            }
118.            catch (ArgumentException)
119.            {
120.                error = true;
121.            }
122.            if (error)
123.                MessageBox.Show(this, "Could not open the COM port. Most likely
124.                it is already in use, has been removed, or is unavailable.", "COM Port unavailable",
125.                MessageBoxButtons.OK, MessageBoxIcon.Stop);
126.        }
127.        else
128.        {
129.            MessageBox.Show("Please select all the COM Serial Port Settings",
130.            "Serial Port Interface", MessageBoxButtons.OK, MessageBoxIcon.Stop);
131.        }
132.
133.        if (!masterthread.IsAlive)
134.        {
135.            masterthread.Start();
136.        }
137.
138.        //MessageBox.Show("Connecting");
139.    }

```

```

140.         //function run insert to Thread
141.         void runit()
142.         {
143.             while (true)
144.             {
145.                 try
146.                 {
147.                     if (myport.IsOpen)
148.                     {
149.                        .getvalue = myport.ReadLine();//Read Data Serial port
150.                         textBox1.Text = String.Concat(getvalue.Split(';'));
151.                         ch1 = textBox1.Text.Substring(0, 3); // select char from
string 0-3
152.                         ch2 = textBox1.Text.Substring(4); //select char from
string 4-...
153.                         textBox2.AppendText(getvalue + "\n"); //data insert
textbox2 ch1,ch2
154.                     }
155.                 }
156.             }
157.             catch (Exception ex1)
158.             {
159.                 MessageBox.Show(ex1.Message, "Error");
160.             }
161.         }
162.     }
163. }
164.
165. //function displaydata: all the data displayed on the application screen
166. private void displaydata_event(object sender, EventArgs e)
167. {
168.
169.     datetime = DateTime.Now;
170.     string time = datetime.Hour + ":" + datetime.Minute + ":" +
datetime.Second;// variable time to string
171.     //textBox2.AppendText(ch1+ch2 + "\n"); //data insert textbox2
ch1,ch2
172.     float time2 = (float)(Convert.ToDouble(datetime.Millisecond) / 1000);
//variable time=seconds convert to double
173.     textBox3.AppendText(time2 + ";" + ch1 + ";" + ch2 + "\n");//data insert
textbox3 seconds;ch1;ch2
174.     richTextBox3.AppendText(time + "\n"); // Appearance
Time(HOUR:MINUTE:SECOND) insert richtextbox3
175.
176.     richTextBox1.AppendText(ch1 + "\n"); // Appearance Data
Ch1
177.     chart4.Invoke(method: (MethodInvoker) (() => chart4.Series["sEMG
signal1"].Points.AddXY(datetime.Second.ToString(), ch1)));//chart ch1
178.     richTextBox2.AppendText(ch2 + "\n"); // Appearance Data
Ch2
179.     chart1.Invoke(method: (MethodInvoker) (() => chart1.Series["sEMG
signal2"].Points.AddXY(datetime.Second.ToString() + ":" +
datetime.Millisecond.ToString(), ch2)));//chart ch2
180.
181.     //chart2,3 chart bar
182.     chart2.Invoke(method: (MethodInvoker) (() => chart2.Series["sEMG
signal1"].Points.AddXY(datetime.Second.ToString() + ":" +
datetime.Millisecond.ToString(), ch2)));
183.     chart3.Invoke(method: (MethodInvoker) (() => chart3.Series["sEMG
signal2"].Points.AddXY(datetime.Second.ToString() + ":" +
datetime.Millisecond.ToString(), ch1)));
184.
185.
186.     }
187.
188.     void myport_DataReceived(object sender, SerialDataReceivedEventArgs e)
189.     {

```

```
190.
191.
192.         this.Invoke(new EventHandler(displaydata_event));
193.     }
194.
195.
196.     // function save file.txt
197.     private string save_to_file()
198.     {
199.         string pathfile = @"C:\Users\jimch\source\repos\EmgFesRobex\DATA\";
200.         string filename = "emg_data.txt";
201.         System.IO.File.WriteAllText(pathfile + filename, textBox2.Text);
202.
203.         return pathfile;
204.     }
205.
206.     // function Delete File
207.     private void delete_to_file()
208.     {
209.         if
210.         (File.Exists(@"C:\Users\jimch\source\repos\EmgFesRobex\DATA\emg_data.txt"))
211.         {
212.             File.Delete(@"C:\Users\jimch\source\repos\EmgFesRobex\DATA\emg_data.txt");
213.         }
214.     }
215.
216.
217.     //Sum Values Channel 1
218.     private int Sum1()
219.     {
220.         //myrichtextbox is your rich control
221.         string myText = richTextBox1.Text;
222.         var separators = new string[] { "\n" };
223.         var myNumbers = myText.Split(separators,
224.             StringSplitOptions.RemoveEmptyEntries);
225.
226.         int sum = 0;
227.
228.         foreach (var num in myNumbers)
229.         {
230.             int convertedNumber;
231.             if (Int32.TryParse(num, out convertedNumber))
232.                 sum += convertedNumber;
233.
234.         }
235.
236.         return sum;
237.     }
238.
239.     //Sum Values Channel 2
240.     private int Sum2()
241.     {
242.         //myrichtextbox is your rich control
243.         string myText = richTextBox2.Text;
244.         var separators = new string[] { "\n" };
245.         var myNumbers = myText.Split(separators,
246.             StringSplitOptions.RemoveEmptyEntries);
247.
248.         int sum = 0;
249.
250.         foreach (var num in myNumbers)
251.         {
252.             int convertedNumber;
253.             if (Int32.TryParse(num, out convertedNumber))
```

```
253.         sum += convertedNumber;
254.     }
255.
256.     return sum;
257. }
258.
259. // function <button> save file.txt
260. private void save_btn_Click(object sender, EventArgs e)
261. {
262.
263.
264.     try
265.     {
266.
267.         string pathfile = save_to_file();
268.
269.         MessageBox.Show("Data has been saved to " + pathfile, "Save file");
270.
271.     }
272.     catch (Exception ex3)
273.     {
274.         MessageBox.Show(ex3.Message, "Error");
275.     }
276.
277. }
278.
279.
280. //function <button> on channel (CONNECT)
281. private void btn_on_Click(object sender, EventArgs e)
282. {
283.
284.     btn_on.Enabled = false;
285.     btn_off.Enabled = true;
286.     btn_off.Visible = true;
287.     btn_on.Visible = false;
288.     Connection_channel();
289.     circularProgressBar1.Visible = true;
290.
291.     for (int i = 0; i <= 100; i++)
292.     {
293.         Thread.Sleep(5);
294.         circularProgressBar1.Value = i;
295.         circularProgressBar1.Update();
296.     }
297.
298.
299.
300.
301.     try
302.     {
303.         //myport.Open();
304.         richTextBox1.Clear();
305.         richTextBox2.Clear();
306.
307.
308.     }
309.     catch (Exception ex)
310.     {
311.         MessageBox.Show(ex.Message, "Error");
312.     }
313. }
314. }//button on channel
315.
316.
317. //function <button> off channel (DISCONNECT)
318. private void btn_off_Click(object sender, EventArgs e)
319. {
```

```
320.
321.         try
322.         {
323.
324.             btn_on.Enabled = true;
325.             btn_off.Enabled = false;
326.             btn_off.Visible = false;
327.             btn_on.Visible = true;
328.             string pathfile = save_to_file();
329.             chart1.ResetText();
330.             richTextBox1.Clear();
331.             richTextBox2.Clear();
332.             CloseDown = new System.Threading.Thread(new
System.Threading.ThreadStart(CloseSerialOnExit));
333.             CloseDown.Start();
334.             circularProgressBar1.Value = 0;
335.
336.
337.
338.             //MessageBox.Show("Disconnecting");
339.
340.         }
341.         catch (Exception ex2)
342.         {
343.             MessageBox.Show(ex2.Message, "Error");
344.         }
345.
346.
347.     } //button off channel 1
348.
349.
350.     //Minimized_Maximized_Close
351.     private void CloseSerialOnExit()
352.     {
353.
354.         try
355.         {
356.             myport.DtrEnable = false;
357.             myport.RtsEnable = false;
358.             myport.DiscardInBuffer();
359.             myport.DiscardOutBuffer();
360.             myport.Close();
361.         }
362.         catch (Exception ex)
363.         {
364.             MessageBox.Show(ex.Message);
365.         }
366.     }
367.
368.
369.     private void Form1_MouseMove(object sender, MouseEventArgs e)
370.     {
371.         if (e.Button == MouseButtons.Left)
372.         {
373.             this.Left += e.X - lastPoint.X;
374.             this.Top += e.Y - lastPoint.Y;
375.         }
376.     }
377.
378.     Point lastPoint;
379.     private void Form1_MouseDown(object sender, MouseEventArgs e)
380.     {
381.         lastPoint = new Point(e.X, e.Y);
382.     }
383.
384.     private void BtnMin_Click(object sender, EventArgs e)
385.     {
```

```
386.         this.WindowState = FormWindowState.Minimized;
387.     }
388.
389.     private void BtnMax_Click(object sender, EventArgs e)
390.     {
391.         if (WindowState.ToString() == "Normal")
392.         {
393.             this.WindowState = FormWindowState.Maximized;
394.         }
395.
396.         else
397.         {
398.             this.WindowState = FormWindowState.Normal;
399.         }
400.     }
401.
402.     private void BtnClose_Click(object sender, EventArgs e)
403.     {
404.         this.Close();
405.     }
406. //Minimized_Maximized_Close
407.
408.
409.
410.     private void value_pb_Click(object sender, EventArgs e)
411.     {
412.     }
413.
414.
415.     private void chart1_Click(object sender, EventArgs e)
416.     {
417.     }
418.
419.
420.
421.     //(Button)Clear Data Text or Rich Box
422.     private void button_Clear_Click(object sender, EventArgs e)
423.     {
424.         richTextBox1.Clear();
425.         richTextBox2.Clear();
426.         textBox2.Clear();
427.         textBox1.Clear();
428.         textBox3.Clear();
429.
430.         richTextBox1.ClearUndo();
431.         richTextBox2.ClearUndo();
432.         textBox1.ClearUndo();
433.         textBox2.ClearUndo();
434.         textBox3.ClearUndo();
435.
436.
437.     }
438.
439.
440.     //(Button)Refresh form1
441.     private void btnRefresh_Click(object sender, EventArgs e)
442.     {
443.
444.         updatePorts();
445.     }
446.
447.     private void comboBox_BaudRate_SelectedIndexChanged(object sender,
448.     EventArgs e)
449.     {
450.     }
```



```

451.
452.         //(Button)Load Sql Database
453.         private void btnDB_Click(object sender, EventArgs e)
454.         {
455.             SqlConnection con = new SqlConnection(@"Data
Source=(LocalDB)\MSSQLLocalDB;AttachDbFilename=C:\Users\jimch\source\repos\EmgFesRobe
x\Database.mdf;Integrated Security=True");
456.             con.Open();
457.             SqlCommand cmd = new SqlCommand("select* from DataEmg ", con);//sele
458.             SqlDataAdapter da = new SqlDataAdapter(cmd);
459.             DataTable dt = new DataTable();
460.             da.Fill(dt);
461.             dataGridView1.DataSource = dt;
462.
463.
464.             MessageBox.Show("Data haw Saved in Database");
465.             con.Close();
466.
467.         }
468.
469.
470.         private void circularProgressBar1_Click(object sender, EventArgs e)
471.         {
472.
473.         }
474.
475.         //(Button)Insert DataBase into Table GridView
476.
477.         private void btnInsertDB_Click(object sender, EventArgs e)
478.         {
479.             try
480.             {
481.                 // If the file is small, read it all at once
482.                 string[] lines =
483.                 File.ReadAllLines(@"C:\Users\jimch\source\repos\EmgFesRobex\DATA\emg_data.txt");
484.
485.                 // TODO: if lines is empty, bail out
486.
487.                 using (SqlConnection con = new SqlConnection(@"Data
Source=(LocalDB)\MSSQLLocalDB;AttachDbFilename=C:\Users\jimch\source\repos\EmgFesRobe
x\Database.mdf;Integrated Security=True"))
488.                 {
489.                     con.Open();
490.                     // for each line (no ifs or whiles here)
491.                     foreach (string line in lines)
492.                     {
493.                         string[] fields = line.Split(',');
494.                         // TODO: verify fields contain what you want
495.                         // SqlCommand implements IDisposable too
496.                         using (SqlCommand cmd = new SqlCommand("insert into DataEmg
values(@emgCH1,@emgCH2)", con))
497.                         {
498.                             cmd.Parameters.AddWithValue("@emgCH1", fields[0]); //
499.                             these are already strings, no ToString()s needed
500.                             cmd.Parameters.AddWithValue("@emgCH2", fields[1]);
501.                             cmd.ExecuteNonQuery();
502.                         }
503.                     }
504.                 }
505.
506.                 con.Close();
507.                 MessageBox.Show("Successfully Saved");
508.
509.             }
510.             catch (Exception ex3)
511.             {
512.                 MessageBox.Show(ex3.Message);

```

```

511.         }
512.     }
513. }
514.
515.
516. //Button Clear DataBase and calculator Settings
517. private void btnClearDB_Click(object sender, EventArgs e)
518. {
519.     try
520.     {
521.         dataGridView1.DataSource = null;
522.         dataGridView1.Rows.Clear();
523.         dataGridView1.Refresh();
524.         label12.Text = "0";
525.         label13.Text = "0";
526.         label10.Text = "0";
527.         label14.Text = "0";
528.
529.         SqlConnection con = new SqlConnection(@"Data
Source=(LocalDB)\MSSQLLocalDB;AttachDbFilename=C:\Users\jimch\source\repos\EmgFesRobe
x\Database.mdf;Integrated Security=True");
530.         //using (con)
531.         using (var command = new SqlCommand("TRUNCATE TABLE DataEmg", con))
532.         {
533.             con.Open();
534.             command.ExecuteNonQuery();
535.         }
536.
537.     }
538.     catch (Exception ex4)
539.     {
540.         MessageBox.Show(ex4.Message);
541.
542.     }
543.
544. }
545.
546.
547. //Button SUM CHANNEL 1
548. private void BtnSUM(object sender, EventArgs e)
549. {
550.     label10.Text = Convert.ToString(Sum1());
551.     //MessageBox.Show(String.Format("The sum result is: {0}.", Sum1()));
552. }
553.
554. //Button SUM CHANNEL 2
555. private void btnSUM2_Click(object sender, EventArgs e)
556. {
557.     label14.Text = Convert.ToString(Sum2());
558.     //MessageBox.Show(String.Format("The sum result is: {0}.", Sum2()));
559. }
560.
561. private void cmbParity_SelectedIndexChanged(object sender, EventArgs e)
562. {
563.
564. }
565.
566. //Button Save file Excel(type csv)
567. private void btnSavaFileXlsx_Click(object sender, EventArgs e)
568. {
569.     try
570.     {
571.         string pathfile = save_to_file_csv();
572.
573.         MessageBox.Show("Data has been saved to " + pathfile, "Save file
Excel");
574.

```

```
575.         }
576.         catch (Exception ex3)
577.         {
578.             MessageBox.Show(ex3.Message, "Error");
579.         }
580.
581.     }
582.
583.
584.     //(Button)Open File Excel Calculator FFT(Fourier transformer)
585.     private void btnFFT_Xlsx_Click(object sender, EventArgs e)
586.     {
587.         try
588.         {
589.             open_excelfile();
590.             this.WindowState = FormWindowState.Minimized;
591.
592.         }
593.         catch (Exception ex6)
594.         {
595.             MessageBox.Show(ex6.Message, "Error");
596.         }
597.
598.     }
599.
600.
601.     private void cmbStpoBits_SelectedIndexChanged(object sender, EventArgs e)
602.     {
603.
604.     }
605.
606.     //Button Save file Excel Channel 1(type csv)
607.     private void btnSaveCh1_Click(object sender, EventArgs e)
608.     {
609.         try
610.         {
611.             string pathfile = save_to_emgCh1_csv();
612.
613.             MessageBox.Show("Data has been saved to " + pathfile, "Save file
Excel");
614.
615.         }
616.         catch (Exception ex3)
617.         {
618.             MessageBox.Show(ex3.Message, "Error");
619.         }
620.     }
621.
622.     //function Save File Excel(type csv)
623.     private string save_to_file_csv()
624.     {
625.
626.         string pathfile = @"C:\Users\jimch\source\repos\EmgFesRobex\DATA\";
627.         string filename = "emg_data.csv";
628.
629.         File.WriteAllText(pathfile + filename, textBox3.Text);
630.
631.         return pathfile;
632.     }
633.
634.     //Button Save file Excel Channel 2(type csv)
635.     private void btnSaveCh2_Click(object sender, EventArgs e)
636.     {
637.         try
638.         {
639.             string pathfile = save_to_emgCh2_csv();
640.
```

```

641.         MessageBox.Show("Data has been saved to " + pathfile, "Save file
Excel");
642.
643.     }
644.     catch (Exception ex3)
645.     {
646.         MessageBox.Show(ex3.Message, "Error");
647.     }
648. }
649.
650. //function Save File Excel Channel 1(type csv)
651. private string save_to_emgCh1_csv()
652. {
653.
654.     string pathfile = @"C:\Users\jimch\source\repos\EmgFesRobex\DATA\";
655.     string filename = "emgCh1.csv";
656.
657.     File.WriteAllText(pathfile + filename, richTextBox1.Text);
658.
659.     return pathfile;
660. }
661.
662. //(Button)Open Application signal processing FFT(Fourier transformer)
CHANNEL 1
663. private void btnFFTch1_Click(object sender, EventArgs e)
664. {
665.     try
666.     {
667.         open_FFTch();
668.         this.WindowState = FormWindowState.Minimized;
669.
670.     }
671.     catch (Exception ex6)
672.     {
673.         MessageBox.Show(ex6.Message, "Error");
674.     }
675. }
676.
677. //function Save File Excel Channel 2(type csv)
678. private string save_to_emgCh2_csv()
679. {
680.
681.     string pathfile = @"C:\Users\jimch\source\repos\EmgFesRobex\DATA\";
682.     string filename = "emgCh2.csv";
683.
684.     File.WriteAllText(pathfile + filename, richTextBox2.Text);
685.
686.     return pathfile;
687. }
688.
689. //(Button) Open Application signal processing FFT(Fourier transformer)
CHANNEL 2
690. private void btnFFTch2_Click(object sender, EventArgs e)
691. {
692.     try
693.     {
694.         open_FFTch();
695.         this.WindowState = FormWindowState.Minimized;
696.
697.     }
698.     catch (Exception ex6)
699.     {
700.         MessageBox.Show(ex6.Message, "Error");
701.     }
702. }
703.
704. //Button Clear chart Channel 1

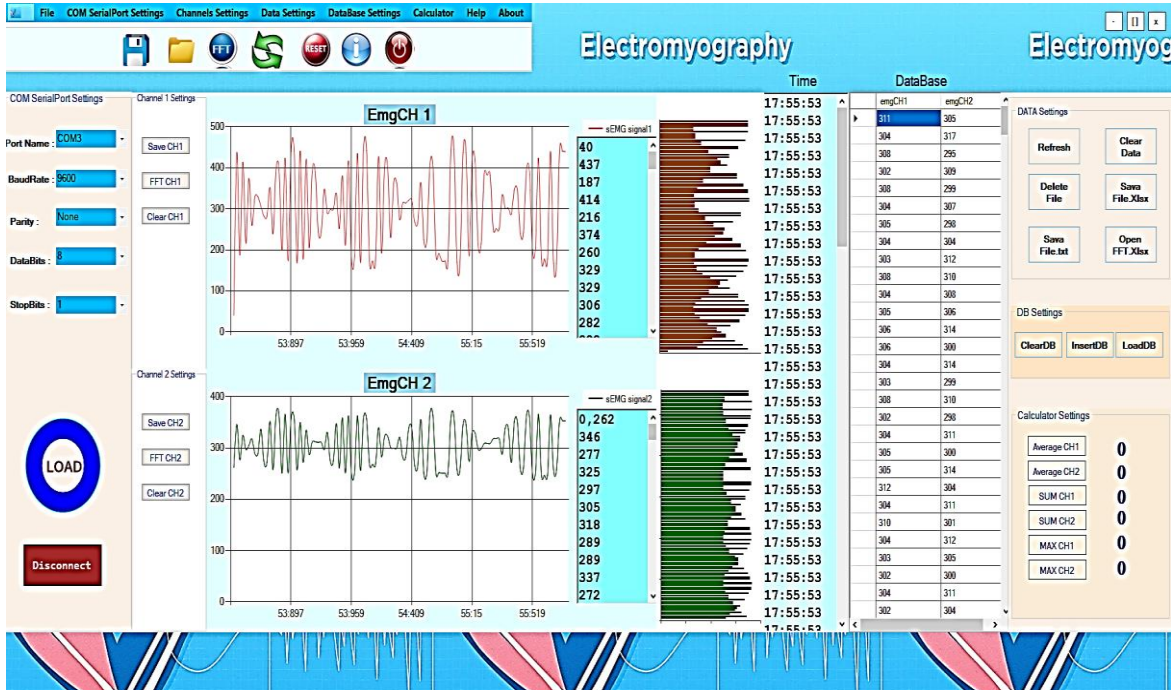
```

```
705.     private void btnClearCh1_Click(object sender, EventArgs e)
706.     {
707.         foreach (var series in chart4.Series)
708.         {
709.             series.Points.Clear();
710.         }
711.
712.         foreach (var series in chart3.Series)
713.         {
714.             series.Points.Clear();
715.         }
716.     }
717.
718.
719.     //Button Clear chart Channel 2
720.     private void btnClearCh2_Click(object sender, EventArgs e)
721.     {
722.         foreach (var series in chart1.Series)
723.         {
724.             series.Points.Clear();
725.         }
726.
727.         foreach (var series in chart2.Series)
728.         {
729.             series.Points.Clear();
730.         }
731.     }
732.
733.     //Button Delete File
734.     private void btnDeleteFile_Click(object sender, EventArgs e)
735.     {
736.         try
737.         {
738.             delete_to_file();
739.             MessageBox.Show("File has been Deleted");
740.
741.         }
742.         catch (Exception ex3)
743.         {
744.             MessageBox.Show(ex3.Message, "Error");
745.         }
746.     }
747.
748.
749.     //(Button) Average Channel 1
750.     private void btnAverageCh1_Click(object sender, EventArgs e)
751.     {
752.         try
753.         {
754.             int sum1 = 0;
755.             for (int i = 0; i < dataGridView1.Rows.Count; ++i)
756.             {
757.                 sum1 += Convert.ToInt32(dataGridView1.Rows[i].Cells[0].Value);
758.             }
759.             int count_row = dataGridView1.Rows.Count;
760.             double avg1 = sum1 / count_row;
761.             //MessageBox.Show("Average Channel 1: " + avg1.ToString());
762.             label12.Text = avg1.ToString();
763.
764.         }
765.         catch (Exception ex3)
766.         {
767.             MessageBox.Show(ex3.Message, "Error");
768.         }
769.     }
770.
771. }
```

```
772.         //(Button) Average Channel 2
773.     private void btnAverageCh2_Click(object sender, EventArgs e)
774.     {
775.         try
776.         {
777.             int sum2 = 0;
778.             for (int i = 0; i < dataGridView1.Rows.Count; ++i)
779.             {
780.                 sum2 += Convert.ToInt32(dataGridView1.Rows[i].Cells[1].Value);
781.             }
782.             int count_row = dataGridView1.Rows.Count;
783.             double avg2 = sum2 / count_row;
784.             //MessageBox.Show("Average Channel 2: " + avg.ToString());
785.             label13.Text = avg2.ToString();
786.
787.         }
788.         catch (Exception ex3)
789.         {
790.             MessageBox.Show(ex3.Message, "Error");
791.         }
792.     }
793.
794.     private void label10_Click(object sender, EventArgs e)
795.     {
796.     }
797.
798.     private void groupBox1_Enter(object sender, EventArgs e)
799.     {
800.     }
801.
802.     private void btnExit_Click(object sender, EventArgs e)
803.     {
804.         this.Close();
805.     }
806.
807.     //function Open Excel File
808.     private void open_excelfile()
809.     {
810.         fileExcel =
811.         "C:\\Users\\jimch\\source\\repos\\EmgFesRobex\\DATA\\emg_data2.xlsx";
812.         Excel.Application xlApp;
813.         Excel.Workbook xlWorkBook;
814.         xlApp = new Excel.Application();
815.
816.         //open workbook
817.         xlWorkBook = xlApp.Workbooks.Open(fileExcel, 0, true, 5, "", "", true,
818.         Microsoft.Office.Interop.Excel.XlPlatform.xlWindows, "\t", false, false, 0, true, 1,
819.         0);
820.         xlApp.Visible = true;
821.     }
822.
823.     //Function Open Application signal processing FFT(Fourier transformer)
824.     private void open_FFTch()
825.     {
826.         Process.Start("C:\\Users\\jimch\\source\\repos\\EmgFesRobex\\FourierTransform.exe");
827.     }
828.
829.     }
830.
831.     }
832. }
```

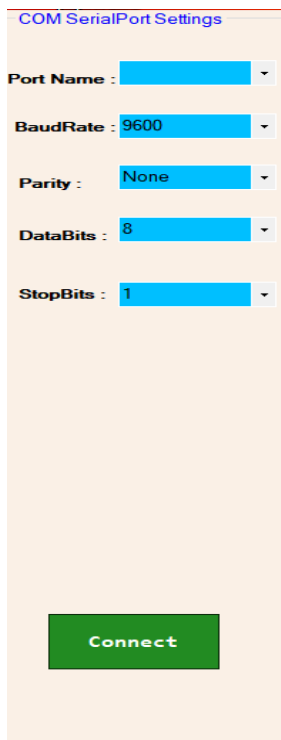

3.6.4 Τελικό Γραφικό περιβάλλον χρήστη (EmgFesRobex GUI)

Στο [Παράρτημα Γ: «Συμπληρωματικά στοιχεία για την εφαρμογή»](#), απεικονίζεται η πλήρης οθόνη της εφαρμογής(EmgFesRobex).



Εικόνα 59.Τελικό Γραφικό Περιβάλλον Εφαρμογής

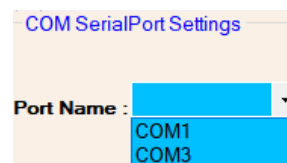
❖ Αναλυτική περιγραφή χρήσης στο γραφικό περιβάλλον της εφαρμογής



Εικόνα 62. Μενού επιλογής Serial Port

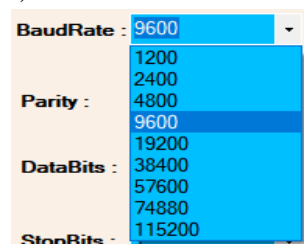
Όταν γίνει εκκίνηση της εφαρμογής στο γραφικό περιβάλλον της εικόνας 59, επιλέγουμε στο αριστερό μενού(COM Serial Port Settings) έχουμε τις ακόλουθες επιλογές:

❖ **Port Name** = επιλογή πύλης σύνδεσης Arduino.



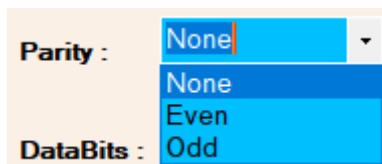
Εικόνα 60. Επιλογή πύλης (Serial Port)

❖ **Baud Rate** = επιλογή Ρυθμού μετάδοσης διαμορφωμένου σήματος (Baud Rate)



Εικόνα 61. Επιλογή Ρυθμού μετάδοσης(Baud Rate)

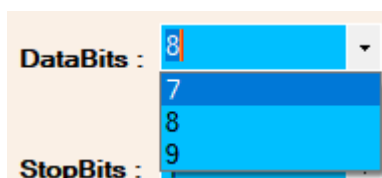
- ❖ Το **Parity** είναι μια μέθοδος εντοπισμού σφαλμάτων κατά τη μετάδοση. Όταν η ισοτιμία χρησιμοποιείται με σειριακή θύρα, αποστέλλεται ένα επιπλέον bit δεδομένων με κάθε χαρακτήρα δεδομένων, διατεταγμένο έτσι ώστε ο αριθμός των 1 bit σε κάθε χαρακτήρα, συμπεριλαμβανομένου του bit ισοτιμίας, να είναι πάντα μονός ή πάντα ομοιόμορφος. Εάν ληφθεί ένα byte με λάθος αριθμό 1s, τότε πρέπει να έχει καταστραφεί. Ωστόσο, ένας ζυγός αριθμός σφαλμάτων μπορεί να περάσει τον έλεγχο ισοτιμίας.



Εικόνα 63. Μέγεθος Εντοπισμού Σφαλμάτων(Parity)

- **None (N)** σημαίνει ότι δεν αποστέλλεται καθόλου bit ισοτιμίας.
- **Odd (O)** σημαίνει ότι το bit ισοτιμίας ορίζεται έτσι ώστε ο αριθμός των "λογικών" να είναι μονός.
- **Even (E)** σημαίνει ότι το bit ισοτιμίας ορίζεται έτσι ώστε ο αριθμός των "λογικών" να είναι ίσος.

- ❖ **DataBits** = Ο αριθμός των bit δεδομένων σε κάθε χαρακτήρα μπορεί να είναι 5 (για κώδικα Baudot), 6 (σπάνια χρησιμοποιείται), 7 (για πραγματικό ASCII), 8 (για τα περισσότερα είδη δεδομένων, καθώς αυτό το μέγεθος ταιριάζει με το μέγεθος ενός byte) ή 9 (σπάνια χρησιμοποιείται). 8 bit δεδομένων χρησιμοποιούνται σχεδόν καθολικά σε νεότερες εφαρμογές. 5 ή 7 bits γενικά έχουν νόημα μόνο με παλαιότερο εξοπλισμό, όπως τηλετυπωτές.



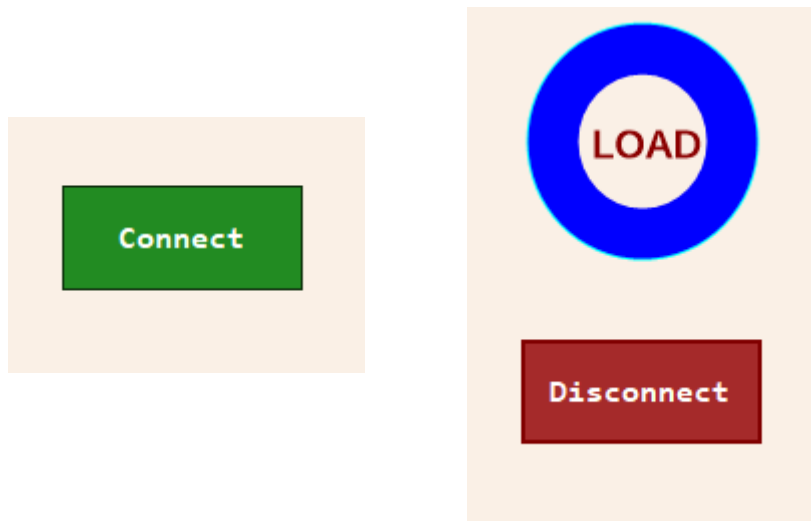
Εικόνα 64. Επιλογή bit δεδομένων σε κάθε χαρακτήρα

- ❖ **Stop Bits** = Τα bit διακοπής που αποστέλλονται στο τέλος κάθε χαρακτήρα επιτρέπουν στο υλικό σήματος λήψης να ανιχνεύει το τέλος ενός χαρακτήρα και να συγχρονίζεται ξανά με τη ροή χαρακτήρων. Οι ηλεκτρονικές συσκευές χρησιμοποιούν συνήθως ένα διακόπτη. Εάν χρησιμοποιούνται αργά ηλεκτρομηχανικά teleprinters, απαιτούνται ένα και ένα μισό ή δύο bit διακοπής.



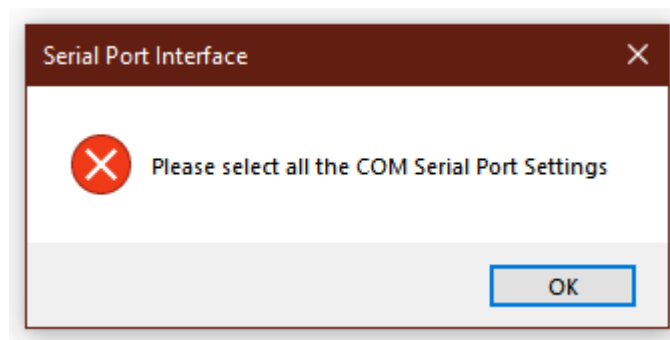
Εικόνα 65. Επιλογή bit διακοπής

(Wikipedia, Serial port, 2020)



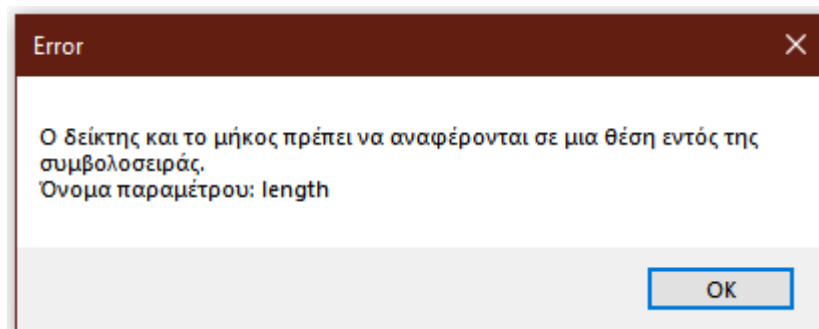
Εικόνα 66. Επιλογή Σύνδεσης - Αποσύνδεσης Σειριακής Θύρας

- Αν δεν υπάρχει κάποια επιλογή από το μενού (COM Serial Port Settings) εμφανίζεται το παρακάτω σφάλμα προειδοποίησης (εικόνα 67).

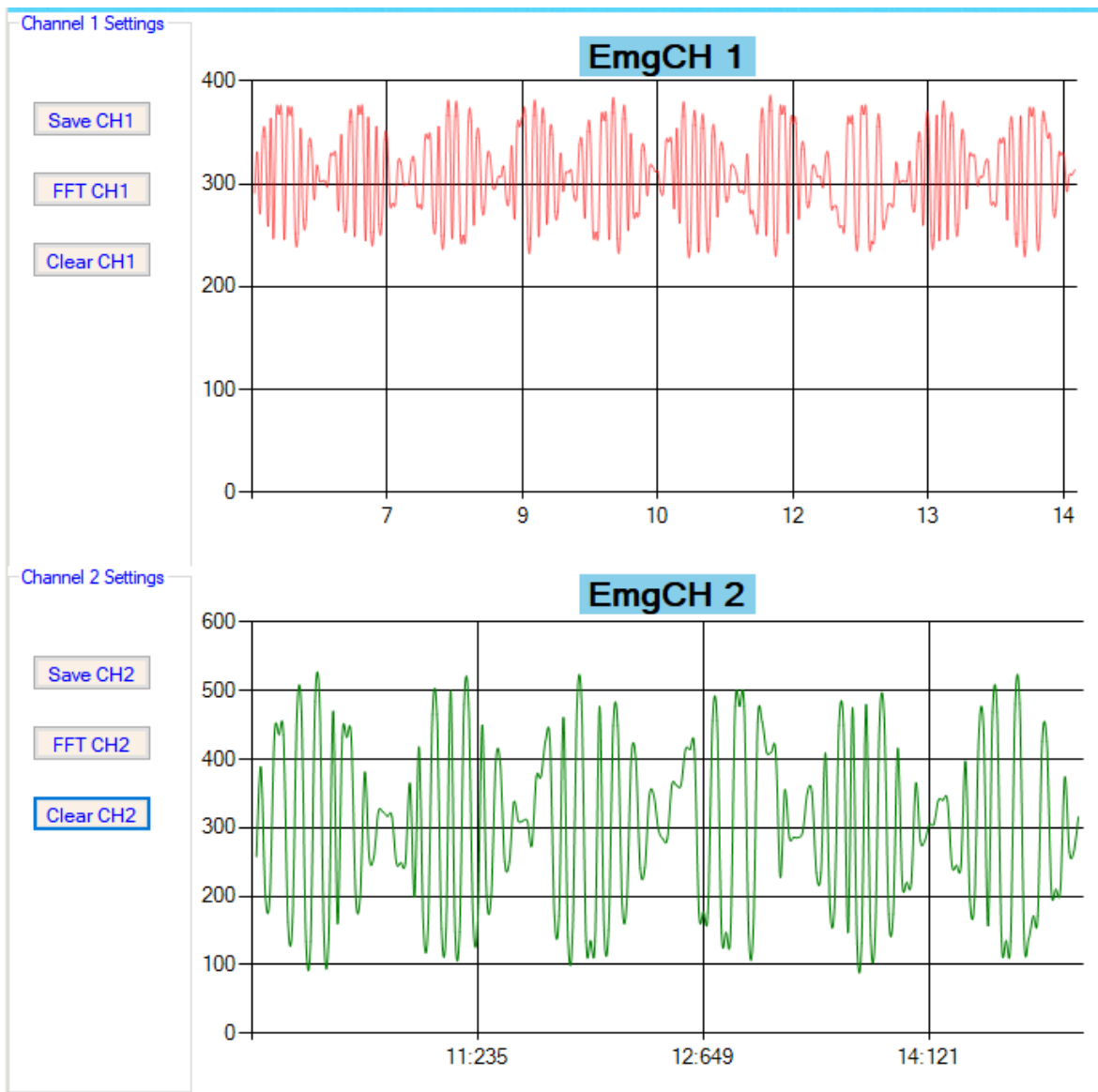


Εικόνα 67. Σφάλμα μη επιλογής Θύρας σύνδεσης Arduino.

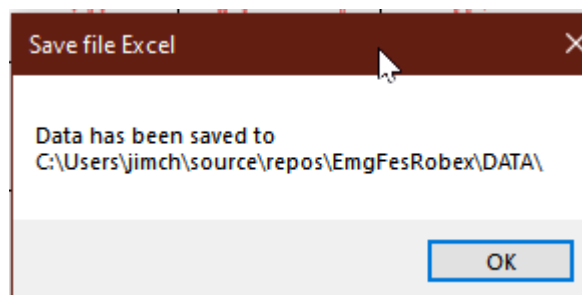
- Σφάλμα κατά την σύνδεση λόγω μήκους συμβολοσειράς δεδομένων από το Arduino, επιλέγουμε (ok) και συνεχίζουμε στον καθαρισμό το σήματος για αποφυγή αλλού σφάλματος από το Arduino.



Γραφικές παραστάσεις Καναλιών με μενού ξεχωριστό για κάθε κανάλι με τις εξής δυνατότητες :

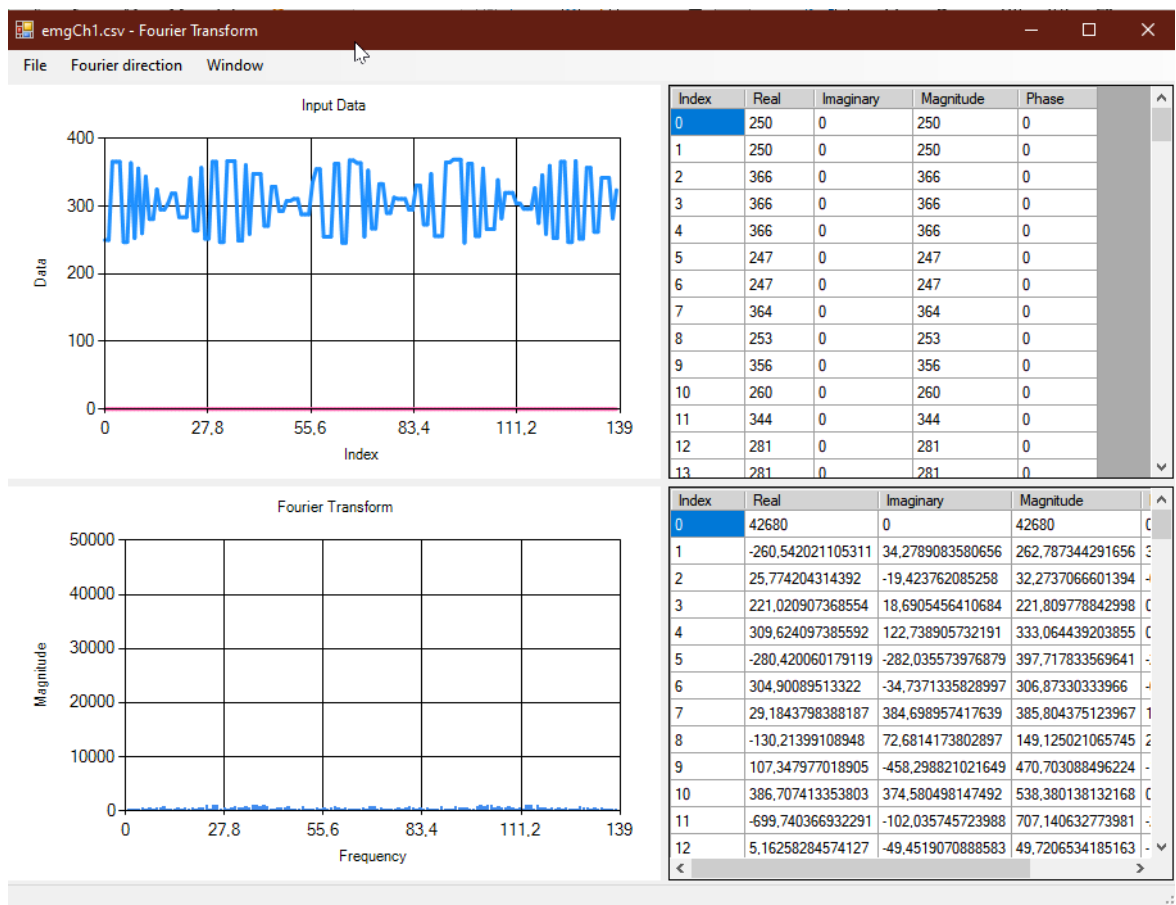


- **Save CH1: αποθήκευση καναλιού 1 σε αρχείο Excel(csv)**



- **FFT CH1: άνοιγμα εφαρμογής μετασχηματισμού σήματος σε σειρά Fourier(FFT)**

Έχει χρησιμοποιηθεί ως βοηθητική η εφαρμογή ανοικτού κώδικα της εταιρείας Aval Global. Η χρήση της λειτουργίας μακροεντολής του MS Excel επιτρέπει τον αυτόματο μετασχηματισμό του Fast Fourier Transform (FFT) και του Discrete Fourier Transform (DFT) μεμονωμένων δεδομένων, ωστόσο, οι χρήστες ενδέχεται να δυσκολεύονται να χρησιμοποιήσουν μερικές φορές, καθώς χρειάζονται πολλά δεδομένα όταν χρησιμοποιούν MS Excel , ένα πρόγραμμα χρησιμοποιώντας μια βιβλιοθήκη (* .dll) για το μέρος Fourier Transform με C#.



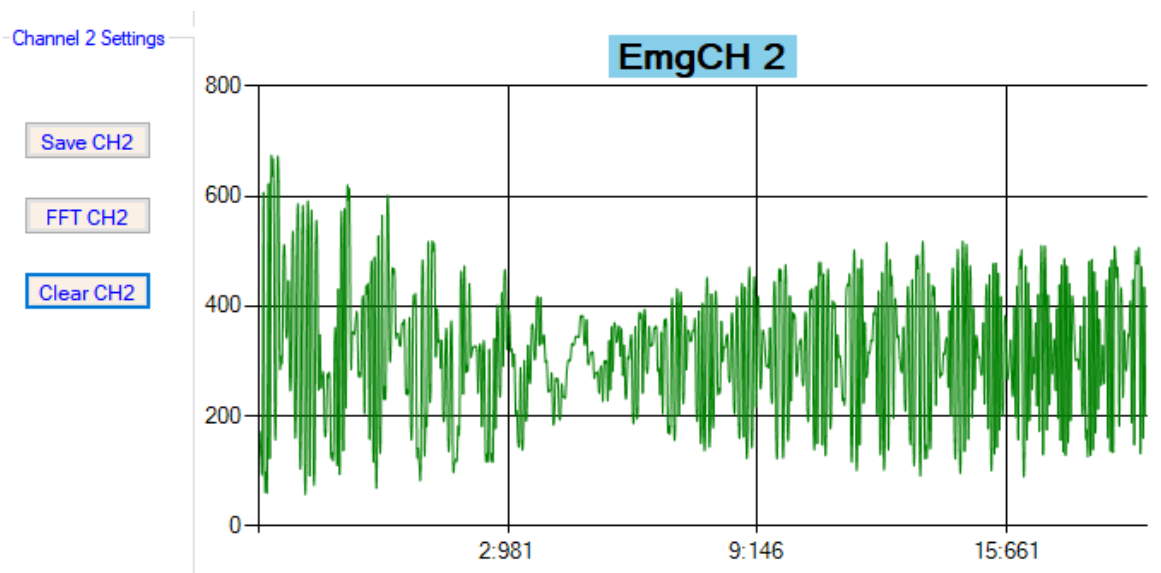
Εικόνα 68. Εφαρμογή Fourier Transform

(AVAL GLOBAL Co., 2020)

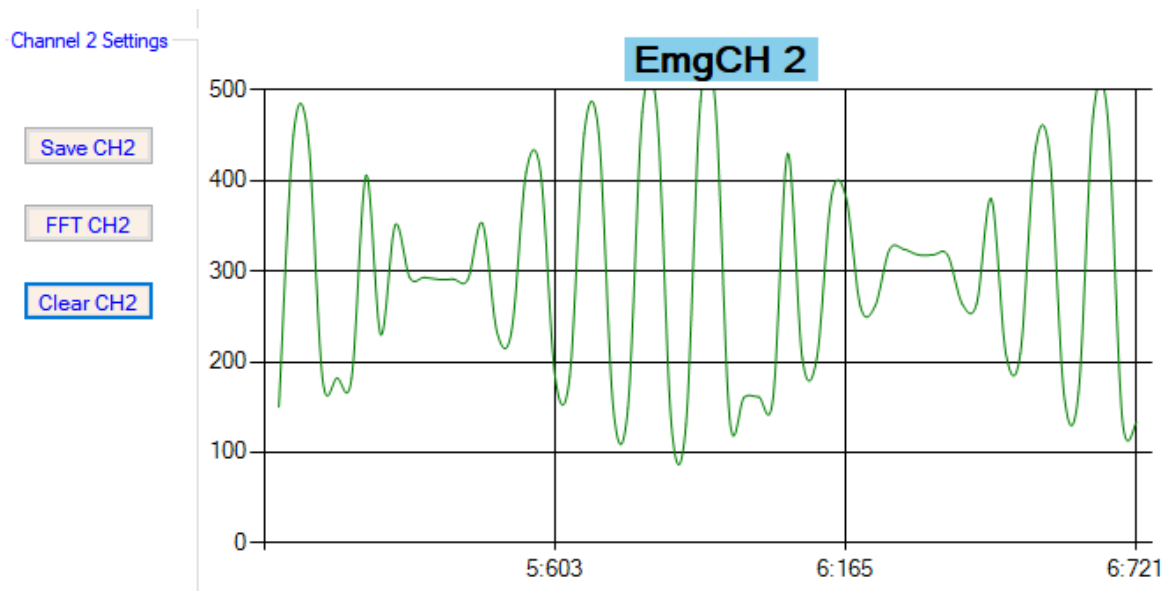
- Μετατροπή σε **DFT** ή **IDFT** Στο μενού, κάνοντας κλικ στην κατεύθυνση **Fourier** → Forward ή Backward επιτρέπει τη μετατροπή σε DFT ή IDFT.
- **Window**->**Hamming, Hanning, Blackman** σας επιτρέπει να εφαρμόσετε κάθε λειτουργία παραθύρου. Λάβετε υπόψη ότι μόλις εφαρμόσετε τη λειτουργία παραθύρου, δεν μπορείτε να ανακτήσετε τα αρχικά δεδομένα. Επομένως, εάν χρειάζεστε τα αρχικά δεδομένα, θυμηθείτε ξανά τα δεδομένα.

- **Clear CH2:** καθαρισμός καναλιού γραφικής παράστασης και σήματος.

Αρχικά όπως έρχεται το σήμα από την σειριακή θύρα του Arduino(εικόνα 69) χρειάζεται να κάνουμε έναν καθαρισμό σήματος(εικόνα 70).

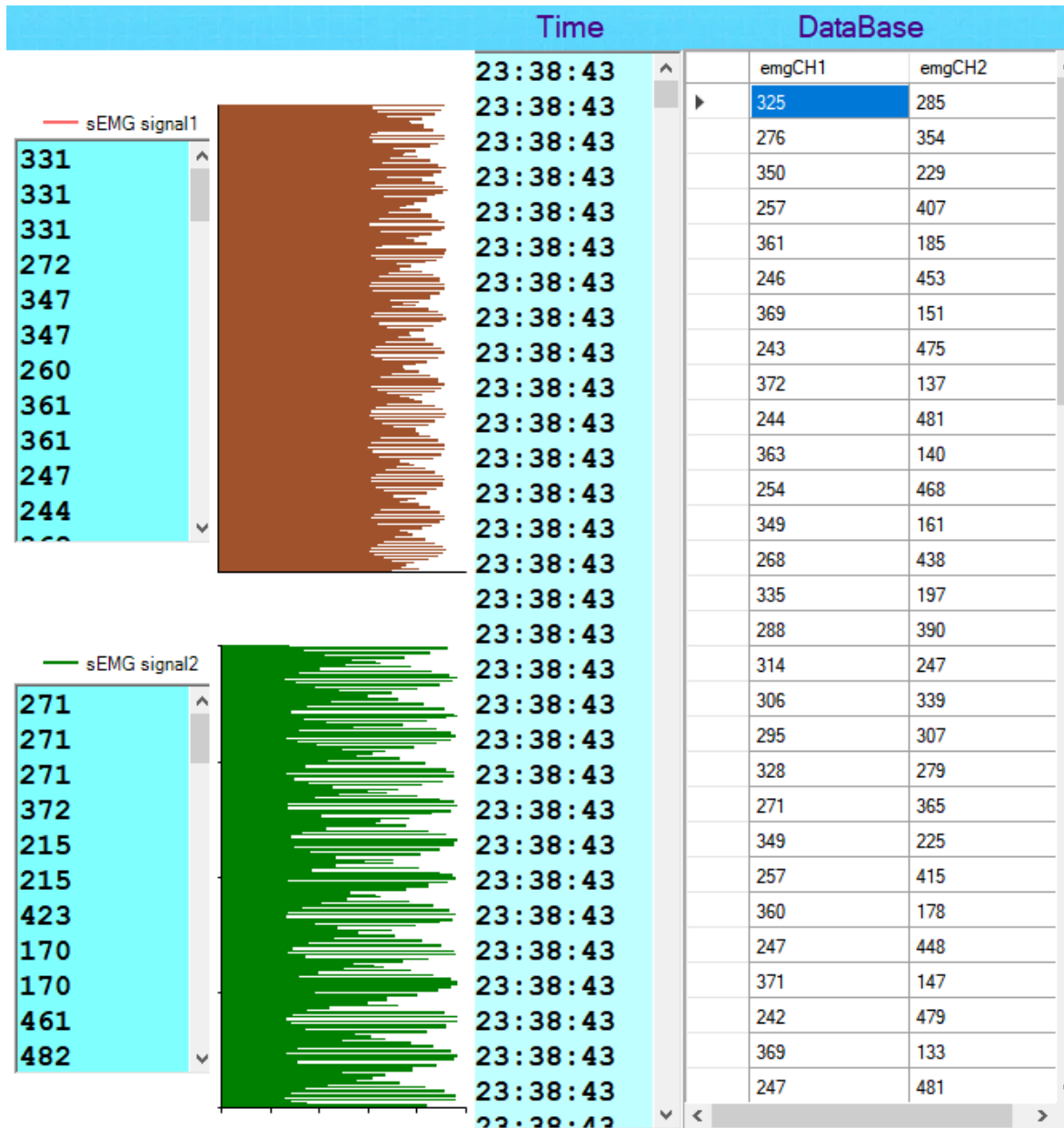


Εικόνα 69. Γραφική παράσταση Αρχικού σήματος καναλιού(SerialPort)



Εικόνα 70. Γραφική παράσταση σήματος καναλιού(SerialPort), μετά από καθαρισμό σήματος

Στην παρακάτω εικόνα 71 βλέπουμε την δυνατότητα να βλέπουμε τις τιμές κάθε καναλιού, την διαμόρφωση σήματος σε chart bar, την χρονομέτρηση των σημάτων σε πραγματικό χρόνο και τα δεδομένα όπως εμφανίζονται στην βάση δεδομένων που θα αναφερθούμε στην επόμενη ενότητα.

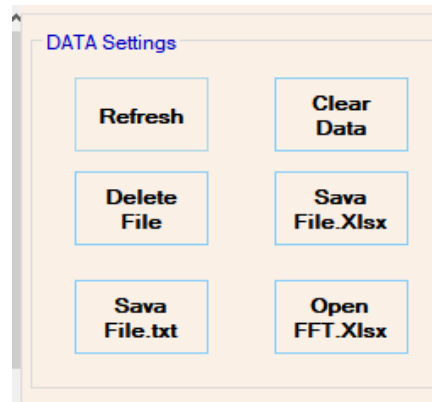


Εικόνα 71. Δεδομένα σε πραγματικό χρόνο

Το Μενού λειτουργιών στην δεξιά πλευρά της εφαρμογής αποτελείται από 3 υπομενού.

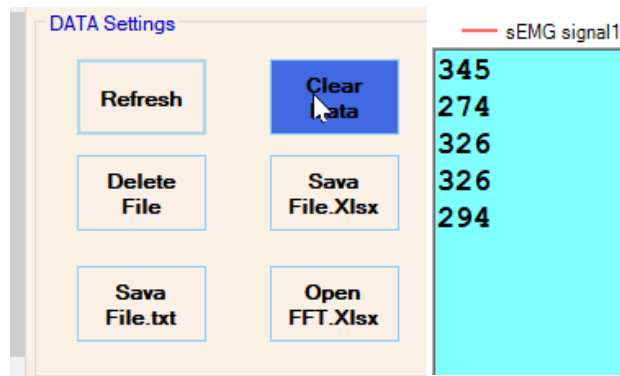
Ανάλυση 1^{ου} Υπομενού(Data Settings):

• Ρυθμίσεις δεδομένων



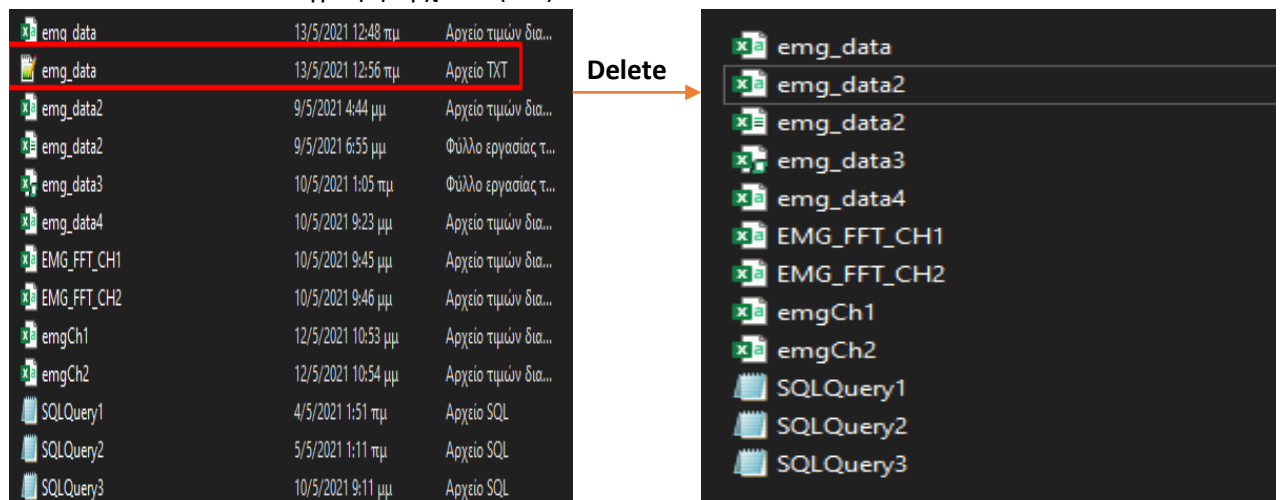
Εικόνα 72. Υπομενού Data Settings

- **Refresh** = επαναφορά συστήματος
- **Clear Data** = Καθαρισμός Δεδομένων, πρέπει να ενεργοποιείται στην αρχή κάθε διεργασίας για την καλύτερη δυνατότητα συλλογής δεδομένων.



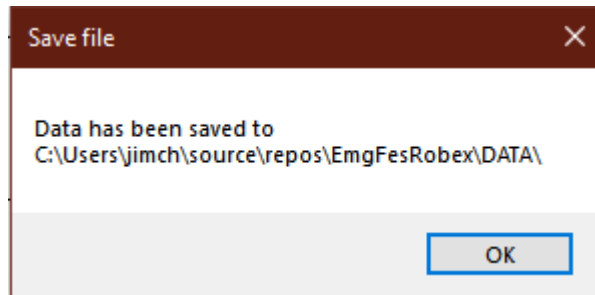
Εικόνα 73. Επιλογή διαγραφή δεδομένων (ch1 & ch2)

- **Delete File** = διαγραφή Αρχείου (.txt)



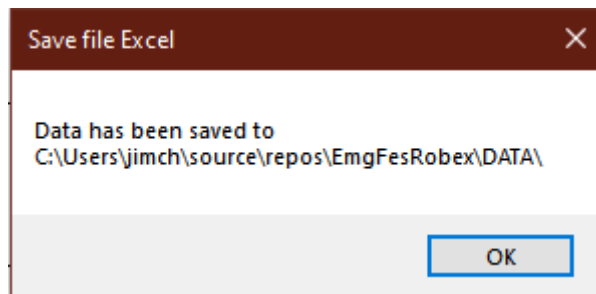
Εικόνα 74. Διαδικασία διαγράψης Αρχείου

- **Save File.txt** = Αποθήκευση Αρχείου (.txt)



Εικόνα 75. Αποθήκευση Αρχείου(txt)

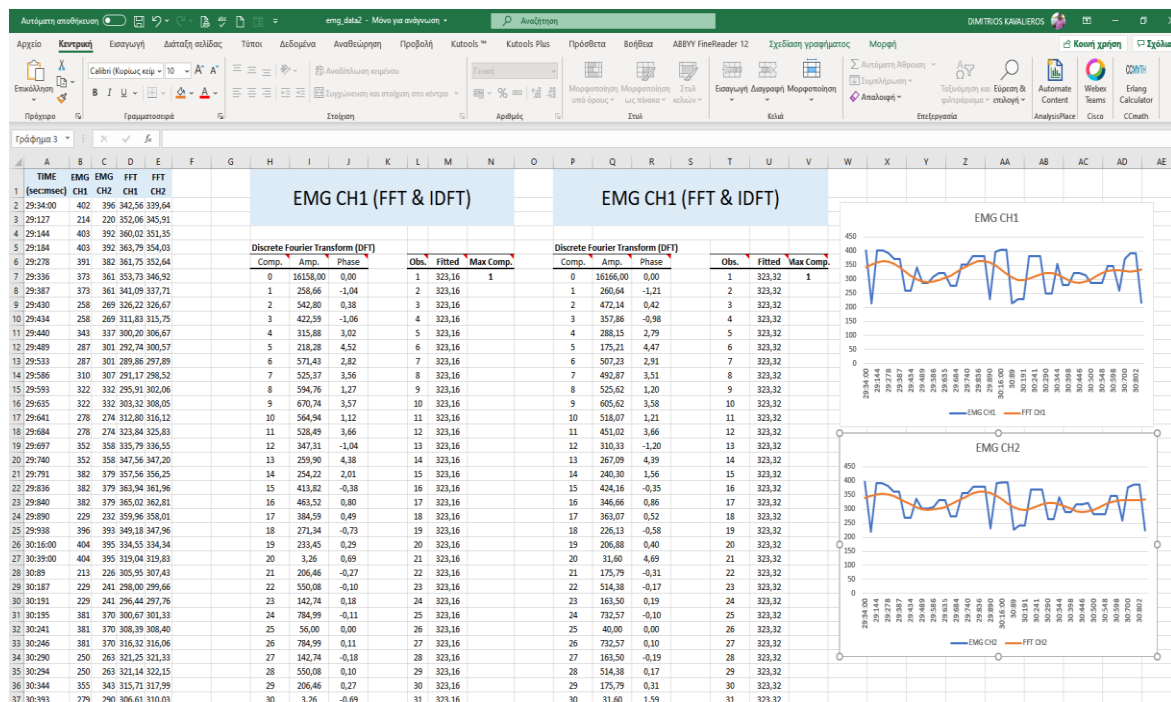
- **Save File.Xlsx** = Αποθήκευση Αρχείου (.csv)



Εικόνα 76. Αποθήκευση Αρχείου(csv)

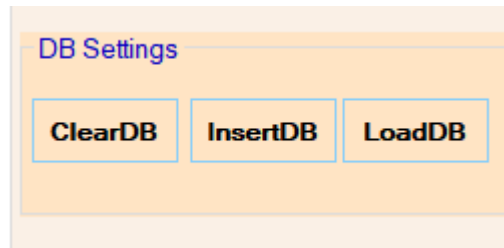
- **Open FFT.Xlsx** = Άνοιγμα αρχείου Excel επεξεργασίας σημάτων σε FFT(M/Σ Fourier)

Έχουμε υλοποιήσει σε φύλλο εργασίας του Excel και χρησιμοποιώντας μακροεντολές έναν άλλο τρόπο επεξεργασίας σημάτων με FFT (Transformation Fourier)



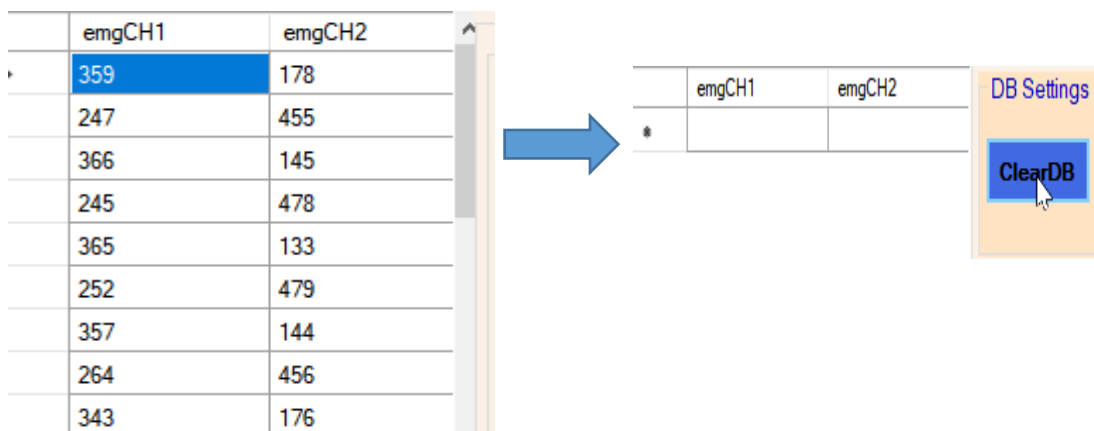
Εικόνα 77. FFT σε Excel

Ανάλυση 2^{ου} Υπομενού(DataBase Settings):



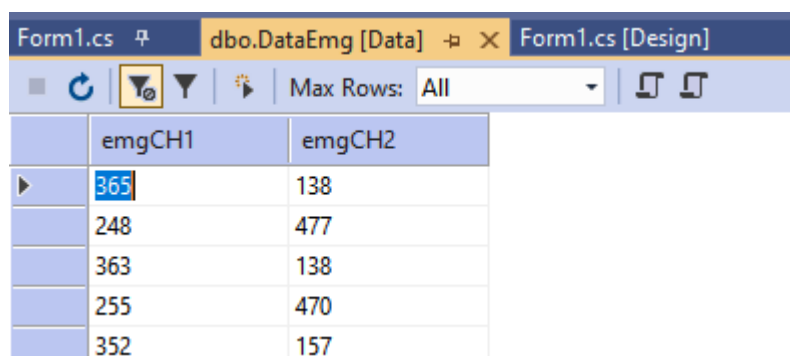
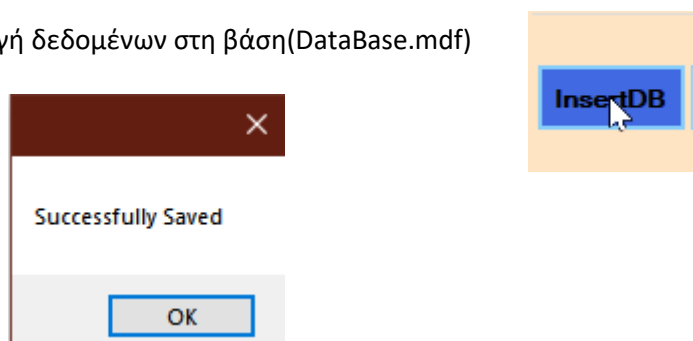
Εικόνα 78. Υπομενού 2: Ρυθμίσεις Βάσης Δεδομένων

- **ClearDB** = Καθαρισμός Βάσης Δεδομένων



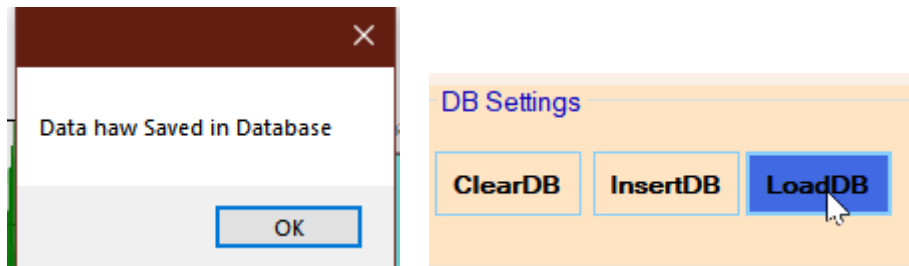
Εικόνα 79. Πίνακας Δεδομένων (DataGrid View)

- **InsertDB** = Εισαγωγή δεδομένων στη βάση(DataBase.mdf)



Εικόνα 80. Εισαγωγή Δεδομένων στην DataBase

- **LoadDB** = Φόρτωση Βάσης δεδομένων(DataBase.mdf) στον Πίνακα της Εφαρμογής(DataGrid View)



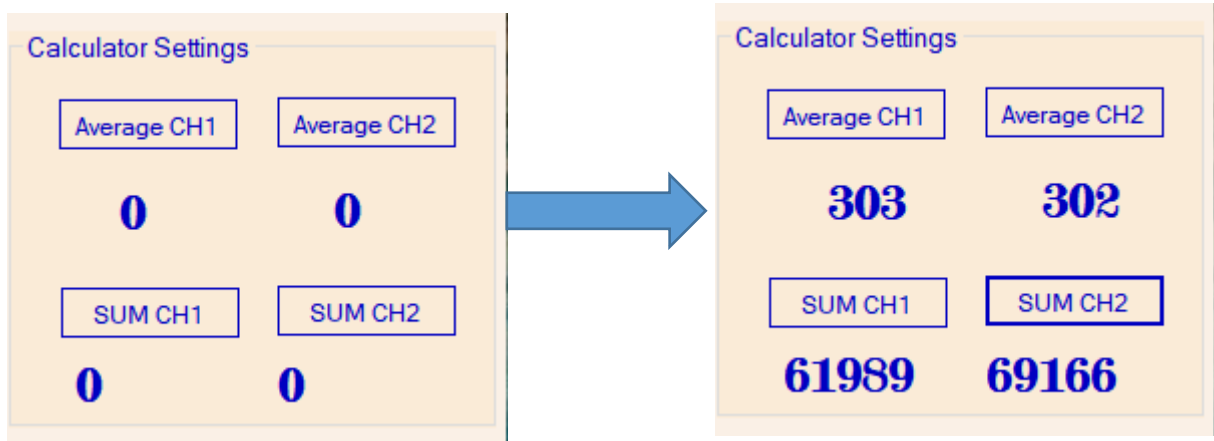
Εικόνα 81.Φόρτωση Βάσης δεδομένων

	emgCH1	emgCH2
	365	138
	248	477
	363	138
	255	470
	352	157
	270	441
	335	194
	287	396
	318	245
	305	339
	296	306
	325	278
	276	365
	345	222
	262	419
	359	177
	250	455
	367	146
	252	479
	367	135
	252	475
	353	145
	264	451
	343	184
	279	409
	321	229
	299	354
	304	288
	321	295

Εικόνα 82. Πίνακας Δεδομένων(DataGrid View)

Ανάλυση 3^{ου} Υπομενού Υπολογισμού(Calculator Settings):

Μέσος Όρος τιμών για κάθε κανάλι και το άθροισμα τιμών αυτών.
Μπορεί να θεωρηθεί και ένα συγκριτικό στοιχείο μεταξύ των καναλιών.



Εικόνα 83. Υπό μενού στατιστικών υπολογισμών

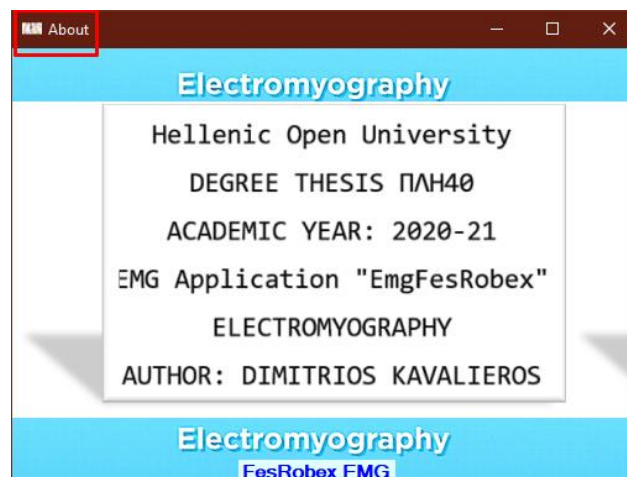
3.6.4.1 Πληροφορίες και Βοήθεια για την εφαρμογή

Η εφαρμογή έχει αρκετές δυνατότητες να παρέχονται στο παρακάτω «Μενού Κορδέλας και Συντομεύσεων»(εικόνα 84), η οποίες είναι ίδιες με τις παραπάνω που περιγράψαμε. Επιπλέον υπάρχει η εντολή της βοήθειας(Help) και το About(σχετικά με το πρόγραμμα).



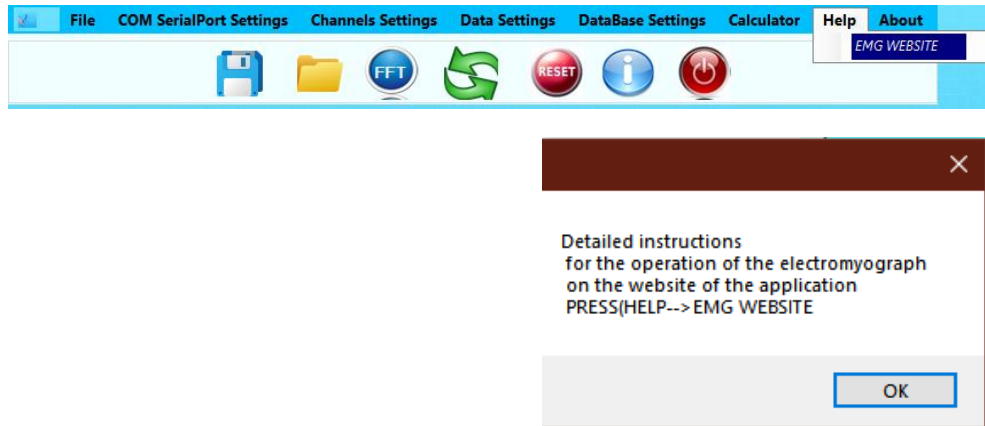
Εικόνα 84. Μενού Κορδέλας και Συντομεύσεων

Το «**About**» όπως φαίνεται και στην εικόνα 85 μας δίνει γενικές πληροφορίες της εφαρμογής.



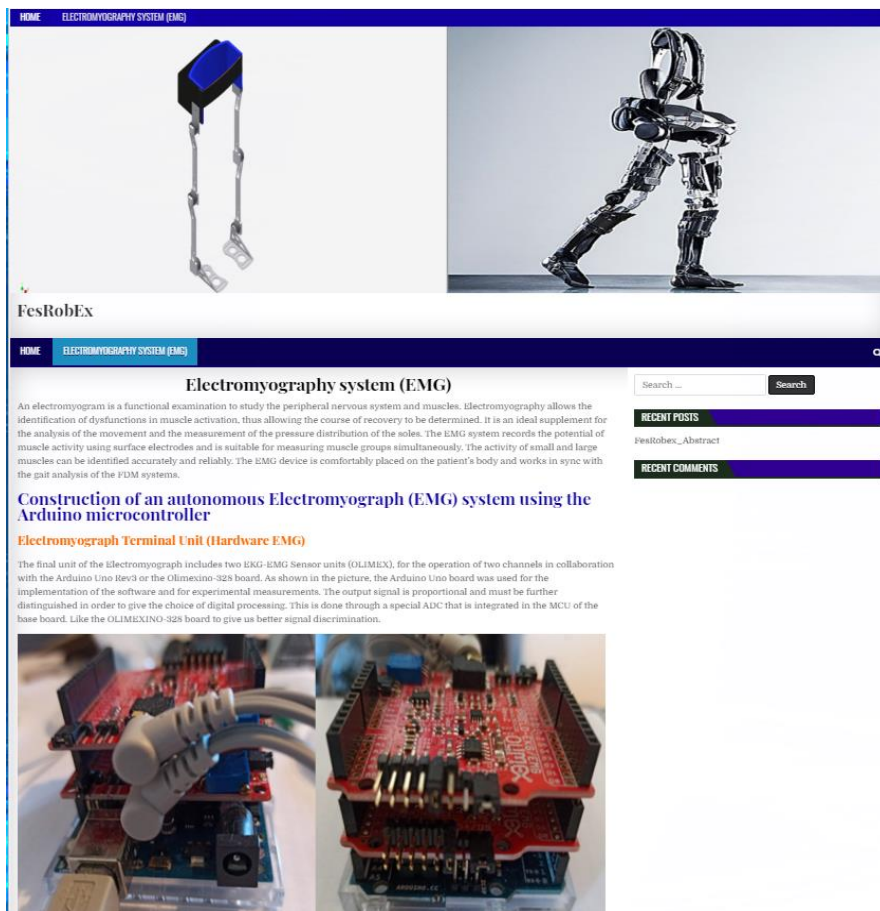
Εικόνα 85. About(Γενικές Πληροφορίες)

Για την λειτουργία της εφαρμογής και τις δυνατότητες της έχουμε την επιλογή «Help → EM WEBSITE», όπως εμφανίζεται στην εικόνα 86.



Εικόνα 86. Help (Πληροφορίες εφαρμογής στο Website FesRobex)

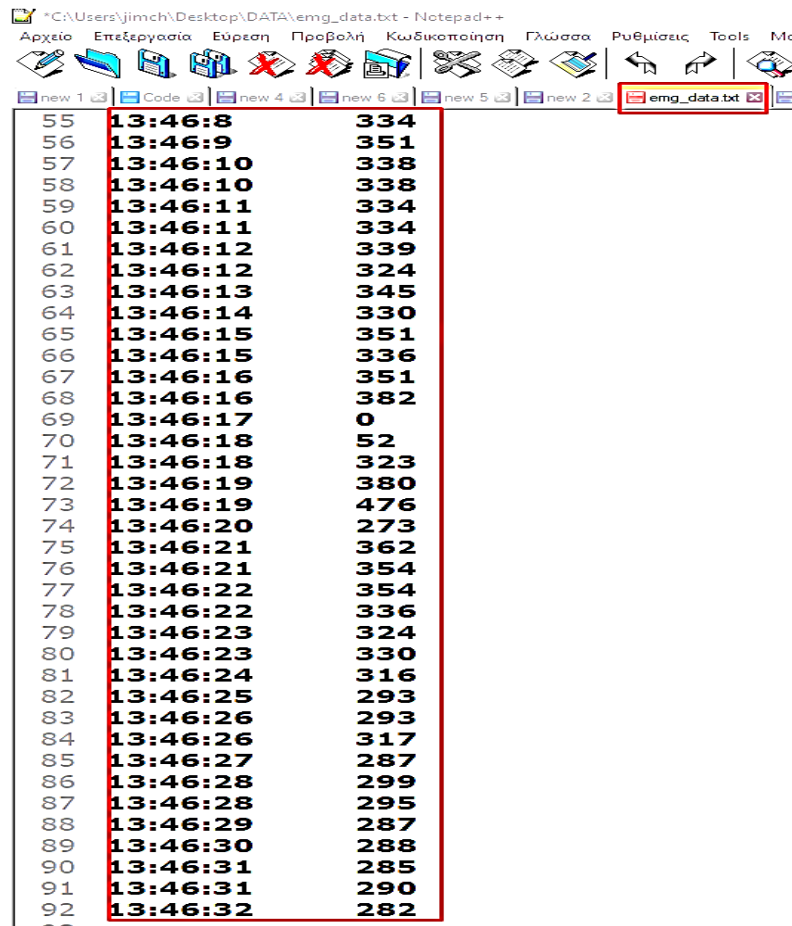
Στο website της έρευνας (<https://www.fesrobex.com/electromyography-system-emg/>), έχουμε αναλυτικές οδηγίες και πληροφορίες για την εφαρμογή, στο 5^ο Κεφάλαιο γίνεται αναφορά σχετικά με την σχέση της εφαρμογής με την μελλοντική χρήση της στην διδακτορική μας έρευνα.



Εικόνα 87. Ιστοσελίδα εφαρμογής

3.7 Σύστημα συλλογής και Ανάλυσης δεδομένων(EMG Data Analysis)

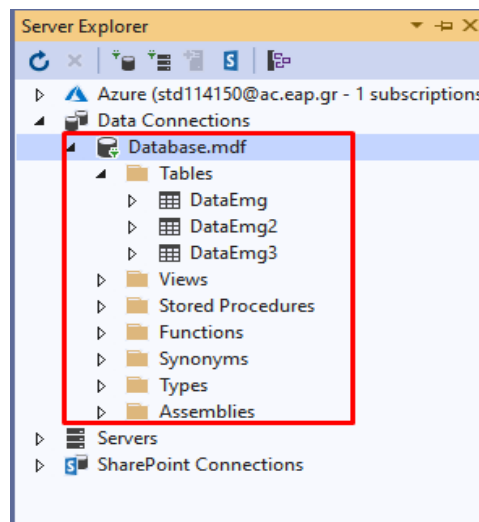
Τα δεδομένα(data) αποθηκεύονται σε ένα αρχείο (emgData.txt) και με την εξέλιξη της εφαρμογής θα χρησιμοποιηθεί βάση δεδομένων(Database).



55	13:46:8	334
56	13:46:9	351
57	13:46:10	338
58	13:46:10	338
59	13:46:11	334
60	13:46:11	334
61	13:46:12	339
62	13:46:12	324
63	13:46:13	345
64	13:46:14	330
65	13:46:15	351
66	13:46:15	336
67	13:46:16	351
68	13:46:16	382
69	13:46:17	0
70	13:46:18	52
71	13:46:18	323
72	13:46:19	380
73	13:46:19	476
74	13:46:20	273
75	13:46:21	362
76	13:46:21	354
77	13:46:22	354
78	13:46:22	336
79	13:46:23	324
80	13:46:23	330
81	13:46:24	316
82	13:46:25	293
83	13:46:26	293
84	13:46:26	317
85	13:46:27	287
86	13:46:28	299
87	13:46:28	295
88	13:46:29	287
89	13:46:30	288
90	13:46:31	285
91	13:46:31	290
92	13:46:32	282

Εικόνα 88. Βάση Δεδομένων σε αρχείο(txt)

3.7.1 Δημιουργία βάσης Δεδομένων(DataBase)



Εικόνα 89. Δημιουργία Βάσης Δεδομένων

- Δημιουργία πινάκων με SQL

```
CREATE TABLE DataEmg (emgCH1 int, emgCH2 int)
select * from DataEmg
```

Πίνακας 2. Data_Emg

Name	Data Type	Allow Nulls	Default
emgCH1	int	<input checked="" type="checkbox"/>	
emgCH2	int	<input checked="" type="checkbox"/>	
		<input type="checkbox"/>	

```
CREATE TABLE DataEmg2 (emgCH1 varchar(20), emgCH2 varchar(20))
select * from DataEmg2
```

Πίνακας 3. Data_Emg

Name	Data Type	Allow Nulls	Default
emgCH1	varchar(20)	<input checked="" type="checkbox"/>	
emgCH2	varchar(20)	<input checked="" type="checkbox"/>	
		<input type="checkbox"/>	

```
CREATE TABLE DataEmg3 ([emgCH1] float NULL, [emgCH2] float NUL);
```

Πίνακας 4. Data_Emg

Name	Data Type	Allow Nulls	Default
emgCH1	float	<input checked="" type="checkbox"/>	
emgCH2	float	<input checked="" type="checkbox"/>	
		<input type="checkbox"/>	

- Επιλογή «button InsertDB», Εισαγωγή δεδομένων στη βάση(DataBase.mdf)

Πίνακας 5. Πίνακας μέσα στην Βάση Δεδομένων

	emgCH1	emgCH2
▶	365	138
	248	477
	363	138
	255	470
	352	157
	270	441
	335	194
	287	396
	318	245
	305	339
	296	306
	325	278
	276	365
	345	222
	262	419
	359	177
	250	455
	367	146
	252	479
	367	135
	252	475

Κεφάλαιο 4. Συγκριτική επισκόπηση και Αξιολόγηση συστήματος

Σύμφωνα με τα στοιχεία που έχουμε από την εφαρμογή που έχουμε υλοποιήσει σε σύγκριση με τις υπάρχοντες εφαρμογές πειραματικές ή εμπορικές, όπως αναφέραμε στην ενότητα §3.5, στην εφαρμογή μας διαπιστώθηκαν αρκετά προβλήματα σε σχέση με τις εξωτερικές διαταραχές, που οφείλονται:

- Στις αλλαγές στη γεωμετρία μεταξύ της κοιλιάς των μυών και της θέσης ηλεκτροδίου. Η απόσταση μεταξύ της προέλευσης του σήματος και της θέσης ανίχνευσης αλλάζει την ένδειξη EMG. Είναι ένα εγγενές πρόβλημα όλων των δυναμικών μελέτες κίνησης και προκλήθηκε από εξωτερική πίεση.
- Εξωτερικός θόρυβος, η άμεση παρεμβολή του βουητού ισχύος, που παράγεται συνήθως από εσφαλμένη γείωση άλλων εξωτερικών συσκευών.
- Χαμηλή ποιότητα ηλεκτροδίων και εσωτερικού θορύβου ενισχυτή προσθέτει περιεχόμενο σήματος στη γραμμή βάσης EMG.

επηρεάζουν τις μονάδες Αισθητήρα EKG-EMG (OLIMEX) σε συνεργασία με το Arduino Uno.

Συνεπώς θεωρήθηκε αναγκαίο να δοκιμαστεί η Πλακέτα OLIMEXINO-328 η οποία διαθέτει RTC - Ρολόι σε πραγματικό χρόνο και ξεχωριστός ρυθμιστής τάσης για το αναλογικό μέρος, ο οποίος επιτρέπει στο ADC να διαβάζεται σωστά χωρίς την ψηφιακή λήψη θορύβου.

Στην συνέχεια με την βελτιώσει του σήματος θα γίνει συγκριτική επισκοπή σε πραγματική εφαρμογή στα δυο άνω άκρα. συγκεκριμένα έχουμε την ποσοτική ανάλυση των σημάτων που παράγονται ταυτόχρονα από τους μυς του δεξιού και του αριστερού άνω άκρου ενός φυσιολογικού ανθρώπου.

Επίσης οι μετρήσεις επαναλήφθηκαν και σε άτομο με αυτοάνοσο (ΣΚΠ), και μερική αναπηρία στο αριστερό άνω άκρο σε ποσοστό 30%.

Στις παρακάτω μετρήσεις παραθέτουμε τα στοιχεία για κάθε κλινική περίπτωση και διαπιστώνουμε αν η εφαρμογή μας είναι σε θέση να δώσει αποτελέσματα ικανά, ώστε να θεωρηθεί ποιοτικά χρήσιμη ή χρειάζεται περαιτέρω βελτιώσεις. Τα οποία αναφέρουμε στο 5^ο κεφάλαιο ως συμπεράσματα και προοπτικές για την εφαρμογή μας.

4.1 Συγκριτικά στοιχεία Φυσιολογικού Ατόμου

Στα δεδομένα που προκύψαν από την εφαρμογή έγινε επεξεργασία με το λογισμικό Spss για την στατιστική τους ανάλυση, όπως παρουσιάζουμε στον Πίνακα 6(Περιγραφική στατιστική).

Πίνακας 6. Descriptive Statistics_Normal

ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΑ ΣΤΑ ΑΝΩ ΑΚΡΑ	N	Range	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic
Emg_Ch1_Normal (Δ. ΧΕΠΙ)	1125	448	91	539	306,62	,997	33,445
Emg_Ch2_Normal (Α.ΧΕΠΙ)	1125	363	96	459	306,23	1,061	35,590
Valid N (listwise)	1125						

Τα δεδομένα καταγράφονται από το πρόγραμμα σε φύλλο Excel(type .csv) και γίνεται η επεξεργασία τους. Τα δεδομένα μετασχηματίζονται με σειρά Fourier(FFT,DFT, IDFT), με την ενσωματωμένη χρήση λογισμικού «NumXL 1.66» στο Excel. (Corp, 2021)

Πίνακας 7. Ακατέργαστα Δεδομένα και Μ/Σ Δεδομένα_NORMAL

TIME (sec)	Original Data		Filtered Data	
	EMG CH1	EMG CH2	IDFT CH1	IDFT CH2
0,465	309	304	308,80	304,75
0,508	309	304	309,41	304,76
0,512	309	304	309,95	305,17
0,56	303	305	310,38	305,95
0,564	314	310	310,66	307
0,605	314	310	310,76	308,21
0,612	314	310	310,68	309,44
0,659	305	303	310,43	310,56
0,667	305	303	310,03	311,42
0,712	306	309	309,52	311,91
0,762	302	299	308,93	311,95
0,811	310	316	308,32	311,49
0,815	310	316	307,73	310,53
0,86	311	299	307,20	309,12
0,87	310	310	306,77	307,36
0,913	310	310	306,47	305,37
0,919	309	302	306,31	303,3
0,962	309	302	306,27	301,32
0,967	309	302	306,36	299,59
0,012	309	308	306,54	298,25
0,065	308	293	306,78	297,4

Τα δεδομένα που προκύπτουν στον Πίνακα 7 στις στήλες των φιλτραρισμένων δεδομένων (Filtered Data), έχουν υπολογιστεί από τους πίνακες 8,9 EMG CH1 & CH2(FFT & DFT)

NORMAL HUMAN

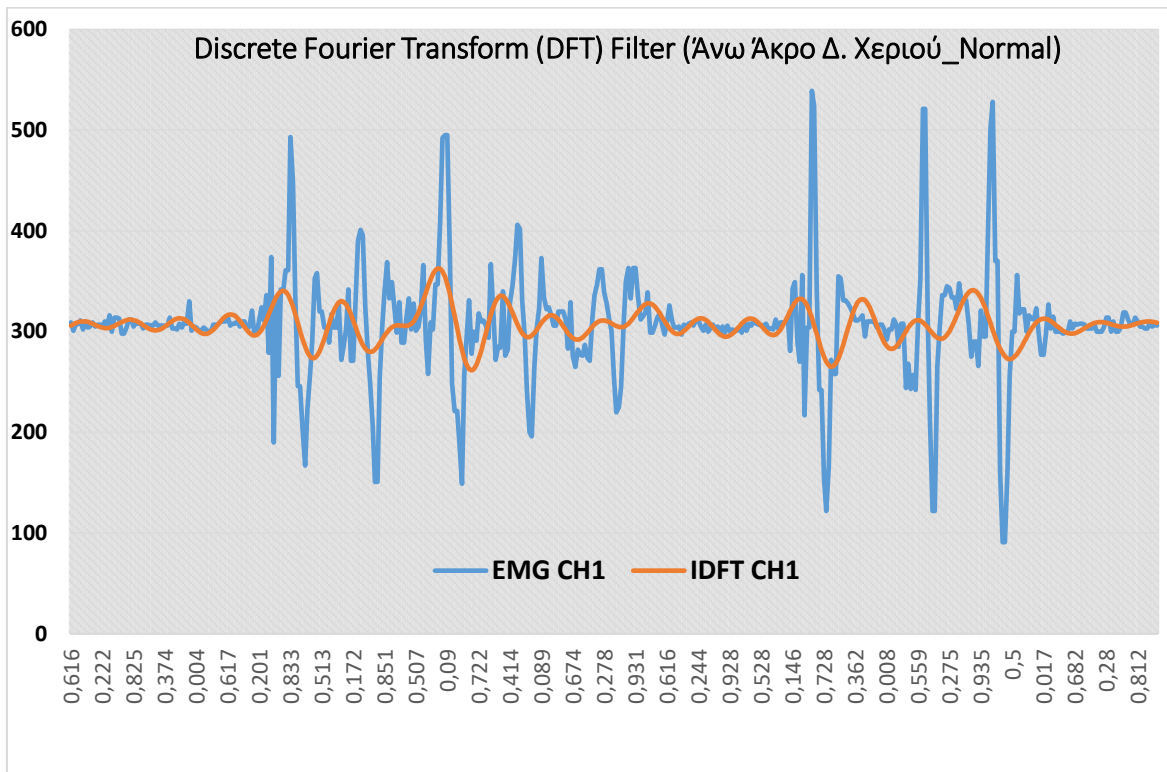
Πίνακας 9. EMG CH1 FFT & IDFT
(Άνω Άκρο Δ. Χεριού)

Discrete Fourier Transform (DFT)		
Comp.	Amp.	Phase
0	344952,00	0,00
1	336,06	3,05
2	672,72	-0,18
3	575,10	1,33
4	374,82	3,31
5	86,55	-0,84
6	79,71	-0,81
7	61,10	0,76
8	202,91	0,32
9	350,57	-0,53
10	412,56	1,57
11	774,97	4,37
12	951,34	-0,37
13	194,64	2,70
14	608,89	-0,19
15	1039,85	2,52
16	1091,36	-1,53
17	864,21	0,89
18	267,64	2,01
19	691,04	1,93
20	870,83	4,19
21	773,07	0,63
22	535,62	2,93
23	898,52	0,28
24	1119,38	2,31
25	1339,94	4,47

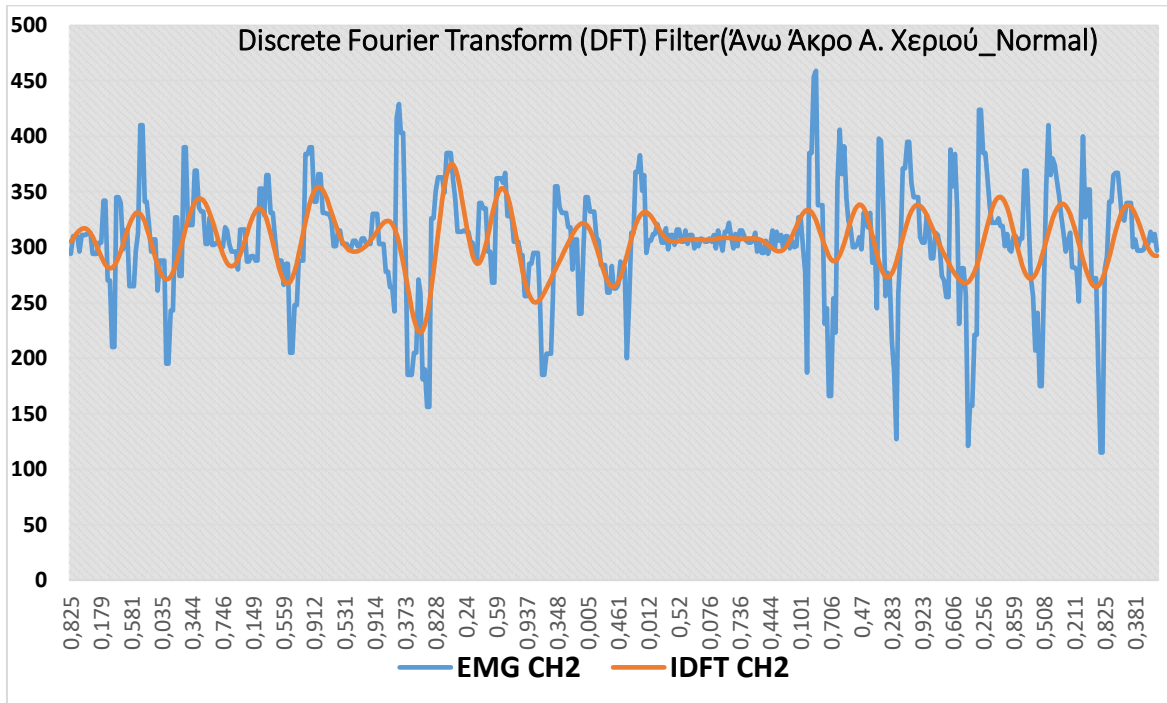
Πίνακας 8. EMG CH2 FFT & IDFT
(Άνω Άκρο Α. Χεριού)

Discrete Fourier Transform (DFT)		
Comp.	Amp.	Phase
0	344508,00	0,00
1	573,81	1,78
2	585,10	-0,10
3	415,38	-0,08
4	1143,98	3,04
5	1545,66	2,59
6	888,86	-0,02
7	617,05	-0,62
8	1224,40	1,49
9	835,34	2,98
10	1224,98	-1,06
11	1245,25	-1,48
12	154,30	4,25
13	2627,80	2,00
14	1175,88	-0,52
15	2611,71	-1,15
16	1425,77	4,64
17	1703,57	2,54
18	2274,61	1,90
19	1510,28	0,30
20	1808,95	-0,20
21	1982,67	-0,56
22	1995,15	3,17
23	1190,38	1,66
24	283,51	0,82
25	591,43	-0,29

Στις παρακάτω γραφικές παραστάσεις έχουμε τα δεδομένα των δυο καναλιών στα Άνω Άκρο του χεριού η «μπλε» γραμμή είναι το ακατέργαστο σήμα και η «πορτοκαλί» γραμμή είναι το φιλτραρισμένο σήμα. Στο 5^ο κεφάλαιο αναφέρονται τα συμπεράσματα που προκύπτουν από το σύνολο των δεδομένων.



Εικόνα 90. Γραφική παράσταση EMG & IDFT CH1_Normal



Εικόνα 91. Γραφική παράσταση EMG & IDFT CH2_Normal

4.2 Συγκριτικά στοιχεία Ατόμου με ΣΚΠ

Πίνακας 10. Descriptive Statistics_MLS

	N	Range	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic
Emg_Ch1_MLS	1125	450	52	502	306,95	1,393	46,714
Emg_Ch2_MLS	1125	289	85	374	305,75	,636	21,330
Valid N (listwise)	1125						

Πίνακας 11. Ακατέργαστα Δεδομένα και Μ/Σ Δεδομένα [MLS](#)

TIME (sec)	Original Data		Filtered Data	
	EMG CH1	EMG CH2	IDFT CH1	IDFT CH2
0,908	313	328	305,81	304,75
0,982	295	301	306,33	304,76
0,017	322	335	306,84	305,17
0,052	322	335	307,34	305,95
0,058	298	306	307,83	307
0,12	312	328	308,31	308,21
0,165	298	303	308,77	309,44
0,208	315	328	309,19	310,56
0,27	302	304	309,55	311,42
0,312	308	328	309,84	311,91
0,373	304	303	310,02	311,95
0,432	315	323	310,08	311,49
0,47	312	322	310,02	310,53
0,509	312	322	309,82	309,12
0,577	308	319	309,49	307,36
0,616	305	311	309,05	305,37
0,678	315	320	308,50	303,3
0,716	303	307	307,88	301,32
0,779	316	335	307,23	299,59
0,817	297	300	306,56	298,25
0,88	314	318	305,92	297,4

MLS HUMAN (ΣΚΠ)

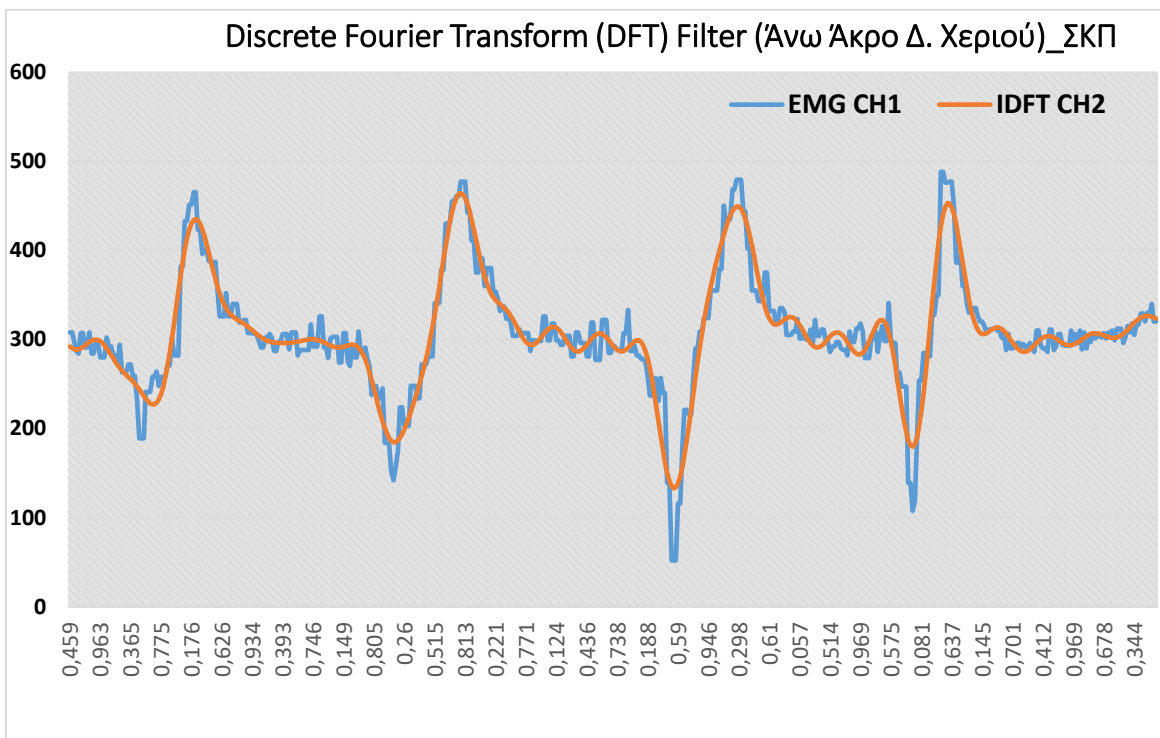
Πίνακας 13. EMG CH1 FFT & IDFT
(Άνω Άκρο Α. Χεριού)

Discrete Fourier Transform (DFT)		
Comp.	Amp.	Phase
0	345323,00	0,00
1	644,46	2,92
2	602,84	4,38
3	1389,64	1,56
4	665,42	3,04
5	1534,20	-0,83
6	2409,84	2,89
7	1893,60	-0,40
8	7042,65	3,11
9	11139,45	0,41
10	12678,88	4,16
11	5939,68	1,42
12	2804,66	2,89
13	5909,76	-0,63
14	2405,18	1,56
15	5807,86	4,28
16	4271,62	1,38
17	4515,70	-1,22
18	8200,32	2,08
19	12676,83	-0,51
20	9546,63	3,22
21	1447,34	0,45
22	6500,35	1,12
23	5346,89	4,59
24	3765,16	0,12
25	6186,99	3,16

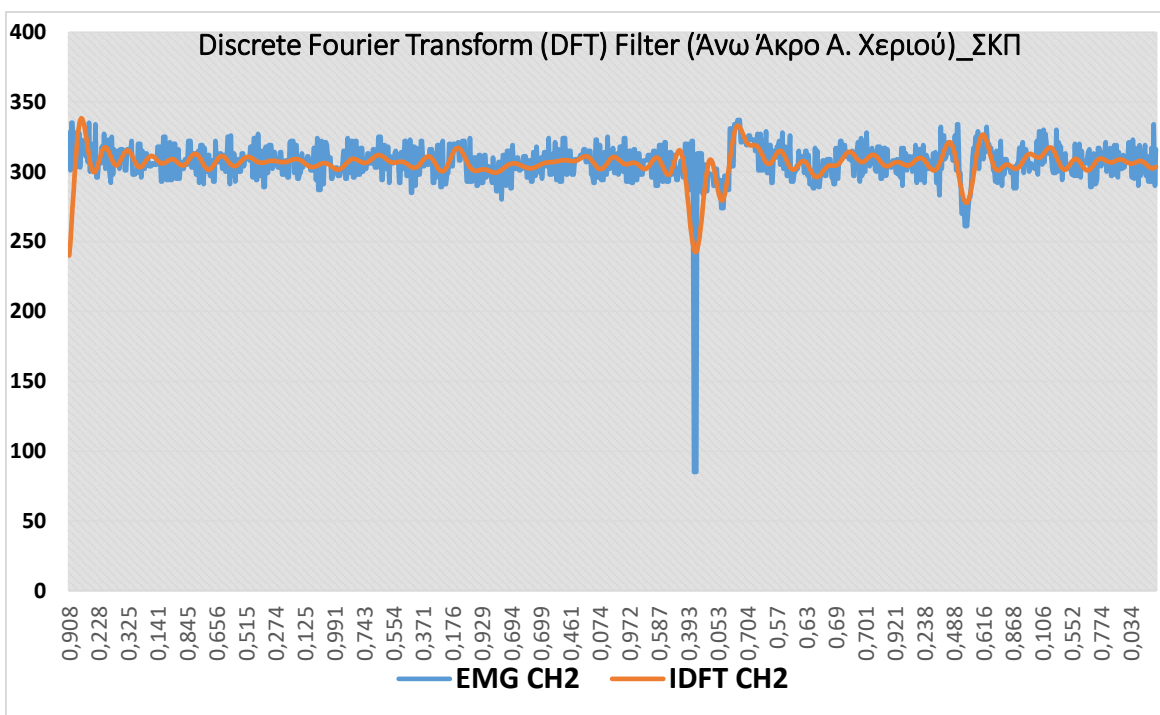
Πίνακας 12. EMG CH2 FFT & IDFT
(Άνω Άκρο Α. Χεριού)

Discrete Fourier Transform (DFT)		
Comp.	Amp.	Phase
0	344508,00	0,00
1	573,81	1,78
2	585,10	-0,10
3	415,38	-0,08
4	1143,98	3,04
5	1545,66	2,59
6	888,86	-0,02
7	617,05	-0,62
8	1224,40	1,49
9	835,34	2,98
10	1224,98	-1,06
11	1245,25	-1,48
12	154,30	4,25
13	2627,80	2,00
14	1175,88	-0,52
15	2611,71	-1,15
16	1425,77	4,64
17	1703,57	2,54
18	2274,61	1,90
19	1510,28	0,30
20	1808,95	-0,20
21	1982,67	-0,56
22	1995,15	3,17
23	1190,38	1,66
24	283,51	0,82
25	591,43	-0,29

Στις παρακάτω γραφικές παραστάσεις έχουμε τα δεδομένα των δυο καναλιών στα Άνω Άκρο του χεριού η «μπλε» γραμμή είναι το ακατέργαστο σήμα και η «πορτοκαλί» γραμμή είναι το φιλτραρισμένο σήμα. Στο 5^ο κεφάλαιο αναφέρονται τα συμπεράσματα που προκύπτουν από το σύνολο των δεδομένων.



Εικόνα 92. Γραφική παράσταση EMG & IDFT CH1_ΣΚΠ



Εικόνα 93. Γραφική παράσταση EMG & IDFT CH2_ΣΚΠ

Κεφάλαιο 5. Συμπεράσματα - Προοπτικές

5.1 Συμπεράσματα από τα Δεδομένα της εφαρμογής

Σύμφωνα με τους πίνακες 6 & 10 που προκύψαν στο 4^ο Κεφάλαιο προκύπτουν τα εξής συμπεράσματα,

Πίνακας 6. Descriptive Statistics Normal							
ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΑ ΣΤΑ ΑΝΩ ΑΚΡΑ	N	Range	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic
Emg_Ch1_Normal (Δ. ΧΕΡΙ)	1125	448	91	539	306,62	,997	33,445
Emg_Ch2_Normal (Α.ΧΕΡΙ)	1125	363	96	459	306,23	1,061	35,590
Valid N (listwise)	1125						

Πίνακας 10. Descriptive Statistics <u>MLS</u>							
	N	Range	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic
Emg_Ch1_MLS	1125	450	52	502	306,95	1,393	46,714
Emg_Ch2_MLS	1125	289	85	374	305,75	,636	21,330
Valid N (listwise)	1125						

Διαπιστώνουμε ότι σε ένα φυσιολογικό άτομο δεξιόχειρα είναι φυσιολογικό να υπάρχει μια απόκλιση μυϊκής δύναμης μεταξύ των άκρων (Δ. ΧΕΡΙ_{MAX} = 539 έναντι του Α. ΧΕΡΙ_{MAX} = 459). Με απόκλιση $[539 \pm \text{Std Deviation}(33,45)] - [459 \pm \text{Std Deviation}(35,6)] = (77,85 - 82,15)$

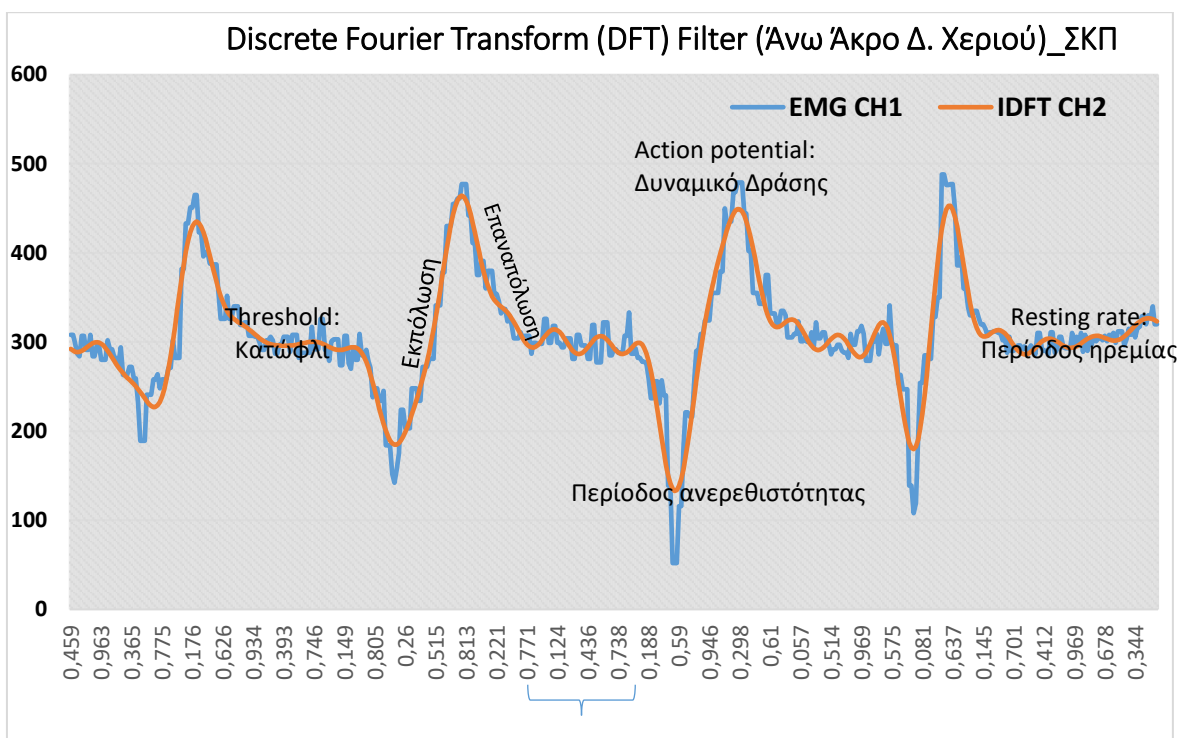
Στα περιγραφικά στοιχεία ενός ανθρώπου με σκλήρυνση κατά πλάκας(ΣΚΠ) και ποσοστό αναπηρίας στο αριστερό χέρι 30%, θα διαπιστώσουμε ότι έχουμε: (Δ. ΧΕΡΙ_{MAX} = 502 έναντι του Α. ΧΕΡΙ_{MAX} = 374). Με απόκλιση $[502 \pm \text{Std Deviation}(46,714)] - [374 \pm \text{Std Deviation}(21,330)] = (102,61 - 153,384)$.

Υπάρχει αισθητή διαφορά στο Αριστερό Άνω Άκρο του ανθρώπου με σκλήρυνση κατά πλάκας(ΣΚΠ) και ποσοστό αναπηρίας στο αριστερό χέρι 30%.

Αν παρατηρήσουμε τις μέσες τιμές (**Mean ≈ 306**) των δυο πινάκων δεν βλέπουμε κάποια διαφορά μεταξύ φυσιολογικού και ανθρώπου με αναπηρία στο αριστερό άνω άκρο.

Αυτό όμως δεν ισχύει όπως διαπιστώσαμε από τις αποκλίσεις, αλλά και από τις γραφικές παραστάσεις (εικόνες 90,91,92 και 93).

Στην εικόνα 94 υπάρχει μια εξέλιξη διεργασίας του σήματος(DFT) στο Άνω Άκρο Δεξιού Χεριού ενός ανθρώπου με σκλήρυνση κατά πλάκας(ΣΚΠ), διαπιστώνουμε μια φυσιολογική Ηλεκτρική διέγερση αισθητικών - κινητικών ινών.

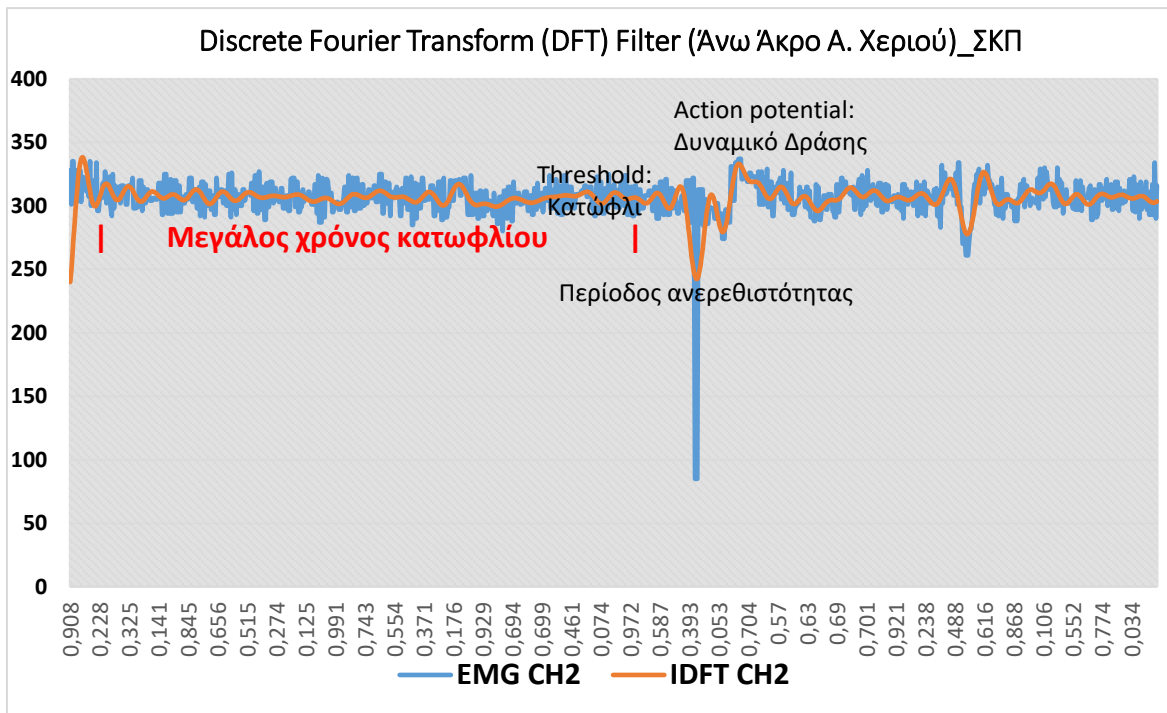


Εικόνα 94. Γραφική παράσταση EMG & IDFT CH1_ΣΚΠ(Διεργασία)

Τυπικές τιμές v : 40-60 m/s. Πρόβλημα για $v < 10$ m/s (βλάβη των νεύρων προκαλεί μείωση της ταχύτητας αγωγής των νευρικών σημάτων).

Στην εικόνα 95 υπάρχει μια εξέλιξη διεργασίας του σήματος(DFT) στο Άνω Άκρο Αριστερού Χεριού ενός ανθρώπου με σκλήρυνση κατά πλάκας(ΣΚΠ), διαπιστώνουμε Ασθενές ερέθισμα → αισθητική αντίδραση.

Η (αντανακλαστική) στο μυ. Διεγείρονται μερικές αισθητικές, όχι όμως οι κινητικές.



Εικόνα 95. Γραφική παράσταση EMG & IDFT CH2_ΣΚΠ(Διεργασία)

Συνεπώς το αριστερό άνω άκρο δεν ανταποκρίνεται στην διέγερση των μυών ή ανταπόκριση του έχει μεγάλο χρόνο απόκρισης σε κινητικές ίνες.

5.2 Προοπτικές της εφαρμογής

Αρχικά το στάδιο μοντελοποίησης της εφαρμογής επιτεύχθηκε με θετικά αποτελέσματα ως προς της δυνατότητες μέτρησης. Η πραγματοποίηση σε πραγματικό περιβάλλον και όχι μόνο σε εικονικό, έδωσε την δυνατότητα να διαπιστώσουμε τα προβλήματα. Όπως οι πιθανές διαφορές μεταξύ των ηλεκτροδίων διαφορική ενίσχυση της ανιχνεύει και ακυρώνει τις εξωτερικές παρεμβολές. Συνεπώς πρέπει να υπάρξει στο υλικό της εφαρμογής (Hardware) προ-ενισχυτής EMG, η τελευταίες τεχνολογίες (EMG) προτιμούν τη χρήση του.

Τα δευτερεύοντα λειτουργικά που χρησιμοποιήθηκαν για την καλύτερη ανάλυση δεδομένων πρέπει στην μετέπειτα εξέλιξη της εφαρμογής να ενσωματωθούν σε ένα σύστημα λειτουργίας με δυνατότητα όχι μιας απλής τοπικής βάσης δεδομένων αλλά χρήση διαχείριση βάσεων δεδομένων Cloud.

Επίσης υπάρχει η δυνατότητα αναβαθμίσης με Arduino BT (Bluetooth) για επικοινωνία εφαρμογής με hardware μέσω Bluetooth.

Η εφαρμογή πρέπει να εξασφάλιση την καλύτερη ποιότητα σήματος και τον μετασχηματισμό δεδομένων όχι μόνο με την μέθοδο του FFT, αλλά και διαφορετικές τεχνικές ανάλυσης του σήματος, όπως η στιγμιαία διάμεση συχνότητα (instantaneous median frequency) και η στιγμιαία μέση συχνότητα (instantaneous mean frequency) οι οποίες προέρχονται τόσο από την ανάλυση Fourier, όσο και από άλλες τεχνικές, όπως η κατανομή Wigner ή ο συνεχής μετασχηματισμός κυματομορφή (continuous wavelet transform).

Αυτές πρέπει να υλοποιούνται μέσω αλγορίθμου που θα έχουν ως σκοπό την Συχνότητα δειγματοληψίας, την Αναλογία απόρριψης του κοινού σήματος, το Φάσμα συχνοτήτων, την Αντίσταση εισόδου και την Ενίσχυση και ψηφιοποίηση του σήματος.

Η εφαρμογή θα χρησιμοποιηθεί στην διδακτορική έρευνα μου, «Υβριδικό λειτουργικό σύστημα ηλεκτρικής διέγερσης(Fes) και ρομποτικού εξωσκελετού».

Το υβριδικό σύστημα αποτελείται από τα εξής βασικά μέρη,

- I. το σύστημα ηλεκτρομυογραφίας (EMG)
- II. το σύστημα ηλεκτρικής διέγερσης μυών (FES)
- III. σύνθεση συστημάτων ηλεκτρομυογραφίας (EMG) & ηλεκτρικής διέγερσης μυών (FES)
- IV. ρομποτικό σύστημα εξωσκελετού(Control system to Robotic exoskeleton)
- V. κεντρικό σύστημα ελέγχου (Master – Slave controller)
- VI. Δίκτυα - σύνδεση επικοινωνίας(Networks - communication link)

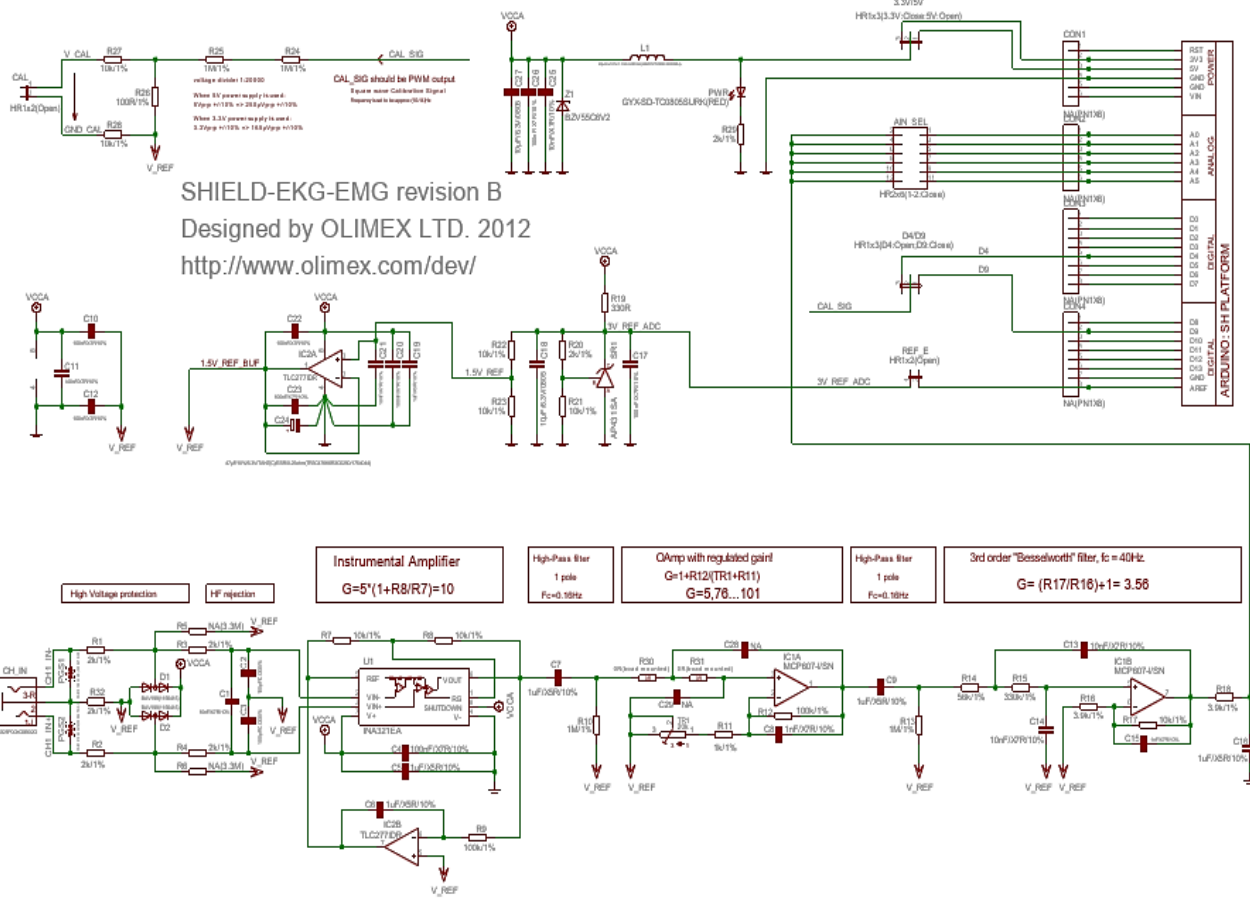
Το υβριδικό σύστημα του ήλεκτρο-διεγέρτη (FES) και το νεύρο-ρομποτικό εξωσκελετό είναι προς διερεύνηση σύστημα ελεγχόμενης συνύπαρξης.

Βιβλιογραφία

- AVAL GLOBAL Co., L. (2020). *Fourier transform (FFT, DFT) Program*. Ανάκτηση από AVAL GLOBAL: <https://github.com/ImagingSolution/FourierCSharp>
- Chanhui - Sichiray. (2019, October 31). *instructables circuits*. (Wuxi Sichiray Co.,Ltd) Ανάκτηση από EMG 2 Channel Muscle Sensor Module : <https://www.instructables.com/Two-Channel-EMG-Sensor/>
- Corp, S. F. (2021). NumXL Pro. Chicago, USA. Ανάκτηση από <https://numxl.com/numxl-pro/>
- Georgakis, A., Stergioulas, L., & Giakas, G. (2003, March 10). Fatigue analysis of the surface EMG signal in isometric constant force contractions using the averaged instantaneous frequency. (IEEE, Ed.) *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 262-265. doi:10.1109/TBME.2002.807641
- GRobotronics - The Ultimate Makerstore. (2011-2020). *GROBOTRONICS*. Ανάκτηση από Ρομποτική/Αναπτυξιακά Εργαλεία: <https://grobotronics.com/arduino-mega-2560-rev3.html>
- H.J., H., B., F., R., M., G., H., D.F., S., J., B., . . . C., D.-h.-K. (1999). European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, Roessingh Research and Development. *SENIAM 8*. (SENIAM, Ed.) Retrieved from <http://www.seniam.org/>
- Kazamel, M., & Warren, P. P. (2017, February 22). History of electromyography and nerve conduction studies: A tribute to the founding fathers. (U. o. Department of Neurology, Επιμ.) *Journal of Clinical Neuroscience*(43), σ. 8. Ανάκτηση May 22, 2017, από <http://dx.doi.org/10.1016/j.jocn.2017.05.018>
- Konrad, P. (2006). *A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* (Τόμ. The ABC of EMG). Arizona, USA: Noraxon INC. Ανάκτηση από <https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>
- Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *JOURNAL OF APPLIED BIOMECHANICS*, σσ. 135-163.
- Merletti, R., & Roy, S. (1996, December 1). Myoelectric and Mechanical Manifestations of Muscle Fatigue in Voluntary Contractions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, pp. 342-353. doi:<https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1996.24.6.342>
- Olimex. (1997-2021). *OLIMEX*. Ανάκτηση από OLIMEXINO-328: <https://www.olimex.com/Products/Duino/AVR/OLIMEXINO-328/open-source-hardware>
- Revision, E., & Bozhkov, P. T. (2014, June). SHIELD-EKG-EMG bio-feedback shield. *OLIMEX Ltd*. (O. Ltd, Επιμ.) Ανάκτηση από <https://www.olimex.com/Products/Duino/Shields/SHIELD-EKG-EMG/open-source-hardware>
- Thomas, J. E., & Lambert, E. H. (1960, January 01). Ulnar nerve conduction velocity and H-reflex in infants and children. *Applied Physiology*, p. 188. doi:<https://doi.org/10.1152/jappl.1960.15.1.1>
- Wehner, M. (2012, January). Man to Machine, Applications in Electromyography. (H. S. Sciences, Ed.) *ResearchGate*, p. 198. doi:10.5772/26495

- Wellmark. (2016, Νοέμβριος). *Wellmark*. (A. M. Association, Επιμελητής, & A. M. Association, Παραγωγός) Ανάκτηση από SURFACE ELECTROMYOGRAPHY (SEMG): <https://cutt.ly/GhxQrlb>
- Wikipedia. (2020, November 26). *Electromyography*. Ανάκτηση από Wikipedia: <https://en.wikipedia.org/wiki/Electromyography#History>
- Wikipedia. (2020, November). *Serial port*. Ανάκτηση από Wikipedia: https://en.wikipedia.org/wiki/Serial_port#Parity
- BENTOΥΡΑΣ, Ε.-Χ. (2015). *ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ IN-VIVO ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ. ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ ΑΠΑΓΩΓΗΣ ΒΙΟΗΛΕΚΤΡΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ*. (Β. Σπυρόπουλος, Επιμ.) ΑΘΗΝΑ: Εκδόσεις Κάλλιπος. Ανάκτηση από <https://repository.kallipos.gr/handle/11419/1832>
- Ελευθέριος, Κ. (2015). Αθλητική Εμβιομηχανική. Στο Κ. Ελευθέριος, & Χ. Βασιλεία (Επιμ.), *Αθλητική εμβιομηχανική* (σ. 299). Αθήνα, Αττικής, Ελλάδα : Εκδόσεις Κάλλιπος. Ανάκτηση από <http://hdl.handle.net/11419/4949>
- Κατσικίνη, Μ. (2015). *Διαφάνειες του μαθήματος «Γενική Φυσική» του Τμήματος Φαρμακευτικής*. (Μ. Κατσικίνη, Επιμ.) Ανάκτηση από ΔΙΔΑΚΤΙΚΟ ΥΛΙΚΟ: http://users.auth.gr/katsiki/9_biohlektrismos.pdf
- Ματσόπουλος, Α. Κ. (2015). *BIOMIG*. Ανάκτηση από Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας: https://biomig.ntua.gr/courses/biom_eng_med_signal_analysis/EMG.pdf
- Παντελής, Α., & Σοφία, Μ. (2007-2013). Νευρικό & Μυϊκό σύστημα (Part II) Ηλεκτρομυογράφημα. Στο Α. Παντελής, & Μ. Σοφία, *Βιοϊατρική τεχνολογία* (Τόμ. 2, σ. 75). Κοζάνη: Πανεπιστήμιο Δυτικής Μακεδονίας - Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής & Τηλεπικοινωνιών. Ανάκτηση από <https://cutt.ly/hhxZFri>
- Παπαβασιλείου, Α., Μπάσσα, Ε., & Πατίκα, Δ. (2019, Μαρτίου 22). Ηλεκτρομυογραφία. (Β. Μούγιο, Επιμ.) *ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΤΗΣ ΒΙΟΛΟΓΙΚΗΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΟΥ*, σ. 8. Ανάκτηση από <https://cutt.ly/FhxQoiu>

Παράρτημα Α: Σχέδια ηλεκτρονικών κυκλωμάτων



Παράρτημα Β: Κώδικας εφαρμογής(EmgGui)

```
1. /*****/
2. /* Demo program for: */
3. /* Board: SHIELD-EKG/EMG + ARDUINO */
4. /* Manufacture: OLIMEX */
5. /* COPYRIGHT (C) 2012 */
6. /* Designed by: Penko Todorov Bozhkov */
7. /* Module Name: Sketch */
8. /* File Name: ShieldEkgEmgDemo.ino */
9. /* Revision: Rev.A */
10. /* -> Added is support for all Arduino boards. */
11. /* This code could be recompiled for all of them! */
12. /* Date: 19.12.2012 */
13. /* Built with Arduino C/C++ Compiler, version: 1.0.3 */
14. /*****/
15. /*****/
16. Purpose of this programme is to give you an easy way to
17. connect Olimexino328 to ElectricGuru(TM), see:
18. https://www.olimex.com/Products/EEG/OpenEEG/EEG-SMT/resources/ElecGuru40.zip
19. where you'll be able to observe yours own EKG or EMG signal.
20. It is based on:
21. *****/
22. * ModularEEG firmware for one-way transmission, v0.5.4-p2
23. * Copyright (c) 2002-2003, Joerg Hansmann, Jim Peters, Andreas
  Robinson
24. * License: GNU General Public License (GPL) v2
25. *****/
26. For proper communication packet format given below have to be
  supported:
27. //////////////////////////////////////
28. ////////// Packet Format Version 2 //////////
29. //////////////////////////////////////
30. // 17-byte packets are transmitted from Olimexino328 at 256Hz,
31. // using 1 start bit, 8 data bits, 1 stop bit, no parity, 57600
  bits per second.
32.
33. // Minimal transmission speed is 256Hz *
  sizeof(Olimexino328_packet) * 10 = 43520 bps.
34.
35. struct Olimexino328_packet
36. {
37.     uint8_t sync0; // = 0xa5
38.     uint8_t sync1; // = 0x5a
39.     uint8_t version; // = 2 (packet version)
40.     uint8_t count; // packet counter. Increases by 1
  each packet.
41.     uint16_t data[6]; // 10-bit sample (= 0 - 1023) in
  big endian (Motorola) format.
42.     uint8_t switches; // State of PD5 to PD2, in bits 3
  to 0.
43. };
44. */
45. /*****/
46. #include <compat/deprecated.h>
47. #include <FlexiTimer2.h>
48. //http://www.arduino.cc/playground/Main/FlexiTimer2
```

```

49.
50. // All definitions
51. #define NUMCHANNELS 6
52. #define HEADERLEN 4
53. #define PACKETLEN (NUMCHANNELS * 2 + HEADERLEN + 1)
54. #define SAMPFREQ 256 // ADC sampling rate
    256
55. #define TIMER2VAL (1024/(SAMPFREQ)) // Set 256Hz sampling
    frequency
56. #define LED1 13
57. #define CAL_SIG 9
58.
59. // Global constants and variables
60. volatile unsigned char TXBuf[PACKETLEN]; //The transmission
    packet
61. volatile unsigned char TXIndex; //Next byte to write in
    the transmission packet.
62. volatile unsigned char CurrentCh; //Current channel being
    sampled.
63. volatile unsigned char counter = 0; //Additional divider used
    to generate CAL_SIG
64. volatile unsigned int ADC_Value = 0; //ADC current value
65.
66. //~~~~~
67. // Functions
68. //~~~~~
69.
70. /*****/
71. /* Function name: Toggle_LED1 */
72. /* Parameters */
73. /* Input : No */
74. /* Output : No */
75. /* Action: Switches-over LED1. */
76. /*****/
77. void Toggle_LED1(void) {
78.
79.     if((digitalRead(LED1))==HIGH){ digitalWrite(LED1,LOW); }
80.     else{ digitalWrite(LED1,HIGH); }
81.
82. }
83.
84.
85. /*****/
86. /* Function name: toggle_GAL_SIG */
87. /* Parameters */
88. /* Input : No */
89. /* Output : No */
90. /* Action: Switches-over GAL_SIG. */
91. /*****/
92. void toggle_GAL_SIG(void) {
93.
94.     if(digitalRead(CAL_SIG) == HIGH){ digitalWrite(CAL_SIG, LOW); }
95.     else{ digitalWrite(CAL_SIG, HIGH); }
96.
97. }
98.
99.
100. /*****/
101. /* Function name: setup */

```



```
102. /* Parameters */
103. /* Input : No */
104. /* Output : No */
105. /* Action: Initializes all peripherals */
106. /*****/
107. void setup() {
108.
109.   noInterrupts(); // Disable all interrupts before initialization
110.
111.   // LED1
112.   pinMode(LED1, OUTPUT); //Setup LED1 direction
113.   digitalWrite(LED1,LOW); //Setup LED1 state
114.   pinMode(CAL_SIG, OUTPUT);
115.
116.   //Write packet header and footer
117.   TXBuf[0] = 0xa5; //Sync 0
118.   TXBuf[1] = 0x5a; //Sync 1
119.   TXBuf[2] = 2; //Protocol version
120.   TXBuf[3] = 0; //Packet counter
121.   TXBuf[4] = 0x02; //CH1 High Byte
122.   TXBuf[5] = 0x00; //CH1 Low Byte
123.   TXBuf[6] = 0x02; //CH2 High Byte
124.   TXBuf[7] = 0x00; //CH2 Low Byte
125.   TXBuf[8] = 0x02; //CH3 High Byte
126.   TXBuf[9] = 0x00; //CH3 Low Byte
127.   TXBuf[10] = 0x02; //CH4 High Byte
128.   TXBuf[11] = 0x00; //CH4 Low Byte
129.   TXBuf[12] = 0x02; //CH5 High Byte
130.   TXBuf[13] = 0x00; //CH5 Low Byte
131.   TXBuf[14] = 0x02; //CH6 High Byte
132.   TXBuf[15] = 0x00; //CH6 Low Byte
133.   TXBuf[2 * NUMCHANNELS + HEADERLEN] = 0x01; // Switches state
134.
135.   // Timer2
136.   // Timer2 is used to setup the analog channels sampling
   frequency and packet update.
137.   // Whenever interrupt occurs, the current read packet is sent
   to the PC
138.   // In addition the CAL_SIG is generated as well, so Timer1 is
   not required in this case!
139.   FlexiTimer2::set(TIMER2VAL, Timer2_Overflow_ISR);
140.   FlexiTimer2::start();
141.
142.   // Serial Port
143.   Serial.begin(57600);
144.   //Set speed to 57600 bps
145.
146.   // MCU sleep mode = idle.
147.   //outb(MCUCR, (inp(MCUCR) | (1<<SE)) & (~(1<<SM0) | ~(1<<SM1) |
   ~(1<<SM2)));
148.
149.   interrupts(); // Enable all interrupts after initialization has
   been completed
150. }
151.
152. /*****/
153. /* Function name: Timer2_Overflow_ISR */
154. /* Parameters */
155. /* Input : No */
```

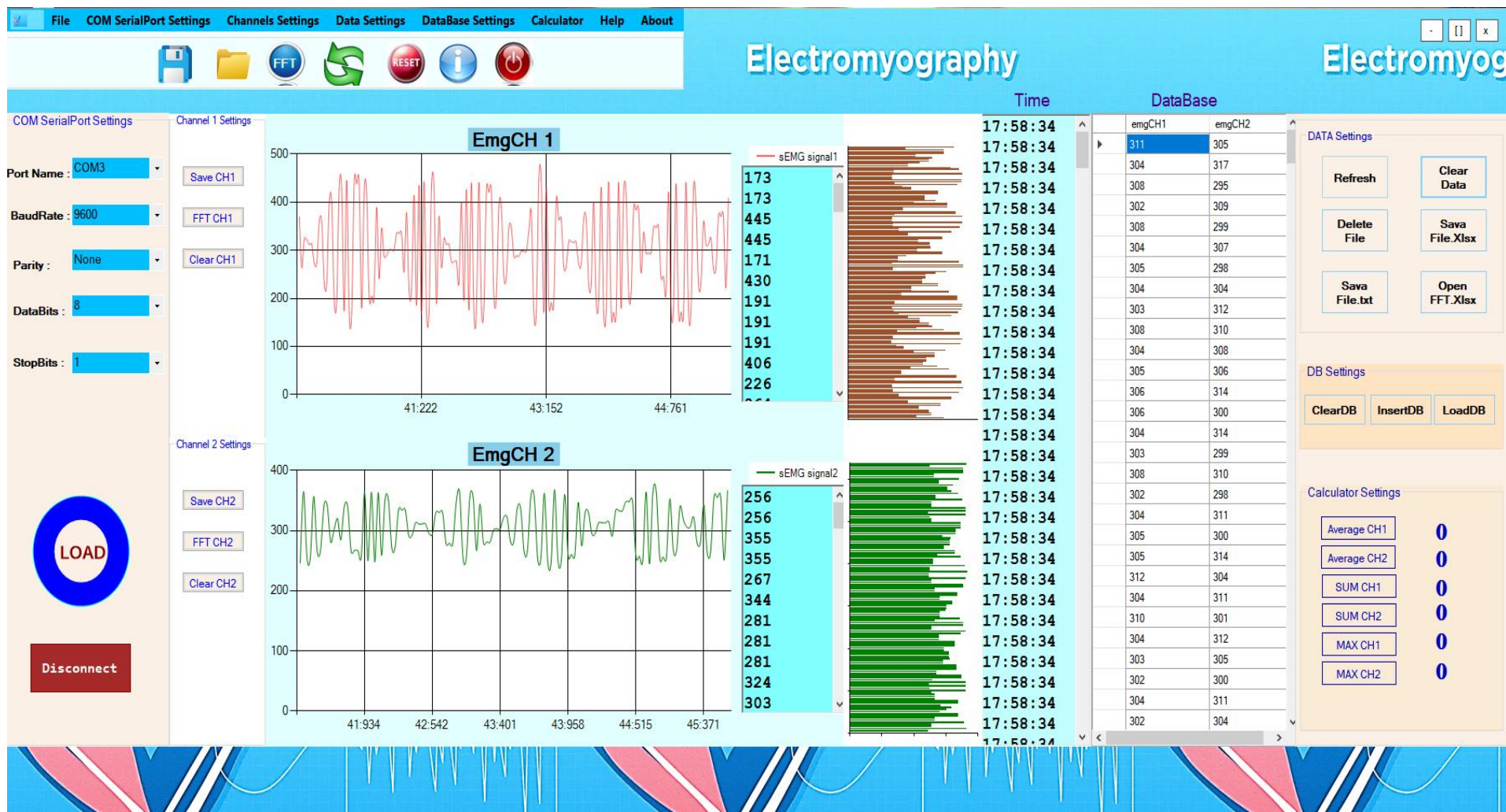
```

156. /*      Output      : No                                     */
157. /*      Action: Determines ADC sampling frequency.          */
158. /*****/
159. void Timer2_Overflow_ISR()
160. {
161.     // Toggle LED1 with ADC sampling frequency /2
162.     Toggle_LED1();
163.
164.     //Read the 6 ADC inputs and store current values in Packet
165.     for(CurrentCh=0;CurrentCh<6;CurrentCh++){
166.         ADC_Value = analogRead(CurrentCh);
167.         TXBuf[((2*CurrentCh) + HEADERLEN)] = ((unsigned
168. char)((ADC_Value & 0xFF00) >> 8)); // Write High Byte
169.         TXBuf[((2*CurrentCh) + HEADERLEN + 1)] = ((unsigned
170. char)(ADC_Value & 0x00FF)); // Write Low Byte
171.     }
172.     // Send Packet
173.     for(TXIndex=0;TXIndex<17;TXIndex++){
174.         Serial.write(TXBuf[TXIndex]);
175.     }
176.     // Increment the packet counter
177.     TXBuf[3]++;
178.
179.     // Generate the CAL_SIGnal
180.     counter++; // increment the divider counter
181.     if(counter == 12){ // 250/12/2 = 10.4Hz ->Toggle frequency
182.         counter = 0;
183.         toggle_GAL_SIG(); // Generate CAL signal with frequ ~10Hz
184.     }
185. }
186. /*****/
187. /*      Function name: loop                                   */
188. /*      Parameters                                          */
189. /*      Input      : No                                     */
190. /*      Output     : No                                     */
191. /*      Action: Puts MCU into sleep mode.                  */
192. /*****/
193. void loop() {
194.
195.     __asm__ __volatile__ ("sleep");
196.
197. }

```

Παράρτημα Γ: Συμπληρωματικά στοιχεία για την εφαρμογή

Γραφικό περιβάλλον εφαρμογής σε πλήρη οθόνη



Επεξεργασία Δεδομένων σε φύλλο Excel και Μετασχηματισμός Fourier(FFT,DFT)

emg_data_23_05_2021

Αναζήτηση

DIMITRIOS KAVALIEROS

Κεντρική Εισαγωγή Διάταξη σελίδας Τύποι Δεδομένα Αναθεώρηση Προβολή Kutools™ Kutools Plus Πρόσθετα Βοήθεια ABBYY FineReader 12 NumXL Σχεδίαση γραφήματος Μορφή

Επικόλληση Calibri (Κυρίως κείμ 9 A A

Πρόχειρο Γραμμασιερά Στοιχισή

Αναδιπλώση κειμένου Γενική Μορφοποίηση υπό όρους Μορφοποίηση ως πίνακα Στυλ κελιών Εισαγωγή Διαγραφή Μορφοποίηση

Αριθμός Στυλ Κελιά

Αυτόματη Αθροισή Συμπλήρωσή Απαλοιφή

Επεξεργασία Ταξινόμηση και Εύρεση & φιλτράρισμα

Automate Content Webex Teams Erlang Calculator

Chart 1

Συγκριτικά στοιχεία Φυσιολογικού Ατόμου

Original Data		Filtered Data	
TIME (sec)	EMG CH1	EMG CH2	IDFT CH2
0.465	309	304	308,801
0.508	309	304	309,413
0.512	309	304	309,955
0.56	303	305	310,381
0.564	314	310	310,656
0.605	314	310	310,758
0.612	314	310	310,679
0.659	305	303	310,43
0.667	305	303	310,03
0.712	306	309	309,516
0.762	302	299	308,929
0.811	310	316	308,317
0.815	310	316	307,726
0.86	311	299	307,2
0.87	310	310	306,774
0.913	310	310	306,472
0.919	309	302	306,305
0.962	309	302	306,272
0.967	309	302	306,358
0.012	309	308	306,538
0.065	308	293	306,78
0.114	306	307	307,045
0.12	306	307	307,297
0.167	311	289	307,501
0.172	300	308	307,632
0.216	300	308	307,672
0.222	305	299	307,616
0.27	305	299	307,471
0.318	301	305	307,257
0.323	310	301	307,002
0.372	310	301	306,741
0.421	305	308	306,512
0.472	309	303	306,354
0.519	300	302	306,297
0.526	314	308	306,368
0.569	314	308	306,577
0.573	314	308	306,925
0.577	305	301	307,395
0.621	305	301	307,959
0.671	312	311	308,578
0.675	312	311	309,202
0.72	308	303	309,778

EMG CH1 (FFT & IDFT)(Ανο Άκρο Δ. Χεριού)

Discrete Fourier Transform (DFT)			Obs.			Fitted			Max Comp.		
Comp.	Amp.	Phase									
0	344952,00	0,00	1	310,32							
1	336,06	3,05	2	308,762							
2	672,72	-0,18	3	306,809							
3	575,10	1,33	4	307,623							
4	374,82	3,31	5	311,134							
5	86,55	-0,84	6	313,921							
6	79,71	-0,81	7	312,834							
7	61,10	0,76	8	308,338							
8	202,91	0,32	9	304,016							
9	350,57	-0,53	10	303,017							
10	412,56	1,57	11	305,361							
11	774,97	4,37	12	308,59							
12	951,34	-0,37	13	310,47							
13	194,64	2,70	14	310,658							
14	608,89	-0,19	15	310,126							
15	1039,85	2,52	16	309,692							
16	1091,36	-1,53	17	309,439							
17	864,21	0,89	18	309,155							
18	267,64	2,01	19	308,791							
19	691,04	1,93	20	308,402							
20	870,83	4,19	21	307,971							
21	773,07	0,63	22	307,448							
22	535,62	2,93	23	306,775							
23	898,52	0,28	24	305,749							
24	1119,38	2,31	25	304,135							
25	1339,94	4,47	26	302,271							
26	1225,17	0,18	27	301,405							
27	630,43	2,32	28	302,778							
28	51,77	1,82	29	305,992							
29	941,43	3,29	30	308,7							
30	1869,92	-1,01	31	308,674							
31	1877,80	1,10	32	306,372							
32	1308,50	3,39	33	304,882							
33	533,70	-0,40	34	306,704							
34	987,06	4,06	35	310,783							
35	1539,98	0,21	36	313,376							
36	1826,93	2,62	37	312,098							
37	1261,64	-1,08	38	308,58							
38	1227,89	1,88	39	306,6							
39	1479,70	4,30	40	307,886							
40	845,44	0,19	41	310,511							
41	417,94	2,45	42	311,57							

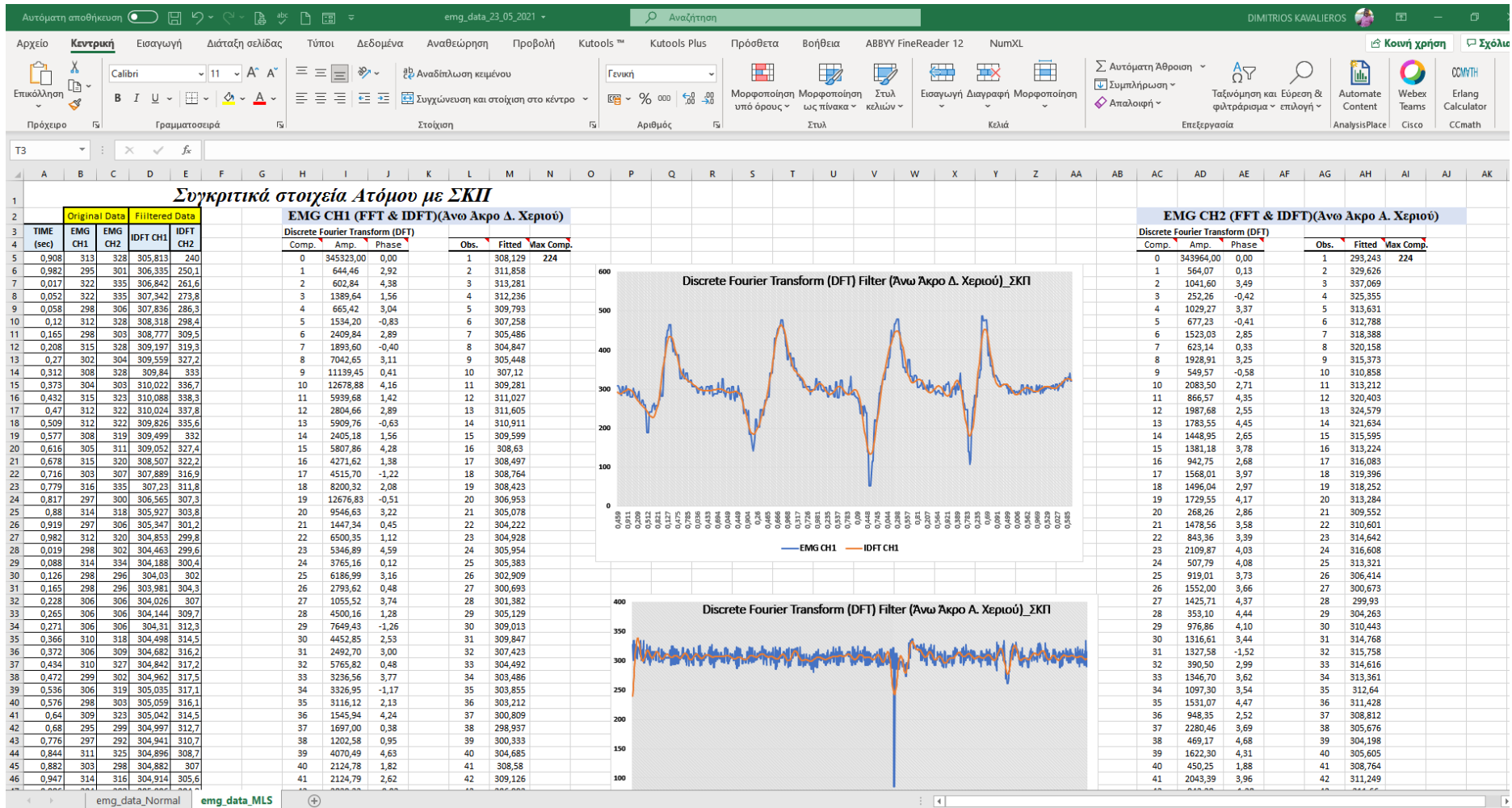
EMG CH2 (FFT & IDFT)(Ανο Άκρο Α. Χεριού)

Discrete Fourier Transform (DFT)			Obs.			Fitted			Max Comp.		
Comp.	Amp.	Phase									
0	344508,00	0,00	1	311,567							
1	573,81	1,78	2	306,141							
2	585,10	-0,10	3	302,187							
3	415,38	-0,08	4	303,446							
4	1143,98	3,04	5	308,728							
5	1545,66	2,59	6	312,406							
6	888,86	-0,02	7	310,253							
7	617,05	-0,62	8	304,325							
8	1224,40	1,49	9	300,922							
9	835,34	2,98	10	303,604							
10	1224,98	-1,06	11	309,343							
11	1245,25	-1,48	12	312,285							
12	154,30	4,25	13	310,426							
13	2627,80	2,00	14	307,134							
14	1175,88	-0,52	15	306,172							
15	2611,71	-1,15	16	307							
16	1425,77	4,64	17	306,304							
17	1703,57	2,54	18	303,16							
18	2274,61	1,90	19	300,537							
19	1510,28	0,30	20	301,123							
20	1808,95	-0,20	21	303,408							
21	1982,67	-0,56	22	303,655							
22	1995,15	3,17	23	301,159							
23	1190,38	1,66	24	299,412							
24	283,51	0,82	25	301,267							
25	591,43	-0,29	26	304,668							
26	625,50	3,94	27	305,079							
27	1567,70	2,76	28	301,664							
28	1419,94	1,68	29	298,777							
29	1805,25	-0,68	30	300,373							
30	856,54	4,33	31	304,7							
31	1567,04	0,59	32	306,589							
32	881,84	4,37	33	304,44							
33	240,07	0,50	34	302,38							
34	2113,79	-1,54	35	304,407							
35	2894,48	1,62	36	308,483							
36	4529,98	-0,24	37	309,005							
37	4636,06	4,01	38	304,71							
38	1613,26	3,31	39	301,117							
39	3867,41	2,96	40	303,52							
40	5812,74	1,55	41	309,609							
41	2681,41	0,29	42	311,995							

Discrete Fourier Transform (DFT) Filter(Ανο Άκρο Δ. Χεριού_Normal)

Discrete Fourier Transform (DFT) Filter(Ανο Άκρο Α. Χεριού_Normal)

emg_data_Normal emg_data_MLS



Υπεύθυνη Δήλωση Συγγραφέα:

Δηλώνω ρητά ότι, σύμφωνα με το άρθρο 8 του Ν.1599/1986, η παρούσα εργασία αποτελεί αποκλειστικά προϊόν προσωπικής μου εργασίας, δεν προσβάλλει κάθε μορφής δικαιώματα διανοητικής ιδιοκτησίας, προσωπικότητας και προσωπικών δεδομένων τρίτων, δεν περιέχει έργα/εισφορές τρίτων για τα οποία απαιτείται άδεια των δημιουργών/δικαιούχων και δεν είναι προϊόν μερικής ή ολικής αντιγραφής, οι πηγές δε που χρησιμοποιήθηκαν περιορίζονται στις βιβλιογραφικές αναφορές και μόνον και πληρούν τους κανόνες της επιστημονικής παράθεσης.