



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΕΛΟΠΟΝΝΗΣΟΥ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**“Σχεδίαση και ανάπτυξη κυκλώματος λήψης
σημάτων ηλεκτρομυογραφήματος (EMG)”**

Φλογεράς Παναγιώτης
Α.Μ.:152207617

Επιβλέπων
Σουλιώτης Γεώργιος,
Επίκουρος καθηγητής ΗΜΜΥ

Συνεπιβλέπων
Τσιπιανίτης Δημήτριος
Ε.Δ.Ι.Π Τμήμα ΗΜΤΥ

ΠΑΤΡΑ 2022

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή

Πάτρα, Ημερομηνία

ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

1. Γεώργιος Σουλιώτης
2. Δημήτριος Τσιπιανίτης
3. Ανδρέας Κατσαΐτης

Υπεύθυνη Δήλωση Φοιτητή

Βεβαιώνω ότι είμαι συγγραφέας αυτής της εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης έχω αναφέρει τις όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε αυτές αναφέρονται ακριβώς είτε παραφρασμένες. Επίσης βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία προετοιμάστηκε από εμένα προσωπικά ειδικά για τη συγκεκριμένη εργασία. Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Πανεπιστημίου Πελοποννήσου δεν υποδηλώνει απαραίτητως και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα εκ μέρους του Τμήματος. Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του φοιτητή Φλογερά Παναγιώτη που την εκπόνησε. Στο πλαίσιο της πολιτικής ανοικτής πρόσβασης ο συγγραφέας/δημιουργός εκχωρεί στο Πανεπιστήμιο Πελοποννήσου, 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.

Περίληψη

Με τον όρο ηλεκτρομυογράφος (EMG) εννοούμε το κύκλωμα με το οποίο γίνεται η διαδικασία της ηλεκτρομυογραφίας, η οποία είναι μια τεχνική που χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση και την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας, που δημιουργείται από τους μύες του ανθρωπίνου σώματος. Το κύκλωμα του ηλεκτρομυογράφου μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε διάφορες καταστάσεις όπως είναι η νευρολογία, η ιατρική αποκατάσταση και πολλές ακόμα εφαρμογές. Σκοπός της παρούσας διπλωματικής είναι ο σχεδιασμός και η κατασκευή ενός κυκλώματος ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) αλλά και η εξομοίωση αυτού. Παράλληλα στα παρακάτω κεφάλαια θα δούμε πιο αναλυτικά και πιο επεξηγηματικά για την σημασία του ηλεκτρομυογραφήματος και που αποσκοπεί, ενώ θα δοθεί βάση και στην ανατομία του μυοσκελετικού συστήματος το οποίο είναι μεγίστης σημασίας για το κύκλωμα αυτό. Ακόμα θα δούμε τους διάφορους τύπους σημάτων που εμφανίζονται στον ανθρώπινο οργανισμό, καθώς και την πλήρη ανάλυση του κυκλώματος από τα στοιχεία και τα όργανα που αποτελείται για την κατασκευή του. Η δομή του οποίου αποτελείται από τέσσερις βαθμίδες ενίσχυσης, στην πρώτη βαθμίδα είναι κύκλωμα με την χρήση διαφορικού ενισχυτή ενώ στις υπόλοιπες τρεις βαθμίδες τα κυκλώματα είναι με την χρήση τελεστικού ενισχυτή. Επίσης στο κύκλωμα δεύτερης βαθμίδας περιέχεται ένα υπεραπλοποιημένο φίλτρο, στο κύκλωμα τρίτης βαθμίδας είναι ο ανορθωτής πλήρους κύματος ενώ στο κύκλωμα τέταρτης βαθμίδας ενίσχυσης υπάρχει ένα βαθυπερατό φίλτρο. Τέλος θα καταλήξουμε στα συμπεράσματα που προκύπτουν από όλες αυτές τις μετρήσεις και τα πειράματα αλλά και διάφορες εφαρμογές που μπορεί να χρησιμοποιηθεί ένα κύκλωμα ηλεκτρομυογραφήματος.

Abstract

By the term electromyograph (EMG) we mean the circuit with which the process of electromyography is carried out, which is a technique used to evaluate and record the electrical activity generated by the muscles of the human body. The electromyograph circuit can be used in various situations such as neurology, medical rehabilitation and many more applications. The purpose of this thesis is the design and construction of an electromyogram (EMG) circuit as well as its simulation. At the same time, in the following chapters we will see more detailed and more explanatory about the importance of the electromyogram and its purpose, while a basis will also be given to the anatomy of the musculoskeletal system which is of utmost importance for this circuit. We will also see the various types of signals that appear in the human body, as well as the complete analysis of the circuit from the elements and instruments that make up its construction. The structure of which is of four stages of amplification, in the first stage is a circuit using a differential amplifier while in the remaining three stages the circuits are using an operational amplifier. Also in the second stage circuit is a high pass filter, in the third stage circuit is the full wave rectifier while in the fourth stage circuit is a low pass filter. Finally we will come to the conclusions derived from all these measurements and experiments and various applications that an electromyogram circuit can be used for.

Ευχαριστίες

Με την ευκαιρία που μου δίνεται μέσα από την παρούσα διπλωματική θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους τους ανθρώπους που με την βοήθειά τους και την στήριξη τους μπόρεσα να βγάλω εις πέρας την διπλωματική μου εργασία. Αρχικά θα ήθελα ευχαριστήσω τον καθηγητή μου κύριο Γιώργο Σουλιώτη που με την βοήθεια του και την σωστή καθοδήγηση καθ' όλη την διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας ήταν δίπλα μου όποια στιγμή είχα απορία ή υπήρχανε δυσκολίες οι οποίες ξεπεράστηκαν. Ένα μεγάλο ευχαριστώ στον κύριο Δημήτρη Τσιπιανίτη καθώς με τις γνώσεις του και την εμπειρία του πάνω σε εκτυπώσεις πλακετών τυπωμένου κυκλώματος (PCB) με βοήθησε στον σχεδιασμό και την εκτύπωση της EMG πλακέτας. Θέλω επίσης να ευχαριστήσω τον κύριο Ανδρέα Κατσαίτη καθώς ήταν δίπλα μου σε ότι χρειαζόμουν στο κατασκευαστικό κομμάτι και όπου υπήρχανε προβλήματα ήτανε εκεί για να τα αντιμετωπίσουμε και να ξεπεραστούν. Τέλος ένα τεράστιο ευχαριστώ στην οικογένειά μου που με στήριζε και μου παρείχε ότι χρειαζόμουν καθ' όλη την διάρκεια των σπουδών μου και όχι μόνο. Με την οικογένειά μου να με βοηθάει να ξεπερνάω κάθε εμπόδιο, γιατί δίχως αυτήν να μην είχα καταφέρει πολλά. Κλείνοντας θέλω να ευχαριστήσω τους φίλους μου για αυτές τις όμορφες στιγμές που περάσαμε σε αυτά τα χρόνια της φοιτητικής ζωής. Σας ευχαριστώ όλους από καρδιάς.

Πίνακας περιεχομένων

Περίληψη.....	i
Abstract	iii
Ευχαριστίες	v
Λίστα εικόνων	ix
Λίστα σχημάτων	x
Λίστα γραφημάτων.....	xi
Λίστα Πινάκων	xii
Κεφάλαιο 1^ο : Εισαγωγή	13
1.1 Ιστορία του EMG	13
1.2 Ηλεκτρομυογραφία (EMG)	15
1.3 Επιφανειακό ηλεκτρομυογράφημα (sEMG)	16
Κεφάλαιο 2^ο: Ανθρώπινο Μυοσκελετικό Σύστημα	18
2.1 Ανθρώπινοι μύες	19
2.1.1 Δομή των σκελετικών μυών.....	21
2.2 Ανθρώπινος πήχης	23
2.2.1 Ανατομία του πήχη	23
2.2.2 Μύες του ανθρώπινου πήχη	26
Κεφάλαιο 3^ο : Σήματα και Βιολογικά Σήματα.....	31
3.1 Σήματα.....	31
3.1.1 Τύποι Σημάτων	31
3.2 Βιοϊατρικά Σήματα – Βιοσήματα.....	35
3.2.1 Ιστορία των βιοϊατρικών σημάτων	36
3.2.2 Όργανα ανίχνευσης βιοϊατρικών σημάτων.....	37
3.2.3 Τύποι βιοϊατρικών σημάτων.....	40
Κεφάλαιο 4^ο : Βασικά Χαρακτηριστικά Ηλεκτρομυογράφου (EMG).....	45
4.1 Ηλεκτρομυογράφημα	45
4.2 Τύποι ηλεκτροδίων για την λήψη του EMG σήματος	46
4.3 Συσκευές απαραίτητες για την εκτέλεση του EMG	47
4.4 Θόρυβος στο ηλεκτρομυογράφημα	48
4.5 Βιοδυναμικοί ενισχυτές και το μυοηλεκτρικό κύκλωμα	49
4.6 Εξαρτήματα αναλογικού κυκλώματος.....	51
4.6.1 Differential amplifier.....	51
4.6.2 Operational Amplifier	53
4.6.3 Active Band-Pass Filter	55
4.6.4 Active Full Wave Rectifier Circuit.....	56

Κεφάλαιο 5 ^ο : Σχεδιασμός EMG Κυκλώματος.....	58
5.1 Δομή Κυκλώματος & Αποτελέσματα με Ενισχυτή INA 106	60
5.1.1 Κύκλωμα 1 ^{ης} βαθμίδας με διαφορικό ενισχυτή	60
5.1.2 Κύκλωμα 2 ^{ης} βαθμίδας με τελεστικό ενισχυτή - Φίλτρο υψηλής διέλευσης 62	
5.1.3 Κύκλωμα 3 ^{ης} βαθμίδας με τελεστικό ενισχυτή - Full Wave Rectifier.....	64
5.1.4 Κύκλωμα 4 ^{ης} βαθμίδας με τελεστικό ενισχυτή -Βαθουπερατό φίλτρο και στάδιο εξόδου.....	66
5.2 Αποτελέσματα με Ενισχυτή INA 132.....	68
5.2.1 Κύκλωμα 1 ^{ης} βαθμίδας με διαφορικό ενισχυτή	68
5.2.2 Κύκλωμα 2 ^{ης} βαθμίδας με τελεστικό ενισχυτή - Φίλτρο υψηλής διέλευσης 69	
5.2.3 Κύκλωμα 3 ^{ης} βαθμίδας με τελεστικό ενισχυτή - Full Wave Rectifier.....	70
5.2.4 Κύκλωμα 4 ^{ης} βαθμίδας με τελεστικό ενισχυτή -Βαθουπερατό φίλτρο και στάδιο εξόδου.....	71
5.3 Φίλτρα απαλοιφής θορύβου.....	72
5.3.1 Φίλτρα με τον ενισχυτή INA 106.....	72
5.3.2 Φίλτρα με τον ενισχυτή INA 132.....	77
5.4 Διαφορές ενισχυτών INA 106 & INA 132.....	79
Κεφάλαιο 6 ^ο : Κατασκευή Ηλεκτρομυογράφου σε PCB.....	82
6.1 Σχεδιαστικό μέρος χρησιμοποιώντας το Eagle	82
6.2 Κατασκευαστικό μέρος ΗΜΓ.....	84
Κεφάλαιο 7 ^ο :Πειραματική διαδικασία και αποτελέσματα μετρήσεων παλμογράφου	88
7.1 Διαδικασία και συνδεσμολογία πειράματος.....	88
7.2 Αποτελέσματα μετρήσεων με τη χρήση παλμογράφου	89
7.3 Δοκιμή EMG Κυκλώματος.....	95
Κεφάλαιο 8 ^ο :Συμπεράσματα.....	100
8.1 Περεταίρω ανάπτυξη και εφαρμογές.....	101
Βιβλιογραφία.....	102

Λίστα εικόνων

Εικόνα 1:Ο Ervin L Schmidt στην κλινική Mayo	14
Εικόνα 2: Βιοσήματα του ανθρωπίνου σώματος.....	19
Εικόνα 3: Διαφορετικοί τύποι μυών.....	21
Εικόνα 4: Βασικά στοιχεία του σκελετικού μυός.....	22
Εικόνα 5:Ανατομία του ανθρώπινου πήχη.....	24
Εικόνα 6:Μύες του πρόσθιου τμήματος.....	28
Εικόνα 7:Μύες του οπίσθιου τμήματος.....	30
Εικόνα 8:Μονοδιάστατο σήμα: Ηλεκτροκαρδιογράφημα υγιούς ανθρώπου.	34
Εικόνα 9:Σήμα δυο διαστάσεων(2D) , η εικόνα απεικονίζει μια ακτινογραφία θώρακος.	34
Εικόνα 10 :Σήμα τριών διαστάσεων(3D) η εικόνα προέρχεται από Positron Emission Tomography (PET).....	35
Εικόνα 11 Ιστορική εξέλιξη της καταγραφής και ανάλυσης βιοϊατρικών σημάτων.	37
Εικόνα 12: Υπέρυθρη θερμική απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος.	43
Εικόνα 13:Υπέρηχος που απεικονίζει την καρδιά ενός εμβρύου.	43
Εικόνα 14:Μαγνητική τομογραφία του Εγκεφάλου(MRI)	44
Εικόνα 15: Λήψη επιφανειακού EMG σήματος.....	46
Εικόνα 16:Λήψη ενδομυϊκού EMG σήματος.....	46
Εικόνα 17:Απεικόνιση ενός raw emg signal	48
Εικόνα 18:Απεικόνιση EMG θορύβου.....	49
Εικόνα 19:Μια διαμορφωμένη διεπαφή ενός differential amplifier.....	52
Εικόνα 20:Α Simulated Differential Amplifier Circuit	53
Εικόνα 21: Ρυθμίσεις πλάτους διαδρομών.....	83
Εικόνα 22:Ρυθμίσεις ground plane	84
Εικόνα 23: Εκτυπωμένη πλακέτα(Top Layer) σε διαστάσεις 6,4cm X 11,2cm απο το Eagle ..	86
Εικόνα 24: Εκτυπωμένη πλακέτα(Bottom Layer) σε διαστάσεις 6,4cm X 11,2cm απο το Eagle	86
Εικόνα 25: Το πάνω μέρος της πλακέτας μαζί με τα εξαρτήματα	87
Εικόνα 26:Το κάτω μέρος της πλακέτας μετά την συναρμολόγηση με τα υλικά.	87
Εικόνα 27:Σύνδεση κυκλώματος.....	88
Εικόνα 28:Ενισχυτής πρώτης βαθμίδας.....	90
Εικόνα 29:Ενισχυτής δεύτερης βαθμίδας	91
Εικόνα 33: Low-Pass Filter.....	95
Εικόνα 34: Mid και End Muscle αυτοκόλλητα ηλεκτροδίων.....	96
Εικόνα 35: Reference αυτοκόλλητο ηλεκτροδίου.....	96
Εικόνα 36: Δοκιμή κυκλώματος και αποτελέσματα εξόδου στον παλμογράφο	97
Εικόνα 37: Δοκιμή 1 απεικόνιση σε παλμογράφο	98
Εικόνα 38: Δοκιμή 2 απεικόνιση σε παλμογράφο	98
Εικόνα 39: Δοκιμή 3 απεικόνιση σε παλμογράφο	99

Λίστα σχημάτων

Σχήμα 1: Συνδεσμολογία ηλεκτρομυογραφίας	16
Σχήμα 2: Διάγραμμα λήψης sEMG σημάτων	17
Σχήμα 3: Μορφή Αναλογικού Σήματος	32
Σχήμα 4: Σήμα διακριτού χρόνου.....	32
Σχήμα 5: Μυοηλεκτικό σύστημα καταγραφής σήματος	51
Σχήμα 6: Ισοδύναμος Ιδανικός τελεστικός ενισχυτής.....	54
Σχήμα 7:Band-Pass filter circuit.....	56
Σχήμα 8:Active Full Wave Rectifier Circuit	56
Σχήμα 9:EMG κύκλωμα εξομίωσης.....	59
Σχήμα 10: Κύκλωμα διαφορικού ενισχυτή 1 ^{ης} βαθμίδας	60
Σχήμα 11: Κύκλωμα τελεστικού ενισχυτή 2 ^{ης} βαθμίδας.....	62
Σχήμα 12: Κύκλωμα ανορθωτή πλήρους κύματος.....	64
Σχήμα 13:Κύκλωμα τελεστικού ενισχυτή 3ης βαθμίδας.....	66
Σχήμα 14:Κύκλωμα φίλτρου υψηλής διέλευσης.....	72
Σχήμα 15:Κύκλωμα φίλτρου χαμηλής διέλευσης.....	75
Σχήμα 16:Εσωτερικά χαρακτηριστικά διαφορικού ενισχυτή INA 106.....	80
Σχήμα 17:Εσωτερικά χαρακτηριστικά διαφορικού ενισχυτή INA 132.....	80
Σχήμα 18:Σχηματική απεικόνιση EMG για το PCB	82
Σχήμα 19:Διάταξη της PCB πλακέτας για το EMG κύκλωμα.....	84

Λίστα γραφημάτων

Γράφημα 1:Κυματομορφές σημάτων εισόδου ακροδεκτών 2 και 3(a,b). Κυματομορφή σήματος εξόδου ακροδέκτη 6(c). Σε ένα κυκλώματος λειτουργικού ενισχυτή 1 ^{ης} βαθμίδας..	61
Γράφημα 2: Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος τελεστικού ενισχυτή 2 ^{ης} βαθμίδας	63
Γράφημα 3: Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος ανορθωτή πλήρους κύματος.....	65
Γράφημα 4:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος τελεστικού ενισχυτή 3ης βαθμίδας	67
Γράφημα 5: Κυματομορφή σήματος εξόδου κυκλώματος τελεστικού ενισχυτή 3ης βαθμίδας σε 500ms.....	68
Γράφημα 6: Κυματομορφές σημάτων εισόδου ακροδεκτών 2 και 3(a,b). Κυματομορφή σήματος εξόδου ακροδέκτη 6(c) σε ένα κυκλώματος λειτουργικού ενισχυτή 1ης βαθμίδας με την χρήση του διαφορικού ενισχυτή INA 132.	68
Γράφημα 7:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος τελεστικού ενισχυτή 2ης βαθμίδας με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.....	69
Γράφημα 8:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος ανορθωτή πλήρους κύματος με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.	70
Γράφημα 9:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος τελεστικού ενισχυτή 3ης βαθμίδας με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.....	71
Γράφημα 10:Κυματομορφή σήματος εξόδου κυκλώματος τελεστικού ενισχυτή 3ης βαθμίδας με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή σε 500ms.	71
Γράφημα 11:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος φίλτρου υψηλής διέλευσης.....	73
Γράφημα 12:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου AC ανάλυσης φίλτρου υψηλής διέλευσης.....	74
Γράφημα 13:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος φίλτρου χαμηλής διέλευσης.....	75
Γράφημα 14:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου AC ανάλυσης φίλτρου χαμηλής διέλευσης.....	76
Γράφημα 15: Όλες οι κυματομορφές σήματος εξόδου που προκύπτουν από όλες τις βαθμίδες, φίλτρα και τον ανορθωτή σε χρόνο 20ms για καλύτερη ανάλυση.....	76
Γράφημα 16:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος φίλτρου υψηλής διέλευσης με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.	77
Γράφημα 17:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου AC ανάλυσης φίλτρου υψηλής διέλευσης με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.	78
Γράφημα 18: Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος φίλτρου χαμηλής διέλευσης με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.	78
Γράφημα 19:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου AC ανάλυσης φίλτρου χαμηλής διέλευσης με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.	79

Λίστα Πινάκων

Πίνακας 1: Κατασκευαστικά κομμάτια/εξαρτήματα.....	85
Πίνακας 2: Διάφοροι τύποι καλωδίων.....	88

Κεφάλαιο 1^ο : Εισαγωγή

1.1 Ιστορία του EMG

Τα πρώτα τεκμηριωμένα πειράματα που αφορούσαν τον ηλεκτρομυογράφο ξεκίνησαν τον δέκατο πέμπτο αιώνα, από τον Ιταλό γιατρό και φυσιολόγο Francesco Redi το 1666. Ο Redi ανακάλυψε έναν μυ του ηλεκτρικού ψαριού (χέλι) (Electric Eel) το οποίο παρήγαγε ηλεκτρισμό. Μέχρι το 1773, ο Walsh είχε καταφέρει να αποδείξει ότι ο μυϊκός ιστός του χελιού μπορούσε να παράγει μια σπίθα ηλεκτρισμού. Το 1792 ο Luigi Galvani, απέδειξε ότι ο ηλεκτρισμός θα μπορούσε να προκαλέσει μυϊκή σύσπαση. Έξι δεκαετίες αργότερα, το 1849, ο Emil du Bois-Reymond ανακάλυψε ότι ήταν επίσης δυνατό να καταγραφεί η ηλεκτρική δραστηριότητα κατά τη διάρκεια μιας εκούσιας μυϊκής συστολής. Η πρώτη πραγματική καταγραφή έγινε από τον Marey το 1890, ο οποίος εισήγαγε τον όρο ηλεκτρομυογραφία. Το 1922, οι Gasser και Erlanger χρησιμοποίησαν έναν παλμογράφο για να δείξουν τα ηλεκτρικά σήματα από τους μύες. Η ικανότητα ανίχνευσης ηλεκτρομυογραφικών σημάτων βελτιώθηκε σταθερά από τη δεκαετία του 1930 έως τη δεκαετία του 1950 και οι ερευνητές άρχισαν να χρησιμοποιούν βελτιωμένα ηλεκτρόδια για τη μελέτη των μυών.

Το 1953 ιδρύθηκε η Αμερικανική Ένωση Νευρομυϊκής & Ηλεκτροδιαγνωστικής Ιατρικής (AANEM), μια από τις πολλές ενεργές έως και σήμερα ιατρικές εταιρείες, που έχει ως επίκεντρο την προώθηση της επιστήμης και της κλινικής χρήσης των ηλεκτρομυογράφων. Η κλινική χρήση του ηλεκτρομυογράφου επιφανείας (sEMG) για τη θεραπεία πιο ειδικών διαταραχών ξεκίνησε τη δεκαετία του 1960. Ο Hardyck και οι ερευνητές του (1966) ήταν οι πρώτοι επαγγελματίες που χρησιμοποίησαν το sEMG. Στις αρχές της δεκαετίας του 1980, οι Cram και Steger εισήγαγαν μια κλινική μέθοδο για τη σάρωση μιας ποικιλίας μυών χρησιμοποιώντας μια συσκευή ανίχνευσης EMG.

Η έρευνα ξεκίνησε στην κλινική Mayo στο Rochester της Minnesota υπό την καθοδήγηση του Dr Edward H. Lambert στις αρχές της δεκαετίας του 1950. Ο Lambert, είναι γνωστός και ως ο πατέρας του EMG, ο οποίος με την βοήθεια του τεχνικού έρευνας Ervin L Schmidt, ενός αυτοδίδακτου ηλεκτρολόγου μηχανικού, ανέπτυξε μια μηχανή που μπορούσε να μετακινηθεί από το Εργαστήριο και ήταν σχετικά εύκολη στη χρήση. Καθώς οι παλμογράφοι δεν είχαν χαρακτηριστικά αποθήκευσης ή εκτύπωσης εκείνη την εποχή, χρησιμοποιησαν μια Polaroid κάμερα, η οποία ήταν τοποθετημένη στο μπροστινό μέρος και συγχρονίστηκε για να φωτογραφίσει τη σάρωση. Οι συνεργάτες που μελετούσαν στο Mayo σύντομα έμαθαν



Εικόνα 1: Ο Ervin L Schmidt στην κλινική Mayo

ότι αυτό ήταν ένα εργαλείο που ήθελαν και αυτοί. Η κλινική Mayo δεν ενδιαφερόταν να πλασάρει τις εφευρέσεις της, έτσι ο Schmidt συνέχισε να τις αναπτύσσει στο υπόγειό του για δεκαετίες, πουλώντας τις με το όνομα ErMel Inc. Στην Εικόνα 1 απεικονίζεται ο Ervin L Schmidt να κάνει ηλεκτρομυογράφημα στην Mayo Clinic Medical Sciences EMG Lab[33].

Στα μέσα της δεκαετίας του 1980 οι τεχνικές ενσωμάτωσης στα ηλεκτρόδια είχαν προχωρήσει αρκετά ώστε να επιτρέψουν τη μαζική παραγωγή των απαιτούμενων μικρών και ελαφριών οργάνων και ενισχυτών. Στις αρχές της δεκαετίας του 1980, έγιναν διαθέσιμα καλώδια που παρήγαγαν σήματα στα επιθυμητά microvolt. Η επιφανειακή ηλεκτρομυογραφία χρησιμοποιείται όλο και περισσότερο για την καταγραφή από επιφανειακούς μύες σε κλινικά ή κινησιολογικά πρωτόκολλα, όπου ενδομυϊκά ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται για τη διερεύνηση των βαθιών μυών ή τον εντοπισμό της μυϊκής δραστηριότητας.

Υπάρχουν πολλές εφαρμογές για τη χρήση του EMG. Το EMG χρησιμοποιείται κλινικά για τη διάγνωση νευρολογικών και νευρομυϊκών προβλημάτων. Χρησιμοποιείται διαγνωστικά από εργαστήρια βιάδισης και από ειδικά εκπαιδευμένους κλινικούς ιατρούς. Το EMG χρησιμοποιείται επίσης σε πολλούς τύπους ερευνητικών εργαστηρίων, συμπεριλαμβανομένων εκείνων που εμπλέκονται στην εμβιομηχανική, τον κινητικό έλεγχο, τη νευρομυϊκή φυσιολογία, τις κινητικές διαταραχές, τον έλεγχο της στάσης και της φυσικοθεραπείας[14],[20],[22],[23],[33].

1.2 Ηλεκτρομυογραφία (EMG)

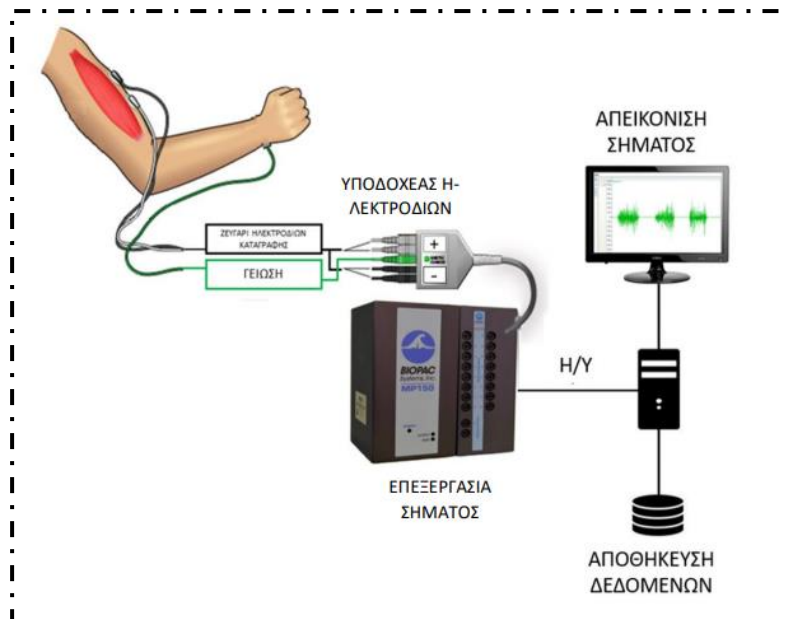
Η ηλεκτρομυογραφία (electromyography EMG) είναι μια τεχνική που χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση και την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας, που παράγεται από τους μύες του ανθρώπινου σώματος. Το ηλεκτρομυογράφημα γίνεται με την βοήθεια ενός οργάνου που ονομάζεται ηλεκτρομυογράφος, ο οποίος ανιχνεύει την ηλεκτρική ενέργεια που δημιουργείται στα μυϊκά κύτταρα, όταν αυτά ενεργοποιηθούν ηλεκτρικά ή νευρολογικά. Τα σήματα που προκύπτουν μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ανάλυση διαφόρων κινήσεων ή ακόμα και για τον εντοπισμό διαφόρων ανωμαλιών.

Η ηλεκτρομυογραφία 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. Μπορεί να εφαρμοστεί σε έναν ή περισσότερους μύες ταυτόχρονα. Υπάρχουν δυο κατηγορίες ηλεκτρομυογραφήματος: α) Needle EMG(nEMG) το οποίο αποτελεί μια ηλεκτροδιαγνωστική ιατρική τεχνική που χρησιμοποιείται συνήθως από νευρολόγους. β) Surface EMG (sEMG) είναι μια μη ιατρική διαδικασία η οποία χρησιμοποιείται κυρίως από φυσικοθεραπευτές έτσι ώστε να αξιολογηθεί η ενεργοποίηση των μυών του ανθρώπινου σώματος.

Το ηλεκτρομυογράφημα έχει αρκετές εφαρμογές στην νευρολογία, την ιατρική αποκατάσταση, την ανάλυση βάδισης, τη φυσιολογία της άσκησης, ακόμα και στον έλεγχο μιας πρόσθετης συσκευής όπως για παράδειγμα ένα ρομποτικό χέρι.

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

Στο Σχήμα 1 παρουσιάζεται η διαδικασία για ένα μυ με χρήση διπολικής διάταξης καταγραφής, όπου το σήμα καταγράφεται με χρήση τριών ηλεκτροδίων[23]. 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)[11],[14],[20],[22],[23],[33].



Σχήμα 1: Συνδεσμολογία ηλεκτρομυογραφίας

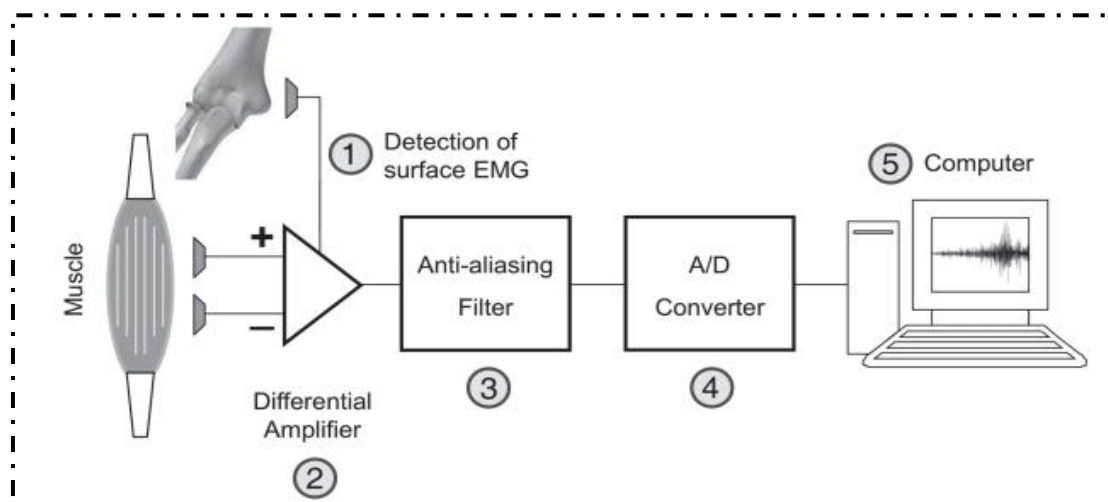
1.3 Επιφανειακό ηλεκτρομυογράφημα (sEMG)

Το επιφανειακό ηλεκτρομυογράφημα (sEMG) είναι η μη επεμβατική καταγραφή της ηλεκτρικής μυϊκής δραστηριότητας που χρησιμοποιείται για τη διάγνωση νευρομυϊκών διαταραχών. Οι μυϊκές ίνες ενεργοποιούνται από κινητικούς νευρώνες και τα ηλεκτρικά σήματα που προκύπτουν, τα οποία παράγονται από τις μυϊκές ίνες, μπορούν να ανιχνευθούν με ηλεκτρόδια, τα οποία τοποθετούνται στην επιφάνεια του δέρματος.

Η συχνότητα των περισσότερων sEMG σημάτων κυμαίνεται από 0 έως και 500 Hz, με την βασική ισχύ να βρίσκεται ανάμεσα στα 50 και 150 Hz. Η φύση των sEMG σημάτων αλλά και οι διάφορες ιδιότητες του EMG εξοπλισμού καθορίζουν την ποιότητα μιας εγγραφής. Εκτός από τα χαρακτηριστικά μιας ομάδας μυϊκών κυττάρων (motor unit) και των ηλεκτροδίων, υπάρχουν και άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν και προσθέτουν ανεπιθύμητο θόρυβο στο σήμα.

Το sEMG αποκτάται σε δυο στάδια. Στο πρώτο στάδιο περιλαμβάνεται η μεταγωγή/ανίχνευση του σήματος και προ-ενίσχυση, χρησιμοποιώντας ηλεκτρόδια-ενισχυτές. Σε αυτό το στάδιο, τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται όσο το δυνατόν πιο κοντά στο δέρμα. Στο δεύτερο στάδιο πραγματοποιείται περαιτέρω προετοιμασία του σήματος. Ο ενισχυτής ηλεκτροδίου έχει υψηλή αντίσταση εισόδου (high input impedance) για να περιορίσει το ρεύμα που αντλείται και επομένως να ελαχιστοποιήσει την παραμόρφωση και την εξασθένηση του σήματος.

Το Σχήμα 2 απεικονίζει ένα διάγραμμα που περιλαμβάνει τα βήματα λήψης επιφανειακού ηλεκτρομυογραφήματος [23]. Αρχικά γίνεται (1) η ανίχνευση των μυοηλεκτρικών δυναμικών (myoelectric potentials) χρησιμοποιώντας επιφανειακά ηλεκτρόδια και ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς που βρίσκεται σε οστικές περιοχές του δέρματος. Στη συνέχεια πραγματοποιείται η ενίσχυση αυτών των δυναμικών (2)



Σχήμα 2: Διάγραμμα λήψης sEMG σημάτων

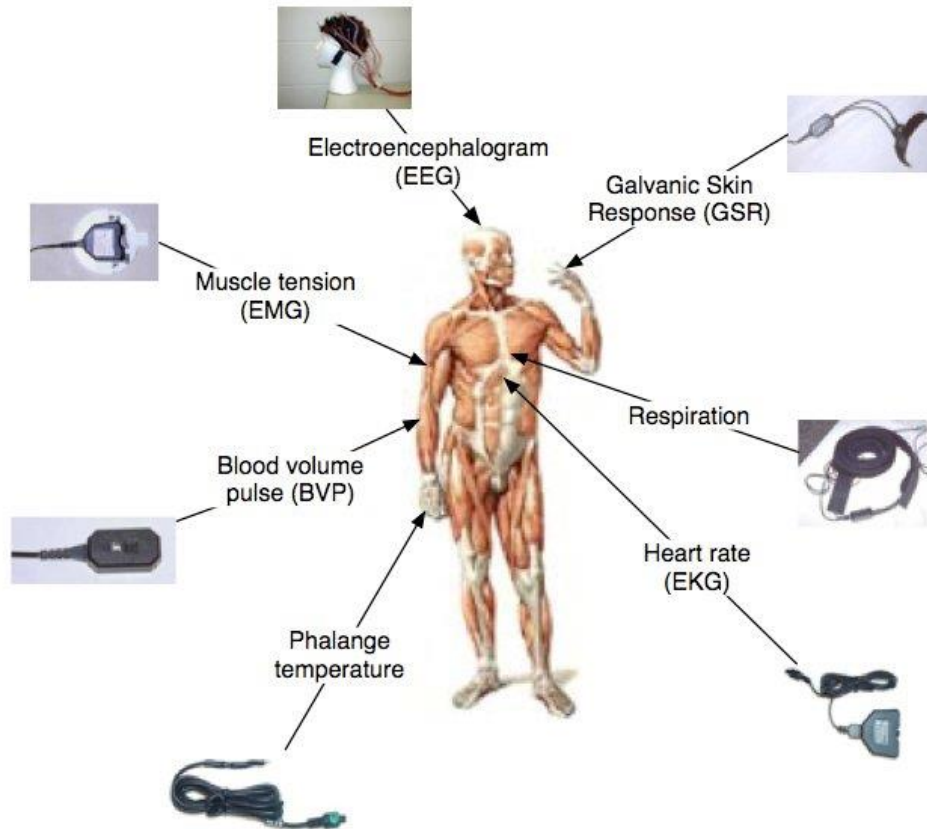
χρησιμοποιώντας διαφορικούς ενισχυτές. Η ενίσχυση είναι σημαντική για το εύρος των ανιχνευόμενων EMGs, πρέπει να ταιριάζει στο δυναμικό εύρος του μετατροπέα (A/D converter). Συνήθως το δυναμικό εύρος του του μετατροπέα στα ηλεκτρομυογραφικά συστήματα ποικίλλει από $\pm 2,5V$ έως $\pm 10V$. Έπειτα, γίνεται το αναλογικό φιλτράρισμα των ενισχυμένων δυναμικών (3) για την αποφυγή κάποιας παραποίησης. Τέλος γίνεται η δειγματοληψία του επιφανειακού ηλεκτρομυογραφήματος σε ψηφιακές τιμές (4) οι οποίες αποθηκεύονται στον υπολογιστή (5)[11],[14],[22],[23].

Κεφάλαιο 2^ο: Ανθρώπινο Μυοσκελετικό Σύστημα

Το ανθρώπινο μυοσκελετικό σύστημα (γνωστό και ως ανθρώπινο κινητικό σύστημα) είναι ένα σύστημα οργάνων που δίνει στους ανθρώπους την ικανότητα να κινούνται χρησιμοποιώντας το μυϊκό και σκελετικό τους σύστημα. Αποτελείται από τα οστά του σκελετού, τους μύες, τους τένοντες, τις αρθρώσεις και άλλους συνδετικούς ιστούς που υποστηρίζουν και συνδέουν τους ιστούς και τα όργανα μεταξύ τους.

Οι βασικές λειτουργίες του μυοσκελετικού συστήματος περιλαμβάνουν την υποστήριξη του σώματος, την δυνατότητα κίνησης και την προστασία ζωτικών οργάνων. Το σκελετικό τμήμα του συστήματος χρησιμεύει ως το κύριο σύστημα αποθήκευσης για το ασβέστιο και τον φώσφορο και περιέχει σημαντικά συστατικά του αιμοποιητικού συστήματος.

Αυτό το σύστημα περιγράφει τον τρόπο με τον οποίο συνδέονται τα οστά με άλλα οστά και μυϊκές ίνες, μέσω συνδετικών ιστών όπως είναι οι τένοντες και οι σύνδεσμοι. Τα οστά παρέχουν σταθερότητα στο σώμα και οι μύες κρατούν τα οστά στη θέση τους και παίζουν επίσης ρόλο στην κίνηση των οστών. Για να επιτρέπεται η κίνηση, διαφορετικά οστά συνδέονται με αρθρώσεις. Ο χόνδρος εμποδίζει τα άκρα των οστών να τρίβονται απευθείας το ένα πάνω στο άλλο. Οι μύες συστέλλονται για να μετακινήσουν το οστό που είναι προσαρτημένο στην άρθρωση.



Εικόνα 2: Βιοσήματα του ανθρώπινου σώματος

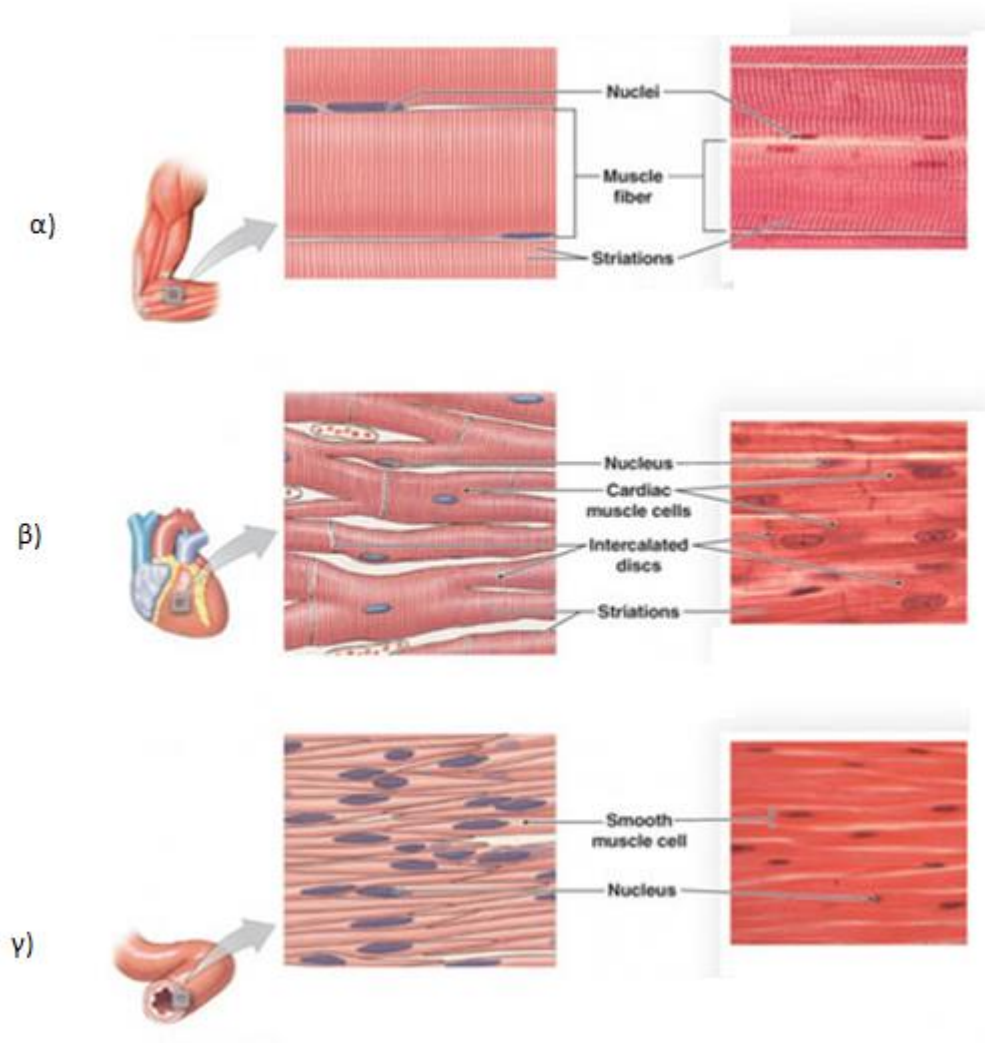
Ωστόσο, υπάρχουν ασθένειες και διαταραχές οι οποίες μπορεί να επηρεάσουν αρνητικά τη λειτουργία και τη συνολική αποτελεσματικότητα του συστήματος. Για την επιτυχημένη πρόβλεψη και πρόληψη των διαφόρων ασθενειών, συλλέγονται και αναλύονται ανθρώπινα βιοσήματα. Τα βιοσήματα που θα μπορούσαν να παίξουν καθοριστικό ρόλο σε αυτό το σύστημα είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα (electrocardiography, ECG), το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (electroencephalography, EEG), το ηλεκτρομυογράφημα (electromyography, EMG), η μέτρηση της θερμοκρασίας, η αρτηριακή πίεση και άλλα. Στην Εικόνα 2 απεικονίζονται οι αισθητήρες βιοσημάτων καθώς και η εφαρμογή τους στο ανθρώπινο σώμα[5],[20],[22].

2.1 Ανθρώπινοι μύες

Ανθρώπινος μυς: πρόκειται για έναν ιστό του σώματος που αποτελείται από μακρά κύτταρα (long cells) τα οποία συστέλλονται όταν διεγείρονται και παράγουν κίνηση. Οι μύες χωρίζονται σε τρεις κατηγορίες : σκελετικούς μύες, καρδιακούς μύες και λείους μύες. Τα σήματα sEMG μετρούνται πάνω από τους σκελετικούς μύες.

- Σκελετικός μυς (Skeletal muscle): Αυτός ο μυς είναι υπεύθυνος για την διατήρηση της στάσης του σώματος αλλά και την κίνηση του σώματος. Από αυτόν τον μυ λαμβάνονται τα EMG σήματα. Τα κύτταρα των σκελετικών μυών προσκολλώνται στους τένοντες και μέσω αυτών στερεώνονται στα οστά. Κάθε μυς αποτελείται από ένα σύνολο ινών οι οποίες περιβάλλονται από ένα συνδετικό και λιπώδη ιστό. Ο μυϊκός ιστός ενός σκελετικού μυός είναι ραβδωτός – με ριγέ εμφάνιση. Οι σκελετικοί μύες είναι εκούσιοι μύες υπό τον έλεγχο του νευρικού συστήματος.
- Καρδιακός μυς (Cardiac muscle): Είναι ακούσιος, γραμμωτός μυς που αποτελεί τον κύριο ιστό του τοιχώματος της καρδιάς. Ο καρδιακός μυς (μυοκάρδιο) σχηματίζει ένα παχύ μεσαίο στρώμα μεταξύ του εξωτερικού στρώματος του τοιχώματος της καρδιάς (το περικάρδιο) και του εσωτερικού στρώματος (το ενδοκάρδιο). Ο καρδιακός μυς συσπάτε με παρόμοιο τρόπο με τον σκελετικό μυ, αν και με ορισμένες σημαντικές διαφορές. Τα βιοηλεκτρικά σήματα που παράγονται, μελετώνται με το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG).
- Ο λείος μυς (smooth muscle): Είναι ένας ακούσιος μυς που ελέγχεται από το εντερικό και αυτόνομο νευρικό σύστημα, που σημαίνει ότι δεν μπορεί να ελεγχθεί συνειδητά. Ονομάζεται «λείος» επειδή δεν παρουσιάζει ραβδώσεις σε αντίθεση με τους άλλους δύο τύπους μυών. Μπορεί να βρεθεί στα τοιχώματα πολλών οργάνων όπως το στομάχι, η ουροδόχος κύστη κ.λπ. Η συστολή του είναι πολύ πιο αργή και μεγαλύτερη από αυτή που παράγεται από τους σκελετικούς μυς, εν μέρει επειδή δεν καταναλώνει τόση ενέργεια όση οι εκούσιοι μύες.

Στην Εικόνα 3 απεικονίζονται λεπτομερώς οι διαφορετικοί τύποι μυών, α) σκελετικός μυς, β) καρδιακός μυς και γ) λείος μυς[7],[20].

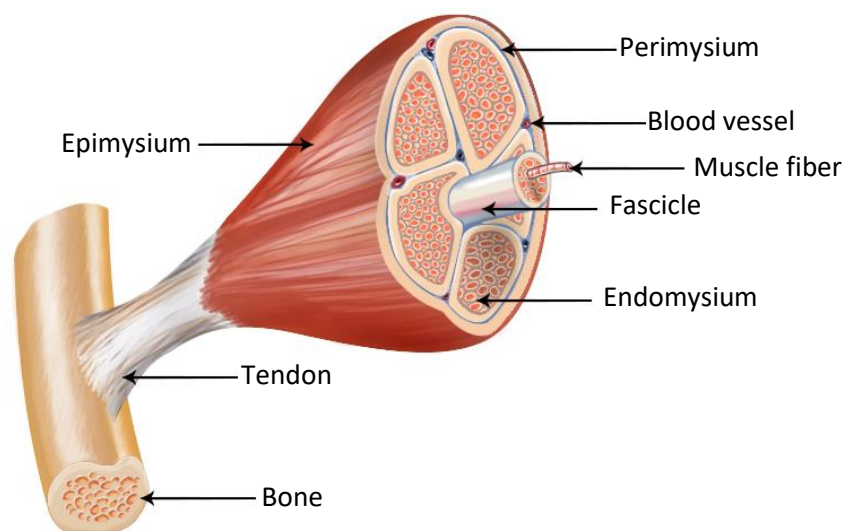


Εικόνα 3: Διαφορετικοί τύποι μύων

2.1.1 Δομή των σκελετικών μύων

Ο συνολικός αριθμός των μύων στο ανθρώπινο σώμα είναι περίπου 600 και αποτελεί τα 2/5 του βάρους του ανθρώπινου σώματος. Όπως προαναφέρθηκε οι μύες με βάση την δομή και τις διάφορες ιδιότητες τους χωρίζονται σε τρεις κατηγορίες: τους σκελετικούς, καρδιακούς και λείους μύες. Στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής εργασίας θα μελετηθούν οι σκελετικοί μύες όπως αναλύεται παρακάτω.

Οι σκελετικοί μύες προσκολλώνται στο οστό και έχουν σημαντική συμβολή στην κίνηση αλλά και την υποστήριξη του ανθρώπινου σκελετού. Παράλληλα, μέσω της κίνησης τους λειτουργούν ως πηγή θερμότητας καθώς παράγουν το 85% της συνολικής θερμότητας του σώματος.



Εικόνα 4: Βασικά στοιχεία του σκελετικού μύος.

Ένας ολόκληρος σκελετικός μύς θεωρείται όργανο του μυϊκού συστήματος. Κάθε όργανο ή μύς αποτελείται από σκελετικό μυϊκό ιστό, συνδετικό ιστό, νευρικό ιστό και αίμα ή αγγειακό ιστό.

Οι σκελετικοί μύες ποικίλλουν σημαντικά ως προς το μέγεθος, το σχήμα και τη διάταξη των ινών. Κυμαίνονται από εξαιρετικά μικροσκοπικά σκέλη, όπως ο σταδιακός μύς του μέσου αυτιού έως μεγάλες μάζες όπως οι μύες του μηρού. Μερικοί σκελετικοί μύες έχουν πλατύ σχήμα και κάποιιο στενό. Σε ορισμένους μύες οι ίνες είναι παράλληλες με τον μακρύ άξονα του μύος. Σε μερικά συγκλίνουν σε μια στενή προσκόλληση και σε μερικά είναι λοξά.

Στην Εικόνα 4 απεικονίζονται τα βασικά δομικά στοιχεία ενός σκελετικού μύος[14],[25]. Πιο συγκεκριμένα, κάθε σκελετική μυϊκή ίνα (muscle fiber) είναι ένα μόνο κυλινδρικό μυϊκό κύτταρο. Ένας μεμονωμένος σκελετικός μύς μπορεί να αποτελείται από εκατοντάδες, ή ακόμα και χιλιάδες, μυϊκές ίνες ομαδοποιημένες και τυλιγμένες σε ένα κάλυμμα συνδετικού ιστού. Κάθε μύς περιβάλλεται από ένα περίβλημα συνδετικού ιστού που ονομάζεται επιμύσιο(epimysium). Τμήματα του επιμυσίου προεξέχουν προς τα μέσα για να χωρίσουν τον μυ σε τμήματα. Κάθε τμήμα περιέχει μια δέσμη μυϊκών ινών. Κάθε δέσμη μυϊκών ινών ονομάζεται fasciculus και περιβάλλεται από ένα στρώμα συνδετικού ιστού που ονομάζεται perimysium. Μέσα στο fasciculus, κάθε μεμονωμένο μυϊκό κύτταρο, που ονομάζεται μυϊκή ίνα, περιβάλλεται από συνδετικό ιστό που ονομάζεται ενδομύσιο (endomysium).

Τα κύτταρα των σκελετικών μυών (ίνες), όπως και άλλα κύτταρα του σώματος, είναι μαλακά και εύθραυστα. Η επίστρωση του συνδετικού ιστού παρέχει υποστήριξη και προστασία για τα ευαίσθητα κύτταρα και τους επιτρέπει να αντέχουν τις δυνάμεις της συστολής. Μέσα στην επίστρωση υπάρχουν μονοπάτια για τη διέλευση των αιμοφόρων αγγείων και των νεύρων.

Συνήθως, το επιμύσιο, το περιμύσιο και το ενδομύσιο εκτείνονται πέρα από το σαρκώδες τμήμα του μυός, την κοιλιά ή το γαστρικό σώμα, για να σχηματίσουν έναν παχύ τένοντα που μοιάζει με σχοινί ή μια πλατιά, επίπεδη απονεύρωση που μοιάζει με φύλλο. Ο τένοντας και η απονεύρωση σχηματίζουν έμμεσες προσκολλήσεις από τους μύες στο περίοστεο των οστών ή στον συνδετικό ιστό άλλων μυών. Συνήθως ένας μυς εκτείνεται σε μια άρθρωση και συνδέεται με τα οστά με τένοντες και στα δύο άκρα. Ένα από τα οστά παραμένει σχετικά σταθερό ή παραμένει σταθερό ενώ το άλλο άκρο κινείται ως αποτέλεσμα της συστολής των μυών.

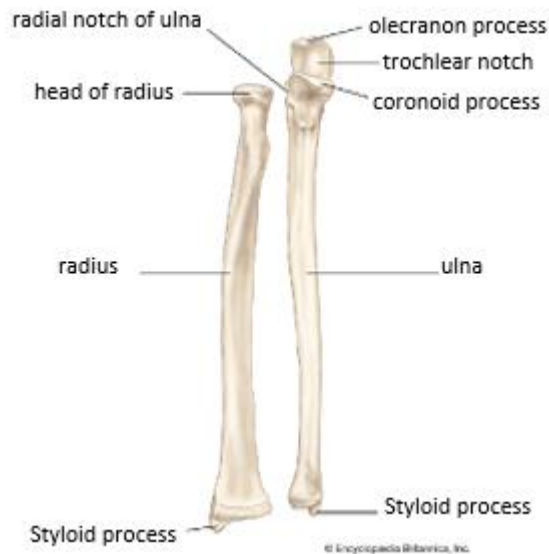
Μέσα στους σκελετικούς μύες υπάρχει η παροχή αιμοφόρων αγγείων και νεύρων. Αυτό σχετίζεται άμεσα με την πρωταρχική λειτουργία των σκελετικών μυών, τη σύσπαση. Προτού συσπαστεί μια σκελετική μυϊκή ίνα, πρέπει να λάβει μια ώθηση από ένα νευρικό κύτταρο. Γενικά, μια αρτηρία και μια φλέβα συνοδεύουν κάθε νεύρο που διεισδύει στο επιμύσιο ενός σκελετικού μυός. Οι διακλαδώσεις των νεύρων και των αιμοφόρων αγγείων ακολουθούν τα συστατικά του συνδετικού ιστού του μυός ενός νευρικού κυττάρου με ένα ή και περισσότερα αιμοφόρα αγγεία που ονομάζονται τριχοειδή.

2.2 Ανθρώπινος πήχης

Ο πήχης (πῆχυς στα αρχαία ελληνικά ή antebrachium στα λατινικά) είναι το τμήμα των άνω άκρων του ανθρώπου από τον αγκώνα έως τον καρπό. Ο πήχης συνδέεται με τον βραχίονα με την άρθρωση του αγκώνα, και με το χέρι με την άρθρωση του καρπού. Το μέσο μήκος του είναι περίπου 25 cm. Παλαιότερα, ο πήχης αποτελούσε μονάδα μέτρησης σε μια από τις πρώτες προσπάθειες του ανθρώπου να καθορίσει το μήκος[25].

2.2.1 Ανατομία του πήχη

Ο πήχης αποτελείται από δυο μακρά οστά, την κερκίδα (Radius) και την ωλένη (Ulna) όπως φαίνεται και στην Εικόνα 5[19],[35]. Η κερκίδα συνδέεται στον καρπό προς την πλευρά του αντίχειρα, ενώ η ωλένη προς την πλευρά του μικρού δακτύλου. Τα δυο αυτά οστά συνδέονται μεταξύ τους με το μεσόστυο, έναν ισχυρό υμένα, καθώς και με τις άνω και κάτω κερκιδωωλένιες αρθρώσεις.



Εικόνα 5: Ανατομία του ανθρώπινου πήχης

- **Κερκίδα (radius):** Η κερκίδα είναι το ένα από τα δύο οστά του πήχης, το πιο έξω. Στο άνω άκρο της, η κερκίδα είναι στενή και φαρδαίνει όσο πλησιάζει στο καρπό. Το άνω άκρο της αποτελείται από την κεφαλή, τον αυχένα και το κερκιδικό όγκωμα και αρθρώνεται με την ωλένη. Η διάφυσή της, δηλαδή το κεντρικό κομμάτι του οστού, έχει τριγωνικό σχήμα. Το κάτω άκρο είναι πλατύ και ογκώδες και αρθρώνεται με την ωλένη και τα καρπιαία οστά σκαφοειδές και μηνοειδές.

Η κεφαλή της κερκίδας, στο άνω άκρο του οστού, είναι ένα παχύ δισκοειδές μόρφωμα. Είναι κοίλη για την άρθρωση με τον κερκιδικό βόθρο του βραχιονίου. Το έσω χείλος της κεφαλής είναι πλατύτερο με την άρθρωση με την κερκιδική εντομή της ωλένης. Ο αυχέννας είναι στενός κυλινδρικός και βρίσκεται μεταξύ της κεφαλής και του κερκιδικού ογκώματος. Το κερκιδικό όγκωμα είναι μια προεκβολή της έσω επιφάνειας του οστού στο άνω άκρο της διάφυσης. Είναι το σημείο όπου καταφύεται ο δικέφαλος βραχιόνιος μυς.

Η διάφυση σε όλο της το μήκος έχει τριγωνική διατομή με τρία χείλη (πρόσθιο, οπίσθιο και μεσόστεο) και τρεις επιφάνειες (πρόσθια, οπίσθια και έσω). Στο μεσόστεο χείλος προσφύεται ο μεσόστεος υμένας, ο οποίος ενώνει τη κερκίδα με την ωλένη. Το κάτω άκρο της κερκίδας είναι ογκώδες και κάπως αποπεπλατυσμένο στο προσθοπίσθιο άξονα, δηλαδή η πρόσθια και η οπίσθια επιφάνεια είναι πλατείες και η έσω και έξω επιφάνειες είναι στενές. Η πρόσθια επιφάνεια είναι λεία και ομαλή. Η έσω επιφάνεια έχει μια αρθρική γλήνη για την άρθρωση με την ωλένη. Η οπίσθια επιφάνεια έχει ένα μεγάλο ραχιαίο φύμα, που δρα ως τροχαλία για το μακρό εκτείνων τον αντίχειρα. Η έξω επιφάνεια εκτείνεται προς τα κάτω ως στυλοειδής απόφυση.

- **Ωλένη (ulna):** Η ωλένη είναι το εσωτερικό από τα δύο οστά του πήχη. Το άνω άκρο είναι μεγαλύτερο από το κάτω άκρο. Το άνω άκρο έχει μια χαρακτηριστική δομή, το ωλέκρανο(olecranon), την κορωνοειδή απόφυση(coronoid process), την τροχλιακή εντομή(trochlear notch), την κερκιδική εντομή(radial notch of ulna) και το ωλένιο όγκωμα. Η διάφυσή της είναι τριγωνική. Το κάτω άκρο είναι μικρό.

Το οστό της ωλένης έχει μια μεγάλη προεξοχή στο άνω άκρο, το ωλέκρανο. Η προσθιοπλάγια επιφάνεια είναι αρθρική και συμβάλλει στο σχηματισμό της τροχλιακής εντομής, της αρθρικής επιφάνειας της ωλένης με τη τροχλία του βραχιονίου. Στην άνω επιφάνειά του παρατηρείται ένα μεγάλο τράχυσμα όπου καταφύεται ο τρικέφαλος βραχιόνιος μυς. Η οπίσθια επιφάνεια του ωλεκράνου μπορεί να ψηλαφηθεί στον αγκώνα. Η κορωνοειδής απόφυση προβάλλει προς τα εμπρός στο άνω άκρος της ωλένης. Μαζί με το ωλέκρανο σχηματίζει τη τροχλιακή εντομή. Στην έξω επιφάνειά της παρατηρείται η κερκιδική εντομή, για την άρθρωση με τη κεφαλή της κερκίδας. Η πρόσθια επιφάνεια έχει πολλά τραχύσματα για πρόσφυση μυών, το μεγαλύτερο των οποίων είναι το ωλένιο όγκωμα.

Η διάφυση της ωλένης είναι πλατεία προς τα πάνω και στενεύει προς τα κάτω. Έχει τριγωνική διατομή με τρία χείλη (πρόσθιο, οπίσθιο, μεσόστεο) και τρεις επιφάνειες (πρόσθια, οπίσθια και έσω). Το οπίσθιο χείλος είναι ψηλαφητό σε όλο του το μήκος. Στο μεσόστεο χείλος προσφύεται ο μεσόστεος υμένας, που συνδέει την ωλένη με την κερκίδα. Στο κάτω άκρο της ωλένης υπάρχει μια υποστρόγγυλη κεφαλή και η στυλοειδής απόφυση[36].

- **Μεσοοστική μεμβράνη (Interosseous membrane):** Η μεσόστεια μεμβράνη του πήχη (ή ενδιάμεση κερκιδωλήνια άρθρωση) είναι ένα ινώδες φύλλο που συνδέει τα μεσόστεα όρια της κερκίδας και της ωλένης .

Η μεσόστεια μεμβράνη χωρίζει τον πήχη σε πρόσθιο και οπίσθιο διαμέρισμα, χρησιμεύει ως σημείο προσκόλλησης των μυών του πήχη και μεταφέρει φορτία που τοποθετούνται στο πήχη.

Η μεσόστεια μεμβράνη έχει σχεδιαστεί για να μετατοπίζει τα συμπιεστικά φορτία (όπως συμβαίνει με τη στάση με το χέρι) από την άπω κερκίδα στην εγγύς ωλένη. Οι ίνες εντός της μεσόστειας μεμβράνης προσανατολίζονται λοξά έτσι ώστε όταν ασκείται δύναμη οι ίνες να τεντώνονται, μετατοπίζοντας περισσότερο το φορτίο στην ωλένη. Αυτό μειώνει τη φθορά από την τοποθέτηση όλου του φορτίου σε μία μόνο άρθρωση.

Επιπλέον, καθώς ο πήχης μετακινείται από τον πρηνισμό(pronation) στον υπτιασμό(supination), οι ίνες της μεσοοστικής μεμβράνης αλλάζουν από μια χαλαρή κατάσταση σε μια τεταμένη κατάσταση στην ουδέτερη θέση. Χαλαρώνουν και πάλι καθώς ο πήχης μπαίνει στον πρηνισμό[19],[35],[36].

2.2.2 Μύες του ανθρώπινου πήχη

Ο πήχης εκτείνεται από τον αγκώνα στον καρπό. Δύο οστά, η κερκίδα πλευρικά και η ωλένη εσωτερικά, σχηματίζουν το πήχη. Διαθέτει δύο επιμέρους τμήματα, το πρόσθιο (flexor ή anterior) και το οπίσθιο (extensor ή posterior) και το καθένα από αυτά χωρίζεται σε επιφανειακά και βαθιά τμήματα. Τα δύο αυτά επιμέρους τμήματα μαζί έχουν είκοσι μύες.

Οι μύες του πήχη συνεργάζονται για να κινήσουν τον αγκώνα, το πήχη, τον καρπό και τα δάκτυλα του χεριού. Διακρίνονται σε δύο κατηγορίες: τους εσωτερικούς(intrinsic) και τους εξωτερικούς (extrinsic) μύες. Οι εσωτερικοί μύες λειτουργούν για να κινούν τον πήχη με πρηνισμό και υπτιασμό της κερκίδας και της ωλένης. Οι εξωτερικοί μύες κάμπτονται και εκτείνουν τα δάκτυλα του χεριού. Ένας μυς, ο βραχιораδικός (brachioradialis), διασχίζει την άρθρωση του αγκώνα, τρέχοντας από το χέρι στον καρπό, βοηθώντας στην κάμψη του αγκώνα[34].

Πρόσθιο Τμήμα (Anterior Compartment)

Επιφανειακό τμήμα (Superficial)

Μύες

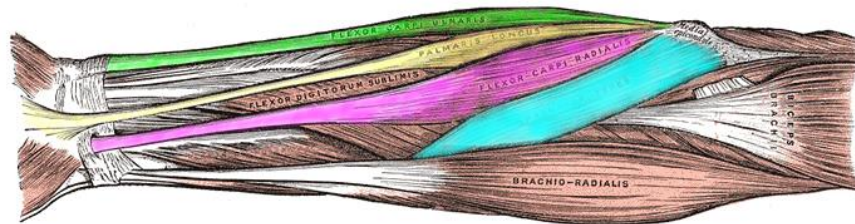
- **Pronator teres:** Ο pronator teres είναι ένας μυς (που βρίσκεται κυρίως στο πήχη) που μαζί με τον pronator quadratus χρησιμεύει για τον πρηνισμό του πήχη (γυρίζοντάς τον έτσι ώστε η παλάμη να βλέπει προς τα πίσω όταν βρίσκεται από την ανατομική θέση). Έχει δύο προσκολλήσεις, στον έσω βραχιόνιο, υπερκονδυλική ράχη (supracondylar ridge) και στον ωλένιο κονδύλιο, και ενθέματα κοντά στο μέσο της κερκίδας.
- **Flexor carpi radialis:** Στην ανατομία, ο flexor carpi radialis είναι ένας μυς του ανθρώπινου πήχη που ενεργεί για να κάμπτεται και κινεί ακτινικά το χέρι. Το λατινικό carpus σημαίνει καρπός. Ως εκ τούτου, ο flexor carpi είναι ένας καμπτήρας του καρπού.
- **Palmaris longus:** Ο palmaris longus είναι ένας μυς ορατός ως ένας μικρός τένοντας που βρίσκεται μεταξύ flexor carpi radialis και του flexor carpi ulnaris, αν και δεν υπάρχει πάντα. Απουσιάζει στο 14% περίπου του πληθυσμού. Η απουσία του palmaris longus δεν έχει επίδραση στη δύναμη λαβής. Η απουσία αυτού του μυός είναι πιο διαδεδομένη στις γυναίκες παρά στους άνδρες.
- **Flexor carpi ulnaris:** Ο Flexor carpi ulnaris είναι ένας μυς του πήχη που κάμπτεται και προσάγεται στην άρθρωση του καρπού. Ο συγκεκριμένος μύς έχει δύο κεφαλές. μια κεφαλή βραχιονίου και ωλένια κεφαλή. Ανάμεσα στις δύο κεφαλές περνά το ωλένιο νεύρο και η ωλένια αρτηρία.
- **Flexor digitorum superficialis:** Ο flexor digitorum superficialis είναι ένας εξωτερικός εύκαμπτος μυς των δακτύλων στις εγγύς μεσοφαλαγγικές αρθρώσεις (proximal interphalangeal joints). Βρίσκεται στο πρόσθιο τμήμα του πήχη. Μερικές φορές θεωρείται ότι είναι το βαθύτερο τμήμα του επιφανειακού στρώματος αυτού του τμήματος και μερικές φορές θεωρείται ότι είναι ένα ξεχωριστό, «ενδιάμεσο στρώμα» αυτού του τμήματος.

Βαθύ τμήμα (deep)

Μύες

- **Pronator quadratus:** Ο pronator quadratus είναι ένας τετράγωνος μυς στο άνω αντιβράχιο που δρα στον πρηνισμό (στροφή έτσι ώστε η παλάμη να κοιτάζει προς τα κάτω) του χεριού.

- **Flexor digitorum profundus:** Ο flexor digitorum profundus είναι ένας μυς στον πήχη του ανθρώπου που κάμπτε τα δάχτυλα. Θεωρείται εξωτερικός μυς του χεριού γιατί δρα στο χέρι ενώ η μυϊκή κοιλιά του βρίσκεται στο πήχη.
- **Flexor pollicis longus:** Ο Flexor pollicis longus είναι ένας μυς στο πήχη και το χέρι που κάμπτε τον αντίχειρα. Βρίσκεται στο ίδιο επίπεδο με τον Flexor digitorum profundus. Αυτός ο μυς είναι μοναδικός στους ανθρώπους, είτε είναι υποτυπώδης είτε απουσιάζει στα άλλα πρωτεύοντα.



- | | | | |
|---|-----------------------|---|----------------------|
|  | Pronator teres |  | Flexor carpi ulnaris |
|  | Flexor carpi radialis |  | Palmaris longus |

Εικόνα 6: Μύες του πρόσθιου τμήματος

Οπίσθιο τμήμα (Posterior compartment)

Επιφανειακό τμήμα (Superficial)

Μύες

- **Extensor digitorum:** Ο extensor digitorum μυς είναι ένας μυς του οπίσθιου πήχη που υπάρχει σε ανθρώπους και άλλα ζώα. Επεκτείνει τα μεσαία τέσσερα δάκτυλα του χεριού.
- **Extensor digiti minimi:** Ο extensor digiti minimi είναι ένας λεπτός μυς του πήχη, τοποθετημένος στην ωλένια πλευρά του extensor digitorum communis, με τον οποίο είναι γενικά συνδεδεμένος. Προέρχεται από τον κοινό εκτεινόμενο τένοντα με μια λεπτή τενοντώδη ολίσθηση και συχνά από τα ενδομυϊκά διαφράγματα μεταξύ αυτού και των παρακείμενων μυών.
- **Extensor carpi ulnaris:** Στην ανθρώπινη ανατομία, ο extensor carpi ulnaris είναι ένας σκελετικός μυς που βρίσκεται στην ωλένια πλευρά του πήχη. Ο extensor carpi ulnaris δρα για να εκτείνεται και να προσάγεται στον καρπό από την ανατομική θέση.

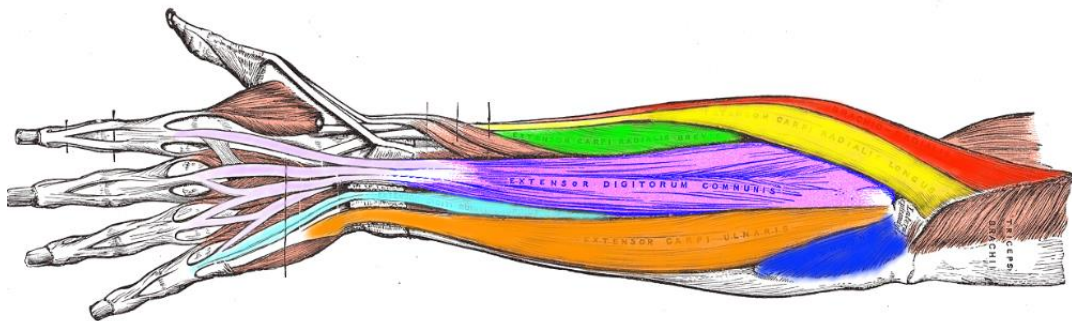
- **Brachioradialis:** Ο brachioradialis είναι ένας μυς του πήχη που κάμπει τον πήχη στον αγκώνα. Είναι επίσης ικανό τόσο για πρηγισμό όσο και για υπτιασμό, ανάλογα με τη θέση του πήχη.
- **Extensor carpi radialis longus:** Ο extensor carpi radialis longus είναι ένας από τους πέντε κύριους μύες που ελέγχουν τις κινήσεις στον καρπό. Αυτός ο μυς είναι αρκετά μακρύς, ξεκινά από την πλάγια πλευρά του βραχιονίου και προσκολλάται στη βάση του δεύτερου μετακαρπίου οστού (μετακάρπιο του δείκτη).
- **Extensor carpi radialis brevis:** Στην ανθρώπινη ανατομία, ο extensor carpi radialis brevis είναι ένας μυς στο πήχη που δρα για την έκταση και την προσαγωγή του καρπού.

Βαθύ τμήμα (deep)

Μύες

- **Supinator:** Στην ανθρώπινη ανατομία, ο supinator είναι ένας πλατύς μυς στο οπίσθιο διαμέρισμα του πήχη, κυρτός γύρω από το άνω τρίτο της κερκίδας. Η λειτουργία του είναι να υπτιάζει (supinate) τον πήχη.
- **Extensor indicis:** Στην ανθρώπινη ανατομία, ο extensor indicis είναι ένας στενός, επιμήκης σκελετικός μυς στο βαθύ στρώμα του ραχιαίου πήχη, τοποθετημένος εσωτερικά και παράλληλα με τον extensor pollicis longus. Ο τένοντας του πηγαίνει στον δείκτη, τον οποίο εκτείνεται.
- **Abductor pollicis longus:** Στην ανθρώπινη ανατομία, ο Abductor pollicis longus είναι ένας από τους εξωτερικούς μύες του χεριού. Η κύρια λειτουργία του είναι να προσαγάγει τον αντίχειρα στον καρπό.
- **Extensor pollicis brevis:** Στην ανθρώπινη ανατομία, ο extensor pollicis brevis είναι ένας σκελετικός μυς στη ραχιαία πλευρά του πήχη. Βρίσκεται στην εσωτερική πλευρά του abductor pollicis longus και συνδέεται στενά με αυτόν. Το extensor pollicis brevis ανήκει στη βαθιά ομάδα του οπίσθιου περιτονιακού τμήματος του πήχη.

- **Extensor pollicis longus:** Στην ανθρώπινη ανατομία, ο extensor pollicis longus είναι ένας σκελετικός μυς που βρίσκεται ραχιαία στο πήχη. Είναι πολύ μεγαλύτερο από το extensor pollicis brevis, την αρχή του οποίου καλύπτει εν



- | | | |
|--|---|--|
| ● Brachioradialis | ● Extensor carpi radialis brevis | ● Extensor digiti minimi |
| ● Extensor carpi radialis longus | ● Extensor digitorum communis | ● Extensor carpi ulnaris |
| ● Anconeus | | |

Εικόνα 7: Μύες του οπίσθιου τμήματος

μέρει και ενεργεί για να τεντώσει τον αντίχειρα μαζί με αυτόν τον μυ[2],[5],[32],[34],[35],[36].

Κεφάλαιο 3^ο : Σήματα και Βιολογικά Σήματα

3.1 Σήματα

Ως σήμα ορίζεται ένα φυσικό μέγεθος το οποίο μεταβάλλεται σε σχέση με το χρόνο ή το χώρο ή, με οποιαδήποτε άλλη ανεξάρτητη μεταβλητή.

Μαθηματικά ένα σήμα εκφράζεται ως συνάρτηση μιας ή περισσότερων ανεξάρτητων μεταβλητών, από τις οποίες οι πιο συνηθισμένες είναι ο χρόνος και ο χώρος:

$$t \rightarrow x(t)$$

Ανάλογα με το πλήθος των ανεξαρτήτων μεταβλητών τα σήματα χαρακτηρίζονται ως μονοδιάστατα σήματα (1-D), δισδιάστατα (2-D) ή πολυδιάστατα σήματα.

Τα σήματα εμφανίζονται μέσω φυσικών διεργασιών (π.χ. σήμα ομιλίας, σεισμικά σήματα, βιοσήματα) ή τεχνητά ως αποτέλεσμα τεχνολογικών προόδων (π.χ. ραδιόφωνο, σήματα δορυφόρου). Άλλα παραδείγματα σημάτων είναι τα σεισμικά σήματα, τα ιατρικά σήματα (όπως το καρδιογράφημα), ο ετήσιος δείκτης τιμών καταναλωτή, ο δείκτης του ποσοστού ανεργίας ανά μήνα κ.λπ.

3.1.1 Τύποι Σημάτων

Τα σήματα μπορούν να ταξινομηθούν με πολλούς τρόπους. Με βάση το σκοπό χρήσης επιλέγεται η κατάλληλη ταξινόμηση. Με βάση το εύρος τιμών, τα σήματα χωρίζονται σε:

- **Σήματα συνεχούς χρόνου (Αναλογικά):** Είναι τα σήματα των οποίων η ανεξάρτητη μεταβλητή μεταβάλλεται σ' ένα συνεχές διάστημα. Στα μονοδιάστατα σήματα το πεδίο ορισμού του σήματος είναι διάστημα της ευθείας των πραγματικών αριθμών. Παραδείγματα συνεχούς σήματος είναι:

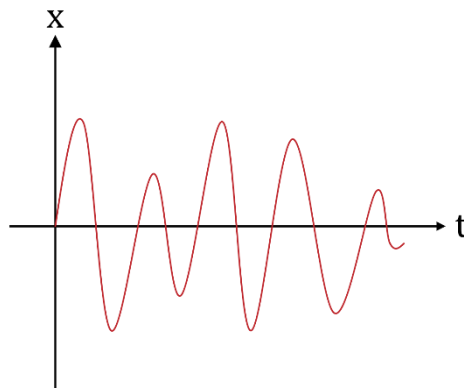
$$x(t) = A \cdot \sin(\omega t), y(t) = A \cdot \cos(\omega t + \varphi)$$

όπου:

$A \rightarrow$ Είναι το πλάτος του σήματος

$\omega \rightarrow$ Είναι η συχνότητα του σήματος

$\varphi \rightarrow$ Είναι η φάση του σήματος



Σχήμα 3: Μορφή Αναλογικού Σήματος

Στο Σχήμα 3 φαίνεται η μορφή του αναλογικού σήματος. Επειδή η ανεξάρτητη μεταβλητή t συνήθως είναι ο χρόνος τα σήματα αυτά ονομάζονται και σήματα συνεχούς χρόνου ή σήματα συνεχούς μεταβλητής[37].

- **Σήματα διακριτού χρόνου:** Είναι τα σήματα των οποίων το πεδίο ορισμού είναι κάποιο διακριτό σύνολο, (π.χ. το σύνολο των ακεραίων αριθμών), ενώ η εξαρτημένη μεταβλητή είναι δυνατόν να λαμβάνει οποιαδήποτε τιμή. Παραδείγματα διακριτού σήματος είναι:

$$x[n] = A \cdot \sin[\omega n], y[n] = A \cdot \cos[\omega n + \varphi]$$

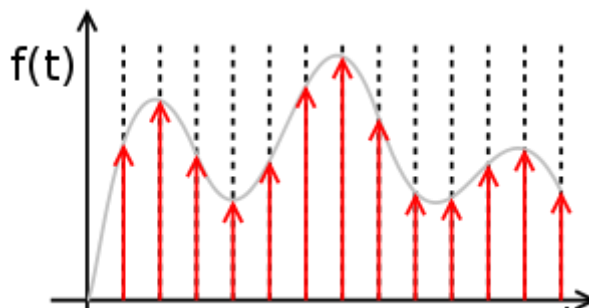
Όπου:

$A \rightarrow$ Είναι το πλάτος του σήματος

$\omega \rightarrow$ Είναι η συχνότητα του σήματος

$\varphi \rightarrow$ Είναι η φάση του σήματος

Η υποκατηγορία διακριτού σήματος είναι ένα ψηφιακό σήμα, το οποίο έχει συγκεκριμένες τιμές 0 ή 1. Στο παρακάτω σχήμα απεικονίζεται η μορφή των σημάτων διακριτού χρόνου[26],[30].



Σχήμα 4: Σήμα διακριτού χρόνου

Τα σήματα με βάση τις διαστάσεις τους ταξινομούνται σε:

- **Μονοδιάστατα σήματα (one-dimensional signals):** Ένα σήμα που είναι συνάρτηση μιας ανεξάρτητης μεταβλητής ονομάζεται μονοδιάστατο σήμα. Αυτή η μεταβλητή συνήθως είναι ο χρόνος. Για παράδειγμα μονοδιάστατα σήματα είναι η μουσική, η ομιλία, η καρδιακοί παλμοί κ.τλ.
- **Πολυδιάστατα σήματα (multidimensional signals):** Ένα σήμα που είναι συνάρτηση δύο ή περισσότερων ανεξάρτητων μεταβλητών ονομάζεται πολυδιάστατο σήμα. Για παράδειγμα μια φωτογραφία είναι ένα δισδιάστατο σήμα, ένα άλλο παράδειγμα είναι η κινηματογραφική ταινία μιας ασπρόμαυρης τηλεόρασης είναι ένα τρισδιάστατο σήμα.

Τα σήματα με βάση τον τύπο της περιγραφής ταξινομούνται σε:

- **Ντετερμινιστικά σήματα (deterministic signals):** Είναι τα σήματα που μπορούν να περιγραφούν με μαθηματική εξίσωση. Στον πραγματικό κόσμο κανένα σήμα δεν ανήκει σε αυτή την κατηγορία καθώς η μορφή τους επηρεάζεται από θόρυβο και απροσδόκητες αλλαγές, τις παραμέτρους. Ωστόσο, είναι αρκετά βολικό να προσπαθήσετε να μοντελοποιήσετε ή να προσεγγίσετε ένα σήμα με τη βοήθεια των ντετερμινιστικών συναρτήσεων. Τα περιοδικά σήματα ανήκουν σε αυτή την κατηγορία.
- **Στοχαστικά σήματα (stochastic signals):** Είναι τα σήματα που δεν μπορούν να εκφραστούν μαθηματικά, αλλά με πιθανότητες. Σε στοχαστικές διεργασίες που είναι σταθερές, η διασπορά των τυχαίων μεταβλητών είναι η ίδια για κάθε τιμή της παραμέτρου της μεταβλητής. Επομένως, είναι διαδικασίες των οποίων τα στατιστικά παραμένουν αμετάβλητα στο πέρασμα του χρόνου. Στον πραγματικό κόσμο, τα περισσότερα σήματα δεν είναι στατικά.

Ανάλογα με την ιδιότητα, τα σήματα χωρίζονται σε:

- **Περιοδικό ή μη περιοδικό (periodic or not):** Περιοδικό είναι το σήμα του οποίου η κυματομορφή επαναλαμβάνεται μετά από ένα ορισμένο χρονικό διάστημα που ονομάζεται περίοδος. Ο τύπος που εκφράζει αυτή την ιδιότητα είναι:

$$x(t) = x(t + nT)$$

Όπου:

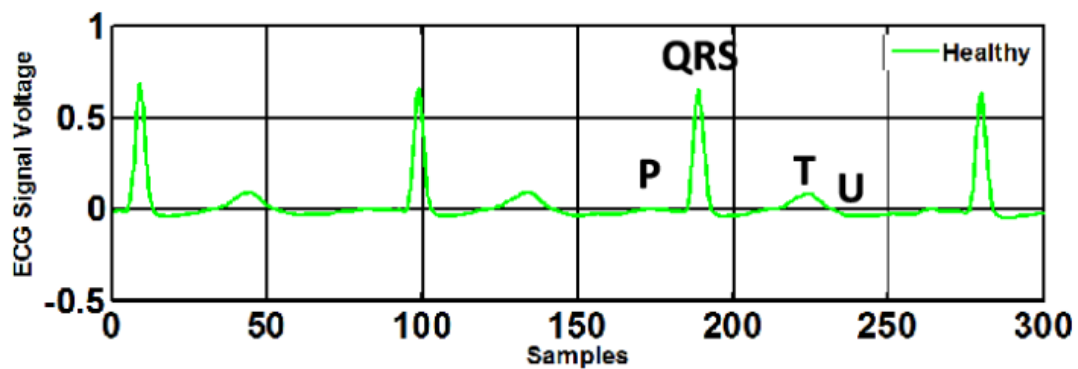
$n \rightarrow$ είναι ένας ακέραιος αριθμός που εκφράζει τον αριθμό των επαναλήψεων.

$T \rightarrow$ είναι η περίοδος.

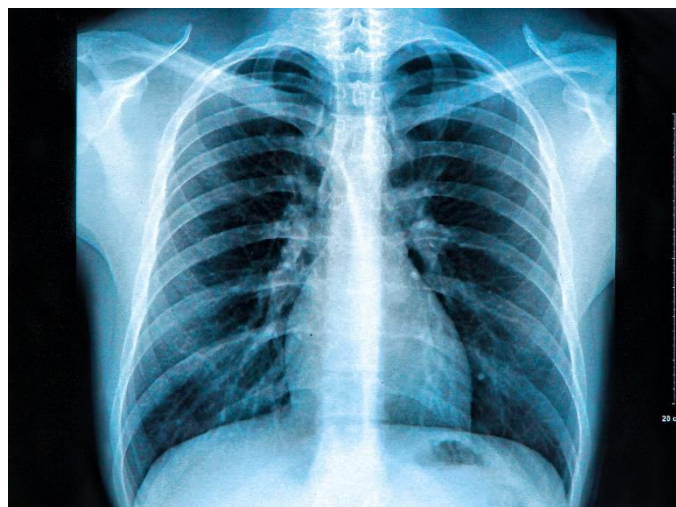
Διαφορετικά το σήμα είναι μη περιοδικό.

- **Άρτιο ή περιττό (even or odd):** Ένα σήμα ονομάζεται άρτιο εάν $x(-t) = x(t)$ και περιττό εάν $x(-t) = -x(t)$.
- **Causal or not:** ένα σήμα ονομάζεται causal αν $x(t) = 0$ για $t < 0$ και no-causal αν $x(t) = 0$ για $t > 0$.

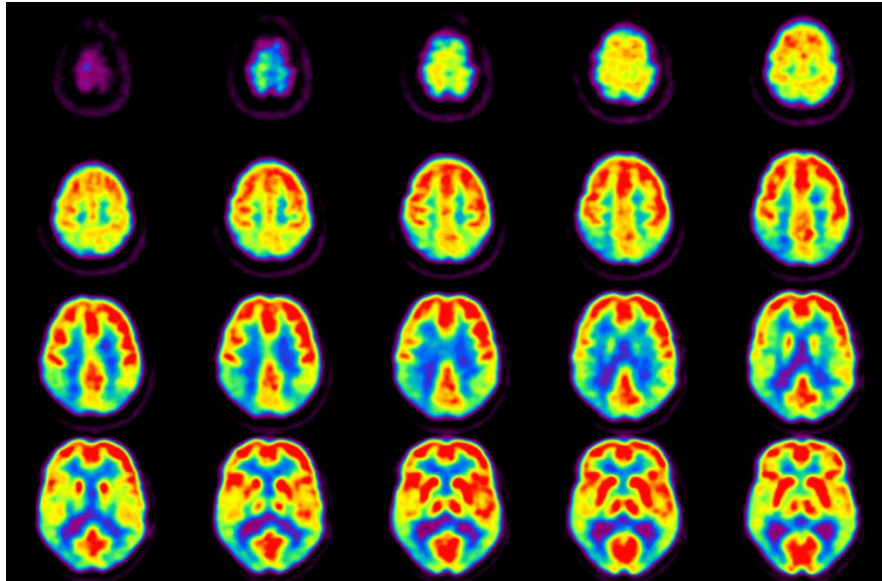
Στις παρακάτω εικόνες (Εικόνα 8,9,10) παρουσιάζονται διάφορες μορφές βιολογικών σημάτων που κατηγοριοποιούνται με βάση τις διαστάσεις [19],[27],[28],[29],[37],[38].



Εικόνα 8: Μονοδιάστατο σήμα: Ηλεκτροκαρδιογράφημα υγιούς ανθρώπου.



Εικόνα 9: Σήμα δυο διαστάσεων (2D), η εικόνα απεικονίζει μια ακτινογραφία θώρακος.



Εικόνα 10 :Σήμα τριών διαστάσεων(3D) η εικόνα προέρχεται από Positron Emission Tomography (PET)

3.2 Βιοϊατρικά Σήματα – Βιοσήματα

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. Τα περισσότερα από αυτά τα σήματα είναι σήματα συνεχούς χρόνου. Η πιο συνηθισμένη διαδικασία είναι η μετατροπή τους σε διακριτά μέσω της τεχνικής της δειγματοληψίας. Αυτά τα σήματα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να εξηγήσουν τους φυσιολογικούς μηχανισμούς που αποτελούν τη βάση ενός συγκεκριμένου βιολογικού συμβάντος ή ενός συστήματος. Τα βιοσήματα μπορούν να ληφθούν με πολλούς τρόπους, για παράδειγμα το ηλεκτροκαρδιογράφημα και το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα είναι σήματα τα οποία 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

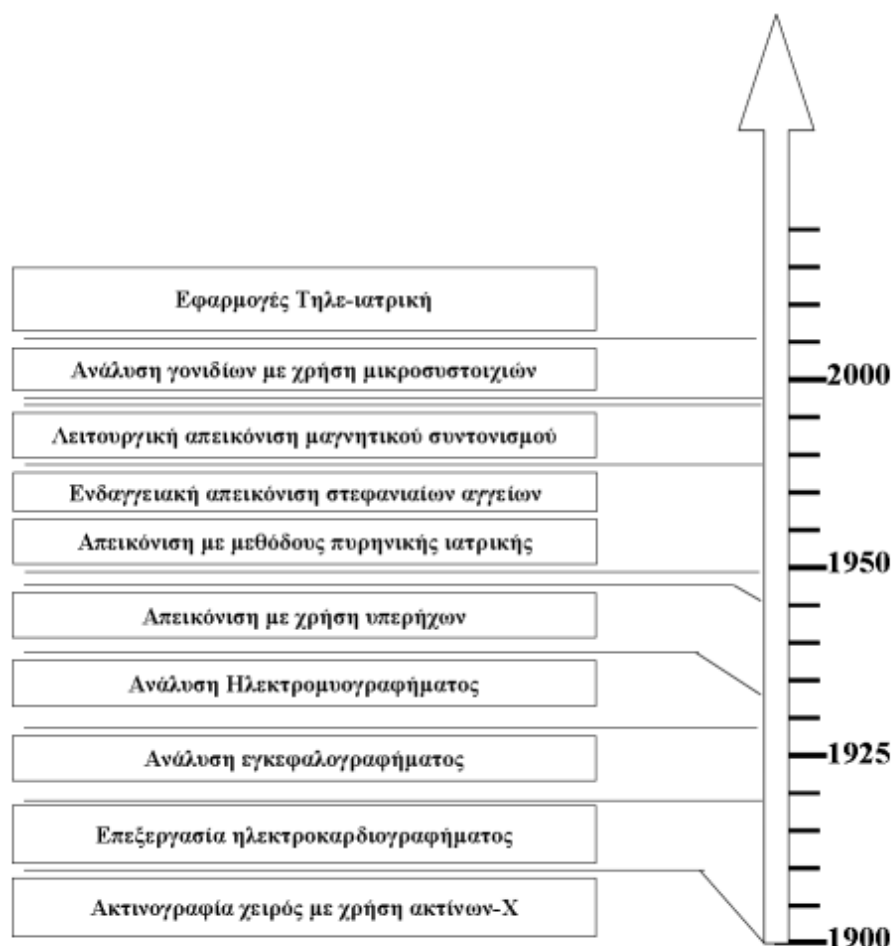
καταστάσεις και σε συνδυασμό με άλλα ευρήματα και ενδείξεις να οδηγήσουν σε μια ασφαλή διάγνωση και πρόγνωση.

3.2.1 Ιστορία των βιοϊατρικών σημάτων

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 X, η γνωστή μας δηλαδή ακτινογραφία. Η πρώτη ακτινογραφία καταγράφεται στα τέλη του 19ου αιώνα. 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 11 απεικονίζεται η ιστορική αναδρομή της αξιοποίησης των σημαντικών βιοϊατρικών σημάτων[19],[23],[39].

3.2.2 Όργανα ανίχνευσης βιοϊατρικών σημάτων



Εικόνα 11 Ιστορική εξέλιξη της καταγραφής και ανάλυσης βιοϊατρικών σημάτων.

Σήμερα υπάρχει πληθώρα οργάνων και αισθητήρων που χρησιμοποιούνται για να ανιχνεύσουν και να καταγράψουν τα βιοϊατρικά σήματα. Παρακάτω αναφέρονται τα σημαντικότερα τεχνολογικά μέσα που χρησιμοποιούνται 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[7],[19],[23],[29],[31].

3.2.3 Τύποι βιοϊατρικών σημάτων

Τα βιοσήματα, ως απλά σήματα, μπορούν να ταξινομηθούν σε πολλαπλές κατηγορίες. Με βάση το σκοπό χρήσης, μπορεί να επιλεγεί η κατάλληλη ταξινόμηση.

Με βάση τον τρόπο ενεργοποίησης, τα σήματα ταξινομούνται σε:

- **Active:** Η πηγή της μέτρηση προέρχεται από τον ίδιο τον ασθενή («εσωτερική πηγή»). Αυτή η κατηγορία μπορεί να χωριστεί σε δύο υποκατηγορίες, τις:
 - a. Ηλεκτρικές (electrical): γνωστή και ως βιοδυναμικό είναι η πιο διαδεδομένη κατηγορία βιοσημάτων. Παραδείγματα που ανήκουν σε αυτόν τον τύπο σήματος είναι τα σήματα που παράγονται από το Ηλεκτροκαρδιογράφημα(ECG), το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG), το Ηλεκτρομυογράφημα (EMG),το Ηλεκτρογαστρογράφημα (EGG) κ.α.
 - b. Μη ηλεκτρικές (non-electrical): Συνήθως όταν αναφερόμαστε σε βιοσήματα εννοούμε τα βιοηλεκτρικά σήματα, στην πραγματικότητα

όμως υπάρχουν και μη ηλεκτρικά για παράδειγμα η θερμοκρασία του σώματος και η αρτηριακή πίεση είναι μη-ηλεκτρικά βιοσήματα.

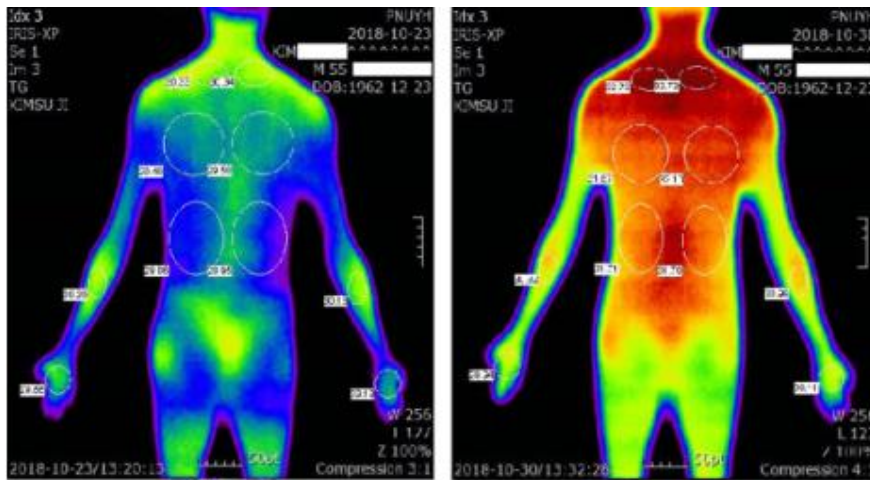
- **Passive:** Η πηγή ενέργειας βρίσκεται έξω από τον ασθενή ("εξωτερική πηγή"), για παράδειγμα σε αξονικό τομογράφο ακτίνων Χ.

Με βάση την πηγή ή τη φυσιολογική προέλευση, τα σήματα ταξινομούνται σε:

- **Βιοηλεκτρικά (Bioelectrical):** Τα νευρικά και μυϊκά κύτταρα είναι υπεύθυνα για τη δημιουργία τους. Το δυναμικό της μεμβράνης, με βάση συγκεκριμένες συνθήκες, είναι η πηγή δημιουργίας δυναμικού δράσης. Το δυναμικό δράσης είναι ένα βιοϊατρικό σήμα και μπορεί να μετρηθεί σε ένα μόνο κύτταρο χρησιμοποιώντας συγκεκριμένα μικροηλεκτρόδια ως αισθητήρες. Εάν η μέτρηση δεν στοχεύει μόνο ένα στοιχείο και, επομένως, μπορούν να χρησιμοποιηθούν απλά επιφανειακά ηλεκτρόδια. Στην περίπτωση αυτή, το ληφθέν σήμα λαμβάνεται από πολλαπλές κυψέλες και οφείλεται στο ηλεκτρικό πεδίο.
- **Βιομαγνητικά (Biomagnetic):** Πολλά όργανα, όπως η καρδιά, ο εγκέφαλος και οι πνεύμονες, δημιουργούν εξαιρετικά αδύναμα μαγνητικά πεδία (από nano (nT) έως micro (uT) Tesla). Η μέτρηση αυτών των πεδίων μπορεί να παρέχει πληροφορίες που δεν μπορούν να ληφθούν από άλλα βιοσήματα. Ένα σημαντικό ζήτημα με αυτόν τον τύπο μέτρησης είναι η χαμηλή αναλογία σήματος προς θόρυβο λόγω του αδύναμου επιπέδου τους. Χαρακτηριστικά παραδείγματα είναι το μαγνητοκαρδιογράφημα και το μαγνητοεγκεφαλογράφημα όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 14[42].
- **Βιομηχανικά (Biomechanical):** Αυτός ο όρος περιέχει όλα τα βιοϊατρικά σήματα που σχετίζονται με μια μηχανική λειτουργία του βιολογικού συστήματος. Σήματα αυτού του τύπου μπορεί να είναι αυτά που σχετίζονται με την τάση, την πίεση, τη μετατόπιση, την κίνηση και τη ροή. Για τη μέτρησή τους μπορούν να χρησιμοποιηθούν πολλαπλοί τύποι αισθητήρων.
- **Βιοακουστικά (Bioacoustic):** Ο ακουστικός θόρυβος μπορεί να δημιουργηθεί από πολλαπλά βιοϊατρικά φαινόμενα, για παράδειγμα, τη ροή αίματος της καρδιάς μέσω των βαλβίδων, τη ροή του αέρα μέσω των αεραγωγών και των πνευμόνων. Ήχοι γνωστοί ως ροχαλητό, βήχας, πνευμονικοί ήχοι προσελκύουν το ενδιαφέρον. Επιπλέον, το πεπτικό σύστημα, οι αρθρώσεις, ο μυς που

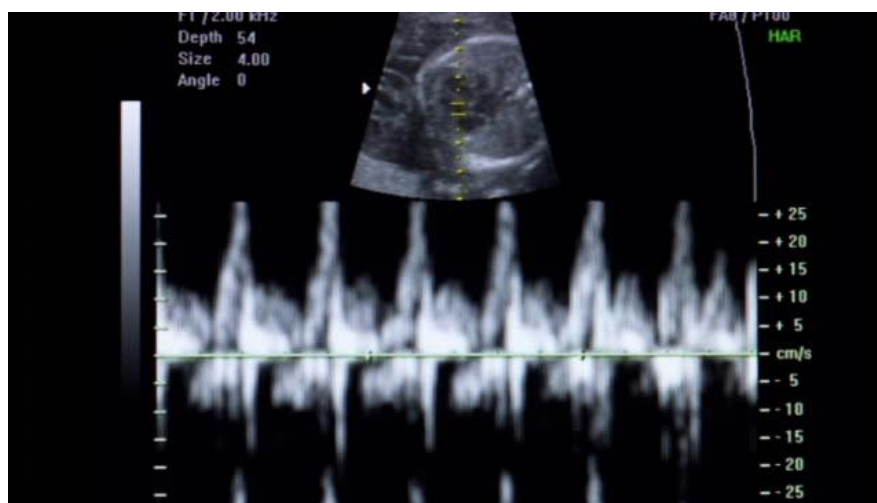
συστέλλεται μπορούν να δημιουργήσουν έναν ακουστικό ήχο. Ο ήχος διαδίδεται μέσω του βιολογικού μέσου και, ως εκ τούτου, αποκτάται στην επιφάνεια από μικρόφωνα όπως για παράδειγμα η ακρόαση με το στηθοσκόπιο.

- **Βιοχημικά (Biochemical):** Λαμβάνονται από τις βιοχημικές μετρήσεις που εξάγονται από ζωντανό ιστό ή από δείγμα που αξιολογήθηκε σε εργαστηριακό περιβάλλον. Για παράδειγμα, ένα χημικό σήμα μπορεί να εξαχθεί χρησιμοποιώντας ηλεκτρόδια ιόντων για τη μέτρηση της συγκέντρωσης ιόντων μέσα και κοντά σε ένα στοιχείο. Άλλα παραδείγματα είναι το διοξείδιο του άνθρακα (pCO_2) στο αίμα ή το αναπνευστικό σύστημα και οι μερικές πιέσεις του οξυγόνου (pO_2). Αυτή η κατηγορία σημάτων μπορεί να χρησιμοποιηθεί για διαφορετικούς σκοπούς, όπως ο προσδιορισμός της γλυκόζης, της λακτάσης και των μεταβολιτών και η παροχή πληροφοριών σχετικά με τη λειτουργία διαφόρων φυσιολογικών συστημάτων.
- **Βιο-οπτικά (Bio-optical):** Αυτός ο τύπος σήματος εμφανίζεται λόγω των οπτικών λειτουργιών του βιολογικού συστήματος και προκύπτει με φυσικό τρόπο από μια κίνηση. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η οξυμετρία, όπου η μέτρηση στον ιστό του εκπεμπόμενου φωτός σε πολλαπλά μήκη κύματος μπορεί να παρέχει μια εκτίμηση της οξυγόνωσης του αίματος. Αυτά τα σήματα μπορεί να προκύψουν φυσικά ή, σε ορισμένες περιπτώσεις, μπορεί να προκληθούν με τη χρήση βιοϊατρικής τεχνικής. Πολλαπλές εφαρμογές βιο-οπτικών σημάτων εκμεταλλεύονται την τεχνολογία των οπτικών ινών.
- **Θερμικά(Thermal):** Αυτός ο τύπος σήματος μεταφέρει πληροφορίες που σχετίζονται με την κατανομή της θερμοκρασίας σε όλη την επιφάνεια του σώματος. Οι βιοχημικές και φυσικές διεργασίες που εξελίσσονται στον οργανισμό αντανακλώνται από τη θερμοκρασία. Ένας αισθητήρας που χρησιμοποιεί μια τεχνική μέτρησης επαφής ονομάζεται θερμόμετρο και ένας μη επαφή μπορεί να είναι μια 2D θερμογραφική κάμερα. Στην Εικόνα 12 [40] φαίνεται μια υπέρυθη θερμική απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος.

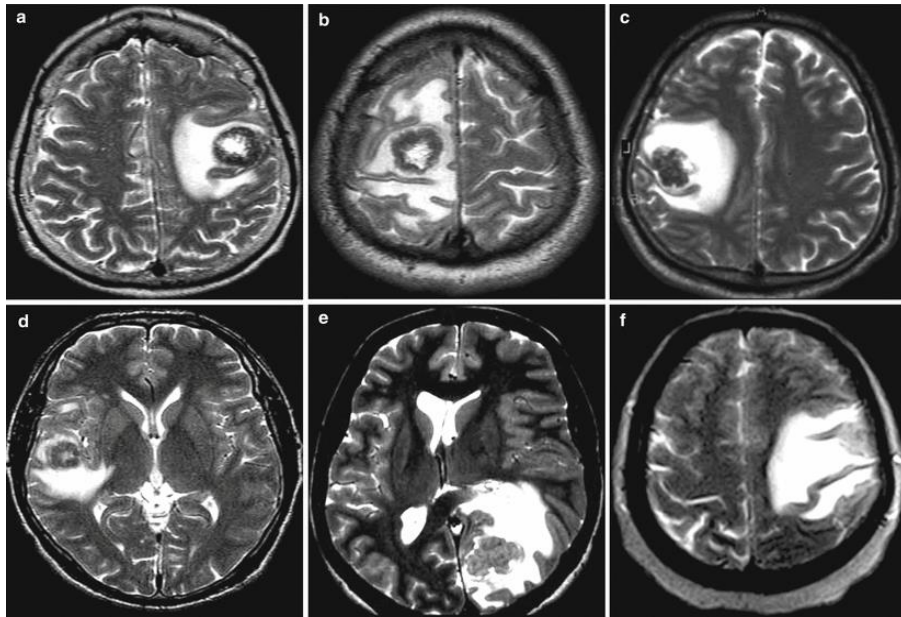


Εικόνα 12: Υπέρθερη θερμική απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος.

- **Ακτινολογικά(Radiological):** Η ιονίζουσα αλληλεπίδραση με βιολογικές δομές δημιουργεί αυτόν τον τύπο σήματος. Μεταφέρουν πληροφορίες σχετικά με τη δομή της εσωτερικής ανατομίας και παίζουν σημαντικό ρόλο στη διάγνωση και τη θεραπεία ασθενειών.
- **Υπερήχων(ultrasonic):** Η αλληλεπίδραση των υπερηχητικών κυμάτων με τους ιστούς του οργανισμού παράγει αυτό το είδος σήματος. Η αντίσταση του ακουστικού ιστού και οι αλλαγές στην ανατομία είναι οι κύριες πληροφορίες που παρέχουν. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η ανίχνευση της κατάστασης ενός εμβρύου, όπου με την χρήση υπερηχητικών κυμάτων ελέγχεται ο χτύπος της καρδιάς του μωρού όπως φαίνεται και στην Εικόνα 13 [7] , [19] ,[23], [29], [31],[41].



Εικόνα 13:Υπέρηχος που απεικονίζει την καρδιά ενός εμβρύου.



Εικόνα 14: Μαγνητική τομογραφία του Εγκεφάλου(MRI)

Κεφάλαιο 4^ο : Βασικά Χαρακτηριστικά Ηλεκτρομυογράφου (EMG)

4.1 Ηλεκτρομυογράφημα

Όπως προαναφέρθηκε και στο Κεφάλαιο 1 το ηλεκτρομυογράφημα είναι μια τεχνική αξιολόγησης και καταγραφής της ηλεκτρικής δραστηριότητας που παράγεται από τους σκελετικούς μύες. Το ηλεκτρομυογράφημα εκτελείται χρησιμοποιώντας ένα όργανο που ονομάζεται ηλεκτρομυογράφος, ο οποίος ανιχνεύει το ηλεκτρικό δυναμικό που παράγεται από τα μυϊκά κύτταρα όταν αυτά ενεργοποιηθούν ηλεκτρικά ή νευρολογικά. Ουσιαστικά, αυτό που έχει αποδειχτεί έως τώρα είναι ότι για συγκεκριμένους μύς 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 μύς περιέχει ομάδες μυϊκών ινών, όπου κάθε ομάδα είναι υπεύθυνη για μια κίνηση που μπορεί να εκτελέσει ο εν λόγω μύς. Κάθε ομάδα ινών, γνωστή στη βιβλιογραφία ως κινητή μονάδα (motor unit), πυροδοτεί την κίνησή της από ένα μόνο νευρώνα. Η κίνηση που καταγράφεται είναι ουσιαστικά μια συστολή του μύος, καθοδηγούμενη από την κινητή μονάδα.

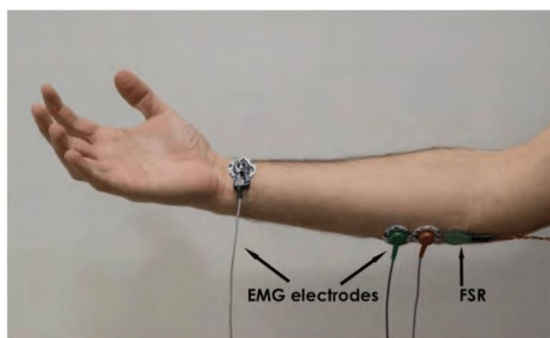
Τα ηλεκτρικά σήματα που μεταφέρονται μέσω των νευρώνων προκαλούν δυναμικά στις μυϊκές ίνες της κινητής μονάδας, τα οποία ονομάζονται δυναμικά δράσης της κινητικής μονάδας (Motor Unit Action Potential - MUAP) και είναι αυτά τα οποία με τη σειρά τους προκαλούν τη συστολή της κινητής μονάδας. Όσο πιο ισχυρό είναι το σήμα του νευρώνα τόσο περισσότερες μυϊκές ίνες συμμετέχουν στη συστολή του μύος. Τα σωρευμένα δυναμικά δράσεις από όλες τις μυϊκές ίνες όλων των κινητών μονάδων του μύος είναι το μέγεθος που καταγράφει το EMG.

Η καταγραφή του EMG γίνεται όπως ακριβώς και στο ηλεκτροκαρδιογράφημα με χρήση ηλεκτροδίων που ανιχνεύουν τα ηλεκτρικά σήματα, καταλήγοντας και σε αυτήν την περίπτωση σε ένα πολυκαναλικό μονοδιάστατο σήμα. Τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα ηλεκτρόδια είναι τα επιφανειακά, με τα οποία λαμβάνεται το σήμα με μη επεμβατικό τρόπο. Η αρχή λειτουργίας στηρίζεται στο γεγονός ότι το ανθρώπινο

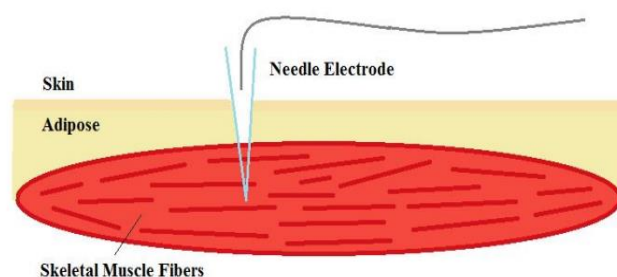
σώμα είναι καλός αγωγός του ηλεκτρισμού και ως εκ τούτου τα παραγόμενα δυναμικά από τον μυ φτάνουν μέχρι την επιφάνεια του δέρματος, όπου και καταγράφονται.

4.2 Τύποι ηλεκτροδίων για την λήψη του EMG σήματος

Η μέθοδος λήψης του σήματος EMG ενός αγωγίμου μυός μέτριου όγκου είναι μέσω της χρήσης ενός αγωγίμου ηλεκτροδίου. Οι δύο κύριες μέθοδοι λήψης EMG είναι το επιφανειακό sEMG (Εικόνα 15), το οποίο χρησιμοποιεί επιφανειακά ηλεκτρόδια και το ενδομυϊκό nEMG, στο οποίο τα ηλεκτρόδια βελόνας εισάγονται απευθείας στις μυϊκές ίνες (Εικόνα 16).



Εικόνα 15: Λήψη επιφανειακού EMG σήματος



Εικόνα 16: Λήψη ενδομυϊκού EMG σήματος

▪ 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.

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[18],[44].

▪ **Ενδομυϊκά ηλεκτρόδια**

- 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.

4.3 Συσκευές απαραίτητες για την εκτέλεση του EMG

Οι συσκευές που είναι απαραίτητες για να πραγματοποιηθεί ένα επιφανειακό ηλεκτρομυογράφημα είναι οι εξής:

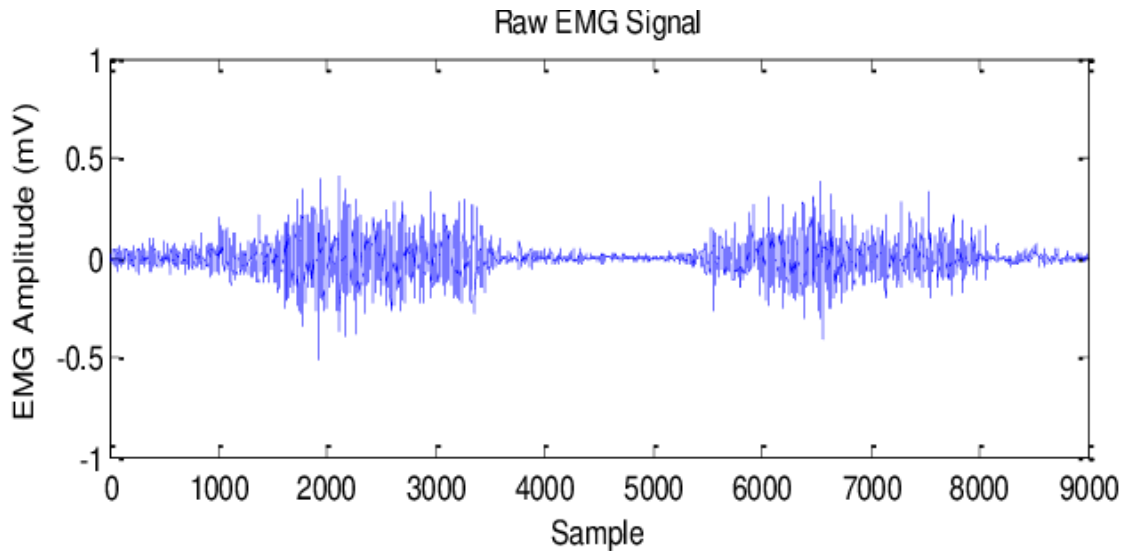
1. Επιφανειακό ηλεκτρόδιο καταγραφής:

Χρησιμοποιείται για την λήψη του σήματος, μαζί με το σήμα προσλαμβάνει και θόρυβο (άσχετα ηλεκτρικά σήματα που προέρχονται από το περιβάλλον)

- #### **2. Ηλεκτρόδιο αναφοράς:** Ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς (γειωμένο) χρησιμοποιείται για την καταγραφή του ηλεκτρικού θορύβου. Το ηλεκτρόδιο αναφοράς είναι εξίσου απαραίτητο να υπάρχει όπως και το ηλεκτρόδιο

καταγραφής. Η διαφορά των ηλεκτρικών σημάτων των δυο ηλεκτροδίων είναι το καθαρό σήμα του μυ που μας ενδιαφέρει.

3. **Ενισχυτής (amplifier):** Ο ενισχυτής χρησιμοποιείται για να μεγαλώσει το καταγραφόμενο σήμα επειδή αρχικά είναι πολύ μικρό.
4. **Παλμογράφος:** Είναι η συσκευή η οποία απεικονίζει το σήμα. Ένα παράδειγμα απεικόνισης του σήματος φαίνεται στην Εικόνα 17.



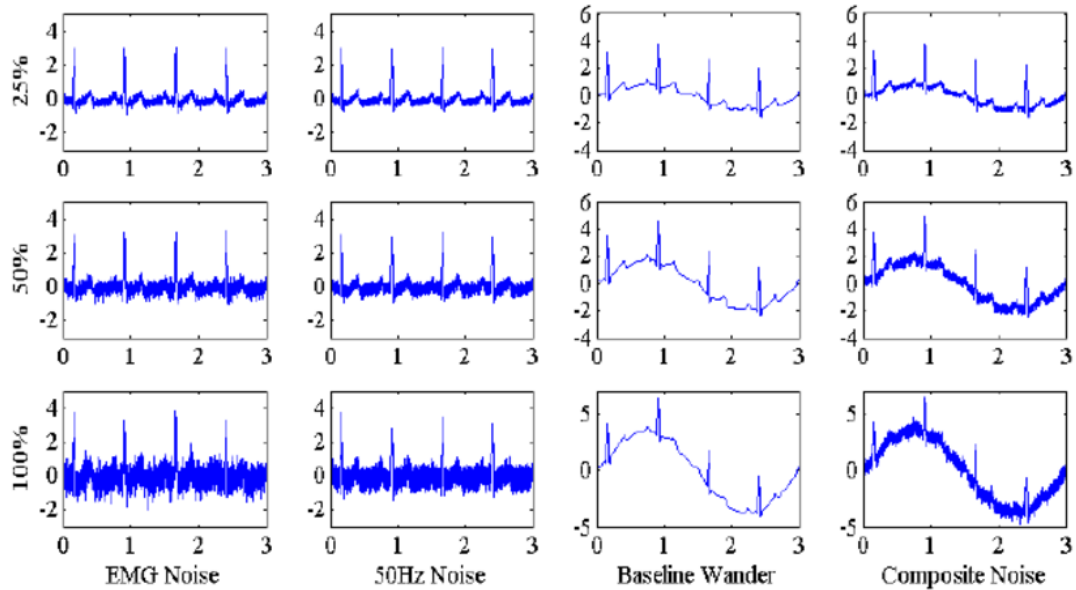
Εικόνα 17: Απεικόνιση ενός raw emg signal

4.4 Θόρυβος στο ηλεκτρομυογράφημα

Ο θόρυβος προέρχεται από:

- Βιολογικούς παράγοντες. Είναι ο θόρυβος που προέρχεται από τον ίδιο τον οργανισμό, για παράδειγμα τα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στους θωρακικούς μύες μπορούν να καταγράψουν και το ηλεκτροκαρδιογραφικό σήμα.
- Πειραματικοί παράγοντες. Είναι ο θόρυβος που προέρχεται από τα μηχανήματα ακόμα και από τον ενισχυτή.

Στην Εικόνα 18[21] απεικονίζεται το βασικό EMG signal καθώς και ο 50Hz θόρυβος που το παρεμβάλει.



Εικόνα 18: Απεικόνιση EMG θορύβου

Επιπλέον, οι παρεμβολές κίνησης αποτελούν έναν επιπλέον θόρυβο για το ηλεκτρομυογράφημα. Η συχνότητά τους κυμαίνεται στα 0-10Hz και μπορεί να απομακρυνθεί με την βοήθεια κατάλληλων φίλτρων.

4.5 Βιοδυναμικοί ενισχυτές και το μυοηλεκτρικό κύκλωμα

Κατά την ανίχνευση των EMG σημάτων είτε μέσω της επιφανειακής είτε της ενδομυϊκής μεθόδου, απαιτείται κάποια μορφή αναλογικής επεξεργασίας σήματος για να γίνει το σήμα αναγνώσιμο από τον εξοπλισμό μέτρησης. Συνήθως, αυτή η επεξεργασία πραγματοποιείται μέσω ενός ηλεκτρονικού κυκλώματος που είναι γνωστός ως βιοδυναμικός ενισχυτής (bio-potential amplifier), ή στην περίπτωση ειδικά για σήματα ΗΜΓ, ενός μυοηλεκτρικού κυκλώματος (myoelectric circuit). Για EMG σήματα που μετρούνται στο μυ, το πλάτος κυμαίνεται συνήθως από 0 έως 10 mV AC ή 0 έως 1,5 mV (rms), ωστόσο κατά τη μέτρηση με επιφανειακά ηλεκτρόδια, η μεγάλη αντίσταση του δέρματος μπορεί να μειώσει το σήμα στο 0 έως 2 mV AC. Προκειμένου να μετατραπεί αυτό το σήμα σε μια περιοχή που συνδέεται πιο εύκολα με συστήματα μέτρησης, η ενίσχυση του σήματος πραγματοποιείται γενικά από έναν αναλογικό ενισχυτή (analog amplifier). Ένα άλλο σημαντικό κύκλωμα είναι ο διαφορικός ενισχυτής (differential amplifier), ο οποίος απορρίπτει το σήμα κοινής λειτουργίας που αποδίδεται στον θόρυβο.

Το φάσμα συχνοτήτων των EMG σημάτων, κυμαίνεται από 0-500 Hz, με την πλειονότητα των χρησιμοποιήσιμων σημάτων να εμπίπτουν στην περιοχή 50-150 Hz. Ωστόσο, κατά τη μέτρηση EMG εντός αυτού του ενεργού φάσματος, ορισμένες πηγές παρεμβολής υποβαθμίζουν αποτελεσματικά τη συνολική ποιότητα του σήματος. Πηγές ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας όπως ραδιομεταδόσεις, πρίζες ρεύματος, ηλεκτρικά καλώδια και λαμπτήρες φθορισμού λειτουργούν με κύρια συχνότητα 60 Hz. Κατά τη μέτρηση με επιφανειακά ηλεκτρόδια, τα καλώδια και οι μεταλλικές επαφές λειτουργούν αποτελεσματικά ως κεραίες, συλλέγοντας αυτές τις πηγές παρεμβολών. Εκτός από τις παρεμβολές από εξωτερικές πηγές, μια άλλη πηγή παρεμβολής, γνωστή ως τεχνουργήματα κίνησης, είναι καταστροφικά σήματα που παράγονται από την κίνηση στη διεπαφή ηλεκτροδίου/δέρματος και μέσω της κάμψης του καλωδίου του ηλεκτροδίου. Τα σήματα παρεμβολής από αυτήν την πηγή βρίσκονται εντός του εύρους 0 έως 20 Hz.

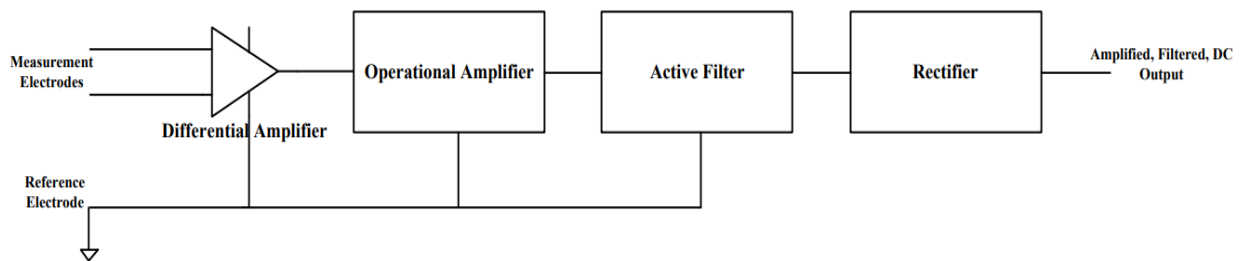
Για να μειωθεί σημαντικά ο αντίκτυπος αυτών των ηλεκτρικών παρεμβολών και να βελτιωθεί η συνολική ποιότητα του EMG σήματος, μπορούν να εφαρμοστούν πολλά διαφορετικά ηλεκτρικά κυκλώματα. Το πρώτο κύκλωμα που χρησιμοποιείται συνήθως είναι ο διαφορικός ενισχυτής, ο οποίος χρησιμοποιεί ένα σχέδιο ηλεκτροδίων δύο πηγών, σε συνδυασμό με ένα ηλεκτρόδιο γείωσης, και επιτρέπει την εξάλειψη σημαντικής ποσότητας θορύβου.

Ένα άλλο κύκλωμα που χρησιμοποιείται συνήθως για την αφαίρεση του ανεπιθύμητου θορύβου από πηγές που λειτουργούν σε υψηλότερες συχνότητες είναι το active filter circuit. Τα active filter circuits περιλαμβάνουν: active low pass, active high pass και όταν συνδυάζονται active band pass filters. Το πρωταρχικό πλεονέκτημα από τη χρήση των active filters είναι ότι όχι μόνο επιτρέπουν τη διάκριση της επιτρεπόμενης συχνότητας, αλλά μπορούν επίσης να εφαρμόσουν signal gain(κέρδος σήματος). Για εφαρμογές με μικρά δυναμικά σήματα EMG, αυτό είναι ένα χαρακτηριστικό πλεονέκτημα.

Τα high pass και low pass filters λειτουργούν επιτρέποντας μόνο σε ένα συγκεκριμένο εύρος ζώνης να περάσει μέσα από το κύκλωμα, ενώ όλες οι άλλες συχνότητες φιλτράρονται. Το επιθυμητό εύρος ζώνης διέλευσης (passing bandwidth) μπορεί να ρυθμιστεί, ρυθμίζοντας τις τιμές αντίστασης και χωρητικότητας για το κύκλωμα. Όπως προαναφέρθηκε η active EMG frequency είναι από 0-500Hz και οι παρεμβολές από 0-20Hz, θα μπορούσε να δημιουργηθεί ένα bandpass filter με passing bandwidth γύρω στα 20-500Hz. Για να αφαιρεθούν οι κοινές παρεμβολές(common interference) που παράγονται από φώτα, πρίζες και άλλα ηλεκτρονικά που λειτουργούν στα 60 Hz,

μπορεί να χρησιμοποιηθεί μια άλλη τεχνική φιλτραρίσματος γνωστή ως band reject filtering. Αυτή η τεχνική ενσωματώνει ένα notch filter (φίλτρο εγκοπής) για την αφαίρεση συγκεκριμένων συχνοτήτων με πολύ στενό εύρος ζώνης.

Για να λειτουργήσει ως controller interface, είναι επίσης σημαντικό να μετατραπεί το inherent AC EMG signal σε DC signal. Αυτό μπορεί να πραγματοποιηθεί με τη χρήση ενός active rectifier circuit. Στο Σχήμα 5 απεικονίζεται η γενική δομή ενός μυοηλεκτρικού συστήματος καταγραφής.



Σχήμα 5: Μυοηλεκτρικό σύστημα καταγραφής σήματος.

4.6 Εξαρτήματα αναλογικού κυκλώματος

Η συγκεκριμένη ενότητα παρέχει ένα πρόσθετο υπόβαθρο για τα στοιχεία των κυκλωμάτων που βρίσκονται συνήθως σε κυκλώματα ανίχνευσης EMG (EMG detection circuits).

4.6.1 Differential amplifier

Ο διαφορικός ενισχυτής (differential amplifier), επίσης γνωστός και ως ενισχυτής διαφοράς, είναι αναμφισβήτητα ένα από τα πιο σημαντικά αναλογικά στοιχεία του κυκλώματος μυοηλεκτρικής ανίχνευσης (myoelectric detection circuit). Αυτό το στοιχείο απορρίπτει ενεργά το θόρυβο από τα γύρω φώτα, τους υπολογιστές, τα καλώδια ρεύματος και άλλες ηλεκτρομαγνητικές πηγές, που συλλέγονται από το σώμα και τα ηλεκτρικά καλώδια. Αυτό γίνεται μέσω της χρήσης δύο ηλεκτροδίων εισόδου, που χρησιμοποιούνται σε συνδυασμό με μια αναφορά γείωσης. Το κύκλωμα είναι σχεδιασμένο με τέτοιο τρόπο ώστε η συνιστώσα του σήματος που είναι διαφορετική μεταξύ των δύο εισόδων να ενισχύεται και να διέρχεται, ενώ η συνιστώσα που είναι κοινή να απορρίπτεται. Στην περίπτωση ανίχνευσης EMG, το διαφορικό σήμα είναι από τον μυ που συστέλλεται, ενώ το κοινό σήμα από τον θόρυβο. Οι off-the-shelf

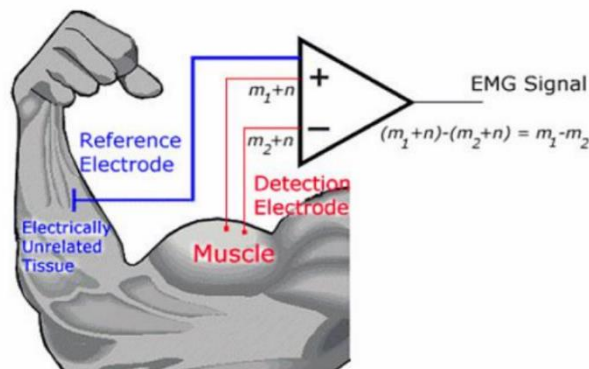
ενισχυτές έρχονται συχνά με μια βαθμολογία γνωστή ως " common mode rejection ratio" ή "CMRR". Το CMRR ορίζεται στην παρακάτω εξίσωση:

$$CMRR = 10 \log_{10} \left(\left| \frac{A_d}{A_c} \right| \right)^2$$

Όπου:

- $A_d \rightarrow$ Είναι το όφελος της διαφορικής συνιστώσας του ενισχυτή (gain of the differential component of the amplifier).
- $A_c \rightarrow$ Είναι το όφελος της συνιστώσας κοινού τρόπου λειτουργίας (gain of the common mode component).

Καθώς το A_c τείνει προς το 0, το CMRR τείνει προς το άπειρο. Ένα διάγραμμα ενός differential amplifier με τις μεθόδους σύνδεσης φαίνεται στην παρακάτω εικόνα:

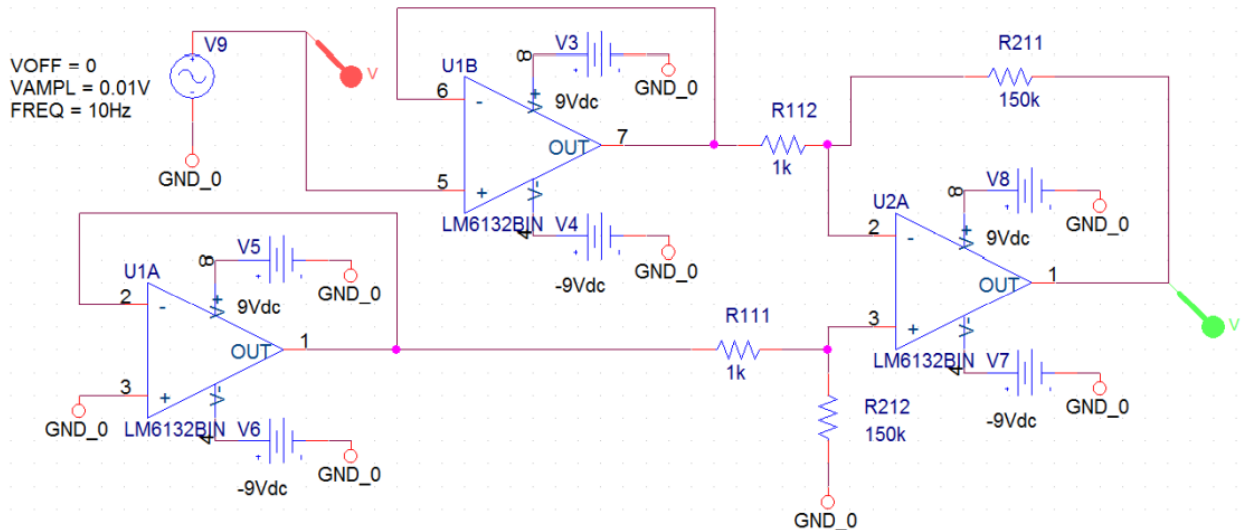


Εικόνα 19: Μια διαμορφωμένη διεπαφή ενός differential amplifier

Όπως δείχνει το διάγραμμα, τα ηλεκτρόδια ανίχνευσης που συνδέονται με τους θετικούς και αρνητικούς ακροδέκτες του διαφορικού ενισχυτή συνδέονται επίσης με τον μυ. Ένας τρίτος ακροδέκτης συνδέεται ως γείωση. Στο διάγραμμα, m είναι το μυϊκό σήμα, ενώ n είναι ο θόρυβος. Το σήμα που περνά στο υπόλοιπο κύκλωμα δίνεται από:

$$(m_1 + n) - (m_2 + n) = m_1 - m_2$$

Μια προσομοίωση ενός differential amplifier συζευγμένου με δυο τάσεις που ακολουθούν τα buffer amplifier circuits φαίνονται στην Εικόνα 20.



Εικόνα 20: A Simulated Differential Amplifier Circuit

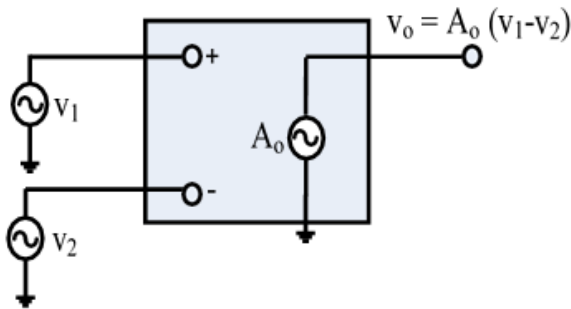
4.6.2 Operational Amplifier

Οι τελεστικοί ενισχυτές είναι από τις πιο ευρέως χρησιμοποιούμενες ηλεκτρονικές συσκευές σήμερα, αποτελούν τη βασική μονάδα πολλών αναλογικών εφαρμογών. Το ιδανικό μοντέλο Op-amp είναι πολύ διάχυτο και επιτρέπει γρήγορη εκκίνηση στα αρχικά στάδια μιας διαδικασίας σχεδιασμού κυκλώματος. Οι κύριες ιδιότητες του αναφερόμενου μοντέλου παρατίθενται παρακάτω:

- Άπειρο εύρος ζώνης
- Άπειρη αντίσταση εισόδου
- Μηδενική τάση μετατόπισης εισόδου
- Μηδενικό ρεύμα εισόδου
- Μηδενική αντίσταση εξόδου
- Μηδενικός θόρυβος
- Αναλογία απόρριψης Infinite Common mode
- Άπειρος λόγος απόρριψης τροφοδοτικού

Ιδανικός Τελεστικός Ενισχυτής

Στον ΙΤΕ, η ενίσχυση τάσης ανοικτού βρόχου (ή ενίσχυση στο συνεχές) θεωρείται ότι έχει άπειρη τιμή και ανεξάρτητη της συχνότητας (άπειρο εύρος ζώνης), αλλά ο ΙΤΕ δεν χρησιμοποιείται χωρίς ανατροφοδότηση, οπότε στις εφαρμογές του η ενίσχυση εξαρτάται από το κύκλωμα ανατροφοδότησης



Σχήμα 6: Ισοδύναμος Ιδανικός τελεστικός ενισχυτής

$V_o = A_o(V_1 - V_2)$	$(A_o = \infty)$	$\rightarrow V_1 = V_2$
$(V_1 - V_2) = \left(\frac{1}{A_o}\right) * V_o$		

Στον ΙΤΕ, η διαφορά δυναμικού στους ακροδέκτες εισόδου είναι μηδενική, οπότε οι τάσεις στους ακροδέκτες εισόδου είναι ίσες (ιδιότητα αντιγραφής τάσεων). Ο ΙΤΕ δεν «τραβάει» ρεύμα από τις εισόδους του ($i_1 = i_2 = 0$), δηλ. ο ΙΤΕ δεν φορτώνει τα κυκλώματα προς τα οποία συνδέεται, συνεπώς η αντίσταση εισόδου θεωρείται άπειρη. Η έξοδος του ΙΤΕ δρα ως ακροδέκτης ιδανικής πηγής τάσης ελεγχόμενης από τάση, δηλ. η τάση εξόδου δεν επηρεάζεται από το φορτίο στο οποίο συνδέεται, συνεπώς η αντίσταση εξόδου θεωρείται μηδενική.

Και παρόλο που είναι πολύ χρήσιμο ως πρώτο βήμα για την διαδικασία σχεδιασμού, τα πραγματικά χαρακτηριστικά πρέπει να είναι ξεκάθαρα για να βγει ένα λειτουργικό πρωτότυπο. Έτσι λοιπόν τα παραπάνω χαρακτηριστικά του τελεστικού ενισχυτή μας οδηγούν στην κατασκευή του EMG κυκλώματος με μεγαλύτερη ακρίβεια και πιο σωστά αποτελέσματα [3],[19],[24],[44].

4.6.3 Active Band-Pass Filter

Ένα άλλο κύκλωμα χρήσιμο για την περαιτέρω εξάλειψη του θορύβου από τα σήματα EMG είναι το band-pass filter. Αυτό το φίλτρο συνδυάζει τόσο ένα low-pass όσο και ένα high-pass filtering circuit για να δημιουργήσει ένα circuit block που εξασθενεί όλα τα εξερχόμενα σήματα εκτός από αυτά που εμπίπτουν σε ένα προκαθορισμένο φάσμα συχνοτήτων. Το high pass filter εξασθενεί μόνο στοιχεία του σήματος που εμπίπτουν στην περιοχή χαμηλής συχνότητας των 20 Hz και κάτω. Όταν είναι κατασκευασμένο με έναν operational amplifier, το κύκλωμα μπορεί όχι μόνο να φιλτράρει, αλλά να ενισχύει ενεργά το σήμα όταν συνδέεται με έναν operational amplifier.

Για να θέσουμε το active gain και low pass threshold αυτού του κυκλώματος, μπορούν να επιλεγούν οι τιμές της αντίστασης και του πυκνωτή και να αξιολογηθούν σύμφωνα με τη λειτουργία που περιγράφει την τάση εξόδου σε σχέση με τη συχνότητα που φαίνεται παρακάτω:

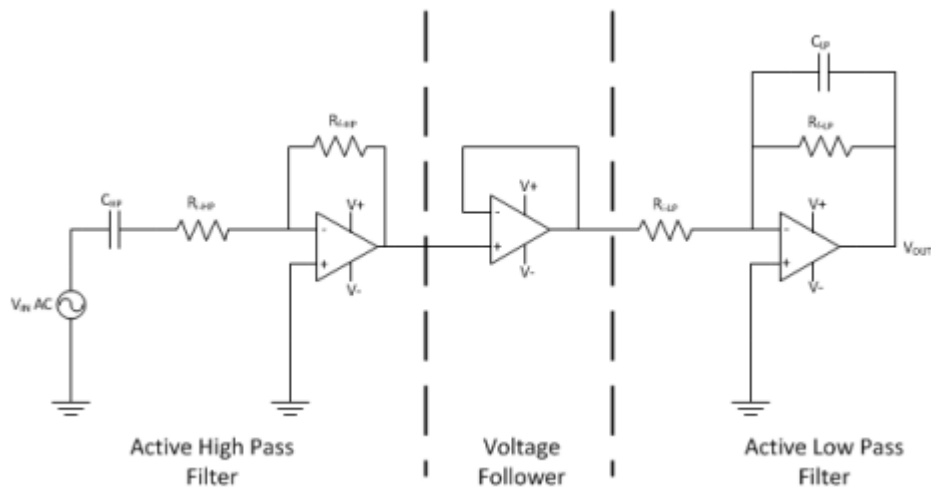
$$V_0(j\omega) = -V_i(j\omega) \frac{R_{f-HP}}{R_{i-HP}} \frac{j\omega R_{f-HP} C_{f-HP}}{1 + j\omega R_{f-HP} C_{f-HP}}$$

Ο λόγος των αντιστάσεων R_{f-HP} και R_{i-HP} καθορίζει το active circuit gain. Με κάποιους χειρισμούς, το C_{f-HP} μπορεί να απομονωθεί και να επιλυθεί για τον προσδιορισμό της τιμής του πυκνωτή που είναι απαραίτητος για τον καθορισμό ενός high pass cut-off frequency limit που καθορίζεται από το ω .

Για να εξασθενήσει ο high frequency noise μπορεί να χρησιμοποιηθεί το low pass filter. Όπως και με το high pass circuit η ενσωμάτωση ενός operational amplifier μπορεί να προσθέσει επιπλέον κέρδος, το οποίο είναι απαραίτητο λόγω του low incident amplitude των περισσότερων EMG σημάτων. Η τάση εξόδου ως συνάρτηση της συχνότητας κυκλώματος ω φαίνεται στην παρακάτω εξίσωση:

$$V_0(j\omega) = -V_i(j\omega) \frac{R_{f-LP}}{R_{i-LP}} \frac{1}{1 + j\omega R_{f-LP} C_{f-LP}}$$

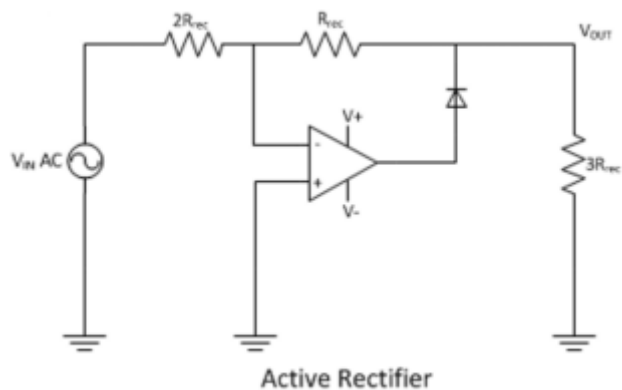
όπου ο λόγος των αντιστάσεων R_{f-LP} και R_{i-LP} καθορίζει το active circuit gain. Όπως και με το high pass filter, το C_{f-LP} μπορεί να βρεθεί ότι διαμορφώνει την επιθυμητή low-pass cutoff frequency. Ένα διάγραμμα ενός band-pass filter φαίνεται στο Σχήμα 6 παρακάτω[1].



Σχήμα 7: Band-Pass filter circuit

4.6.4 Active Full Wave Rectifier Circuit

Λόγω της ημιτονοειδούς AC φύσης των EMG σημάτων, ένας active full wave rectifier μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ένα EMG κύκλωμα για τη δημιουργία ενός αναλογικού σήματος DC που μπορεί εύκολα να μετρηθεί και να ερμηνευτεί από έναν μικροεπεξεργαστή. Ένα διάγραμμα ενός active full wave rectifier φαίνεται στο Σχήμα 7 παρακάτω.



Σχήμα 8: Active Full Wave Rectifier Circuit

Αυτό το κύκλωμα λειτουργεί ενεργώντας πρώτα ως διαιρέτης τάσης όταν το V_{IN} είναι θετικό. Αυτό οφείλεται στο ότι η διόδος δημιουργεί ένα ανοιχτό κύκλωμα, όπου το ρεύμα επιτρέπεται να διασχίζει μόνο τις αντιστάσεις $2R_{Rec}$, R_{Rec} και $3R_{Rec}$. Δίνεται η συνάρτηση για ένα θετικό σήμα εισόδου κυματομορφής με την ακόλουθη έκφραση:

$$V_o = V_i \frac{1R_{Rec} + 2R_{Rec}}{1R_{Rec} + 2R_{Rec} + 3R_{Rec}} = \frac{1}{2} V_i$$

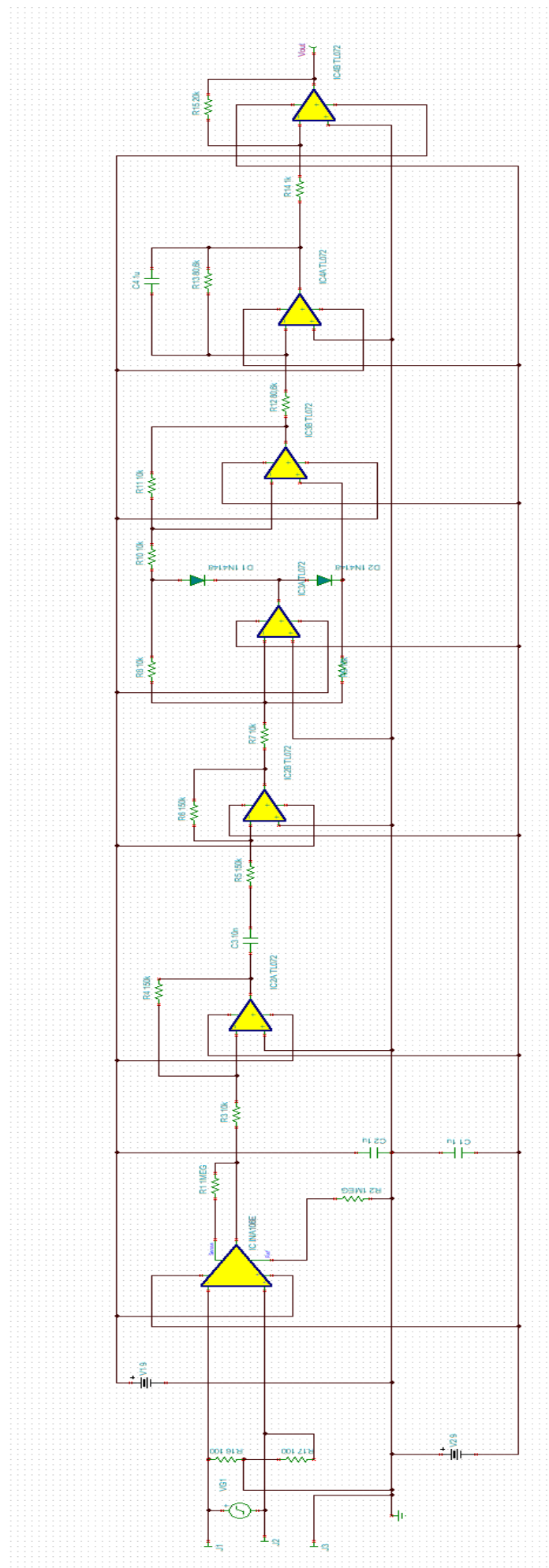
Στη συνέχεια, όταν το V_{IN} γίνει αρνητικό, ο operational amplifier ενεργοποιείται, η διόδος κλείνει και το κύκλωμα λειτουργεί ως inverting amplifier, καθιστώντας το V_{OUT} θετικό. Η εξίσωση για είσοδο αρνητικής κυματομορφής φαίνεται παρακάτω.[3],[4],[14],[18],[19],[20],[22],[23],[24]

$$V_o = -V_i \frac{1R_{Rec}}{2R_{Rec}} = -\frac{1}{2} V_i$$

Κεφάλαιο 5^ο : Σχεδιασμός EMG Κυκλώματος

Στόχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η κατασκευή του παρακάτω κυκλώματος (Σχήμα 8) χρησιμοποιώντας το εργαλείο TINA spice[4]. Το TINA spice είναι ένα λογισμικό σχεδιασμού και εκπαίδευσης ηλεκτρονικών που βασίζεται στο SPICE από την DesignSoft της Βουδαπέστης. Τα χαρακτηριστικά του περιλαμβάνουν προσομοιώσεις αναλογικών, ψηφιακών και μικτών κυκλωμάτων αλλά και σχεδιασμό πλακέτας τυπωμένου κυκλώματος (PCB).

Στο παρακάτω σχήμα βλέπουμε τον τελικό σχεδιασμό του κυκλώματος του ηλεκτρομυογραφήματος το οποίο αποτελείται από τέσσερα στάδια ενισχυτών μεταξύ των οποίων έναν ανορθωτή πλήρους κύματος και από ένα φίλτρο υψηλής διέλευσης και ένα χαμηλής διέλευσης. Ενώ στη συνέχεια θα δούμε πιο αναλυτικά τα γραφήματα και τις τιμές που προκύπτουν με βάση το κύκλωμα.



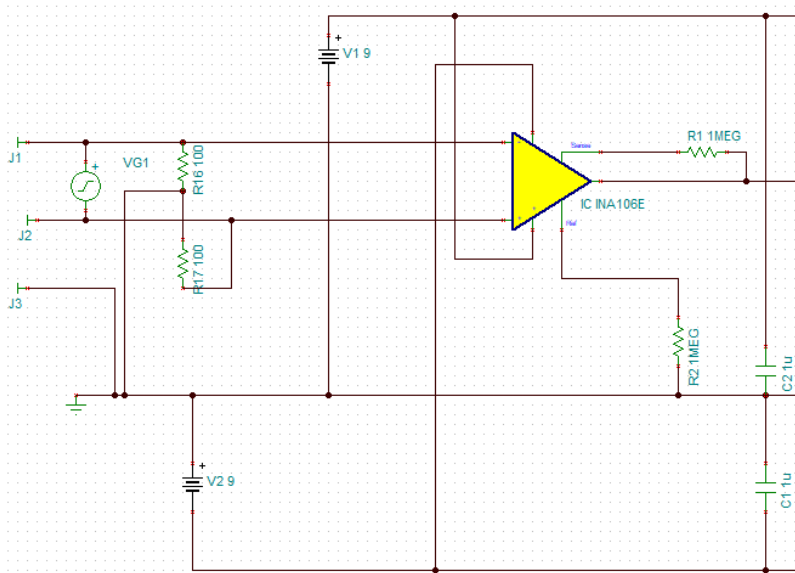
Σχήμα 9:EMG κύκλωμα εξομοίωσης

5.1 Δομή Κυκλώματος & Αποτελέσματα με Ενισχυτή INA 106

5.1.1 Κύκλωμα 1^{ης} βαθμίδας με διαφορικό ενισχυτή

Με την χρήση του διαφορικού ενισχυτή ως ενισχυτή πρώτου σταδίου μπορεί να ενισχύει τη διαφορά των δυναμικών τάσης στην είσοδο, έτσι ώστε να μπορεί να εξαλείψει το θόρυβο σε μια κοινή λειτουργία. Ένα σχετικά μικρό κέρδος πρώτου σταδίου προτιμάται περισσότερο, επειδή αυτό αποτρέπει τον κορεσμό των επόμενων σταδίων του ενισχυτή και ο υπολειπόμενος θόρυβος που δεν εξαλείφεται από τον ενισχυτή θα ενισχυθεί με το επιθυμητό σήμα μας.

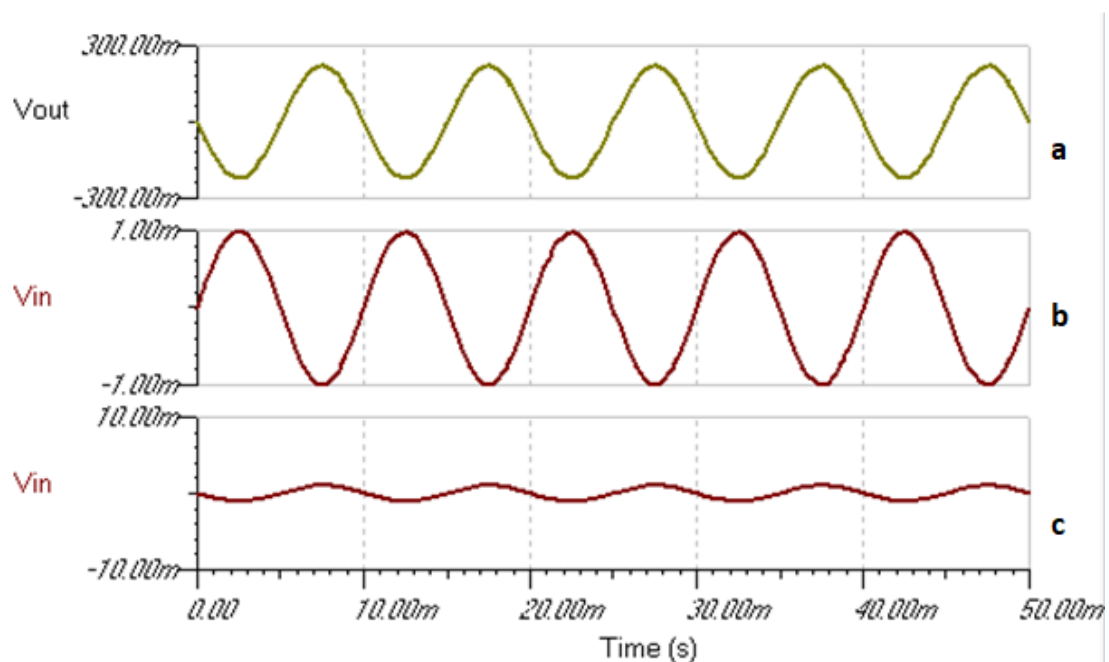
$$G = -\frac{R_2}{R_1} = -\frac{1M}{1M} = -1$$



Σχήμα 10: Κύκλωμα διαφορικού ενισχυτή 1^{ης} βαθμίδας

Όπως βλέπουμε χρησιμοποιούμε δύο αντιστάσεις των 100Ω μεταξύ της γεννήτριας σημάτων και των ακροδεκτών 2 και 3 του διαφορικού ενισχυτή συνδέοντας αυτές στην γείωση. Αυτό συμβαίνει για να ρυθμίσουμε έτσι ώστε το πλάτος των δύο εισόδων του διαφορικού ενισχυτή να ξεκινάει όσο πιο κοντά στο μηδέν γίνεται. Επίσης εάν οι αντιστάσεις έχουν μεγαλύτερη τιμή τότε το πλάτος ξεκινάει πιο χαμηλά από το μηδέν ενώ η τιμή του πλάτους στην είσοδο των ενισχυτών είναι μεγαλύτερη

Για τον έλεγχο της κυματομορφής και των τιμών στο πρώτο στάδιο ενισχυτή, θα συνδέσουμε δύο διαφορεικά σήματα από την γεννήτρια σημάτων στην είσοδο των ακροδεκτών 2 και 3 του διαφορικού ενισχυτή. Για το σήμα εξόδου θα μετρήσουμε την έξοδο του ακροδέκτη 6 του IC INA106E.



Γράφημα 1: Κυματομορφές σημάτων εισόδου ακροδεκτών 2 και 3 (a,b). Κυματομορφή σήματος εξόδου ακροδέκτη 6 (c). Σε ένα κυκλώματος λειτουργικού ενισχυτή 1^{ης} βαθμίδας.

Τάση σήματος εισόδου ακροδέκτη 2 : $V_{in_pp} = 1.97 \text{ mV}$, $V_{in_DC} = -6.91 \text{ } \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Τάση σήματος εισόδου ακροδέκτη 3 : $V_{in_pp} = 2 \text{ mV}$, $V_{in_DC} = -6.91 \text{ } \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Τάση σήματος εξόδου ακροδέκτη 6 : $V_{out_pp} = 438.33 \text{ mV}$, $V_{out_DC} = 71.54 \text{ } \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$ από το TINA Spice

Ενώ το κέρδος είναι $G = \frac{V_{out_pp}}{V_{in_pp}} = \frac{438.33 \text{ mV}}{2 \text{ mV}} = 219.16$

Η τάση εξόδου προκύπτει επίσης από τον τύπο $V_{out} = 219.16(V_2 - V_3) = 219.6(1.97m - (-2m)) = 871.81 V$

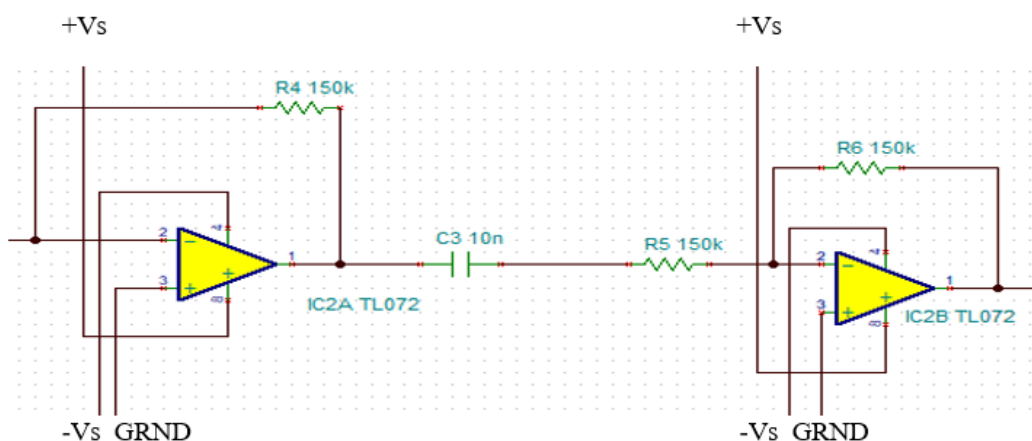
Όπου V_3 τάση εισόδου στον ακροδέκτη 3 και V_2 τάση εισόδου στον ακροδέκτη 2.

Παρατηρούμε πως οι δύο εισοδοι είναι αντεστραμμένοι κατά 180 μοίρες και αυτό συμβαίνει λόγω των δύο αντιστάσεων που είναι συνδεδεμένοι στην γείωση. Επίσης στον τύπο υπολογισμού της V_{out} βλέπουμε πως είναι διπλάσια από την μετρούμενη τιμή.

5.1.2 Κύκλωμα 2^{ης} βαθμίδας με τελεστικό ενισχυτή - Φίλτρο υψηλής διέλευσης

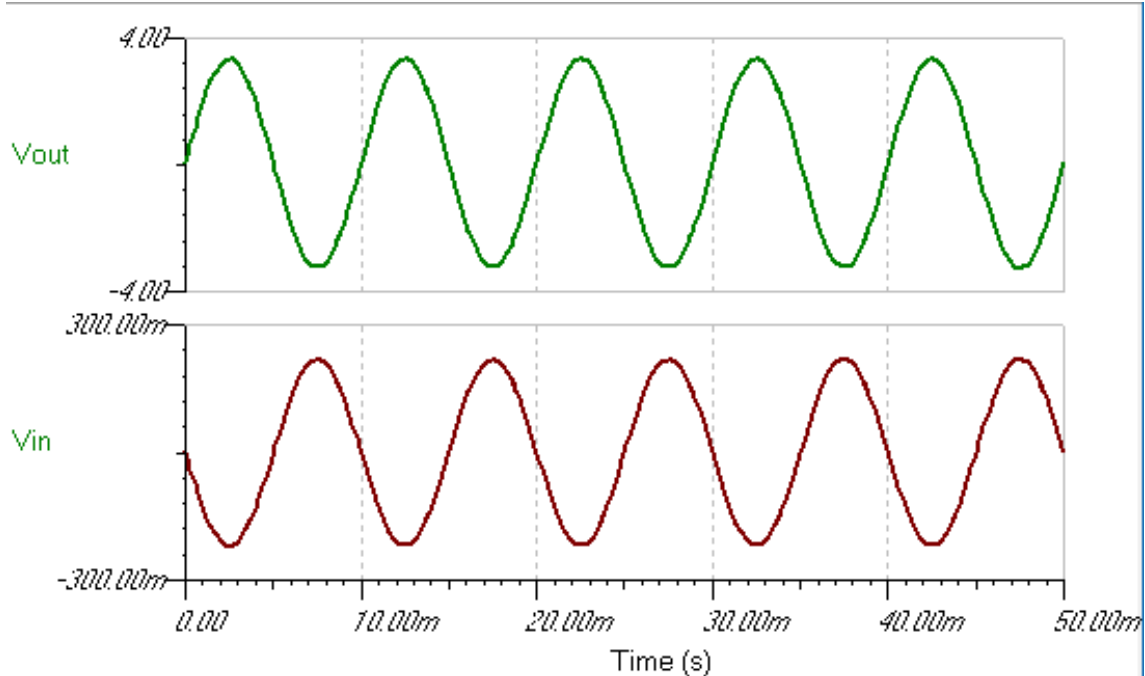
Με την χρησιμοποίηση ενός τελεστικού ενισχυτή (op-amp) μπορούμε να δημιουργήσουμε έναν ενισχυτή με αρνητικό κέρδος. Ενώ με αλλαγή των αντιστάσεων μπορούμε να αλλάξουμε το κέρδος στη τιμή που θέλουμε εμείς.

Όπου το κέρδος είναι $G = -\frac{R_4}{R_3} = -\frac{150k}{10k} = -15$



Σχήμα 11: Κύκλωμα τελεστικού ενισχυτή 2^{ης} βαθμίδας

Στο κύκλωμα 2^{ης} βαθμίδας υπάρχει το φίλτρο υψηλής διέλευσης όπως μπορούμε να διακρίνουμε παραπάνω. Για τον έλεγχο της κυματομορφής και των τιμών στο δεύτερο στάδιο ενισχυτή, θα μετρήσουμε την είσοδο της αντίστασης R3 για το σήμα εισόδου και την έξοδο στον ακροδέκτη 1 του chip IC2A TL072 για το σήμα εξόδου.



Γράφημα 2: Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος τελεστικού ενισχυτή 2^{ης} βαθμίδας

Τάση σήματος εισόδου: $V_{in_pp} = 438.33 \text{ mV}$, $V_{in_DC} = 71.54 \text{ } \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Τάση σήματος εξόδου: $V_{out} = 6.57 \text{ V}$, $V_{out_DC} = 891.66 \text{ } \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

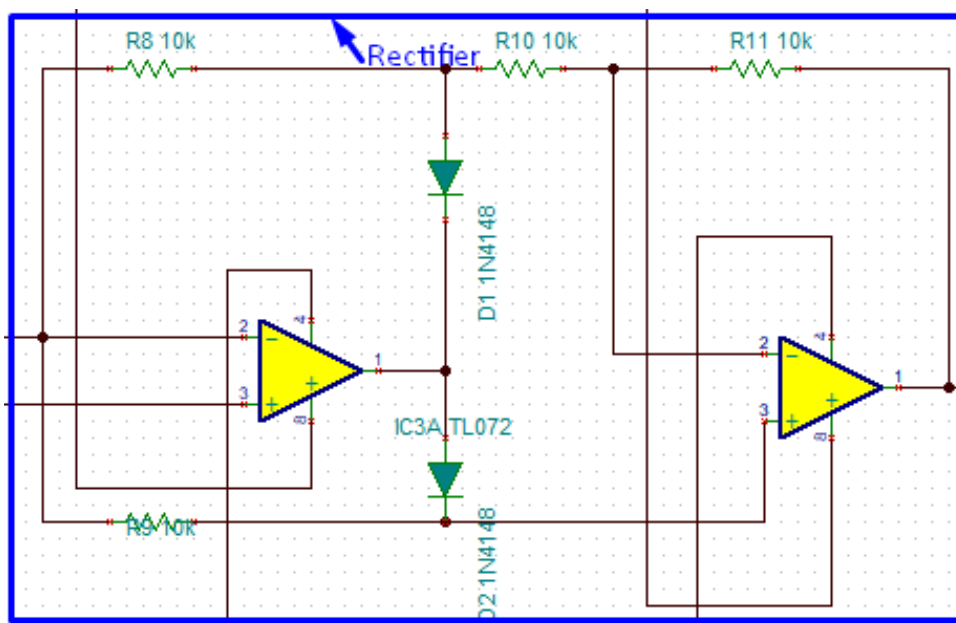
Ενώ το κέρδος είναι $G = \frac{V_{out_pp}}{V_{in_pp}} = \frac{6.57\text{V}}{438.33\text{mV}} = 14.98$

Η τάση εξόδου προκύπτει επίσης από τον τύπο $V_{out} = -\frac{R_{out}}{R_{in}} * V_{in} = -\frac{R4}{R3} * V_{in} = -\frac{150\kappa}{10\kappa} * 438.33\text{m} = -6.57\text{V}$

Το σήμα εξόδου σε σχέση με το σήμα εισόδου έχει διαφορά φάσης -180 μοίρες. Αυτό συμβαίνει επειδή ο αντιστρεπτικός ενισχυτής αντιστρέφει το σήμα εξόδου σε σχέση με την είσοδο.

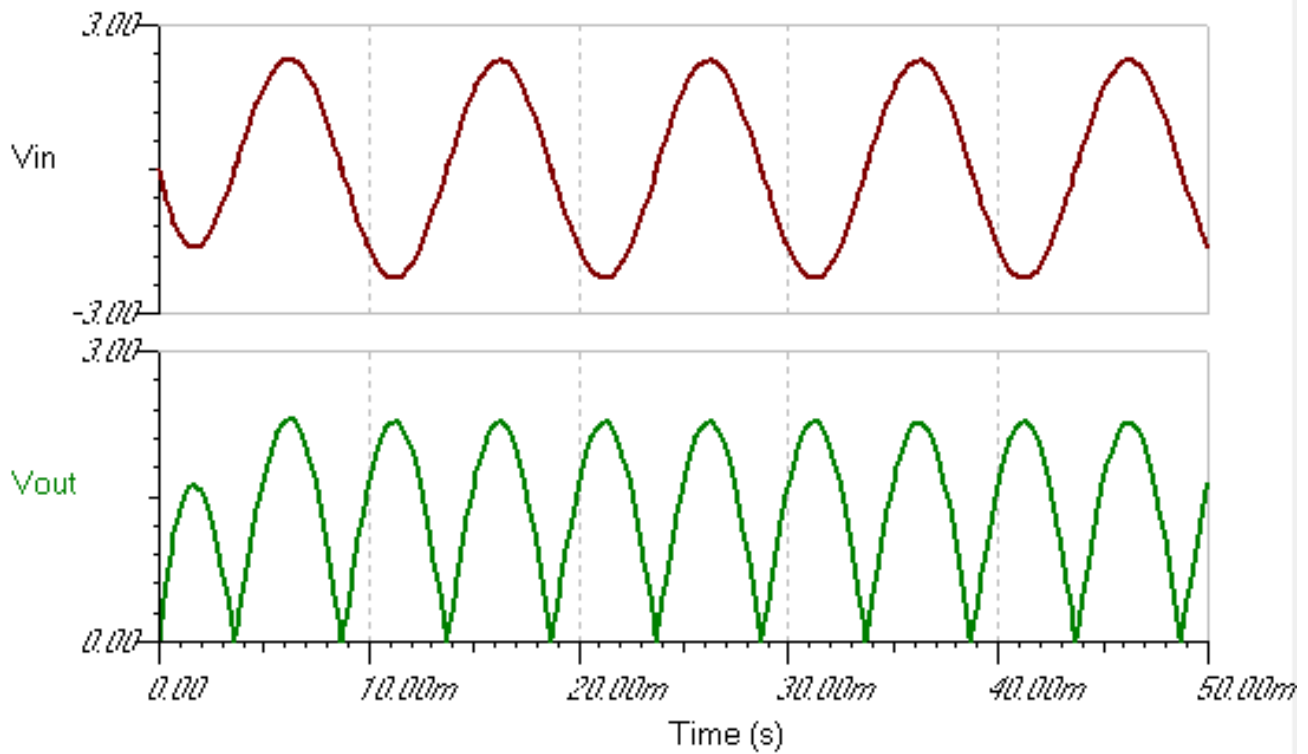
5.1.3 Κύκλωμα 3^{ης} βαθμίδας με τελεστικό ενισχυτή - Full Wave Rectifier

Στο κύκλωμα 3^{ης} βαθμίδας με τελεστικό ενισχυτή εμπεριέχεται ο ανορθωτής πλήρους κύματος. Με την χρήση του ανορθωτή πλήρους κύματος μπορούμε να μετατρέψουμε τα αρνητικά μέρη του σήματος σε θετικά για μετατροπή από αναλογική σε ψηφιακή μετά από ρύθμιση του σήματος.



Σχήμα 12: Κύκλωμα ανορθωτή πλήρους κύματος

Για τον έλεγχο της κυματομορφής και των τιμών στο πεδίο του ανορθωτή πλήρους κύματος, θα μετρήσουμε το σήμα στην είσοδο της αντίστασης R7 για το σήμα εισόδου και την έξοδο στον ακροδέκτη 1 του chip IC3B TL072 για το σήμα εξόδου.



Γράφημα 3: Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος ανορθωτή πλήρους κύματος.

Τάση σήματος εισόδου: $V_{in_pp} = 4.55 \text{ V}$, $V_{in_DC} = 16.83 \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Τάση σήματος εξόδου: $V_{out_pp} = 2.28 \text{ V}$, $V_{out_DC} = 24.66 \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

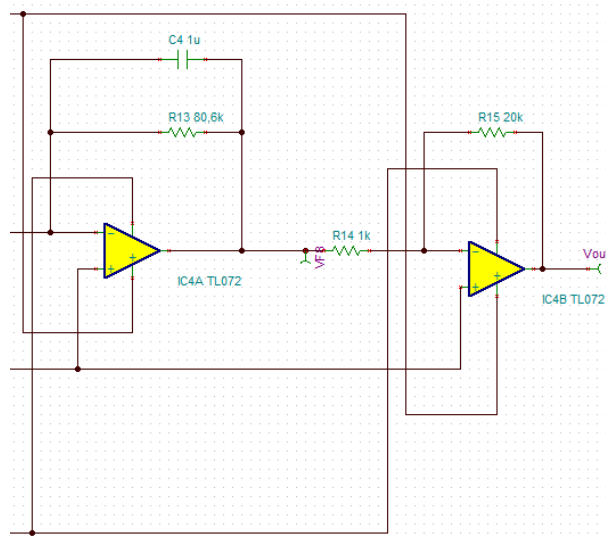
Ενώ το κέρδος είναι $G = \frac{V_{out_pp}}{V_{in_pp}} = \frac{2.28\text{V}}{4.55\text{V}} = 501\text{m}$

Όπως μπορούμε να διακρίνουμε, τα αρνητικά μέρη των σημάτων εισόδου μετατρέπονται σε θετικά. Επίσης παρατηρούμε πως η συχνότητα του σήματος εξόδου διπλασιάζεται ενώ και το πλάτος του σήματος εξόδου είναι περίπου στο μισό από το σήμα εισόδου.

5.1.4 Κύκλωμα 4^{ης} βαθμίδας με τελεστικό ενισχυτή - Βαθυπερατό φίλτρο και στάδιο εξόδου

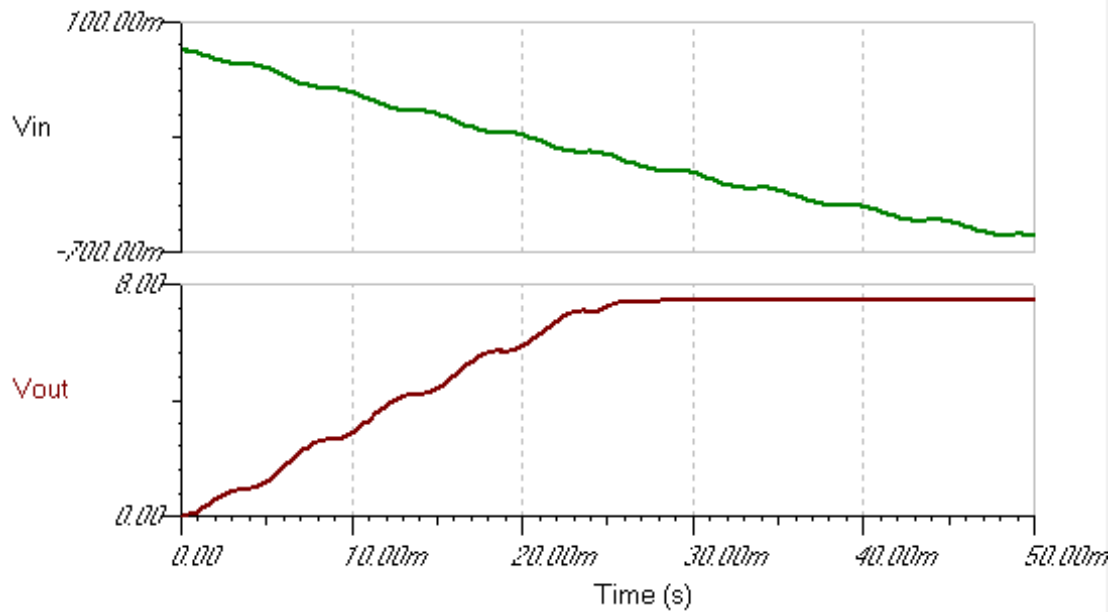
Στο τελευταίο στάδιο ενίσχυσης για το σήμα εισόδου, με το κέρδος του τελευταίου σταδίου να είναι 20 μπορούμε να αποφύγουμε ενίσχυση των σημάτων πάρα πολύ.

$$G = -\frac{R_{15}}{R_{14}} = -\frac{20k}{1k} = -20$$



Σχήμα 13:Κύκλωμα τελεστικού ενισχυτή 3ης βαθμίδας

Στο κύκλωμα 4^{ης} βαθμίδας υπάρχει το φίλτρο χαμηλής διέλευσης όπως βλέπουμε παραπάνω. Για τον έλεγχο της κυματομορφής και των τιμών στο τέταρτο στάδιο ενισχυτή, θα μετρήσουμε το σήμα στην είσοδο της αντίστασης R14 και την έξοδο στον ακροδέκτη 1 του chip IC4B TL072.



Γράφημα 4: Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος τελεστικού ενισχυτή 3ης βαθμίδας.

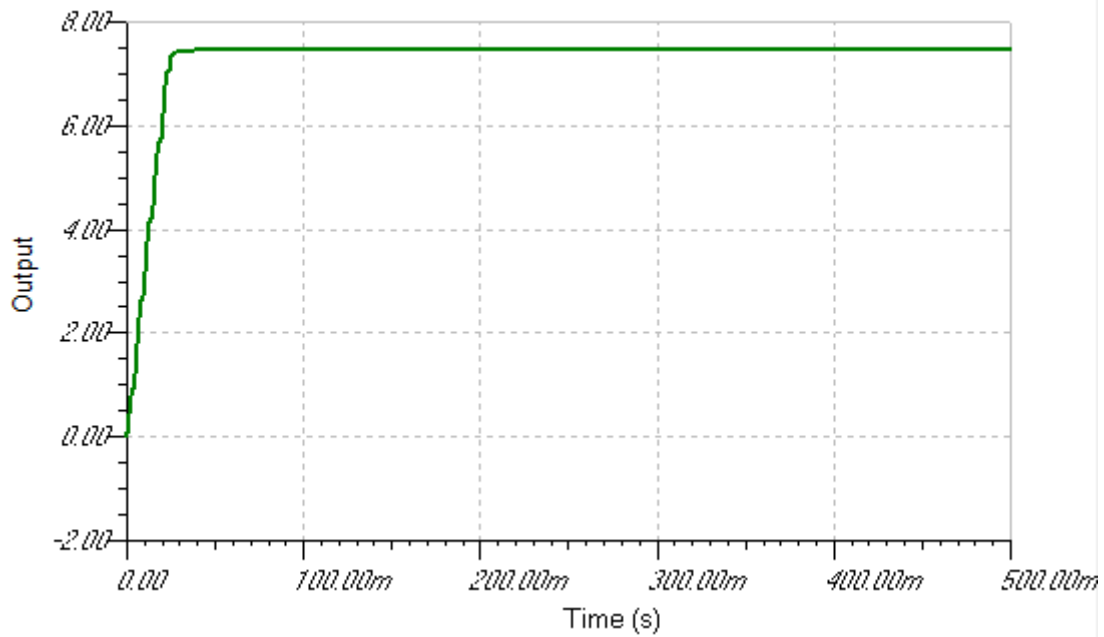
Τάση σήματος εισόδου: $V_{in_pp} = 644.48 \text{ mV}$, $V_{in_DC} = 426.98 \text{ nV}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Τάση σήματος εξόδου: $V_{out_pp} = -7.45 \text{ V}$, $V_{out_DC} = 222.61 \text{ } \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Ενώ το κέρδος είναι $G = \frac{V_{out_pp}}{V_{in_pp}} = \frac{-7.45\text{V}}{644.48\text{mV}} = -11.55$

$$V_{out} = -\frac{R_{15}}{R_{14}} * Vin = -\frac{20k}{1k} * 644.48m = -12.8V$$

Το V_{out} παρατηρούμε από τον παραπάνω τύπο πως εμφανίζεται στα -12.8 V .

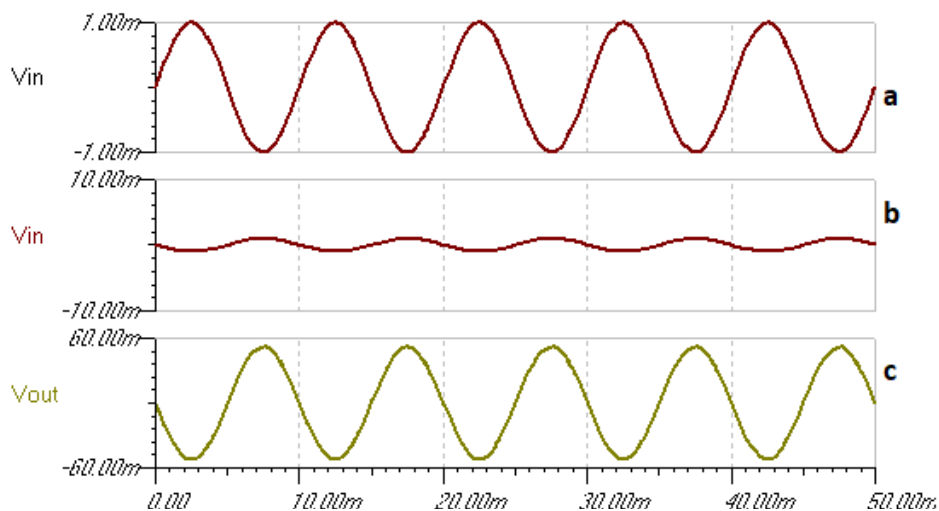


Γράφημα 5: Κυματομορφή σήματος εξόδου κυκλώματος τελεστικού ενισχυτή 3ης βαθμίδας σε 500ms.

Παρατηρούμε πως σε χρόνο 500ms η έξοδος του τελεστικού ενισχυτή 3^{ης} βαθμίδας παρουσιάζει μια απότομη αύξηση με $V_{out_pp} = 7.4$ V, ενώ στη συνέχεια διατηρεί σταθερό το πλάτος με $V_{out_pp} = 7.48$ V.

5.2 Αποτελέσματα με Ενισχυτή INA 132

5.2.1 Κύκλωμα 1^{ης} βαθμίδας με διαφορικό ενισχυτή



Γράφημα 6: Κυματομορφές σημάτων εισόδου ακροδεκτών 2 και 3(a,b). Κυματομορφή σήματος εξόδου ακροδέκτη 6(c) σε ένα κυκλώματος λειτουργικού ενισχυτή 1ης βαθμίδας με την χρήση του διαφορικού ενισχυτή INA 132.

Τάση σήματος εισόδου ακροδέκτη 2 : $V_{in_pp} = 1.99 \text{ mV}$, $V_{in_DC} = 750.32 \text{ nV}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Τάση σήματος εισόδου ακροδέκτη 3 : $V_{in_pp} = 2 \text{ mV}$, $V_{in_DC} = 750.32 \text{ nV}$, $f = 100 \text{ Hz}$

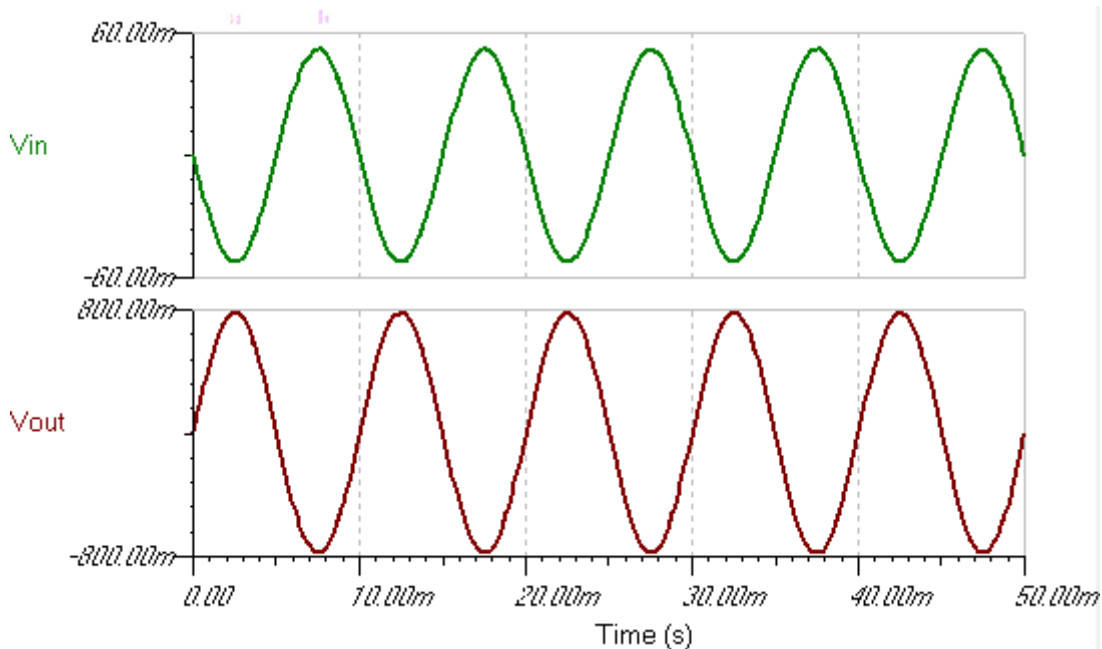
Τάση σήματος εξόδου ακροδέκτη 6 : $V_{out_pp} = 103.83 \text{ mV}$, $V_{out_DC} = -69.52 \text{ } \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Ενώ το κέρδος είναι $G = \frac{V_{out_pp}}{V_{in_pp}} = \frac{103.83 \text{ mV}}{2 \text{ mV}} = 51.91$

Η τάση εξόδου προκύπτει επίσης από τον τύπο $V_{out} = 51.91(V_2 - V_3) = 51.91(1.99 \text{ mV} - (-2 \text{ mV})) = 207.01 \text{ mV}$

Όπου V_3 τάση εισόδου στον ακροδέκτη 3 και V_2 τάση εισόδου στον ακροδέκτη 2.

5.2.2 Κύκλωμα 2^{ης} βαθμίδας με τελεστικό ενισχυτή - Φίλτρο υψηλής διέλευσης



Γράφημα 7: Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος τελεστικού ενισχυτή 2ης βαθμίδας με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.

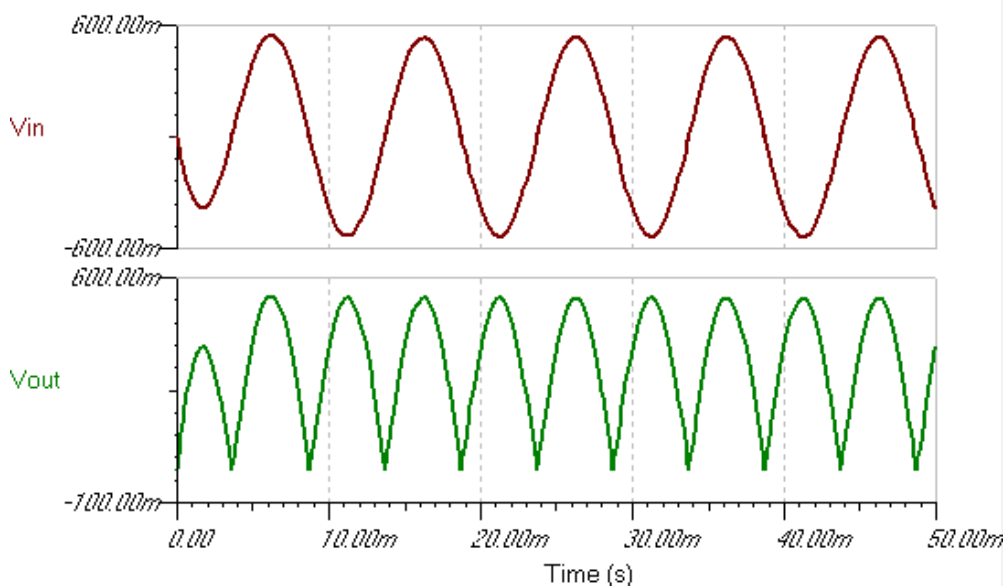
Τάση σήματος εισόδου: $V_{in_pp} = 103.83 \text{ mV}$, $V_{in_DC} = -69.52 \text{ } \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Τάση σήματος εξόδου: $V_{out} = 1.56 \text{ V}$, $V_{out_DC} = 1.22 \text{ mV}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Ενώ το κέρδος είναι $G = \frac{V_{out_pp}}{V_{in_pp}} = \frac{1.56 \text{ V}}{103.83 \text{ mV}} = 15.02$

Η τάση εξόδου προκύπτει επίσης από τον τύπο $V_{out} = -\frac{R_{out}}{R_{in}} * Vin = -\frac{R4}{R3} * Vin = -\frac{150 \text{ k}}{10 \text{ k}} * 103.83 \text{ m} = -1.55 \text{ V}$

5.2.3 Κύκλωμα 3^{ης} βαθμίδας με τελεστικό ενισχυτή - Full Wave Rectifier



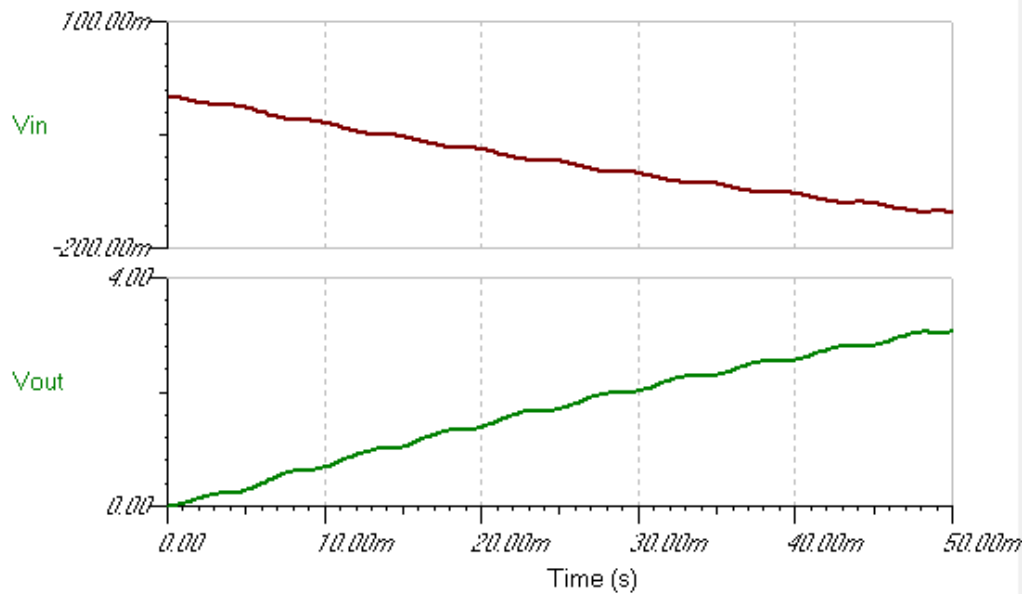
Γράφημα 8: Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος ανορθωτή πλήρους κύματος με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.

Τάση σήματος εισόδου: $V_{in_pp} = 1.08 \text{ V}$, $V_{in_DC} = 16.83 \text{ } \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Τάση σήματος εξόδου: $V_{out_pp} = 543.57 \text{ mV}$, $V_{out_DC} = 24.66 \text{ } \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Ενώ το κέρδος είναι $G = \frac{V_{out_pp}}{V_{in_pp}} = \frac{543.57 \text{ mV}}{1.08 \text{ V}} = 503.3 \text{ m}$

5.2.4 Κύκλωμα 4^{ης} βαθμίδας με τελεστικό ενισχυτή - Βαθυπερατό φίλτρο και στάδιο εξόδου

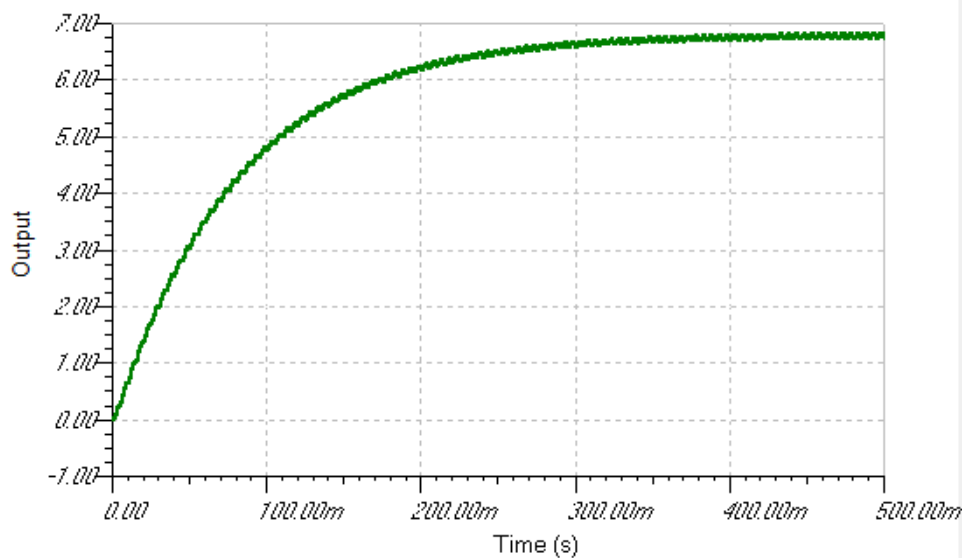


Γράφημα 9:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος τελεστικού ενισχυτή 3ης βαθμίδας με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.

Τάση σήματος εισόδου: $V_{in_pp}= 152.64 \text{ mV}$, $V_{in_DC}= 426.98 \text{ nV}$, $f= 100 \text{ Hz}$

Τάση σήματος εξόδου: $V_{out_pp}= -3.04 \text{ V}$, $V_{out_DC}= 222.61 \text{ mV}$, $f=100 \text{ Hz}$

Ενώ το κέρδος είναι $G= \frac{V_{out_pp}}{V_{in_pp}} = \frac{-3.04V}{152.64mV} = 19.9$



Γράφημα 10:Κυματομορφή σήματος εξόδου κυκλώματος τελεστικού ενισχυτή 3ης βαθμίδας με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή σε 500ms.

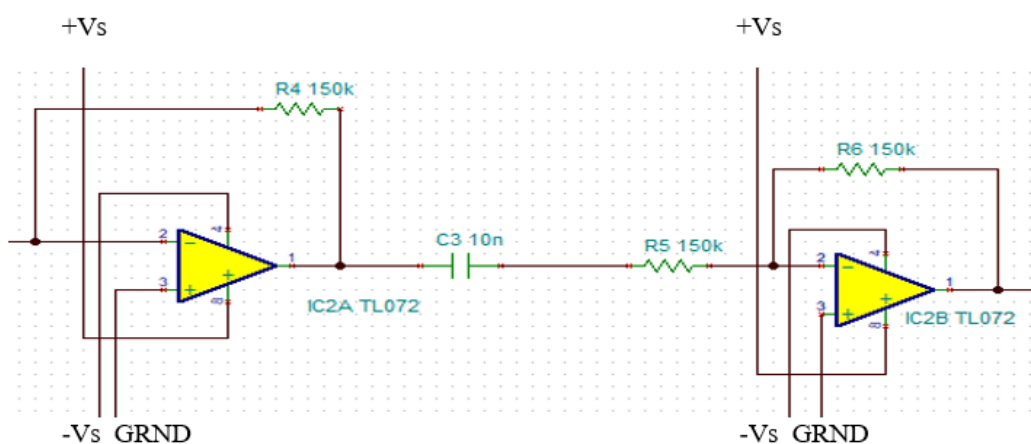
Διακρίνουμε πως η έξοδος αυξάνεται ενώ σταθεροποιείται ομαλά μετά από κάποιο χρονικό διάστημα με $V_{out_pp} = -6.73$ V, για μεγαλύτερη ευκρίνεια είναι σε χρόνο $t=500ms$ όπως φαίνεται παραπάνω.

5.3 Φίλτρα απαλοιφής θορύβου

5.3.1 Φίλτρα με τον ενισχυτή INA 106

High-pass Filter

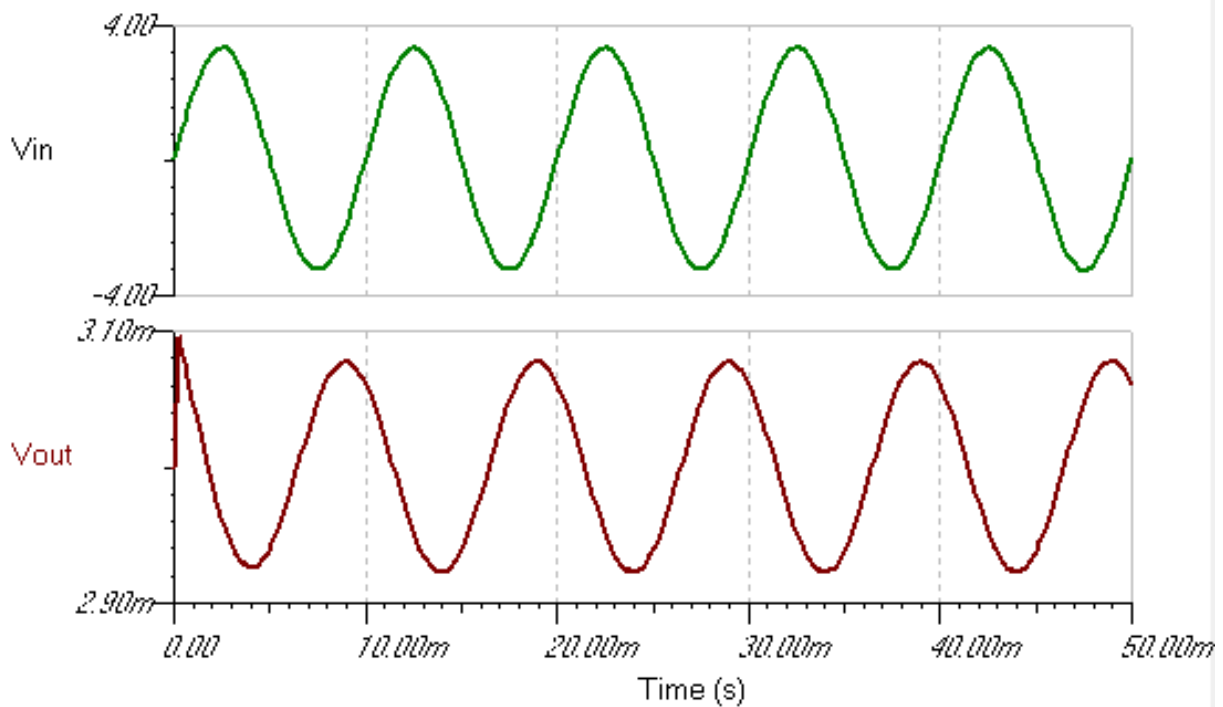
Το φίλτρο υψηλής διέλευσης έχει κατασκευαστεί από έναν πυκνωτή 10nF συνδεδεμένο σε σειρά με μια αντίσταση 150KΩ. Η τάση εισόδου του φίλτρου είναι η έξοδος του τελευταίου ενισχυτή 2^{ης} βαθμίδας ενώ η τάση εξόδου υπολογίζεται στην έξοδο της αντίστασης R5.



Σχήμα 14: Κύκλωμα φίλτρου υψηλής διέλευσης.

Ενώ η συχνότητα διακοπής για το φίλτρο υψηλής διέλευσης είναι $f =$

$$\frac{1}{2\pi(R_{gnd})(C_{gnd})} = \frac{1}{6.28 * 150k\Omega * 10nF} = 106.15 \text{ Hz}$$



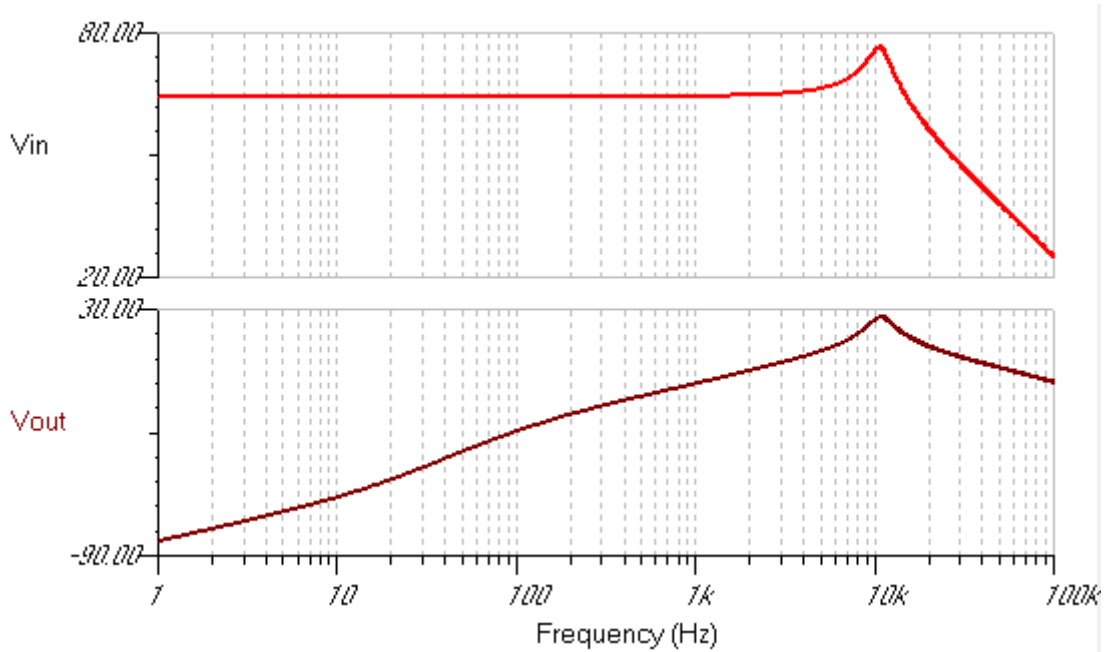
Γράφημα 11:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος φίλτρου υψηλής διέλευσης.

Τάση σήματος εισόδου: $V_{in_pp} = 6.57 \text{ V}$, $V_{in_DC} = 10.97 \text{ } \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Τάση σήματος εξόδου: $V_{out_pp} = 150.81 \text{ } \mu\text{V}$, $V_{out_DC} = 16.83 \text{ } \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Ενώ το κέρδος είναι $G = \frac{V_{out_pp}}{V_{in_pp}} = \frac{150.81 \mu\text{V}}{6.57\text{V}} = 22.95 \mu$

Παρατηρούμε ότι στην έξοδο υπάρχει μια ελαφρά απότομη αύξηση του πλάτους το οποίο στην συνέχεια επανέρχεται σε κανονικά επίπεδα. Μπορούμε να δούμε την λειτουργικότητα του φίλτρου καθώς στην είσοδο το πλάτος είναι στα 6.57 V στα 100 Hz και στην έξοδο διακρίνουμε να έχει μειωθεί 150.81 μV στα 100 Hz.



Γράφημα 12:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου AC ανάλυσης φίλτρου υψηλής διέλευσης.

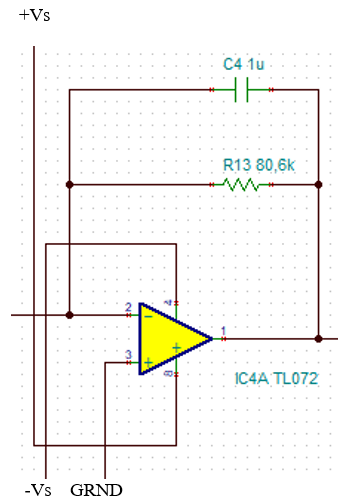
Παρατηρούμε πως στην είσοδο η τάση είναι σταθερή με $V_{in}= 64.34$ V ενώ βλέπουμε πως στα 76.46 V έχει φτάσει στην ψηλότερη τιμή με συχνότητα $f= 10.64$ kHz και απότομα μειώνεται. Σε αντίθεση με την είσοδο στην έξοδο υπάρχει σταδιακή αύξηση της τάσης έως $V_{out}= 26.43$ V με την συχνότητα να είναι $f= 10.92$ kHz ενώ στην συνέχεια μειώνεται σταδιακά.

Low-pass Filter

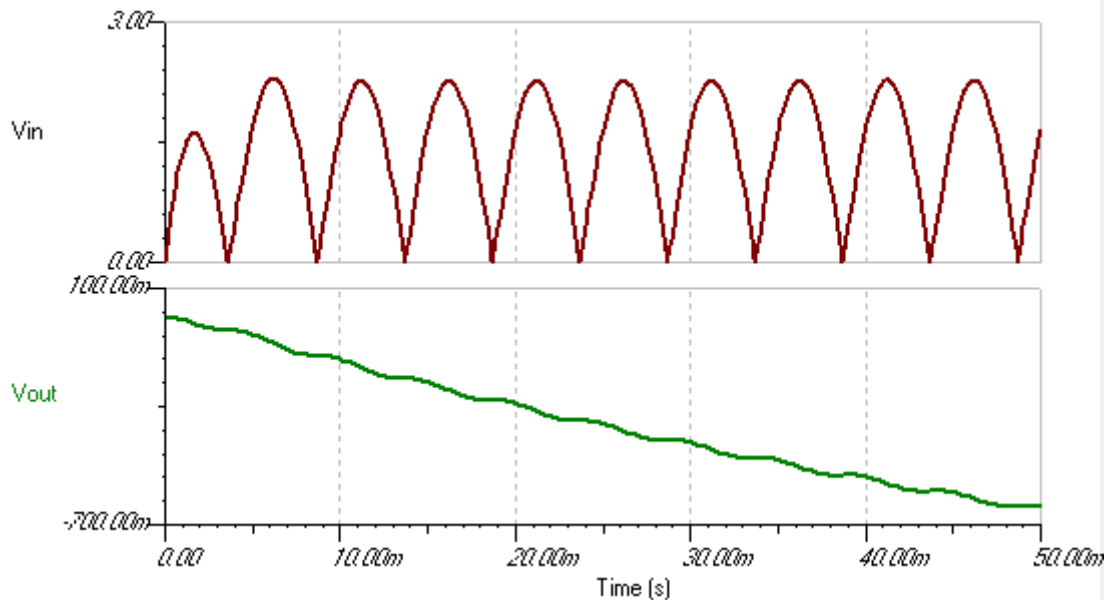
Το φίλτρο χαμηλής διέλευσης έχει κατασκευαστεί από έναν πυκνωτή 1μF συνδεδεμένο παράλληλα με μια αντίσταση 80.6KΩ. Η τάση εισόδου του φίλτρου είναι η έξοδος του ανορθωτή πλήρους κύματος ενώ η τάση εξόδου υπολογίζεται στην έξοδο του ακροδέκτη 6. Με την χρήση του φίλτρου χαμηλής διέλευσης μπορούμε να αποφεύγουμε τους θορύβους υψηλής συχνότητας.

Η συχνότητα διακοπής για το φίλτρο χαμηλής διέλευσης είναι $f=$

$$\frac{1}{2\pi(R_{gnd})(C_{gnd})} = \frac{1}{6.28 \cdot 80.6k\Omega \cdot 1\mu F} = 1.97 \text{ Hz}$$



Σχήμα 15:Κύκλωμα φίλτρου χαμηλής διέλευσης.



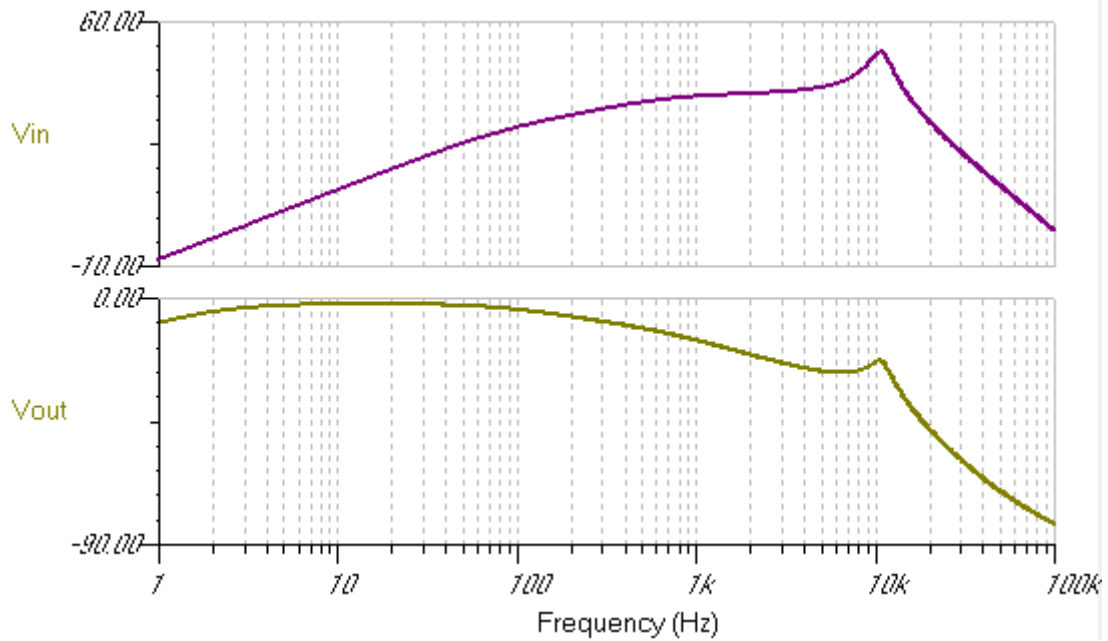
Γράφημα 13:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος φίλτρου χαμηλής διέλευσης.

Τάση σήματος εισόδου: $V_{in_pp} = 2.28 \text{ V}$, $V_{in_DC} = 10.97 \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Τάση σήματος εξόδου: $V_{out_pp} = 644.48 \text{ mV}$, $V_{out_DC} = 426.98 \text{ nV}$, $f = 100 \text{ Hz}$

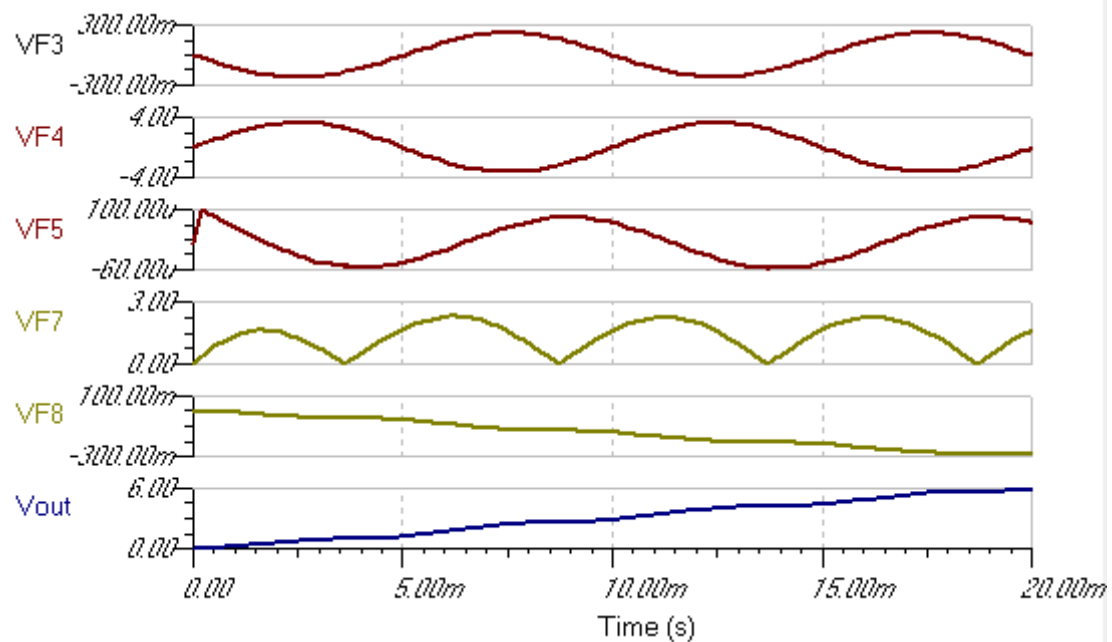
Ενώ το κέρδος είναι $G = \frac{V_{out_pp}}{V_{in_pp}} = \frac{644.49 \text{ mV}}{2.28 \text{ V}} = 282.66 \text{ m}$

Στην περίπτωση του φίλτρου χαμηλής διέλευσης το πλάτος στην είσοδο είναι 2.28 V και στην έξοδο 644.48 mV στα 100 Hz . Αυτό σημαίνει πως το φίλτρο δεν επιτρέπει την είσοδο σε σήματα με μεγαλύτερη συχνότητα από αυτή της αποκοπής.



Γράφημα 14:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου AC ανάλυσης φίλτρον χαμηλής διέλευσης.

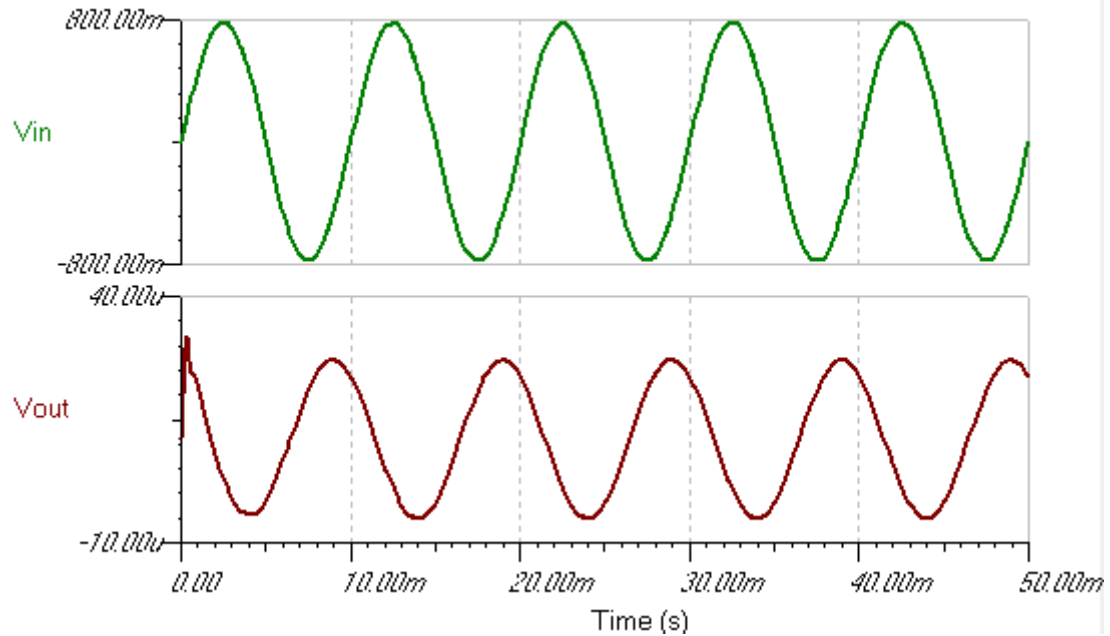
Βλέπουμε πως στην είσοδο αυξάνεται σταδιακά η τάση η οποία όταν έχει συχνότητα $f = 10.71\text{kHz}$ παρουσιάζει την υψηλότερη τιμή η τάση με $V_{in} = 51.42\text{ V}$ και στην συνέχεια μειώνεται. Στην έξοδο παρατηρούμε πως η τάση ξεκινάει με $V_{out} = -9\text{ V}$ αυξάνεται ελαφρά χωρίς να ξεπεράσει το μηδέν και εν συνέχεια μειώνεται. Όταν η συχνότητα είναι και πάλι $f = 10.64\text{kHz}$ υπάρχει απότομη αλλά μικρή αύξηση της τάσης έως $V_{out} = -22.95\text{ V}$ και στην συνέχεια συνεχίζει να μειώνεται.



Γράφημα 15: Όλες οι κυματομορφές σήματος εξόδου που προκύπτουν από όλες τις βαθμίδες, φίλτρα και τον ανορθωτή σε χρόνο 20ms για καλύτερη ανάλυση.

5.3.2 Φίλτρα με τον ενισχυτή INA 132

High-pass Filter

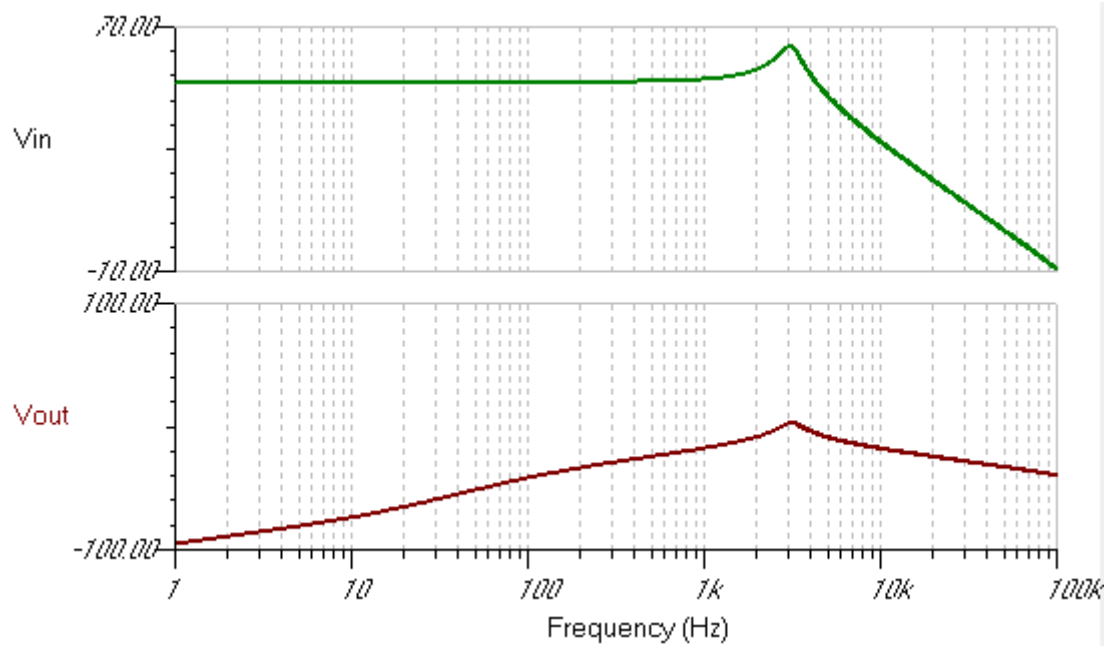


Γράφημα 16: Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος φίλτρου υψηλής διέλευσης με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.

Τάση σήματος εισόδου: $V_{in_pp} = 1.56 \text{ V}$, $V_{in_DC} = 1.22 \text{ mV}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Τάση σήματος εξόδου: $V_{out_pp} = 36.74 \mu\text{V}$, $V_{out_DC} = 10.97 \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

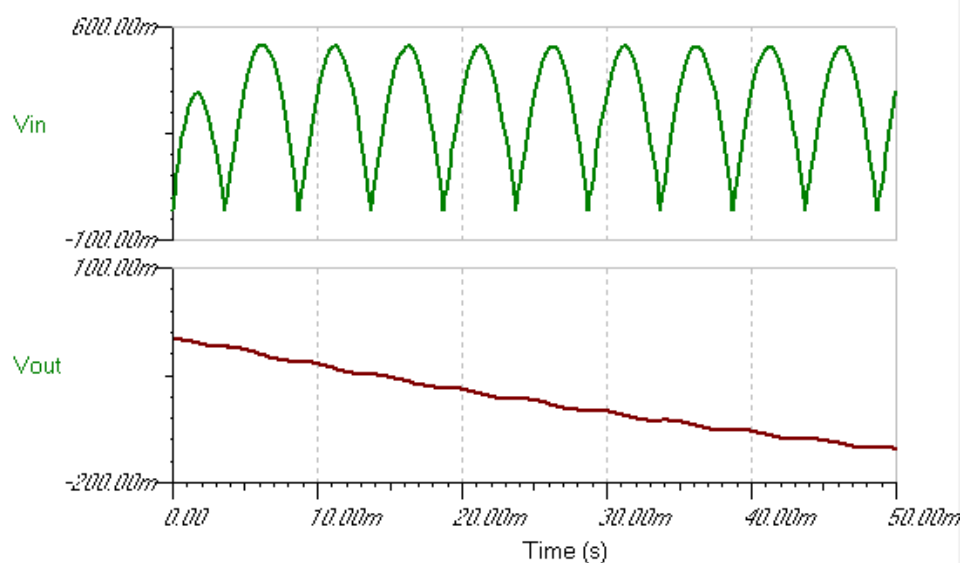
Ενώ το κέρδος είναι $G = \frac{V_{out_pp}}{V_{in_pp}} = \frac{36.74 \mu\text{V}}{1.56 \text{ V}} = 23.55$



Γράφημα 17: Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου AC ανάλυσης φίλτρου υψηλής διέλευσης με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.

Παρατηρούμε πως στην είσοδο η τάση είναι σταθερή με $V_{in} = 51.82 \text{ V}$ ενώ βλέπουμε πως στα 63.71 V έχει φτάσει στην ψηλότερη τιμή με συχνότητα $f = 3.06 \text{ kHz}$ και απότομα μειώνεται. Σε αντίθεση με την είσοδο στην έξοδο υπάρχει σταδιακή αύξηση της τάσης έως $V_{out} = 2.72 \text{ V}$ με την συχνότητα να είναι $f = 3.2 \text{ kHz}$ ενώ στην συνέχεια μειώνεται σταδιακά.

Low-pass Filter

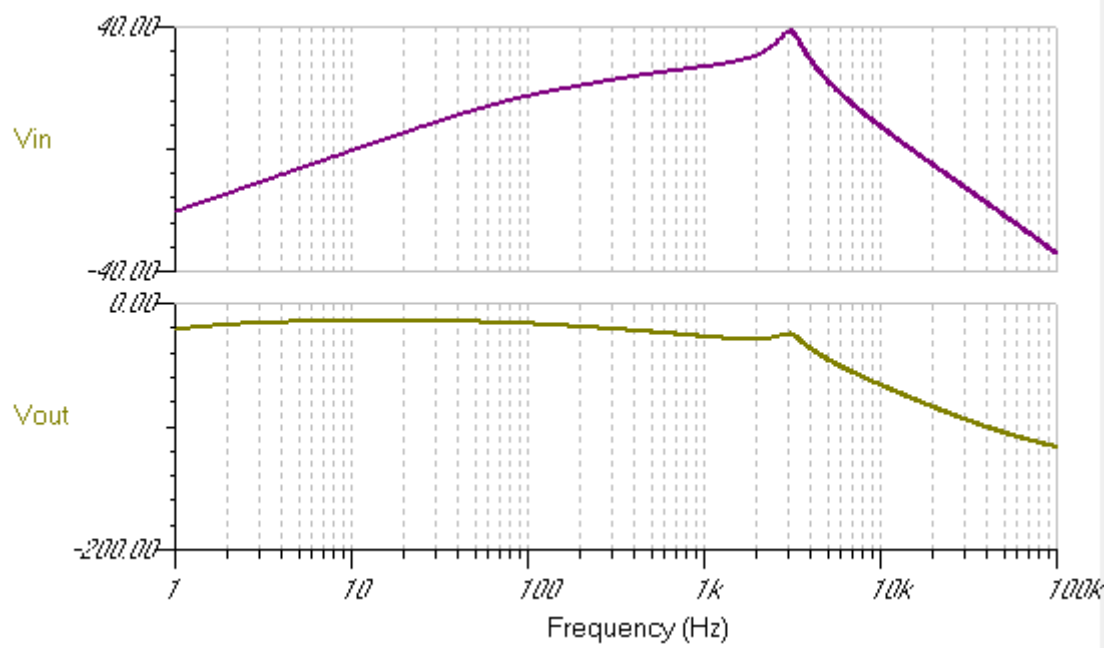


Γράφημα 18: Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου κυκλώματος φίλτρου χαμηλής διέλευσης με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.

Τάση σήματος εισόδου: $V_{in_pp} = 543.57 \text{ mV}$, $V_{in_DC} = 24.66 \text{ } \mu\text{V}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Τάση σήματος εξόδου: $V_{out_pp} = 152.64 \text{ mV}$, $V_{out_DC} = 426.98 \text{ nV}$, $f = 100 \text{ Hz}$

Ενώ το κέρδος είναι $G = \frac{V_{out_pp}}{V_{in_pp}} = \frac{152.64 \text{ mV}}{543.57 \text{ mV}} = 0.28$



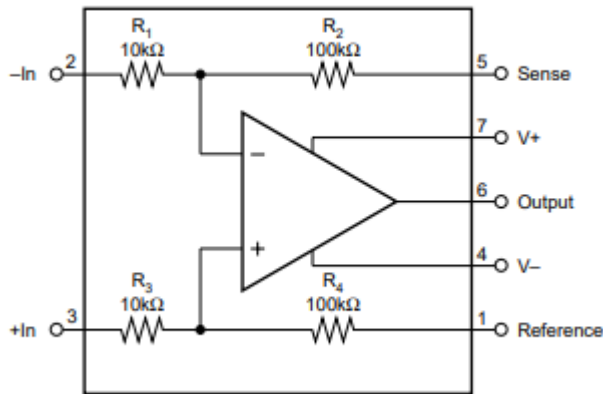
Γράφημα 19:Κυματομορφή σήματος εισόδου και εξόδου AC ανάλυσης φίλτρου χαμηλής διέλευσης με την χρήση του INA 132 διαφορικού ενισχυτή.

Βλέπουμε πως στην είσοδο αυξάνεται σταδιακά η τάση η οποία όταν έχει συχνότητα $f = 3.1 \text{ kHz}$ παρουσιάζει την υψηλότερη τιμή η τάση με $V_{in} = 38.57 \text{ V}$ και στην συνέχεια μειώνεται. Στην έξοδο παρατηρούμε πως η τάση ξεκινάει με $V_{out} = -21.52 \text{ V}$ αυξάνεται ελαφρά χωρίς να ξεπεράσει το μηδέν και εν συνέχεια μειώνεται. Όταν η συχνότητα είναι και πάλι $f = 3.04 \text{ kHz}$ υπάρχει απότομη αλλά μικρή αύξηση της τάσης έως $V_{out} = -25.17 \text{ V}$ και στην συνέχεια συνεχίζει να μειώνεται.

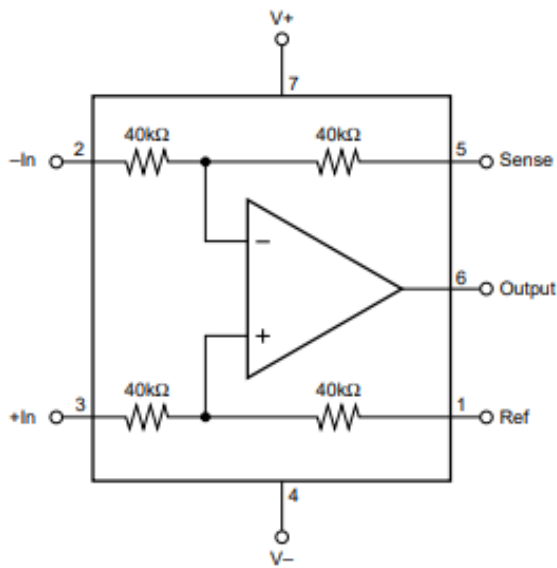
5.4 Διαφορές ενισχυτών INA 106 & INA 132

Με την σύγκριση των δύο διαφορικών ενισχυτών του INA 106 και του INA 132 παρατηρούμε πως στο κύκλωμα το πλάτος είναι χαμηλότερο στον INA 132 περίπου τέσσερις φορές από το πλάτος του INA 106, καθώς και στα φίλτρα διέλευση στην AC ανάλυση παρουσιάζεται απότομη αύξηση της τάσης όταν συχνότητα είναι $f = 3 \text{ kHz}$ αντίθετα με τον INA 106 που παρουσιάζει αύξηση όταν $f = 10 \text{ kHz}$ περίπου. Υπάρχει

όμως η εξαίρεση στο πρώτο στάδιο ενισχυτή όπου το πλάτος και στις δύο εισόδους είναι ίδιο. Οι χαμηλές τιμές που παρουσιάζονται στην έξοδο του κυκλώματος αλλά και στα υπόλοιπα μέρη του με την χρήση του INA 132 συμβαίνει γιατί υπάρχουν διαφορές στις εσωτερικές τους αντιστάσεις. Όπως φαίνεται παρακάτω ο διαφορικός ενισχυτής INA 106 περιέχει δύο αντιστάσεις των $10\text{k}\Omega$ και δύο αντιστάσεις των $100\text{k}\Omega$. Αντιθέτως ο INA 132 περιέχει τέσσερις αντιστάσεις των $40\text{k}\Omega$.



Σχήμα 16: Εσωτερικά χαρακτηριστικά διαφορικού ενισχυτή INA 106.



Σχήμα 17: Εσωτερικά χαρακτηριστικά διαφορικού ενισχυτή INA 132

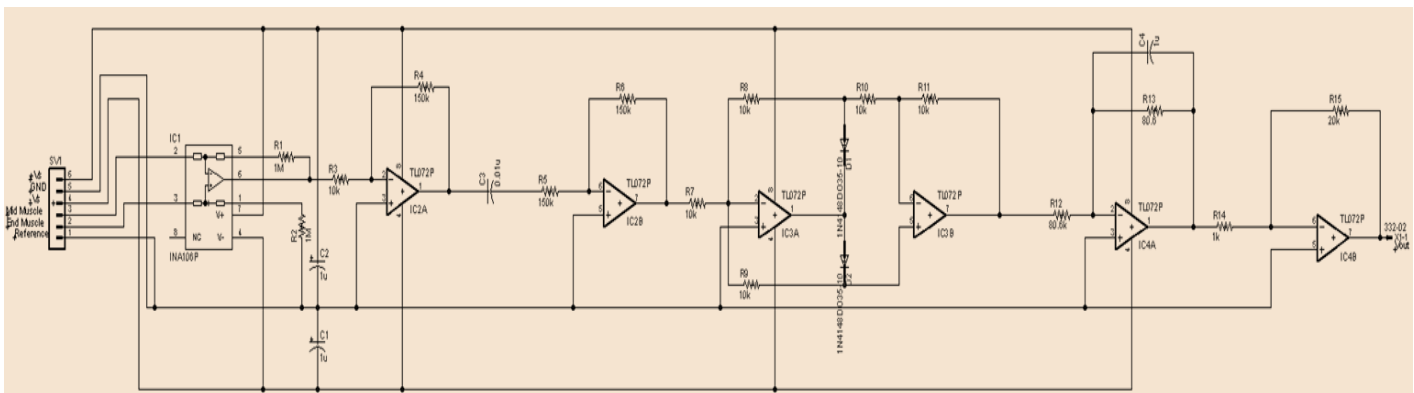
Τέλος χρησιμοποιούμε δύο αντιστάσεις των 100Ω μεταξύ της γεννήτριας σημάτων και των ακροδεκτών 2 και 3 του διαφορικού ενισχυτή συνδέοντας αυτές στην γείωση. Με αυτήν την συνδεσμολογία ρυθμίζουμε έτσι ώστε το πλάτος των δύο εισόδων του διαφορικού ενισχυτή να ξεκινάει όσο πιο κοντά στο μηδέν γίνεται. Επίσης εάν οι αντιστάσεις έχουν μεγαλύτερη τιμή τότε το πλάτος ξεκινάει πιο χαμηλά από το μηδέν ενώ η τιμή του πλάτους στην είσοδο των ενισχυτών είναι μεγαλύτερη. Η έξοδος στα

επιμέρους κομμάτια του κυκλώματος δεν επηρεάζεται από τις δύο αντιστάσεις και έτσι οι τιμές είναι οι επιθυμητές. Κλείνοντας παρατηρούμε πως στην έξοδο του κυκλώματος παρουσιάζεται ολοκλήρωση του κυκλώματος το οποίο οφείλεται στην εφαρμογή του τελεστικού ενισχυτή 3^{ης} βαθμίδας ,ενώ και από τα αποτελέσματα που εμφανίζει το κέρδος η έξοδος είναι αυτή που περιμένουμε. Όλες οι μετρήσεις και οι κυματομορφές που βρήκαμε πραγματοποιήθηκαν με την χρήση της εφαρμογής TINA Spice.

Κεφάλαιο 6^ο : Κατασκευή Ηλεκτρομυογράφου σε PCB

6.1 Σχεδιαστικό μέρος χρησιμοποιώντας το Eagle

Ένα σχέδιο PCB για το σύστημα EMG δημιουργήθηκε χρησιμοποιώντας το EAGLE. Το σχηματικό στη συνέχεια μετατράπηκε σε PCB. Το Σχήμα 17 δείχνει το σχηματικό και το Σχήμα 18 δείχνει τη διάταξη του πίνακα. Η πλακέτα έχει μια κεφαλίδα 6 ακίδων για τη σύνδεση του τροφοδοτικού, των ηλεκτροδίων, και μία κεφαλίδα για την έξοδο του συστήματος. Στο σύστημα ΗΜΓ υπάρχουν τρία ηλεκτρόδια. Δύο συνδέονται στις αρνητικές και θετικές εισόδους του ενισχυτή οργάνων ενώ το τρίτο ηλεκτρόδιο (ηλεκτρόδιο αναφοράς) συνδέεται απλώς με τη γείωση. Οι πυκνωτές αποσύνδεσης τοποθετούνται κοντά στην παροχή.



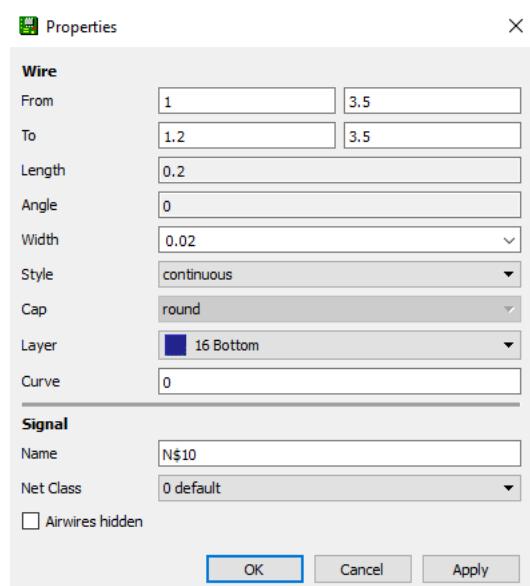
Σχήμα 18: Σχηματική απεικόνιση EMG για το PCB

Το κύκλωμα έχει ένα επίπεδο γείωσης στο πάνω και στο κάτω μέρος. Στην πλακέτα έχει χρησιμοποιηθεί μόνο η μία πλευρά της για λόγους οικονομίας χώρου και χρόνου στη εκτύπωσή της. Τα κύρια IC της πλακέτας είναι το INA106 IC Chip, το TL072P και δύο διόδοι τύπου 1N4148. Το υπόλοιπο των εξαρτημάτων αποτελούνται από τυπικές αντιστάσεις και πυκνωτές.

Η πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος στην οποία βρίσκεται το κύκλωμα αποτελεί ένα πρόσθετο εξάρτημα κυκλώματος που πρέπει να εξεταστεί προσεκτικά για καλά αποτελέσματα στην κατασκευή πρωτοτύπων. Παρακάτω παρατίθενται τα πρακτικά ζητήματα που επηρέασαν περισσότερο την ανάπτυξη του πρωτοτύπου EMG.

- **Διαδρομές:** Οι διαδρομές μεταξύ των συνδέσεων πρέπει να είναι όσο το δυνατόν πιο άμεσες χωρίς να σχηματίζουν καμπύλες ή κορυφές 90. Τα δύο βασικά χαρακτηριστικά που πρέπει να ρυθμιστούν είναι το πλάτος και το κενό ανάμεσα στα διάφορα κομμάτια του κυκλώματος. Έτσι λοιπόν έχουμε ρυθμίσει το πλάτος σε 0,02 inch και το κενό ανάμεσά τους σε 0,05 inch.

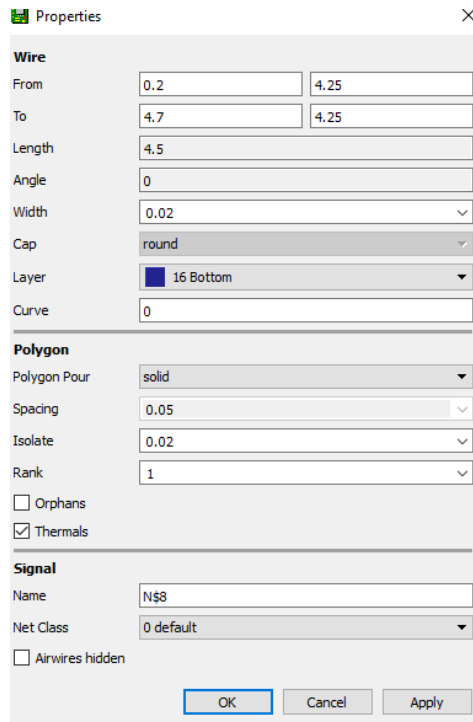
Γενικά, οι διαδρομές πρέπει να είναι όσο το δυνατόν πιο σύντομες γίνεται για να αποφευχθούν διάφορες επιδράσεις όπως ο θόρυβος ή και παρεμβολές.



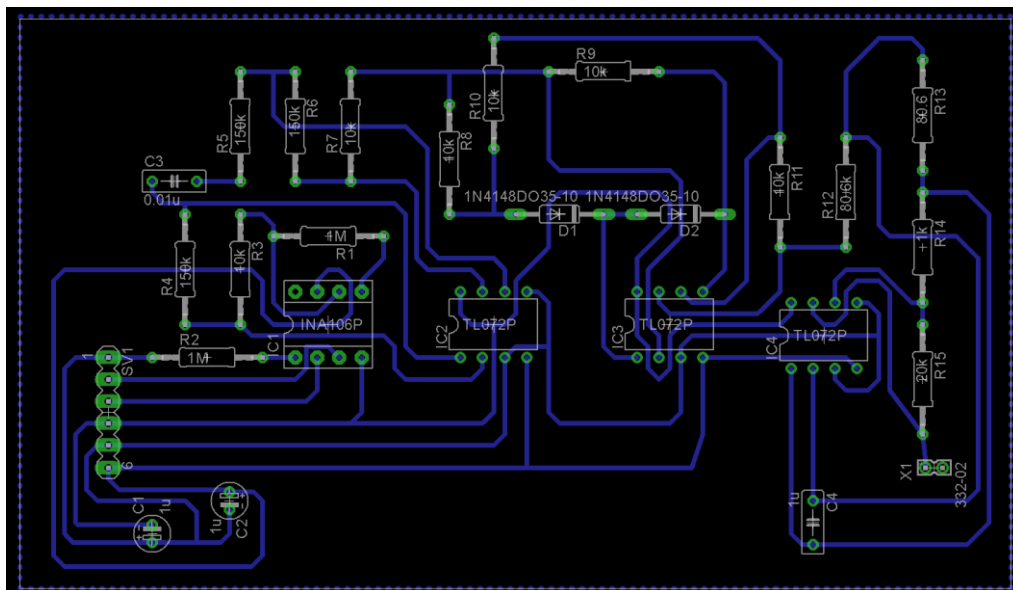
Εικόνα 21: Ρυθμίσεις πλάτους διαδρομών

- **Layers:** Για την κατασκευή του EMG κυκλώματος σε PCB, χρησιμοποιήσαμε δύο επίπεδα. Κατ' αρχήν το επάνω επίπεδο (top layer) είναι για την τοποθέτηση αλλά και τη δρομολόγηση των εξαρτημάτων, ενώ το δεύτερο επίπεδο είναι το κάτω στο οποίο θα πραγματοποιηθούν οι κολλήσεις αλλά και θα χαραχθεί η διαδρομή του κυκλώματος.

- **Ground planes:** Υπάρχουν δύο διαφορετικές γειώσεις στο κύκλωμα εκ των οποίων μία απομονωμένη από τη γείωση της γραμμής ισχύος σε επαφή με τον ασθενή και άλλη μη απομονωμένη συνδεδεμένη με τον ενισχυτή. Χρησιμοποιήθηκε ένα στρώμα για τον εντοπισμό αυτών των δύο γειώσεων επιτρέποντας την άμεση σύνδεση γείωσης παντού στην πλακέτα με το πλάτος απομόνωσης να είναι 0,02 inch .



Εικόνα 22: Ρυθμίσεις ground plane




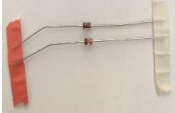
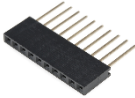


Σχήμα 19: Διάταξη της PCB πλακέτας για το EMG κύκλωμα

6.2 Κατασκευαστικό μέρος ΗΜΓ

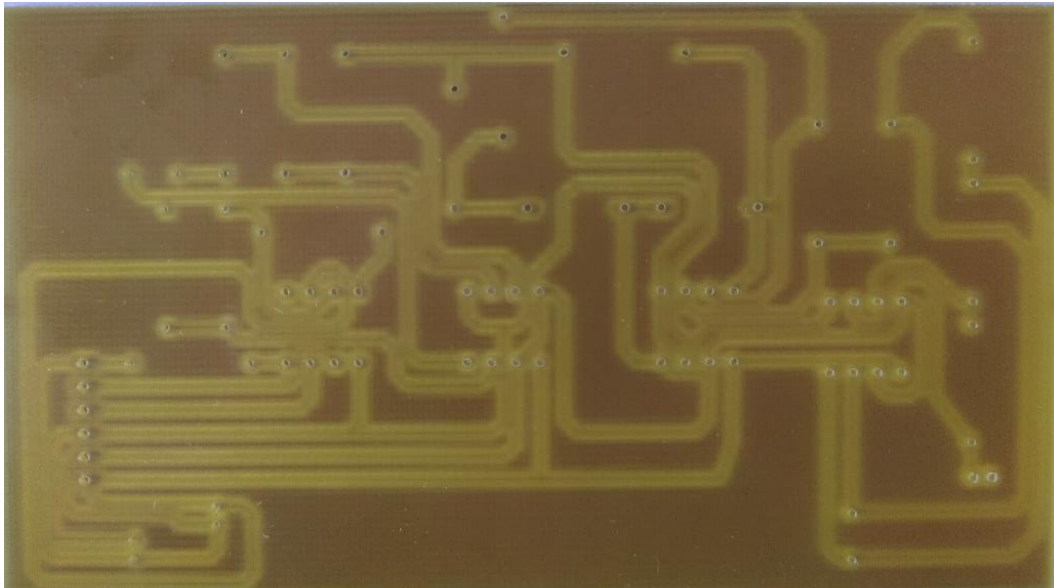
Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται τα σημαντικότερα αντικείμενα με τα οποία κατασκευάστηκε ο ΗΜΓ. Οι παρακάτω ενισχυτές είναι κατασκευασμένοι από την εταιρεία Texas instruments. Όπως μπορούμε να διακρίνουμε η κατασκευή αποτελείται

από τα τέσσερα βασικά chip εκ των οποίων ενός διαφορικού ενισχυτή τύπου INA 106KP και τριών τελεστικών ενισχυτών τύπου TL072CP τα οποία τοποθετήθηκαν πάνω σε τέσσερις βάσεις. Επίσης χρησιμοποιούνται δύο δίοδοι τύπου 1N4148, ενώ για την σύζευξη καλωδίων χρησιμοποιούμε δύο female pin header των έξι ακίδων για την τροφοδοσία, την γείωση και τις εισόδους και δύο ακίδων αντίστοιχα για την έξοδο του κυκλώματος. Εκτός αυτών βέβαια το κύκλωμα αποτελείται από πληθώρα αντιστάσεων και πυκνωτών.

Τύπος	Όνομα	Ποσότητα	Εικόνα
Differential Amplifier	INA 106KP	1	
Operational Amplifier	TL072CP	3	
Βάσεις IC	DIP 8	4	
Δίοδοι	1N4148	2	
Βάση καλωδίων	Female Header 2,54mm	2	

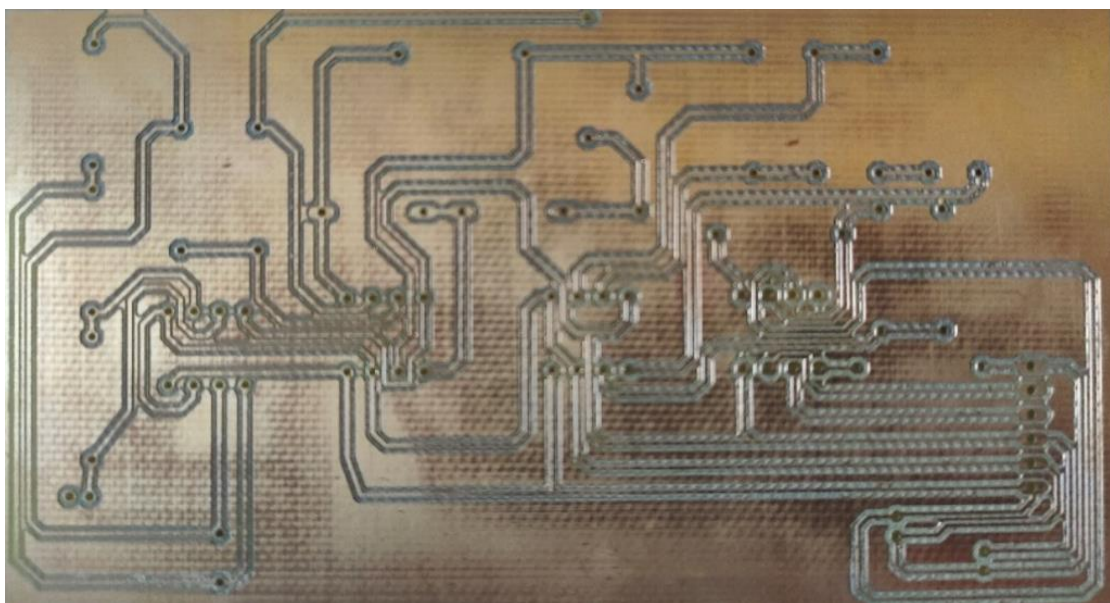
Πίνακας 1: Κατασκευαστικά κομμάτια/εξαρτήματα

Στις παρακάτω εικόνες βλέπουμε την εκτυπωμένη πλακέτα με διαστάσεις 6,4 cm X 11,2 cm η οποία είχε σχεδιαστεί στο Eagle όσο το δυνατόν γινόταν με μικρότερες διαστάσεις όπως εξηγήσαμε παραπάνω. Η παρακάτω εικόνα απεικονίζει την πάνω όψη (Top Layer) του τυπωμένου κυκλώματος στην οποία θα τοποθετήσουμε τα στοιχεία που αποτελούν το κύκλωμα (αντιστάσεις , ενισχυτές , πυκνωτές κλπ.).



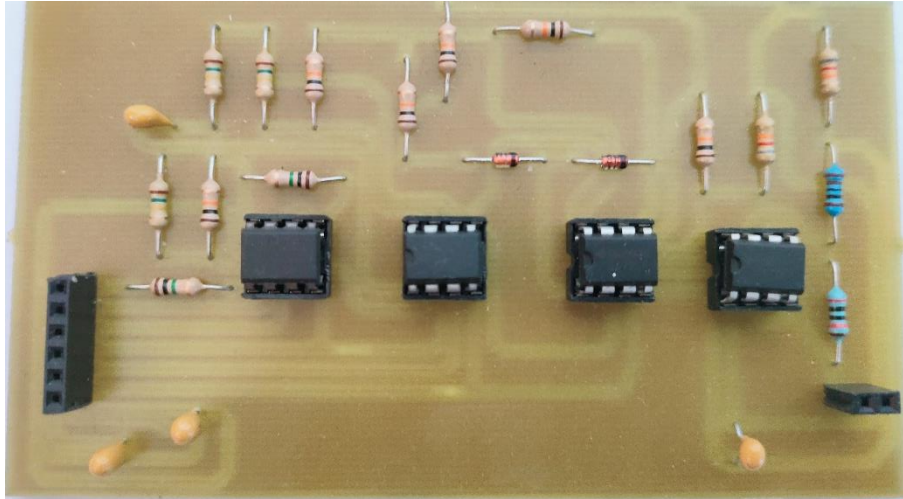
Εικόνα 23: Εκτυπωμένη πλακέτα(Top Layer) σε διαστάσεις 6,4cm X 11,2cm απο το Eagle

Στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε το κάτω μέρος (Bottom Layer) του τυπωμένου κυκλώματος. Όπως παρατηρούμε στο σημείο αυτό φαίνεται η διαδρομή η οποία έχει χαραχθεί και θα θέσει σε λειτουργία το κύκλωμά μας.

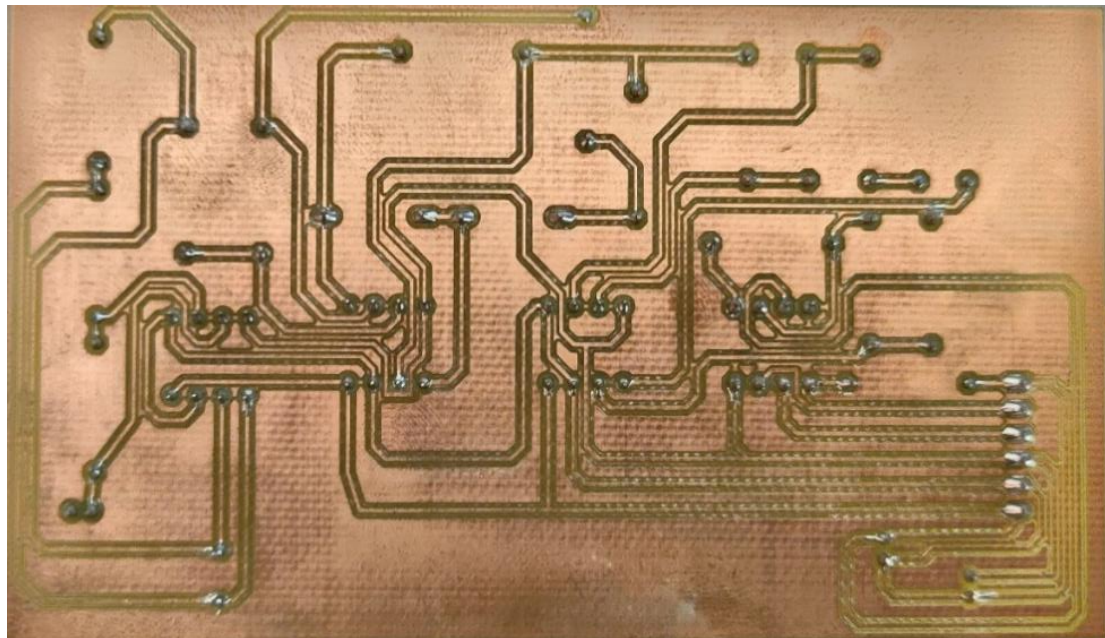


Εικόνα 24: Εκτυπωμένη πλακέτα(Bottom Layer) σε διαστάσεις 6,4cm X 11,2cm απο το Eagle

Στις παρακάτω εικόνες παρουσιάζεται η πλακέτα στην οποία φαίνεται η συνδεσμολογία του κυκλώματος αφού γίνει η κόλληση με τα εξαρτήματα. Στην εικόνα 25 εμφανίζεται το top layer της πλακέτας, μαζί με τους ενισχυτές, τις βάσεις IC, τις διόδους και τις βάσεις των καλωδίων όπως αναφέρονται στον πίνακα 1. Επίσης στην πλακέτα υπάρχουν οι αντιστάσεις μαζί με τους πυκνωτές.



Εικόνα 25: Το πάνω μέρος της πλακέτας μαζί με τα εξαρτήματα



Εικόνα 26: Το κάτω μέρος της πλακέτας μετά την συναρμολόγηση με τα υλικά.

Στην εικόνα 26 απεικονίζεται το bottom layer της πλακέτας στο οποίο φαίνονται οι κολλήσεις που έγιναν.

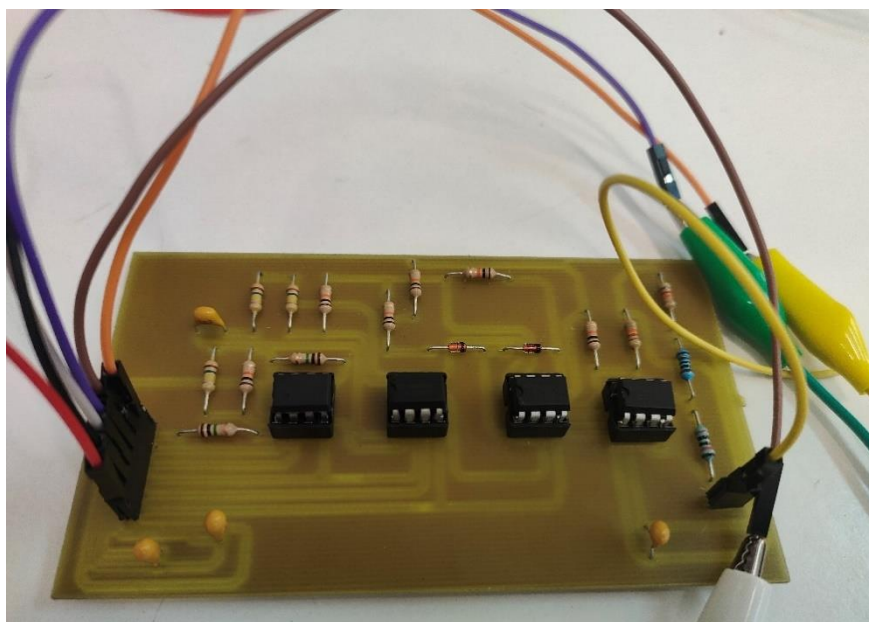
Κεφάλαιο 7^ο: Πειραματική διαδικασία και αποτελέσματα μετρήσεων παλμογράφου

7.1 Διαδικασία και συνδεσμολογία πειράματος

Τύπος	Όνομα	Ποσότητα	Εικόνα
Καλώδια ζεύξης κυκλώματος	Haitronic Dupont Wires	6	
Καλώδια τροφοδοσίας παλμογράφου-ηλεκτροδίων	Alligator Clips	8	
Αυτοκόλλητο ηλεκτρόδιο	Skintact	3	

Πίνακας 2: Διάφοροι τύποι καλωδίων

Στην παρακάτω εικόνα απεικονίζεται η πλακέτα με τις συνδέσεις που έχουν πραγματοποιηθεί, χρησιμοποιώντας τα εξαρτήματα που παρουσιάζονται στους πίνακες 1, 2.



Εικόνα 27: Σύνδεση κυκλώματος

7.2 Αποτελέσματα μετρήσεων με τη χρήση παλμογράφου

Σε αυτό το σημείο, έχει ολοκληρωθεί η κατασκευή του κυκλώματος. Αφού χρησιμοποιήσαμε τα εξαρτήματα που προαναφέρθηκαν παραπάνω αλλά και τις συνδεσμολογίες των καλωδίων για την κατασκευή του κυκλώματος, ακολουθούν τα αποτελέσματα των μετρήσεων τα οποία απεικονίζονται με τη χρήση ενός παλμογράφου.

Για την πραγματοποίηση των μετρήσεων χρησιμοποιήθηκαν ένα τροφοδοτικό και μια γεννήτρια συχνοτήτων. Το τροφοδοτικό ρυθμίστηκε στα 9 volt ενώ μπορεί να λειτουργήσει μέχρι τα 12-14 Volts τα οποία είναι και η αντοχή των ενισχυτών που χρησιμοποιήσαμε. Η γεννήτρια συχνοτήτων χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με τον παλμογράφο για καλύτερη ανάλυση των κυματομορφών, για λιγότερους θορύβους αλλά και για τη ρύθμιση ημιτονοειδούς πλάτους και συχνότητας στα 100 Hz.

Παρακάτω παρουσιάζονται οι μετρήσεις εισόδου και εξόδου από τα εξής στάδια:

- 1^ο Στάδιο ενισχυτή INA 106
- 2^ο Στάδιο ενισχυτή TL072P (High-pass Filter)
- 3^ο Στάδιο ενισχυτή TL072P (Full wave rectifier)
- 4^ο Στάδιο ενισχυτή TL072P (Low-pass Filter)

1^ο Στάδιο ενισχυτή INA 106

Στο 1^ο στάδιο του ενισχυτή INA 106 υπάρχουν δυο είσοδοι εκ των οποίων η μια είναι η mid muscle και η άλλη είναι η end muscle. Η έξοδος είναι κοινή και για τις δυο εισόδους του ενισχυτή και την υπολογίζουμε στην έξοδο του ακροδέκτη 6 του IC1 INA 106.

Παρατηρούμε, ότι το σήμα εισόδου είναι στα 50 mV/div

Έτσι το πλάτος εισόδου είναι $V_{in_pp} = 120 \text{ mV}$ με συχνότητα $f = 100\text{Hz}$.

Αντίστοιχα βλέπουμε το πλάτος εξόδου είναι $V_{out_pp} = 120 \text{ mV}$ με συχνότητα $f = 100\text{Hz}$.

Το πλάτος εισόδου απεικονίζεται με κίτρινο χρώμα ενώ το πλάτος εξόδου με μπλε χρώμα στην εικόνα 28.

Όπως βλέπουμε και στην παρακάτω εικόνα, απεικονίζεται μια ημιτονοειδής κυματομορφή και στο σήμα εισόδου/εξόδου τα οποία έχουν το ίδιο πλάτος.



Εικόνα 28:Ενισχυτής πρώτης βαθμίδας

2^ο Στάδιο ενισχυτή TL072P

Για την εύρεση του πλάτος εισόδου στο 2^ο στάδιο του ενισχυτή TL072P πήραμε τις μετρήσεις στην είσοδο της αντίστασης R3, ενώ για το πλάτος εξόδου πήραμε τις μετρήσεις στον ακροδέκτη 1 του chip IC2 TL072P.

Παρατηρούμε, ότι το σήμα εισόδου είναι στα 100 mV/div

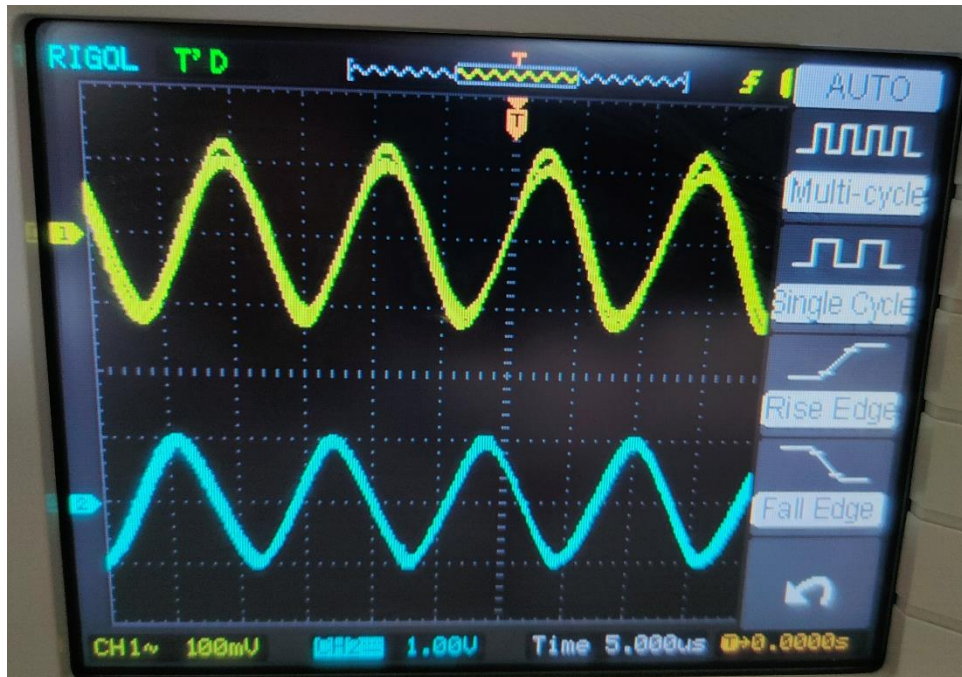
Έτσι το πλάτος εισόδου είναι $V_{in_pp} = 220$ mV με συχνότητα $f = 100$ Hz.

Αντίστοιχα βλέπουμε το πλάτος εξόδου είναι $V_{out_pp} = 2$ V με συχνότητα $f = 100$ Hz.

Το πλάτος εισόδου απεικονίζεται με κίτρινο χρώμα ενώ το πλάτος εξόδου με μπλε χρώμα στην εικόνα 29.

Όπως βλέπουμε και στην παρακάτω εικόνα, απεικονίζεται μια ημιτονοειδής κυματομορφή όπως στο πρώτο στάδιο, παρόλα αυτά βλέπουμε πως το σήμα εξόδου

είναι σχεδόν δέκα φορές μεγαλύτερο από το σήμα εισόδου και αυτό οφείλετε στην δυνατότητα ενίσχυσης του τελεστικού ενισχυτή που χρησιμοποιούμε.



Εικόνα 29: Ενισχυτής δεύτερης βαθμίδας

High-pass Filter

Το επόμενο σημείο του κυκλώματος που θα πάρουμε μετρήσεις είναι αυτό των φίλτρων. Αρχικά θα δούμε το high-pass filter το οποίο για το πλάτος εισόδου πήραμε τις μετρήσεις στην έξοδο της αντίστασης R5 ενώ για το πλάτος εξόδου πήραμε τις μετρήσεις στην έξοδο του ακροδέκτη 7 του chip IC2 TL072P.

Παρατηρούμε, ότι το σήμα εισόδου είναι στα 50 mV/div

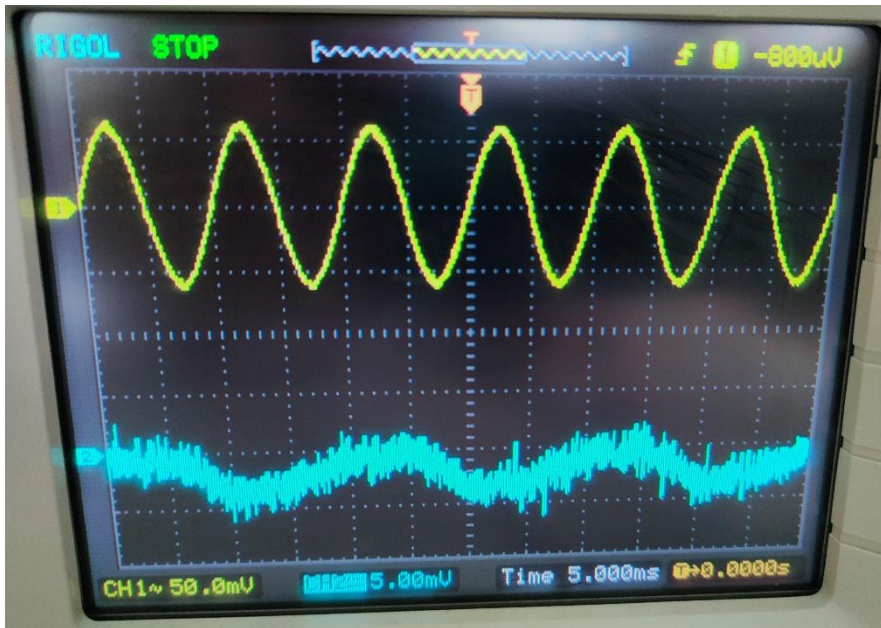
Έτσι το πλάτος εισόδου είναι $V_{in_pp} = 120$ mV με συχνότητα $f = 100$ Hz.

Αντίστοιχα βλέπουμε το πλάτος εξόδου είναι $V_{out_pp} = 5$ mV με συχνότητα $f = 100$ Hz.

Το πλάτος εισόδου απεικονίζεται με κίτρινο χρώμα ενώ το πλάτος εξόδου με μπλε χρώμα στην εικόνα 30.

Όπως βλέπουμε και στην παρακάτω εικόνα, απεικονίζεται μια ημιτονοειδής κυματομορφή στην είσοδο του φίλτρου υψηλής διέλευσης ενώ στην έξοδο του το πλάτος της τάσης μειώνεται από 120 mV σε 5 mV. Αυτό συμβαίνει γιατί το high pass filter εξασθενεί μόνο στοιχεία του σήματος που εμπίπτουν στην περιοχή χαμηλής συχνότητας των 20 Hz και κάτω. Ενώ το σημείο αποκοπής του είναι

$$f = \frac{1}{2\pi(R_{gnd})(C_{gnd})} = \frac{1}{6.28 \cdot 150k\Omega \cdot 10nF} = 106.15 \text{ Hz}$$



Εικόνα 30: High-Pass Filter

3^ο Στάδιο ενισχυτή TL072P

Αντίστοιχα και για το 3^ο στάδιο ενισχυτή TL072P όπως είδαμε και για τα δυο προηγούμενα στάδια πήραμε τις μετρήσεις στην είσοδο της αντίστασης R14 για το πλάτος εισόδου, ενώ για το πλάτος εξόδου πήραμε τις μετρήσεις στον ακροδέκτη 7 του chip IC4 TL072P.

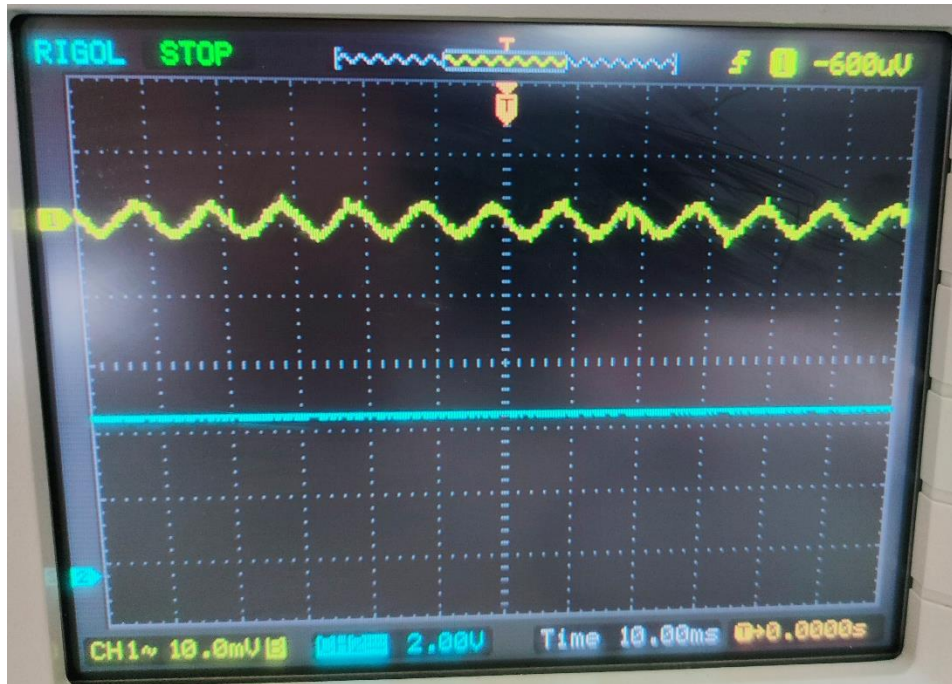
Παρατηρούμε, ότι το σήμα εισόδου είναι στα 10 mV/div

Έτσι το πλάτος εισόδου είναι $V_{in_pp} = 6 \text{ mV}$ με συχνότητα $f = 100\text{Hz}$.

Αντίστοιχα βλέπουμε το πλάτος εξόδου είναι $V_{out_pp} = 2 \text{ V}$ με συχνότητα $f = 100\text{Hz}$.

Το πλάτος εισόδου απεικονίζεται με κίτρινο χρώμα ενώ το πλάτος εξόδου με μπλε χρώμα στην εικόνα 31.

Όπως βλέπουμε και στην παρακάτω εικόνα, απεικονίζεται μια ημιτονοειδής κυματομορφή στην είσοδο του ενισχυτή ενώ στην έξοδο του ενισχυτή το πλάτος της τάσης παρουσιάζεται σταθερά στα 2 V. Παρατηρούμε ότι είναι 100 φορές μεγαλύτερη η τάση εξόδου που δημιουργείται σε σχέση με την είσοδο του 3^{ου} σταδίου ενίσχυσης.



Εικόνα 31:Ενισχυτής τρίτης βαθμίδας

Full wave rectifier

Σειρά έχουν οι μετρήσεις για τον ανορθωτή πλήρους κύματος ο οποίος θα μας βοηθήσει για να μετατρέψουμε τα αρνητικά κομμάτια του σήματος σε θετικά. Έτσι λοιπόν πήραμε τις μετρήσεις στην είσοδο της αντίστασης R7 για το πλάτος εισόδου, ενώ για το πλάτος εξόδου πήραμε τις μετρήσεις στον ακροδέκτη 7 του chip IC3 TL072P.

Παρατηρούμε, ότι το σήμα εισόδου είναι στα 50 mV/div

Έτσι το πλάτος εισόδου είναι $V_{in_pp} = 80 \text{ mV}$ με συχνότητα $f = 100\text{Hz}$.

Αντίστοιχα βλέπουμε το πλάτος εξόδου είναι $V_{out_pp} = 7 \text{ V}$ με συχνότητα $f = 100\text{Hz}$.

Το πλάτος εισόδου απεικονίζεται με κίτρινο χρώμα ενώ το πλάτος εξόδου με μπλε χρώμα στην εικόνα 32.

Όπως βλέπουμε και στην παρακάτω εικόνα, στην είσοδο του ανορθωτή παρατηρούμε πως υπάρχουν αρνητικά σημεία ενώ στην έξοδό του τα σημεία αυτά έχουν μετατραπεί σε θετικά. Βέβαια είναι διαφορετικό αυτό που περιμέναμε καθώς δεν μπορούμε να διακρίνουμε μια ημιτονοειδής. Παρατηρούμε ότι είναι 10 φορές μεγαλύτερη η τάση εξόδου που δημιουργείται σε σχέση με την είσοδο του ανορθωτή καθώς είναι το στάδιο μετατροπής αναλογικής σε ψηφιακή μορφή.



Εικόνα 32: Full wave rectifier

4^ο Στάδιο ενισχυτή TL072P- Low-pass Filter

Τέλος το δεύτερο φίλτρο του κυκλώματος που χρησιμοποιούμε είναι το low-pass filter. Όπως και στις προηγούμενες μετρήσεις έτσι κι εδώ για το πλάτος εισόδου πήραμε τις μετρήσεις στην είσοδο της αντίστασης R12 ενώ για το πλάτος εξόδου πήραμε τις μετρήσεις στην έξοδο του ακροδέκτη 1 του chip IC4 TL072P.

Παρατηρούμε, ότι το σήμα εισόδου είναι στα 50 mV/div

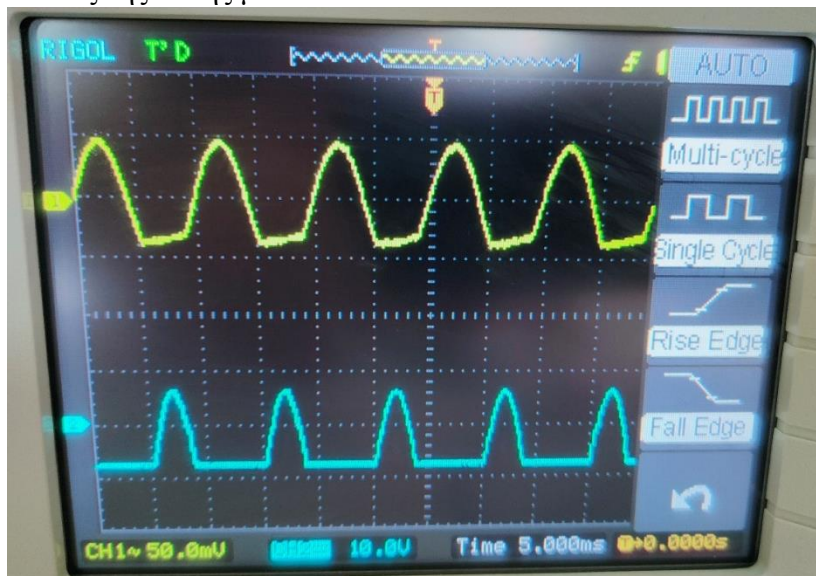
Έτσι το πλάτος εισόδου είναι $V_{in_pp} = 90 \text{ mV}$ με συχνότητα $f = 100\text{Hz}$.

Αντίστοιχα βλέπουμε το πλάτος εξόδου είναι $V_{out_pp} = 7 \text{ V}$ με συχνότητα $f = 100\text{Hz}$.

Το πλάτος εισόδου απεικονίζεται με κίτρινο χρώμα ενώ το πλάτος εξόδου με μπλε χρώμα στην εικόνα 33.

Όπως βλέπουμε και στην παρακάτω εικόνα, το πλάτος εξόδου του φίλτρου υψηλής διέλευσης παρουσιάζει απότομη αύξηση στα 7V σε αντίθεση με το πλάτος εισόδου το οποίο είναι στα 90 mV. Αυτό συμβαίνει διότι με την χρήση του φίλτρου χαμηλής διέλευσης μπορούμε να αποφεύγουμε τους θορύβους υψηλής συχνότητας. Ενώ το σημείο αποκοπής του είναι $f = \frac{1}{2\pi(R_{gnd})(C_{gnd})} = \frac{1}{6.28 \cdot 80.6 \text{ k}\Omega \cdot 1 \mu\text{F}} = 1.97 \text{ Hz}$

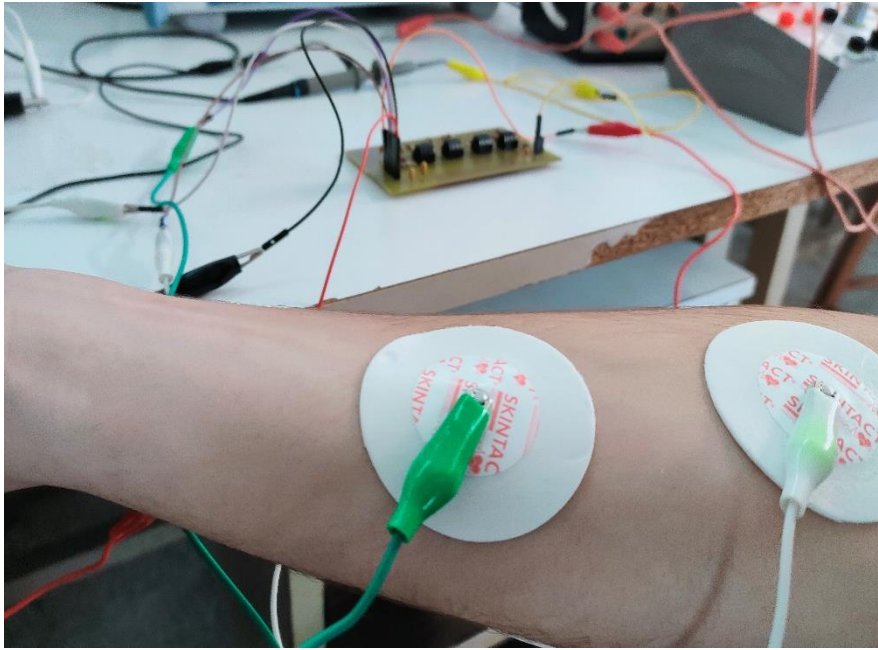
πλάτος της τάσης μειώνεται από 120 mV σε 5 mV



Εικόνα 30: Low-Pass Filter

7.3 Δοκιμή EMG Κυκλώματος

Αφού πραγματοποιήθηκαν λεπτομερώς οι μετρήσεις του EMG κυκλώματος, στο τελικό στάδιο θα δοκιμάσουμε να δούμε πως λειτουργεί πραγματικά το EMG κύκλωμα. Αρχικά όπως έχουμε αναφέρει και παραπάνω για την διαδικασία αυτή θα χρειαστούμε τρία αυτοκόλλητα ηλεκτροδίων η λειτουργία των οποίων καθίσταται απαραίτητη για την σωστή λειτουργία του κυκλώματος αλλά και για σωστά αποτελέσματα. Στην εικόνα 34 βλέπουμε τα δύο αυτοκόλλητα ηλεκτροδίων τα οποία συνδέονται με τις δύο εισόδους του κυκλώματος το End Muscle και το Mid Muscle. Τα δύο αυτά αυτοκόλλητα αναγνωρίζουν την διαφορά δυναμικού η οποία προκύπτει από την κίνηση των μυών του χεριού και πιο συγκεκριμένα στον πήχη. Ενώ το τρίτο αυτοκόλλητο είναι το reference το οποίο ουσιαστικά είναι η γείωση η οποία τοποθετείται στην πίσω μεριά του πήχη και πιο συγκεκριμένα στο οστό του χεριού (π.χ κερκίδα, ωλένη) δηλαδή σε ένα ουδέτερο σημείο του χεριού όπως φαίνεται στην εικόνα 35.

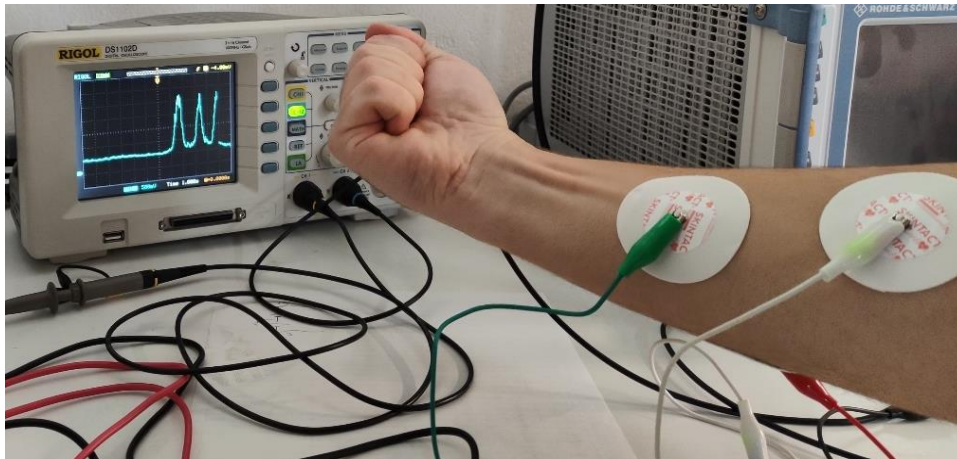


Εικόνα 31: Mid και End Muscle αυτοκόλλητα ηλεκτροδίων



Εικόνα 32: Reference αυτοκόλλητο ηλεκτροδίου

Αφού πραγματοποιήσαμε και την συνδεσμολογία είμαστε έτοιμοι να θέσουμε σε λειτουργία το κύκλωμα ρυθμίζοντας την τάση της τροφοδοσίας στα 9 V ενώ μπορούμε έως και τα 14 V καθώς είναι το όριο αντοχής των ενισχυτών. Με την βοήθεια του παλμογράφου και σε συνδυασμό με την γεννήτρια συχνοτήτων ρυθμισμένη στα 100 Hz πάντα μπορούμε να ξεκινήσουμε τις δοκιμές. Δίνοντας κίνηση στους μύες του χεριού παρατηρούμε στην έξοδο του παλμογράφου να καταγράφεται η επιθυμητή κυματομορφή όπως φαίνεται στην εικόνα 36.



Εικόνα 33: Δοκιμή κυκλώματος και αποτελέσματα εξόδου στον παλμογράφο

Για την πιο σωστή μέτρηση και επειδή το σήμα που παράγει το κύκλωμα είναι πολύ μικρό ρυθμίζουμε τον χρόνο στον παλμογράφο στο ένα δευτερόλεπτο δηλαδή 1sec/div και 500 mV την τάση δηλαδή 500 mV/div. Ως αποτέλεσμα αυτό θα μας δείχνει την κίνηση του μυ συναρτήσει του παλμογράφου χωρίς να υπάρχει κάποια καθυστέρηση και θα είναι ευδιάκριτες οι μετρήσεις. Όπως μπορούμε να δούμε παρακάτω στις εικόνες 37, 38 και 39 αντίστοιχα τις δοκιμές που πραγματοποιήθηκαν.



Εικόνα 34: Δοκιμή 1 απεικόνιση σε παλμογράφο



Εικόνα 35: Δοκιμή 2 απεικόνιση σε παλμογράφο



Εικόνα 36: Δοκιμή 3 απεικόνιση σε παλμογράφο

Τέλος και μετά από αρκετές δοκιμές το κύκλωμα μπορεί να τεθεί κανονικά σε λειτουργία με τα αποτελέσματα να είναι η πραγματική κατάσταση στην οποία βρίσκεται ο εκάστοτε μυς. Επίσης παρατηρήσαμε ότι ανάλογα με την δύναμη που ασκούμε στους μυς αυτό συνεπάγεται με την ανάλογη αύξηση της τάσης. Ενώ το σήμα είναι πολύ μικρό και πιο ευαίσθητο. Όπως μπορούμε να διακρίνουμε και στις παραπάνω εικόνες.

Για παράδειγμα στην εικόνα 37 παρατηρούμε πώς η δύναμη που ασκείται στους μυς ισοδυναμεί περίπου με 2.2 V. Ενώ σε φυσιολογικές συνθήκες όπως στην εικόνα 38 και εικόνα 39 παρατηρούμε πως η τάση είναι 1.5 V και 1.7 V αντίστοιχα.

Κεφάλαιο 8^ο: Συμπεράσματα

Φτάνοντας στο τέλος αυτής της διαδικασίας υλοποιήσαμε τον αρχικό μας στόχο που ήταν ο σχεδιασμός, η εξομοίωση αλλά και η κατασκευή ενός κυκλώματος ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) με απόλυτη επιτυχία. Μέσα από την διαδικασία αυτή μπορούμε να κατανοήσουμε κάποια συμπεράσματα για την δομή και την λειτουργικότητα του κυκλώματος αυτού. Αρχικά μπορούμε να πούμε πως οι μετρήσεις οι οποίες έγιναν κατά την διάρκεια της εξομοίωσης σε σχέση με τις πραγματικές δεν απείχαν πολύ μεταξύ τους, με ελάχιστες εξαιρέσεις και ο λόγος είναι γιατί στο στάδιο της εξομοίωσης οι συνθήκες είναι ιδανικές ενώ στη πραγματικότητα υπάρχουν αποκλείσεις. Για παράδειγμα στην εξομοίωση χρησιμοποιήσαμε αντιστάσεις $R=80.6 \Omega$ ενώ στη πραγματικότητα η αντίσταση ήταν κοντά στα 90Ω (βέβαια μικρή η διαφορά), ενώ σημαντικό ρόλο παίζουν οι συνθήκες που μπορεί να δουλέψει η εφαρμογή ή ακόμα και τα σφάλματα. Αυτό γιατί βλέπουμε στην έξοδο του κυκλώματος να υπάρχει μία ολοκλήρωση η οποία στην πραγματικότητα δεν υπάρχει και αυτό ίσως συμβαίνει γιατί ο όγκος των δεδομένων για τα προγράμματα αυτά να είναι μεγάλος. Το επόμενο συμπέρασμα και πολύ σημαντικό είναι πως το συγκεκριμένο κύκλωμα μπορούμε να το κατασκευάσουμε με την χρήση είτε του διαφορικού ενισχυτή INA 106 είτε με τον διαφορικό ενισχυτή INA 132. Οι ιδιότητες τους είναι πανομοιότυπες και από την εξομοίωση βλέπουμε πως τα αποτελέσματά τους είναι κοινά με όχι και τόσο μεγάλες αποκλείσεις. Η επιλογή στην χρήση του INA 106 ήταν επειδή λόγω διαφοροποίησης των εσωτερικών αντιστάσεων (ο INA 106 περιέχει δύο αντιστάσεις των $10k\Omega$ και δύο αντιστάσεις των $100k\Omega$ σε αντίθεση με τον INA 132 που περιέχει τέσσερις αντιστάσεις των $40k\Omega$ μας παρέχει καλύτερα αποτελέσματα και είναι πιο αποδοτική. Με το πέρας της κατασκευής και των δοκιμών το κύκλωμα λειτουργεί με την απόδοση να είναι εξαιρετική και τα αποτελέσματα λεπτομερή. Παρατηρούμε ότι το σήμα του ηλεκτρομυογραφήματος είναι ευαίσθητο με συνέπεια να υπάρχει η πιθανότητα θορύβου. Αυτός είναι και ο λόγος για τον οποίον χρησιμοποιούμε ενισχυτές αλλά και φίλτρα. Τέλος στο λειτουργικό κομμάτι συμπεραίνουμε πως με αύξηση της δύναμης που ασκούμε σε κάποιον μυ παρατηρούμε την ανάλογη αύξηση της τάσης.

8.1 Περαιτέρω ανάπτυξη και εφαρμογές

Μετά το πέρας της κατασκευής του EMG κυκλώματος υπάρχουν κάποιες εφαρμογές στις οποίες μπορεί να εφαρμοστεί ακόμα και να αναπτυχθεί. Το κύκλωμα μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε διάφορες εφαρμογές οι κυριότερες είναι για νευρολογική ή ιατρική αποκατάσταση ενώ μπορεί να δουλέψει σε καταστάσεις όπως για εφαρμογή πρόσθετων μελών, ρομποτικών χεριών ακόμα και σε εφαρμογές για ηλεκτρονικά παιχνίδια. Επίσης το κύκλωμα με την βοήθεια μικροεπεξεργαστών θα μπορούσε να υλοποιηθεί και σε κατάσταση ασύρματης λειτουργίας, ενώ θα μπορούσε να μας δείχνει τα αποτελέσματα των μετρήσεων σε αποκλειστική οθόνη. Τέλος με τη βοήθεια αυτού του κυκλώματος μπορεί να υπάρξει εφαρμογή που υπό προϋποθέσεις να επιτρέπει την μετακίνηση αντικειμένων δίχως να τα ακουμπήσουμε όπως για παράδειγμα τηλεκατευθυνόμενα αυτοκίνητα, drones κτλ ή ακόμα και σε συστήματα ασφαλείας όπως κάμερες 360° .

Βιβλιογραφία

1. Alman, Ali & Iqbal, Javaid & Izhar, Umer & Khan, Umar & Rashid, Nasir. (2012). Optimized circuit for EMG signal processing. 2012 International Conference on Robotics and Artificial Intelligence, ICRAI 2012. 208-213. 10.1109/ICRAI.2012.6413390.
2. Brittney mitchell, lacey whited anatomy, shoulder and upper limb, forearm muscles treasure island (fl): statpearls publishing; 2022 jan.(<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/nbk536975/>).
3. Carlo j. De luca, surface electromyography: detection and recording 2002 surface ed. (<https://www.semanticscholar.org/paper/surface-electromyography%3a-detection-and-recording-luca/992836d36c1ae4b56314e8b15f087822a1995c93/figure/1>).
4. Diy muscle sensor / emg circuit for a microcontroller (<http://www.instructables.com/id/muscle-emg-sensor-for-a-microcontroller/>).
5. Dr. Luis raul lepori: miniatlas-μυοσκελετικό σύστημα, wyeth.
6. Hassan alimam, nibras abo alzahab and m. Mouath alkhayat: design of emg acquisition circuit to control an antagonistic mechanism actuated by pneumatic artificial muscles pams, damascus university.
7. John semmlow, in biomedical engineering, circuits, signals and systems for bioengineers (third edition), academic press, 2018, pages 3-50, isbn 9780128093955 (<https://doi.org/10.1016/b978-0-12-809395-5.00001-1>).
8. jorge r. B. Garay, arshpreet singh, moacyr martucci, hugo d. H. Herrera, gustavo m. Calixto, stelvio i. Barbosa, sergio t. Kofuji: an electromyography signal conditioning circuit simulation experience, *the eleventh international conference on sensor technologies and applications, sensorcomm 2017*.
9. Kin ching wong, kyle aboyowa wood , kai zhang: muscle activity monitor, final report for ece 445.
10. Laboratory experiment no. 6: electromyogram (emg) detector with audiovisual output, university of utah.
11. M.a. cavalcanti garcia and t.m. m. Vieira: surface electromyography: why, when and how to use it, revista andaluza de medicina del deporte · april 2011.
12. Maggio, ana & bonomini, maría & laciar, eric & arini, pedro. (2012). Quantification of ventricular repolarization dispersion using digital processing of the surface ecg. 10.5772/23050.

13. Manuel del olmo and rosario domingo: emg characterization and processing in production engineering, madrid, spain.
14. Marzhan mozhanova: design of a high-resolution surface electromyogram (emg) conditioning circuit, worcester polytechnic institute,2012.
15. N. E. Cotter, d. Christensen, and k. Furse: electromyogram circuit, salt lake city Nuradebah burhan and mohammad afif kasno and rozaimi ghazali and mohd hafiz jali and md radzai said ,discretewt,discrete wavelet transform approach on the electromyography signal processing during rehabilitation exercise, burhan2017.
16. Pourbabae, bahareh & javan roshtkhari, mehrsan & khorasani, k.. (2017). Deep convolutional neural networks and learning ecg features for screening paroxysmal atrial fibrillation patients. Ieee transactions on systems, man, and cybernetics: systems. Pp. 1-10. 10.1109/tsmc.2017.2705582.
17. Robert barański, anna grzeczka: simply and low coast electromyography signal amplifier, poland.
18. San luis obispo: development of a myoelectric detection circuit platform for computer interface applications, california polytechnic state university,2019.
19. Sapsanis a. Christos: «recognition of basic hand movements using electromyography», patras, june 2013.
20. *Sebastián aced lópez*: design and construction of an emg multichannel acquisition system prototype, politecnico di torino,2012.
21. Varghees, nivitha & k i, ramachandran. (2014). A novel heart sound activity detection framework for automated heart sound analysis. Biomedical signal processing and control. 13. 174–188. 10.1016/j.bspc.2014.05.002.
22. Wencong xu: a surface emg system local muscle fatigue detection, delft university of technology,2020.
23. Δημήτριος καβαλιέρος: κατασκευή αυτόνομου συστήματος ηλεκτρομυογράφου (ημγ)με χρήση του arduino μικροελεγκτή, Πάτρα 2021.
24. Λάμπρος Μπισδούνης : Ηλεκτρονικά ΙΙ , Τελεστικοί ενισχυτές
25. <https://training.seer.cancer.gov/anatomy/muscular/structure.html>
26. http://cgi.di.uoa.gr/~k14/sig_sys1.pdf
27. <http://bachlab.pitt.edu/facilities/pet-imaging>
28. <https://informaconnect.com/the-science-behind-x-ray-imaging/>
29. <https://electronicspost.com/introduction-to-signals-and-systems/>
30. https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%A8%CE%B7%CF%86%CE%B9%CE%B1%CE%BA%CF%8C_%CF%83%CE%AE%CE%BC%CE%B1
31. https://repository.kallipos.gr/bitstream/11419/2981/2/02_chapter_06.pdf

32. <https://training.seer.cancer.gov/anatomy/muscular/groups/upper.html>
33. <https://en.wikipedia.org/wiki/Electromyography>
34. https://en.wikipedia.org/wiki/List_of_skeletal_muscles_of_the_human_body#Forearm
35. <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%A0%CE%AE%CF%87%CE%B7%CF%82>
36. <https://www.britannica.com/science/ulna#ref226337>
37. <https://en.wikipedia.org/wiki/Signal>
38. http://dsp.cs.cmu.edu/notes/intro_to_signals/signals.html
39. <https://en.wikipedia.org/wiki/Biosignal>
40. https://www.researchgate.net/figure/Changes-of-digital-infrared-thermal-imaging_fig2_332186941
41. <https://www.istockphoto.com/video/ultrasound-image-of-a-babys-heartbeat-with-sound-audio-gm636779208-113510173>
42. <https://radiologykey.com/magnetic-resonance-imaging-mri-3/>
43. https://www.researchgate.net/figure/Electromyography-EMG-electrodes-and-FSR-sensor-placed-on-patients-muscle_fig4_326842456
44. <https://medlineplus.gov/ency/imagepages/9741.htm>
45. <https://delsys.com/emgworks/signal-quality-monitor/factors/>