

ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ



Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών
Τομέας Ηλεκτρομαγνητικών Εφαρμογών Ηλεκτροοπτικής & Ηλεκτρονικών
Υλικών Εργαστήριο Βιοϊατρικής Οπτικής και Εφαρμοσμένης Βιοφυσικής

Διπλωματική Εργασία με Τίτλο:

**ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΔΙΑΦΟΡΙΚΟΥ ΦΙΛΤΡΟΥ ΜΕ ΣΤΟΧΟ ΤΗΝ
ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΣΕ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΟ**

Γεωργίου Δέσποινα-Πολυξένη

Επιβλέπων Καθηγητής:

Κωνσταντίνος Πολιτόπουλος, Αναπληρωτής Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα Οκτώβριος, 2024

ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ



Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών
Τομέας Ηλεκτρομαγνητικών Εφαρμογών Ηλεκτροοπτικής & Ηλεκτρονικών
Υλικών Εργαστήριο Βιοϊατρικής Οπτικής και Εφαρμοσμένης Βιοφυσικής

Διπλωματική Εργασία με Τίτλο:
**ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΔΙΑΦΟΡΙΚΟΥ ΦΙΛΤΡΟΥ ΜΕ ΣΤΟΧΟ ΤΗΝ
ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΣΕ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΟ**

Γεωργίου Δέσποινα-Πολυξένη

Επιβλέπων Καθηγητής: Κωνσταντίνος Πολιτόπουλος, Αναπληρωτής Καθηγητής ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή 15 Οκτωβρίου 2024

Κ. Πολιτόπουλος
Αν. Καθ. Ε.Μ.Π.

Ι. Παπανάνος
Καθ. Ε.Μ.Π.

Ε. Χουρδάκης
Επικ. Καθ. Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2024(Υπογραφή)

.....

(Γεωργίου Δέσποινα-Πολυξένη)

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

Copyright © – Δέσποινα-Πολυξένη Γεωργίου, 2024

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς το συγγραφέα. Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν το συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευτεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Περίληψη

Ο ηλεκτροεγκεφαλογράφος αποτελεί το κύριο εργαλείο μέτρησης της εγκεφαλικής δραστηριότητας μέσω της καταγραφής των ηλεκτρικών σημάτων του εγκεφάλου με μη επεμβατικό τρόπο. Σκοπός αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η μελέτη και ανάπτυξη ενός διαφορικού φίλτρου πολλαπλής ανάδρασης για τη βελτίωση της ποιότητας του σήματος του ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (EEG) μειώνοντας όσο το δυνατόν περισσότερο το κέρδος του κοινού σήματος που αποτελεί θόρυβο, επιτυγχάνοντας υψηλή ακρίβεια στις καταγραφές.

Η εργασία περιλαμβάνει τον σχεδιασμό του φίλτρου Multi-feedback Instrumentation Amplifier Filter (MFIAF), το οποίο συνδυάζει την ενίσχυση και το φιλτράρισμα των εγκεφαλικών σημάτων σε ένα ενιαίο κύκλωμα. Γίνεται υπολογισμός του φίλτρου. Υποδεικνύεται μία ιδιαίτερα απλοποιημένη ανάλυση, η οποία διευκολύνει τη χρήση του σε εφαρμογές με αυξημένες απαιτήσεις ακρίβειας και αξιοπιστίας. Μέσα από ανάλυση και πειραματική προσομοίωση, παρουσιάζονται παραλλαγές του φίλτρου, όπως low-pass και band-pass φίλτρα, και αξιολογείται η αποτελεσματικότητά τους για την απόρριψη των παρεμβολών και τη διατήρηση του επιθυμητού σήματος.

Στην μελέτη αυτή προτείνεται και ένας καινοτόμος τρόπος για πλήρη απόρριψη του κοινού σήματος με τη χρήση ανάδρασης ρεύματος εντός του ολοκληρωμένου. Η πρωτότυπη αυτή προσέγγιση στοχεύει στην απόκτηση καθαρών και αξιόπιστων εγκεφαλικών σημάτων, επιτρέποντας καλύτερη κατανόηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας και ενισχύοντας τις εφαρμογές της ηλεκτροεγκεφαλογραφίας στην κλινική διάγνωση και την έρευνα.

Λέξεις-κλειδιά: ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, διαφορικό φίλτρο, φίλτρο πολλαπλής ανάδρασης, απόρριψη κοινού σήματος, Multi-feedback Instrumentation Amplifier Filter.

Abstract

The electroencephalograph is the primary tool for measuring brain activity by recording the brain's electrical signals in a non-invasive manner. The purpose of this thesis is to study and develop a differential multi-feedback filter to improve the quality of the electroencephalogram (EEG) signal by minimizing the gain of the common signal, which constitutes noise, thus achieving high accuracy in recordings.

This work includes the design of the Multi-feedback Instrumentation Amplifier Filter (MFIAF), which combines the amplification and filtering of brain signals in a single circuit. The filter is calculated, and a particularly simplified analysis is presented, facilitating its use in applications with increased requirements for accuracy and reliability. Through analysis and experimental simulation, variations of the filter, such as low-pass and band-pass filters, are presented, and their effectiveness in rejecting interference and preserving the desired signal is evaluated.

This study also proposes an innovative method for complete rejection of the common signal using current feedback within the integrated circuit. This original approach aims to obtain clean and reliable brain signals, allowing for a better understanding of brain activity and enhancing the applications of electroencephalography in clinical diagnosis and research.

Keywords: electroencephalogram, differential filter, multi-feedback filter, common mode rejection, Multi-feedback Instrumentation Amplifier Filter.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να εκφράσω τις ολόκαρδες ευχαριστίες μου στον καθηγητή μου Κωνσταντίνο Πολιτόπουλο, Αναπληρωτή Καθηγητή Ε.Μ.Π., για την πολύτιμη καθοδήγηση, την εμπιστοσύνη που μου έδειξε, και για την ευκαιρία να ασχοληθώ με ένα τόσο ενδιαφέρον και καινοτόμο θέμα για τη διπλωματική μου εργασία. Η κατανόηση και η συμπαράστασή του καθ' όλη τη διάρκεια της έρευνας ήταν καθοριστικές για την επιτυχή ολοκλήρωση του έργου.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω την ερευνητική ομάδα της Ιατρικής "MedHub", με την οποία ξεκινήσαμε από κοινού το ερευνητικό έργο που αποτέλεσε τη βάση αυτής της διπλωματικής. Η συνεργασία μας υπήρξε πηγή πολύτιμων γνώσεων και εμπειριών, που μου έδωσαν την ώθηση να προσεγγίσω το θέμα με ακόμα μεγαλύτερο ενθουσιασμό και ενδιαφέρον.

Ευχαριστίες οφείλω στους φίλους και συνοδοιπόρους μου καθ' όλη τη διάρκεια των φοιτητικών μου χρόνων, για τη στήριξή τους στις καλές και τις δύσκολες στιγμές, καθώς και για τις αμέτρητες ώρες αλληλοϋποστήριξης και εργασίας.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω θερμά την οικογένειά μου για την αδιάκοπη υποστήριξη και τις θυσίες που έκαναν όλα αυτά τα χρόνια. Χωρίς την αγάπη και τη βοήθειά τους, δεν θα ήταν εφικτό να διανύσω την πορεία των σπουδών και να εκπληρώσω τους στόχους μου με επιτυχία.

Δέσποινα-Πολυξένη Γεωργίου

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2024

Πίνακας Περιεχομένων

Περίληψη.....	5
Abstract	7
Ευχαριστίες.....	9
Πίνακας Περιεχομένων	11
Κεφάλαιο 1	13
1 Εισαγωγή στην Ηλεκτροεγκεφαλογραφία.....	13
1.1 Τι είναι το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα	13
1.2 Ιστορική Αναδρομή.....	13
1.3 Θετικά και Αρνητικά του Ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος	14
Κεφάλαιο 2	15
2 Ο Ηλεκτροεγκεφαλογράφος από την σκοπιά του Μηχανικού	15
2.1 Εγκεφαλικό Σήμα	15
2.2 Είδη Ηλεκτροδίων του EEG.....	16
2.3 Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων.....	17
2.4 Ηλεκτρόδιο Αναφοράς	18
2.5 Επεξεργασία Σήματος	19
2.6 Θόρυβος.....	19
Κεφάλαιο 3	21
3 Σχεδιασμός του Πρώτου Σταδίου.....	21
3.1 Ανάλυση του Multi-feedback Instrumentation Amplifier Filter (MFIAF).....	21
3.1.1.1 Υπολογισμός της συνάρτησης μεταφοράς του κυκλώματος.....	22
3.2 Απλοποιημένη ανάλυση του Multi-feedback Instrumentation Amplifier Filter (MFIAF).....	25
3.2.1 Κέρδος Κοινού Σήματος.....	25
3.2.1.1 Υπολογισμός της συνάρτησης μεταφοράς του κυκλώματος για το κοινό σήμα.....	25
3.2.2 Κέρδος Διαφορικού Σήματος	27
3.2.2.1 Υπολογισμός της συνάρτησης μεταφοράς του κυκλώματος για το διαφορικό σήμα.....	27
3.3 Συμπεράσματα και παραδείγματα της απλοποιημένης ανάλυσης.....	29
3.3.1.1 Παράδειγμα ενός Low-Pass Διαφορικού Φίλτρου	29
3.3.2 Απόδειξη ισοδυναμίας του αρχικού κυκλώματος MFIAF με τα απλοποιημένα κυκλώματα για το διαφορικό και το κοινό σήμα.....	30
3.3.2.1 Παράδειγμα Ισοδυναμίας	30
3.3.2.2 Παράδειγμα ενός Band-Pass Διαφορικού Φίλτρου	32
3.3.3 Απόρριψη της ενίσχυσης του κοινού σήματος.....	33
3.4 Βελτιστοποίηση σχεδίασης του Multi-feedback Differential Filter με στόχο την χρήση στο EEG..	35
Κεφάλαιο 4.....	38

4	Χρήση Ανάδρασης για Μείωση του Κοινού Σήματος	38
4.1	Ανάδραση Τάσης.....	38
4.2	Ανάδραση Ρεύματος.....	41
	Κεφάλαιο 5	43
5	Πολλαπλές Είσοδοι	43
5.1	Πρώτος Τρόπος	43
5.2	Δεύτερος Τρόπος.....	44
5.2.1	Ανάλυση Συστήματος Προσομοίωσης EEG	45
	Κεφάλαιο 6	55
6	Ανάλυση Θορύβου Συστήματος Προσομοίωσης EEG	55
	Κεφάλαιο 7	58
7	Υλοποίηση Κυκλώματος EEG	58
		62
	Κεφάλαιο 8	66
8	Γενικά Συμπεράσματα.....	66
	Κεφάλαιο 9	67
9	Πιθανές Μελλοντικές Εφαρμογές	67
	Βιβλιογραφία	69

Κεφάλαιο 1

1 Εισαγωγή στην Ηλεκτροεγκεφαλογραφία

1.1 Τι είναι το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα

Το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG) είναι μία τεχνική καταγραφής της εγκεφαλικής δραστηριότητας που επιτρέπει την ανάλυση των ηλεκτρικών σημάτων του εγκεφάλου με υψηλή χρονική ακρίβεια. Τα σήματα αυτά προέρχονται από την ηλεκτροχημική δραστηριότητα των νευρώνων, με τη μεταφορά φορτισμένων ιόντων εντός και εκτός των κυττάρων να δημιουργεί ηλεκτρικό ρεύμα και τη σχετική διαφορά δυναμικού. Οι νευρώνες είναι διεγέρσιμα κύτταρα με χαρακτηριστικές εγγενείς ηλεκτρικές ιδιότητες και η δραστηριότητά τους παράγει ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία. Αυτά τα πεδία μπορούν να καταγραφούν με τη βοήθεια ηλεκτροδίων σε μικρή απόσταση από τις πηγές (το τοπικό HEG ή τα δυναμικά τοπικού πεδίου, LFPs-Local Field Potentials), ή από την επιφάνεια του φλοιού (το ηλεκτροκορτικογράφημα ή ECoG), ή σε μεγαλύτερες αποστάσεις, ακόμα και από το τριχωτό της κεφαλής (το κοινό EEG). [1] Ένας άλλος ορισμός είναι ότι ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ονομάζεται η συνολική καταγραφή των κυματοειδών κινήσεων στα καταγραφόμενα ηλεκτρικά δυναμικά του εγκεφάλου (εγκεφαλικά κύματα). [2]

Παρόλο που το EEG παρέχει μια πολύτιμη εικόνα της εγκεφαλικής δραστηριότητας και έχει εφαρμογές στην έρευνα, τη διάγνωση και τη θεραπεία διαφόρων νευρολογικών διαταραχών, υπάρχουν ακόμα πολλά που δεν γνωρίζουμε για την προέλευση και το νόημα των σημάτων που καταγράφονται. Η ανάλυση του EEG απαιτεί την επίλυση πολύπλοκων μαθηματικών προβλημάτων και την κατανόηση των βιολογικών μηχανισμών που εμπλέκονται.[6]

Η κύρια βιοφυσική του πηγή είναι η ηλεκτρική δραστηριότητα των πυραμιδικών νευρώνων στις φλοιικές στρώσεις IV και V [9], οι οποίοι σχηματίζουν "ανοικτά πεδία" σύμφωνα με την κλασική περιγραφή του Lorente de Nó, με έρευνα να βρίσκεται σε εξέλιξη για την ανίχνευση υποφλοιώδους ηλεκτροφυσιολογικής δραστηριότητας χρησιμοποιώντας EEG στο τριχωτό της κεφαλής [10]. Η ροή του νευρωνικού ρεύματος κατά μήκος των δένδριτών είναι κάθετη στην επιφάνεια του φλοιού, και αυτό συμβάλλει στη δημιουργία των μετρήσιμων σημάτων στο EEG. Υπάρχουν δύο κύρια είδη ενδοκυτταρικών δυναμικών των νευρώνων που συμβάλλουν στο EEG: το δυναμικό δράσης και το μετασυναπτικό δυναμικό. Παρόλο που το μετασυναπτικό δυναμικό είναι μικρότερου μεγέθους, λόγω της μεγαλύτερης διάρκειας και της συγχρονισμένης δράσης με άλλους νευρώνες, θεωρείται ότι συνεισφέρει περισσότερο στη δημιουργία μετρήσιμου εξωκρανιακού ηλεκτρικού πεδίου.

1.2 Ιστορική Αναδρομή

Η μελέτη της συσχέτισης των βιολογικών ηλεκτρικών σημάτων με τις φυσιολογικές λειτουργίες ξεκίνησε ουσιαστικά στα τέλη του 18ου αιώνα [23]. Ο πρώτος που κατέγραψε το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ήταν ο Richard Caton το 1875, χρησιμοποιώντας απλά ηλεκτρόδια και το γαλβανόμετρο, το οποίο είχε εφευρεθεί 17 χρόνια νωρίτερα από τον λόρδο Kelvin. Η έρευνα συνεχίστηκε από τον Vasili Yakovlevich Danilevsky, ο οποίος το 1887 ολοκλήρωσε τη διδακτορική του διατριβή, παρουσιάζοντας δεδομένα εγκεφαλικής δραστηριότητας από πειράματα σε ζώα. Ακολούθησαν ανάλογες έρευνες, που επικεντρώνονταν στη μελέτη της σχέσης των εγκεφαλικών κυμάτων με τα ερεθίσματα που δέχονταν τα πειραματόζωα. Το 1912, για παράδειγμα, ο Ρώσος φυσιολόγος Pravitch-Neminsky μέτρησε τη συχνότητα των κυμάτων και παρατήρησε μεταβολές όταν το πειραματόζωο βρισκόταν σε κατάσταση ασφυξίας.

Ο Hans Berger θεωρείται ο πρωτοπόρος στη μελέτη του ανθρώπινου ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος. Ξεκίνησε τις μελέτες του το 1920 και το 1929 δημοσίευσε την πρώτη του εργασία για το ανθρώπινο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, αναγνωρίζοντας και τον ρυθμό α ως ένα από τα κύρια χαρακτηριστικά του. Ο Berger ήταν αυτός που δημοσίευσε πρώτος ανθρώπινα ηλεκτροεγκεφαλογράφηματα. Παράλληλα μελέτησε τους ρυθμούς α και β σε διάφορες φάσεις, όπως κατά τον ύπνο, τη γενική αναισθησία, και τη διέγερση με κοκαΐνη. Με την εργασία του Berger, ξεκίνησαν και οι έρευνες για την κατασκευή βελτιωμένων ενισχυτών για την καταγραφή του EEG.

Τη δεκαετία του 1930, στη Βόρεια Αμερική, ξεκίνησε η μελέτη του EEG σε σχέση με διάφορες γνωστές παθήσεις, όπως η επιληψία. Επίσης, έγιναν μελέτες που διερευνούσαν τη συσχέτιση συγκεκριμένων ρυθμών με τις φάσεις του ύπνου. Το 1947 ιδρύθηκε η Αμερικανική Κοινότητα EEG (American EEG Society) και το ίδιο έτος διοργανώθηκε το πρώτο παγκόσμιο συνέδριο EEG στο Λονδίνο. Στις δεκαετίες του 1950-1960 αναπτύχθηκαν τα μικροηλεκτρόδια, ενώ πραγματοποιήθηκε το πρώτο EEG βάθους (Depth EEG), με τα ηλεκτρόδια να διεισδύουν στο ανθρώπινο κρανίο. Τέλος, τη δεκαετία του 1970 άρχισε η έρευνα γύρω από τα προκλητά δυναμικά (Evoked Potentials - EPs).

Η έρευνα γύρω από το EEG συνεχίζεται μέχρι σήμερα, με πολλά ζητήματα να παραμένουν ανοιχτά. Βεβαίως, τα σημερινά μηχανήματα προσφέρουν καλύτερης ποιότητας αποτελέσματα, καθώς είναι εξοπλισμένα με υλικό και λογισμικό που κάνουν την καταγραφή EEG πιο εύκολη. Η ψηφιοποίηση των σημάτων και η εξέλιξη της πληροφορικής βοήθησαν στην αντιμετώπιση των περιορισμών που υπήρχαν λόγω του μεγάλου όγκου δεδομένων. Οι επεμβατικές μετρήσεις γίνονται πλέον πιο ανώδυνα με τη χρήση μικροηλεκτροδίων που μπορούν να εισαχθούν με λιγότερες επιπλοκές κάτω από το κρανίο.

1.3 Θετικά και Αρνητικά του Ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος

Το EEG προσφέρει πλεονεκτήματα όπως εξαιρετική χρονική ανάλυση, σχετικά χαμηλό κόστος και μη επεμβατική καταγραφή [8], η οποία συνήθως πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας ηλεκτρόδια στο τριχωτό της κεφαλής. Το ενδοκρανιακό EEG και η Ηλεκτροκορτικογραφία (ECoG, όπου τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται απευθείας στην επιφάνεια του φλοιού) χρησιμοποιούνται επίσης, προσφέροντας σήμα υψηλότερης ποιότητας [11].

Τα προαναφερθέντα πλεονεκτήματα καθιστούν το EEG ιδιαίτερα χρήσιμο για τη διερεύνηση της επιληψίας και άλλων διαταραχών σπασμών, όπου η ηλεκτρική δραστηριότητα είναι στον πυρήνα της παθοφυσιολογίας της διαταραχής και οι πληροφορίες σε πραγματικό χρόνο θεωρούνται κρίσιμες [12]. Ωστόσο, η χρήση του είναι σημαντική και στη μελέτη/διάγνωση και άλλων παθήσεων όπως κακοήθειες του εγκεφάλου [13], λοιμώξεις του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (CNS) [14], διαταραχές ύπνου [15], και πολλά άλλα.

Εκτός από τις διαγνωστικές του εφαρμογές, το EEG παίζει ζωτικό ρόλο στη δημιουργία διεπαφών εγκεφάλου-υπολογιστή (Brain-Computer Interfaces ,BCI), που χρησιμοποιούνται σε κλινικούς (κινητικές και επικοινωνιακές διαταραχές) και μη κλινικούς τομείς. Παραδείγματα μη κλινικών τομέων περιλαμβάνουν εφαρμογές στην έρευνα (Προκλητά Σχετικά Δυναμικά , Λειτουργική Συνδεσιμότητα κ.λπ.), στην ψυχαγωγία, την επικοινωνία και την ευημερία γενικότερα [16].

Σημαντικά μειονεκτήματα του EEG ως βιοσήμα είναι η χαμηλή χωρική του ανάλυση [17] (δείχνει μόνο συγχρονισμένη δραστηριότητα μεγάλων πληθυσμών νευρώνων), η χαμηλή του τάση (1-100 μ V) [18] καθώς και η υψηλή ευαισθησία του στο θόρυβο και τις παρεμβολές.

Κεφάλαιο 2

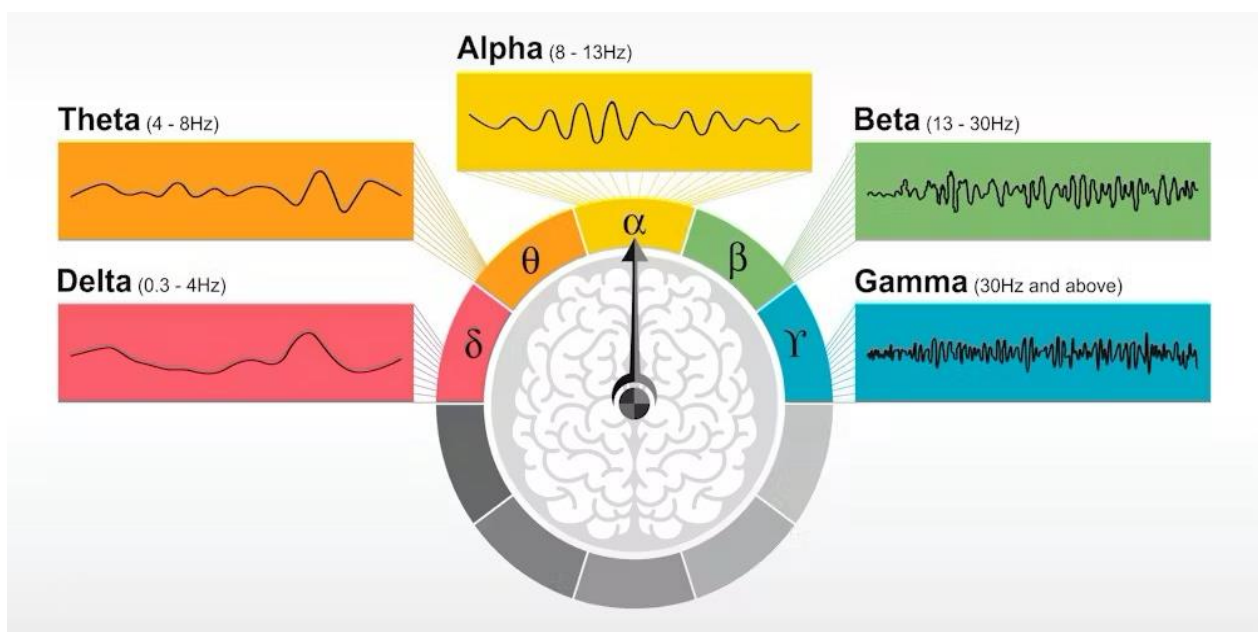
2 Ο Ηλεκτροεγκεφαλογράφος από την σκοπιά του Μηχανικού

2.1 Εγκεφαλικό Σήμα

Οι καταγραφές από τον ηλεκτροεγκεφαλογράφο εμφανίζονται ως κυματομορφές που αντιπροσωπεύουν σήματα, τα οποία αναλύονται σε ένα εύρος συχνοτήτων. Αυτές οι κυματομορφές μπορεί να είναι επαναλαμβανόμενες, είτε ημιτονικές είτε όχι, και ταξινομούνται αντίστοιχα ως «κανονικά κύματα» ή μη.

Τα περισσότερα σήματα του φλοιού που παρατηρούνται στο επιφανειακό EEG κυμαίνονται μεταξύ 1 και 20 Hz, με το πλάτος τους να κυμαίνεται στα μV .

Το φάσμα του EEG χωρίζεται σε διάφορες υποπεριοχές συχνοτήτων ή ρυθμούς, που παίρνουν ονόματα από γράμματα του ελληνικού αλφαβήτου. Μέχρι σήμερα, χρησιμοποιούνται δώδεκα γράμματα γι' αυτόν τον σκοπό, με κάποιες μικρές διαφοροποιήσεις στα όρια αυτών των κατηγοριών. Κάθε ρυθμός συνδέεται με συγκεκριμένες νοητικές καταστάσεις και δραστηριότητες του εγκεφάλου.



Εικόνα 2.1 Οι συνηθέστεροι εγκεφαλικοί ρυθμοί

Πιο συγκεκριμένα οι συνηθέστεροι εγκεφαλικοί ρυθμοί κατά σειρά αυξανόμενης συχνότητας, και συνήθως μειούμενου πλάτους είναι:

- Ο ρυθμός Δέλτα (Δ , delta) που χαρακτηρίζεται από δραστηριότητα πολύ χαμηλής συχνότητας (0.5-4 Hz) η οποία συνήθως σχετίζεται με τον βαθύ και ασυνείδητο ύπνο στους υγιείς ανθρώπους αλλά εμφανίζεται και σε βρέφη και παιδιά. Το πλάτος των δέλτα κυμάτων μπορεί να είναι μερικά δέκατα μV [20].

- Ο ρυθμός Θήτα (Θ , theta) ο οποίος εμφανίζεται ως δραστηριότητα χαμηλής συχνότητας (4-7 Hz) και συνήθως συνδέεται με τα πρώτα στάδια του ύπνου, την υπνηλία και τον διαλογισμό [20]. Ωστόσο, στη βιβλιογραφία περιγράφονται επίσης τα μετωπικά θήτα κύματα της μέσης γραμμής. Αυτός ο τύπος έχει συσχετιστεί με νοητική προσπάθεια, υποδηλώνοντας ότι η προσοχή κατευθύνεται

σε ένα υπάρχον ερέθισμα. Επίσης, μπορεί να εντοπιστούν και στην βρεγματική περιοχή [2]. Συνήθως το πλάτος των κυμάτων θήτα κυμαίνεται μεταξύ 8 και 10 μV [3].

- Ο ρυθμός Άλφα (A, alpha) ο οποίος χαρακτηρίζεται από δραστηριότητα επίσης χαμηλής συχνότητας 8-12 Hz. Τα άλφα κύματα είναι πιο έντονα όταν ο εγκέφαλος βρίσκεται σε κατάσταση χαλάρωσης αλλά είναι ξύπνιος, όπως όταν τα μάτια είναι κλειστά και ο νους είναι σε κατάσταση ηρεμίας. Ο ρυθμός αυτός συνδέεται με καταστάσεις ήρεμης εγρήγορσης, δημιουργικότητας και χαλάρωσης, ενώ συχνά εμφανίζεται όταν κάποιος είναι σε κατάσταση προετοιμασίας για ύπνο ή μετά το ξύπνημα[21]. Το πλάτος αυτών των ταλαντώσεων είναι συνήθως πολύ μεγάλο και μπορεί να φτάσει έως και μερικές δεκάδες mV. Ενδεικτικές τυπικές τιμές όμως αναφέρονται να είναι οι 20-200 μV [2]. Εφόσον αυτός ο τύπος κυμάτων είναι κοινός κατά τη διάρκεια περιόδων ανάπαυσης στις οποίες οι άνθρωποι έχουν κλειστά τα μάτια τους, τα πλάτη είναι μεγαλύτερα στις ινιακές περιοχές [3].

- Ο ρυθμός Βήτα (B, beta) ο οποίος χαρακτηρίζεται από δραστηριότητα μέσης έως υψηλής συχνότητας (13-30 Hz) που σχετίζεται με διάφορες καταστάσεις, όπως η ενεργός συγκέντρωση, η δραστηριότητα, ο ενθουσιασμός, το άγχος, η προσοχή ή η εγρήγορση. Όσον αφορά το πλάτος αυτού του είδους κυμάτων, κυμαίνονται σε χαμηλό δυναμικό των μV [21]. Τα κύματα βήτα εντοπίζονται κυρίως στην βρεγματική και μετωπιαία περιοχή του κρανίου [2].

- Ο ρυθμός Γάμα (Γ, gamma) που αφορά εγκεφαλικά κύματα υψηλής συχνότητας (30-80 Hz) τα οποία είναι παρόντα σε όλες τις καταστάσεις του εγκεφάλου και έντονα κατά τη διάρκεια της εγρήγορσης και γνωστικών λειτουργιών [22]. Τα πλάτη των γάμα κυμάτων είναι μικρά και συνήθως μεταξύ 1 και 2 μV [3].

2.2 Είδη Ηλεκτροδίων του EEG

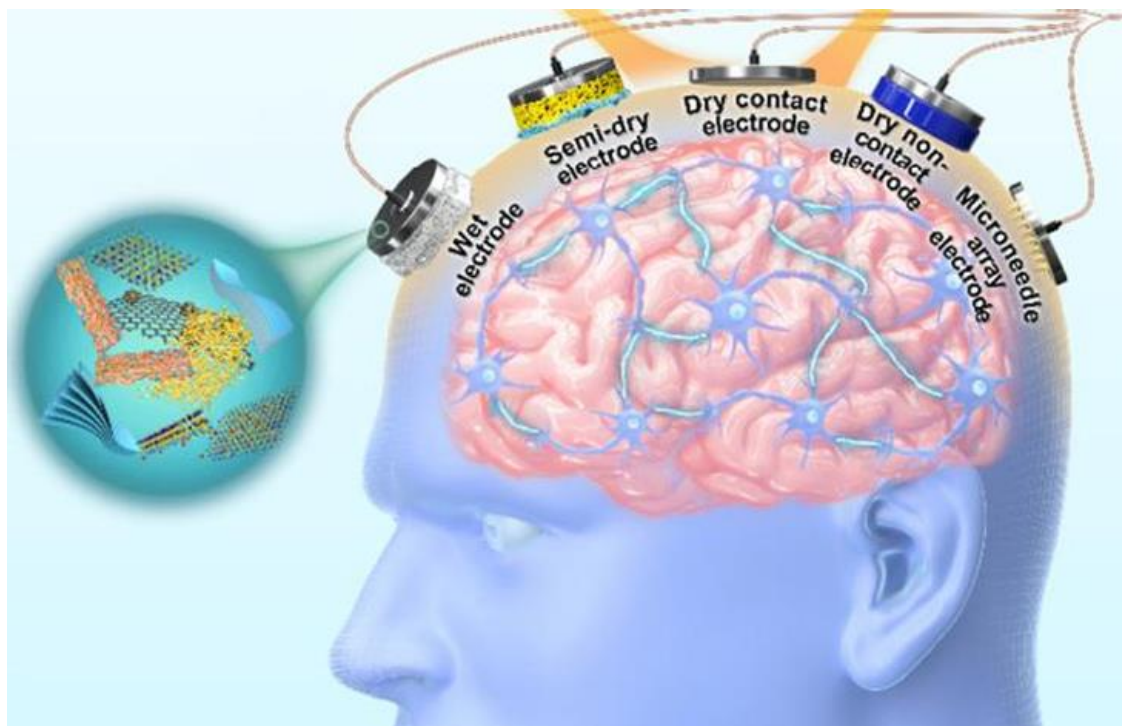


Εικόνα 2.2 Διάφοροι τύποι ηλεκτροδίων

Η λήψη των ηλεκτρικών σημάτων του εγκεφάλου με τη χρήση του EEG γίνεται με τη χρήση ηλεκτροδίων εντελώς ανώδυνα. Υπάρχουν δύο κύριες κατηγορίες ηλεκτροδίων, τα ενεργά και τα παθητικά ηλεκτρόδια. Στα παθητικά ηλεκτρόδια, το καλώδιο συνδέεται απευθείας με το αναλογικό κύκλωμα φίλτρου και ενίσχυσης. Αντίθετα, τα ενεργά ηλεκτρόδια διαθέτουν έναν μικροσκοπικό «προ-ενισχυτή» τοποθετημένο στο ίδιο το ηλεκτρόδιο, ο οποίος ενισχύει την ανθεκτικότητα των σημάτων πριν αυτά μεταφερθούν στον κύριο ενισχυτή [3].

Κατά τη διάρκεια της καταγραφής του ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος, είναι απαραίτητη η δημιουργία μιας αγωγίμης επαφής για να γεφυρωθεί το κενό ανάμεσα στο ηλεκτρόδιο και την επιφάνεια του δέρματος, δηλαδή να μειωθεί όσο το δυνατόν περισσότερο η αντίσταση μεταξύ τους. Για τη αυτή γεφύρωση χρησιμοποιούνται συνήθως τρεις τύποι ηλεκτροδίων, τα ηλεκτρόδια που βασίζονται στη γέλη (wet), τα ηλεκτρόδια που βασίζονται στο νερό (wet) ή τα ξηρά ηλεκτρόδια (dry).

Τα ηλεκτρόδια που βασίζονται στη γέλη είναι συνήθως κατασκευασμένα από Ag/AgCl, και μπορούν να χωριστούν σε δύο υποκατηγορίες, τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούν λειαντική γέλη και εκείνα που χρησιμοποιούν υδρογέλη [2]. Στα παθητικά ηλεκτρόδια συχνή είναι η χρήση λειαντικής γέλης με ιόντα χλωρίου (Cl⁻) για τη μείωση του θορύβου, ειδικά στις χαμηλές συχνότητες που είναι σημαντικές για τις μετρήσεις EEG, ενώ η υδρογέλη χρησιμοποιείται στα ενεργά ηλεκτρόδια [3]. Για την χρήση της λειαντικής γέλης απαιτείται πολύ καλός καθαρισμός της ανώτερης ανώτερης στοιβάδας του δέρματος από λίπος ή νεκρά κύτταρα, γεγονός που μπορεί να προκαλέσει ερεθισμό στο δέρμα. Ως μία νέα πρακτική προτείνεται η χρήση υφάσματος όπως η τσόχα, στα ηλεκτρόδια που βασίζονται στο νερό, εμποτισμένο σε νερό ή αλατούχο διάλυμα, για να εξασφαλίσουν αγωγή σύνδεση μεταξύ του ηλεκτροδίου και του δέρματος [3]. Τα ξηρά ηλεκτρόδια, όπως είναι αντιληπτό, δεν απαιτούν πρόσθετη αγωγή ουσία αλλά χρησιμοποιούν μεταλλικές ακίδες ή αγωγίμο καουτσούκ, που πιέζονται απευθείας πάνω στο δέρμα και βασίζονται στον υπάρχοντα ιδρώτα για να δημιουργήσουν μια αγωγή σύνδεση. Η μέθοδος αυτή τα καθιστά πιο άνετα στην χρήση, ωστόσο παράλληλα και ευαίσθητα στον θόρυβο και στη μείωση του σήματος του EEG, λόγω της αυξημένης αντίστασης μεταξύ δέρματος και ηλεκτροδίου [3]. Συνήθως οι τιμές αντίστασης για ορθά τοποθετημένα ηλεκτρόδια με χρήση γέλης κυμαίνονται από 5 έως 20 kΩ.



Εικόνα 2.3 Επαφή διαφόρων τύπων ηλεκτροδίων με το κρανίο

Όσον αφορά το μέγεθος των ηλεκτροδίων ποικίλλει, με τη διάμετρό τους να κυμαίνεται μεταξύ 1 cm έως 2 cm. Συγκεκριμένα, η επιφάνεια επαφής των ηλεκτροδίων, που είναι σε άμεση επαφή με το δέρμα, είναι συνήθως περίπου 1 cm² έως 1,6 cm². Αυτά τα μεγέθη εξασφαλίζουν επαρκή επαφή με το τριχωτό της κεφαλής για την ανίχνευση των ηλεκτρικών σημάτων του εγκεφάλου, διατηρώντας παράλληλα την άνεση για τον ασθενή κατά τη διάρκεια της καταγραφής [5].

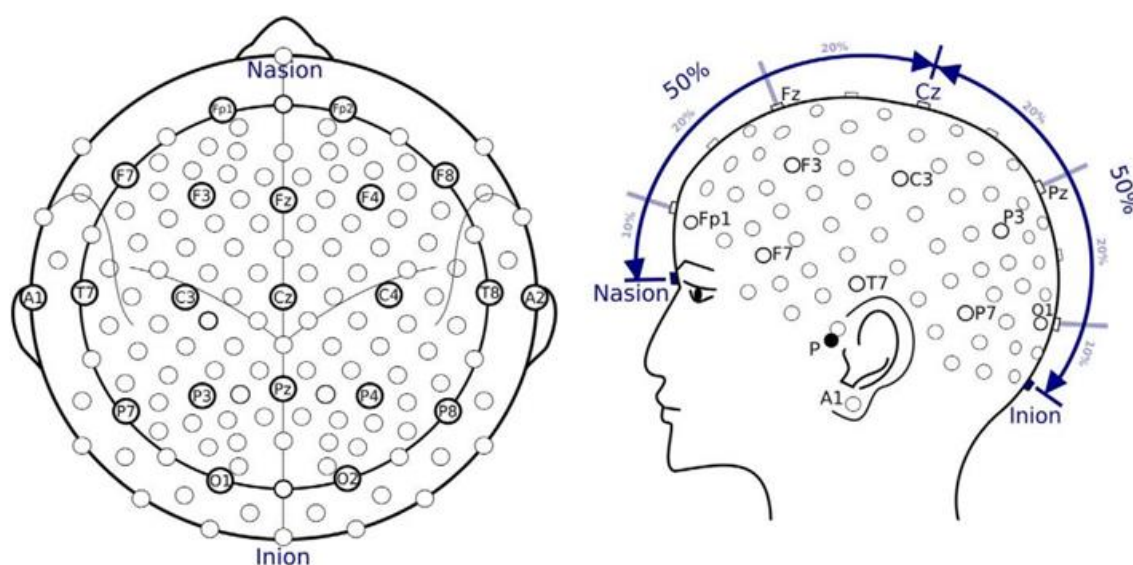
2.3 Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων

Η καταγραφή του EEG βασίζεται στη χρήση καθιερωμένων συστημάτων τοποθέτησης ηλεκτροδίων. Το σύστημα 10-20, που προτάθηκε από τον Jasper, είναι μια από τις πιο γνωστές μεθόδους σε παγκόσμιο επίπεδο για τον καθορισμό των θέσεων των ηλεκτροδίων στο τριχωτό της

κεφαλής κατά την καταγραφή ΗΕΓ, διασφαλίζοντας ότι οι αποστάσεις μεταξύ τους παραμένουν ίσες, ενώ επίσης διαδεδομένο είναι και το σύστημα 10-10.

Στα συστήματα αυτά, ολόκληρη η επιφάνεια της κεφαλής διαχωρίζεται σε τμήματα του 10% και του 20% ή μόνο του 10% της απόστασης από το ριζορρίνιο μέχρι το ινιακό οστό στο πίσω μέρος του κεφαλιού. Οι θέσεις αυτές των ηλεκτροδίων έχουν ονομασίες που αντιστοιχούν στον λοβό που βρίσκονται (Μετωπιαίος, Κροταφικός, Στεφανιαίος, Ινιακός) και στην απόστασή τους από το κέντρο προς τα δεξιά (2,4,6,8,10) ή τα αριστερά (1,3,5,7,9). Η κεντρική θέση σημειώνεται με το γράμμα z αντί για αριθμό, ενώ το C χρησιμοποιείται για την κεντρική περιοχή. Υπάρχουν βέβαια και άλλες μέθοδοι τοποθέτησης που παρέχουν καλύτερη χωρική ανάλυση μέσω της χρήσης περισσότερων ηλεκτροδίων [7].

Όπως υποδεικνύει η τομογραφία, διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου μπορεί να συνδέονται με διαφορετικές εγκεφαλικές λειτουργίες [4]. Ωστόσο, η ακριβής θέση των ενεργών πηγών παραμένει δύσκολο να προσδιοριστεί από τα ηλεκτρόδια στο τριχωτό της κεφαλής, λόγω διαφόρων παραγόντων όπως η ανομοιογένεια του κρανίου, η διαφορετική κατεύθυνση των πηγών του φλοιού και η συνοχή μεταξύ τους [4].



Εικόνα 2.4 Σύστημα 10-20 όπου φαίνονται ονομαστικά οι θέσεις των περιοχών που τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια μέτρησης. Οι κύκλοι που δεν έχουν ονομασία περιγράφουν τις πιθανές θέσεις ηλεκτροδίων σε άλλα συστήματα

2.4 Ηλεκτρόδιο Αναφοράς

Σε κάθε διάταξη ηλεκτροδίων ενός EEG, είναι απαραίτητη η χρήση ενός ηλεκτροδίου ως ηλεκτρόδιο αναφοράς, που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της διαφοράς δυναμικού των εγκεφαλικών κυμάτων.

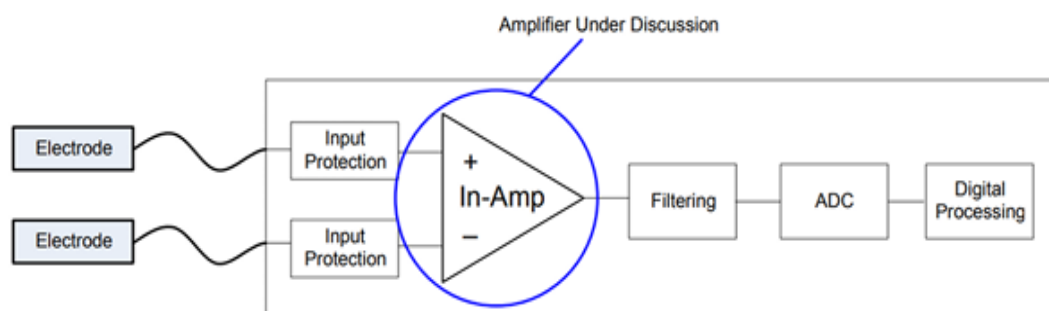
Κατά τη διάρκεια της καταγραφής EEG, τα ενεργά ηλεκτρόδια τοποθετούνται σε διάφορα σημεία στο τριχωτό της κεφαλής για να ανιχνεύσουν τις ηλεκτρικές δραστηριότητες του εγκεφάλου. Για να γίνεται κατανοητή η εγκεφαλική δραστηριότητα που καταγράφει κάθε ηλεκτρόδιο, το σήμα που συλλέγεται από κάθε ενεργό ηλεκτρόδιο «συγκρίνεται» με το σήμα που συλλέγεται από το ηλεκτρόδιο αναφοράς, το οποίο είναι πάντα σταθερό. Οι μετρούμενες τάσεις λοιπόν ενός EEG αντιπροσωπεύουν τη διαφορά δυναμικού μεταξύ ενός ενεργού ηλεκτροδίου και ενός ηλεκτροδίου αναφοράς.

Αυτή η διαφορά είναι που παράγει το σήμα EEG που απεικονίζει τις εγκεφαλικές δραστηριότητες. Η επιλογή του σημείου αναφοράς είναι κρίσιμη, καθώς μπορεί να επηρεάσει την ακρίβεια και την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων.

Αυτό το σημείο αναφοράς μπορεί να είναι ένα συγκεκριμένο ηλεκτρόδιο τοποθετημένο σε μια σχετικά "ουδέτερη" περιοχή, όπως ο λοβός του αυτιού ή η κορυφή της κεφαλής (Cz), ή μπορεί να είναι ένας συνδυασμός ηλεκτροδίων για πιο αξιόπιστες μετρήσεις. Η επιλογή της αναφοράς μπορεί να επηρεάσει την τοπογραφική ακρίβεια εάν δεν τοποθετηθεί σε σχετικά ηλεκτρικά ουδέτερη περιοχή. Η χρήση συνδεδεμένων αυτιών ή μαστοειδών ως αναφορά μειώνει τον κίνδυνο τεχνητής ενίσχυσης της δραστηριότητας σε ένα ημισφαίριο, αλλά μπορεί να απομακρύνει την αναφορά από το κέντρο εάν οι αντιστάσεις των ηλεκτροδίων διαφέρουν. Για να πραγματοποιηθεί σωστά η μέτρηση, απαιτούνται τουλάχιστον 3 ηλεκτρόδια, ένα ενεργό ηλεκτρόδιο για το σήμα, ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς και ένα ηλεκτρόδιο γείωσης. Αυτή η διάταξη είναι γνωστή ως μονοπολική [4].

2.5 Επεξεργασία Σήματος

Ύστερα από την λήψη του εγκεφαλικού σήματος με ηλεκτρόδια, προστίθεται στο κύκλωμα μία προστασία από στατικό ηλεκτρισμό (ESD protection), έπειτα το σήμα ενισχύεται ενώ κατά την επεξεργασία αυτή υφίσταται και ένα φιλτράρισμα ώστε να απομακρυνθεί ο θόρυβος και να απομονωθούν οι συχνότητες των εγκεφαλικών κυμάτων ενδιαφέροντος. Μετά την λήψη του σήματος του EEG και την επεξεργασία του στο αναλογικό κύκλωμα, γίνεται η αναγκαία μετατροπή του σήματος από αναλογικό σε ψηφιακό με τη χρήση ενός A/D converter, ώστε να μπορεί να αποθηκευτεί και να επεξεργαστεί περαιτέρω. Κρίσιμες παράμετροι αυτής της διαδικασίας περιλαμβάνουν το ρυθμό δειγματοληψίας (σε Hz), που υποδεικνύει τον αριθμό των μετρήσεων ανά δευτερόλεπτο, και τον αριθμό των επιπέδων κβαντοποίησης του σήματος, που δηλώνει με πόσα bits καταγράφονται οι δυνατές τιμές για κάθε μέτρηση. Οι συνηθέστεροι ρυθμοί δειγματοληψίας συναντώνται στα 512 ή 1024 Hz, ενώ οι τυπικές τιμές για την κβαντοποίηση είναι 8 bits. Σε κάθε περίπτωση, ο ρυθμός δειγματοληψίας πρέπει να είναι τουλάχιστον διπλάσιος της υψηλότερης συχνότητας που πρόκειται να καταγραφεί (Κριτήριο Nyquist), και συνήθως δεν υπερβαίνει τα 45 Hz. [6]



Εικόνα 2.5 Διάγραμμα επεξεργασίας εγκεφαλικού σήματος

2.6 Θόρυβος

Η καταγραφή του σήματος του ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (EEG) απαιτεί υψηλή προσοχή, καθώς το εγκεφαλικό σήμα είναι συνήθως πολύ χαμηλό σε πλάτος, συνήθως της τάξεως των μικροβόλτ (μV). Εξαιτίας αυτού, είναι εξαιρετικά σημαντικό να γίνεται σωστός διαχωρισμός του

χρήσιμου σήματος από πιθανές παρεμβολές ή θορύβους, ώστε να εξασφαλίζεται η ακρίβεια των μετρήσεων. Οι πηγές του θορύβου αυτού και των παρεμβολών ποικίλλουν με τις πιο συνήθεις να είναι:

- Η κίνηση των μυών. Αυτός ο θόρυβος συναντάται σε ένα φάσμα συχνοτήτων από 0 έως 200 Hz, με τις πιο κοινές τιμές να κυμαίνονται μεταξύ 20 και 35 Hz. Προκαλείται από κινήσεις του κεφαλιού, του προσώπου, ή από το ανοιγοκλείσιμο των ματιών. Η έντασή του μπορεί να φτάσει έως και 100 mV ή και περισσότερο, γεγονός που καθιστά απαραίτητη την προσεκτική τοποθέτηση των ηλεκτροδίων και την εφαρμογή εξειδικευμένων τεχνικών για την απομόνωσή του.
- Η αναπνοή, ο ιδρώτας και οι καρδιακοί παλμοί. Ο θόρυβος εξαιτίας των συγκεκριμένων παραγόντων εντοπίζεται κυρίως στο εύρος των 0-1.2 Hz, προκαλείται από φυσιολογικές σωματικές λειτουργίες και μπορεί να παραμορφώσει το σήμα του EEG, με τιμές που μπορεί να φτάσουν τα 10-80 μ V, ιδιαίτερα αν τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται σε περιοχές κοντά στο στήθος ή τον λαιμό.
- Η κίνηση και το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο των ματιών. Ο συγκεκριμένος θόρυβος κυμαίνεται μεταξύ 0 και 16 Hz, δημιουργείται από την κίνηση των ματιών και τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία που αυτά παράγουν, με τιμές που μπορεί να φτάσουν τα 50-100 μ V. Για την απομόνωση αυτού του θορύβου, είναι απαραίτητη η σωστή τοποθέτηση των ηλεκτροδίων και η χρήση ειδικών τεχνικών.
- Τα καλώδια και τα ηλεκτρικά μέρη του συστήματος. Αυτός ο τύπος θορύβου (DC θόρυβος), ο οποίος είναι σταθερός στα 0 Hz, προκαλείται από ρεύμα ή άλλες ηλεκτρικές παρεμβολές στα καλώδια ή τα κυκλώματα του EEG συστήματος. Οι τιμές του μπορεί να φτάνουν τα μερικά μ V και απαιτείται προσεκτική θωράκιση και έλεγχος του εξοπλισμού για να απομονωθεί.
- Οι ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές. Ο θόρυβος αυτός συναντάται στα 50 Hz στην Ελλάδα, προέρχεται από το ηλεκτρικό δίκτυο και το περιβάλλον και μπορεί να προκαλέσει σημαντική παραμόρφωση στο σήμα του EEG. Για την απομόνωσή του απαιτείται η χρήση ειδικών φίλτρων.
- Τα εξαρτήματα των τελεστικών ενισχυτών (Op Amp) και οι αντιστάσεις του EEG. Υπάρχουν τρία είδη Op Amp, ο BJT με υψηλό ρεύμα πόλωσης - I_{bias} , που μπορεί να δημιουργήσει προβλήματα όταν τα ηλεκτρόδια είναι ξηρά, καθώς προκαλεί μεγάλη πτώση τάσης, ο JFET με υψηλή τάση μετατόπισης - V_{offset} , και ο MOSFET ο οποίος παρόλο που έχει το μικρότερο I_{bias} , παρουσιάζει θόρυβο τουλάχιστον 1 μ V.

Σημαντικός επίσης είναι και θόρυβος $1/f$, γνωστός και ως "θόρυβος χαμηλών συχνοτήτων" ή "flicker noise", που εμφανίζεται σε χαμηλές συχνότητες (κάτω από 100 Hz) και συνήθως κυμαίνεται από 0,1 Hz έως μερικές εκατοντάδες Hz, ενώ μειώνεται όσο αυξάνεται η συχνότητα [6].

Κεφάλαιο 3

3 Σχεδιασμός του Πρώτου Σταδίου

Η ενίσχυση του σήματος, το φιλτράρισμα και η απομάκρυνση των ανεπιθύμητων παρεμβολών και ο ρόλος του θορύβου είναι ζητήματα καίριας σημασίας στον σχεδιασμό αναλογικών κυκλωμάτων. Ιδιαίτερη σημασία έχουν στη μέτρηση των σημάτων EEG, λόγω του μικρού πλάτους (μV).

Στον τυπικό σχεδιασμό ενός αναλογικού κυκλώματος EEG υπάρχει το πρώτο στάδιο ενίσχυσης, όπου χρησιμοποιείται ένας ενισχυτής οργάνων, πριν από το στάδιο φιλτραρίσματος. Έπεται στάδιο το οποίο φιλτράρει το σήμα και συνήθως αποκόπτει τις παρεμβολές (50/60 Hz) και περιορίζει το σήμα στην περιοχή της πληροφορίας. Τοποθετώντας το στάδιο φιλτραρίσματος μετά το στάδιο ενίσχυσης, ενισχύονται και τα περιττά στοιχεία σήματος (π.χ. ο θόρυβος του δικτύου στα 50 Hz). Επομένως, αυτή η τεχνική δεν είναι πανάκεια, επειδή τα φίλτρα πρέπει να χειριστούν τον επιπλέον ενισχυμένο πρόσθετο θόρυβο και γενικά δεν μπορούν να ακυρώσουν όλα τα αποτελέσματα της ενίσχυσης θορύβου.

Εναλλακτικά, το αρχικό φιλτράρισμα μπορεί να τοποθετηθεί πριν από το πρώτο στάδιο ενίσχυσης. Στη συγκεκριμένη περίπτωση λήψης βιοσημάτων αυτό κρίνεται προβληματικό, καθώς τα φίλτρα είναι συνήθως σε επαφή με πηγή σήματος που έχει άγνωστη σύνθετη αντίσταση. Η σύνθετη αντίσταση της πηγής σήματος, η οποία δημιουργείται από την επαφή με τα ηλεκτρόδια μέτρησης και την αγωγιμότητα του βιολογικού ιστού, παρουσιάζει μεταβλητότητα ανά άτομο ή ακόμη και από πιθανή μυϊκή κίνηση. Επιπλέον, ο τρόπος που τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια στο σημείο μέτρησης, η εφαρμογή γέλης και η αντοχή της σε περίπτωση υγρών ηλεκτροδίων και η σχετική κίνηση μεταξύ των ηλεκτροδίων και των μετρούμενων σημείων είναι παράγοντες που επηρεάζουν επίσης την αντίσταση του μετρούμενου συστήματος. Αυτό το φαινόμενο καθιστά τον σχεδιασμό των παθητικών φίλτρων, στην είσοδο της ενίσχυσης, ανακριβή επειδή τα χαρακτηριστικά τους και η συχνότητα φιλτραρίσματος εξαρτώνται από όλους τους προαναφερθέντες παράγοντες και τα καθιστούν μεταβλητά.

Σε αυτή τη μελέτη προτείνεται μία νέα προσέγγιση για την αντιμετώπιση των παραπάνω προβλημάτων. Γίνεται χρήση ενεργού φίλτρου πολλαπλής ανάδρασης με σύγχρονη ενίσχυση του σήματος. Αυτός είναι ένας τύπος φίλτρου που χρησιμοποιεί πολλαπλά στοιχεία ανάδρασης για την επεξεργασία σήματος. Το διαφορικό φίλτρο είναι ένας τύπος φίλτρου που βασίζεται στις αρχές της διαφορικής ενίσχυσης. Σε αυτό το νέο σχέδιο, η συγχώνευση ενεργού φίλτρου και ενίσχυσης δημιουργεί ένα νέο τύπο ενισχυτή οργάνων διαφορικού φίλτρου πολλαπλής ανάδρασης.

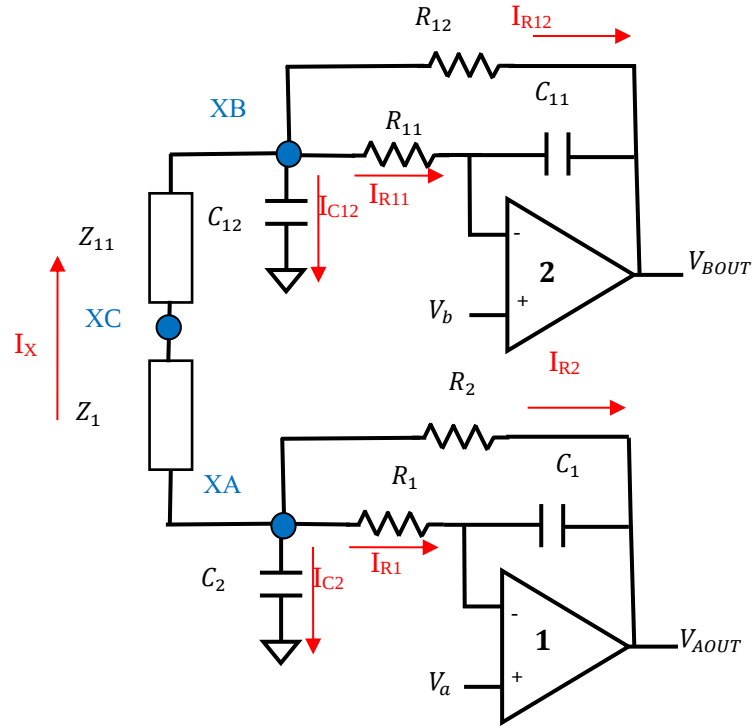
Το κύκλωμα λοιπόν που θα παρουσιαστεί στη συνέχεια θα αναφέρεται ως MFIAF (Multi-feedback Instrumentation Amplifier Filter). Η ενσωμάτωση ενός band-pass φίλτρου στον ενισχυτή οργάνου, στοχεύει να επιτύχει ταυτόχρονο φιλτράρισμα και ενίσχυση, να μετριάσει τους περιορισμούς της προαναφερθέντων σχεδιασμών κυκλωμάτων και να ελαχιστοποιήσει τον θόρυβο που παραμένει στο σήμα.

3.1 Ανάλυση του Multi-feedback Instrumentation Amplifier Filter (MFIAF)

Η υλοποίηση αυτού του νέου MFIAF επιτυγχάνεται με την ενσωμάτωση ενός φίλτρου πολλαπλής ανάδρασης. Συγκεκριμένα, κατασκευάζονται δύο συμμετρικά φίλτρα, ένα για κάθε είσοδο σήματος από τα ηλεκτρόδια, που παράγουν τη διαφορική έξοδο του πρώτου σταδίου του ενισχυτή οργάνων. Η συμμετρία είναι εμφανής, στο σημείο μεταξύ των σύνθετων αντιστάσεων Z όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.1.1.

Για να επιτευχθεί η μεγαλύτερη μείωση του κοινού σήματος, είναι απαραίτητη η πλήρης συμμετρία στο κύκλωμα. Αυτό επιτυγχάνεται με αντιστάσεις ακριβείας και πυκνωτές τύπου I (C0G/NP0). Οι τιμές αυτού του συγκεκριμένου τύπου πυκνωτών περιορίζουν την χωρητικότητα των πυκνωτών σε τιμές μικρότερες από 0.5 μF .

Ακολουθεί η πρώτη προσέγγιση σχεδιασμού του διαφορικού φίλτρου:



Εικόνα 3.1 Το κύκλωμα MFIAF

3.1.1.1 Υπολογισμός της συνάρτησης μεταφοράς του κυκλώματος

Νόμοι Ρεύματος Kirchhoff (KCL) στους κόμβους XB, XA:

$$I_X = I_{C12} + I_{R11} + I_{R12} \quad (A.1)$$

$$I_X = -I_{C2} - I_{R1} - I_{R2} \quad (A.2)$$

Νόμοι του Ohm για τα στοιχεία Z , R_2 , R_{12} :

$$V_{XA} - V_{XB} = 2ZI_X \quad (A.3)$$

$$V_{XA} - V_{AOUT} = I_{R2}R_2 \quad (A.4)$$

$$V_{XB} - V_{BOUT} = I_{R12}R_{12} \quad (A.5)$$

Για τα ρεύματα I_{R1} και I_{R2} ισχύουν τα παρακάτω:

$$\frac{V_{XA} - V_A}{R_1} = sC_1(V_A - V_{AOUT}) \Rightarrow V_{XA} - V_A = sC_1R_1(V_A - V_{AOUT}) \quad (A.6)$$

$$\frac{V_{XB} - V_B}{R_{11}} = sC_{11}(V_B - V_{BOUT}) \Rightarrow V_{XB} - V_B = sC_{11}R_{11}(V_B - V_{BOUT}) \quad (A.7)$$

Νόμοι του Ohm στα υπόλοιπα στοιχεία:

$$I_{C2} = sC_2 V_{XA} \quad (A.8)$$

$$I_{C12} = sC_{12} V_{XB} \quad (A.9)$$

$$I_{R1} = sC_1 (V_A - V_{AOUT}) \quad (A.10)$$

$$I_{R11} = sC_{11} (V_B - V_{BOUT}) \quad (A.11)$$

Από τις εξισώσεις (A.4) και (A.5) προκύπτει ότι:

$$\begin{aligned} V_{AOUT} - V_{BOUT} &= (V_{XA} - V_{XB}) - I_{R2} R_2 + I_{R12} R_{12} \xrightarrow{R_2=R_{12}} \\ V_{AOUT} - V_{BOUT} &= (V_{XA} - V_{XB}) + R_2 (I_{R12} - I_{R2}) \\ I_{R12} - I_{R2} &= \frac{V_{AOUT} - V_{BOUT}}{R_2} - \frac{V_{XA} - V_{XB}}{R_2} \end{aligned} \quad (A.12)$$

Από τις εξισώσεις (A.6) και (A.7) προκύπτει ότι:

$$\begin{aligned} (V_{XA} - V_A) - (V_{XB} - V_B) &= sC_1 R_1 (V_A - V_{AOUT}) - sC_{11} R_{11} (V_B - V_{BOUT}) \\ &\xrightarrow{C_1=C_{11}, R_1=R_{11}} \\ (V_{XA} - V_{XB}) - (V_A - V_B) &= sC_1 R_1 (V_A - V_B) - sC_1 R_1 (V_{AOUT} - V_{BOUT}) \Rightarrow \\ (V_{XA} - V_{XB}) &= (sC_1 R_1 + 1)(V_A - V_B) - sC_1 R_1 (V_{AOUT} - V_{BOUT}) \end{aligned} \quad (A.13)$$

Από τις εξισώσεις (A.8) και (A.9) προκύπτει ότι:

$$I_{C12} - I_{C2} = sC_{12} V_{XB} - sC_2 V_{XA} \xrightarrow{C_{12}=C_2} I_{C12} - I_{C2} = -sC_2 (V_{XA} - V_{XB}) \quad (A.14)$$

Από τις εξισώσεις (A.10) και (A.11) προκύπτει ότι:

$$\begin{aligned} I_{R11} - I_{R1} &= sC_{11} (V_B - V_{BOUT}) - sC_1 (V_A - V_{AOUT}) \xrightarrow{C_1=C_{11}} \\ I_{R11} - I_{R1} &= sC_1 (V_{AOUT} - V_{BOUT}) - sC_1 (V_A - V_B) \end{aligned} \quad (A.15)$$

Από τις εξισώσεις (A.1) και (A.2) προκύπτει:

$$2I_X = (I_{C12} - I_{C2}) + (I_{R11} - I_{R1}) + (I_{R12} - I_{R2}) \quad (A.16)$$

Από τις εξισώσεις (A.3), (A.12), (A.14), (A.15) και (A.16) προκύπτει ότι:

$$\begin{aligned} \frac{V_{XA} - V_{XB}}{Z} &= -sC_2 (V_{XA} - V_{XB}) + sC_1 (V_{AOUT} - V_{BOUT}) - sC_1 (V_A - V_B) + \frac{V_{AOUT} - V_{BOUT}}{R_2} \\ &\quad - \frac{V_{XA} - V_{XB}}{R_2} \\ \Rightarrow \left(\frac{1}{Z} + sC_2 + \frac{1}{R_2} \right) (V_{XA} - V_{XB}) &= \left(sC_1 + \frac{1}{R_2} \right) (V_{AOUT} - V_{BOUT}) - sC_1 (V_A - V_B) \end{aligned} \quad (A.17)$$

Από τις εξισώσεις (A.17) και (A.13) προκύπτει ότι:

$$\begin{aligned} \left(\frac{1}{Z} + sC_2 + \frac{1}{R_2} \right) (sC_1 R_1 + 1)(V_A - V_B) &- \left(\frac{1}{Z} + sC_2 + \frac{1}{R_2} \right) sC_1 R_1 (V_{AOUT} - V_{BOUT}) \\ &= \left(sC_1 + \frac{1}{R_2} \right) (V_{AOUT} - V_{BOUT}) - sC_1 (V_A - V_B) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& \Rightarrow \left[\left(\frac{1}{Z} + sC_2 + \frac{1}{R_2} \right) (sC_1R_1 + 1) + sC_1 \right] (V_A - V_B) = \\
& = \left[\left(\frac{1}{Z} + sC_2 + \frac{1}{R_2} \right) sC_1R_1 + \left(sC_1 + \frac{1}{R_2} \right) \right] (V_{AOUT} - V_{BOUT}) \\
& \Rightarrow \frac{V_{AOUT} - V_{BOUT}}{V_A - V_B} = \frac{s \frac{1}{Z} C_1 R_1 + s^2 C_2 C_1 R_1 + s C_1 R_1 \frac{1}{R_2} + \frac{1}{Z} + s C_2 + \frac{1}{R_2} + s C_1}{s \frac{1}{Z} C_1 R_1 + s^2 C_2 C_1 R_1 + s C_1 R_1 \frac{1}{R_2} + s C_1 + \frac{1}{R_2}} \\
& \xrightarrow{*R_6} \frac{V_{AOUT} - V_{BOUT}}{V_A - V_B} = \frac{s^2 C_2 C_1 R_1 R_2 + s \left(\frac{1}{Z} C_1 R_1 R_2 + C_1 R_1 + C_2 R_2 + C_1 R_2 \right) + \frac{R_2}{Z} + 1}{s^2 C_2 C_1 R_1 R_2 + s \left(\frac{1}{Z} C_1 R_1 R_2 + C_1 R_1 + C_1 R_2 \right) + 1} \\
& \Rightarrow \frac{V_{AOUT} - V_{BOUT}}{V_A - V_B} = 1 + \frac{s C_2 R_2 + \frac{R_2}{Z}}{s^2 C_2 C_1 R_1 R_2 + s C_1 \left(\frac{1}{Z} R_1 R_2 + R_1 + R_2 \right) + 1} \\
& \Rightarrow \frac{V_{AOUT} - V_{BOUT}}{V_A - V_B} = 1 + \frac{1}{C_2 C_1 R_1 R_2} * \frac{s C_2 R_2 + \frac{R_2}{Z}}{s^2 + s \frac{C_1 \left(\frac{1}{Z} R_1 R_2 + R_1 + R_2 \right)}{C_2 C_1 R_1 R_2} + \frac{1}{C_2 C_1 R_1 R_2}} \\
& \frac{V_{AOUT} - V_{BOUT}}{V_A - V_B} = 1 + \frac{1}{C_1 R_1 C_2 Z} \frac{R_2}{R_2} * (s C_2 Z + 1) * \frac{1}{s^2 + s \frac{1}{C_2} \left(\frac{1}{Z} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_1} \right) + \frac{1}{C_2 C_1 R_1 R_2}} \\
& \frac{V_{AOUT} - V_{BOUT}}{V_A - V_B} = 1 + \left[\frac{R_2}{Z} \right] * \left[C_2 Z \left(s + \frac{1}{C_2 Z} \right) \right] * \left[\frac{\frac{1}{C_1 R_1 C_2 R_2}}{s^2 + s \frac{1}{C_2} \left(\frac{1}{Z} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_1} \right) + \frac{1}{C_2 C_1 R_1 R_2}} \right] \\
& \frac{V_{AOUT} - V_{BOUT}}{V_A - V_B} = 1 + \left[\frac{R_2}{Z} \right] * \left[C_2 Z \left(s + \frac{1}{C_2 Z} \right) \right] * \left[\frac{\frac{1}{C_1 R_1 C_2 R_2}}{s^2 + s \frac{1}{C_2} \left(\frac{1}{Z} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_1} \right) + \frac{1}{C_2 C_1 R_1 R_2}} \right] \quad (A.18)
\end{aligned}$$

Από τη συνάρτηση μεταφοράς φαίνεται ότι έχουμε ένα κύκλωμα που έχει πάντα τουλάχιστον κέρδος ίσο με 1 (0dB) και δεν λειτουργεί ποτέ σαν πραγματικό φίλτρο, λόγω της σταθερής μονάδας στη συνάρτηση μεταφοράς, που επικρατεί στις υψηλές συχνότητες. Ωστόσο, η υπόλοιπη συνάρτηση μεταφοράς παρουσιάζει μια μορφή που λειτουργεί σαν φίλτρο με τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

- συνολικό DC κέρδος $\left[\frac{R_2}{Z} \right]$
- ένα φίλτρο High Pass 1ου βαθμού $\left[C_2 Z \left(s + \frac{1}{C_2 Z} \right) \right]$
- και ένα Low Pass φίλτρο 2ου βαθμού $\left[\frac{\frac{1}{C_1 R_1 C_2 R_2}}{s^2 + s \frac{1}{C_2} \left(\frac{1}{Z} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_1} \right) + \frac{1}{C_2 C_1 R_1 R_2}} \right]$

Η παραπάνω ανάλυση προσδιορίζει τη συμπεριφορά του κυκλώματος ως προς τη διαφορά των τάσεων εξόδου σε σχέση με τη διαφορά των τάσεων εισόδου. Ωστόσο, δεν είναι ξεκάθαρο τι συμβαίνει με το κοινό και το διαφορικό σήμα.

3.2 Απλοποιημένη ανάλυση του Multi-feedback Instrumentation Amplifier Filter (MFIAF)

3.2.1 Κέρδος Κοινού Σήματος

Μελετώντας τη συμπεριφορά του κυκλώματος για το κοινό σήμα, μπορούμε να πούμε ότι για $V_a = V_b$ λόγω συμμετρίας κυκλώματος, οι αντίστοιχοι κόμβοι του κυκλώματος μοιράζονται την ίδια τάση. Πιο συγκεκριμένα, οι τάσεις στις εισόδους των operational amplifiers είναι ίσες.

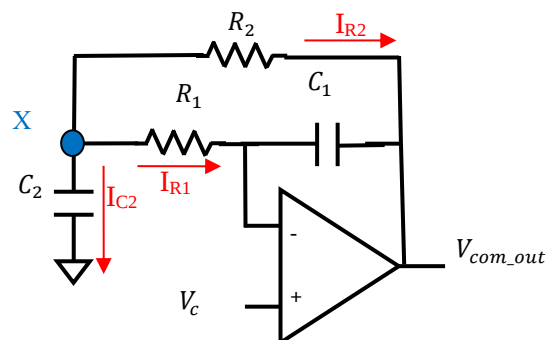
$$V_{com} = V_a = V_{AMP1}^+ = V_{AMP1}^- = V_b = V_{AMP2}^+ = V_{AMP2}^-$$

Επίσης λόγω συμμετρίας και ίσων εισόδων έχουμε

$$V_{XA} = V_{XB}$$

Εφόσον οι κόμβοι XA και XB του κυκλώματος στο Σχήμα 3.1.1 έχουν την ίδια τάση, το ρεύμα I_X ισούται με μηδέν, επομένως ο κλάδος Z αποτελεί ένα ανοιχτό κύκλωμα.

Αυτό το γεγονός επιτρέπει την αφαίρεση του κλάδου μεταξύ των κόμβων XA και XB, επομένως το κύκλωμα απλοποιείται όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα:



Εικόνα 3.2 Το αντίστοιχο κύκλωμα του MFIAF για το κοινό σήμα

3.2.1.1 Υπολογισμός της συνάρτησης μεταφοράς του κυκλώματος για το κοινό σήμα

Νόμος Ρεύματος Kirchhoff (KCL):

$$I_{R1} + I_{R2} + I_{C2} = 0 \quad (B.1)$$

Νόμοι του Ohm :

$$I_{R1} = \frac{V_X - V_c}{R_1} \quad (B.2)$$

$$I_{R1} = sC_1(V_c - V_{com_out}) \quad (B.3)$$

$$I_{R2} = \frac{V_X - V_{com_out}}{R_2} \quad (B.4)$$

$$I_{C2} = sC_2V_X \quad (B.5)$$

Από τις εξισώσεις (B.2),(B.3) προκύπτει ότι:

$$\begin{aligned} \frac{V_X - V_c}{R_1} &= sC_1(V_c - V_{com_out}) \\ \Rightarrow V_X &= V_c(sC_1R_1 + 1) - sC_1R_1V_{com_out} \end{aligned} \quad (B.6)$$

Από τις εξισώσεις (B.1),(B.3),(B.4),(B.5) προκύπτει ότι:

$$\begin{aligned} sC_1V_c - sC_1V_{com_out} + sC_2V_X + \frac{V_X}{R_2} - \frac{V_{com_out}}{R_2} &= 0 \\ \Rightarrow sC_1V_c + V_X \left(sC_2 + \frac{1}{R_2} \right) - V_{com_out} \left(sC_1 + \frac{1}{R_2} \right) &= 0 \end{aligned} \quad (B.7)$$

Από τις εξισώσεις (B.6),(B.7) προκύπτει ότι:

$$\begin{aligned} sC_1V_c + V_c(sC_1R_1 + 1) \left(sC_2 + \frac{1}{R_2} \right) - \left(sC_2 + \frac{1}{R_2} \right) sC_1R_1V_{com_out} - V_{com_out} \left(sC_1 + \frac{1}{R_2} \right) &= 0 \\ \Rightarrow V_c \left(sC_1 + s^2C_1C_2R_1 + sC_1R_1 \frac{1}{R_2} + sC_2 + \frac{1}{R_2} \right) & \\ = V_{com_out} \left(s^2C_1C_2R_1 + sC_1R_1 \frac{1}{R_2} + sC_1 + \frac{1}{R_2} \right) & \\ \Rightarrow \frac{V_{com_out}}{V_c} = \frac{s^2C_1C_2R_1R_2 + s(C_1R_2 + C_1R_1 + C_2R_2) + 1}{s^2C_1C_2R_1R_2 + s(C_1R_1 + C_1R_2) + 1} & \\ \Rightarrow \frac{V_{com_out}}{V_c} = 1 + \frac{sC_2R_2}{s^2C_1C_2R_1R_2 + s(C_1R_1 + C_1R_2) + 1} & \\ \Rightarrow \frac{V_{com_out}}{V_c} = 1 + \frac{1}{C_1R_1} * \frac{s}{s^2 + \frac{s(C_1R_1 + C_1R_2)}{C_1C_2R_1R_2} + \frac{1}{C_1C_2R_1R_2}} & \\ \frac{V_{com_out}}{V_c} = 1 + [sC_2R_2] \left[\frac{\frac{1}{C_1R_1C_2R_2}}{s^2 + s \frac{1}{C_2} \left(\frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_1} \right) + \frac{1}{C_2C_1R_1R_2}} \right] & \end{aligned} \quad (B.8)$$

Από τη συνάρτηση μεταφοράς, εξαιρουμένης της μονάδας ως σταθερά, φαίνεται ότι έχουμε:

- Μηδενικό συνολικό DC κέρδος
- ένα High Pass φίλτρο 1ου βαθμού $[sC_2R_2]$
- και ένα Low Pass φίλτρο 2ου βαθμού $\left[\frac{\frac{1}{C_1R_1C_2R_2}}{s^2 + s \frac{1}{C_2} \left(\frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_1} \right) + \frac{1}{C_2C_1R_1R_2}} \right]$

3.2.2 Κέρδος Διαφορικού Σήματος

Μελετώντας τη συμπεριφορά του κυκλώματος για το διαφορικό σήμα, μπορούμε να πούμε ότι για $V_a = -V_b$ λόγω συμμετρίας κυκλώματος, οι αντίστοιχοι κόμβοι έχουν την αντίθετη τάση. Πιο συγκεκριμένα, οι τάσεις στις εισόδους του ενός operational amplifier είναι αντίθετες από τις εισόδους του άλλου operational amplifier.

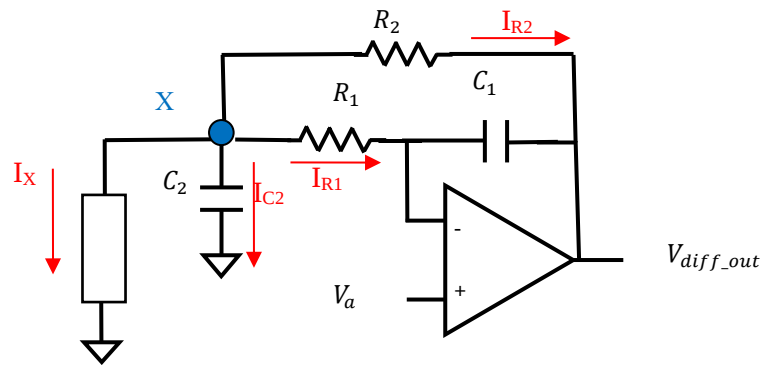
$$V_{diff} = V_a = V_{AMP1}^+ = V_{AMP1}^- = -V_b = -V_{AMP2}^+ = -V_{AMP2}^-$$

Άρα λόγω συμμετρίας έχουμε

$$V_{XA} = -V_{XB}$$

Δεδομένου ότι οι κόμβοι XA και XB του κυκλώματος στο σχήμα 3.1.1, έχουν αντίθετες τάσεις και το ρεύμα I_X ρέει μέσω δύο ίσων αντιστάσεων (Z_1, Z_{11}), προκύπτει ότι η τάση στη μέση του βρόγχου, δηλαδή στον κόμβο X, θα είναι μηδέν.

Αυτό το γεγονός επιτρέπει το «κόψιμο» του κυκλώματος σε αυτόν τον κόμβο, ώστε το κύκλωμα να απλοποιείται όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα:



Εικόνα 3.3 Το αντίστοιχο κύκλωμα του MFIAF για το διαφορικό σήμα

3.2.2.1 Υπολογισμός της συνάρτησης μεταφοράς του κυκλώματος για το διαφορικό σήμα

Νόμος Ρεύματος Kirchhoff (KCL):

$$I_{R1} + I_{C2} + I_{R2} + I_X = 0 \quad (C.1)$$

Νόμοι του Ohm:

$$I_{R1} = \frac{V_X - V_a}{R_1} \quad (C.2)$$

$$I_{R1} = sC_1(V_a - V_{diff_out}) \quad (C.3)$$

$$I_{C2} = sC_2V_X \quad (C.4)$$

$$I_{R2} = \frac{V_X - V_{diff_out}}{R_2} \quad (C.5)$$

$$I_X = \frac{V_X}{Z} \quad (C.6)$$

Από τις εξισώσεις (C.2) και (C.3) προκύπτει ότι:

$$\begin{aligned} \frac{V_X - V_a}{R_1} &= sC_1(V_a - V_{diff_out}) \\ \Rightarrow V_X &= V_a(sC_1R_1 + 1) - sC_1R_1V_{diff_out} \end{aligned} \quad (C.7)$$

Από τις εξισώσεις (C.1),(C.3),(C.4),(C.5),(C.6) προκύπτει ότι:

$$\begin{aligned} sC_1V_a - sC_1V_{diff_out} + sC_2V_X + \frac{V_X}{R_2} - \frac{V_{diff_out}}{R_2} + \frac{V_X}{Z} &= 0 \\ \Rightarrow sC_1V_a + V_X \left(sC_2 + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{Z} \right) - V_{diff_out} \left(sC_1 + \frac{1}{R_2} \right) &= 0 \end{aligned} \quad (C.8)$$

Από τις εξισώσεις (C.7),(C.8) προκύπτει ότι:

$$\begin{aligned} sC_1V_a + V_a(sC_1R_1 + 1) \left(sC_2 + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{Z} \right) - \left(sC_2 + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{Z} \right) sC_1R_1V_{diff_out} - V_{diff_out} \left(sC_1 + \frac{1}{R_2} \right) &= 0 \\ \Rightarrow V_a \left(sC_1 + s^2C_1C_2R_1 + sC_1R_1 \frac{1}{R_2} + sC_1R_1 \frac{1}{Z} + sC_2 + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{Z} \right) &= V_{diff_out} \left(sC_1 + \frac{1}{R_2} \right) \\ = V_{diff_out} \left(s^2C_1C_2R_1 + sC_1R_1 \frac{1}{R_2} + sC_1R_1 \frac{1}{Z} + sC_1 + \frac{1}{R_2} \right) & \\ \Rightarrow \frac{V_{diff_out}}{V_a} = \frac{s^2C_1C_2R_1R_2 + s \left(C_1R_2 + C_1R_1 + C_1R_1 \frac{R_2}{Z} + C_2R_2 \right) + \frac{R_2}{Z} + 1}{s^2C_1C_2R_1R_2 + s(C_1R_1 + C_1R_1 \frac{R_2}{Z} + C_1R_2) + 1} & \\ \Rightarrow \frac{V_{diff_out}}{V_a} = 1 + \frac{sC_2R_2 + \frac{R_2}{Z}}{s^2C_1C_2R_1R_2 + s(C_1R_1 + C_1R_1 \frac{R_2}{Z} + C_1R_2) + 1} & \\ \Rightarrow \frac{V_{diff_out}}{V_a} = 1 + \frac{1}{C_1C_2R_1R_2} * \frac{sC_2R_2 + \frac{R_2}{Z}}{s^2 + \frac{s \left(C_1R_1 + C_1R_1 \frac{R_2}{Z} + C_1R_2 \right)}{C_1C_2R_1R_2} + \frac{1}{C_1C_2R_1R_2}} & \\ \Rightarrow \frac{V_{diff_out}}{V_a} = 1 + \left[C_2R_2 \left(s + \frac{1}{ZC_2} \right) \right] * \frac{\frac{1}{C_1C_2R_1R_2}}{s^2 + s \frac{1}{C_2} \left(\frac{1}{Z} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_1} \right) + \frac{1}{C_1C_2R_1R_2}} & \\ \Rightarrow \frac{V_{diff_out}}{V_a} = 1 + \left[\frac{R_2}{Z} \right] * \left[C_2Z \left(s + \frac{1}{C_2Z} \right) \right] * \frac{\frac{1}{C_1C_2R_1R_2}}{s^2 + s \frac{1}{C_2} \left(\frac{1}{Z} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_1} \right) + \frac{1}{C_1C_2R_1R_2}} & \end{aligned} \quad (C.9)$$

Από τη συνάρτηση μεταφοράς, εξαιρουμένης της μονάδας ως σταθερά, φαίνεται ότι έχουμε:

- Συνολικό DC κέρδος $\left[\frac{R_2}{Z} \right]$
- ένα High Pass φίλτρο 1ου βαθμού $\left[C_2Z \left(s + \frac{1}{C_2Z} \right) \right]$
- και ένα Low Pass φίλτρο 2ου βαθμού $\left[\frac{\frac{1}{C_1C_2R_1R_2}}{s^2 + s \frac{1}{C_2} \left(\frac{1}{Z} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_1} \right) + \frac{1}{C_1C_2R_1R_2}} \right]$

3.3 Συμπεράσματα και παραδείγματα της απλοποιημένης ανάλυσης

Παρατηρείται ότι οποιοσδήποτε κλάδος, όπως ο κλάδος των αντιστάσεων Z , από την περιοχή της αρνητικής εισόδου του ενός διαφορικού ενισχυτή έως την περιοχή της αρνητικής εισόδου του άλλου διαφορικού ενισχυτή, δεν επηρεάζει το κοινό σήμα, ανεξάρτητα από την πολυπλοκότητα του κυκλώματος.

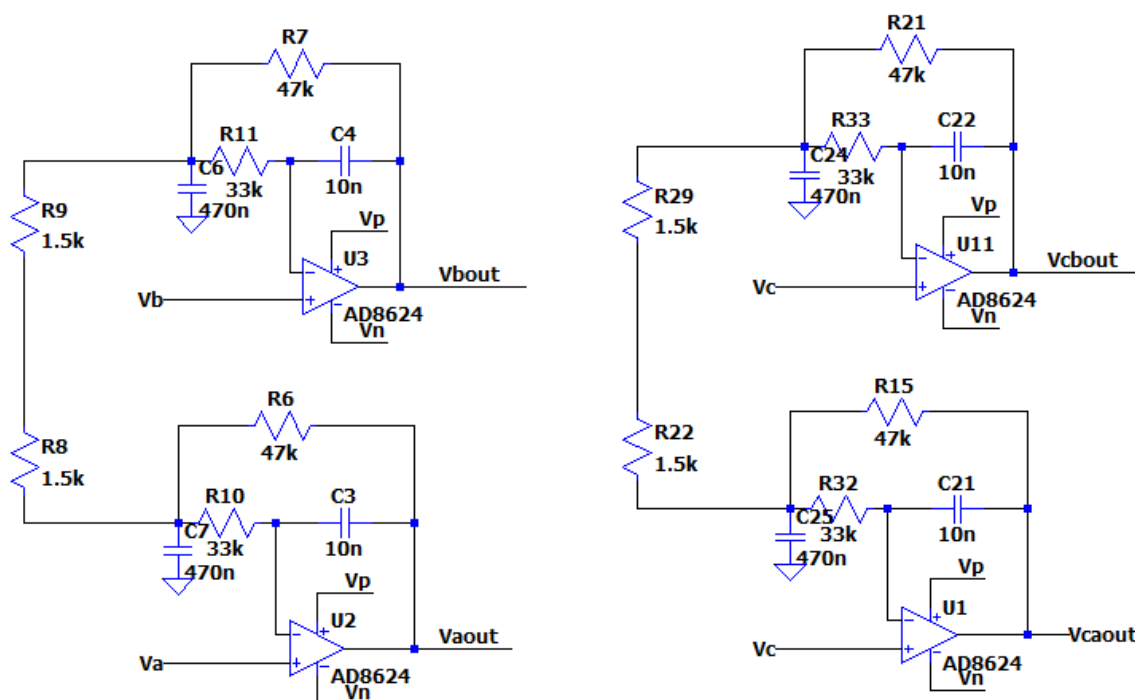
Όσον αφορά το κοινό σήμα, παρατηρείται επίσης ότι η σύνδεση οποιουδήποτε στοιχείου όπως ο πυκνωτής C_2 με τη γη, δημιουργεί ροή ρεύματος από την έξοδο προς τη γη και συνεπώς πτώση τάσης στον κόμβο X . Για να αντισταθμιστεί αυτή η πτώση τάσης, προκαλείται άνοδος στην τάση εξόδου V_{com_out} , δηλαδή ενίσχυση του κοινού σήματος.

Το κέρδος του διαφορικού σήματος εξαρτάται από την αντίσταση Z και τον πυκνωτή που είναι συνδεδεμένος στη γείωση C_2 , οι οποίοι βρίσκονται σε παράλληλη σύνδεση.

Τα κυκλώματα που προτείνονται σε αυτή την εργασία προσομοιώνονται χρησιμοποιώντας το λογισμικό LTspice. Τα σήματα εισόδου (πηγές τάσεως) στην προσομοίωση επιλέχθηκαν με την λογική ότι το κύκλωμα είναι σχεδιασμένο να αναμένει σήματα εισόδου από μερικά mV έως μερικές εκατοντάδες mV. Οι αντιστάσεις στις πηγές εισόδου του κυκλώματος είναι noiseless. Στο κύκλωμα που προτείνεται οι ακριβείς τιμές των στοιχείων του κυκλώματος δεν είναι υποχρεωτικό να ακολουθούνται, επιλέχθηκαν με τη λογική της εφαρμογής του κυκλώματος σε ένα δυνητικό σύστημα λήψης εγκεφαλικού σήματος EEG.

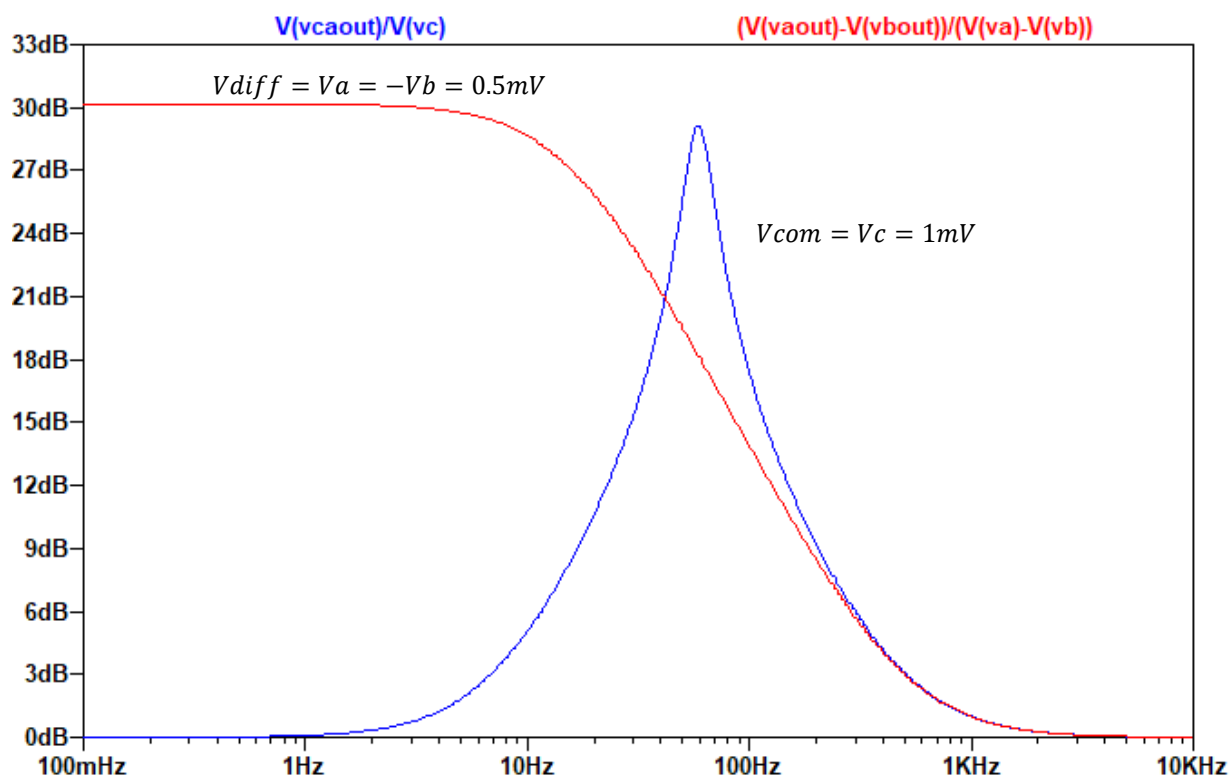
3.3.1.1 Παράδειγμα ενός Low-Pass Διαφορικού Φίλτρου

Η AC ανάλυση του φίλτρου πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας το ακόλουθο μοντέλο SPICE:



Εικόνα 3.4 Το κύκλωμα MFIAF με τα σήματα V_a , V_b , ως προσομοίωση του διαφορικού σήματος και το σήμα V_c ως προσομοίωση του κοινού σήματος

Το αποτέλεσμα της AC ανάλυσης φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί:



Εικόνα 3.5 Το κέρδος του κοινού και του διαφορικού σήματος ως συνάρτηση της συχνότητας

Παρατήρηση:

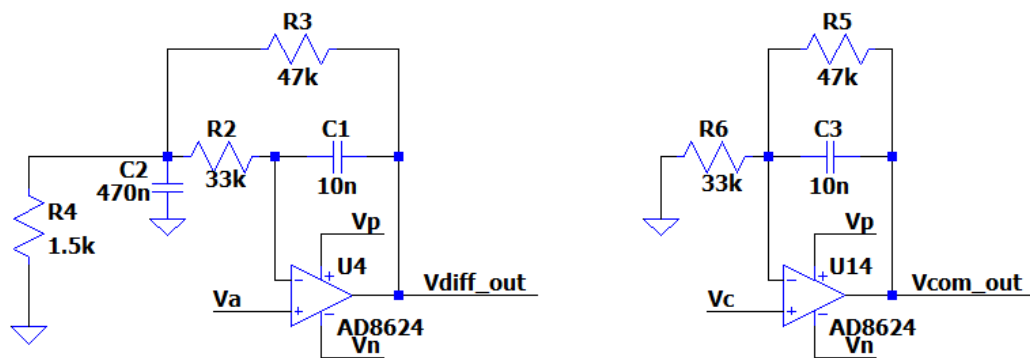
Το διαφορικό σήμα ενισχύεται όπως είναι αναμενόμενο βάσει των επιλεγμένων τιμών των αντιστάσεων και το κύκλωμα παρουσιάζει συμπεριφορά ενός low-pass φίλτρου, ενώ το κοινό σήμα το κύκλωμα παρουσιάζει συμπεριφορά ενός high-Q φίλτρου χωρίς συνολική ενίσχυση.

3.3.2 Απόδειξη ισοδυναμίας του αρχικού κυκλώματος MFIAF με τα απλοποιημένα κυκλώματα για το διαφορικό και το κοινό σήμα

Έχει ήδη αποδειχθεί με μαθηματικό τρόπο ότι το αρχικό κύκλωμα MFIAF είναι ισοδύναμο με τα απλοποιημένα κυκλώματα για το διαφορικό και το κοινό σήμα. Οι πραγματικοί ωστόσο διαφορικοί ενισχυτές δεν είναι ιδανικοί, για το λόγο γίνεται προσομοίωση των κυκλωμάτων για την απόδειξη αυτής της ισοδυναμίας.

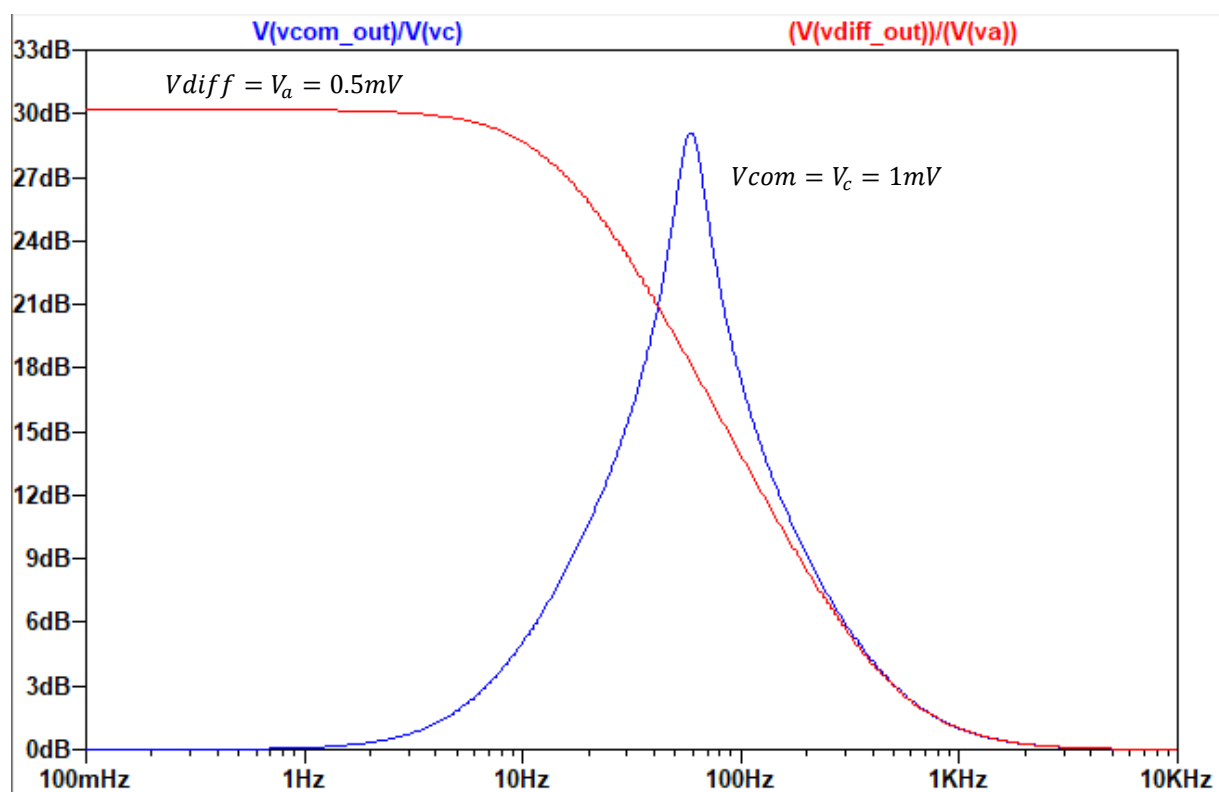
3.3.2.1 Παράδειγμα Ισοδυναμίας

Η AC ανάλυση των απλοποιημένων κυκλωμάτων για το διαφορικό και το κοινό σήμα πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας το ακόλουθο μοντέλο SPICE:



Εικόνα 3.6 Τα απλοποιημένα κυκλώματα του MFIAF για το διαφορικό σήμα και το κοινό σήμα

Το αποτέλεσμα της AC ανάλυσης φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί:



Εικόνα 3.7 Το κέρδος των απλοποιημένων κυκλωμάτων για το κοινό και το διαφορικό σήμα ως συνάρτηση της συχνότητας

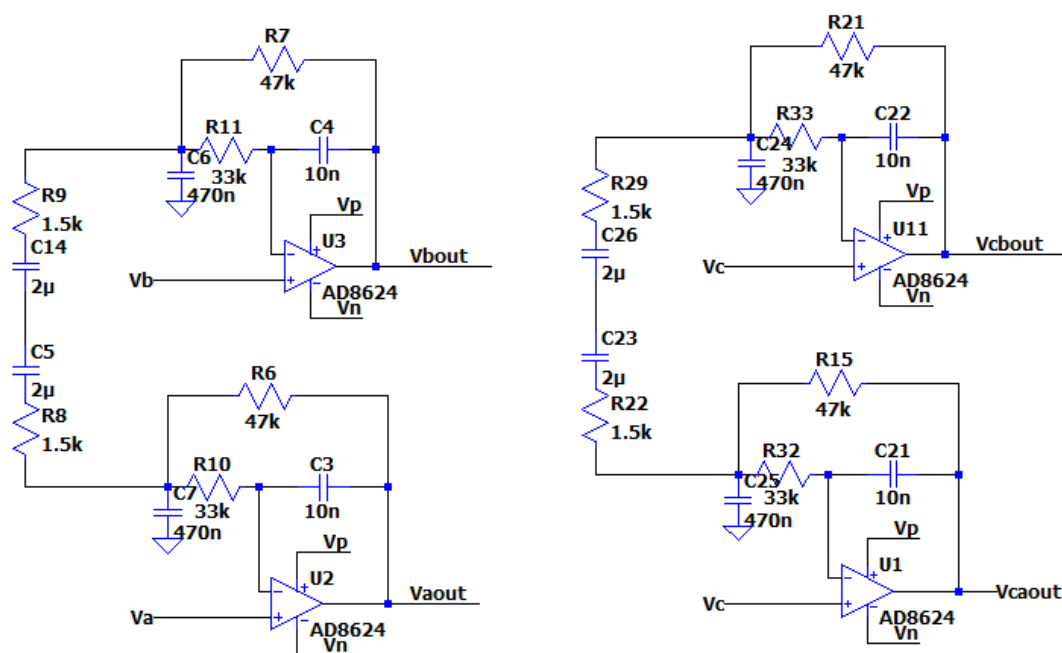
Παρατήρηση:

Τα αποτελέσματα της AC ανάλυσης για το κέρδος του διαφορικού και του κοινού σήματος στην Εικόνα 3.3.2 είναι τα ίδια με τα αποτελέσματα στην Εικόνα 3.3.4. Έτσι αποδεικνύεται η ισοδυναμία του αρχικού κυκλώματος MFIAF με τα απλοποιημένα κυκλώματα για το διαφορικό και το κοινό σήμα.

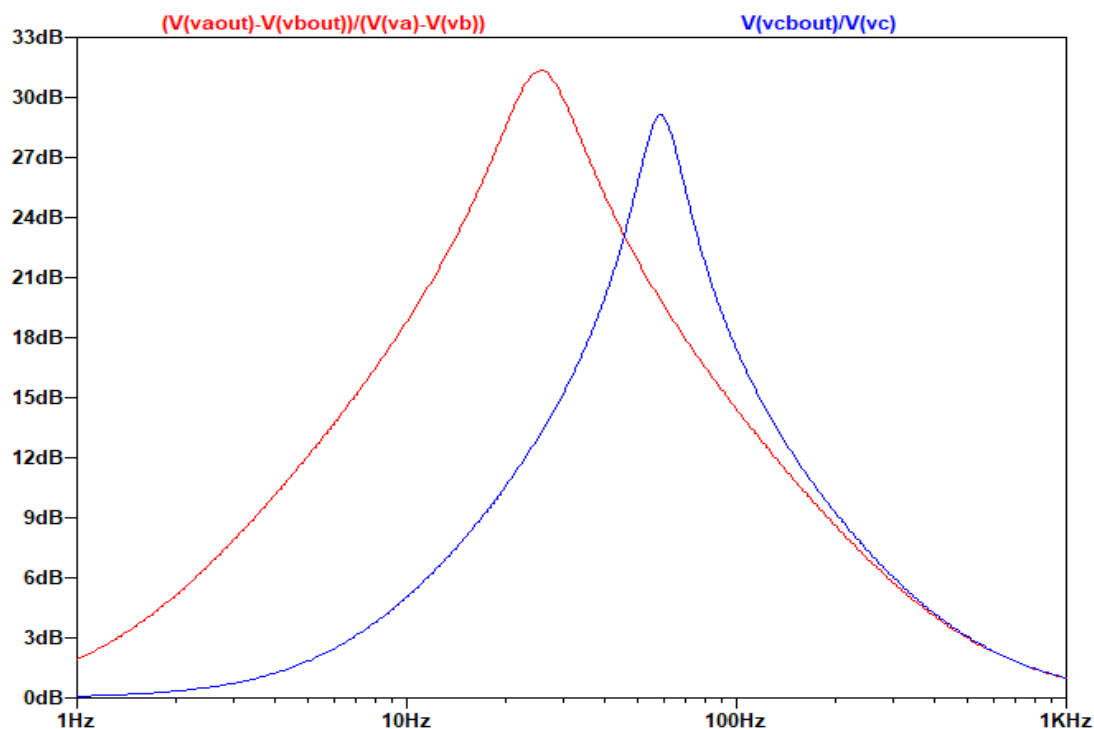
3.3.2.2 Παράδειγμα ενός Band-Pass Διαφορικού Φίλτρου

Αντικαθιστώντας την αντίσταση R με RC , δημιουργείται ένα ζωνοπερατό διαφορικό φίλτρο, καθώς οι πυκνωτές κόβουν το DC ρεύμα και δημιουργούν ένα μηδενικό. Έτσι, το κύκλωμα θα λειτουργεί σαν band-pass φίλτρο. Η συνάρτηση μεταφοράς θα φτάσει σε πολώνυμο τρίτης τάξεως, επομένως θα είναι δύσκολο να καθοριστεί η επίδραση του μηδενικού, αλλά θα είναι κοντά στο $1/RC$.

Η AC ανάλυση του φίλτρου πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας το ακόλουθο κύκλωμα SPICE:



Εικόνα 3.9 Το κύκλωμα του Band-Pass διαφορικού φίλτρου με τα σήματα V_a , V_b , να προσομοιώνουν το διαφορικό σήμα και το σήμα V_c να προσομοιώνει το κοινό σήμα



Εικόνα 3.8 Το κέρδος του κοινού και του διαφορικού σήματος ως συνάρτηση της συχνότητας

Παρατηρήσεις:

Ένα από τα πιο αξιοσημείωτα σημεία αυτού του κυκλώματος είναι ότι το κοινό και το διαφορικό σήμα μπορούν να ενισχυθούν σε διαφορετικό εύρος συχνοτήτων.

Η αντίσταση Z επηρεάζει μόνο το διαφορικό σήμα και όχι το κοινό σήμα γεγονός που επιτρέπει τον σχεδιασμό πολύπλοκων κυκλωμάτων (φίλτρα υψηλότερου βαθμού) που επηρεάζουν μόνο το διαφορικό σήμα και καθιστά τον διαφορικό ενισχυτή χρήσιμο σε μια ποικιλία κατασκευών.

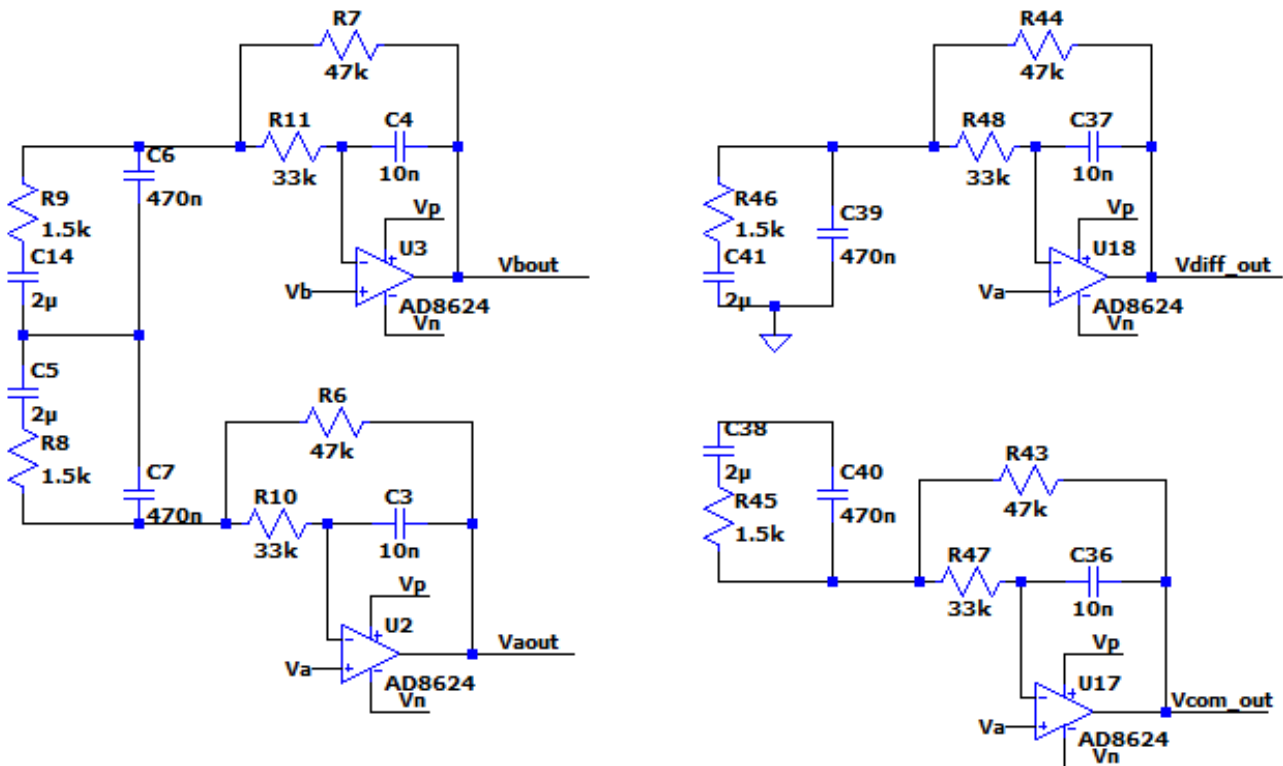
3.3.3 Απόρριψη της ενίσχυσης του κοινού σήματος

Από την απλοποιημένη ανάλυση του κυκλώματος για το διαφορικό σήμα εισόδου, το σημείο μεταξύ των αντιστάσεων Z στο κύκλωμα έχει μηδενική τάση. Αυτό το σημείο αποτελεί μία «εικονική γη».

Στην περίπτωση του κοινού σήματος εισόδου, εάν οι κλάδοι που συνδέονται με την πραγματική γη, συνδεθούν με την «εικονική γη», το ρεύμα που ρέει μέσα από αυτούς τους κλάδους θα είναι μηδέν, οπότε το κύκλωμα είναι ουσιαστικά ένας buffer και εξαλείφεται το κέρδος του κοινού σήματος για το κύκλωμα.

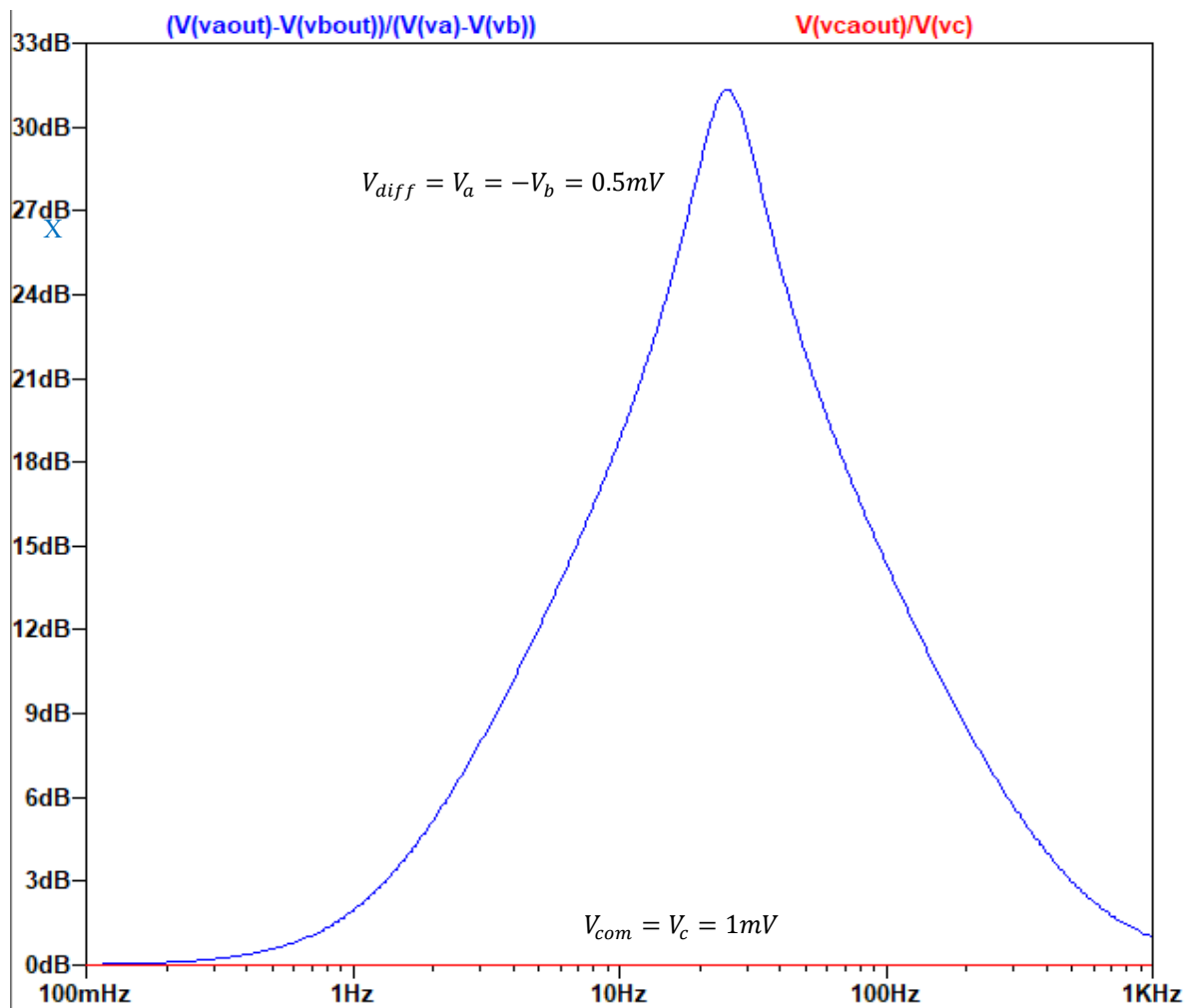
Ωστόσο, στην περίπτωση του διαφορικού σήματος εισόδου, το κύκλωμα «βλέπει» κανονικά το φίλτρο σαν να είχε τους κλάδους συνδεδεμένους στην πραγματική γείωση. Αυτό το γεγονός είναι σαφές μελετώντας την απλοποιημένη ανάλυση και το κύκλωμα στην ακόλουθη εικόνα.

Η AC ανάλυση του φίλτρου πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας το ακόλουθο κύκλωμα:



Εικόνα 3.10 Το κύκλωμα εξάλειψης του κέρδους του κοινού σήματος με τα σήματα Va, Vb, να προσομοιώνουν το διαφορικό σήμα και το σήμα Vc να προσομοιώνει το κοινό σήμα

Το αποτέλεσμα της AC ανάλυσης φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί:



Εικόνα 3.11 Το κέρδος του κοινού και του διαφορικού σήματος ως συνάρτηση της συχνότητας

Όπως φαίνεται στην AC ανάλυση, συνδέοντας τους πυκνωτές στο μέσο του κλάδου των αντιστάσεων Z_1 και Z_{11} , το κέρδος του κοινού σήματος πράγματι εξαλείφεται αλλά το διαφορικό σήμα δεν επηρεάζεται.

Παρατήρηση:

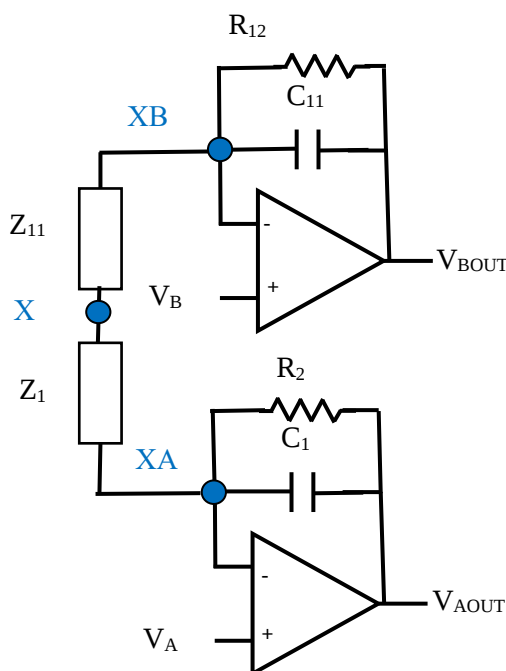
Η δημιουργία της εικονικής γης, μηδένισε την ενίσχυση του κοινού σήματος. Το φίλτρο πλέον επηρεάζει μόνο το διαφορικό σήμα.

3.4 Βελτιστοποίηση σχεδίασης του Multi-feedback Differential Filter με στόχο την χρήση στο EEG

Στην κατασκευή ενός EEG, στόχος μας είναι να ενισχύσουμε το διαφορικό σήμα εισόδου μεταξύ 1-30 Hz και να μην ενισχυθεί το κοινό σήμα. Δεδομένου ότι το φίλτρο του κυκλώματος πρέπει να είναι broadband (1-30 Hz), δεν γίνεται χρήση high-Q φίλτρου. Για επιτευχθεί αυτό, αφαιρούνται από το κύκλωμα MFIAF οι πυκνωτές που είναι συνδεδεμένοι στη γη.

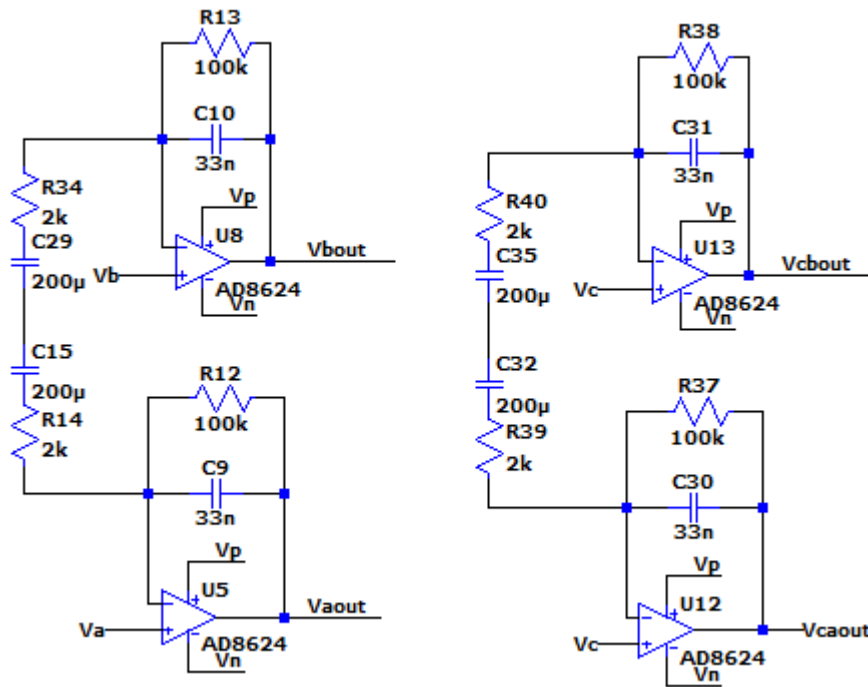
- Αφαιρώντας τους πυκνωτές, το κύκλωμα λειτουργεί σαν low-pass φίλτρο 1ης τάξης, με έναν πόλο που δημιουργείται από την αντίσταση και τον πυκνωτή ανάδρασης.
- Προκειμένου να επιτευχθεί ένα band-pass φίλτρο, αντικαθιστούμε τις Z με μια σειρά RC, η οποία παράγει ένα μηδενικό κοντά στο 1Hz.
- Με αυτούς τους μετασχηματισμούς μπορούμε να σχεδιάσουμε ένα ζωνοπερατό φίλτρο με κλίση σχεδόν 20db/δεκάδα, που είναι ίση με την κλίση του φίλτρου που αναλύθηκε αρχικά.
- Παρατηρείται επίσης ότι η σταθερά της μονάδας στη συνάρτηση μεταφοράς περιορίζει το κέρδος του φίλτρου στα 0dB και όχι χαμηλότερα από αυτό, οπότε στις υψηλές συχνότητες η συνάρτηση μεταφοράς κυριαρχείται από τη μονάδα.
- Λόγω αυτών παραπάνω των αλλαγών, η αντίσταση στην αρνητική είσοδο κάθε operational amplifier δεν είναι απαραίτητη, οπότε αφαιρείται και αυτό το στοιχείο.

Το βελτιωμένο μοντέλο που προκύπτει φαίνεται στο επόμενο σχήμα.



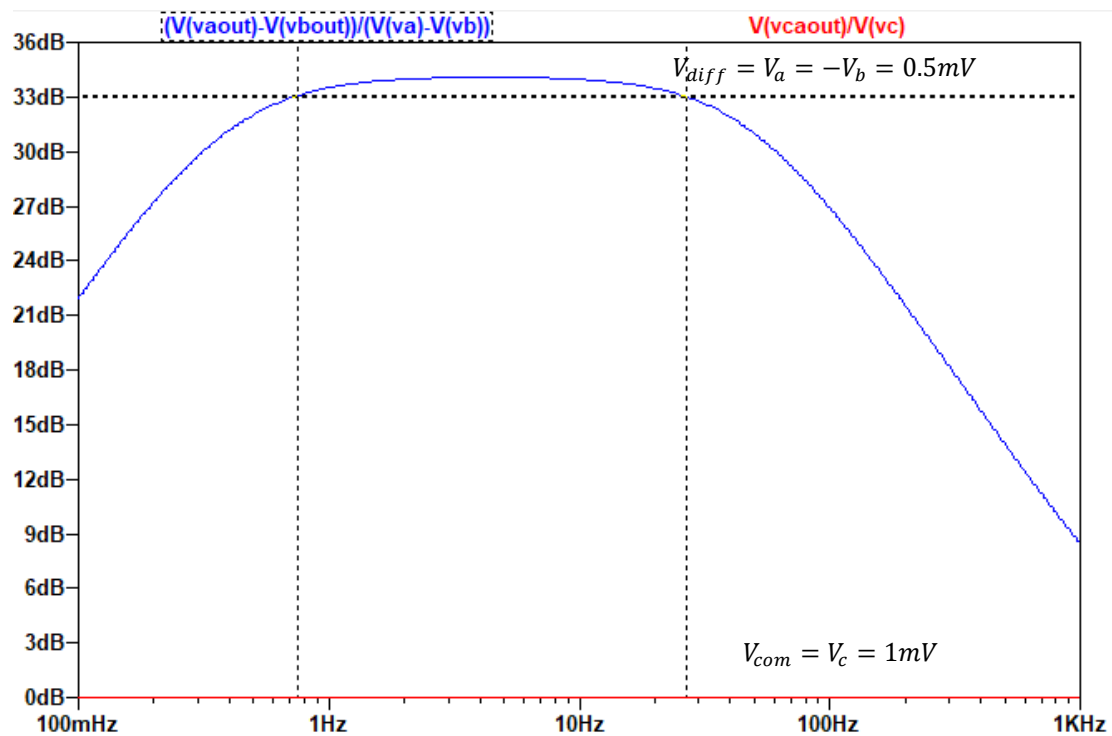
Εικόνα 3.12 Το κύκλωμα του βελτιωμένου MFIAF για χρήση ως EEG

Η AC ανάλυση του φίλτρου πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας το ακόλουθο κύκλωμα:



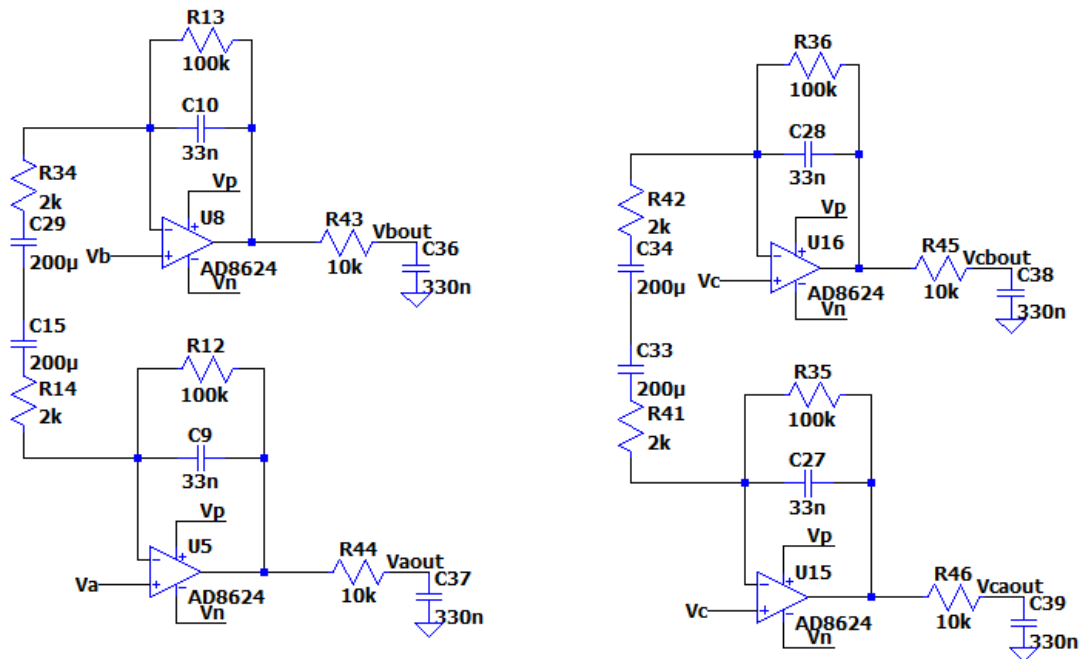
Εικόνα 3.13 Το κύκλωμα του βελτιστοποιημένου MFIAF με τα σήματα V_a , V_b , να προσομοιώνουν το διαφορικό σήμα και το σήμα V_c να προσομοιώνει το κοινό σήμα

Το αποτέλεσμα της AC ανάλυσης φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί:



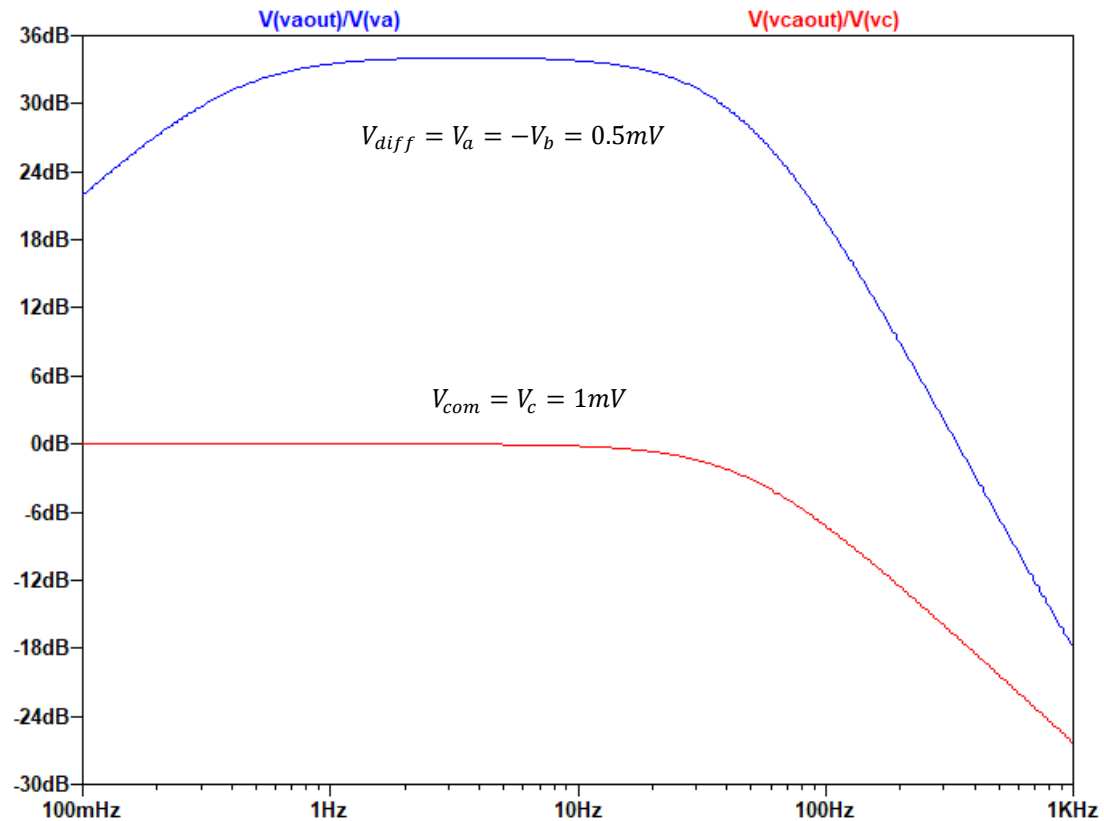
Εικόνα 3.14 Το κέρδος του κοινού και του διαφορικού σήματος ως συνάρτηση της συχνότητας

Λόγω της μονάδας στη συνάρτηση μεταφοράς του κυκλώματος, δεν επιτρέπεται η πτώση του κέρδους του φίλτρου σε υψηλές συχνότητες κάτω από 0db. Είναι απαραίτητο να προστεθεί ένα low-pass φίλτρο πριν τοποθετηθεί ο A/D converter, όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα:



Εικόνα 3.16 Το κύκλωμα του βελτιστοποιημένου MFI AF, συμπεριλαμβανόμενου του low-pass φίλτρου, με τα σήματα V_a , V_b , να προσομοιώνουν το διαφορικό σήμα και το σήμα V_c να προσομοιώνει το κοινό σήμα

Το αποτέλεσμα της AC ανάλυσης φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί:



Εικόνα 3.15 Το κέρδος του κοινού και του διαφορικού σήματος ως συνάρτηση της συχνότητας

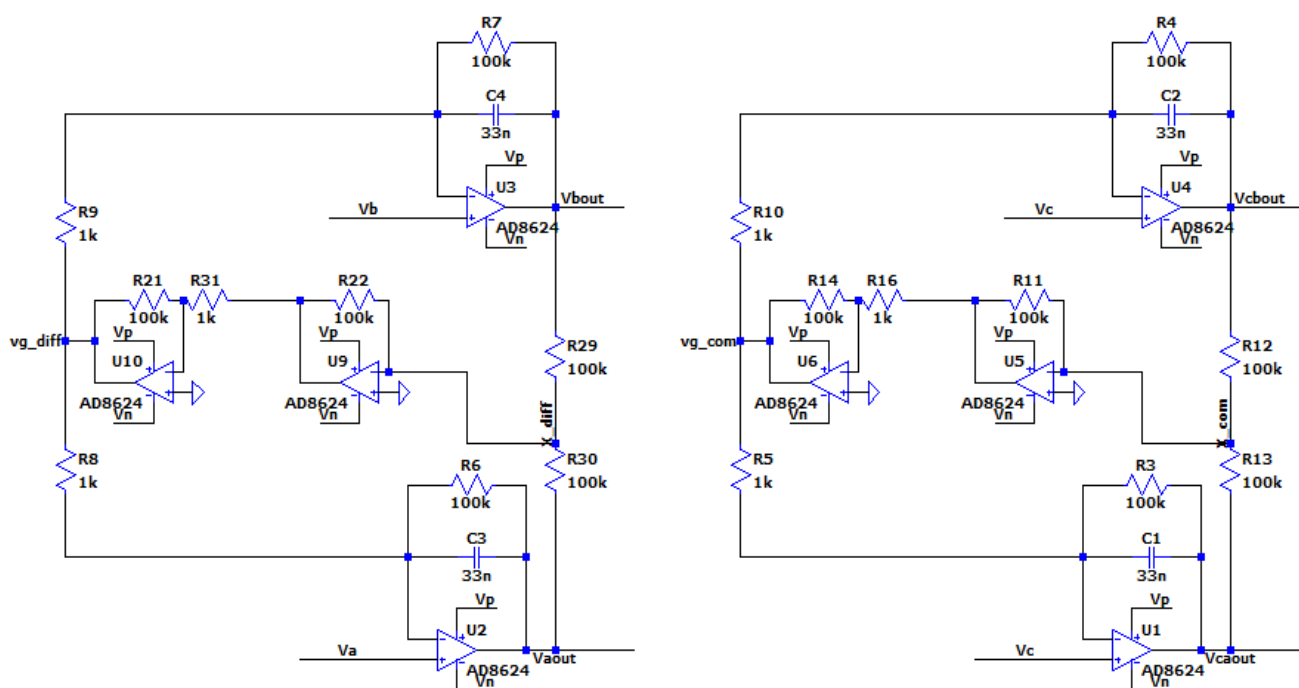
Κεφάλαιο 4

4 Χρήση Ανάδρασης για Μείωση του Κοινού Σήματος

Σε αυτό το κεφάλαιο θα αναλυθούν δύο τρόποι χρήσης ανάδρασης με στόχο την μείωση του πλάτους του κοινού σήματος. Αρχικά θα μελετηθεί η ανάδραση τάσης και έπειτα η ανάδραση ρεύματος.

4.1 Ανάδραση Τάσης

Στο κύκλωμα της εικόνας που ακολουθεί, φαίνεται πως στο διαφορικό φίλτρο που αναλύθηκε στα προηγούμενα κεφάλαια, έχει προστεθεί ένα επιπλέον κύκλωμα ανάδρασης τάσης.



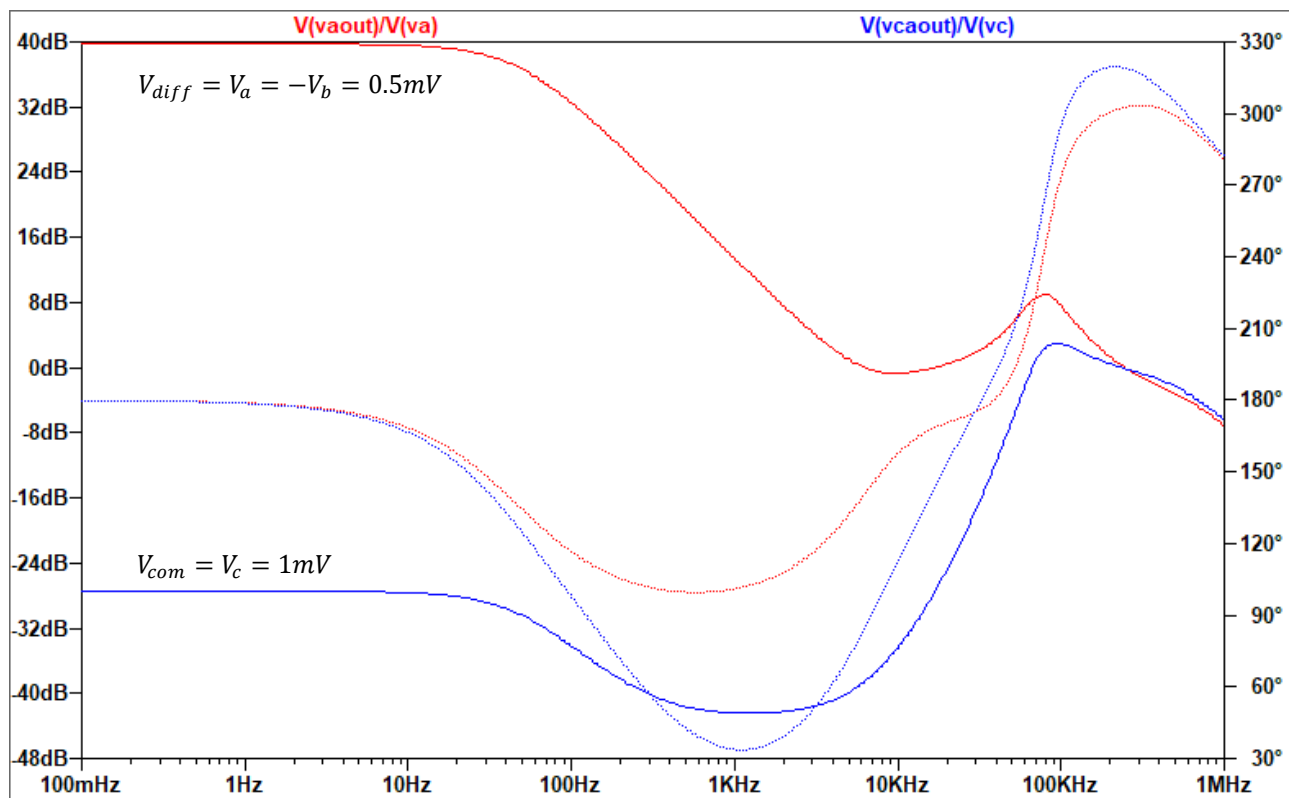
Εικόνα 4.1 Το κύκλωμα του MFI AF, συμπεριλαμβανομένου του κυκλώματος ανάδρασης τάσης, με τα σήματα V_a , V_b , να προσομοιώνουν το διαφορικό σήμα και το σήμα V_c να προσομοιώνει το κοινό σήμα

Με τον ένα διαφορικό ενισχυτή δημιουργείται πρόσθεση των εξόδων των δύο ενισχυτών (V_{aout} , V_{bout}). Με τον δεύτερο διαφορικό ενισχυτή αντιστρέφεται και ενισχύεται το άθροισμα. Με τον τρόπο αυτό έχουμε εισάγει τάση στην εικονική γη, ίση με το ενισχυμένο άθροισμα των δύο εξόδων.

Όσον αφορά το διαφορικό σήμα, στον κόμβο X_{diff} θα υπάρχει μηδενική τάση καθώς οι αντίθετες τάσεις των εξόδων των operational amplifiers προστίθεται με αποτέλεσμα μηδενική τάση. Για τον λόγο αυτό, το κύκλωμα ανάδρασης τάσης δεν επηρεάζει το διαφορικό σήμα καθώς το σήμα μηδενικής τάσης του κόμβου V_{diff} , δεν γίνεται να ενισχυθεί.

Όσον αφορά το κοινό σήμα, στον κόμβο X_{com} προστίθεται οι τάσεις των εξόδων των operational amplifiers και το αποτέλεσμα τους ενισχύεται μέσω του κυκλώματος ανάδρασης. Η ενίσχυση αυτή θα επηρεάσει και τον κόμβο vg_{com} , η οποία θα μεταφερθεί και στις αρνητικές εισόδους των operational amplifiers και τελικά θα οδηγήσει σε μείωση της τάσης της εξόδου.

Το αποτέλεσμα της AC ανάλυσης φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί:

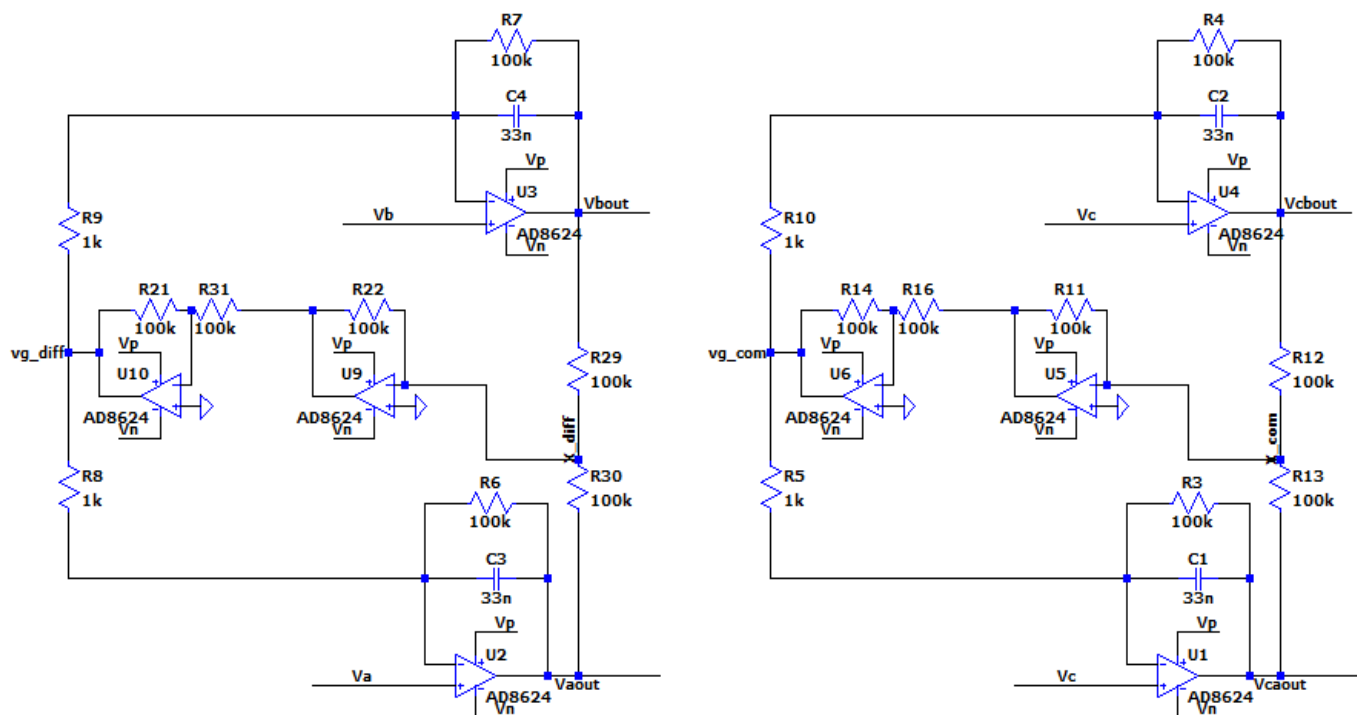


Εικόνα 4.2 Το κέρδος και η φάση του κοινού και του διαφορικού σήματος ως συνάρτηση της συχνότητας

Πράγματι, παρατηρείται αισθητή μείωση του κοινού σήματος περίπου στα -27db, ωστόσο μελετώντας τις φάσεις των σημάτων φαίνεται πως ενέχεται ο κίνδυνος ταλάντωσης. Αυτό συμβαίνει καθώς οι φάσεις των σημάτων για πλάτη που ξεπερνούν τα 0db εντοπίζονται στις 180 μοίρες και άνω.

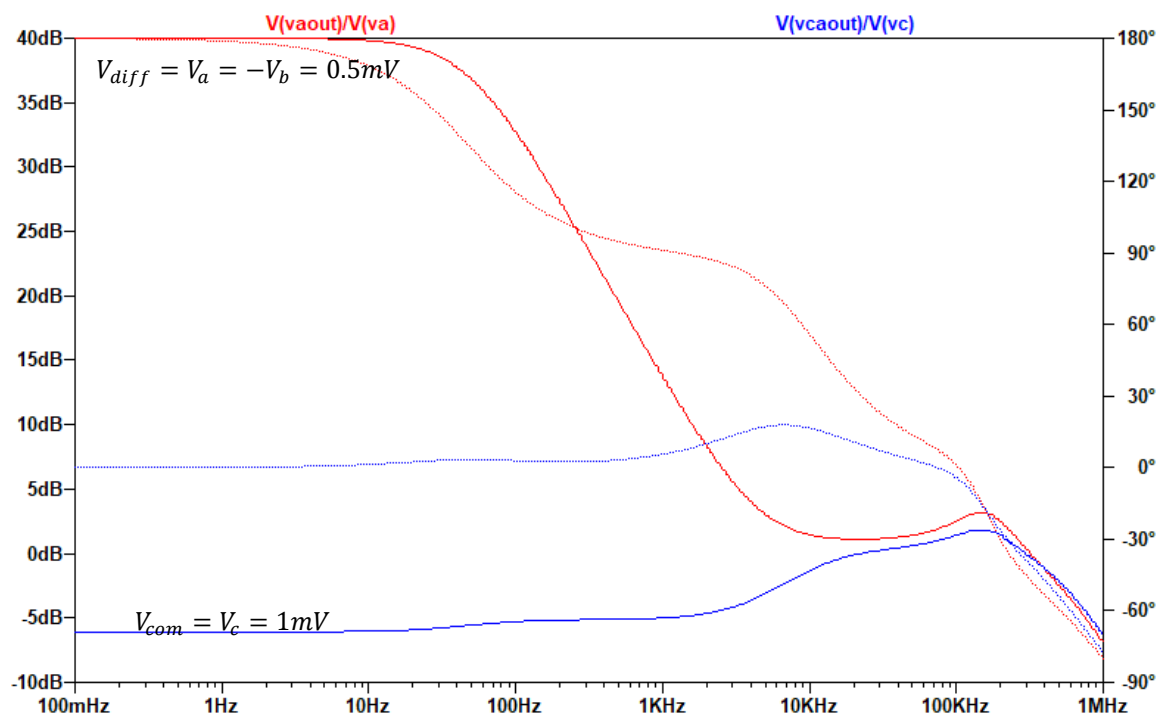
Ένας τρόπος να αποφευχθεί ο κίνδυνος της ταλάντωσης είναι να μεταβληθούν οι αντιστάσεις R31 και R16, στα κυκλώματα της ανάδρασης τάσης, από 1kΩ στα 100kΩ. Με την αλλαγή αυτή ωστόσο, το σήμα στον κόμβο X_com δεν ενισχύεται. Η μη ενίσχυση του σήματος σημαίνει ότι η ανάδραση δε θα επιδράσει ουσιαστικά. Συνεπώς θα έχουμε μικρότερη μείωση του κοινού σήματος στην έξοδο.

Ακολουθώς παρουσιάζεται το κύκλωμα χωρίς ενίσχυση του σήματος της ανάδρασης. Επίσης αναδεικνύεται στην AC ανάλυση, η αποφυγή του κινδύνου ταλάντωσης του συστήματος μέσω της προσομοίωσης του κυκλώματος.



Εικόνα 4.3 Το κύκλωμα με ανάδραση τάσης, συμπεριλαμβανομένων των πυκνωτών ανάδρασης, με τα σήματα V_a , V_b , να προσομοιώνουν το διαφορικό σήμα και το σήμα V_c να προσομοιώνει το κοινό σήμα

Το αποτέλεσμα της AC ανάλυσης φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί:



Εικόνα 4.4 Το κέρδος και η φάση του κοινού και του διαφορικού σήματος ως συνάρτηση της συχνότητας

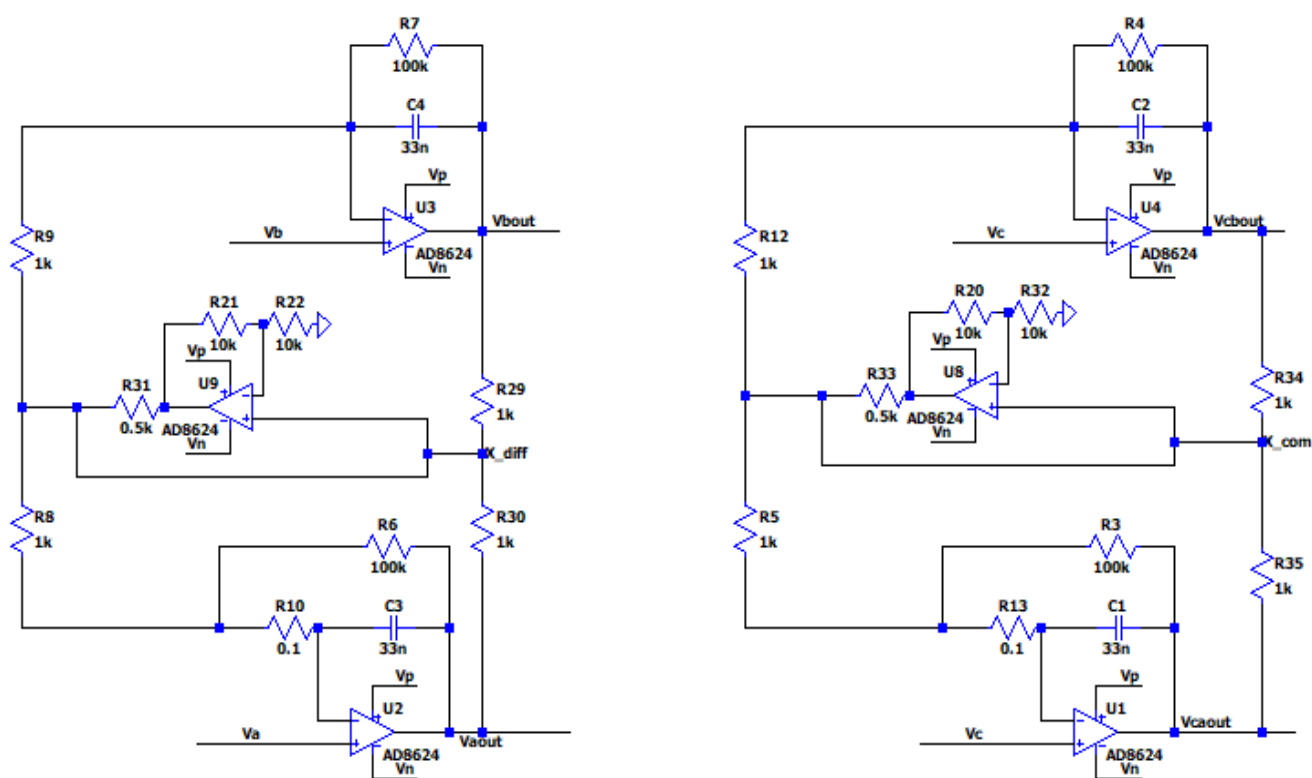
Πράγματι, από την γραφική αναπαράσταση παρατηρείται πως οι φάσεις των σημάτων περιορίζονται σε λιγότερες μοίρες με αποτέλεσμα να μην υπάρχει ο κίνδυνος ταλάντωσης, ωστόσο η μείωση του κοινού σήματος εντοπίζεται στα -6db.

4.2 Ανάδραση Ρεύματος

Στο κύκλωμα της εικόνας που ακολουθεί, φαίνεται πως στο διαφορικό φίλτρο που αναλύθηκε στα προηγούμενα κεφάλαια, έχει προστεθεί ένα επιπλέον κύκλωμα ανάδρασης ρεύματος.

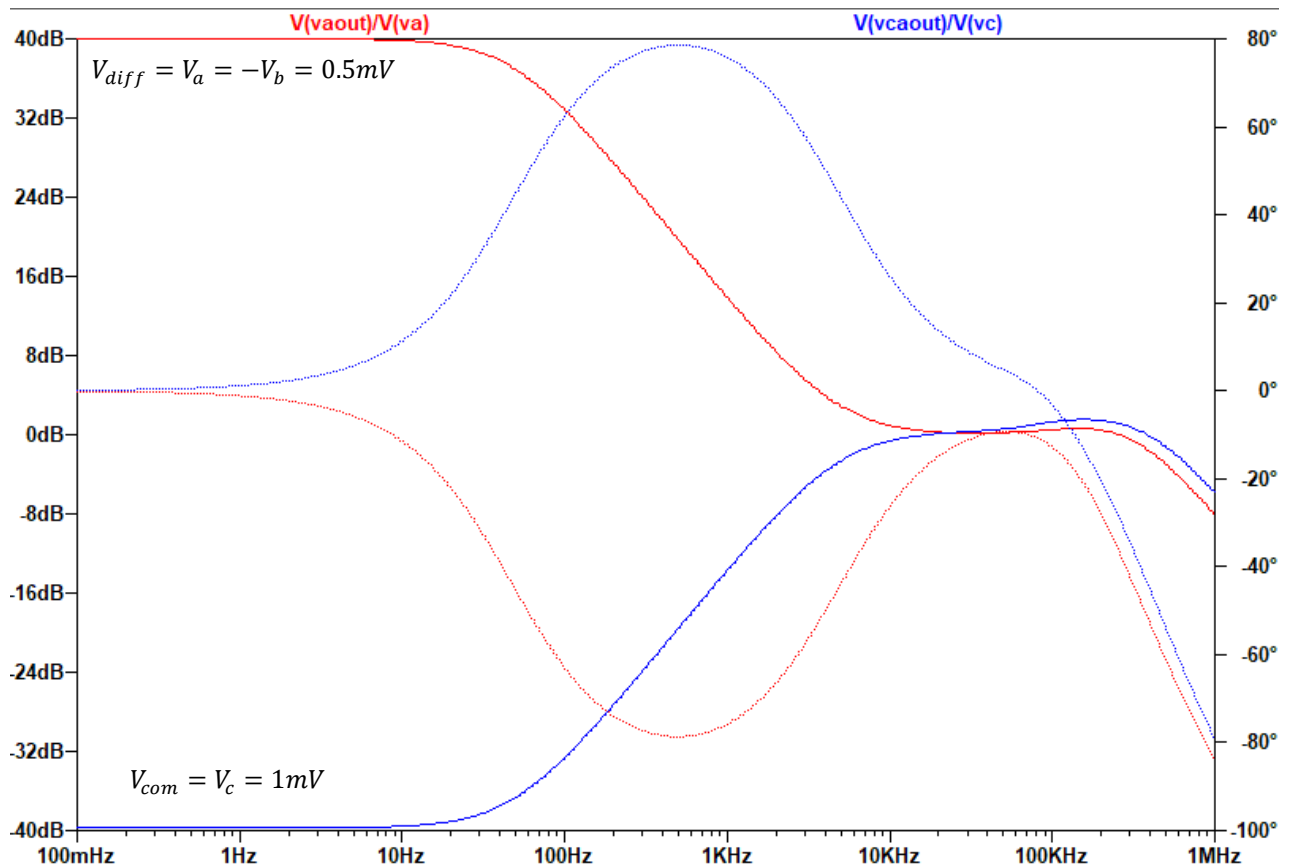
Όσον αφορά το διαφορικό σήμα, στον κόμβο X_{diff} θα υπάρχει μηδενική τάση καθώς οι αντίθετες τάσεις των εξόδων των operational amplifiers προστίθεται με αποτέλεσμα μηδενική τάση. Ο κόμβος vg_{diff} επίσης όπως αναλύθηκε στα προηγούμενα κεφάλαια είναι το εικονικό ground του κυκλώματος και έχει μηδενική τάση. Το κύκλωμα ανάδρασης ρεύματος, στην αρχή του συνδέεται με τον κόμβο X_{diff} και στο τέλος του με τον κόμβο vg_{diff} επομένως για το κύκλωμα του διαφορικού σήματος το κύκλωμα ανάδρασης ρεύματος, δεν διαρρέεται από ρεύμα.

Όσον αφορά το κοινό σήμα, στον κόμβο X_{com} προστίθεται οι τάσεις των εξόδων των operational amplifiers και το κύκλωμα λειτουργεί ως μετατροπέας τάσεως σε ρεύμα. Σε ένα τέτοιο κύκλωμα θέτω $R33=R34/R35$, $R20=R32$ και τελικά οι αντιστάσεις $R5$ και $R12$, διαρρέονται από ρεύμα $I=(V_{caout}+V_{cbout})/R33$, το οποίο επιφέρει μείωση της εξόδου του κοινού σήματος χωρίς ταλαντώσεις.



Εικόνα 4.5 Το κύκλωμα του MFIAF, συμπεριλαμβανομένου του κυκλώματος ανάδρασης ρεύματος, με τα σήματα V_a , V_b , να προσομοιώνουν το διαφορικό σήμα και το σήμα V_c να προσομοιώνει το κοινό σήμα

Το αποτέλεσμα της AC ανάλυσης φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί:



Εικόνα 4.6 Το κέρδος και η φάση του κοινού και του διαφορικού σήματος ως συνάρτηση της συχνότητας

Πράγματι, παρατηρείται αισθητή μείωση του κοινού σήματος περίπου στα -40db, και από τις φάσεις των σημάτων φαίνεται πως δεν υπάρχει ο κίνδυνος ταλάντωσης καθώς οι φάσεις των σημάτων δεν ξεπερνούν τις 80 μοίρες.

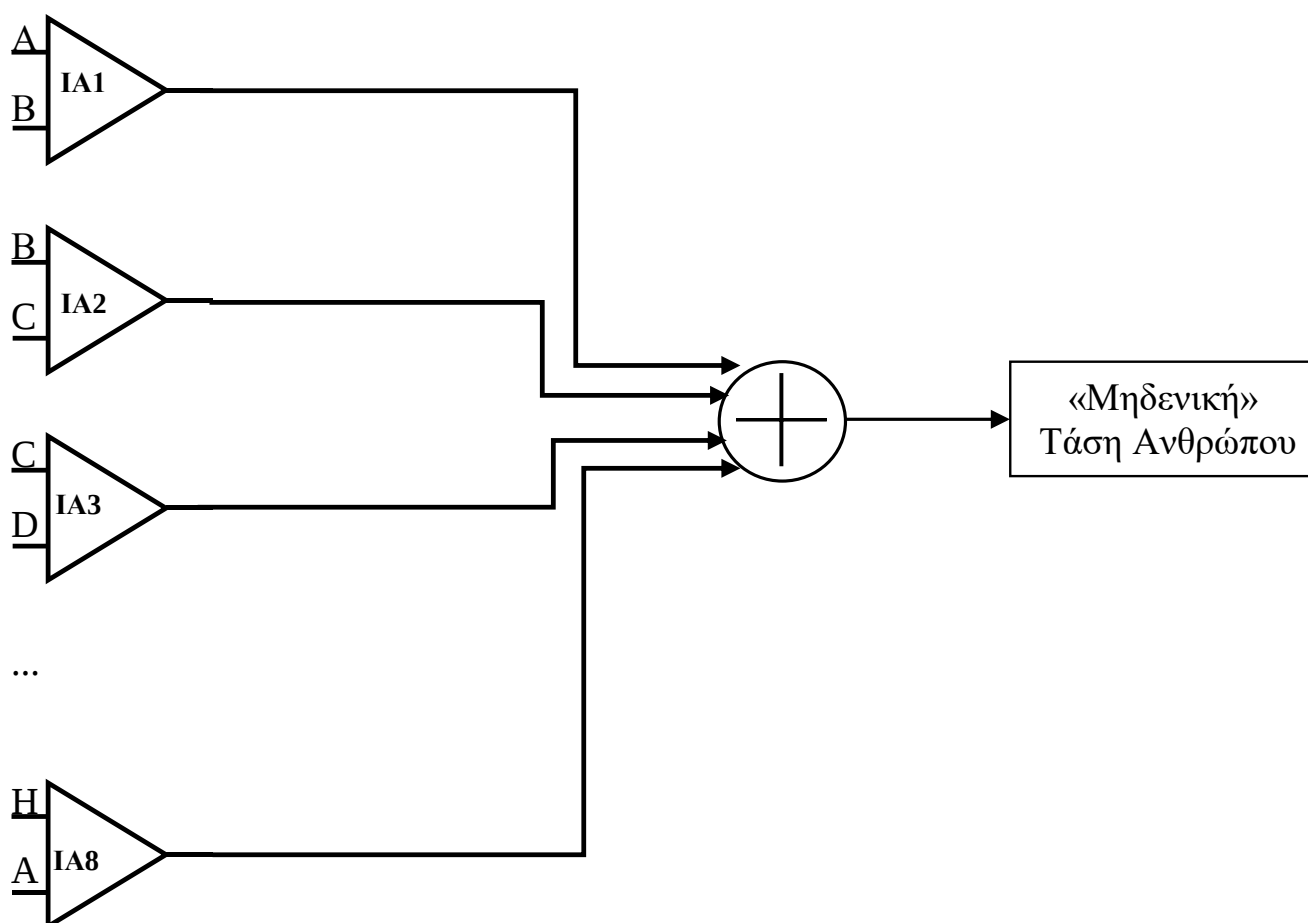
Κεφάλαιο 5

5 Πολλαπλές Είσοδοι

Στα προηγούμενα Κεφάλαιο 3 αναλύθηκε το κύκλωμα ενός διαφορικού ενισχυτή με δύο εισόδους που αντιστοιχούν σε δύο ηλεκτρόδια του EEG. Για να γίνει κατανοητή η λειτουργία του εγκεφάλου, χρειάζεται η λήψη και κατά συνέπεια η ανάλυση των εγκεφαλικών σημάτων από πολλαπλές πηγές, δηλαδή σημεία του κρανίου. Για τον λόγο αυτό θα χρησιμοποιηθεί πολλαπλές φορές το κύκλωμα που έχει ήδη αναλυθεί ώστε να γίνεται η λήψη του εγκεφαλικού σήματος από περισσότερα ηλεκτρόδια. Στην κατασκευή του ηλεκτροεγκεφαλογράφου που προτείνεται σε αυτήν τη μελέτη θα χρησιμοποιηθούν 8 ηλεκτρόδια για την λήψη του εγκεφαλικού σήματος. Παρακάτω προτείνονται 2 τρόποι κατασκευής του ηλεκτροεγκεφαλογράφου αυτού.

5.1 Πρώτος Τρόπος

Έστω 8 σημεία στο ανθρώπινο κρανίο όπου θα τοποθετηθούν τα ηλεκτρόδια καταγραφής: A, B, C, D, E, F, G, H. Στο σχήμα που ακολουθεί παρουσιάζεται η βασική δομή της κατασκευής του EEG, όπου κάθε ΙΑ είναι ένας MFIAF του προηγούμενου κεφαλαίου.



Εικόνα 5.1 Block διάγραμμα δημιουργίας εικονικής γης

Παρατηρείται πως αν όλες οι διαφορές τάσεως μεταξύ των σημείων των ηλεκτροδίων στο κρανίο (A-B, B-C, C-D κλπ) προστεθούν, ισοδυναμούν με μηδέν. Επομένως, το άθροισμα αυτών των διαφορών ισοδυναμεί με τη μηδενική τάση του ανθρώπινου σώματος. Στην πραγματικότητα τα 0V του ανθρώπινου σώματος εμπεριέχουν και τον θόρυβο των 50Hz, συνεπώς το κύκλωμα θα έπρεπε να «ακολουθεί» την τάση των 50 Hz άρα να βρίσκεται στον αέρα (floating).

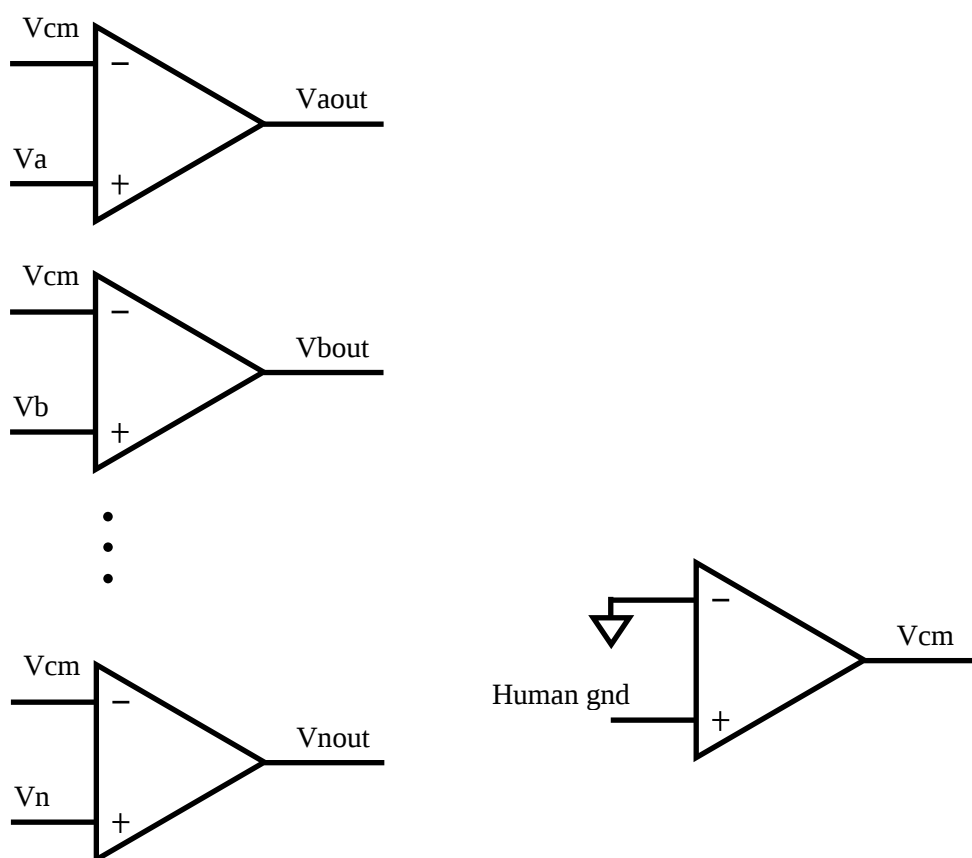
Η λογική αυτή χρησιμοποιείται και για το καρδιογράφημα (aVL, aVR, aVF).

Στην κατασκευή ενός ηλεκτροεγκεφαλογράφου με τον τρόπο αυτό, χρειάζεται άλλος ένας ακροδέκτης ο οποίος θα ενώσει την «γη» του ανθρώπου («μηδενική» τάση ανθρώπου) με την «γη» του κυκλώματος. Στο καρδιογράφημα αυτή η σύνδεση αντιστοιχεί στη σύνδεση του της γείωσης με το δεξί πόδι για τη σταθεροποίηση του σήματος και τη μείωση των ηλεκτρικών θορύβων.

Η χρήση αυτού του συστήματος ενέχει ορισμένους κινδύνους. Πιο συγκεκριμένα, στο σύστημα αυτό υπάρχουν πολλές απολήξεις καλωδίων άμεσα συνδεδεμένων μεταξύ τους, με αποτέλεσμα αν ένα από αυτά δεν έχει καλή επαφή, να καταστρέφεται όλο το μηδενικό άθροισμα που προαναφέρθηκε και να καθίσταται αδύνατον να παρακολουθηθούν οι τιμές των διαφορών των τάσεων στα σημεία λήψης του εγκεφαλικού σήματος από το κρανίο. Επίσης, στο σύστημα αυτό δεν είναι εφικτό να μελετηθεί το ακριβές σήμα των σημείων A, B, C κλπ, παρά μόνο οι διαφορές των τάσεων τους.

5.2 Δεύτερος Τρόπος

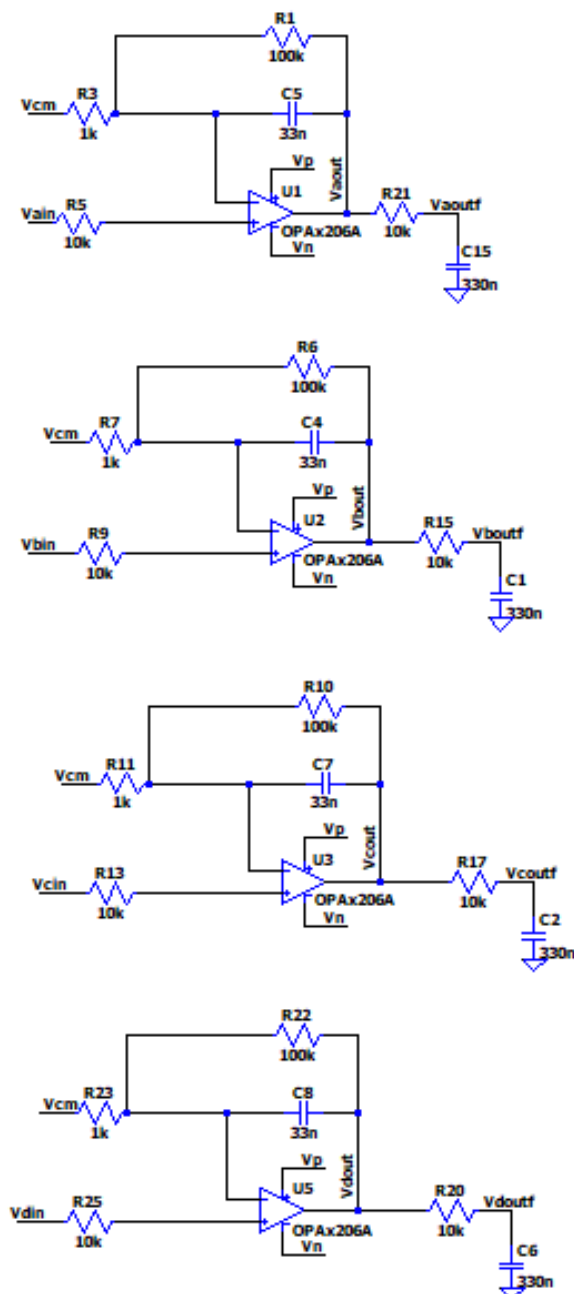
Στο σύστημα αυτό δεν δημιουργούμε εικονική γη του ανθρώπου. Συνδέουμε ένα επιπλέον ηλεκτρόδιο σε ένα σημείο του ανθρώπινου σώματος όπου ουσιαστικά δε φτάνουν τα εγκεφαλικά κύματα και αυτό το σημείο το θεωρούμε σημείο αναφοράς δηλαδή την ανθρώπινη γη.



Εικόνα 5.2 Κοινό σήμα με επιπρόσθετο ηλεκτρόδιο

5.2.1 Ανάλυση Συστήματος Προσομοίωσης EEG

Για λόγους ευκολίας η προσομοίωση του συστήματος αυτού στο LTspice, θα γίνει με τέσσερις και όχι με πολλούς διαφορικούς ενισχυτές, όπως φαίνεται παρακάτω:

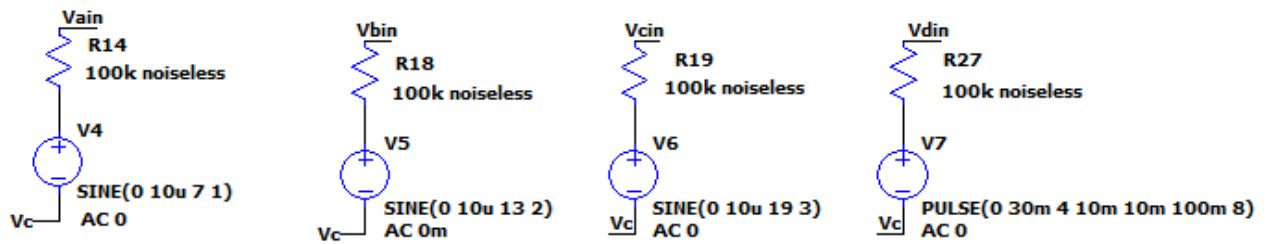


Εικόνα 5.3 Είσοδοι ηλεκτροδίων με τη χρήση των διαφορικών φίλτρων που αναλύθηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια (MFIAF)

Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 5.2.1, πριν την είσοδο του εγκεφαλικού σήματος σε κάθε διαφορικό ενισχυτή από τα ηλεκτρόδια V_{ain} , V_{bin} , V_{cin} και V_{din} θέτουμε μία αντίσταση $10k\Omega$, για την προστασία του κάθε διαφορικού ενισχυτή. Η αντίσταση αυτή εμποδίζει την είσοδο ρεύματος άνω των $10mA$ στους διαφορικούς ενισχυτές. Στην κατασκευή του τελικού κυκλώματος θα προστεθεί και προστασία για τον στατικό ηλεκτρισμό.

Για την ολοκληρωμένη προσομοίωση του κυκλώματος επίσης πρέπει να κατασκευαστούν οι πηγές σήματος που αφορούν τα ηλεκτρόδια λήψης εγκεφαλικού σήματος από το ανθρώπινο κρανίο.

Για λόγους ευκολίας θα κάνω την προσομοίωση για τέσσερα ηλεκτροδία και όχι οκτώ, όπως φαίνεται παρακάτω:



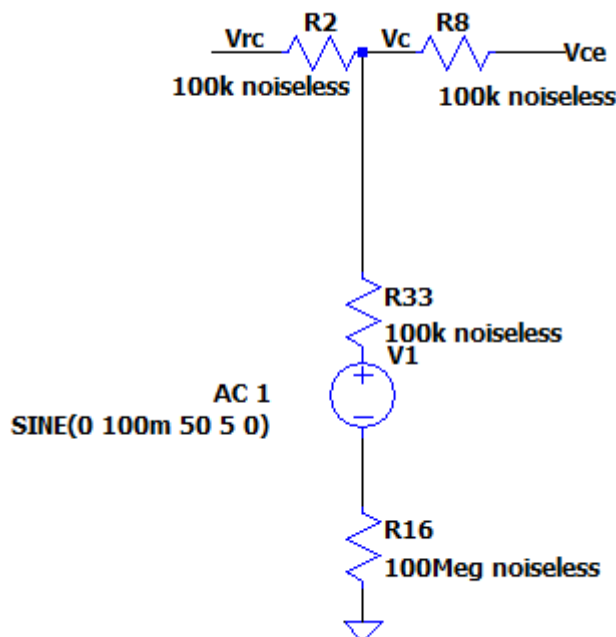
Εικόνα 5.4 Η προσομοίωση των πηγών των ηλεκτροδίων του κυκλώματος

Κάθε ένα από τα τέσσερα ηλεκτροδία του κρανίου αναπαρίσταται από τις εισόδους Vain, Vbin, Vcin και Vdin. Σε αυτή την περίπτωση έχουμε θέσει ίσες τις αντιστάσεις όλων των ηλεκτροδίων (100k noiseless), ώστε να έχουμε περισσότερη ευκρίνεια στην ανάλυση των σημάτων μετέπειτα χωρίς την επιρροή των 50Hz, γεγονός που είναι ιδανικό και δε ανταποκρίνεται στην πραγματικότητα.

Κάθε πηγή που αντιστοιχεί στα ηλεκτροδία του κρανίου έχει διαφορετική συχνότητα ταλάντωσης η οποία επίσης ξεκινάει σε διαφορετικό χρόνο ώστε να μπορούμε να εξετάσουμε κάθε έξοδο σήματος ξεχωριστά.

Οι πηγές των Vain, Vbin και Vcin προσομοιώνουν κλασικά εγκεφαλικά κύματα ενώ η πηγή της Vdin προσομοιάζει έναν παλμό της τάξεως των 30mV, που μπορεί να προκληθεί από μυϊκή κίνηση.

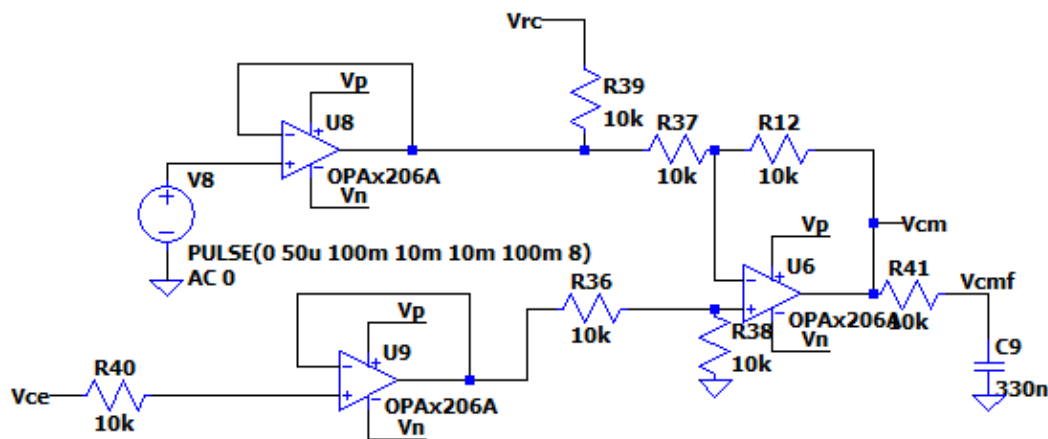
Τέλος, και οι τέσσερις πηγές «επικάθονται» στην τάση της Vc, η οποία είναι η τάση παρεμβολής που επάγεται στο ανθρώπινο σώμα λόγω των γραμμών ρεύματος τροφοδοσίας (50 Hz), άρα όλο το κύκλωμα του ηλεκτροεγκεφαλογράφου ακολουθεί τα 50 Hz, δηλαδή είναι floating. Η τάση αυτή θεωρητικά είναι παντού ίδια στο ανθρώπινο σώμα, καθώς το μήκος κύματος των 50Hz είναι πολύ μεγαλύτερο από τα maximum 2 μέτρα του ανθρώπινου σώματος.



Εικόνα 5.5 Η προσομοίωση της τάσης παρεμβολής Vc, που επάγεται στο ανθρώπινο σώμα λόγω των γραμμών ρεύματος τροφοδοσίας 50 H) και των ηλεκτροδίων Vrc και Vce.

Στο κύκλωμα της Εικόνας 5.5, η αντίσταση R16 προσομοιάζει την αντίσταση του ανθρώπινου σώματος ως προς τη γη. Παρατηρούμαι επίσης πως η τάση Vc ορθά προσομοιάζεται με μία πηγή τάσης με συχνότητα ταλάντωσης 50Hz και ξεκινάει σε διαφορετικό χρόνο από τις ταλαντώσεις που προσομοιάζουν το εγκεφαλικό σήμα ώστε να είναι ευδιάκριτη στην μετέπειτα ανάλυση η επίδραση των 50 Hz, όπως φαίνεται μάλιστα ξεκινάει στα 5 seconds, πιο αργά από τις πηγές του εγκεφαλικού σήματος. Τέλος, οι αντιστάσεις που αφορούν τις αντιστάσεις των ηλεκτροδίων είναι ίσες τόσο μεταξύ τους όσο και με τις αντιστάσεις των ηλεκτροδίων λήψης των εγκεφαλικών κυμάτων (100k noiseless).

Στο κύκλωμα της ακόλουθης εικόνας θα αναλυθεί ο ρόλος των ηλεκτροδίων Vrc και Vce:



Εικόνα 5.6 Η προσομοίωση του παλμού αναφοράς και η σχέση των ηλεκτροδίων Vrc και Vce με το κοινό σήμα Vcm

Το ηλεκτρόδιο του Vrc, συνδέεται στο ένα αντί του ανθρώπου, άρα στη γη του ανθρώπινου σώματος, και μέσω της αντίστασης R39, συνδέεται και με τη γη του κυκλώματος.

Επίσης, όπως φαίνεται στο κύκλωμα της Εικόνας 5.6, ο παλμός της πηγής V8 θα δημιουργήσει στο Vrc μία τάση 100mV. Η τάση αυτή διαπερνώντας το ανθρώπινο σώμα μέσω του Vrc «λαμβάνει» και την τάση των 50Hz και έπειτα φτάνει στις εισόδους Vain, Vbin κλπ. Τελικά θα φανεί στην έξοδο του κάθε διαφορικού φίλτρου/ διαφορικού ενισχυτή και με αυτόν τον τρόπο, μπορεί να εξεταστεί το κέρδος του κλειστού κυκλώματος, οπότε ο παλμός αυτός αποτελεί παλμό αναφοράς.

Συγχρόνως, τον παλμό αυτόν τον αφαιρώ και από το Vcm, ώστε το σήμα στις εισόδους κάθε διαφορικού ενισχυτή να «διαβαστεί» σαν διαφορικό σήμα και ο παλμός να μη χαθεί μέσω της αφαίρεσης πχ. Vain-Vcm.

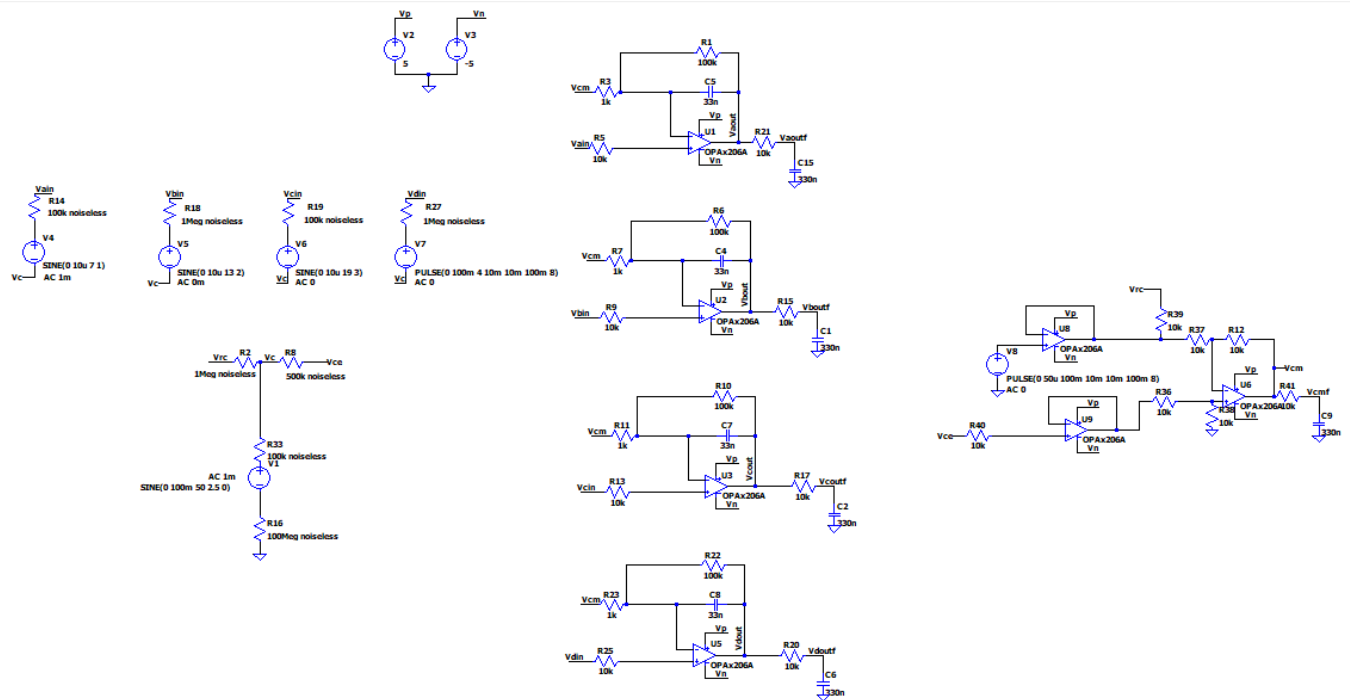
Όσον αφορά το Vce, αντιπροσωπεύει το μηδέν του ανθρώπου το οποίο συνδέεται στο άλλο αντί του ανθρώπου. Η σύνδεση του ηλεκτροδίου Vce σε 8 εισόδους op-amp, πολλαπλασιάζει το Ibias και χρειάζεται πληθώρα υλικών που ανεβάζουν το κόστος της κατασκευής. Για τον λόγο αυτό, «περνάμε» το Vce από έναν buffer και καταλήγουμε στο Vcm

Το Vcm αντιστοιχεί επίσης στο σημείο μεταξύ των αντιστάσεων Z του MFIAF που μελετήθηκε στο κεφάλαιο 3, και αποτελεί το εικονικό ground. Για αυτό το λόγο και στο κύκλωμα της παραπάνω εικόνας χρησιμοποιείται η simplified έκδοση του MFIAF, δηλαδή το συμμετρικό του μέρος.

Το low-pass φίλτρο το τοποθετώ και μετά το Vcm, καθώς και αυτό θα είναι μία είσοδος το A/D converter.

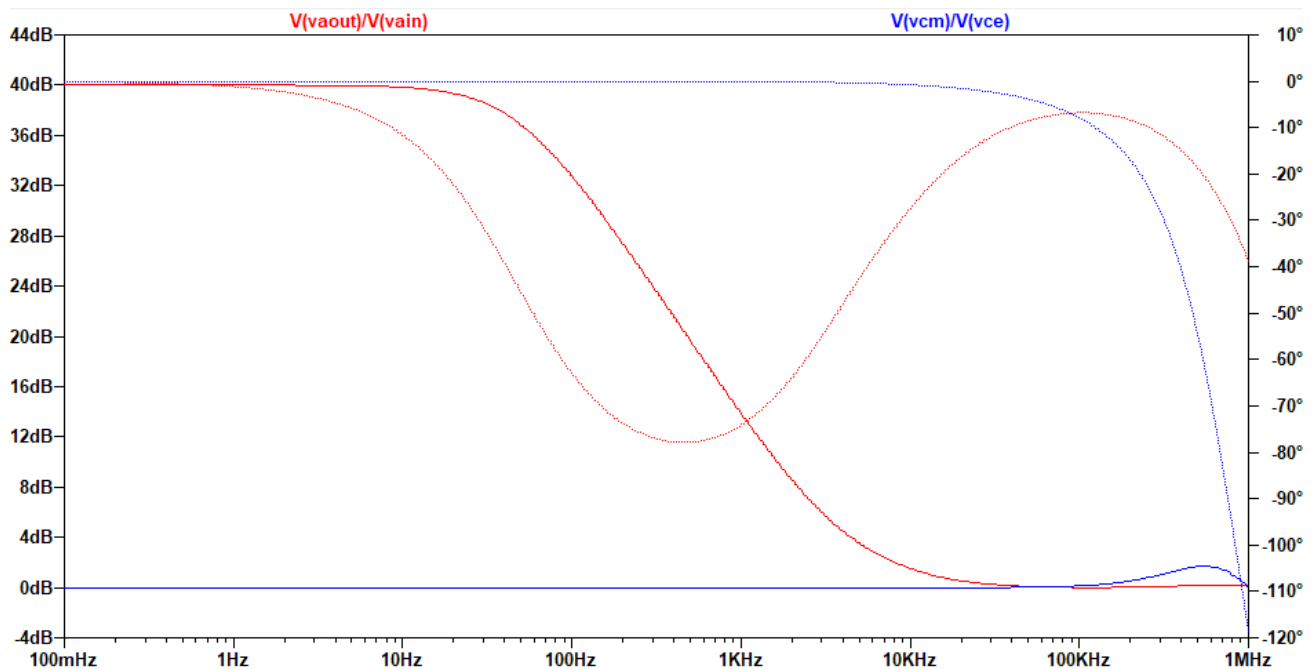
Για την κατανόηση της επίδραση του low-pass φίλτρου στο διαφορικό και στο κοινό σήμα εξόδου θα εκτελεστεί AC ανάλυση στο κύκλωμα του LTspice, το οποίο παρουσιάζεται ολοκληρωμένο

στην εικόνα που ακολουθεί ,θέτοντας τα σήματα εισόδου για το κοινό και το διαφορικό σήμα στο 1mV.

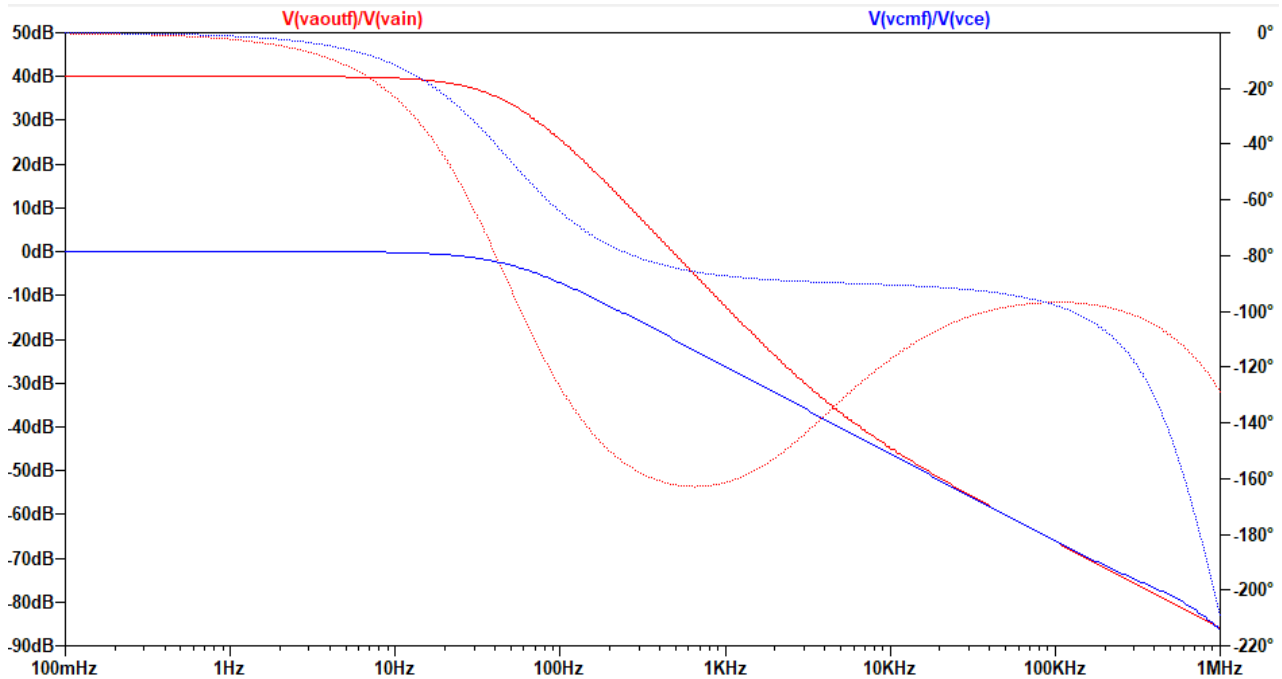


Εικόνα 5.7 Η προσομοίωση της κατασκευής του ηλεκτροεγκεφαλογράφου με τη χρήση διαφορικών φίλτρων MFIAF σε ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα

Ακολουθούν τα αποτελέσματα της AC ανάλυσης:



Εικόνα 5.8 Το κέρδος και η φάση του κοινού και του διαφορικού σήματος ως συνάρτηση της συχνότητας πριν το low-pass φίλτρο



Εικόνα 5.9 Το κέρδος και η φάση του κοινού και του διαφορικού σήματος ως συνάρτηση της συχνότητας πριν το low-pass φίλτρο

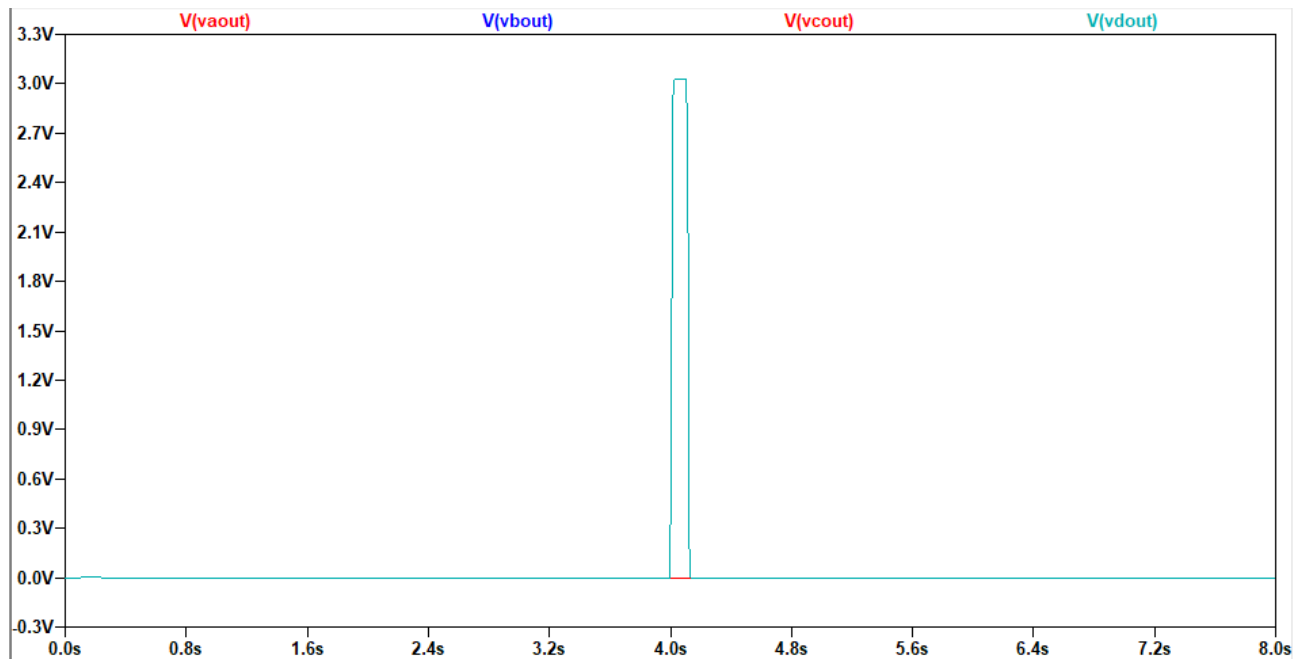
Από γραφικές παραστάσεις του κέρδους του κοινού και του διαφορικού σήματος, παρατηρώ πως πριν το low-pass φίλτρο το κέρδος των σημάτων δεν πέφτει υπό των 0db, γεγονός που οφείλεται στη μονάδα που βρίσκεται ως σταθερά στη συνάρτηση μεταφοράς του κυκλώματος όπως μελετήθηκε στο Κεφάλαιο 3, ενώ μετά το low-pass φίλτρο, το κέρδος των σημάτων ακολουθεί την ίδια πτώση κάτω από τα 0db, μετά τη συχνότητα των 100Hz, όπως είναι αναμενόμενο.

Τέλος, το κύκλωμα λειτουργεί σαν ανάδραση τάσης, οπότε όπως αποδείχθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο δεν γίνεται να μειωθεί σημαντικά το κοινό σήμα με ενίσχυση, για αυτό το λόγο χρησιμοποιώ buffers, δηλαδή επιστρέφω το κοινό σήμα πίσω στο κύκλωμα χωρίς να είναι ενισχυμένο.

Συνοψίζοντας για την υλοποίηση αυτού του συστήματος χρειάζονται δύο επιπλέον ηλεκτρόδια από αυτά της λήψης σήματος από το κρανίο. Τα ηλεκτρόδια αυτά είναι το V_{ic} , το οποίο αποτελεί τη σύνδεση της γης του ανθρώπινου σώματος με τη γη του κυκλώματος και το ηλεκτρόδιο V_{ce} , που λειτουργεί ως αισθητήρας του μηδενός του ανθρώπινου σώματος.

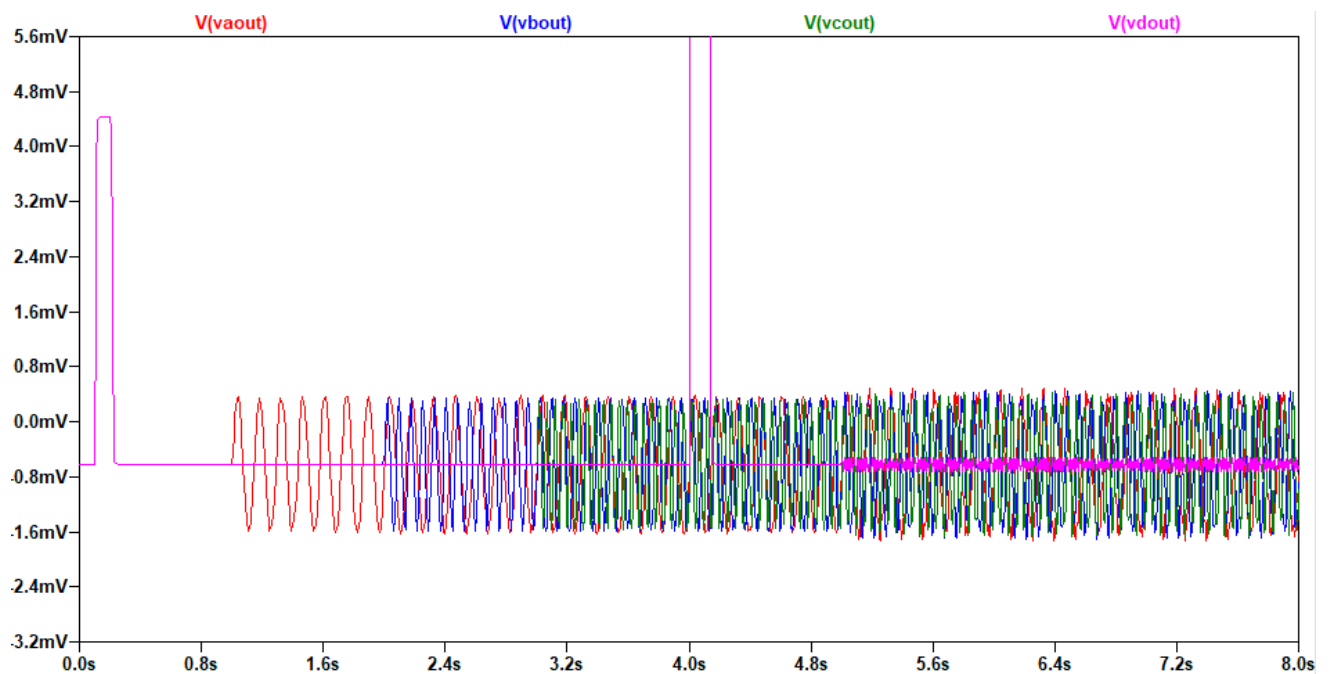
Για την κατανόηση της λειτουργίας του κυκλώματος θα γίνει transient ανάλυση στο κύκλωμα του LTspice το οποίο παρουσιάζεται ολοκληρωμένο στην Εικόνα 5.2.5.

Τα αποτελέσματα της transient ανάλυσης του κυκλώματος παρουσιάζονται στις εικόνες που ακολουθούν:



Εικόνα 5.10 Απεικόνιση των σημάτων εξόδου

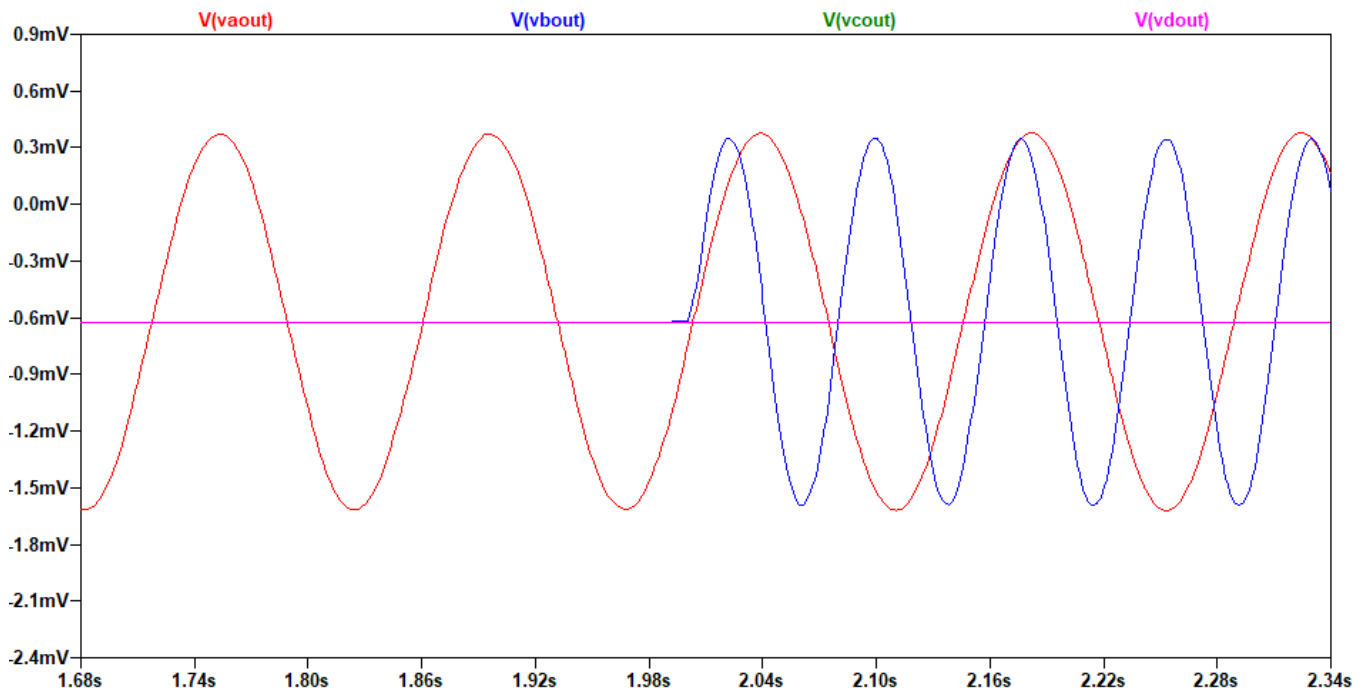
Λόγω του μεγάλου πλάτους του παλμού λόγω της μυϊκής κίνησης που προσομοιάστηκε, δεν είναι διακριτά τα υπόλοιπα σήματα εξόδου εκτός από το Vdout, οπότε θα εστιάσουμε στο γράφημα ώστε να έχουμε πιο εποπτική εικόνα για τα σήματα εξόδου.



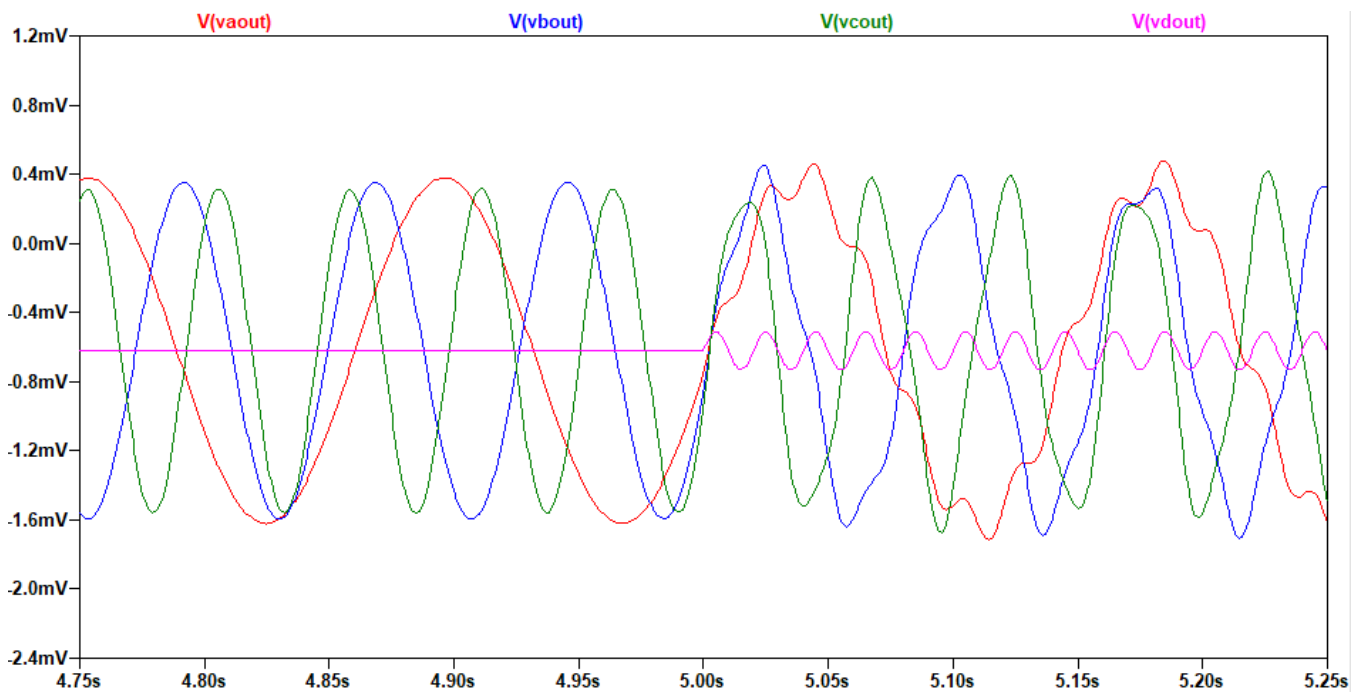
Εικόνα 5.11 Απεικόνιση και σύγκριση των σημάτων εξόδου με εστίαση

Παρατηρούμε πως στα πρώτα δευτερόλεπτα φαίνεται και ο παλμός αναφοράς που σχηματίσαμε στο κύκλωμά μας.

Εστιάζοντας περισσότερο σε ένα σημείο της γραφικής παράστασης των σημάτων εξόδου, παρατηρείται πως το ένα σήμα δεν επηρεάζεται/παραμορφώνεται από το άλλο όπως φαίνεται με τα σήματα V_{aout} και V_{bout} που παρουσιάζονται σε μεγέθυνση στην ακόλουθη εικόνα:



Εικόνα 5.13 Απεικόνιση και σύγκριση των σημάτων εξόδου V_{aout} και V_{bout}

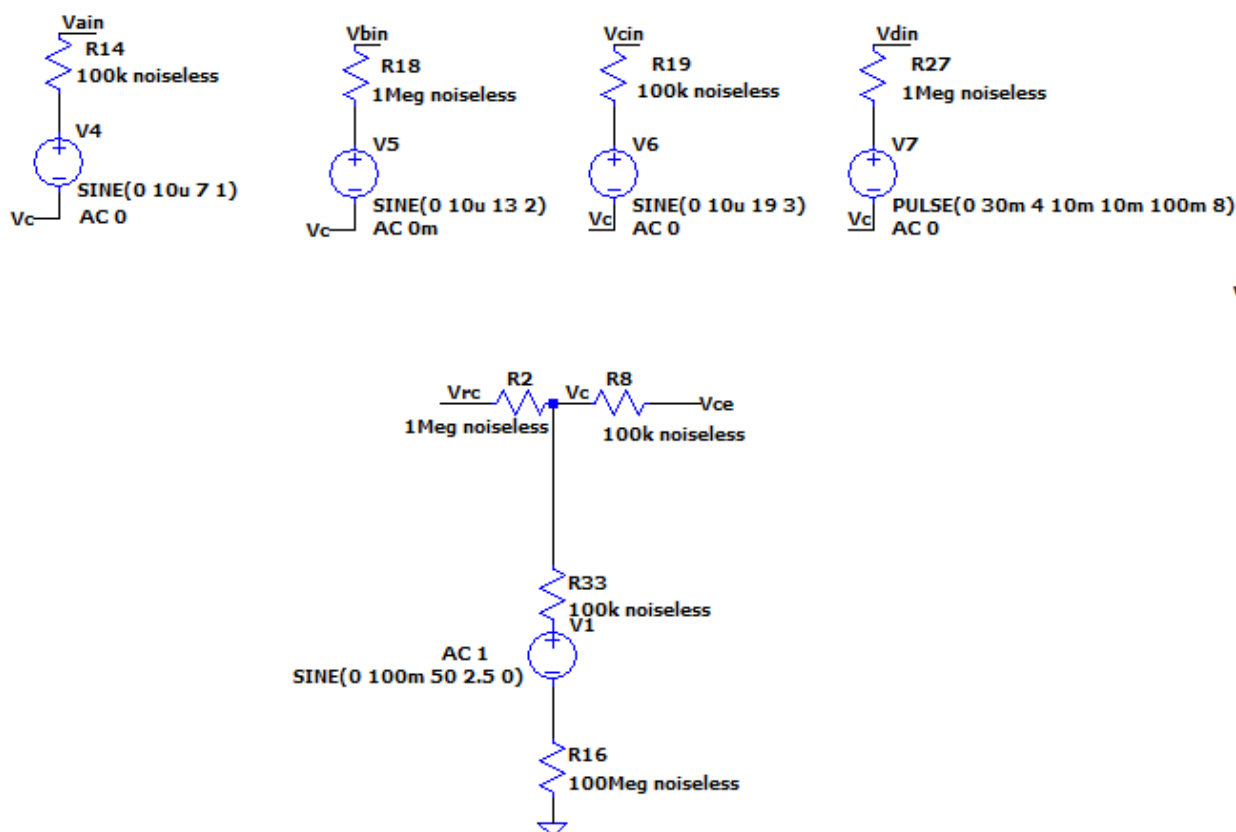


Εικόνα 5.12 Απεικόνιση και σύγκριση των σημάτων εξόδου σε μεγέθυνση για ακρίβεια

Από την παραπάνω εικόνα είναι ευδιάκριτη η επίδραση των 50Hz στα σήματα εξόδου, καθώς μετά τα 5 seconds όπου ξεκινάει και η ταλάντωση της πηγής που προσομοιάζει την τάση V_c , δηλαδή την τάση παρεμβολής που επάγεται στο ανθρώπινο σώμα λόγω των γραμμών ρεύματος τροφοδοσίας, τα σήματα εξόδου παρουσιάζουν μία διαμόρφωση ακολουθώντας τα 50 Hz.

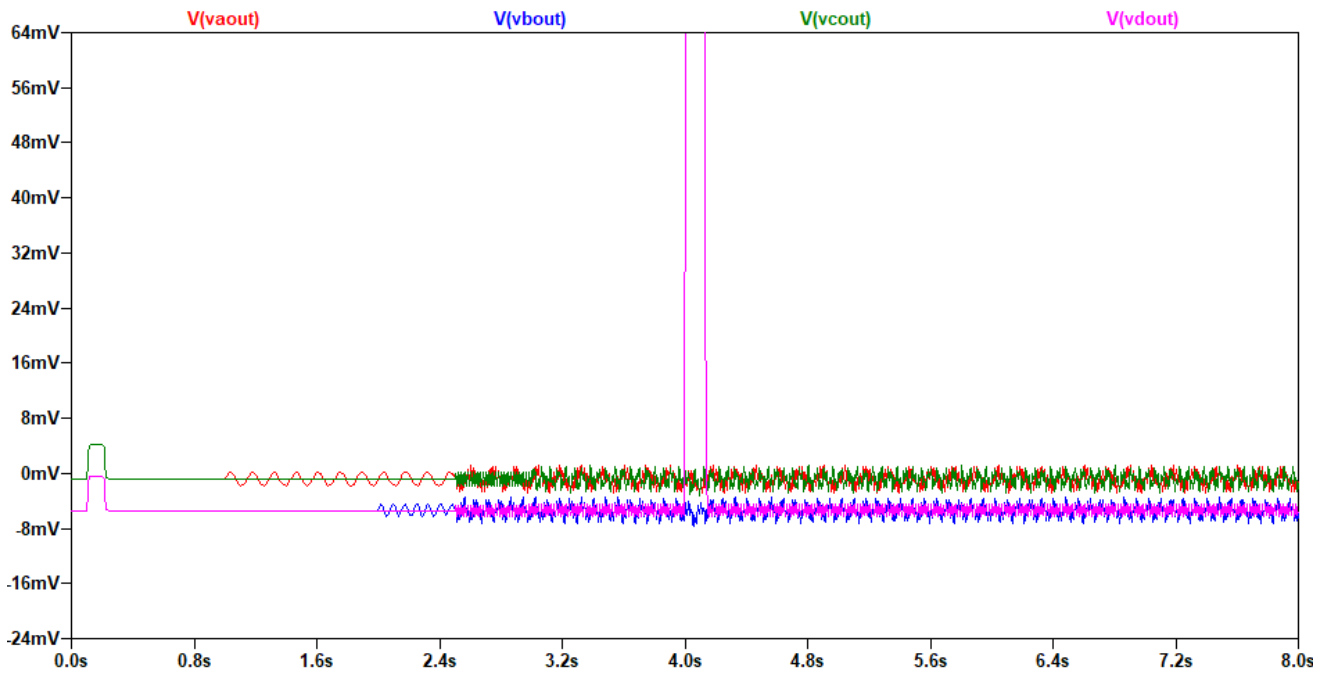
Η προσομοίωση αυτή έγινε με την προοπτική ιδανικών συνθηκών. Σε πραγματικές συνθήκες η τάση της παρεμβολής που επάγεται στο ανθρώπινο σώμα λόγω των γραμμών ρεύματος τροφοδοσίας, δηλαδή τα 50 Hz, υπάρχει από την αρχή στα σήματα εξόδου του κυκλώματος και προφανώς οι αντιστάσεις των ηλεκτροδίων που χρησιμοποιούνται στο κύκλωμα δεν είναι ίδιες για όλα τα ηλεκτρόδια.

Με σκοπό μία πιο ρεαλιστική προσομοίωση του κυκλώματος αλλάζω κάποιες αντιστάσεις ηλεκτροδίων από 100kΩ σε 1MΩ, όπως φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί:



Εικόνα 5.14 Η προσομοίωση των πηγών των ηλεκτροδίων του κυκλώματος με μεταβολή των τιμών των αντιστάσεων τους για προσομοίωση πραγματικών συνθηκών

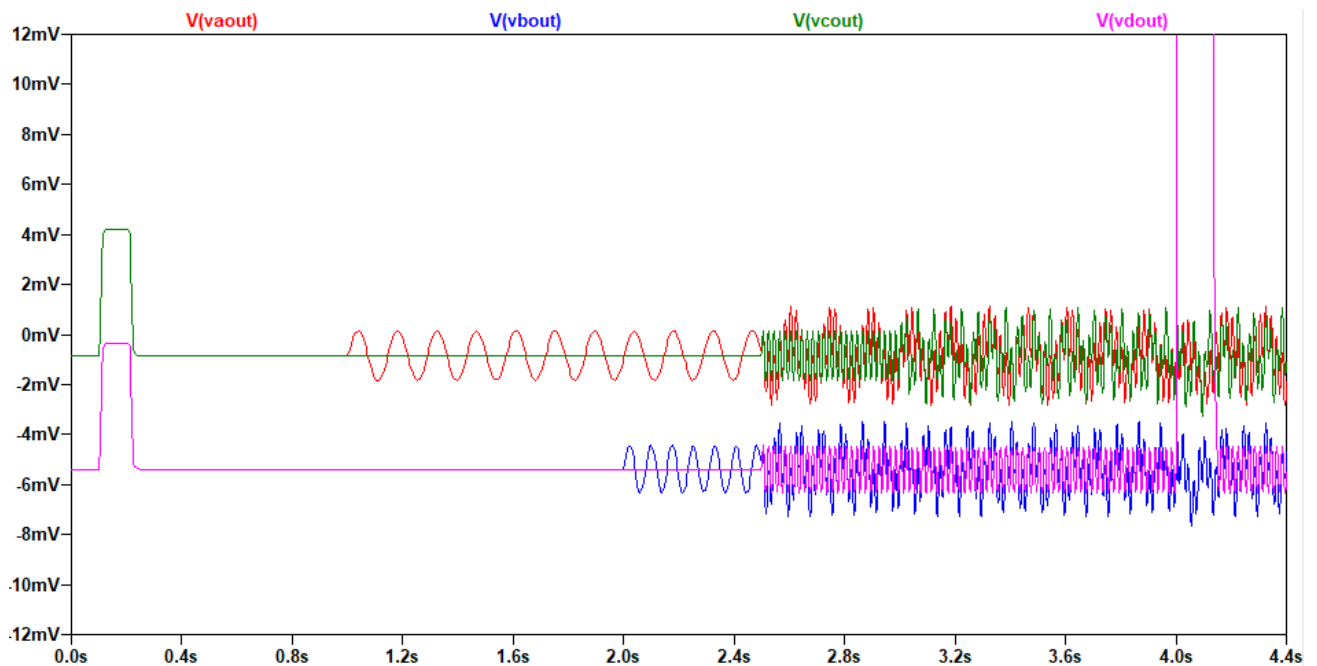
Τα αποτελέσματα της transient ανάλυσης του κυκλώματος παρουσιάζονται στις εικόνες που ακολουθούν:



Εικόνα 5.15 Απεικόνιση και σύγκριση των σημάτων εξόδου

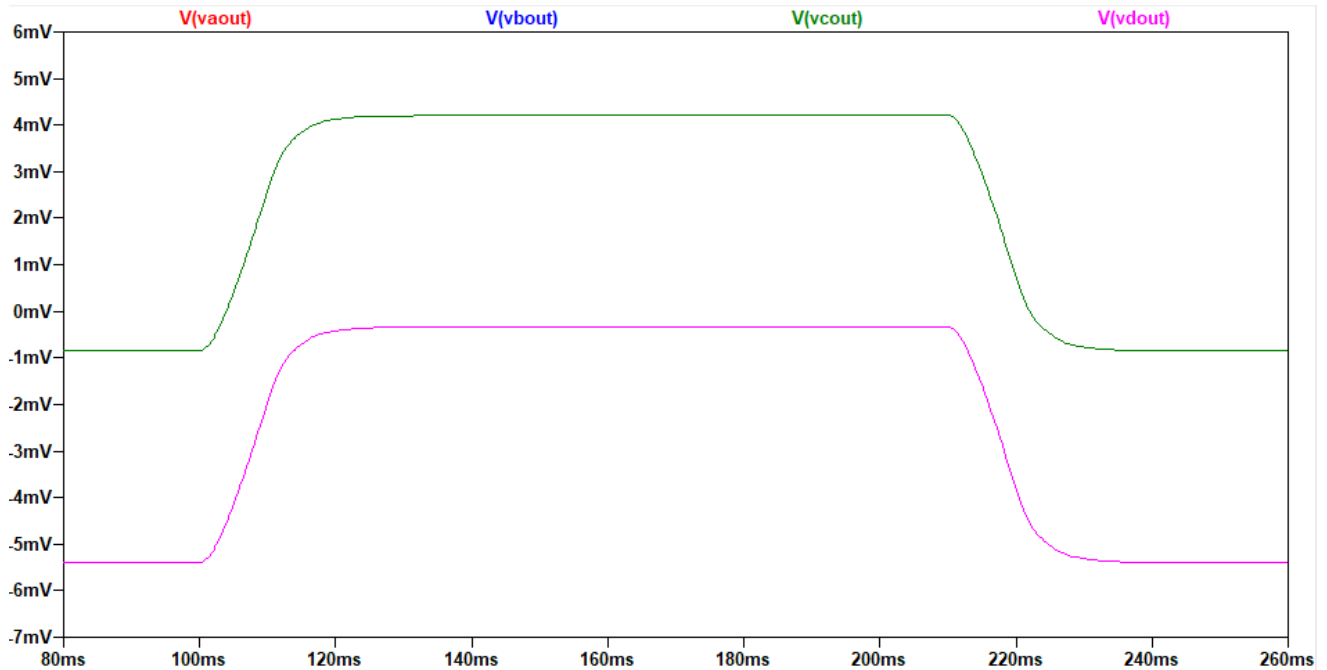
Παρατηρώ πως η αύξηση της τιμής των αντιστάσεων για τα ηλεκτρόδια Vbin και Vdin, έχουν προκαλέσει πτώση στην DC τάση των σημάτων εξόδου Vbout και Vcout, όπως ήταν αναμενόμενο.

Μεγεθύνοντας την εικόνα της γραφικής παράστασης των σημάτων εξόδου είναι ευδιάκριτη και η επίδραση της τάσεως των 50Hz στα σήματα εξόδου, η οποία όπως φαίνεται και στην Εικόνα 5.16 ξεκινά στα 2.5 seconds.



Εικόνα 5.16 Απεικόνιση και σύγκριση των σημάτων εξόδου με μεγέθυνση

Εστιάζοντας επίσης στους παλμούς αναφοράς, όπως φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα, παρατηρείται πως ακόμη και με την αλλαγή των αντιστάσεων των ηλεκτροδίων δεν αλλάζει το κέρδος των σημάτων και αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι το ρεύμα εισόδου των διαφορικών ενισχυτών (I_{bias}) είναι πολύ μικρό της τάξεως των pA.

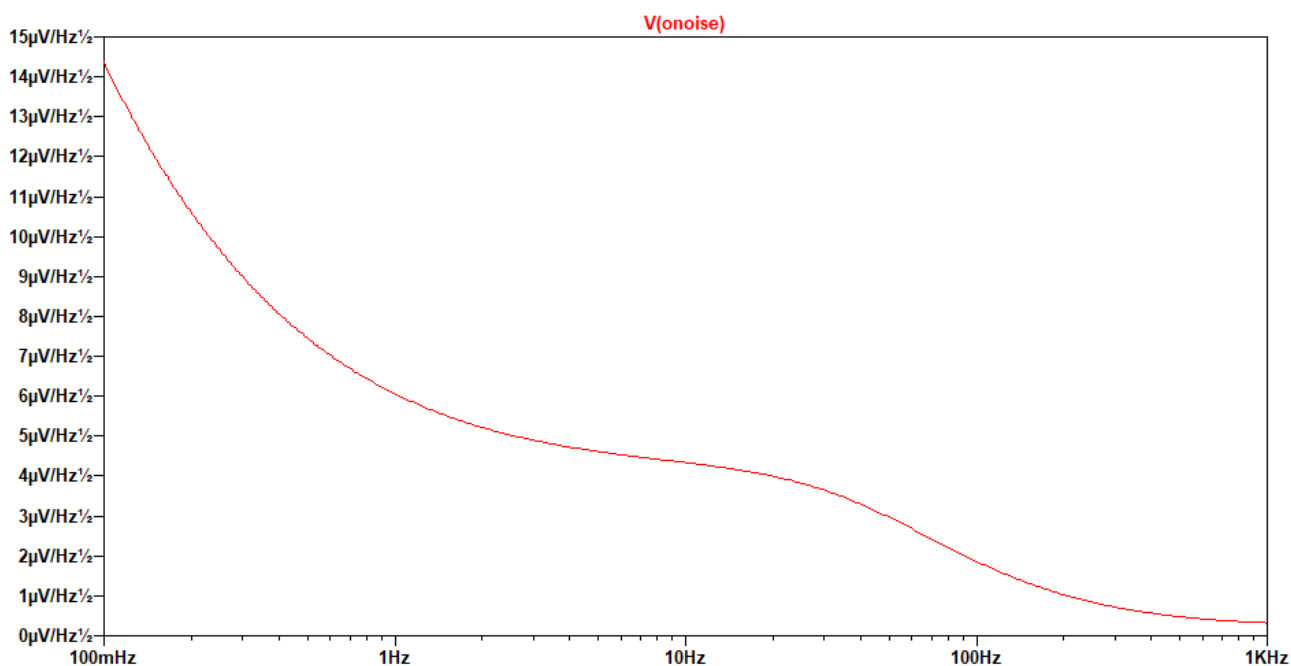


Εικόνα 5.17 Απεικόνιση και σύγκριση του κέρδους των σημάτων εξόδου από τους παλμούς αναφοράς

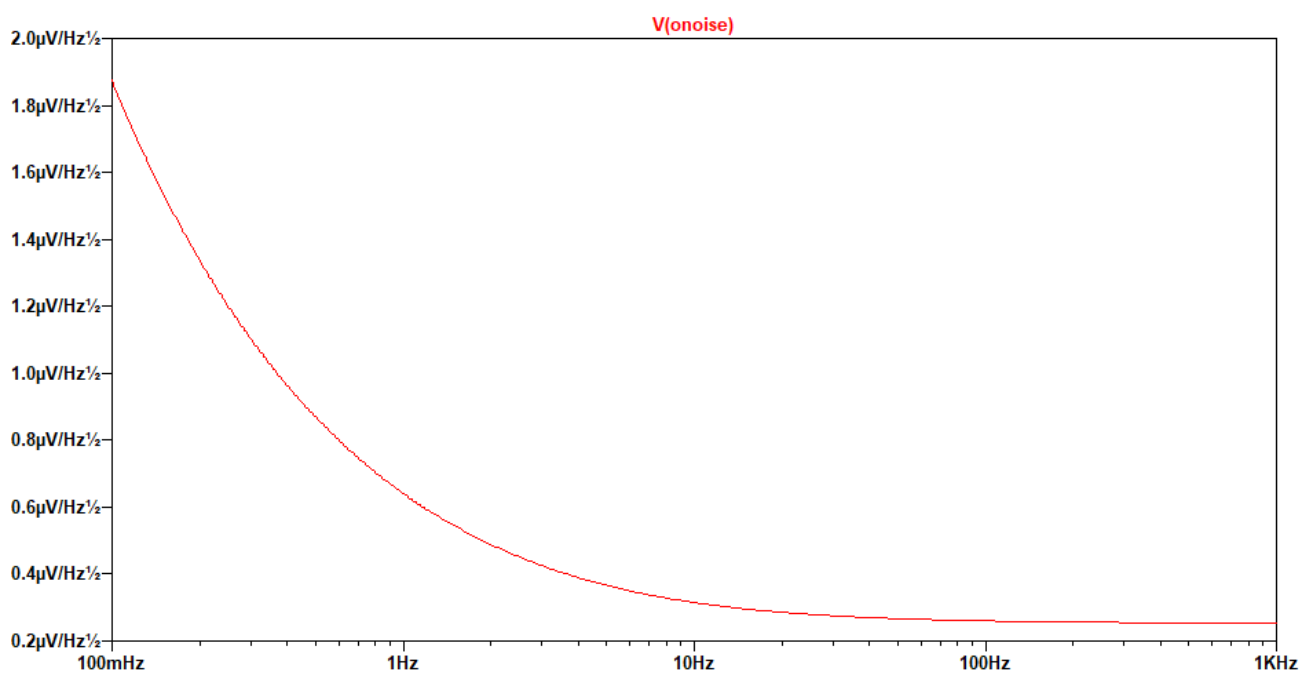
Κεφάλαιο 6

6 Ανάλυση Θορύβου Συστήματος Προσομοίωσης EEG

Στο κύκλωμα προσομοίωσης του ηλεκτροεγκεφαλογράφου στο LTspice, έχω θέσει τις αντιστάσεις noiseless. Ως πηγή αναφοράς θέτω την V1, την πηγή των παρεμβολών των 50 Hz εξετάσω τον θόρυβο με noise analysis για τις εξόδους Vcm και Vaout, αντιπροσωπευτικά για όλες τις εξόδους των ηλεκτροδίων λήψης εγκεφαλικού σήματος από το κρανίο

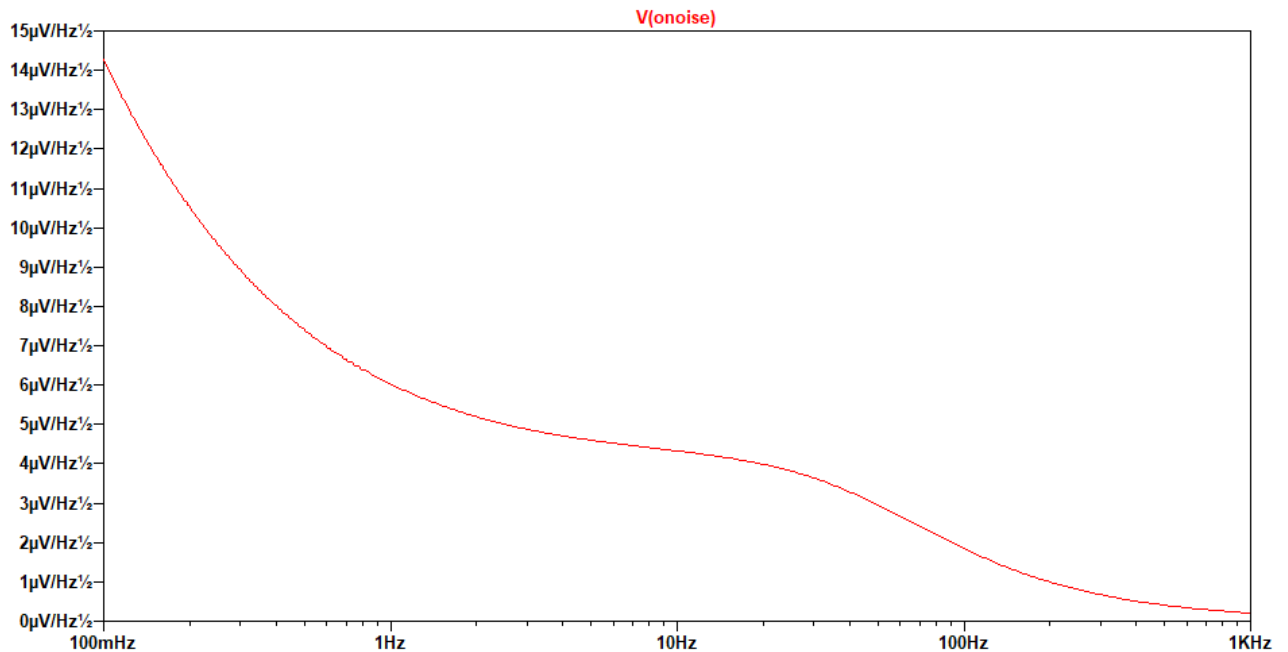


Εικόνα 6.2 Θόρυβος του κυκλώματος στην έξοδο Vaout για διαφορετικές αντιστάσεις ηλεκτροδίων

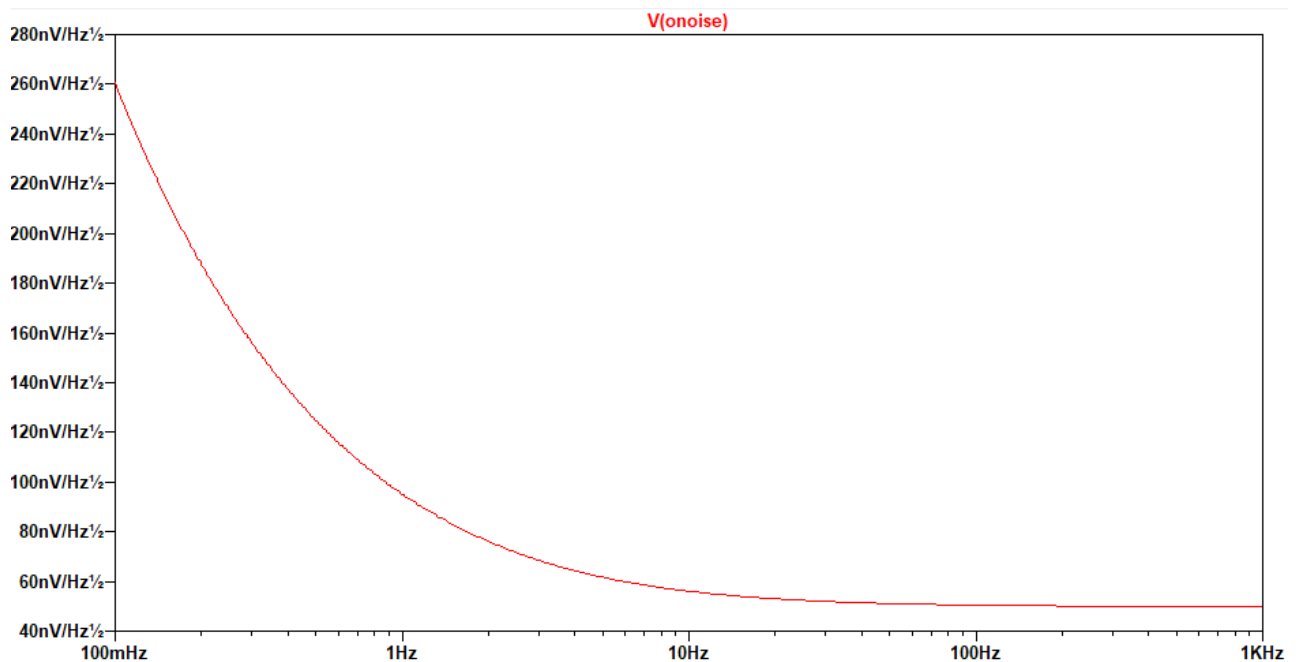


Εικόνα 6.1 Θόρυβος του κυκλώματος στην έξοδο Vcm για διαφορετικές αντιστάσεις ηλεκτροδίων

Τόσο για το κοινό σήμα ανάδρασης (V_{cm}) όσο και για τα σήματα εξόδου ο θόρυβος είναι πολύ μικρός σχετικά με το σήμα αυτό καθαυτό, αν ληφθεί υπόψιν ότι στο 1Hz έχουμε ήδη 100 φορές ενίσχυση του σήματος ενώ ο θόρυβος είναι στα 0.7 μV και 6 μV αντίστοιχα, πολύ μικρότερος από 1mV.



Εικόνα 6.3 Θόρυβος του κυκλώματος στην έξοδο V_{aout} για ίσες αντιστάσεις ηλεκτροδίων



Εικόνα 6.4: Θόρυβος του κυκλώματος στην έξοδο V_{cm} για ίσες αντιστάσεις ηλεκτροδίων

Από τα παραπάνω διαγράμματα παρατηρώ ότι θέτοντας τις αντιστάσεις των ηλεκτροδίων ίσες, ο θόρυβος για την έξοδο V_{out} παραμένει ίδιος αλλά ο θόρυβος για το V_{cm} μειώνεται. Αυτό συμβαίνει καθώς ο θόρυβος της εξόδου V_{out} δεν επηρεάζεται από τις αντιστάσεις των ηλεκτροδίων καθώς είναι noiseless. Ο θόρυβος της εξόδου V_{cm} λόγω της ανάδρασης όταν οι αντιστάσεις είναι ίσες είναι μικρότερος, όπως είναι αναμενόμενο.

Κεφάλαιο 7

7 Υλοποίηση Κυκλώματος EEG

Ως πρώτο δείγμα έχει αποφασιστεί να δημιουργηθεί μία υλοποίηση με 8 ηλεκτρόδια εισόδου τα οποία θα λαμβάνουν εγκεφαλικό σήμα. Για την υλοποίηση αυτή θα χρειαστούν άλλα δυο ηλεκτρόδια, ένα της ανάδρασης και ένα της γης όπως έχει σχεδιαστεί σε προηγούμενα κεφάλαια. Το σύστημα αυτό θέλουμε να είναι φορητό.

Καίριας σημασίας είναι η επιλογή του διαφορικού ενισχυτή που θα χρησιμοποιηθεί για την υλοποίηση του κυκλώματος. Παρακάτω παρατίθενται τα χαρακτηριστικά που είναι αναγκαία να διαθέτουν οι διαφορικοί ενισχυτές που θα χρησιμοποιηθούν στην υλοποίηση του κυκλώματος EEG:

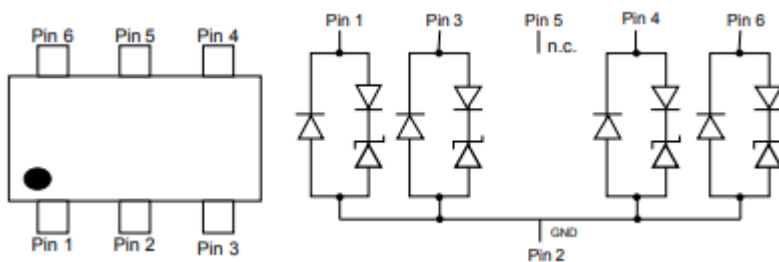
- Όσο το δυνατόν μικρότερος θόρυβος. Τουλάχιστον στην περιοχή ενδιαφέροντος (1-30 Hz).

Τα βασικά χαρακτηριστικά του θορύβου, τα οποία ελέγχουμε στους διαφορικούς ενισχυτές, είναι στην περιοχή των 0.1-10 Hz, διότι τα datasheets μας δίνουν το pick-to-pick θόρυβο σε αυτή την περιοχή. Μάλιστα αυτή η περιοχή του θορύβου είναι ουσιαστικά μεγαλύτερη, λόγω του $1/f$ θορύβου, από τον τυπικό θόρυβο, ο οποίος δίνεται συνήθως για περιοχές πάνω από 1000Hz.

- Πολύ μεγάλη αντίσταση εισόδου. Η ανάγκη αυτή προκύπτει λόγω της άγνωστης αλλά και αρκετά μεγάλης αντίστασης της επαφής των ηλεκτροδίων. Για τον ίδιο λόγο, το I_{bias} πρέπει να είναι κάτω από nA.
- Δυνατότητα λειτουργίας σε χαμηλή τάση και χαμηλή κατανάλωση, λόγω της φορητότητας.

Ύστερα από έλεγχο σε δυο εταιρίες (Texas Instruments, Analog Devices) σχεδόν όλων των διαθέσιμων διαφορικών ενισχυτών, αποφασίστηκε να χρησιμοποιηθεί ο OPAX206 σε συσκευασία διπλών ενισχυτών OPA2206 σε συσκευασία SOT8. Ο ενισχυτής αυτός έχει περίπου 10% μεγαλύτερο θόρυβο από τον διαφορικό ενισχυτή της analog AD4177, αλλά τα αποτελέσματα του AD4177 στο LTspice έδειχναν ασυνέπεια σε σχέση με το datasheet. Ένα επιπλέον μειονέκτημα του AD4177 είναι ότι δεν διαθέτει προστασία στην είσοδο έναντι μικρής υπέρτασης, ενώ ο OPA διαθέτει προστασία μέχρι τα 40V για ρεύμα μέχρι 10 mA. Πρόσθετα χαρακτηριστικά αυτού του ενισχυτή OPA2206, είναι αντίσταση εισόδου της τάξης των 10MΩ (πολύ μεγαλύτερη από την αντίσταση των ξηρών ηλεκτροδίων), ο θόρυβος του που για 0.1-10Hz, φτάνει τυπικά στα 0.2 μV_{pp} και το I_{bias} που είναι τυπικά της τάξεων των 100 pA. Επίσης ενισχυτές με transistor MOS, παρουσιάζουν θόρυβο μεγαλύτερο από 1 μV , για αυτό το λόγο απορρίφθηκαν. Ο ενισχυτής ο οποίος επιλέχθηκε έχει transistor στην είσοδο του BJT superb.

Λόγω των επαφών με το ανθρώπινο σώμα χρειάζεται επίσης να υπάρχει προστασία έναντι του στατικού ηλεκτρισμού (ESD protection). Για το κύκλωμα προστασίας θα χρησιμοποιηθεί αντίστοιχο κύκλωμα που χρησιμοποιείται στα USB. Ένα τέτοιο κύκλωμα είναι το TVS3V3L4U, το οποίο έχει 4 εισόδους. Οι εισοδοί αυτές περιορίζουν την τάση σε περίπτωση εκκένωσης στατικού ηλεκτρισμού, λόγω των διόδων και των zener που διαθέτουν, αφήνοντας ένα spike το οποίο μπορεί να φτάσει στα $\pm 30V$. Για το λόγο αυτό υπάρχει η αντίσταση 10k σε όλες τις εισόδους, όπως έχουμε δει στα προηγούμενα κυκλώματα, η οποία περιορίζει το ρεύμα.



Εικόνα 7.1 : Διαμόρφωση pins και σχηματικό διάγραμμα για TVS3V3L4U

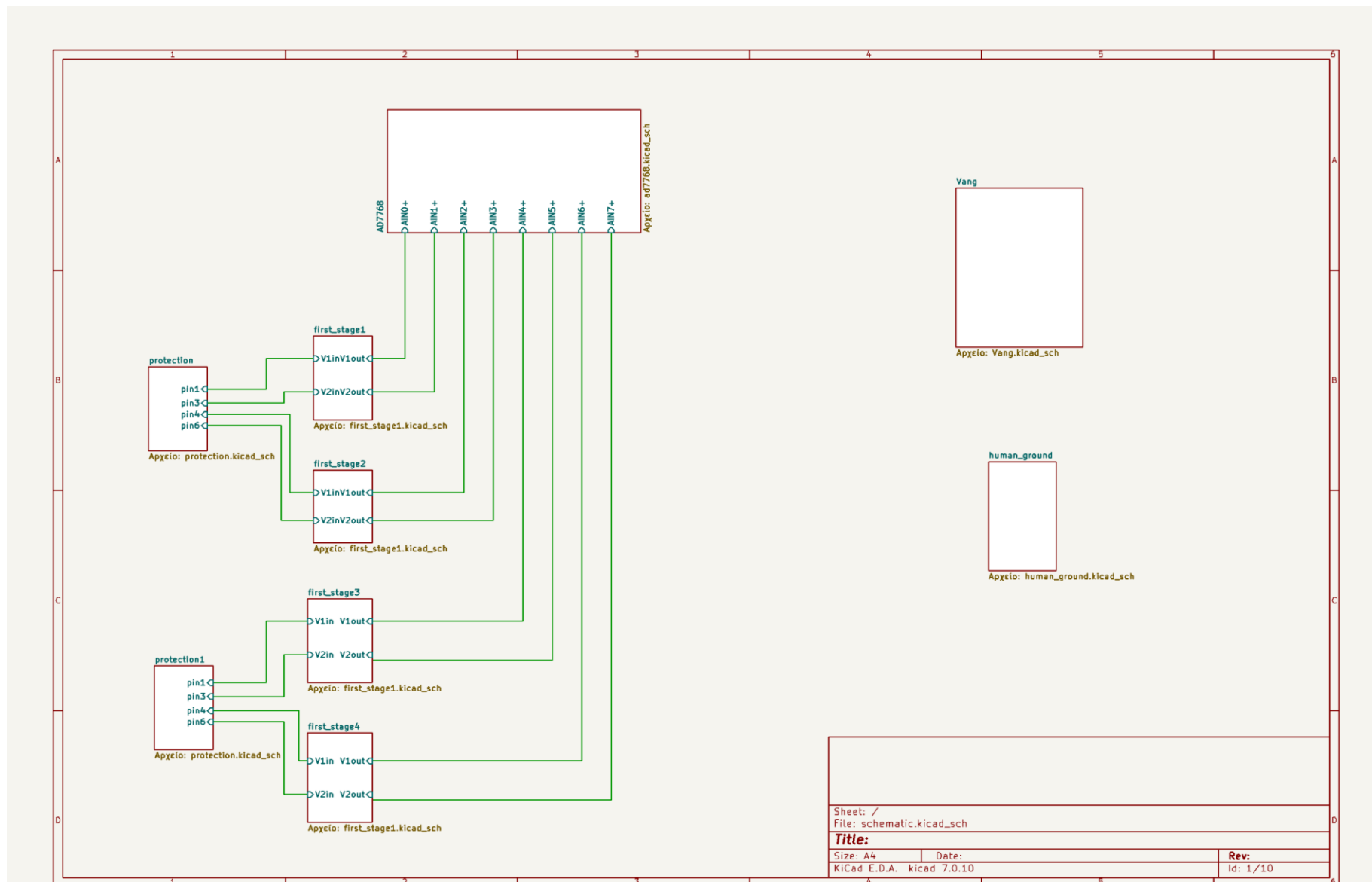
Η τροφοδοσία επιλέχθηκε να είναι 5V, η οποία θα δημιουργηθεί με 2 εν σειρά μπαταρίες λιθίου 3.3V και low-noise σταθεροποιητή τάσης με έξοδο 5V. Ο περιορισμός των 5V προέρχεται από τον AD converter. Ο AD converter που διαλέξαμε είναι ο AD7768, ο οποίος είναι 24bit και το effective number of bits (ENOB) του είναι 20 bit.

Λόγω του ότι το μέγιστο σήμα μπορεί να φτάσει στα 2.5V_{pp} και με τη χρήση του ENOB, βλέπουμε ότι η ανακρίβεια του AD7768 μπορεί να φτάσει στα 2μV. Αυτό δηλώνει ότι είναι αναγκαία η ενίσχυση του σήματος μιας και το σήμα που θέλουμε να ανιχνεύσουμε μπορεί να είναι και 1μV (εγκεφαλικό σήμα).

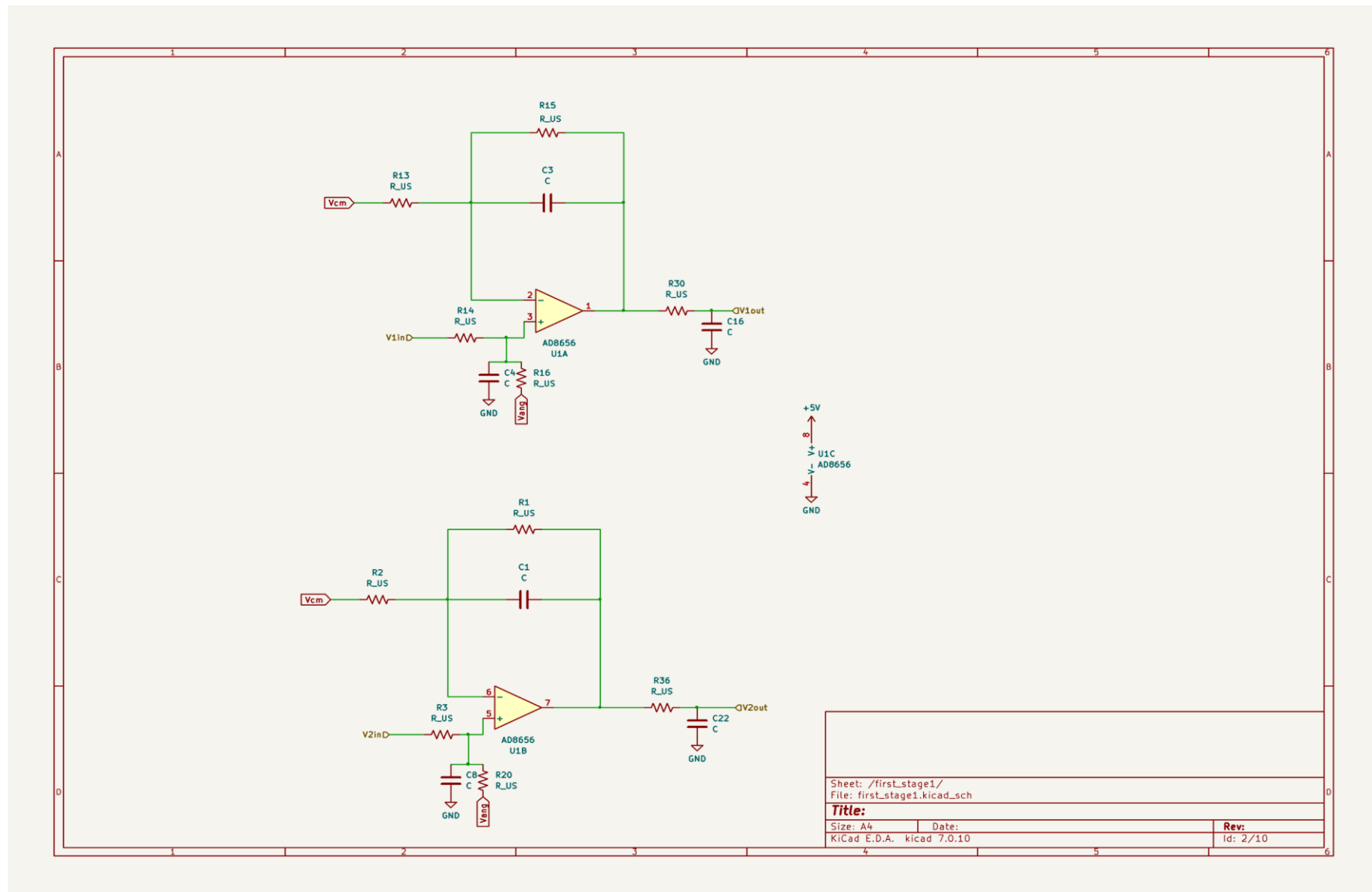
Το αναλογικό κύκλωμα μας στην πραγματικότητα τροφοδοτείται από μία τάση 0-5V. Η εικονική γη στην οποία θα βρίσκονται σε ισορροπία οι ενισχυτές θα είναι στα 2.5V, το οποίο θα είναι και η τάση αναφοράς του AD converter. Λόγω της προστασίας που βάλαμε, όλα τα ρεύματα τα οποία θα δημιουργηθούν από spikes στατικού ηλεκτρισμού μεταφέρονται είτε στα 5V είτε στο 0. Τα spikes αυτά εξαλείφονται με τους μεγάλους πυκνωτές οι οποίοι θα βρίσκονται στην τροφοδοσία (μεταξύ 0-5V) καθώς επίσης και με μια zener 5.6V η οποία θα αποτρέπει την αύξηση της τάσης να υπερβεί τα 5.6V.

Η συνολική κατασκευή θα γίνει πάνω σε πλακέτα pcb τεσσάρων επιπέδων. Το επάνω επίπεδο περιέχει γραμμές σήματος και γραμμές τροφοδοσίας 5V, το πρώτο μεσαίο επίπεδο θα είναι τα 2.5V (αναλογικό ground), το επόμενο επίπεδο θα είναι τα 0V της τροφοδοσίας, και το κάτω επίπεδο θα είναι βοηθητικό στις γραμμές σήματος και τροφοδοσίας 5V.

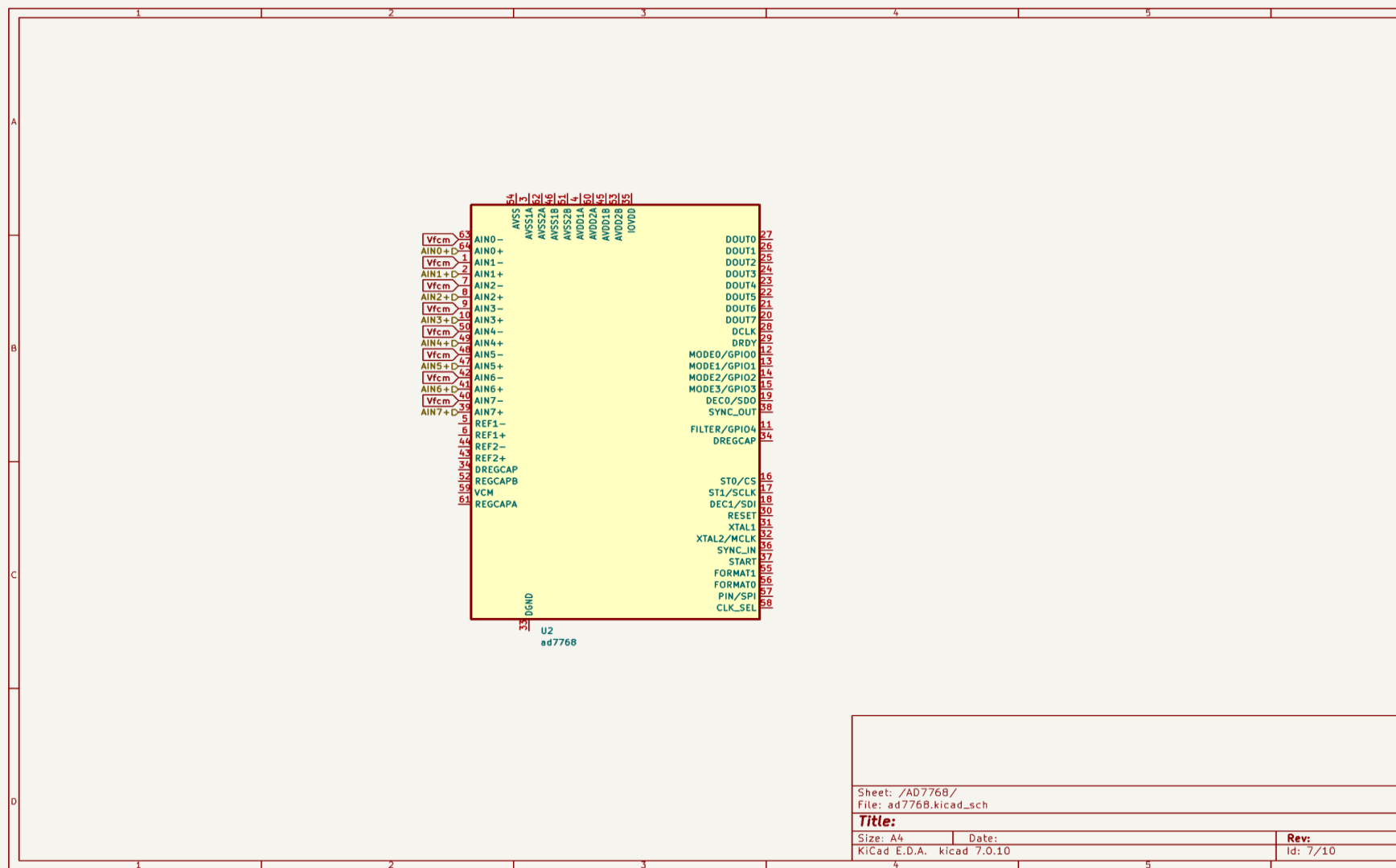
Παρακάτω παρατίθενται printscreens από την υλοποίηση του κυκλώματος στο KiCad:



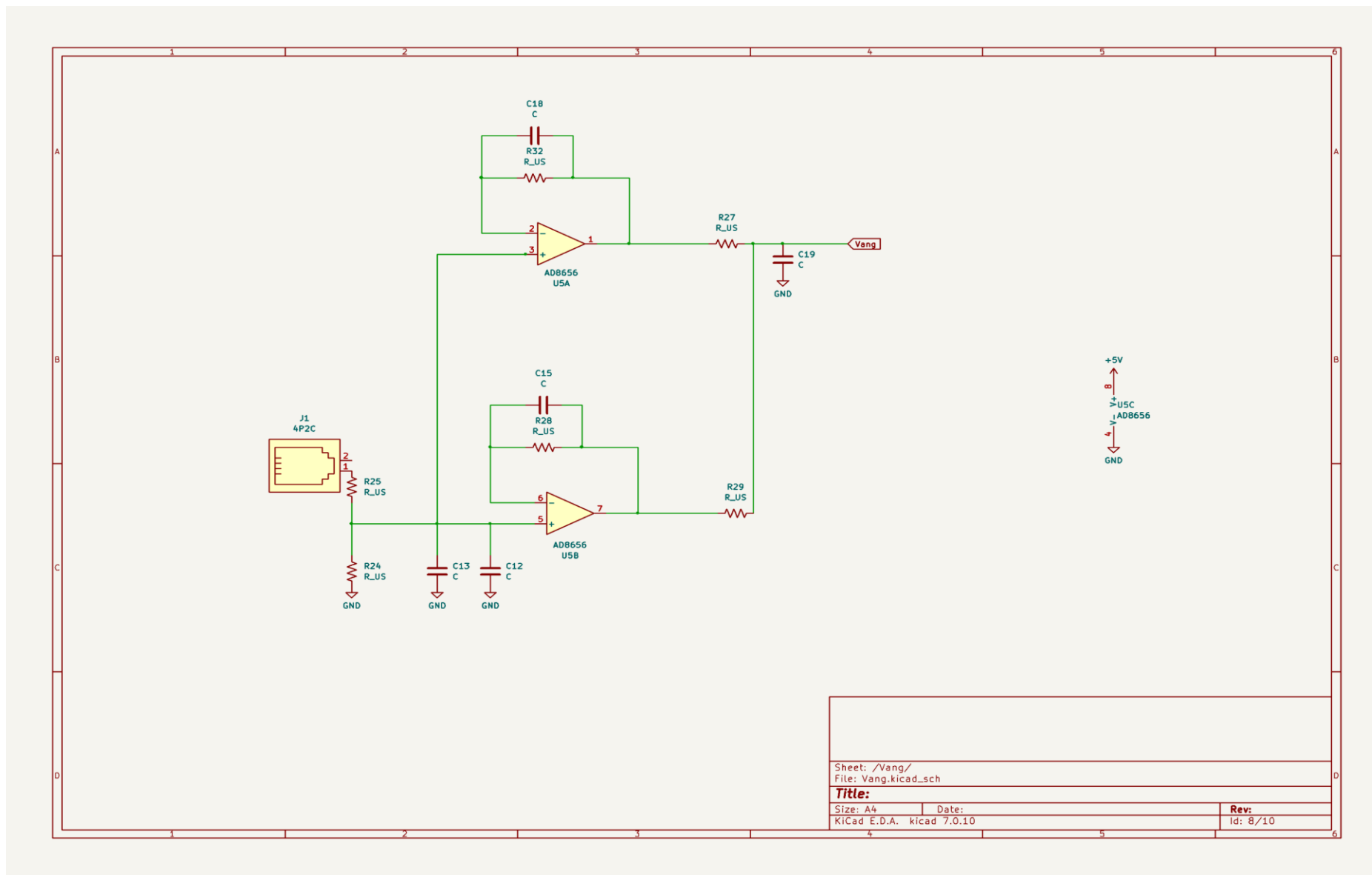
Εικόνα 7.2 : Εποπτική εικόνα του κυκλώματος



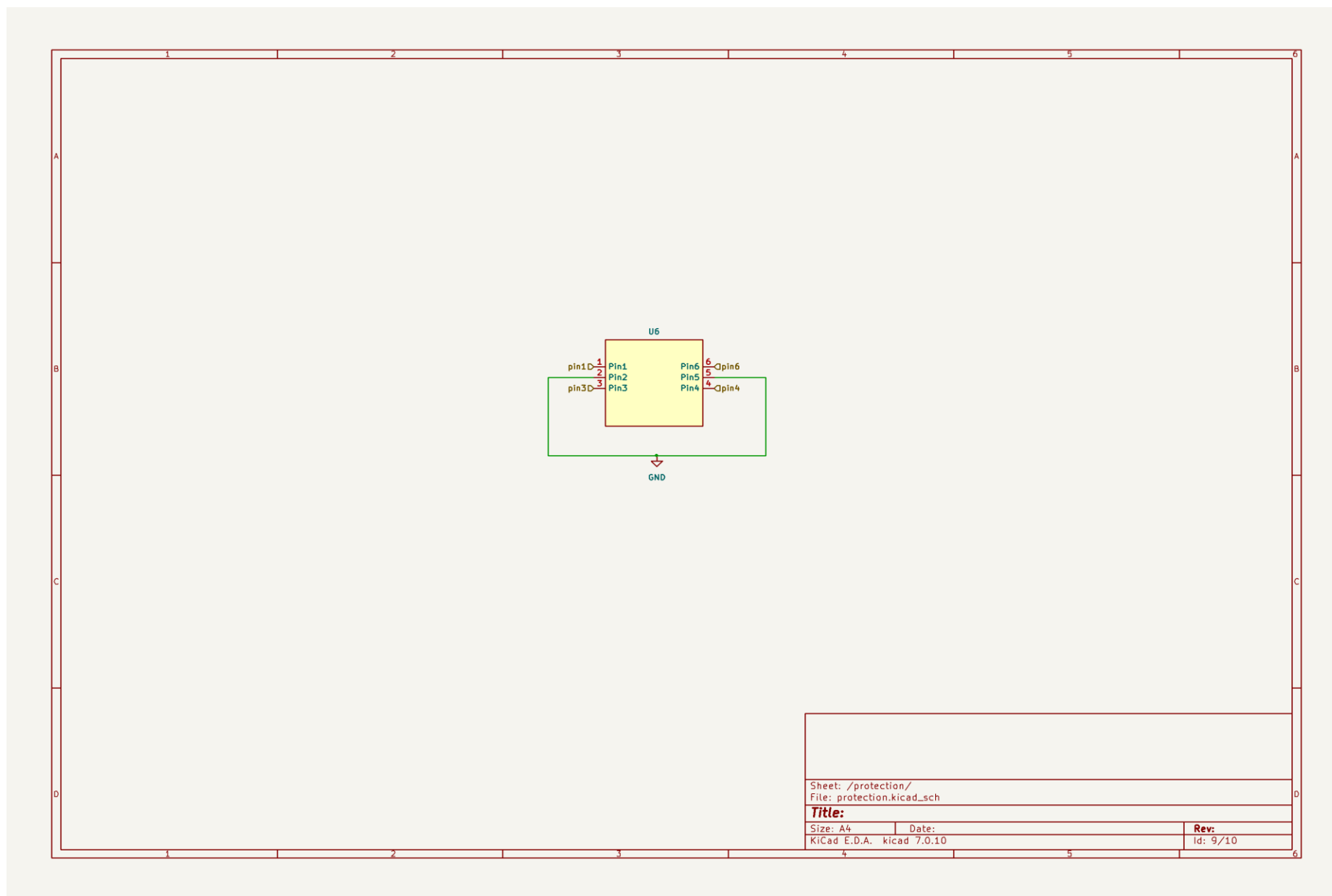
Εικόνα 7.3: Διαφορικό φίλτρο. Αντί για τον OPA2206, χρησιμοποιείται ο AD8656 ο οποίος 'χει το ίδιο package



Εικόνα 7.4: AD Converter AD7768



Εικόνα 7.5: Δημιουργία Εικονικής Γης (Vang)



Εικόνα 7.6: Προστασία από στατικό ηλεκτρισμό

Κεφάλαιο 8

8 Γενικά Συμπεράσματα

Λαμβάνοντας υπόψιν τα αποτελέσματα όλων των κυκλωμάτων που προτάθηκαν στη μελέτη αυτή καταλήγουμε στα εξής συμπεράσματα:

- Στο κύκλωμα MFIAF που προτάθηκε στην Εικόνα 3.1.1, οποιοσδήποτε κλάδος, όπως ο κλάδος των αντιστάσεων Z , από την περιοχή της αρνητικής εισόδου του ενός διαφορικού ενισχυτή έως την περιοχή της αρνητικής εισόδου του άλλου διαφορικού ενισχυτή, δεν επηρεάζει το κοινό σήμα, ανεξάρτητα από την πολυπλοκότητα του κυκλώματος.
- Η σύνδεση οποιουδήποτε στοιχείου στο κύκλωμα MFIAF με τη γη, επηρεάζει την έξοδο του σήματος για το κοινό σήμα, δημιουργώντας ροή ρεύματος από την έξοδο προς τη γη και συνεπώς πτώση τάσης στον άλλο κόμβο του στοιχείου. Για να αντισταθμιστεί αυτή η πτώση τάσης, προκαλείται άνοδος στην τάση εξόδου $V_{(com_out)}$, δηλαδή ενίσχυση του κοινού σήματος.
- Το κέρδος του διαφορικού σήματος στο κύκλωμα MFIAF της Εικόνας 3.1.1 εξαρτάται από την αντίσταση Z και τον πυκνωτή που είναι συνδεδεμένος στη γείωση, οι οποίοι βρίσκονται σε παράλληλη σύνδεση.
- Με τις κατάλληλες τιμές των στοιχείων στο κύκλωμα MFIAF είναι εφικτό να δημιουργηθούν φίλτρα με ευρύ φάσμα συχνοτήτων αλλά και στενά φίλτρα τα οποία θα αφορούν διαφορετικά εύρη συχνοτήτων.
- Με την ανάδραση ρεύματος μπορεί να επιτευχθεί σημαντική μείωση του κοινού σήματος.

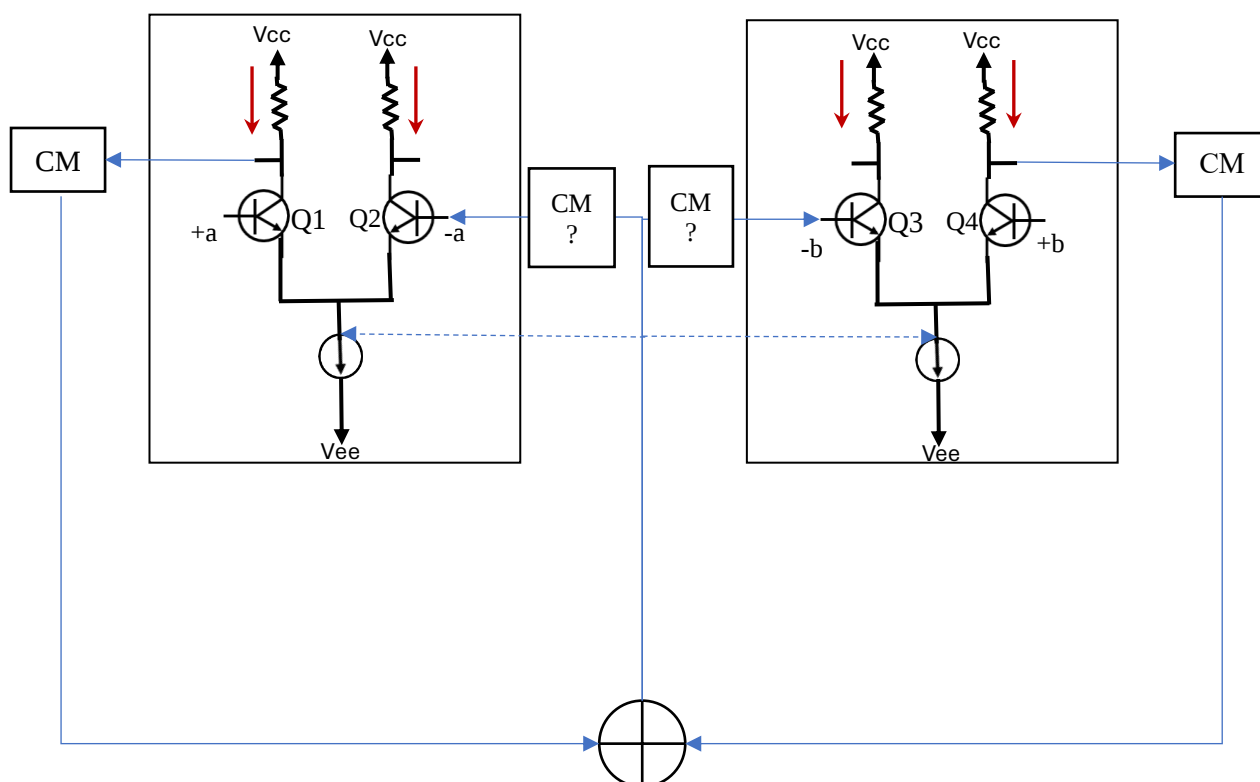
Κεφάλαιο 9

9 Πιθανές Μελλοντικές Εφαρμογές

Βάσει των παραπάνω συμπερασμάτων και ιδιαίτερα των χαρακτηριστικών των δύο τελευταίων, οι πιθανές μελλοντικές εφαρμογές για το κύκλωμα MFIAF είναι πολλές και περιλαμβάνουν διάφορους τομείς της ηλεκτρονικής και των τηλεπικοινωνιών. Πιο συγκεκριμένα:

- Η ιδιότητα του κυκλώματος MFIAF να παράγει στενά φίλτρα τα οποία θα αφορούν διαφορετικά εύρη συχνοτήτων, μπορεί να φανεί πολύ χρήσιμη στις τηλεπικοινωνίες. Πιο συγκεκριμένα, το διαφορικό σήμα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για μετάδοση πληροφορίας ενώ το κοινό σήμα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μεταφορά σημάτων συγχρονισμού (ρολόι-clock)
- Αν χρησιμοποιηθούν εντός του ολοκληρωμένου καθρέπτες ρεύματος στα δύο πρώτα διαφορικά ζεύγη (των δύο op-amp), μπορεί να συλλεχθεί το άθροισμα των ρευμάτων και να δημιουργηθεί ανάδραση ρεύματος ήδη από τα πρώτα διαφορικά ζεύγη. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται ιδανικό common mode rejection, και πιθανότατα ο διαφορικός ενισχυτής να λειτουργεί σε μεγάλες συχνότητες.

Στην ακόλουθη εικόνα φαίνεται η πρόταση του κυκλώματος με ανάδραση εντός των διαφορικών ενισχυτών:



Εικόνα 9.1 Απεικόνιση διαφορικών ζευγών και ανάδρασης ρεύματος με τη χρήση καθρεπτών ρεύματος στο εσωτερικό των ολοκληρωμένων

Με μία εποπτική ανάλυση του παραπάνω κυκλώματος φαίνεται πως αν αυξηθεί η τάση στην είσοδο $+a$, τότε θα αυξηθεί το ρεύμα συλλέκτη του αντίστοιχου transistor και αντίστοιχα λόγω της σταθερής πηγής ρεύματος θα μειωθεί το ρεύμα του συλλέκτη του transistor της αρνητικής εισόδου $-a$.

Επειδή ωστόσο μέσω του καθρέφτη ρεύματος με ανάδραση οδηγείται μέσω ρεύματος το κοινό σήμα στην βάση της αρνητικής εισόδου, αυξάνεται η αγωγιμότητα του transistor και μειώνεται η τάση στη βάση V_b . Για να επέλθει ισορροπία στο σύστημα η τάση του εκπομπού V_e στο ένα άκρο της πηγής ρεύματος αναγκαστικά αυξάνεται.

Η τροφοδότηση με ρεύμα της πηγής ρεύματος όπως παρουσιάζεται στην παραπάνω εικόνα με διακεκομμένες γραμμές, πιθανόν να χρειάζεται για να αποφευχθεί ο κορεσμός.

Βιβλιογραφία

- [1] F. L. Da Silva, “EEG: Origin and measurement,” EEG - fMRI Physiol. Basis, Tech. Appl., pp. 19–38, 2010, doi: 10.1007/978-3-540-87919-0_2/COVER/.
- [2] J. G. Webster, Medical Instrumentation: Application and Design, Third Edit. Wiley, 1997.
- [3] G. R. Müller-Putz, “Electroencephalography,” Handb. Clin. Neurol., vol. 168, pp. 249–262, Jan. 2020, doi: 10.1016/B978-0-444-63934-9.00018-4.
- [4] M. Teplan, “FUNDAMENTALS OF EEG MEASUREMENT,” Meas. Sci. Rev., vol. 2, no. 2, 2002.
- [5] M. A. Lopez-Gordo, D. Sanchez Morillo, and F. Pelayo Valle, “Dry EEG electrodes,” Sensors (Basel), vol. 14, no. 7, pp. 12847–12870, Jul. 2014, doi: 10.3390/S140712847.
- [6] Where Does EEG Come From and What Does It Mean? Michael X [25_TD\$DIF]Cohen1
- [7] Pursiainen, S., Lucka, F., & Wolters, C. H. (2012). Complete electrode model in EEG: relationship and differences to the point electrode model. *Physics in Medicine & Biology*, 57(4), 999.
- [8] Michel, C.M.; Brunet, D. EEG Source Imaging: A Practical Review of the Analysis Steps. *Frontiers in Neurology* 2019, 10, doi:https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00325.
- [9] Beniczky, S.; Schomer, D.L. Electroencephalography: Basic Biophysical and Technological Aspects Important for Clinical Applications. *Epileptic Disorders* 2020, 22, 697–715, doi:https://doi.org/10.1684/epd.2020.1217.
- [10] Seeber, M.; Cantonas, L.-M.; Hoevels, M.; Sesia, T.; Visser-Vandewalle, V.; Michel, C.M. Subcortical Electrophysiological Activity Is Detectable with High-Density EEG Source Imaging. *Nature Communications* 2019, 10, 753, doi:https://doi.org/10.1038/s41467-019-08725-w.
- [11] Parvizi, J.; Kastner, S. Promises and Limitations of Human Intracranial Electroencephalography. *Nature Neuroscience* 2018, 21, 474–483, doi:https://doi.org/10.1038/s41593-018-0108-2.
- [12] Noachtar, S.; Rémi, J. The Role of EEG in Epilepsy: A Critical Review. *Epilepsy & Behavior* 2009, 15, 22–33, doi:https://doi.org/10.1016/j.yebeh.2009.02.035.
- [13] Yang, W.; Wang, X.; Liu, H.; Li, M.; Liu, X.; Lin, N.; Hu, L.; Han, R. Electroencephalography Characteristics of Patients with Supratentorial Glioma in Different Consciousness States Induced by Propofol. *Neuroscience Letters* 2023, 808, 137284, doi:https://doi.org/10.1016/j.neulet.2023.137284.
- [14] Valdés, R.F.R. Value of the Electroencephalogram in Viral Encephalitis. *Journal of Pediatrics & Neonatal Care* 2018, 8, doi:https://doi.org/10.15406/jpnc.2018.08.00356.
- [15] Rundo, J.V.; Downey, R. Polysomnography. *Handbook of Clinical Neurology* 2019, 160, 381–392, doi:https://doi.org/10.1016/B978-0-444-64032-1.00025-4.
- [16] Sturzbecher, M.J.; de Araujo, D.B. Simultaneous EEG-fMRI: Integrating Spatial and Temporal Resolution. *The Relevance of the Time Domain to Neural Network Models* 2012, 199–217, doi:https://doi.org/10.1007/978-1-4614-0724-9_11.
- [17] Värbu, K.; Muhammad, N.; Muhammad, Y. Past, Present, and Future of EEG-Based BCI Applications. *Sensors* 2022, 22, 3331, doi:https://doi.org/10.3390/s22093331.

- [18] Islam, M.K.; Rastegarnia, A.; Yang, Z. Methods for Artifact Detection and Removal from Scalp EEG: A Review. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* 2016, 46, 287–305, doi:<https://doi.org/10.1016/j.neucli.2016.07.002>.
- [19] Xie, Y.; Oniga, S. A Review of Processing Methods and Classification Algorithm for EEG Signal. *Carpathian Journal of Electronic and Computer Engineering* 2020, 13, 23–29, doi:<https://doi.org/10.2478/cjece-2020-0004>.
- [20] Hinterberger, T.; Schmidt, S.; Kamei, T.; Walach, H. Decreased Electrophysiological Activity Represents the Conscious State of Emptiness in Meditation. *Frontiers in Psychology* 2014, 5, doi:<https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.00099>.
- [21] Hosang, L.; Mouchlianitis, E.; Guérin, S.M.R.; Karageorghis, C.I. Effects of Exercise on Electroencephalography-Recorded Neural Oscillations: A Systematic Review. *International Review of Sport and Exercise Psychology* 2022, 1–54, doi:<https://doi.org/10.1080/1750984x.2022.2103841>.
- [22] McCormick, D.A.; McGinley, M.J.; Salkoff, D.B. Brain State Dependent Activity in the Cortex and Thalamus. *Current Opinion in Neurobiology* 2015, 31, 133–140, doi:<https://doi.org/10.1016/j.conb.2014.10.003>.
- [23] B E Swartz and E S Goldensohn. Timeline of the history of eeg and associated fields. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 106(2):173–6, February 1998.