



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Σύστημα καταγραφής ΗΕΓ με χρήση hardware ειδικού σκοπού

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Νικόλαος Γ. Τσολακόπουλος

Επιβλέπων Καθηγητής:

Ευάγγελος Β. Χριστοφόρου

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος 2023



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Σύστημα καταγραφής ΗΕΓ με χρήση hardware ειδικού σκοπού

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Νικόλαος Τσολακόπουλος

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 24^η Ιουλίου 2023.

.....
Ευάγγελος Χριστοφόρου

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Ματσόπουλος Γεώργιος

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Κωνσταντίνος
Πολιτόπουλος

Αναπληρωτής Καθηγητής
Ε.Μ.Π.

.....
Νικόλαος Γ. Τσολακόπουλος

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

Copyright © Νικόλαος Τσολακόπουλος, 2023.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ' ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Περίληψη

Στην παρούσα εργασία αναλύεται η λειτουργία του Ηλεκτροεγκεφαλογράφου (ΗΕΓ) και παρουσιάζεται η υλοποίηση μιας διάταξης συσκευής καταγραφής σήματος ΗΕΓ χαμηλού κόστους και υψηλής ακρίβειας με χρήση hardware ειδικού σκοπού. Για την επίτευξη των παραπάνω κατασκευάστηκε διάταξη καταγραφής με χρήση των προτεινόμενων εξαρτημάτων (ADS1299) και δημιουργήθηκε κατάλληλο περιβάλλον επικοινωνίας και προγραμματισμού της συσκευής για τον έλεγχο και την λειτουργία της. Στόχος της διάταξης είναι η αξιόπιστη και αναλυτική καταγραφή σημάτων ΗΕΓ με χαμηλό κόστος και υψηλή φορητότητα. Η τελική διάταξη παρουσιάζεται και αξιολογείται με πραγματοποίηση μετρήσεων.

Λέξεις-κλειδιά: Ηλεκτροεγκεφαλογράφος, ΗΕΓ, ADS1299, μικροελεγκτής, Hardware ειδικού σκοπού

Abstract

For the purposes of this thesis, the operation of the Electroencephalograph (EEG) is analyzed and the implementation of a low-cost and high-precision EEG signal recording device using special purpose hardware is presented. In order to achieve this, a recording device was constructed using the proposed components (ADS1299) and a suitable communication and programming environment for the device control and operation was created. The aim of the device is to provide reliable and analytical recordings of EEG signals at low cost and high portability. The final device is presented and evaluated by performing a set of measurements.

Keywords: Electroencephalograph, EEG, ADS1299, microcontroller, special purpose hardware

Πρόλογος – Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον Καθηγητή Ευάγγελο Χριστοφόρου καθώς και τον Δρ. Σπύρο Αγγελόπουλο για την υπομονετική τους καθοδήγηση, την ενθάρρυνση και τις συμβουλές που μου παρείχαν καθ' όλη τη διάρκεια της υλοποίησης και της συγγραφής της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω όλο το προσωπικό της σχολής ΗΜΜΥ του ΕΜΠ για τις γνώσεις και την εμπειρία που μου παρείχε καθ' όλη την διάρκεια των σπουδών μου. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά την οικογένειά μου και τους φίλους μου για την συμπαράστασή τους και την στήριξη που μου παρείχαν σε όλα τα στάδια των σπουδών μου.

Πίνακας περιεχομένων

Περίληψη	iv
Abstract	vi
Πρόλογος – Ευχαριστίες	viii
Πίνακας περιεχομένων	x
Ευρετήριο Εικόνων.....	xiv
Ευρετήριο Πινάκων.....	xvi
1 ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	19
1.1 Εισαγωγή	19
1.2 Εγκεφαλογράφημα : Βασικές Αρχές και Εφαρμογές	19
1.2.1 Βασικές Αρχές	19
1.2.2 Διεπαφή Ανθρώπου – Υπολογιστή με χρήση ΗΕΓ	22
1.2.3 Σημασία ύπαρξης ΗΕΓ χαμηλού κόστους	24
1.2.4 Σύντομο ιστορικό και εξέλιξη της τεχνολογίας των συσκευών ΗΕΓ	26
1.3 Δημιουργία και Καταγραφή Σήματος ΗΕΓ	28
1.3.1 Σήμα ΗΕΓ - Δημιουργία.....	28
1.3.2 Σήμα ΗΕΓ – Περιεχόμενο	31
1.3.3 Απόκτηση Σήματος	35
1.3.4 Φιλτράρισμα Σήματος.....	38
1.3.5 Ενίσχυση Σήματος.....	42
1.3.6 Ψηφιοποίηση σήματος.....	49
1.3.7 Ανάλυση και Ερμηνεία των Δεδομένων ΗΕΓ	53
1.4 Προτεινόμενη διάταξη	57

1.4.1	Βασικά Χαρακτηριστικά	58
2	ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	68
2.1	Εισαγωγή	68
2.1.1	Περιγραφή της πειραματικής διαδικασίας	68
2.1.2	Διαδικασία που ακολουθήθηκε	69
2.1.3	Προβλήματα και τρόποι αντιμετώπισης	70
2.2	Παρουσίαση διάταξης.....	72
2.2.1	ADS1299.....	72
2.2.2	Πακετάρισμα Chip ADS1299 – Board ADS1299.....	77
2.2.3	Τροφοδοσία	77
2.2.4	Testing και έλεγχος λειτουργίας ADS1299.....	80
2.2.5	Κατασκευή Board Μικροελεγκτή.....	82
2.2.6	Τελικό Σχηματικό.....	84
2.3	Προγραμματισμός – Επικοινωνία Διάταξης.....	87
2.4	Προγραμματισμός Μικροελεγκτή.....	90
2.5	Λήψη δεδομένων	92
2.6	Αποτελέσματα	94
2.6.1	Μέτρηση 1	94
2.6.2	Μέτρηση 2	97
3	Συμπεράσματα – Μελλοντική εργασία.....	102
3.1	Συμπεράσματα	102
3.2	Μελλοντική Εργασία	102
4	Παράρτημα	104
5	Βιβλιογραφία.....	107

Ευρετήριο Εικόνων

Εικόνα 1 Δομή Νευρώνα.....	30
Εικόνα 2 Δυναμικό δράσης ενός νευρώνα που ενεργοποιείται	30
Εικόνα 3 Παραδείγματα βασικών ρυθμών ΗΕΓ	35
Εικόνα 4 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων σύμφωνα με το δημοφιλέστερο σύστημα (Διεθνές 10-20 σύστημα)	38
Εικόνα 5 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων σύμφωνα με το δημοφιλέστερο σύστημα (Διεθνές 10-20 σύστημα)	45
Εικόνα 6 Διαφορικός Ενισχυτής - CMRR.....	46
Εικόνα 7 Εύρος ζώνης ενισχυτή ΗΕΓ	47
Εικόνα 8 Αναλογικό και Ψηφιακό Σήμα.....	50
Εικόνα 9 Ψηφιοποίηση Ημιτονοειδούς Σήματος με ανάλυση 3- bit και 16-bit.....	52
Εικόνα 10 Διάγραμμα Αποκοπής Βαθυπερατού Φίλτρου.....	62
Εικόνα 11 Πρωτόκολλο Επικοινωνίας SPI	65
Εικόνα 12 Σχηματικό Διάγραμμα Προτεινόμενης Διάταξης.....	67
Εικόνα 13 Πολυπλέκτης Επιλογής Εισόδου ADS1299	73
Εικόνα 14 (1) Βάση - Chip TQFP-65 - διάτρητη πλακέτα (2) Όψη Διάτρητης πλακέτας	77
Εικόνα 15 Τροφοδοσία ADS1299.....	78
Εικόνα 16 Κύκλωμα ADS1299	79
Εικόνα 17: Από αριστερά προς τα δεξιά: (1) LM7805 (2) LM2936 (3) 9V Battery	79
Εικόνα 18 Κύκλωμα Τροφοδοσίας.....	80
Εικόνα 19 Pinout ADS1299	81
Εικόνα 20 Board Μικροελεγκτή ESP32	83
Εικόνα 21 Συνολικό Σχηματικό Διάταξης.....	85
Εικόνα 22 Σχηματικό (1) Τροφοδοσίας Μεγέθυνση.....	85
Εικόνα 23 Σχηματικό (2) ADS1299 Μεγέθυνση	86
Εικόνα 24 Σχηματικό (3) ESP32 Μεγέθυνση	86

Εικόνα 25 Περιβάλλον Προγραμματισμού Διάταξης	91
Εικόνα 26 Αποτελέσματα Μέτρησης 1	96
Εικόνα 27 Αποτελέσματα Μέτρησης 2	99
Εικόνα 28 Αποτελέσματα Μέτρησης 2 (μεγέθυνση).....	99

Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 1: Βασικά Χαρακτηριστικά ΗΕΓ	31
Πίνακας 2 Σύγκριση Ενισχυτών ΗΕΓ	48
Πίνακας 3 Βασικά Χαρακτηριστικά Ψηφιοποιητών ΗΕΓ	52
Πίνακας 4 Χαρακτηριστικά Ενσωματωμένου Ενισχυτή ADS1299	59
Πίνακας 5 Συσχέτιση Κέρδους Ενισχυτή ADS1299 με το μέγιστο εύρος ζώνης.....	60
Πίνακας 6 Επιλογές Εισόδου ADS1299	74
Πίνακας 7 Ρύθμιση Κέρδους Ενισχυτή	74
Πίνακας 8 Ρύθμιση Συχνότητας Εξόδου Συστήματος.....	75
Πίνακας 9 Ρύθμιση Προέλευσης Σήματος Ελέγχου.....	76
Πίνακας 10 Ρύθμιση Πλάτους Σήματος Ελέγχου	76
Πίνακας 11 Ρύθμιση Συχνότητας Σήματος Ελέγχου	76
Πίνακας 12 Έλεγχος Τροφοδοσίας ADS1299	81
Πίνακας 13 Περιγραφή Σύνδεσης ADS1299 – ESP32	83
Πίνακας 14 Λίστα Καταχωρητών ADS1299	88
Πίνακας 15 Εντολές ADS1299	89
Πίνακας 16 Βασικοί Καταχωρητές Μέτρηση 1	94
Πίνακας 17 Βασικές πληροφορίες μέτρηση 1	95
Πίνακας 18 Βασικοί Καταχωρητές Μέτρηση 2	97
Πίνακας 19 Βασικές πληροφορίες Μέτρησης 2	97
Πίνακας 20 Δείγμα Τιμών Μέτρηση 2	98

1 ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1.1 Εισαγωγή

Στο θεωρητικό κομμάτι της παρούσας εργασίας παρουσιάζεται αναλυτικά η χρήση και η λειτουργία του εγκεφαλογράφου. Αρχικά περιγράφεται το εγκεφαλογράφημα, η ιστορική του εξέλιξη καθώς και η σημασία του και οι εφαρμογές του σήμερα. Γίνεται ειδική αναφορά στην ανάγκη ύπαρξης συσκευών καταγραφής εγκεφαλικών σημάτων χαμηλού κόστους και υψηλής ακρίβειας το οποίο αποτελεί κύριο θέμα της εργασίας.

Στη συνέχεια του θεωρητικού μέρους αναλύεται κάθε στάδιο της διαδικασίας απόκτησης και ανάλυσης του σήματος με παράλληλη αναφορά στα υπάρχοντα συστήματα, τα σημεία διαφοροποίησής τους καθώς και την απόδοσή τους, τα μειονεκτήματα και τα πλεονεκτήματά τους. Τέλος γίνεται αναφορά στην προτεινόμενη διάταξη της εργασίας καθώς και τα θεωρητικά στοιχεία σχεδιασμού της.

1.2 Εγκεφαλογράφημα : Βασικές Αρχές και Εφαρμογές

1.2.1 Βασικές Αρχές

Η ηλεκτροεγκεφαλογραφία, ευρύτερα γνωστή και ως ΗΕΓ (EEG), είναι μια τεχνική που καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα στο τριχωτό της κεφαλής. Αυτή η δραστηριότητα έχει αποδειχθεί ότι αντανακλά τη μακροσκοπική δραστηριότητα του επιφανειακού στρώματος του εγκεφάλου που βρίσκεται κάτω από το τριχωτό της κεφαλής. Στις περισσότερες περιπτώσεις δεν χρειάζεται επεμβατικές διαδικασίες, καθώς τα ηλεκτρόδια απλά εισάγονται κατά μήκος του τριχωτού της κεφαλής. Η ηλεκτροκορτικογραφία, η οποία απαιτεί την εισαγωγή ηλεκτροδίων στο κρανίο, αναφέρεται συχνά ως ενδοκρανιακό ΗΕΓ.

Οι διακυμάνσεις τάσης μέσα στους νευρώνες του εγκεφάλου μετρούνται με το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ) ή απλά εγκεφαλογράφημα. Αυτές οι διακυμάνσεις προκαλούνται από το ιοντικό ρεύμα. Το φασματικό περιεχόμενο του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος ή τα δυναμικά που σχετίζονται με συμβάντα είναι συχνά τα εστιακά σημεία των διαγνωστικών εφαρμογών. Η πρώτη μέθοδος εξετάζει

πιθανές διακυμάνσεις που είναι χρονικά κλειδωμένες σε ένα συμβάν, όπως "έναρξη ερεθίσματος" ή "πάτημα κουμπιού". Το τελευταίο εξετάζει τα μοτίβα των εγκεφαλικών ταλαντώσεων, που συνήθως αναφέρονται ως «εγκεφαλικά κύματα», που μπορεί να παρατηρηθούν στο πεδίο συχνότητας των δεδομένων ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (ΗΕΓ) ενός ατόμου.

Το εγκεφαλογράφημα αποτελεί ένα βασικό διαγνωστικό κλινικό εργαλείο για την αξιολόγηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Παραδοσιακά, το ΗΕΓ ερμηνεύεται με οπτική επιθεώρηση των ιχνών του σήματος, χρησιμοποιώντας ένα σύνολο ποιοτικών κανόνων που αναπτύχθηκαν μέσω της συλλογικής κλινικής εμπειρίας, για τον καθορισμό χαρακτηριστικών του ΗΕΓ που συνδέονται με συγκεκριμένες εγκεφαλικές δραστηριότητες.

Αυτές οι ποιοτικές ιδιότητες του σήματος περιλαμβάνουν την δομή και τη συμμετρία των βασικών αρμονικών ταλαντώσεων του σήματος καταγραφής, όπως ο οπίσθιος κυρίαρχος ρυθμός και οι υπνικές άτρακτοι, τη σχετική μίξη των συχνοτήτων και τη χωρική τους οργάνωση, καθώς και την παρουσία παροξυσμικών κυματομορφών, όπως οι επιληπτικές κρίσεις.

Αυτή η εμπειρική προσέγγιση στην ερμηνεία του ΗΕΓ, κατά την οποία ορισμένα χαρακτηριστικά του σήματος ΗΕΓ έχουν συσχετιστεί με συγκεκριμένες εγκεφαλικές καταστάσεις, έχει βοηθήσει σημαντικά στον τομέα της νευρολογίας και της νευροφυσιολογίας. Ιστορικά ο λόγος για τον οποίο αυτή η προσέγγιση έχει επικρατήσει και διατηρείται σε μεγάλο βαθμό έως σήμερα είναι πως από τα πρώτα σήματα ΗΕΓ που καταγράφηκαν οι επιστήμονες συνειδητοποίησαν γρήγορα τη σημασία ορισμένων χαρακτηριστικών του ΗΕΓ πολύ πριν αποκτήσουν εργαλεία που θα μπορούσαν να δώσουν νόημα στα σήματα που καταγράφονταν. Τις δεκαετίες που ακολούθησαν οι κλινικοί γιατροί έμαθαν να χρησιμοποιούν αυτά τα χαρακτηριστικά του ΗΕΓ ως ισχυρές ενδείξεις εστιακών ή εκτεταμένων διαταραχών του φλοιού του εγκεφάλου. Αυτές οι διαγνωστικές συσχετίσεις έχουν αποδειχθεί ισχυρές και διαχρονικές, καθώς χρησιμοποιούνται μέχρι και σήμερα.

Η σημασία του εγκεφαλογραφήματος και η ανάπτυξη των τεχνικών ανάγνωσης των σημάτων που εκλαμβάνονται είναι ιδιαίτερα σημαντική στον ιατρικό τομέα καθώς το

ΗΕΓ μπορεί να αναγνωρίσει και να προβλέψει διαταραχές που σχετίζονται με την εγκεφαλική δραστηριότητα. Το ΗΕΓ χρησιμοποιείται για τη διάγνωση και την παρακολούθηση διαφόρων νευρολογικών διαταραχών, όπως η επιληψία, οι διαταραχές του ύπνου και οι εγκεφαλικές κακώσεις [1]. Το ΗΕΓ μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για την ανίχνευση μη φυσιολογικής εγκεφαλικής δραστηριότητας που σχετίζεται με παθήσεις όπως η νόσος του Alzheimer, η σκλήρυνση κατά πλάκας και η νόσος του Parkinson.

Η διεξαγωγή ενός εγκεφαλογράφηματος μπορεί να εντοπίσει αλλαγές στην εγκεφαλική δραστηριότητα που μπορεί να είναι χρήσιμες στην διάγνωση εγκεφαλικών διαταραχών, ιδίως της επιληψίας ή άλλης διαταραχής επιληπτικών κρίσεων. Το ΗΕΓ χρησιμοποιείται για την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου και μπορεί να ανιχνεύσει τις μη φυσιολογικές ηλεκτρικές εκκενώσεις που συμβαίνουν κατά τη διάρκεια των επιληπτικών κρίσεων. Το ΗΕΓ χρησιμοποιείται συχνά σε συνδυασμό με άλλες διαγνωστικές εξετάσεις, όπως η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI) και η αξονική τομογραφία (CT), προκειμένου να παρέχεται μια ολοκληρωμένη διάγνωση της επιληψίας [2]. Επιπλέον, το ΗΕΓ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση της αποτελεσματικότητας των θεραπειών επιληψίας και την παρακολούθηση των αλλαγών στη δραστηριότητα των επιληπτικών κρίσεων με την πάροδο του χρόνου.

Το ΗΕΓ είναι επίσης σημαντικό για τη διάγνωση και τη θεραπεία των διαταραχών του ύπνου. Οι διαταραχές του ύπνου, όπως η άπνοια ύπνου, η ναρκοληψία και η αϋπνία, μπορούν να έχουν σημαντικό αντίκτυπο στην υγεία και την ποιότητα ζωής ενός ατόμου. Το ΗΕΓ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά τη διάρκεια του ύπνου και την ανίχνευση ανωμαλιών που μπορεί να υποδηλώνουν διαταραχή του ύπνου. Το ΗΕΓ μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση της αποτελεσματικότητας των θεραπειών διαταραχών του ύπνου, όπως η θεραπεία με συνεχή θετική πίεση των αεραγωγών (CPAP) για την άπνοια στον ύπνο [3].

Ένα ΗΕΓ μπορεί επίσης να είναι χρήσιμο για τη διάγνωση ή τη θεραπεία ασθενειών όπως:

- Εγκεφαλικοί όγκοι
- Εγκεφαλικές βλάβες από κρανιοεγκεφαλικές κακώσεις
- Εγκεφαλικές δυσλειτουργίες που μπορεί να έχουν διάφορες αιτίες (εγκεφαλοπάθεια)
- Διαταραχές ύπνου
- Εγκεφαλική φλεγμονή (ερπητική εγκεφαλίτιδα)
- Εγκεφαλικό επεισόδιο
- Νόσος Creutzfeldt – Jacob

Ένα ΗΕΓ μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για την επιβεβαίωση του εγκεφαλικού θανάτου σε ασθενή που βρίσκεται σε κώμα. Ένα συνεχές ΗΕΓ χρησιμοποιείται για να βοηθήσει στην εύρεση του σωστού επιπέδου αναισθησίας για κάποιον που βρίσκεται σε τεχνητό κώμα[4].

Είναι λοιπόν φανερό πως η σημασία του ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος για την ιατρική παρακολούθηση των ασθενών αλλά και τον κλινικό έλεγχο είναι ιδιαίτερα μεγάλη. Ωστόσο το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα βρίσκει εφαρμογές και σε άλλα πεδία.

1.2.2 Διεπαφή Ανθρώπου – Υπολογιστή με χρήση ΗΕΓ

Τα τελευταία χρόνια η ραγδαία πρόοδος της τεχνολογίας και κυρίως η δυνατότητα ανάλυσης ψηφιακών σημάτων έχει δημιουργήσει νέες δυνατότητες για την χρήση του εγκεφαλογράφηματος. Ο λόγος για τις εφαρμογές που βασίζονται στην τεχνολογία διεπαφής εγκεφάλου – υπολογιστή (Brain – Computer Interface – BCI), η οποία έχει την δυνατότητα να συνδυάσει τα εγκεφαλικά σήματα με τον τρόπο με τον οποίο ο χρήστης αλληλοεπιδρά με την τεχνολογία και το περιβάλλον του.

Η βασική αρχή της τεχνολογίας BCI βασίζεται στην δυνατότητα ελέγχου εξωτερικών συσκευών απευθείας με την εγκεφαλική δραστηριότητα ενός ατόμου και έχει τεράστια οφέλη για άτομα με αναπηρίες αλλά και άλλους τομείς όπως η ψυχαγωγία και η εκπαίδευση. Ένα από τα βασικά συστατικά της τεχνολογίας BCI είναι το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ), μέσω του οποίου καταγράφεται η ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου και αποτελεί βασικό εργαλείο για την καταγραφή

εγκεφαλικών σημάτων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον έλεγχο εξωτερικών συσκευών.

Η σημασία του ΗΕΓ στις εφαρμογές BCI είναι τόσο μεγάλη που δεν θεωρείται αυτή τη στιγμή εφαρμογή BCI χωρίς τη χρήση ΗΕΓ. Το ΗΕΓ παρέχει έναν μη επεμβατικό τρόπο μέτρησης της εγκεφαλικής δραστηριότητας, καθιστώντας το ιδανικό εργαλείο για την παρακολούθηση και καταγραφή των εγκεφαλικών σημάτων που απαιτούνται για τον έλεγχο συστημάτων BCI. Η χρήση του ΗΕΓ επέτρεψε στους ερευνητές να εντοπίσουν μοτίβα εγκεφαλικής δραστηριότητας που αντιστοιχούν σε συγκεκριμένες νοητικές καταστάσεις και προθέσεις, τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον έλεγχο εξωτερικών συσκευών μέσω ενός συστήματος BCI. Αυτό επέτρεψε την ανάπτυξη μιας σειράς εφαρμογών BCI, συμπεριλαμβανομένων συσκευών επικοινωνίας για άτομα με παράλυση, χρήση νευροπροσθετικών άκρων και διεπαφών παιχνιδιών που ελέγχονται με το μυαλό .

Το ΗΕΓ έχει αρκετά πλεονεκτήματα σε σχέση με άλλες μεθόδους μέτρησης εγκεφαλικών σημάτων, όπως η μαγνητική τομογραφία και οι σαρώσεις PET. Το ΗΕΓ είναι μια φορητή και μη επεμβατική τεχνική που μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε διάφορα περιβάλλοντα, συμπεριλαμβανομένου του σπιτιού, της κλινικής και του εργαστηρίου. Είναι επίσης σχετικά φθηνή σε σύγκριση με άλλες μεθόδους μέτρησης εγκεφαλικού σήματος. Το ΗΕΓ έχει υψηλή χρονική ανάλυση, πράγμα που σημαίνει ότι μπορεί να ανιχνεύσει αλλαγές στην εγκεφαλική δραστηριότητα σε πραγματικό χρόνο, γεγονός που το καθιστά ιδανικό για χρήση σε εφαρμογές BCI όπου οι γρήγοροι χρόνοι απόκρισης είναι κρίσιμοι.

Το ΗΕΓ έχει επιτρέψει την ανάπτυξη μιας σειράς εφαρμογών BCI, συμπεριλαμβανομένων εκείνων για άτομα με κινητικές αναπηρίες. Για παράδειγμα, έχουν αναπτυχθεί νευροπροσθετικά μέλη με βάση το ΗΕΓ που επιτρέπουν σε άτομα με παράλυση να ελέγχουν ρομποτικούς βραχίονες και χέρια με τη σκέψη τους. Αυτό έχει τη δυνατότητα να βελτιώσει σημαντικά την ποιότητα ζωής των ατόμων με αναπηρίες και αποτελεί αντικείμενο συνεχούς έρευνας εδώ και αρκετές δεκαετίες [5].

Συστήματα BCI με βάση το ΗΕΓ έχουν επίσης χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές παιχνιδιών και ψυχαγωγίας. Για παράδειγμα, οι ερευνητές έχουν αναπτύξει διεπαφές

με βάση το ΗΕΓ για τον έλεγχο βιντεοπαιχνιδιών, όπου οι παίκτες μπορούν να χρησιμοποιούν τις σκέψεις τους για να μετακινούν χαρακτήρες και αντικείμενα στην οθόνη. Αυτό έχει τη δυνατότητα να δημιουργήσει νέες και καθηλωτικές εμπειρίες παιχνιδιών που μπορούν να απολαύσουν τόσο άτομα με αναπηρία όσο και άτομα χωρίς αναπηρία.

Εν κατακλείδι, το ΗΕΓ είναι ένα κρίσιμο συστατικό της τεχνολογίας BCI και έχει επιτρέψει την ανάπτυξη μιας σειράς εφαρμογών που έχουν τη δυνατότητα να βελτιώσουν σημαντικά τη ζωή των ατόμων με αναπηρίες και άλλων ατόμων. Το ΗΕΓ παρέχει έναν μη επεμβατικό, φορητό και σχετικά χαμηλού κόστους τρόπο μέτρησης της εγκεφαλικής δραστηριότητας, καθιστώντας το ιδανικό εργαλείο για την καταγραφή των εγκεφαλικών σημάτων που απαιτούνται για τον έλεγχο BCI εφαρμογών. Καθώς η τεχνολογία συνεχίζει να εξελίσσεται, η χρήση του ΗΕΓ σε εφαρμογές BCI είναι πιθανό να επεκταθεί, οδηγώντας σε νέες δυνατότητες για το μέλλον [6].

1.2.3 Σημασία ύπαρξης ΗΕΓ χαμηλού κόστους

Η σημασία του ΗΕΓ είναι αδιαμφισβήτητη όπως φαίνεται και από τα παραπάνω, ιδιαίτερα σημαντική κατ' επέκταση είναι και η συσκευή ανάπτυξης ΗΕΓ, ο εγκεφαλογράφος ή ηλεκτροεγκεφαλογράφος ή ΗΕΓ. Προς αποφυγή συγχύσεων αναφέρεται ότι από εδώ και στο εξής με τον όρο ΗΕΓ θα αναφέρεται τόσο το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα όσο και η συσκευή ανάπτυξης ΗΕΓ.

Η ανάπτυξη συσκευών ΗΕΓ χαμηλού κόστους και υψηλής ποιότητας είναι μια από τις σημαντικότερες προκλήσεις. Η χρήση ΗΕΓ είναι απαραίτητη τόσο σε ιατρικές εφαρμογές όσο και σε εφαρμογές BCI. Ενώ το ΗΕΓ θεωρείται γενικά μια σχετικά φθηνή μέθοδος νευροαπεικόνισης σε σύγκριση με άλλες μεθόδους, όπως η fMRI ή το PET, το κόστος των παραδοσιακών συσκευών ΗΕΓ μπορεί να είναι ακόμη απαγορευτικό για πολλά άτομα και συστήματα υγειονομικής περίθαλψης [7]. Ως εκ τούτου, η ανάπτυξη συσκευών ΗΕΓ χαμηλού κόστους έχει τη δυνατότητα να καταστήσει το ΗΕΓ πιο προσιτό σε ευρύτερο φάσμα ατόμων και να βελτιώσει τα αποτελέσματα της υγειονομικής περίθαλψης σε χώρες με χαμηλό εισόδημα και για άτομα με αναπηρίες που χρειάζονται 24ωρη παρακολούθηση.

Οι συσκευές ΗΕΓ χαμηλού κόστους μπορούν να έχουν σημαντικό αντίκτυπο στη διάγνωση και τη θεραπεία νευρολογικών διαταραχών σε χώρες χαμηλού εισοδήματος όπου η πρόσβαση στην υγειονομική περίθαλψη είναι περιορισμένη. Το ΗΕΓ αποτελεί σημαντικό εργαλείο για τη διάγνωση και την παρακολούθηση μιας σειράς νευρολογικών διαταραχών, συμπεριλαμβανομένης της επιληψίας και των διαταραχών του ύπνου. Ωστόσο, οι παραδοσιακές συσκευές ΗΕΓ μπορεί να είναι απαγορευτικά ακριβές, γεγονός που δυσχεραίνει τη διάγνωση και την αποτελεσματική θεραπεία των ασθενών από τους παρόχους υγειονομικής περίθαλψης σε χώρες με χαμηλό εισόδημα. Οι συσκευές ΗΕΓ χαμηλού κόστους έχουν τη δυνατότητα να ξεπεράσουν αυτό το εμπόδιο, επιτρέποντας στους παρόχους υγειονομικής περίθαλψης να βελτιώσουν τα αποτελέσματα των ασθενών με την ακριβή διάγνωση και θεραπεία νευρολογικών διαταραχών [8].

Εκτός από τις ιατρικές εφαρμογές, οι συσκευές ΗΕΓ χαμηλού κόστους είναι επίσης απαραίτητες για την ανάπτυξη της τεχνολογίας ΒCI. Η τεχνολογία ΒCI έχει τη δυνατότητα να βελτιώσει σημαντικά την ποιότητα ζωής των ατόμων με αναπηρίες, συμπεριλαμβανομένων εκείνων με κινητικές βλάβες ή δυσκολίες επικοινωνίας. Ωστόσο, οι παραδοσιακές συσκευές ΗΕΓ είναι συχνά πολύ ακριβές για ευρεία χρήση σε εφαρμογές ΒCI, γεγονός που περιορίζει τον δυνητικό αντίκτυπο της τεχνολογίας ΒCI. Οι συσκευές ΗΕΓ χαμηλού κόστους θα μπορούσαν να μειώσουν σημαντικά το κόστος της τεχνολογίας ΒCI, καθιστώντας την πιο προσιτή σε ευρύτερο φάσμα ατόμων με αναπηρίες [7].

Επιπλέον, οι συσκευές ΗΕΓ χαμηλού κόστους έχουν τη δυνατότητα να επιτρέπουν την 24ωρη παρακολούθηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας, η οποία μπορεί να είναι ιδιαίτερα σημαντική σε ιατρικές εφαρμογές και εφαρμογές ΒCI. Για παράδειγμα, η 24ωρη παρακολούθηση του ΗΕΓ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανίχνευση αλλαγών στην εγκεφαλική δραστηριότητα που μπορεί να είναι ενδεικτικές νευρολογικών διαταραχών, όπως η επιληψία ή οι διαταραχές του ύπνου. Σε εφαρμογές ΒCI, η 24ωρη παρακολούθηση του ΗΕΓ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παροχή συνεχών σημάτων ελέγχου για εξωτερικές συσκευές, επιτρέποντας στα άτομα με αναπηρίες να ελέγχουν το περιβάλλον τους και να επικοινωνούν ευκολότερα με άλλους [9].

Συμπερασματικά, η ανάπτυξη συσκευών ΗΕΓ χαμηλού κόστους και υψηλής ποιότητας έχει τη δυνατότητα να βελτιώσει τα αποτελέσματα της υγειονομικής περίθαλψης σε χώρες με χαμηλό εισόδημα και για άτομα με αναπηρίες που χρειάζονται 24ωρη παρακολούθηση. Οι συσκευές ΗΕΓ χαμηλού κόστους μπορούν να διευκολύνουν τη διάγνωση και τη θεραπεία νευρολογικών διαταραχών και να επιτρέψουν την ανάπτυξη της τεχνολογίας BCI, καθιστώντας την πιο προσιτή σε ευρύτερο φάσμα ατόμων με αναπηρίες. Ως εκ τούτου, είναι σημαντικό οι ερευνητές και οι προγραμματιστές να συνεχίσουν να επικεντρώνονται στην ανάπτυξη συσκευών ΗΕΓ χαμηλού κόστους που διατηρούν υψηλά επίπεδα ακρίβειας και αξιοπιστίας κάτι το οποίο πραγματεύεται άμεσα η παρούσα εργασία.

1.2.4 Σύντομο ιστορικό και εξέλιξη της τεχνολογίας των συσκευών ΗΕΓ

Η ιστορία της ηλεκτροεγκεφαλογραφίας χρονολογείται από τις αρχές του 20ού αιώνα, όταν οι επιστήμονες άρχισαν να διερευνούν την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου. Το 1924, ο Γερμανός ψυχίατρος Hans Berger πραγματοποίησε την πρώτη καταγραφή του ανθρώπινου ΗΕΓ χρησιμοποιώντας μια συσκευή που ονομαζόταν "elektrenkephalogramm" ή "electroencephalogram" [10]. Αυτή η ανακάλυψη επέτρεψε στους ερευνητές να μελετήσουν την εγκεφαλική δραστηριότητα σε πραγματικό χρόνο και άνοιξε το δρόμο για την ανάπτυξη των σύγχρονων συστημάτων ΗΕΓ.

Τις επόμενες δεκαετίες, η τεχνολογία ΗΕΓ συνέχισε να εξελίσσεται. Στις δεκαετίες του 1930 και 1940, οι ερευνητές σημείωσαν σημαντική πρόοδο στην καταγραφή και ερμηνεία των σημάτων ΗΕΓ, ιδίως στη διάγνωση της επιληψίας [11]. Στη δεκαετία του 1950, η ανάπτυξη ενισχυτών και ψηφιακών υπολογιστών επέτρεψε την ακριβέστερη και ακριβέστερη ανάλυση των σημάτων ΗΕΓ.

Στις δεκαετίες του 1960 και του 1970, η τεχνολογία ΗΕΓ έγινε ευρύτερα διαθέσιμη και χρησιμοποιήθηκε σε διάφορες εφαρμογές, συμπεριλαμβανομένης της μελέτης του ύπνου, της αναισθησίας και των διεπαφών εγκεφάλου-υπολογιστή [12]. Κατά τη διάρκεια αυτής της περιόδου, οι ερευνητές άρχισαν επίσης να διερευνούν τη χρήση του ΗΕΓ στη διάγνωση και τη θεραπεία ενός ευρέος φάσματος νευρολογικών

διαταραχών, συμπεριλαμβανομένης της νόσου του Πάρκινσον και της σχιζοφρένειας [13].

Στις δεκαετίες του 1980 και του 1990, οι εξελίξεις στην τεχνολογία των υπολογιστών οδήγησαν στην ανάπτυξη ψηφιακών συστημάτων ΗΕΓ, τα οποία επέτρεψαν πιο εξελιγμένη ανάλυση των σημάτων ΗΕΓ. Τα συστήματα αυτά επέτρεψαν επίσης την ανάπτυξη νέων διαγνωστικών τεχνικών με βάση το ΗΕΓ, όπως η φασματική ανάλυση και τα δυναμικά που σχετίζονται με γεγονότα [14].

Σήμερα, η τεχνολογία του ΗΕΓ συνεχίζει να εξελίσσεται, με τους ερευνητές να διερευνούν νέες εφαρμογές και να αναπτύσσουν νέες μεθόδους ανάλυσης και ερμηνείας των σημάτων ΗΕΓ. Ένας τομέας ενεργούς έρευνας είναι η ανάπτυξη φορητών, ασύρματων συστημάτων ΗΕΓ που μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ευρύ φάσμα εφαρμογών, όπως η αθλητική προπόνηση, τα παιχνίδια και ο διαλογισμός [15].

Παρά τις πολλές προόδους στην τεχνολογία ΗΕΓ, υπάρχουν ακόμη προκλήσεις που πρέπει να ξεπεραστούν. Μία από τις κύριες προκλήσεις είναι η ανάπτυξη ακριβών και αξιόπιστων αλγορίθμων για την ακριβή ερμηνεία των σημάτων ΗΕΓ, ιδίως παρουσία θορύβου και παρεμβολών. Επιπλέον, το υψηλό κόστος των παραδοσιακών συστημάτων ΗΕΓ εξακολουθεί να αποτελεί εμπόδιο για την ευρεία χρήση τους σε πολλές εφαρμογές, ιδίως σε χώρες με χαμηλό εισόδημα και σε άτομα με αναπηρίες που απαιτούν 24ωρη παρακολούθηση [16].

Συνοψίζοντας, η ιστορία της τεχνολογίας ΗΕΓ αποτελεί απόδειξη της εφευρετικότητας και της επιμονής των ερευνητών και των μηχανικών που εργάστηκαν για να αποκαλύψουν τα μυστικά του εγκεφάλου. Από τις πρώτες καταγραφές ανθρώπινου ΗΕΓ στις αρχές του 20ού αιώνα έως τις τελευταίες εξελίξεις στα φορητά ασύρματα συστήματα ΗΕΓ, η τεχνολογία ΗΕΓ έχει μεταμορφώσει την κατανόηση του εγκεφάλου και υπόσχεται πολλά για το μέλλον.

1.3 Δημιουργία και Καταγραφή Σήματος ΗΕΓ

Η διαδικασία εκτέλεσης ενός ΗΕΓ βασίζεται στην συσκευή του ηλεκτροεγκεφαλογράφου. Ο εγκεφαλογράφος έχει εξελιχθεί στο πέρασμα των ετών ωστόσο η βασική του δομή παραμένει η ίδια. Η συσκευή του ηλεκτροεγκεφαλογράφου αποτελείται από ηλεκτρόδια που είναι το βασικό εργαλείο για την απόκτηση του σήματος, αγώγιμο υγρό – gel για την μείωση της αντίστασης και της επίδρασης του θορύβου καθώς και από στάδια ενίσχυσης και φιλτραρίσματος του σήματος ενώ τελικώς το αναλογικό σήμα, μετατρέπεται σε ψηφιακό για την επεξεργασία και την απεικόνιση του. Φυσικά πολλές συσκευές έχουν προταθεί και χρησιμοποιούνται κατά την κατασκευή των οποίων προστίθενται, αφαιρούνται και αλλάζουν τα παραπάνω στάδια, παρ' όλα αυτά η βασική δομή της συσκευής ενός εγκεφαλογράφου καθώς και της διαδικασίας απόκτησης και επεξεργασίας ενός εγκεφαλικού σήματος είναι η αυτή που περιγράφηκε. Παρακάτω παρουσιάζεται αναλυτικά η διαδικασία δημιουργίας και καταγραφής του εγκεφαλικού σήματος.

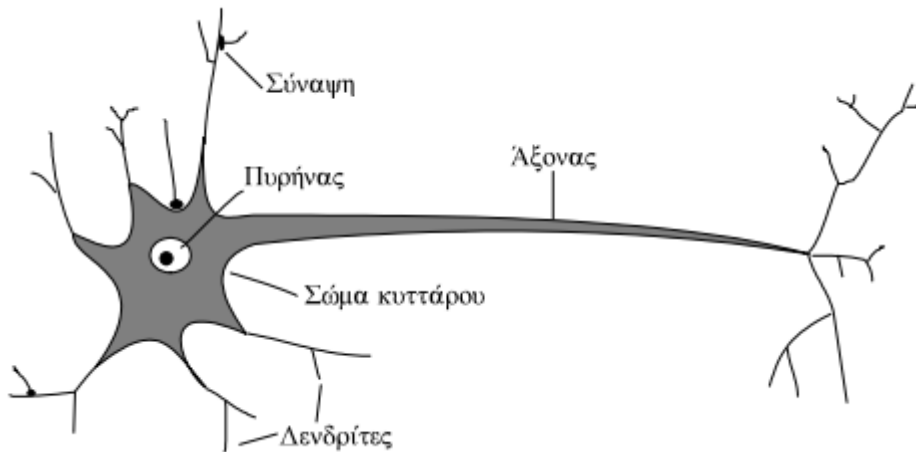
1.3.1 Σήμα ΗΕΓ - Δημιουργία

Η πηγή του σήματος που καταγράφεται σε ένα ΗΕΓ είναι οι νευρώνες στην περιοχή του εγκεφάλου. Οι νευρώνες αποτελούν κύτταρα ειδικού σκοπού που απαρτίζουν το νευρικό σύστημα και έχουν τη δυνατότητα να επικοινωνούν μεταξύ τους μέσω ηλεκτρικών και χημικών διεργασιών. Οι μεταβολές στο δυναμικό του εξωκυττάριου πεδίου προκύπτουν από την εισροή και εκροή ιόντων στα κύτταρα σε εστιακές θέσεις, δημιουργώντας έτσι ιοντική ροή και στον εξωκυττάριο χώρο. Τα πιο σημαντικά είναι τα ιόντα του νατρίου, χλωρίου, καλίου, ασβεστίου (Na^+ , Cl^- , K^+ , Ca^{++}). Η κινητήρια δύναμη για την αρχική κίνηση είναι πάντοτε οι ηλεκτροχημικές βαθμίδες που υπάρχουν στην κυτταρική μεμβράνη. Τα μεγαλύτερα ρεύματα ρέουν μέσω αυτών των ιοντικών διαύλων. Παρουσιάζονται επίσης μικρότερα ρεύματα που οφείλονται στις αντλίες ιόντων των κυττάρων, πρωτεΐνες που εργάζονται για την αποκατάσταση της ισορροπίας των ιόντων στο κύτταρο. Τα ρεύματα αυτά μπορούν να μετατοπίσουν το δυναμικό της μεμβράνης κατά περίπου 10 mV, αλλά όσον αφορά τους ρυθμούς ροής ιόντων από τις αντλίες, τα ρεύματα αυτά είναι πολύ μικρότερα από τα ρεύματα των διαύλων. Είναι πιθανόν αυτές οι αντλίες να συμβάλλουν σε εξαιρετικά χαμηλές

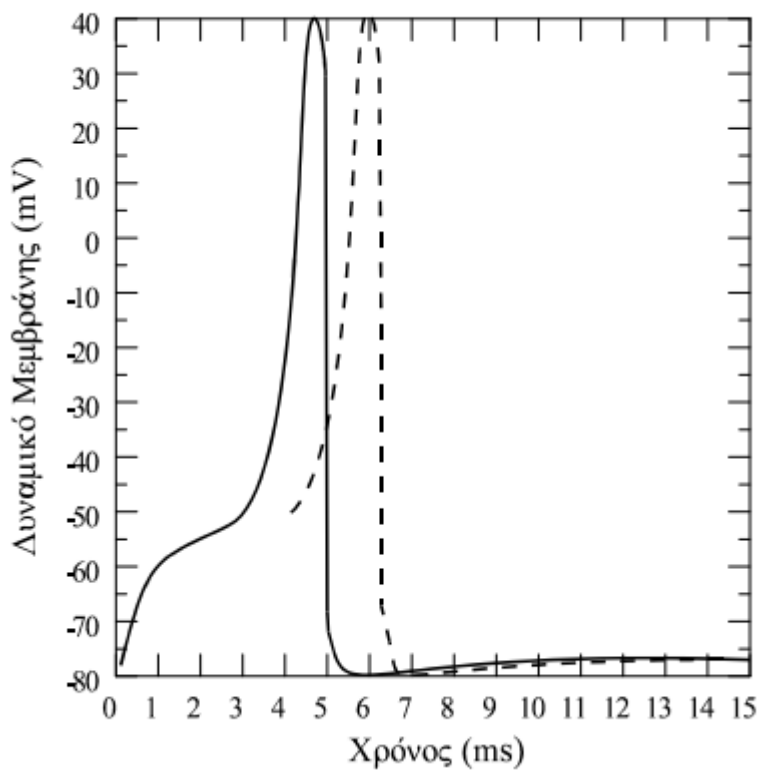
αλλαγές συχνότητας στο εξωκυττάριο πεδίο, συμπεριλαμβανομένων των μικρών βηματικών αλλαγών στο ηλεκτρικό πεδίο (DC Shifts) που έχουν παρατηρηθεί σε ορισμένες εγκεφαλικές καταστάσεις, όπως οι επιληπτικές κρίσεις. Είναι ωστόσο αρκετά σαφές ότι κάθε ρυθμός μεγαλύτερος από περίπου 1 Hz είναι πολύ γρήγορος για να αποδοθεί σε αντλίες και ότι όλοι αυτοί οι ταχύτεροι ρυθμοί που καταγράφονται πρέπει να προέρχονται από τη ροή μέσω των ιοντικών διαύλων. Για τον λόγο αυτό τα ρεύματα της κυτταρικής μεμβράνης, τα οποία αποτελούν το αντικείμενο καταγραφής του ΗΕΓ, χαρακτηρίζονται από αγωγιμότητα ως συνώνυμο του καναλιού ιόντων. Έτσι λοιπόν η μοναδιαία αγωγιμότητα μιας μεμβράνης εγκεφαλικού κυττάρου αποτελεί το δομικό στοιχείο του ΗΕΓ. Η αγωγιμότητα αυτή έχει υπολογισθεί στις μελέτες Patch Clamp και η συνολική αγωγιμότητα μπορεί να εκφραστεί μόνο ως γινόμενο των εκτιμώμενων ανοικτών διαύλων. Γίνεται αντιληπτό λοιπόν ότι η μέτρηση του εγκεφαλικού σήματος μπορεί να συσχετιστεί άμεσα με τον αριθμό των ανοικτών διαύλων ή αλλιώς των κυττάρων που είναι «ενεργοποιημένα» κάθε στιγμή.

Τα εγκεφαλικά κύτταρα ή αλλιώς νευρώνες είναι όμοια με όλα τα άλλα κύτταρα του ανθρώπινου οργανισμού και αποτελούνται από το κυρίως σώμα, τον άξονα και τους δενδρίτες (Εικόνα 1). Κάθε νευρώνας έχει δύο δυνατές καταστάσεις στις οποίες μπορεί να βρίσκεται: ενεργό και μη ενεργό κατάσταση. Όταν ο νευρώνας είναι ενεργός λέγεται ότι πυροδοτεί ενώ όταν είναι μη ενεργός λέγεται ότι είναι αδρανής. Όπως αναφέρθηκε ήδη τα ηλεκτρικά σήματα δημιουργούνται λόγω της διαφοράς δυναμικού στην κυτταρική μεμβράνη (ηλεκτροχημικές βαθμίδες), η οποία συνήθως είναι αρνητικά φορτισμένη στο εσωτερικό της όταν το κύτταρο είναι σε ισορροπία (μη ενεργό) και η τιμή του δυναμικού είναι περίπου -70mV . Όταν ο νευρώνας ενεργοποιηθεί και πυροδοτήσει τότε ενεργοποιούνται οι πρωτεΐνες που έχουν τον ρόλο της αντλίας στην μεμβράνη και αναγκάζουν τα ιόντα να κινούνται αντίθετα από τη φυσική συγκέντρωση ισορροπίας, δημιουργώντας ιοντική ροή και ως εκ τούτου ηλεκτρικό σήμα που μεταδίδεται στο κύτταρο. Η διάρκεια της διαδικασίας είναι της τάξεως των mS ενώ το μέγεθος του ρεύματος είναι της τάξης των mV . Ένας νευρώνας δεν μπορεί να «επαναδιεγερθεί» παρά μόνο όταν ολοκληρωθεί η διαδικασία ενεργοποίησης και ισορροπίας κάτι το οποίο μπορεί να πραγματοποιηθεί έως και

1000 φορές ανά δευτερόλεπτο. Η μεταβολή του δυναμικού κατά τη διαδικασία ενεργοποίησης του κυττάρου φαίνεται στην Εικόνα 2. Ο μηχανισμός αυτός των καναλιών στην μεμβράνη εξηγήθηκε πρώτα από τους Hodgkin και Huxley το 1952 [17].



Εικόνα 1 Δομή Νευρώνα



Εικόνα 2 Δυναμικό δράσης ενός νευρώνα που ενεργοποιείται

1.3.2 Σήμα ΗΕΓ – Περιεχόμενο

Το περιεχόμενο του ΗΕΓ αποτελείται από μετρήσεις διαφορών δυναμικού μεταξύ περιοχών του εγκεφάλου. Ο ακριβής τρόπος μέτρησης εξαρτάται από την τοπολογία τοποθέτησης των ηλεκτροδίων όπως αναλύεται σε αυτή την ενότητα. Έτσι λοιπόν το σήμα που καταγράφεται αποτελείται από κυματομορφές που εκφράζουν την διαφορά δυναμικού μεταξύ περιοχών του εγκεφάλου. Το κύριο χαρακτηριστικό των κυματομορφών είναι το πλάτος και η συχνότητα. Τα εγκεφαλικά σήματα χωρίζονται σε κατηγορίες ανάλογα με το φασματικό τους περιεχόμενο αλλά και ανάλογα με το πλάτος τους. Επιπλέον η διέγερση του εγκεφάλου επηρεάζει την μορφή του εγκεφαλογραφήματος. Σε καταστάσεις ηρεμίας και μόνιμων ερεθισμάτων οι αντιδράσεις του εγκεφάλου είναι αυθόρμητες και κατατάσσονται σε εγκεφαλικούς ρυθμούς, σύμφωνα με το φασματικό περιεχόμενό τους αλλά και το πλάτος τους. Εκτός από τις καταστάσεις ηρεμίας υπάρχουν περιπτώσεις όπου καταγράφονται οι αντιδράσεις του εγκεφάλου σε εξωτερικά ερεθίσματα και ονομάζονται προκλητά δυναμικά (Event Related Potentials – ERPs). Προκλητά δυναμικά μπορεί να καταγραφούν όταν υπάρχουν εξωτερικά ερεθίσματα όπως οπτικές αλλαγές, ήχοι αλλά και γενικότερες αλλαγές στην συναισθηματική κατάσταση του ατόμου.

Τα βασικά στοιχεία ενός ΗΕΓ που καταγράφεται σε υγιές ενήλικο άτομο παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα [18]:

Πίνακας 1: Βασικά Χαρακτηριστικά ΗΕΓ

Χαρακτηριστικά Κυματομορφής	Μόνιμα Χαρακτηριστικά Σήματος
Συχνότητα : 0.5 έως 500 Hz (Συνήθως 1-70 Hz)	Συμμετρία
Πόλωση : Θετική ή Αρνητική	Αντιδραστικότητα (άνοιγμα/κλείσιμο ματιών, κίνηση των άκρων, οπτική σάρωση)
Πλάτος: τάξεως των μV	
Μορφολογία: Μόνο / Πολυμορφικό, κανονικότητα, ρυθμικότητα, ειδικά χαρακτηριστικά	Συχνότητα Εμφάνισης: σπάνια, διαλείπουσα, περιστασιακή, συχνή, συνεχής
Διάρκεια: τάξεως των milliseconds	Σύγχρονο

Κατανομή: πρόσθια – οπίσθια, ημισφαιρική, περιφερειακή, εστιακή	
--	--

1.1.1.1 Εγκεφαλικοί Ρυθμοί

Οι εγκεφαλικοί ρυθμοί αποτελούν ανάλυση των αυθόρμητων δυναμικών που παράγονται από τον ανθρώπινο εγκέφαλο. Το φυσιολογικό ΗΕΓ περιλαμβάνει ένα φάσμα συχνοτήτων, που συνήθως κυμαίνεται από 1 έως 30 Hz. Οι κύριες συχνότητες που αναλύονται περιλαμβάνουν τα κύματα άλφα, βήτα, θήτα και δέλτα, με πλάτη που συνήθως κυμαίνονται μεταξύ 10 και 100 μV . Το επεμβατικό ΗΕΓ (iEEG) παρουσιάζει παρόμοιο εύρος συχνοτήτων με το ΗΕΓ του τριχωτού της κεφαλής, αν και με τροποποιημένη μορφολογία, υψηλότερα πλάτη και μικρότερη διάρκεια.

Ρυθμός Άλφα

Ο ρυθμός άλφα, ο οποίος χρησιμεύει ως σημείο εκκίνησης για την ερμηνεία του ΗΕΓ, έχει ένα φυσιολογικό εύρος συχνοτήτων 8 έως 13 Hz στην ινιακή περιοχή των ενηλίκων. Παρατηρείται καλύτερα κατά τη διάρκεια χαλαρής εγρήγορσης και παρουσιάζει αντιδραστικότητα σε οπτικές εισροές. Θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψη οι μεταβολές του ρυθμού άλφα που σχετίζονται με την ηλικία, καθώς η συχνότητα μειώνεται σταθερά με την πρόοδο της ηλικίας. Παρατηρούνται επίσης διακυμάνσεις στο πλάτος, την κατανομή και τη μορφολογία του ρυθμού άλφα. Αλλά οι ακραίες αποκλίσεις από τον κανόνα θα πρέπει να αντιμετωπίζονται κριτικά ως ανωμαλίες. Παράγοντες όπως το φύλο, ο έμμηνος κύκλος, η θερμοκρασία του σώματος, οι καρδιακοί βηματοδότες και η χρήση φαρμάκων μπορούν να επηρεάσουν τα χαρακτηριστικά του ρυθμού άλφα [19], [20].

Κινητικός Ρυθμός

Ο κινητικός ρυθμός γνωστός και ως mu rhythm είναι μια φυσιολογική συχνότητα του ΗΕΓ που μοιράζεται ομοιότητες με τον ρυθμό άλφα, αλλά είναι διακριτός ως προς τη φυσιολογία του. Εντοπίζεται κυρίως στην κεντρική περιοχή του εγκεφάλου και παρουσιάζει χαρακτηριστικά όπως ασυμμετρία, αντιδραστικότητα και ημισφαιρική μετατόπιση. Ο κινητικός ρυθμός έχει συχνότητα 10 Hz και οι αποκλίσεις κάτω από 8

Hz είναι πιθανότατα μη φυσιολογικές. Αντανακλά την πρόωμη αναπτυξιακή αναγκαιότητα της κινητικής λειτουργίας και επηρεάζεται από τις γνωστικές διεργασίες και την αισθητηριακή ολοκλήρωση. Η αντιδραστικότητα του κινητικού ρυθμού μπορεί να παρατηρηθεί μέσω της καταστολής του με την κίνηση του αντίθετου άκρου και της ενίσχυσης του με απτικό και οπτικό ερέθισμα. Είναι ξεχωριστός από τον άλφα ρυθμό και έχει συσχετιστεί με την αισθητηριακή λειτουργία του φλοιού και τις συχνότητες βήτα που σχετίζονται με την κινητική λειτουργία. Σε ορισμένες περιπτώσεις, ο κινητικός ρυθμός μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε θεραπείες βιοανάδρασης για τη διαχείριση της επιληψίας [19].

Ρυθμός Βήτα

Ο ρυθμός Βήτα, γνωστός και ως «γρήγορες» συχνότητες (“fast” frequencies), αποτελεί εξέχουσα συνιστώσα του φυσιολογικού ΗΕΓ των ενηλίκων. Χαρακτηρίζεται από συχνότητες που υπερβαίνουν τα 13 Hz και παρατηρούνται συνήθως κατά τη διάρκεια διαφόρων καταστάσεων, όπως η υπνηλία, ο ελαφρύς ύπνος και η πνευματική ενεργοποίηση. Το τυπικό εύρος για την βήτα δραστηριότητα βρίσκεται μεταξύ 18 και 25 Hz, με πλάτη τάσης γενικά κάτω από 25 μ V. Στις περισσότερες περιπτώσεις οι βήτα ρυθμοί εκδηλώνονται σε ένα μετωπιαίο – κεντρικό πεδίο, αν και περιστασιακά μπορεί να υπάρχει ένας οπίσθιος κυρίαρχος ρυθμός εντός του εύρους των συχνοτήτων βήτα. Τα ασυνήθιστα υψηλά πλάτη τάσης που υπερβαίνουν τα 25 μ V και οι σημαντικές ασυμμετρίες άνω του 50% μπορεί να υποδηλώνουν ανωμαλίες της φλοιώδους φαιάς ουσίας ή κρανιακά ελαττώματα. Ωστόσο, οι μικρότερες ασυμμετρίες μπορεί απλώς να αντανακλούν φυσιολογικές διακυμάνσεις στο πάχος του κρανίου [21].

Συνολικά, οι βήτα ρυθμοί αντιπροσωπεύουν μια σημαντική συνιστώσα του ΗΕΓ, αντανακλώντας δραστηριότητα γρήγορων συχνοτήτων που ποικίλλει σε διαφορετικές καταστάσεις και πλαίσια. Η κατανόηση των χαρακτηριστικών και των μοτίβων της β -δραστηριότητας συμβάλλει στην ολοκληρωμένη ανάλυση και ερμηνεία των καταγραφών του ΗΕΓ.

Ρυθμός Θήτα

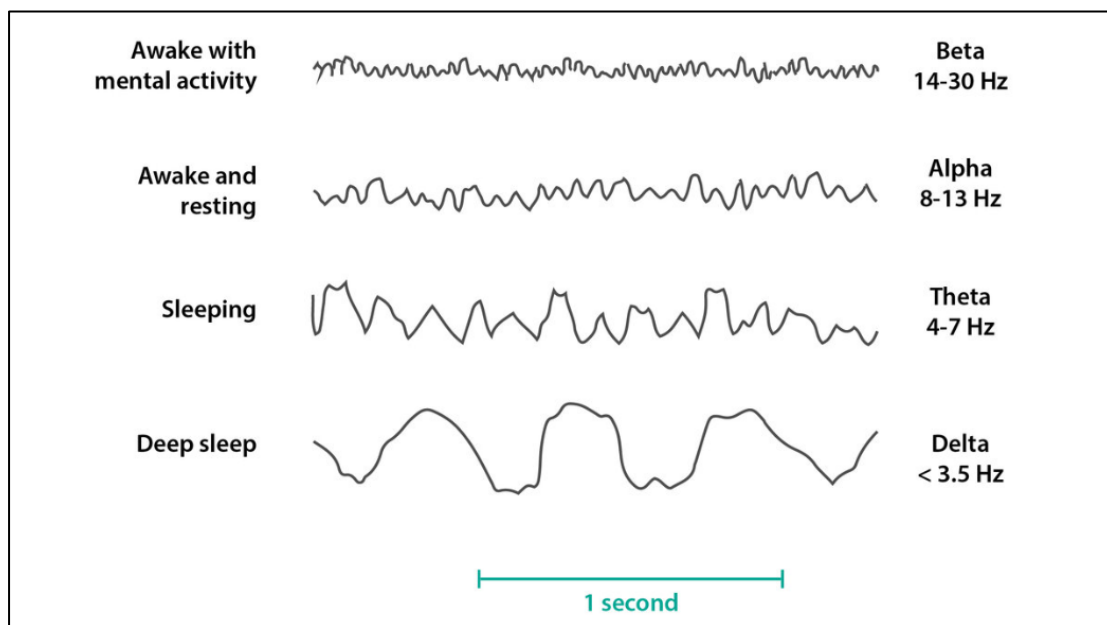
Η συχνότητα θήτα στο ΗΕΓ αντιπροσωπεύει εγκεφαλική δραστηριότητα που κυμαίνεται από 4 έως λιγότερο από 8 Hz. Παρατηρείται συνήθως στο ένα τρίτο περίπου των φυσιολογικών νεαρών ενηλίκων και εμφανίζεται ως διαλείπουσα ρυθμική δραστηριότητα κυρίως στις μετωπιαίες ή μετωποκεντρικές περιοχές του κεφαλιού. Οι ρυθμοί θήτα έχουν συνήθως πλάτος κάτω από 15 μ V. Τα κύματα θήτα μπορούν να επηρεαστούν από τα συναισθήματα, τη συγκέντρωση και τις νοητικές δραστηριότητες, όπως η επίλυση προβλημάτων. Η δραστηριότητα θήτα παρατηρείται συνήθως κατά τη διάρκεια του ύπνου, των μεταβάσεων του ύπνου και σε ορισμένα αναπτυξιακά στάδια, επιμένοντας μέχρι την ηλικία των 25 ετών περίπου. Ενώ η παρουσία διαλείπουσας δραστηριότητας θήτα θεωρείται φυσιολογική παραλλαγή, οι συνεχείς εστιακές εκρήξεις ή διαδρομές δραστηριότητας θήτα μπορεί να υποδηλώνουν μη ειδικές ανωμαλίες [22].

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι η ερμηνεία της δραστηριότητας θήτα θα πρέπει να λαμβάνει υπόψη την ηλικία, την κατάσταση και το συνολικό κλινικό πλαίσιο του ασθενούς. Ενώ η δραστηριότητα θήτα βρίσκεται συχνά εντός του φυσιολογικού εύρους, επίμονα ή μη φυσιολογικά μοτίβα μπορεί να δικαιολογούν περαιτέρω διερεύνηση.

Ρυθμός Δέλτα

Οι συχνότητες δέλτα στο ΗΕΓ αντιστοιχούν σε εγκεφαλική δραστηριότητα κάτω των 4 Hz. Θεωρούνται φυσιολογικές σε μικρά παιδιά κάτω των 10 ετών και σε υγιή ηλικιωμένα άτομα. Στα παιδιά, τα οπίσθια αργά κύματα της νεότητας είναι εξέχουσες συχνότητες δέλτα που επιμένουν από την παιδική ηλικία έως τη νεαρή ενηλικίωση. Αυτά τα κύματα δέλτα, που συνήθως παρατηρούνται στις ινιακές περιοχές, μπορεί να αναμειγνύονται με τον άλφα ρυθμό και παρουσιάζουν παρόμοια αντιδραστικότητα στο άνοιγμα και το κλείσιμο των ματιών. Σε ενήλικες μεγαλύτερης ηλικίας, μεμονωμένα σύμπλοκα δραστηριότητας δέλτα μπορεί να εμφανιστούν στις πρόσθιες κροταφικές περιοχές. Αν και έχει υπάρξει διαμάχη σχετικά με τη φυσιολογικότητα αυτών των εστιακών χαρακτηριστικών, συναντώνται συνήθως σε άτομα άνω των 60 ετών.

Γενικότερα, οι συχνότητες δέλτα είναι φυσιολογικές σε συγκεκριμένες ηλικιακές ομάδες (μικρά παιδιά και υγιείς ηλικιωμένοι) και παρουσιάζουν χαρακτηριστικά μοτίβα και αντιδραστικότητα. Ενώ ορισμένα μοτίβα δέλτα μπορεί να σχετίζονται με τη φυσιολογική γήρανση, απαιτείται προσεκτική αξιολόγηση για τη διαφοροποίησή τους από τα μη φυσιολογικά ευρήματα [23].



Εικόνα 3 Παραδείγματα βασικών ρυθμών ΗΕΓ

Συμπερασματικά, η ανάλυση των ρυθμών και των σημάτων του ΗΕΓ παρέχει πολύτιμες πληροφορίες για την εγκεφαλική δραστηριότητα και λειτουργία. Κάθε ζώνη συχνότητας, από τον ρυθμό άλφα και τον κινητικό έως τον βήτα, τον θήτα και τον δέλτα, έχει διακριτά χαρακτηριστικά και συνδέεται με συγκεκριμένες φυσιολογικές και γνωστικές καταστάσεις. Η παρουσία, η κατανομή, η αντιδραστικότητα και το πλάτος αυτών των ρυθμών μπορούν να προσφέρουν πληροφορίες σχετικά με τη φυσιολογική ανάπτυξη του εγκεφάλου, τις γνωστικές διεργασίες και τις πιθανές ανωμαλίες. Η κατανόηση και η ερμηνεία των ευρημάτων του ΗΕΓ απαιτούν προσεκτική εξέταση της ηλικίας, του πλαισίου και των ατομικών παραλλαγών.

1.3.3 Απόκτηση Σήματος

Η απόκτηση του σήματος γίνεται με την χρήση των ηλεκτροδίων της συσκευής. Ο βασικός στόχος των ηλεκτροδίων είναι η μετατροπή του βιολογικού σήματος σε

ηλεκτρικό σήμα. Τα ηλεκτρικά δυναμικά που προκαλούνται από τους νευρώνες όπως αναλύθηκε παραπάνω δεν συμπεριλαμβάνουν ηλεκτρικό σήμα με την κλασική έννοια που αυτό περιγράφεται στις δομές των ηλεκτρικών και ηλεκτρονικών κυκλωμάτων. Ο βασικός λόγος είναι ότι δεν υπάρχει κίνηση ηλεκτρονίων στον εγκέφαλο αλλά προκαλούνται δυναμικά μέσω της μετακίνησης ιόντων. Η απόκτηση και η μέτρηση των αλλαγών που συμβαίνουν σε αυτά τα δυναμικά γίνεται με την συσκευή του εγκεφαλογράφου η οποία λειτουργεί με επεξεργασία ηλεκτρικού σήματος του οποίου οι φορείς είναι ηλεκτρόνια. Η καταγραφή των αλλαγών στο δυναμικό του εγκεφάλου γίνεται με τα ηλεκτρόδια του ΗΕΓ. Τα ηλεκτρόδια για την καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας περιλαμβάνουν ηλεκτρόδια αργύρου/χλωριούχου αργύρου (Ag/AgCl), χρυσού, ανοξειδωτού χάλυβα, άνθρακα και ηλεκτροδίων αργύρου/χλωριούχου αργύρου μίας χρήσης. Κάθε τύπος έχει συγκεκριμένα πλεονεκτήματα και επιλέγεται με βάση παράγοντες όπως η αγωγιμότητα, η σταθερότητα, η ανθεκτικότητα και το κόστος.

1.1.1.2 Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων

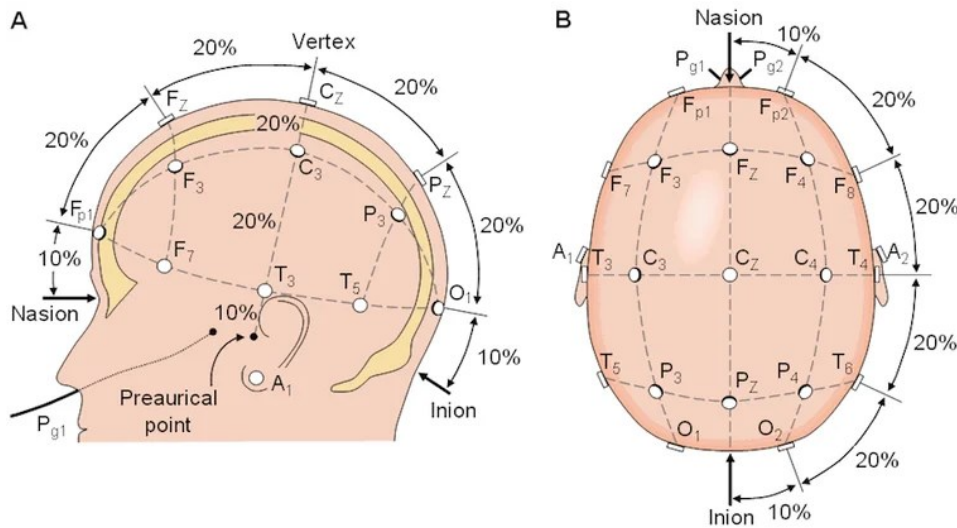
Ο ανθρώπινος εγκέφαλος περιέχει περίπου 86 δισεκατομμύρια νευρώνες [24]. Τα σήματα που καταγράφονται σε ένα ΗΕΓ είναι αποτέλεσμα της πυροδότησης των νευρώνων όπως αναλύθηκε οι οποίοι διεγείρονται σε ομάδες καθώς οι γειτονικοί νευρώνες μπορούν να ενεργοποιήσουν ο ένας τον άλλον, δημιουργώντας την μεταφορά της πληροφορίας και του σήματος που είναι και ο τελικός σκοπός της διαδικασίας. Στόχος του ΗΕΓ είναι να καταγράψει την ενεργοποίηση ομάδων νευρώνων στον εγκέφαλο, κάτι το οποίο θέτει το θέμα της χωρικής κάλυψης. Κάθε τμήμα του εγκεφάλου είναι υπεύθυνο για διάφορες λειτουργίες ενώ αναμένονται διαφορετικά αποτελέσματα ανάλογα με την χωρική τοποθεσία του ηλεκτροδίου επί του τριχωτού της κεφαλής.

Για τον λόγο αυτό έχουν αναπτυχθεί συγκεκριμένες προτυποποιημένες μεθοδολογίες τοποθέτησης ηλεκτροδίων στον άνθρωπο οι οποίες βασίζονται στον στόχο του ΗΕΓ και τον αριθμό των διαθέσιμων ηλεκτροδίων η κάθε μια με το δικό της σκοπό και πλεονεκτήματα. Ακολουθούν ορισμένες από τις κύριες θέσεις ηλεκτροδίων:

1. Διεθνές σύστημα 10-20 (International 10-20 system): Αποτελεί το πιο συχνά χρησιμοποιούμενο σύστημα ηλεκτροδίων στην καταγραφή ΗΕΓ. Σύμφωνα με την μέθοδο αυτή το τριχωτό της κεφαλής διαιρείται σε τυποποιημένες περιοχές και παρέχει έναν τρόπο εντοπισμού των ηλεκτροδίων σε σχέση με αυτές τις περιοχές. Η ονομασία 10 -20 αναφέρεται στην απόσταση μεταξύ των γειτονικών ηλεκτροδίων, η οποία είναι είτε το 10% είτε το 20% της απόστασης μεταξύ του σημείου nasion (το σημείο μεταξύ του μετώπου και της μύτης) και του σημείου inion (το χαμηλότερο σημείο του κρανίου).
2. Σύστημα 10-10: Πρόκειται για μια παραλλαγή του συστήματος 10-20 που περιλαμβάνει πρόσθετες θέσεις ηλεκτροδίων, με αποτέλεσμα μεγαλύτερη πυκνότητα ηλεκτροδίων. Παρέχει ακριβέστερο εντοπισμό της ηλεκτρικής δραστηριότητας και χρησιμοποιείται συχνά σε ερευνητικά περιβάλλοντα
3. Κοινή αναφορά (Common reference) : Σε αυτή τη διαμόρφωση ηλεκτροδίων, ένα μόνο ηλεκτρόδιο τοποθετείται σε μια ουδέτερη θέση, όπως ο λοβός του αυτιού ή η μαστοειδής απόφυση, και χρησιμεύει ως αναφορά για όλα τα άλλα ηλεκτρόδια. Αυτή η διαμόρφωση μπορεί να συμβάλει στη μείωση του θορύβου και στη βελτίωση του λόγου σήματος προς θόρυβο.
4. Διπολική τοποθέτηση (Bipolar montage) : Αυτή η μέθοδος τοποθέτησης των ηλεκτροδίων μετρά τη διαφορά τάσης μεταξύ δύο ηλεκτροδίων που τοποθετούνται πάνω από γειτονικές περιοχές του εγκεφάλου. Μπορεί να βοηθήσει στον εντοπισμό εστιασμένων πηγών ηλεκτρικής δραστηριότητας και χρησιμοποιείται συχνά σε κλινικές ρυθμίσεις για τη διάγνωση της επιληψίας ή άλλων νευρολογικών διαταραχών
5. Λαπλασιανή τοποθέτηση (Laplacian montage): Αυτή η διαμόρφωση ηλεκτροδίων μετρά τη διαφορά τάσης μεταξύ κάθε ηλεκτροδίου και της μέσης τάσης των γειτονικών ηλεκτροδίων του. Μπορεί να συμβάλει στη βελτίωση της χωρικής ανάλυσης και στη μείωση των επιπτώσεων των αγώγιμων όγκων, η οποία συμβαίνει όταν η ηλεκτρική δραστηριότητα εξαπλώνεται σε γειτονικές περιοχές του εγκεφάλου.

Η επιλογή της θέσης ή της συναρμογής των ηλεκτροδίων εξαρτάται από το ερευνητικό ερώτημα ή την κλινική εφαρμογή, καθώς και από τους επιθυμητούς συμβιβασμούς

μεταξύ της χωρικής ανάλυσης, της ποιότητας του σήματος και πρακτικών παραμέτρων, όπως η πυκνότητα των ηλεκτροδίων και η άνεση του ασθενούς. Στην παρακάτω εικόνα παρουσιάζεται η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων για την διεξαγωγή ΗΕΓ σύμφωνα με το δημοφιλέστερο σύστημα τοποθέτησης για ιατρική παρακολούθηση (Διεθνές 10-20 σύστημα).



Εικόνα 4 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων σύμφωνα με το δημοφιλέστερο σύστημα (Διεθνές 10-20 σύστημα)

1.3.4 Φιλτράρισμα Σήματος

Η καταγραφή του σήματος ΗΕΓ παρέχει πολύτιμες πληροφορίες για την λειτουργία του εγκεφάλου, ωστόσο, τα σήματα αυτά συχνά μολύνονται με διάφορες πηγές θορύβου και τεχνουργήματα (artifacts - σήματα τεχνητής προέλευσης) που μπορούν να επισκιάσουν την υποκείμενη εγκεφαλική δραστηριότητα του ενδιαφέροντος. Για την εξαγωγή ουσιαστικών πληροφοριών από τις καταγραφές ΗΕΓ, η εφαρμογή τεχνικών φιλτραρίσματος είναι ζωτικής σημασίας. Στο παρόν κεφάλαιο διερευνάται η σημασία των μεθόδων φιλτραρίσματος στη βελτίωση της ποιότητας και της ακρίβειας της ανάλυσης δεδομένων ΗΕΓ. Το φιλτράρισμα διαδραματίζει ζωτικό ρόλο στη βελτίωση της ερμηνείας των σημάτων ΗΕΓ, αφαιρώντας τον ανεπιθύμητο θόρυβο και τα τεχνουργήματα, διατηρώντας παράλληλα την ακεραιότητα της ηλεκτρικής δραστηριότητάς του εγκεφάλου. Αυτό το κεφάλαιο διερευνά τις αρχές, τις τεχνικές και τις εκτιμήσεις που εμπλέκονται στο φιλτράρισμα σημάτων ΗΕΓ, αναδεικνύοντας τη σημασία της επεξεργασίας σήματος στη βελτιστοποίηση της αξιοπιστίας και της εγκυρότητας των ερευνητικών και κλινικών εφαρμογών που βασίζονται στο ΗΕΓ.

Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι οι περισσότερες συσκευές ΗΕΓ διαθέτουν ενσωματωμένα συστήματα φιλτραρίσματος. Αυτά τα συστήματα έχουν σχεδιαστεί για να αφαιρούν τον ανεπιθύμητο θόρυβο και τα τεχνουργήματα από το σήμα ΗΕΓ, επιτρέποντας μια καθαρότερη και ακριβέστερη αναπαράσταση της εγκεφαλικής δραστηριότητας.

Οι συγκεκριμένες τεχνικές και παράμετροι φιλτραρίσματος μπορεί να διαφέρουν ανάλογα με τη συσκευή και την προβλεπόμενη χρήση της. Τα σήματα ΗΕΓ περιέχουν συνήθως διάφορους τύπους θορύβου, όπως ηλεκτρικές παρεμβολές από το περιβάλλον, μυϊκή δραστηριότητα (π.χ. ανοιγοκλείσιμο των ματιών ή σφίξιμο της σιαγόνας) και τεχνουργήματα κίνησης. Οι αλγόριθμοι φιλτραρίσματος αποσκοπούν στην ελαχιστοποίηση αυτών των πηγών παρεμβολής, διατηρώντας παράλληλα τα σχετικά εγκεφαλικά σήματα.

1.1.1.3 Βασικά φίλτρα ΗΕΓ

Στο σημείο αυτό θα παρουσιαστούν οι θεμελιώδεις μέθοδοι φιλτραρίσματος που χρησιμοποιούνται στις συσκευές ΗΕΓ. Αυτές οι μέθοδοι έχουν καθοριστικό ρόλο στην απομάκρυνση των μη επιθυμητών συνιστωσών του σήματος που λαμβάνεται. Οι βασικές συνιστώσες ενώ σήματος ΗΕΓ είναι πέντε:

Το επιθυμητό βιοδυναμικό ,δηλαδή το δυναμικό που αναπτύσσεται από την εγκεφαλική δραστηριότητα στο οποίο στοχεύει η καταγραφή. Τα ανεπιθύμητα βιοδυναμικά, δηλαδή τα δυναμικά που προκαλούνται από άλλους βιολογικούς παράγοντες όπως η κίνηση των βλεφάρων. Σήματα παρεμβολής από το ηλεκτρικό δίκτυο συχνότητας 50/60 Hz και οι αρμονικές τους. Σήματα παρεμβολής που παράγονται από την επαφή του ανθρώπινου σώματος με τα ηλεκτρόδια και τέλος ο θόρυβος. Ο κατάλληλος σχεδιασμός των φίλτρων γίνεται σε συνδυασμό με τον στόχο της εφαρμογής του ΗΕΓ και τις δυνατότητες της κάθε διάταξης καθώς δεν υπάρχει κοινά αποδεκτή συγκεκριμένη συστοιχία φίλτρων για όλες τις εφαρμογές.

Βαθυπερατό Φιλτράρισμα (Low – Pass Filtering)

Ένα βαθυπερατό φίλτρο αποκόπτει τις συνιστώσες υψηλότερης συχνότητας του σήματος ΗΕΓ, επιτρέποντας τη διέλευση μόνο συνιστωσών χαμηλότερης συχνότητας.

Αυτή η μέθοδος φιλτραρίσματος είναι απαραίτητη για την απομάκρυνση του θορύβου υψηλών συχνοτήτων που προέρχεται από μυϊκές κινήσεις του σώματος. Επιπλέον είναι ιδιαίτερα σημαντικό στην σχεδίαση μιας συσκευής ΗΕΓ η συχνότητα αποκοπής του βαθυπερατού φίλτρου να αποτρέπει την παραμόρφωση του σήματος από φαινόμενα παρεμβολής με το ρυθμό δειγματοληψίας, που ονομάζεται aliasing, το οποίο θα συνέβαινε εάν συχνότητες μεγαλύτερες από το μισό του ρυθμού δειγματοληψία επιβίωναν χωρίς να μειώνονται.

Οι συνήθεις περιοχές αποκοπής που χρησιμοποιούνται στις συσκευές ΗΕΓ κυμαίνονται συνήθως μεταξύ 30 Hz και 70Hz, διατηρώντας το επιθυμητό εγκεφαλικό σήμα και μειώνοντας παράλληλα τις παρεμβολές από πηγές υψηλότερων συχνοτήτων.

Υψιπερατό Φιλτράρισμα (High – Pass Filtering)

Τα υψιπερατά φίλτρα αποκόπτουν τις συνιστώσες χαμηλότερης συχνότητας στα σήματα ΗΕΓ, επιτρέποντας τη διέλευση μόνο των συνιστωσών υψηλότερης συχνότητας. Με την χρήση αυτών των φίλτρων αντιμετωπίζονται κυρίως οι παρεμβολές λόγω επαφής δέρματος – ηλεκτροδίων καθώς και βιολογικής προέλευσης σήματα χαμηλής συχνότητας όπως η αναπνοή του ανθρώπου. Οι τυπικές συχνότητες αποκοπής που χρησιμοποιούνται στις συσκευές ΗΕΓ κυμαίνονται από 0,1 Hz έως 1 Hz, εξαλείφοντας αποτελεσματικά τις ανεπιθύμητες συνιστώσες χαμηλής συχνότητας, διατηρώντας παράλληλα τα επιθυμητά σήματα εγκεφαλικών κυμάτων.

Ζωνοπερατό Φιλτράρισμα (Band - Pass Filtering)

Τα ζωνοπερατά φίλτρα αποτελούν έναν συνδυασμό υψιπερατού και βαθυπερατού φίλτρου. Στόχος είναι η διέλευση σήματος συγκεκριμένων συχνοτήτων μέσω του φίλτρου. Στα σήματα ΗΕΓ ζωνοπερατά φίλτρα χρησιμοποιούνται για να απομονώνουν συγκεκριμένες ζώνες συχνοτήτων, επιτρέποντας να περάσει μόνο το επιθυμητό εύρος συχνοτήτων του σήματος ΗΕΓ. Αυτή η μέθοδος είναι πολύ σημαντική για την καταγραφή συγκεκριμένων εγκεφαλικών ρυθμών που σχετίζονται με συγκεκριμένες περιοχές συχνοτήτων όπως ο ρυθμός άλφα (8-13 Hz) ή τα κύματα βήτα (13-30 Hz). Με το φιλτράρισμα των συχνοτήτων εκτός του επιθυμητού εύρους, τα ζωνοπερατά

φίλτρα ενισχύουν τη σαφήνεια και την εξειδίκευση της δραστηριότητας των εγκεφαλικών κυμάτων που μελετάται.

Φιλτράρισμα Εγκοπής (Notch Filtering)

Τα φίλτρα εγκοπής έχουν σχεδιαστεί για την εξασθένηση μιας στενής ζώνης συχνοτήτων που επικεντρώνεται γύρω από συγκεκριμένες συχνότητες, συνήθως στοχεύοντας σε παρεμβολές ηλεκτρικού δικτύου. Σε πολλές περιοχές, οι παρεμβολές από το ηλεκτρικό δίκτυο εμφανίζονται σε συχνότητες 50 Hz ή 60 Hz. Τα φίλτρα εγκοπής διαδραματίζουν ζωτικό ρόλο στη μείωση της μόλυνσης που προκαλείται από το ηλεκτρικό δίκτυο ή άλλες ηλεκτρομαγνητικές πηγές που λειτουργούν σε αυτές τις συχνότητες. Με την εξασθένηση των παρεμβολών από το ηλεκτρικό δίκτυο, τα φίλτρα εγκοπής συμβάλλουν στη βελτίωση της ποιότητας και της ακρίβειας των σημάτων ΗΕΓ.

Ψηφιακά Φίλτρα

Αφού ολοκληρωθεί η διαδικασία φιλτραρίσματος του αναλογικού σήμα όπως θα παρουσιαστεί, τελικώς το σήμα του ΗΕΓ καταλήγει σε ψηφιακή μορφή αποθηκευμένο σε κάποιο ηλεκτρονικό μέσο. Αφού τα δεδομένα αυτά αποθηκευτούν, είναι συχνό να χρησιμοποιηθεί ψηφιακό φιλτράρισμα. Η ισχύς των αναλογικών φίλτρων που αναλύθηκαν παραπάνω είναι περιορισμένη, επομένως για την τελική απεικόνιση και επεξεργασία των σημάτων ΗΕΓ απαιτείται συνήθως περαιτέρω μείωση των συνιστωσών συνεχούς ρεύματος. Είναι δυνατή η επιλογή μεταξύ γραμμικού φιλτραρίσματος ή νέων μη γραμμικών μεθόδων φιλτραρίσματος. Η επιλογή γίνεται ανάλογα με τους συγκεκριμένους στόχους που τίθενται για την εκάστοτε εφαρμογή. Χρησιμοποιούνται φίλτρα πεπερασμένης κρουστικής απόκρισης (FIR) για την αποφυγή παραμορφώσεων στις φάσεις των κυμάτων, το πλάτος των σημείων είναι τις τάξεις των 1000 και επιλέγεται μια από τις συναρτήσεις παραθύρου: Blackman, Hanning, Hamming ή ορθογώνια [25].

Επιπλέον, ορισμένα προηγμένα συστήματα ΗΕΓ μπορούν να χρησιμοποιούν αλγόριθμους προσαρμοστικού φιλτραρίσματος που μπορούν να προσαρμόζουν τα χαρακτηριστικά του φίλτρου τους σε πραγματικό χρόνο με βάση το τρέχον σήμα ΗΕΓ.

Αυτά τα προσαρμοστικά φίλτρα μπορούν να βοηθήσουν στην αποτελεσματική παρακολούθηση και καταστολή των χρονικά μεταβαλλόμενων πηγών θορύβου.

1.3.5 Ενίσχυση Σήματος

1.1.1.4 Εισαγωγή

Στην περίπλοκη διαδικασία της εγγραφής ενός ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (ΗΕΓ), ένα βασικό βήμα είναι η ενίσχυση του σήματος. Αυτό είναι απαραίτητο γιατί τα ηλεκτρικά σήματα που παράγονται από τον εγκέφαλο είναι συνήθως πολύ ασθενή, κυμαίνονται στο εύρος των μικροβόλτ (μV) και χωρίς την κατάλληλη ενίσχυση, μπορεί να είναι δύσκολο να διακρίνουμε τα σήματα αυτά από τον θόρυβο που μπορεί να εισάγεται από άλλες πηγές.

Η ενίσχυση είναι μια διαδικασία που αυξάνει την απόδοση ενός σήματος, χωρίς να αλλάζει τη βασική μορφή του. Αυτό επιτρέπει την καλύτερη διαχείριση του σήματος καθώς και την ακριβέστερη καταγραφή των νευρωτικών δραστηριοτήτων του εγκεφάλου. Στις συσκευές ΗΕΓ, η ενίσχυση του σήματος επιτυγχάνεται μέσω της χρήσης ενισχυτών. Αυτοί οι ενισχυτές πρέπει να έχουν υψηλή ευαισθησία και ευκρίνεια, με χαμηλό επίπεδο θορύβου, επιτρέποντας την πιστή καταγραφή των διακυμάνσεων του σήματος ΗΕΓ. Επίσης, πρέπει να είναι σε θέση να λειτουργούν σταθερά υπό διάφορες συνθήκες και να αντιστέκονται στις διαταραχές από την περιβάλλουσα ηλεκτρική και μαγνητική ακτινοβολία.

Ανάλογα με τη χρήση κάθε συσκευής ΗΕΓ, η ενίσχυση του σήματος μπορεί να διαφέρει. Για παράδειγμα, σε συσκευές που χρησιμοποιούνται για νευροεπιστημονική έρευνα, η ενίσχυση μπορεί να είναι πολύ υψηλή για να μπορέσουμε να διακρίνουμε ακόμη και τις πιο ασθενείς νευρικές εκπομπές. Αντίθετα, σε συσκευές που χρησιμοποιούνται για κλινική παρακολούθηση, η ενίσχυση μπορεί να είναι χαμηλότερη, καθώς οι γιατροί ενδιαφέρονται συνήθως για πιο συνολικές τάσεις και μοτίβα του ηλεκτρικού δυναμικού του εγκεφάλου.

Συμπερασματικά, η ενίσχυση του σήματος ΗΕΓ είναι ένα απολύτως απαραίτητο βήμα στην παραγωγή και ανάλυση των ηλεκτροεγκεφαλογραφημάτων. Η κατάλληλη ενίσχυση του σήματος επιτρέπει την αποτελεσματική διαχείριση και επεξεργασία των

δεδομένων, διευκολύνοντας την ακριβή απεικόνιση των νευρικών δραστηριοτήτων του εγκεφάλου. Ωστόσο, η επιλογή της ακριβούς ενίσχυσης και της τεχνολογίας ενίσχυσης πρέπει να προσαρμόζεται στις απαιτήσεις κάθε εφαρμογής ΗΕΓ.

1.1.1.5 Χαρακτηριστικά Ενισχυτών ΗΕΓ

Υπάρχουν διάφοροι τύποι ενισχυτών που χρησιμοποιούνται στην ηλεκτροεγκεφαλογραφία, αλλά οι πιο συνηθισμένοι είναι οι διαφορικοί ενισχυτές. Οι διαφορικοί ενισχυτές λειτουργούν ενισχύοντας τη διαφορά μεταξύ δύο σημάτων εισόδου, το οποίο είναι ιδιαίτερα χρήσιμο στην ηλεκτροεγκεφαλογραφία για τη μείωση του θορύβου που προκύπτει από κοινές πηγές για κάθε σήμα, όπως η μυϊκή δραστηριότητα ή ο ηλεκτρικός θόρυβος από το περιβάλλον.

Οι ενισχυτές διαφορικού σήματος συχνά ενσωματώνουν χαρακτηριστικά όπως η ρύθμιση της κεραίας για να επιτρέψουν την εξατομίκευση της απόδοσης του ενισχυτή ανάλογα με τις ανάγκες της εφαρμογής. Επιπλέον, πολλοί διαφορικοί ενισχυτές έχουν ενσωματωμένη προστασία από τον ηλεκτρικό θόρυβο και τα ανεπιθύμητα σήματα που προέρχονται από την παρεμβολή της συχνότητας του δικτύου. Στο πλαίσιο της ΗΕΓ, υπάρχουν διάφορες προκλήσεις που αφορούν την ενίσχυση σήματος. Καθώς τα σήματα ΗΕΓ είναι εξαιρετικά αδύναμα, πρέπει να ενισχυθούν πολύ προτού μπορέσουν να επεξεργαστούν αποτελεσματικά. Ωστόσο, κατά την ενίσχυση των σημάτων, είναι εξίσου σημαντικό να ελαχιστοποιηθεί ο θόρυβος και να διατηρηθεί η ποιότητα των σημάτων. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με τη χρήση εξελιγμένων τεχνικών ενίσχυσης και φιλτραρίσματος.

Ένα καίριο ζήτημα στην ενίσχυση των σημάτων ΗΕΓ είναι η εξάλειψη των ανεπιθύμητων σημάτων ή "θορύβου" που μπορεί να διαταράξει την ακρίβεια της μέτρησης. Τα ανεπιθύμητα αυτά σήματα μπορεί να προέρχονται από διάφορες πηγές, όπως η μυϊκή δραστηριότητα (ονομάζεται και "μυϊκός θόρυβος"), ο θόρυβος που προκαλείται από τον κίνηση των ηλεκτροδίων, ή ο θόρυβος που προκαλείται από ηλεκτρονικές συσκευές στο περιβάλλον. Οι ενισχυτές που χρησιμοποιούνται στην ΗΕΓ πρέπει να είναι σε θέση να διαχωρίζουν και να ελαχιστοποιούν αυτούς τους τύπους θορύβου, ενώ ταυτόχρονα διατηρούν και ενισχύουν τα χρήσιμα σήματα που προέρχονται από την εγκεφαλική δραστηριότητα.

Οι ενισχυτές που χρησιμοποιούνται στα ηλεκτροεγκεφαλογράμματα (ΗΕΓ) σχεδιάζονται κατά βάση για να ανταποκρίνονται σε πολύ αδύναμα βιολογικά σήματα, όπως τα σήματα που παράγονται από τον εγκέφαλο. Υπάρχουν πολλοί διαφορετικοί τύποι ενισχυτών που χρησιμοποιούνται στην ΗΕΓ, αλλά όλοι έχουν κάποια κοινά χαρακτηριστικά:

Ευαισθησία σε μικρά σήματα – Θόρυβος εισόδου (Input referred noise): Τα σήματα ΗΕΓ είναι πολύ αδύναμα, συνήθως μεταξύ 1 και 100 μV . Οι ενισχυτές ΗΕΓ πρέπει να έχουν την ικανότητα να ανιχνεύουν και να ενισχύουν αυτά τα μικρά σήματα χωρίς να προκαλούν απομαγνητισμό ή θόρυβο. Ο θόρυβος που αναφέρεται στην είσοδο του ενισχυτή είναι η τάση ή το ρεύμα θορύβου που παράγεται από το εσωτερικό κύκλωμα του ενισχυτή, ακόμη και όταν δεν υπάρχει σήμα στην είσοδο. Δεδομένου ότι το σήμα ΗΕΓ έχει πλάτη τόσο χαμηλά όσο μερικά μικροβόλτ, είναι σημαντικό ο θόρυβος αυτός να είναι μικρότερος από $1\mu\text{V}_{\text{rms}}$ [26].

Εύρος Εισόδου (Input Range): Το εύρος εισόδου ενός ενισχυτή αναφέρεται στο μέγιστο πλάτος της εισόδου που μπορεί να καταγραφεί χωρίς να επέλθει κατάσταση κορεσμού (κόρου). Συγκεκριμένα το εύρος του πλάτους της εξόδου ενός ενισχυτή είναι σταθερό (αναφέρεται ως V_{cc}), και εξαρτάται από την ισχύ της παροχής του ενισχυτή. Έτσι το εύρος πλάτους της εισόδου περιορίζεται από το μέγιστο όριο του πλάτους εξόδου του ενισχυτή εξαρτώμενο από το εσωτερικό κέρδος του ενισχυτή ή αλλιώς την ενίσχυση του ενισχυτή από την Εξίσωση 1.1.

$$V_{\text{out}} = G \times V_{\text{in}} \quad (1.1)$$

όπου:

V_{out} : Πλάτος εξόδου

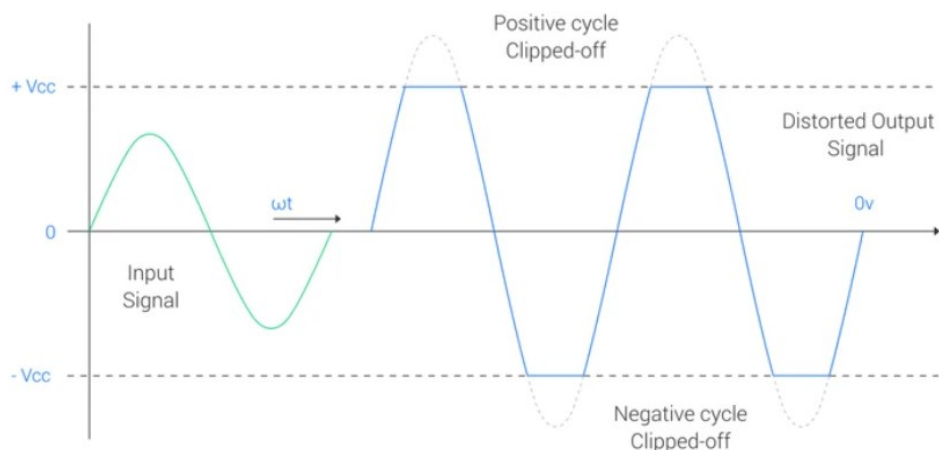
G : Κέρδος Ενισχυτή

V_{in} : Πλάτος Εισόδου

Για παράδειγμα αν το όριο εξόδου ενός ενισχυτή είναι 1V και η ενίσχυσή του είναι 2 τότε το μέγιστο πλάτος της εισόδου είναι 500mV.

Ο ενισχυτής θα πρέπει να έχει εύρος πλάτους εισόδου ικανό να καταγράψει όλα τα πιθανά βιολογικά σήματα που περιέχονται σε ένα ΗΕΓ. Αν το πλάτος του σήματος

εισόδου λόγω μιας φυσικής κίνησης υπερβεί το όριο του ενισχυτή τότε το σήμα ψαλιδίζεται και δεν μετράται όπως φαίνεται στην Εικόνα 5.



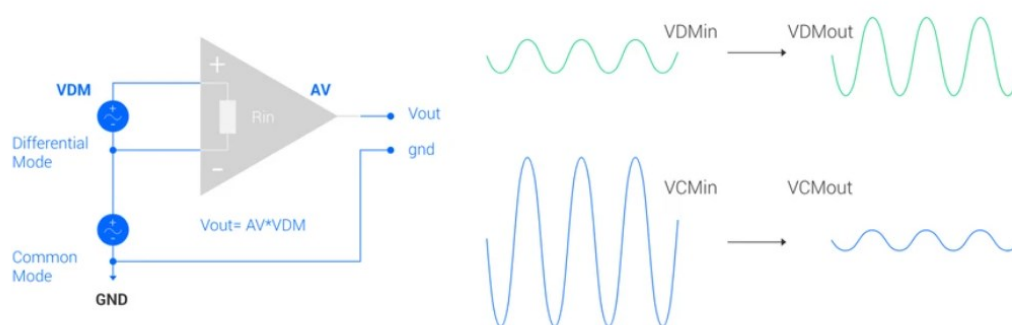
Εικόνα 5 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων σύμφωνα με το δημοφιλέστερο σύστημα (Διεθνές 10-20 σύστημα)

Χαμηλή αναλογία σήματος προς θόρυβο (SNR): Λόγω της ευαισθησίας σε μικρά σήματα, οι ενισχυτές ΗΕΓ πρέπει να έχουν χαμηλή SNR για να ελαχιστοποιηθεί ο θόρυβος και να διατηρηθεί η ποιότητα του σήματος.

Διαφορική είσοδος: Οι περισσότεροι ενισχυτές ΗΕΓ χρησιμοποιούν διαφορική είσοδο για να μειώσουν τον θόρυβο και να διατηρήσουν την ποιότητα του σήματος. Αυτό επιτρέπει στον ενισχυτή να "αγνοεί" οποιαδήποτε κοινή τάση στις δύο εισόδους και να ενισχύει μόνο τη διαφορά μεταξύ τους.

Αναλογία απόρριψης κοινού σήματος (CMRR): Συνδυάζοντας τα δύο τελευταία χαρακτηριστικά η ικανότητα ενός διαφορικού ενισχυτή να εξαλείφει ή να εξασθενεί την τάση κοινής αναφοράς (VCM), δηλαδή την τάση που είναι σταθερή τόσο για την θετική όσο και για την αρνητική είσοδο του ενισχυτή, ενώ ενισχύει την τάση διαφορικής αναφοράς (VDM), δηλαδή τη διαφορά τάσης μεταξύ της θετικής και της αρνητικής εισόδου είναι ιδιαίτερα σημαντική για έναν ενισχυτή σήματος ΗΕΓ. Για παράδειγμα, με έναν ενισχυτή ΗΕΓ, το CMRR αναφέρεται στην ικανότητα ενίσχυσης του σήματος του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (που μετράται ως διαφορά τάσης μεταξύ του ηλεκτροδίου "n" και του ηλεκτροδίου αναφοράς), ενώ παράλληλα εξασθενεί τα τεχνουργήματα όπως η παρεμβολή 50/60Hz (που καταγράφεται τόσο στο ηλεκτρόδιο "n" όσο και στο ηλεκτρόδιο αναφοράς).

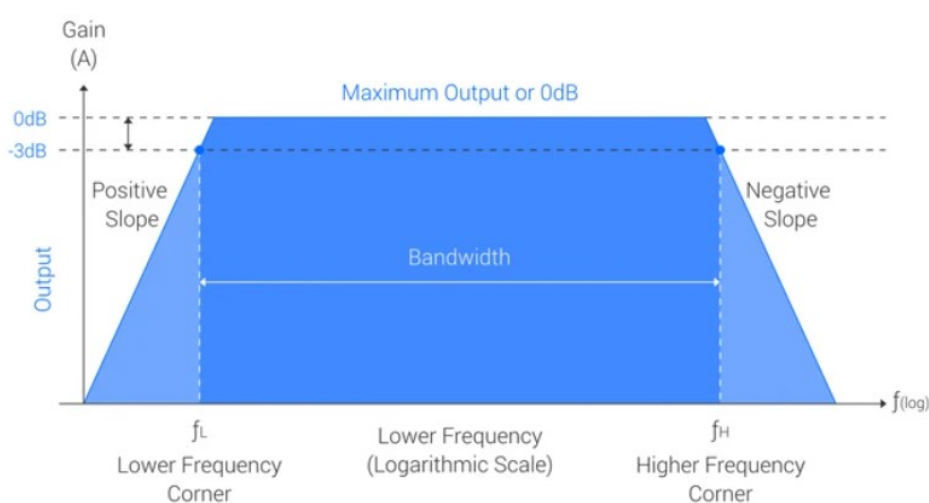
Όσο υψηλότερο είναι το CMRR, τόσο καλύτερη είναι η απόδοση του ενισχυτή, καθώς θα είναι σε θέση να εξασθενήσει τα σήματα κοινού τρόπου (τα ανεπιθύμητα) κατά υψηλότερο συντελεστή. Το CMRR σε έναν ενισχυτή βιοσήματος πρέπει να είναι τουλάχιστον 80dB στα 50/60Hz [27]. Στην Εικόνα 6 φαίνεται σχηματικά ένας διαφορικός ενισχυτής καθώς και η ενίσχυση του διαφορικού σήματος και η εξασθένηση του κοινού σήματος.



Εικόνα 6 Διαφορικός Ενισχυτής - CMRR

Εύρος ζώνης: Τα σήματα ΗΕΓ έχουν συχνότητες που κυμαίνονται από μερικά Hz έως 100 Hz. Συνεπώς, οι ενισχυτές ΗΕΓ πρέπει να έχουν ευρύ εύρος ζώνης για να καλύπτουν αυτές τις συχνότητες. Το εύρος ζώνης είναι η ζώνη συχνοτήτων που μπορεί να μετρήσει το σύστημα ΗΕΓ σύμφωνα με τον ρυθμό δειγματοληψίας όπως θα αναλυθεί στο επόμενο κεφάλαιο αλλά και σύμφωνα με τις ιδιότητες του φυσικού σήματος (0-100 Hz) που καταγράφεται. Στο κομμάτι του ενισχυτή υπάρχουν εσωτερικά φίλτρα που αποκόπτουν τις υψηλότερες συχνότητες που δεν απαιτούνται για την εκάστοτε εφαρμογή και αποτελούν τα όρια του ενισχυτή ενώ ένα υπερυψηλό φίλτρο υπάρχει για να εξαλείφονται οι μετατοπίσεις του ΗΕΓ και οι συνιστώσες συνεχούς ρεύματος για να αποφεύγεται ο κορεσμός των εσωτερικών ηλεκτρονικών (οι ενισχυτές χωρίς υπερυψηλό φίλτρο ονομάζονται DC coupled). Ο σχεδιασμός αυτών των φίλτρων εξασθενεί τις χαμηλές και τις υψηλές συχνότητες. Το εύρος ζώνης είναι η ζώνη συχνοτήτων όπου το πλάτος του σήματος εξασθενεί λιγότερο από 3dB, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 7. Ο κανόνας επιλογής εύρους ζώνης εξαρτάται από τη χρήση. Για τη γενική έρευνα, είναι συνήθως επιθυμητό να καλύπτονται όλες οι συχνότητες μέχρι τα 80Hz. Ωστόσο, οι περισσότερες εφαρμογές ΗΕΓ δεν

χρησιμοποιούν συχνότητες άνω των 30-40 Hz. Ως εκ τούτου, ορισμένοι ενισχυτές για συγκεκριμένες εφαρμογές (όπως το ξηρό-HEΓ για οικιακή χρήση), μπορούν να ρυθμίσουν τη συχνότητα αποκοπής στα 30-40 Hz για να μειώσουν το θόρυβο, χωρίς να χάσουν πληροφορίες και ποιότητα σήματος σε χαμηλότερες συχνότητες [28]. Για την καταγραφή χαμηλών συχνοτήτων του HEΓ, ο ενισχυτής θα πρέπει να είναι συζευγμένος με DC ή να έχει συχνότητα αποκοπής υψηλής διέλευσης κοντά στα 0 Hz. Οι ενισχυτές συζευγμένοι με DC (DC – coupled) μπορούν να καταγράψουν όλα τα είδη αργών φλοιωδών δυναμικών.



Εικόνα 7 Εύρος ζώνης ενισχυτή HEΓ

Αντίσταση εισόδου: Οι ενισχυτές HEΓ θα πρέπει να έχουν υψηλή αντίσταση εισόδου για να μειώσουν την επίδραση της αντίστασης του δέρματος και των ηλεκτροδίων.

Η αντίσταση εισόδου είναι η αντίσταση του πρώτου σταδίου του ενισχυτή. Η σύνθετη αντίσταση του ηλεκτροδίου νοείται ως η σύνθετη αντίσταση μεταξύ του ηλεκτροδίου και του δέρματος και η σύνθετη αντίσταση εισόδου ως η σταθερή σύνθετη αντίσταση που ορίζεται από το κύκλωμα εισόδου.

Οι ενισχυτές HEΓ λαμβάνουν σήματα από ηλεκτρόδια με υψηλή αντίσταση (που κυμαίνεται από μερικά kΩ σε υγρά ηλεκτρόδια έως μερικές εκατοντάδες Ω σε ξηρά ηλεκτρόδια), επομένως είναι σημαντικό να ελαχιστοποιηθεί οποιαδήποτε εξασθένηση του ήδη πολύ ασθενούς πλάτους σήματος (μικροβόλτ) για να μην χαθεί η ανάλυση. Αυτές οι πτώσεις του πλάτους (οι οποίες μπορεί να είναι διαφορετικές σε

κάθε ηλεκτρόδιο ανάλογα με την αντίσταση του ηλεκτροδίου) μειώνουν το CMRR και αυξάνουν τον θόρυβο. Ο μόνος τρόπος για να διατηρηθεί το πλάτος του σήματος, χωρίς να μειωθεί η αντίσταση των ηλεκτροδίων, είναι να υπάρχει ένας ενισχυτής με υψηλή αντίσταση εισόδου.

Χαμηλή αντίσταση εξόδου: Οι ενισχυτές HEΓ θα πρέπει να έχουν χαμηλή αντίσταση εξόδου για να αποτραπεί η απώλεια σήματος κατά τη διάρκεια της μετάδοσης στη συσκευή εγγραφής.

1.1.1.6 Παραδείγματα Ενισχυτών HEΓ

Παραδείγματα ενισχυτών που χρησιμοποιούνται συχνά στα HEΓ περιλαμβάνουν τον g.USBamp της g.tec, τον BrainAmp της Brain Products, και τον BioSemi ActiveTwo. Αυτοί οι ενισχυτές διαθέτουν διάφορα χαρακτηριστικά και πλεονεκτήματα, αλλά όλοι σχεδιάστηκαν για να ανταποκριθούν στις ιδιαίτερες απαιτήσεις των σημάτων HEΓ.

- Ο g.USBamp είναι ένας υψηλής απόδοσης ενισχυτής 24 bit HEΓ που παρέχει 16 ή 32 κανάλια. Έχει ευρύ εύρος ζώνης (0.1-5000 Hz) και είναι συμβατός με διάφορες τεχνικές, όπως το ERP (event-related potential), το BCI (brain-computer interface), και τη νευροανάδραση.
- Ο BrainAmp είναι ένας ενισχυτής HEΓ που προσφέρει 32 ή 64 κανάλια και έχει εύρος ζώνης από DC έως 1000 Hz. Σχεδιάστηκε για εφαρμογές HEΓ μεγάλης ακρίβειας, όπως η μελέτη των ERP και η ανίχνευση των μικροσκοπικών δομικών αλλαγών του εγκεφάλου.
- Το BioSemi ActiveTwo είναι ένας ενισχυτής 24 bit HEΓ που παρέχει από 32 έως 256 κανάλια. Έχει ευρύ εύρος ζώνης (DC - 4000 Hz) και χρησιμοποιεί τεχνολογία ενεργών ηλεκτροδίων για να μειώσει την αντίσταση του δέρματος και να βελτιώσει την ποιότητα του σήματος.

Τα βασικά χαρακτηριστικά των παραπάνω ενισχυτών παρατίθενται στον Πίνακα 2 παρακάτω:

Πίνακας 2 Σύγκριση Ενισχυτών HEΓ

	Αριθμός Καναλιών	Εύρος Ζώνης (Hz)	Εύρος πλάτους Εισόδου (mV)	Επίπεδα Θορύβου

g.USBamp	16 - 32	0.1 - 5000	500 mVpp	<0.4 μ V rms @ 1-30 Hz
BrainAMP	32 – 64	DC – 1000	3.28 – 16.384 mVpp	1 – 2 μ V rms
BioSemi Active Two	32 -256	DC – 4000	524 mVpp	0.8 – 2 μ V rms

Συνολικά, οι ενισχυτές ΗΕΓ πρέπει να έχουν συγκεκριμένα χαρακτηριστικά που να επιτρέπουν την ευαίσθητη και ακριβή ανίχνευση των αδύναμων βιοηλεκτρικών σημάτων του εγκεφάλου. Η κατανόηση των χαρακτηριστικών αυτών και η επιλογή του κατάλληλου ενισχυτή για συγκεκριμένες εφαρμογές είναι ζωτικής σημασίας για τη διασφάλιση της ποιότητας και της ακρίβειας των δεδομένων ΗΕΓ.

Συνοψίζοντας, η ενίσχυση του σήματος είναι ένα θεμελιώδες στάδιο στην επεξεργασία των σημάτων ΗΕΓ. Είναι ουσιαστικό να επιλεγούν οι κατάλληλοι ενισχυτές και να ρυθμιστούν ανάλογα, ώστε να μεγιστοποιηθεί η ποιότητα των σημάτων ενώ ταυτόχρονα θα ελαχιστοποιηθεί ο θόρυβος.

1.3.6 Ψηφιοποίηση σήματος

1.1.1.7 Εισαγωγή

Στο παρόν κεφάλαιο εξετάζεται η ψηφιοποίηση του σήματος στα συστήματα ΗΕΓ. Η ψηφιοποίηση είναι η διαδικασία κατά την οποία ένα αναλογικό σήμα μετατρέπεται σε ψηφιακό, πράγμα που επιτρέπει την επεξεργασία και την ανάλυση των δεδομένων με υπολογιστή.

Η ψηφιοποίηση σήματος σε συστήματα ΗΕΓ επιτυγχάνεται με τη χρήση ενός ψηφιοποιητή (διαμορφωτή A / D - Analog to Digital), ο οποίος λαμβάνει το αναλογικό σήμα από τον ενισχυτή και το μετατρέπει σε ψηφιακή μορφή. Υπάρχουν δύο βασικές παράμετροι που χαρακτηρίζουν αυτήν την διαδικασία: ο ρυθμός δειγματοληψίας και το βάθος δειγματοληψίας.

Ο ρυθμός δειγματοληψίας καθορίζει πόσο συχνά το αναλογικό σήμα εξετάζεται για την ψηφιοποίηση. Το θεώρημα Nyquist-Shannon ορίζει ότι ο ρυθμός δειγματοληψίας

πρέπει να είναι τουλάχιστον δύο φορές μεγαλύτερος από τη μέγιστη συχνότητα του σήματος για να αποφύγει την παραμόρφωση του σήματος (αλλοίωση). Σε πρακτικές εφαρμογές, οι συσκευές ΗΕΓ μπορεί να έχουν ρυθμό δειγματοληψίας από 200 Hz έως 5 kHz, ανάλογα με τις απαιτήσεις της έρευνας ή της κλινικής εφαρμογής.

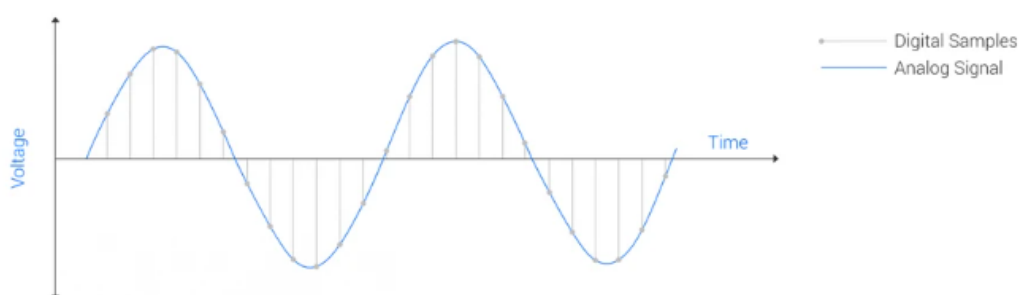
Το βάθος δειγματοληψίας αναφέρεται στην ακρίβεια της ψηφιοποίησης, δηλαδή τον αριθμό των bits που χρησιμοποιούνται για να αναπαραστήσουν την τιμή κάθε δείγματος. Πιο μεγάλο βάθος δειγματοληψίας παρέχει μεγαλύτερη ακρίβεια, αλλά απαιτεί επίσης περισσότερη ψηφιακή μνήμη και επεξεργαστική ισχύ. Συνηθέστερα, τα συστήματα ΗΕΓ χρησιμοποιούν 16-bit ή 24-bit δειγματοληψία.

Μετά την ψηφιοποίηση, το σήμα μπορεί να υποστεί επεξεργασία σήματος για να αφαιρεθεί ο θόρυβος, να εφαρμοστούν φίλτρα, να αναλυθούν η συχνότητα και ο χρόνος και να γίνουν και άλλες μετρήσεις και αναλύσεις που είναι χρήσιμες για την ερευνητική ή κλινική εφαρμογή.

1.1.1.1 Βασικά Χαρακτηριστικά Ψηφιοποιητών ΗΕΓ

Ρυθμός Δειγματοληψίας:

Ο ρυθμός δειγματοληψίας περιγράφει τον αριθμό των φορών που μετράται το σήμα ανά μονάδα χρόνου, ο οποίος συνήθως δίνεται σε Hertz (Hz) = 1/δευτερόλεπτο . Σημειώστε ότι αν και το ΗΕΓ είναι αναλογικό σήμα (συνεχές στο χρόνο), πρέπει να μετατραπεί σε ψηφιακό σήμα (διακριτό στο χρόνο) προκειμένου να επεξεργαστεί από τον υπολογιστή. Η μετατροπή του συνεχούς αναλογικού σήματος σε ψηφιακό γίνεται με την μέτρηση του αναλογικού σήματος ανά χρονικά διαστήματα (ρυθμός δειγματοληψίας) όπως φαίνεται στην Εικόνα 8.



Εικόνα 8 Αναλογικό και Ψηφιακό Σήμα

Τα σήματα ΗΕΓ μεταφέρουν πληροφορίες εντός ενός εύρους ζώνης μεταξύ 0,5 Hz και 80 Hz, και αυτό το εύρος ζώνης αναφέρεται ως οι ζώνες ΗΕΓ στο φάσμα ισχύος: δέλτα (0,5 - 4 Hz), θήτα (4 - 8 Hz), άλφα (8 - 12 Hz), βήτα (16 - 24 Hz) και γάμμα (έως 80 Hz). Υπάρχουν επίσης εγκεφαλικά δυναμικά και εφαρμογές που κάνουν χρήση χαμηλότερων περιοχών συχνοτήτων (DC - 0,5 Hz), οι οποίες χαρακτηρίζονται ως αργά φλοιώδη δυναμικά.

Ο ρυθμός δειγματοληψίας πρέπει να είναι τουλάχιστον διπλάσιος από τη μέγιστη συχνότητα του μετρούμενου σήματος (λόγω του θεωρήματος δειγματοληψίας Nyquist [29]). Αν και τα 160 Hz είναι ο ελάχιστος ρυθμός δειγματοληψίας που αποτυπώνει το εύρος 0 (DC) έως 80 Hz (2 δείγματα ανά 1 περίοδο σήματος), οι τυπικοί ενισχυτές αποκτούν συνήθως τουλάχιστον σε συχνότητα 256 Hz. Οι υψηλότερες συχνότητες δειγματοληψίας θα δώσουν μεγαλύτερη ανάλυση στο εύρος ζώνης του ΗΕΓ (0 έως 80 Hz), αλλά όχι περισσότερες πληροφορίες.

Γενικά, η επιλογή ρυθμού δειγματοληψίας λειτουργεί ως εξής: Για την έρευνα νευροαπεικόνισης, ο ελάχιστος αποδεκτός ρυθμός δειγματοληψίας είναι 256 Hz. Για πιο απαιτητικά σενάρια, τα 512 Hz είναι τυπικά, αλλά αυτό μπορεί να αυξηθεί μέχρι τα 1024 Hz, τα οποία θεωρούνται πολύ υψηλή συχνότητα για δεδομένα ΗΕΓ. Στις νευροεπιστήμες πραγματικού χρόνου (νευροτεχνολογικές και βιοϊατρικές εφαρμογές) ή στις εφαρμογές για κινητά τηλέφωνα, τα 256 Hz είναι συνήθως το πρότυπο, καθώς τα δεδομένα πρέπει να μεταφέρονται και να υποβάλλονται σε επεξεργασία σχεδόν σε πραγματικό χρόνο.

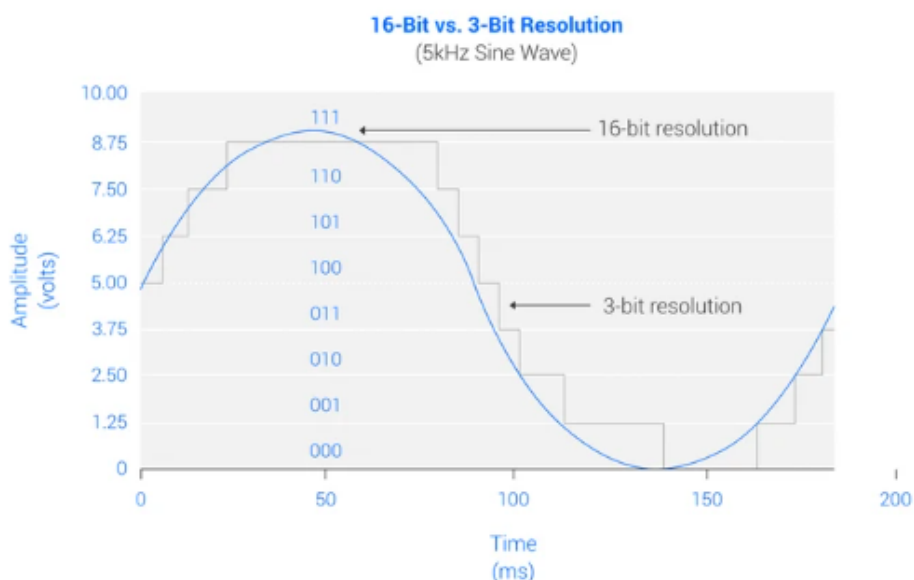
Βάθος Δειγματοληψίας – Ανάλυση Σήματος:

Όπως αναλύθηκε και παραπάνω η αναλογική τάση του σήματος ΗΕΓ μετατρέπεται σε ψηφιακή τιμή μέσω της διαδικασίας της ψηφιοποίησης. Ο ψηφιακός μετατροπέας χαρακτηρίζεται από την ανάλυση που μπορεί να προσφέρει ή αλλιώς το βάθος δειγματοληψίας.

Αναλυτικότερα κάθε τιμή που καταγράφεται από τον μετατροπέα κωδικοποιείται σε έναν ορισμένο αριθμό bits, αυτός ο αριθμός bits ορίζει την ακρίβεια του μετατροπέα καθώς από αυτό εξαρτάται η μικρότερη δυνατή τιμή που μπορεί να μετατραπεί σε ψηφιακό σήμα. Σε ορισμένα πλαίσια η ανάλυση του μετατροπέα ορίζεται ως αυτό το

μικρότερο τμήμα σήματος που μπορεί να αναλυθεί. Το τμήμα αυτό ορίζεται από τον λόγο μεταξύ του εύρους σήματος εισόδου του ενισχυτή και του αριθμού των επιπέδων κβαντισμού (2^n bits).

Για παράδειγμα ένας μετατροπέας 2 bits μπορεί να παρέχει 4 τιμές ψηφιακού σήματος. Αν το εύρος εισόδου του ενισχυτή είναι 2V_{pp}, δηλαδή 4V, τότε το ελάχιστο τμήμα σήματος που μπορεί να αναλυθεί είναι 1V. Η ανάλυση του παραπάνω μετατροπέα είναι 2bits ενώ σε συνδυασμό με τον ενισχυτή, η ανάλυση είναι 1V. Αναλυτικότερα η διαδικασία της ψηφιοποίησης και της ανάλυσης φαίνεται στην Εικόνα 9 όπου συγκρίνεται ένας ενισχυτής 16-bit με έναν 3-bit σε κοινό σήμα πλάτους 4.4 V_{pp} συχνότητας 5kHz.



Εικόνα 9 Ψηφιοποίηση Ημιτονοειδούς Σήματος με ανάλυση 3-bit και 16-bit

Κατά την κατασκευή ενός συστήματος ΗΕΓ, η τυπική ανάλυση στους κλινικούς ενισχυτές και στους ερευνητικούς ενισχυτές ΗΕΓ υψηλής ποιότητας είναι τουλάχιστον 24 bit.

Συνοψίζοντας τα βασικά χαρακτηριστικά ενός ψηφιακού μετατροπέα τα οποία θα πρέπει να ληφθούν υπόψιν κατά την κατασκευή ή την επιλογή ενός συστήματος ΗΕΓ καταγράφονται στον παρακάτω Πίνακας 3:

Πίνακας 3 Βασικά Χαρακτηριστικά Ψηφιοποιητών ΗΕΓ

Ρυθμός Δειγματοληψίας	Βάθος Δειγματοληψίας	Ακρίβεια
250 – 1000 Hz	16-24-32 Bits	Τάξεως των μV

- Ρυθμός Δειγματοληψίας: Συνήθως, οι ADCs στα συστήματα ΗΕΓ χρησιμοποιούν ρυθμό δειγματοληψίας τουλάχιστον 250 Hz, αν και πολλά μοντέρνα συστήματα μπορούν να φτάσουν τα 1000 Hz ή περισσότερο, για να καλύψουν το εύρος των συχνοτήτων που ενδιαφέρουν σε μια καταγραφή ΗΕΓ.
- Βάθος Δειγματοληψίας: Τα περισσότερα σύγχρονα συστήματα ΗΕΓ χρησιμοποιούν ADCs με ανάλυση τουλάχιστον 16-bit, αν και μπορεί να βρεθούν και μοντέλα με 24-bit ή ακόμα και 32-bit ανάλυση για ακόμα μεγαλύτερη ακρίβεια.
- Ακρίβεια: Η ακρίβεια του ADC είναι κρίσιμη για την ποιότητα των δεδομένων ΗΕΓ. Οι ADCs που χρησιμοποιούνται σε συστήματα ΗΕΓ συνήθως παρέχουν ακρίβεια στα μικροβόλτ (μV).

1.3.7 Ανάλυση και Ερμηνεία των Δεδομένων ΗΕΓ

Μετά την καταγραφή, την προ επεξεργασία, την ενίσχυση και την μετατροπή των σημάτων ΗΕΓ, το επόμενο βήμα είναι η ανάλυση και η ερμηνεία των αποτελεσμάτων. Η διαδικασία αυτή μπορεί να ποικίλει ανάλογα με τον σκοπό της μέτρησης, τις διαθέσιμες τεχνολογίες και την εμπειρία του ειδικού που εκτελεί την ανάλυση. Οι εφαρμογές χρήσης σημάτων ΗΕΓ έχουν πολύ μεγάλο εύρος, από γενικούς ιατρικούς σκοπούς μέχρι ειδικές ιατρικές εξετάσεις και από ερευνητικές εφαρμογές έως καθημερινές εφαρμογές. Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μια γενική κατηγοριοποίηση των πιο βασικών εφαρμογών και της διαφορετικής ανάλυσης που γίνεται σε κάθε επίπεδο.

1.1.1.2 Κλασική Ιατρική Ανάλυση

Στην κλασική ιατρική, τα σήματα ΗΕΓ συχνά τυπώνονται σε χαρτί ή εμφανίζονται σε οθόνη, και ο ιατρός αξιολογεί τα σήματα για την ανίχνευση ανωμαλιών και την παρατήρηση επαναλαμβανόμενων γνωστών μοτίβων. Η αξιολόγηση μπορεί να

περιλαμβάνει την εξέταση της μορφής, της συχνότητας, της τάσης, και άλλων χαρακτηριστικών των κυμάτων. Αυτή η προσέγγιση είναι κατάλληλη για τη διάγνωση κλινικών καταστάσεων όπως επιληψία, αϋπνίες ή άλλες διαταραχές του εγκεφάλου.

Κατά τη διάρκεια της ανάλυσης, ο ιατρός μπορεί να εξετάσει τα εξής:

- Μορφολογία των κυμάτων: Περιγραφή της μορφής των κυμάτων, όπως οι πολυμορφίες, οι εξάρσεις και οι κορυφές, που μπορεί να παρουσιάζονται στα σήματα ΗΕΓ.
- Συχνότητα κυμάτων: Εκτίμηση της κύριας συχνότητας και της κατανομής των κυμάτων σε διάφορες μπάντες συχνοτήτων, όπως δέλτα (0.5-4 Hz), θήτα (4-8 Hz), άλφα (8-13 Hz), βήτα (13-30 Hz) και γάμμα (30-100 Hz).
- Αρμονία και συγχρονισμός: Εξέταση της αρμονίας και του συγχρονισμού μεταξύ διαφορετικών περιοχών του εγκεφάλου, όπως η συγχρονία μεταξύ των ηλεκτροδίων σε διάφορες περιοχές του εγκεφάλου.

Η κλασική ιατρική ανάλυση των σημάτων ΗΕΓ επιτρέπει στους ιατρούς να αξιολογήσουν τη λειτουργία του εγκεφάλου και να διαγνώσουν παθήσεις όπως επιληψία, αϋπνίες ή άλλες νευρολογικές διαταραχές. Η ανάλυση αυτή δεν απαιτεί πολύπλοκες διεργασίες επεξεργασίας του σήματος που λαμβάνεται αλλά βασίζεται στην ακρίβεια και στην αξιοπιστία των οργάνων μέτρησης για αυτό απαιτούνται συσκευές απλές σχετικά με τις δυνατότητες που υπάρχουν αλλά αξιόπιστες και πιστοποιημένες από προηγούμενες μετρήσεις και δοκιμές.

1.1.1.3 Προηγμένη Ανάλυση με Ψηφιακές Τεχνικές

Σε ορισμένες περιπτώσεις, τα ψηφιακά σήματα αναλύονται περαιτέρω μέσω ψηφιακών φίλτρων και συχνοτικών μετασχηματισμών, όπως η Μετασχηματισμός Fourier, για να αναδείξουν πιο λεπτομερείς πληροφορίες από το σήμα. Αυτή η προσέγγιση μπορεί να είναι χρήσιμη για την ανάλυση της δυναμικής συμπεριφοράς του εγκεφάλου, την ανάλυση της σύνδεσης μεταξύ διαφορετικών περιοχών του εγκεφάλου, ή για την ανάπτυξη προσαρμοσμένων βιο-υπολογιστικών μοντέλων της νευρολογικής δραστηριότητας.

Η προηγμένη ανάλυση των σημάτων ΗΕΓ με χρήση ψηφιακών τεχνικών προσφέρει περισσότερη λεπτομέρεια και ευελιξία στην αξιολόγηση των σημάτων. Με τη χρήση προηγμένων αλγορίθμων και μεθόδων επεξεργασίας σήματος, είναι δυνατή η εξαγωγή πληροφοριών που δεν είναι εμφανείς στην αρχική ανάλυση.

Η προηγμένη ανάλυση μπορεί να περιλαμβάνει τα εξής στοιχεία:

- Ψηφιακά φίλτρα: Η εφαρμογή ψηφιακών φίλτρων επιτρέπει την επεξεργασία των σημάτων ΗΕΓ για την απομάκρυνση θορύβου, τη βελτίωση της ποιότητας και την απομόνωση συγκεκριμένων συχνοτήτων ενδιαφέροντος.
- Αναλυτική μέθοδος: Η χρήση αναλυτικών μεθόδων όπως ο μετασχηματισμός Fourier, ο μετασχηματισμός Wavelet και άλλες μέθοδοι μπορεί να παράσχει λεπτομερή πληροφορία σχετικά με τις συχνότητες, τα πλάτη και τις χρονικές περιοδικότητες των σημάτων.
- Συνδυασμός διαφορετικών παραμέτρων: Ο συνδυασμός διαφορετικών παραμέτρων και χαρακτηριστικών, όπως η συγκέντρωση φάσης, η εντροπία, οι συσχετίσεις και άλλα, μπορεί να αποκαλύψει σύνθετες σχέσεις και δομές στα σήματα ΗΕΓ.

Η προηγμένη ανάλυση με ψηφιακές τεχνικές επιτρέπει την εξαγωγή πιο λεπτομερών πληροφοριών από τα σήματα ΗΕΓ και την ανακάλυψη προηγουμένως αδιευκρίνιστων πτυχών της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Η προηγμένη ανάλυση εγκεφαλικών σημάτων απαιτεί επιπλέον φυσικό εξοπλισμό αλλά και ψηφιακό υλικό, όπως αλγόριθμοι μαθηματικών υπολογισμών για την περαιτέρω ανάλυση του σήματος και την απομόνωση συγκεκριμένων συνιστωσών για την έρευνα ειδικών στοιχείων του ΗΕΓ αλλά και την αναζήτηση νέων στοιχείων στον τομέα της καταγραφής εγκεφαλικών σημάτων[30].

1.1.1.4 Ανάλυση Σημάτων ΗΕΓ για Εφαρμογές BCI

Στις εφαρμογές διεπαφής εγκεφάλου υπολογιστή, Brain-Computer Interface (BCI), η ανάλυση των σημάτων ΗΕΓ είναι ζωτικής σημασίας. Μέσω της χρήσης προηγμένων τεχνικών μηχανικής μάθησης και τεχνητής νοημοσύνης, τα σήματα ΗΕΓ μπορούν να μεταφραστούν σε εντολές που μπορούν να ελέγξουν έναν υπολογιστή ή άλλη συσκευή. Τα συστήματα BCI συχνά απαιτούν προηγμένη προεπεξεργασία και

ανάλυση των σημάτων ΗΕΓ για να αφαιρέσουν τον θόρυβο, να ενισχύσουν τα χαρακτηριστικά που. Η ανάλυση των σημάτων ΗΕΓ για εφαρμογές BCI (Brain-Computer Interface) αποτελεί έναν σημαντικό τομέα έρευνας και ανάπτυξης. Οι εφαρμογές BCI αποσκοπούν στην επικοινωνία ανθρώπου-υπολογιστή με τη χρήση σημάτων ΗΕΓ ως είσοδο.

Η ανάλυση των σημάτων ΗΕΓ για εφαρμογές BCI περιλαμβάνει τα εξής στοιχεία:

Εξαγωγή χαρακτηριστικών: Οι αλγόριθμοι εξαγωγής χαρακτηριστικών χρησιμοποιούνται για την επιλογή και εξαγωγή σημαντικών χαρακτηριστικών από τα σήματα ΗΕΓ. Αυτά τα χαρακτηριστικά μπορεί να περιλαμβάνουν τη συγκέντρωση της ενέργειας σε συγκεκριμένες συχνοτικές ζώνες, τη συχνότητα των κυμάτων και τους συγχρονισμούς μεταξύ διαφορετικών ηλεκτροδίων.

Ανάλυση και αναγνώριση προτύπων: Οι αλγόριθμοι ανάλυσης και αναγνώρισης προτύπων χρησιμοποιούνται για την αναγνώριση συγκεκριμένων μοτίβων ή καταστάσεων στα σήματα ΗΕΓ. Αυτό μπορεί να περιλαμβάνει την ανίχνευση εγκεφαλικών συμβάντων όπως τα P300, SSVEP (Steady-State Visual Evoked Potential) και ERP (Event-Related Potentials).

Χρήση μοντέλων AI και μηχανικής μάθησης: Σε πολλές εφαρμογές BCI, η χρήση μοντέλων τεχνητής νοημοσύνης (AI) και μηχανικής μάθησης έχει αποδειχθεί αποτελεσματική. Τα μοντέλα AI μπορούν να εκπαιδευτούν για να αναγνωρίζουν και να ερμηνεύουν τα σήματα ΗΕΓ, επιτρέποντας στον χρήστη να επικοινωνεί με τον υπολογιστή μέσω της εγκεφαλικής δραστηριότητας.

Η ανάλυση των σημάτων ΗΕΓ για εφαρμογές BCI αποτελεί έναν σημαντικό κομμάτι της έρευνας στον τομέα της επικοινωνίας ανθρώπου-υπολογιστή και παρέχει τεχνικές για την αξιοποίηση των σημάτων ΗΕΓ για ποικίλες εφαρμογές. Στις εφαρμογές BCI απαιτείται η ύπαρξη φυσικού εξοπλισμού για τον υπολογισμό χαρακτηριστικών του ψηφιακού σήματος ενώ γίνεται προσπάθεια για την ανάπτυξη απλών και φθηνών συσκευών BCI για καθημερινή χρήση από τους ανθρώπους [31].

1.1.1.5 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο 1.3.7 "Ανάλυση και Ερμηνεία των Δεδομένων ΗΕΓ" εξετάστηκαν οι διάφορες τεχνικές ανάλυσης που χρησιμοποιούνται για την επεξεργασία των σημάτων ΗΕΓ. Αναλύθηκε η σημασία της ανάλυσης σήματος για την απομόνωση και την εξαγωγή πληροφορίας από την εγκεφαλική δραστηριότητα.

Τα τρία είδη ανάλυσης που εξετάστηκαν είναι η κλασική ιατρική ανάλυση, η προηγμένη ανάλυση με ψηφιακές τεχνικές και η ανάλυση για εφαρμογές BCI.

Η κλασική ιατρική ανάλυση επικεντρώνεται κυρίως στην απεικόνιση και την αξιολόγηση των σημάτων ΗΕΓ από τον ιατρό. Στην πρακτική ιατρική, τα σήματα ΗΕΓ συνήθως εκτυπώνονται και εξετάζονται για την ανίχνευση παθολογικών προτύπων ή δραστηριοτήτων που απαιτούν ιατρική παρέμβαση.

Η προηγμένη ανάλυση με ψηφιακές τεχνικές επιτρέπει την εφαρμογή προηγμένων μεθόδων επεξεργασίας σήματος, όπως ψηφιακά φίλτρα και αναλυτικές μεθόδους, για την εξεργασία σε πιο λεπτομερή επίπεδα. Αυτή η ανάλυση μπορεί να παράσχει περισσότερες πληροφορίες για την εγκεφαλική δραστηριότητα και να αποκαλύψει κρυμμένες σχέσεις και μοτίβα στα σήματα ΗΕΓ.

Η ανάλυση των σημάτων ΗΕΓ για εφαρμογές BCI αποτελεί έναν σημαντικό τομέα έρευνας και ανάπτυξης. Σε αυτό το πλαίσιο, η ανάλυση των σημάτων ΗΕΓ περιλαμβάνει την εξαγωγή χαρακτηριστικών από τα σήματα, την ανάλυση και αναγνώριση προτύπων και τη χρήση μοντέλων AI και μηχανικής μάθησης για την αξιοποίηση των σημάτων ΗΕΓ για την επικοινωνία ανθρώπου-υπολογιστή.

Συνολικά, η ανάλυση και ερμηνεία των δεδομένων ΗΕΓ αποτελεί ένα σημαντικό εργαλείο για την κατανόηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας και την αξιοποίησή της σε διάφορους τομείς, όπως η ιατρική διάγνωση, η επικοινωνία ανθρώπου-υπολογιστή και η ανάπτυξη εφαρμογών BCI.

1.4 Προτεινόμενη διάταξη

Το κεφάλαιο αυτό παρουσιάζει την προτεινόμενη διάταξη εγκεφαλογράφου που αποτελείται από τα βασικά στοιχεία ενός εγκεφαλογράφου όπως αναλύθηκαν, εστιάζοντας στη σχεδίαση ενός σχετικά σύνθετου αλλά οικονομικού εγκεφαλογράφου. Συγκεκριμένα, η εργασία επικεντρώνεται στην κατασκευή ενός

εγκεφαλογράφου με χρήση του ολοκληρωμένου κυκλώματος ADS1299, το οποίο αποτελεί ένα πολύπλοκο ολοκληρωμένο κύκλωμα ειδικά σχεδιασμένο για καταγραφή βιολογικών σημάτων και συγκεκριμένα σήματα ΗΕΓ. Κεντρικοί στόχοι της εργασίας είναι η προγραμματισμένη λειτουργία του κυκλώματος, η επικοινωνία με υπολογιστή και ο έλεγχος της τροφοδοσίας και των βασικών λειτουργιών του.

Το ολοκληρωμένο κύκλωμα ADS1299 προσφέρει εξειδικευμένες λειτουργίες που είναι απαραίτητες για την καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Μεταξύ αυτών περιλαμβάνονται η ευαισθησία, η επιλεξιμότητα καναλιών, οι δυνατότητες δειγματοληψίας και η ποιότητα του σήματος. Οι προηγμένες δυνατότητες προγραμματισμού του ADS1299 επιτρέπουν τον έλεγχο και την προσαρμογή των λειτουργιών του εγκεφαλογράφου σύμφωνα με τις απαιτήσεις της κάθε εφαρμογής.

Η προτεινόμενη διάταξη εγκεφαλογράφου προσφέρει έναν σχετικά οικονομικό τρόπο για την κατασκευή ενός εγκεφαλογράφου με προηγμένες λειτουργίες και ευελιξία. Η διάταξη προορίζεται να επιτρέψει την αποτελεσματική και αξιόπιστη καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας για κλινικές και ερευνητικές εφαρμογές.

1.4.1 Βασικά Χαρακτηριστικά

Παρακάτω παρουσιάζονται οι βασικές λειτουργίες της διάταξης καθώς και του ολοκληρωμένου κυκλώματος ADS1299 που χρησιμοποιείται στην προτεινόμενη διάταξη εγκεφαλογράφου. Το ADS1299 είναι ένα πολύπλοκο ολοκληρωμένο κύκλωμα που προσφέρει αρκετές εξειδικευμένες λειτουργίες που απαιτούνται για την αποτελεσματική καταγραφή και επεξεργασία της εγκεφαλικής δραστηριότητας.

Ανάμεσα στις βασικές λειτουργίες της διάταξης περιλαμβάνονται η ενίσχυση του εγκεφαλικού σήματος, το φιλτράρισμα του σήματος, η μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, η μεταφορά δεδομένων και η παρουσίαση των δεδομένων σε έναν υπολογιστή. Μέσω αυτών των λειτουργιών, το ADS1299 επιτρέπει την ακριβή και αξιόπιστη καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας και την περαιτέρω ανάλυση των δεδομένων για κλινικές και ερευνητικές εφαρμογές.

Οι προηγμένες δυνατότητες προγραμματισμού του ADS1299 επιτρέπουν την παραμετροποίηση και την προσαρμογή των λειτουργιών του εγκεφαλογράφου

σύμφωνα με τις απαιτήσεις κάθε εφαρμογής. Αυτό σημαίνει ότι οι χρήστες μπορούν να προσαρμόσουν τις ρυθμίσεις του ADS1299 για την επίτευξη των αναγκών τους σε ό,τι αφορά την ευαισθησία του σήματος, τη συχνότητα δειγματοληψίας, το φιλτράρισμα και άλλες παραμέτρους.

1.1.1.6 Ενίσχυση Σήματος

Η ενίσχυση του σήματος όπως αναλύθηκε αποτελεί ένα από τα βασικά στάδια εκτέλεσης ενός ΗΕΓ. Η προτεινόμενη διάταξη περιλαμβάνει έναν ενισχυτή προγραμματιζόμενου κέρδους ο οποίος περιλαμβάνεται στο ολοκληρωμένο κύκλωμα ADS1299. Συγκεκριμένα το κέρδος του ενισχυτή, δηλαδή το μέγεθος της ενίσχυσης μπορεί να επιλεγεί μεταξύ επτά διαφορετικών ρυθμίσεων που αποδίδουν αντίστοιχα κέρδη 1,2,4,6,8,12 και 24. Αυτό πρακτικά σημαίνει ότι ο ενισχυτής μπορεί να λειτουργήσει σε ένα εύρος κέρδους από 1 έως 24 φορές. Ο ενισχυτής ανήκει στην οικογένεια των διαφορικών ενισχυτών οι οποίοι ενδείκνυνται για καταγραφή βιολογικών σημάτων. Επιπλέον χαρακτηριστικά του ενισχυτή τα οποία τον καθιστούν κατάλληλο για εφαρμογές καταγραφής ΗΕΓ είναι η χαμηλή στάθμη εσωτερικού θορύβου (low – noise), η χαμηλή μετατόπιση (low - drift), η υψηλή αντίσταση εισόδου (high input impedance) και ο υψηλό λόγος CMRR.

Τα βασικά χαρακτηριστικά του ενσωματωμένου προγραμματιζόμενου ενισχυτή παρουσιάζει ο Πίνακας 4:

Πίνακας 4 Χαρακτηριστικά Ενσωματωμένου Ενισχυτή ADS1299

Κέρδος	Input Referred Noise	CMRR	Max differential Input Voltage
1 – 24	1 μ Vpp @ 70- Hz	-110 dB	187mV @ gain 24

Το εύρος ζώνης λειτουργίας του ενισχυτή εξαρτάται από το κέρδος στο οποίο έχει προγραμματιστεί να λειτουργεί σε κάθε εφαρμογή (Πίνακας 5) κάτι το οποίο προσφέρει ευελιξία στην σχεδίαση διαφορετικών πειραμάτων και μετρήσεων

εισάγοντας την ανάγκη συμβιβασμών καθώς όσο αυξάνεται το κέρδος του ενισχυτή μειώνεται το διαθέσιμο εύρος ζώνης. Ο ενισχυτής είναι DC-coupled οπότε και οι μετρήσεις του μπορούν να ξεκινούν από την περιοχή DC δηλαδή στα 0 Hz.

Πίνακας 5 Συσχέτιση Κέρδους Ενισχυτή ADS1299 με το μέγιστο εύρος ζώνης

GAIN	NOMINAL BANDWIDTH AT ROOM TEMPERATURE (kHz)
1	662
2	332
4	165
6	110
8	83
12	55
24	27

1.1.1.7 Φιλτράρισμα σήματος

Η διαδικασία φιλτραρίσματος του σήματος ΗΕΓ δεν αποτελεί συγκεκριμένο στάδιο επεξεργασίας του σήματος. Όπως αναλύθηκε το σήμα ΗΕΓ μπορεί να φιλτραριστεί τόσο στην αναλογική του μορφή όσο και στην ψηφιακή. Τα αναλογικά φίλτρα υλοποιούνται κατά κύριο λόγο πριν την ενίσχυση του σήματος με στόχο την αποκοπή ανεπιθύμητων συνιστωσών όπως οι συνιστώσες παραμόρφωσης από το ηλεκτρικό δίκτυο (50-60 Hz), οι ιδιαίτερα χαμηλές συχνότητες κοντά στο DC και οι υψηλές συνιστώσες που δεν αποτελούν μέρος της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Τα ωφέλιμα τμήματα ενός ΗΕΓ μπορεί να ξεκινάνε από τα 0 Hz και να φτάνουν έως και τα 100 Hz ενώ ανάλογα την εφαρμογή μπορεί να είναι απαραίτητη η συλλογή συγκεκριμένων μόνον περιοχών όπως τα άλφα κύματα ή τα βήτα κύματα. Έτσι τα αναλογικά φίλτρα επιλέγονται και υλοποιούνται βάση της συγκεκριμένης εφαρμογής και μέτρησης στην οποία αποσκοπεί το εκάστοτε πείραμα. Φυσικά υπάρχουν συνηθισμένες υλοποιήσεις αναλογικών φίλτρων για κλασικές μετρήσεις ΗΕΓ. Στην συγκεκριμένη υλοποίηση δεν προστέθηκαν αναλογικά φίλτρα καθώς δεν θα γίνουν μετρήσεις σε πραγματικά

σήματα ΗΕΓ οπότε δεν υπάρχουν οι απαραίτητες προδιαγραφές για την κατασκευή των φίλτρων.

Η ψηφιακή επεξεργασία του σήματος ΗΕΓ αποτελεί το στάδιο μετά την μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό και είναι ιδιαίτερα σημαντική καθώς τα ψηφιακά φίλτρα γνωρίζουν μεγάλη ανάπτυξη και τα χαρακτηριστικά τους είναι ευέλικτα και μεγάλης ακρίβειας. Υπάρχουν περιπτώσεις κατασκευής ΗΕΓ όπου γίνεται μόνο ψηφιακό φιλτράρισμα του σήματος με αξιόλογα αποτελέσματα. Κατά την διαδικασία του ψηφιακού φιλτραρίσματος μπορούν και πάλι να αποκοπούν ανεπιθύμητες συχνοτικές συνιστώσες και να περιοριστεί ο θόρυβος του σήματος. Η προτεινόμενη διάταξη περιλαμβάνει ψηφιακά φίλτρα.

Συγκεκριμένα εντός του ολοκληρωμένου κυκλώματος ADS1299 υπάρχουν ψηφιακά βαθυπερατά φίλτρα (Low – pass) 3ης τάξεως. Κατά τη διαδικασία του φιλτραρίσματος ο χρήστης μπορεί να επιλέξει την ανάλυση του σήματος που φιλτράρεται περιορίζοντας ωστόσο την ταχύτητα ροής των δεδομένων. Πιο συγκεκριμένα, περισσότερο φιλτράρισμα των δεδομένων αυξάνει την ανάλυση του τελικού σήματος αλλά μειώνει την ταχύτητα ροής των δεδομένων. Γενικότερα στις εφαρμογές ΗΕΓ προτιμώνται υψηλοί ρυθμοί μετάδοσης δεδομένων για τον άμεσο εντοπισμό σφαλμάτων στις πηγές των δεδομένων, δηλαδή τα ηλεκτρόδια (ac lead-off detection).

Το ψηφιακό φίλτρο που περιλαμβάνει η προτεινόμενη διάταξη είναι φίλτρο τύπου Sinc, δηλαδή η συνάρτηση μεταφοράς του στο πεδίο του χρόνου είναι του τύπου της (1.2):

$$h(t) = \frac{\sin(\pi t)}{\pi t} \quad (1.2)$$

Αντίστοιχα η συνάρτηση μεταφοράς του φίλτρου στον τομέα της συχνότητας δίνεται από την σχέση (1.3):

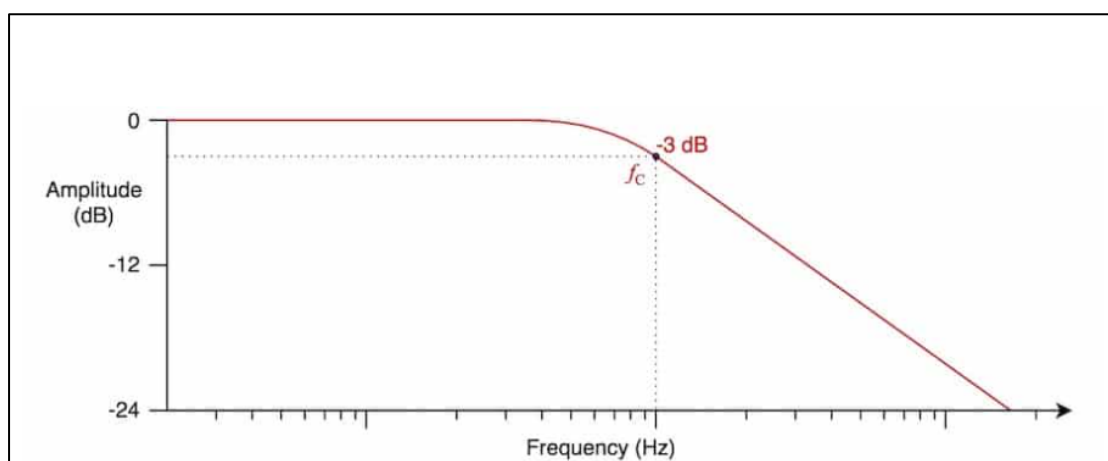
$$H(f) = \frac{\sin\left(\frac{N\pi f}{f_{\text{mod}}}\right)}{N \times \sin\left(\frac{\pi f}{f_{\text{mod}}}\right)} \quad (1.3)$$

Όπου:

N = λόγος αποδεκατισμού (Decimation Ratio)

F_{mod} = Συχνότητα δειγμάτων

Η συχνότητα αποκοπής του φίλτρου είναι προγραμματιζόμενη από τον χρήστη σύμφωνα με την εφαρμογή που υλοποιείται και η επιλογή της γίνεται οριζόντια για όλα τα φίλτρα που περιλαμβάνονται στην διάταξη. Ο αριθμός των φίλτρων εξαρτάται από τον αριθμό των εισόδων του ολοκληρωμένου κυκλώματος. Η συγκεκριμένη διάταξη αποτελείται από 4 εισόδους. Περισσότερες λεπτομέρειες σχετικά με την επιλογή της συχνότητας αποκοπής και τον σχεδιασμό των ψηφιακών φίλτρων δίνονται στο δεύτερο μέρος της εργασίας, όπου αναλύεται το κατασκευαστικό στάδιο της διάταξης. Στην Εικόνα 10 φαίνεται ένα ενδεικτικό διάγραμμα αποκοπής συχνοτήτων υψηλότερων από την τιμή f_c η οποία στην περίπτωση που εξετάζεται ορίζεται από τον χρήστη μεταξύ κάποιων ορίων τα οποία εξαρτώνται από τη συχνότητα λειτουργίας του μετατροπέα και τη συνολική συχνότητα λειτουργίας του κυκλώματος (F_{CLK}). Ως συχνότητα αποκοπής νοείται η συχνότητα πέρα από την οποία το πλάτος του σήματος μειώνεται περισσότερο από 3 dB.



Εικόνα 10 Διάγραμμα Αποκοπής Βαθυπερατού Φίλτρου

Συνοψίζοντας τα παραπάνω, η διαδικασία φιλτραρίσματος του σήματος ΗΕΓ συνήθως περιλαμβάνει τόσο αναλογικά φίλτρα όσο και ψηφιακά φίλτρα. Τα αναλογικά φίλτρα τοποθετούνται πριν την ενίσχυση του σήματος για την αποκοπή ανεπιθύμητων

συνιστωσών, ενώ τα ψηφιακά φίλτρα εφαρμόζονται μετά την μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό. Τα ψηφιακά φίλτρα στο ADS1299 είναι ψηφιακά βαθυπερατά φίλτρα 3ης τάξης τύπου Sinc. Οι παράμετροι των φίλτρων, όπως η συχνότητα αποκοπής, μπορούν να προγραμματιστούν από τον χρήστη για να προσαρμοστούν στις απαιτήσεις της εφαρμογής. Η ψηφιακή επεξεργασία του σήματος ΗΕΓ με χρήση ψηφιακών φίλτρων βελτιώνει την ακρίβεια και αποκόπτει ανεπιθύμητες συχνοτικές συνιστώσες και θόρυβο από το σήμα. Η επιλογή και η προσαρμογή των φίλτρων γίνεται σύμφωνα με τις απαιτήσεις κάθε εφαρμογής και τις προδιαγραφές του πειράματος.

1.1.1.8 Μετατροπή σήματος σε ψηφιακό

Η μετατροπή του αναλογικού σήματος που καταγράφεται στο ΗΕΓ μετατρέπεται σε ψηφιακό μέσω του μετατροπέα ADC (Analog to Digital Converter). Για την προτεινόμενη διάταξη χρησιμοποιείται το ολοκληρωμένο ADS1299 το οποίο περιλαμβάνει έναν μετατροπέα ADC ΔΣ (Μετατροπέας Αναλογικού σε Ψηφιακό Δέλτα-Σίγμα) ακρίβειας 24-bit σε κάθε είσοδο του συστήματος. Το προτεινόμενο σύστημα λειτουργεί με 4 εισόδους οπότε περιέχονται 4 συνολικά μετατροπείς.

Ο ADC ΔΣ λειτουργεί με τον εξής τρόπο: Αρχικά, το αναλογικό σήμα δειγματοληπτείται με μια σταθερή συχνότητα και η διαφορά μεταξύ της τιμής του σήματος και της προηγούμενης τιμής αποθηκεύεται σε έναν κβαντιστή (integrator). Έπειτα, το κβαντισμένο σήμα αποθηκεύεται και συγκρίνεται με ένα σήμα αναφοράς σε έναν συγκριτή (comparator). Ο συγκριτής συγκρίνει το κβαντισμένο σήμα με το σήμα αναφοράς και παράγει ένα ψηφιακό σήμα εξόδου που αντιπροσωπεύει την αντίστοιχη τιμή του αναλογικού σήματος. Η βασική διαφορά είναι ότι ο κλασικός ADC προσεγγίζει την ακριβή τιμή του αναλογικού σήματος με τη χρήση αναφορών, ενώ το σύστημα Δέλτα-Σίγμα αποθηκεύει τη διαφορά μεταξύ των τιμών για να προσεγγίσει το αναλογικό σήμα. Ως αποτέλεσμα, το σύστημα Δέλτα-Σίγμα μπορεί να παρέχει υψηλότερη ακρίβεια και ανάλυση, ενώ ο κλασικός ADC μπορεί να προσφέρει υψηλότερη ταχύτητα μετατροπής.

Ο ADC ΔΣ είναι ιδιαίτερα χρήσιμος για εφαρμογές που απαιτούν ψηφιακή επεξεργασία σήματος, όπως συστήματα επεξεργασίας ή κωδικοποίησης σήματος. Η

χρήση του συστήματος Δέλτα-Σίγμα επιτρέπει υψηλή ανάλυση και ακρίβεια μετατροπής, καθώς η ακρίβεια κβαντισμού εξαρτάται από τον ρυθμό δειγματοληψίας, ενώ η ανάλυση είναι περιορισμένη από τη συχνότητα δειγματοληψίας.

Ο διαμορφωτής δειγματοληπτεί το σήμα εισόδου με ρυθμό ($f_{MOD} = f_{CLK} / 2$). Όπως και στην περίπτωση του οποιουδήποτε διαμορφωτή ΔΣ, ο θόρυβος της διάταξης διαμορφώνεται μέχρι το $f_{MOD} / 2$. Ένα βασικό χαρακτηριστικό του μετατροπέα είναι η τάση αναφοράς που χρησιμοποιείται. Η τάση αναφοράς μπορεί να παραχθεί εσωτερικά από το chip ADS1299 ή να δοθεί από εξωτερική είσοδο. Η διάταξή μας χρησιμοποιεί την εσωτερική τάση αναφοράς λόγω της απλούστευσης του κυκλώματος και της σταθερότητας που παρέχεται από το chip.

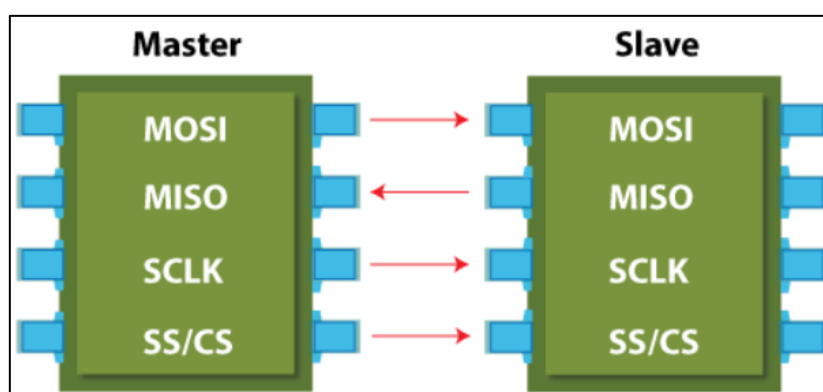
1.1.1.9 Μεταφορά δεδομένων - Επικοινωνία

Με την ολοκλήρωση της καταγραφής του σήματος ΗΕΓ, της ενίσχυσης, της μετατροπής και του φιλτραρίσματος θα πρέπει τα δεδομένα να μεταφερθούν σε κάποια υπολογιστική μονάδα για να παρουσιαστούν και να αποθηκευτούν. Είναι ιδιαίτερα σημαντικό η μεταφορά των δεδομένων να γίνεται σε ψηφιακή μορφή για την αποφυγή παραμορφώσεων και εισαγωγής θορύβου στο σήμα ΗΕΓ. Επίσης στην προτεινόμενη διάταξη το φιλτράρισμα του σήματος γίνεται τοπικά στο σημείο καταγραφής οπότε τα δεδομένα που μεταφέρονται είναι τελικά προς παρουσίαση. Φυσικά όπως έχει αναλυθεί και παραπάνω μπορεί να γίνει περαιτέρω ανάλυση και κατηγοριοποίηση των δεδομένων που έχουν καταγραφεί για την εξαγωγή συμπερασμάτων, ωστόσο τα δεδομένα που αποστέλλονται από το σύστημα καταγραφής (ADS1299) είναι σε ικανοποιητική μορφή ώστε να μην επιδέχονται παραμορφώσεις και αλλοιώσεις ενώ μπορούν να παρουσιαστούν οπτικά.

Η μεταφορά των δεδομένων γίνεται με χρήση του πρωτοκόλλου SPI το οποίο υποστηρίζεται από το chip ADS1299. Στόχος είναι η μεταφορά και αποθήκευση των δεδομένων σε έναν μικροελεγκτή ESP32. Για την δημιουργία της επικοινωνίας SPI χρησιμοποιείται κώδικας C++ για την επικοινωνία του μικροελεγκτή με το ολοκληρωμένο προγραμματιζόμενο κύκλωμα ADS1299.

Η επικοινωνία SPI (Serial Peripheral Interface) είναι ένα πρωτόκολλο επικοινωνίας που χρησιμοποιείται για τη μεταφορά δεδομένων μεταξύ ενός master (κεντρική συσκευή) και ενός ή περισσότερων slaves (περιφερειακές συσκευές). Η επικοινωνία SPI χρησιμοποιεί παράλληλη μετάδοση δεδομένων, σε αντίθεση με άλλα πρωτόκολλα όπως το I2C που χρησιμοποιεί σειριακή μετάδοση. Στην προτεινόμενη διάταξη η κεντρική συσκευή είναι ένας μικροελεγκτής ESP32 ενώ η μοναδική περιφερειακή συσκευή είναι το ολοκληρωμένο κύκλωμα ADS1299.

Στην επικοινωνία SPI, η κεντρική συσκευή (Master) ελέγχει την επικοινωνία και αποστέλλει εντολές και δεδομένα στην περιφερειακή συσκευή (slave). Οι περιφερειακές συσκευές λαμβάνουν τα δεδομένα και απαντούν στις εντολές του Master, ανάλογα με τις απαιτήσεις του συστήματος. Η επικοινωνία SPI χρησιμοποιεί μία γραμμή δεδομένων MISO (Master Input Slave Output) για τη μετάδοση από το Slave στον Master και MOSI (Master Output Slave Input) για τη μετάδοση από το Master στον slave, μία γραμμή ρολογιού (SCK) για τον συγχρονισμό των συσκευών, και μία ή περισσότερες γραμμές ελέγχου (π.χ. SS - Slave Select) για να επιλέξει ο master τον συγκεκριμένο slave με τον οποίο επιθυμεί να επικοινωνήσει. Η επικοινωνία SPI συνοψίζεται στην Εικόνα 11 και όπως φαίνεται απαιτεί 4 φυσικές συνδέσεις μεταξύ slave και master.



Εικόνα 11 Πρωτόκολλο Επικοινωνίας SPI

Η επικοινωνία SPI είναι γρήγορη και απλή στην υλοποίηση, και συνήθως χρησιμοποιείται για τη σύνδεση μικρών περιφερειακών συσκευών με έναν κεντρικό ελεγκτή. Το πρωτόκολλο SPI είναι ευέλικτο και ευρέως χρησιμοποιούμενο σε πολλές εφαρμογές, όπως συστήματα ενσωματωμένων συστημάτων, αισθητήρες, επεκτάσεις για μικροελεγκτές, επικοινωνία με περιφερειακές συσκευές και άλλα.

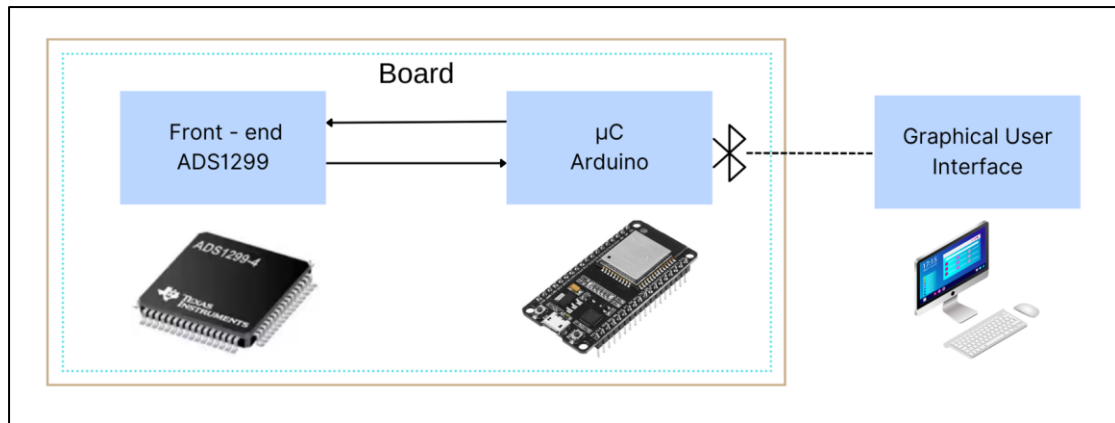
Η επικοινωνία του chip με τον μικροελεγκτή είναι αναγκαία όχι μόνο για την μεταφορά των δεδομένων αλλά και για την καταχώρηση εντολών προς τον ADS1299 ώστε να ρυθμιστούν όλες οι απαραίτητες παράμετροι για την διεξαγωγή του εκάστοτε πειράματος. Είναι λοιπόν αναγκαία η δημιουργία ενός περιβάλλοντος επικοινωνίας ώστε να μπορούν να ρυθμιστούν οι παράμετροι λειτουργίας του συστήματος αλλά και η καταγραφή και μεταφορά των δεδομένων ΗΕΓ. Εκτενέστερη ανάλυση για την δημιουργία αυτού του περιβάλλοντος γίνεται στο μέρος Β της εργασίας. Ο μικροελεγκτής αποτελεί στοιχείο της προτεινόμενης διάταξης και χρησιμοποιείται για την επικοινωνία του εγκεφαλογράφου με υπολογιστή και την παραμετροποίηση του συστήματος.

1.1.1.10 Παρουσίαση δεδομένων σε υπολογιστή

Το τελικό στάδιο της διαδικασίας καταγραφής ενός σήματος ΗΕΓ είναι η οπτική απεικόνιση του σήματος. Τα δεδομένα μεταφέρονται μέσω του μικροελεγκτή σε έναν Η/Υ με στόχο την τελική αποθήκευση και παρουσίαση τους. Η προτεινόμενη διάταξη περιλαμβάνει επικοινωνία του μικροελεγκτή με Η/Υ μέσω ασύρματης μετάδοσης δεδομένων με χρήση Bluetooth. Ο μικροελεγκτής αποτελεί τμήμα του συστήματος καταγραφής οπότε τελικά το προτεινόμενο σύστημα ΗΕΓ έχει συνολική επικοινωνία με Η/Υ ασύρματα μέσω Bluetooth. Όλες οι εντολές και οι παραμετροποιήσεις μπορούν να μεταφερθούν στο σύστημα μέσω του μικροελεγκτή οπότε ο έλεγχος της συσκευής γίνεται ασύρματα από Η/Υ.

1.1.1.11 Γενική Παρουσίαση της Διάταξης

Η θεωρητική παρουσίαση των χαρακτηριστικών της υλοποιούμενης διάταξης ολοκληρώνεται με την παρουσίαση των βασικών χαρακτηριστικών της προτεινόμενης διάταξης σε σχηματικό διάγραμμα στην Εικόνα 12.



Εικόνα 12 Σχηματικό Διάγραμμα Προτεινόμενης Διάταξης

2 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

2.1 Εισαγωγή

Στο δεύτερο μέρος της παρούσας εργασίας παρουσιάζεται αναλυτικά το πειραματικό μέρος της διαδικασίας κατασκευής και ελέγχου της προτεινόμενης διάταξης. Αρχικά παρουσιάζεται η πειραματική διάταξη τα περιεχόμενα της και περιγράφεται ο τρόπος με τον οποίον συνδέθηκαν και λειτούργησαν τα επιμέρους στοιχεία της κατασκευής. Επιπλέον γίνεται αναφορά στις κυριότερες δυσκολίες και προβλήματα που εμφανίστηκαν κατά τη διάρκεια της κατασκευής και λειτουργίας της διάταξης. Στη συνέχεια γίνεται εκτενής αναφορά στα στοιχεία της διάταξης και τον τρόπο που προγραμματίστηκαν καθώς και στις δυνατότητες που υπάρχουν για αλλαγή παραμέτρων και την δημιουργία διαφορετικών πειραματικών διατάξεων. Τέλος παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από την λειτουργία της διάταξης με χρήση δοκιμαστικών σημάτων.

2.1.1 Περιγραφή της πειραματικής διαδικασίας

Στο πειραματικό μέρος της εργασίας, κατασκευάστηκε μια διάταξη εγκεφαλογράφου που αποτελείται από τα εξής στοιχεία: το ολοκληρωμένο κύκλωμα ADS1299, το οποίο χρησιμοποιείται για την ενίσχυση του αναλογικού σήματος και τη μετατροπή του σε ψηφιακό, και τον μικροελεγκτή ESP32 (WeMos LOLIN32), ο οποίος αναλαμβάνει την επικοινωνία με τον υπολογιστή. Η διάταξη έχει σχεδιαστεί έτσι ώστε να επιτρέπει τη μεταφορά των δεδομένων από τον εγκεφαλόγραφο στον υπολογιστή είτε μέσω καλωδίου USB είτε ασύρματα μέσω τεχνολογίας Bluetooth.

Ο τρόπος σύνδεσης και λειτουργίας των επιμέρους στοιχείων της διάταξης είναι ο εξής: Το ολοκληρωμένο κύκλωμα ADS1299 επικοινωνεί με τον μικροελεγκτή ESP32 μέσω σύνδεσης SPI (Serial Peripheral Interface). Τα δύο αυτά εξαρτήματα τοποθετούνται σε ένα κοινό board, το οποίο αποτελεί τη βασική συσκευή καταγραφής σήματος. Ο μικροελεγκτής ESP32 προγραμματίζεται μέσω υπολογιστή και φορτώνεται με τον κώδικα που ρυθμίζει τις λειτουργίες του ADS1299 και επιτρέπει την ανάγνωση και την καταγραφή των δεδομένων από τους καταχωρητές του. Παράλληλα, τα δεδομένα που λαμβάνει ο μικροελεγκτής ESP32 παρουσιάζονται

στην οθόνη ενός υπολογιστή, ο οποίος συνδέεται με τον μικροελεγκτή είτε μέσω καλωδίου USB είτε ασύρματα μέσω Bluetooth.

Σημειώνεται ότι σε αυτό το στάδιο της εργασίας δεν γίνονται μετρήσεις σε πραγματικά δεδομένα, καθώς δεν προστίθενται ηλεκτρόδια στην κατασκευή. Αντί γι' αυτό, η ορθή λειτουργία των επιμέρους στοιχείων και της συνολικής διάταξης ελέγχεται μέσω της χρήσης των εσωτερικών σημάτων που παράγει το ADS1299. Τα εσωτερικά αυτά σήματα έχουν προκαθορισμένη μορφή και χαρακτηριστικά, όπως πλάτος, συχνότητα και μορφή, τα οποία καθορίζονται μέσω του σωστού προγραμματισμού της συσκευής. Αυτά τα σήματα χρησιμοποιούνται για την επαλήθευση της ορθής λειτουργίας των σταδίων ενίσχυσης, μετατροπής, φιλτραρίσματος, μεταφοράς δεδομένων και παρουσίασης των δεδομένων στην οθόνη του υπολογιστή.

2.1.2 Διαδικασία που ακολουθήθηκε

Η ολοκλήρωση της κατασκευής του προτεινόμενου συστήματος και ο έλεγχος της λειτουργίας του περνάει από μια σειρά προσεκτικά σχεδιασμένων και υλοποιημένων σταδίων. Κεντρικός στόχος είναι η δημιουργία μιας αξιόπιστης, ασφαλούς και αποτελεσματικής συσκευής ικανής για σταθερή λειτουργία και εξασφάλιση αξιόπιστων αποτελεσμάτων.

Η διαδικασία αρχίζει με την κατασκευή της πλακέτας, η οποία περιλαμβάνει τον ADS1299. Η πλακέτα φιλοξενεί όλα τα απαραίτητα στοιχεία για την τροφοδοσία του ολοκληρωμένου κυκλώματος, την οποία επιτυγχάνει μέσω μπαταρίας και ενός κυκλώματος σταθεροποιητή τάσης για δύο επίπεδα - την αναλογική και την ψηφιακή τροφοδοσία.

Με την εγκατάσταση των παραπάνω στοιχείων, ακολουθεί η αξιολόγηση της λειτουργίας του ADS1299. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω μιας διαδικασίας μετρήσεων σε κρίσιμα pins, η οποία διασφαλίζει την ορθή τροφοδοσία του βασικού κυκλώματος.

Στο επόμενο στάδιο, εγκαθίσταται ο μικροελεγκτής ESP32. Τοποθετημένος σε ένα αποκλειστικό board, ο ESP32 είναι έτοιμος για ενσωμάτωση στην υπάρχουσα διάταξη. Αυτός τροφοδοτείται από τον υπολογιστή κατά τη διάρκεια των

πειραμάτων, αλλά έχει ήδη προβλεφθεί η δυνατότητα τροφοδοσίας από το κύκλωμα τροφοδοσίας της μπαταρίας για αυτονομία και ασφάλεια.

Ο μικροελεγκτής και ο ADS1299 συνδέονται μέσω τεσσάρων pins που εξασφαλίζουν την επικοινωνία SPI. Αυτό αποτελεί ένα αποφασιστικό βήμα στη διαδικασία, καθώς πλέον η συσκευή διαθέτει όλα τα απαραίτητα στοιχεία στο board.

Με την εγκατάσταση των συσκευών, το επόμενο βήμα είναι η δημιουργία ενός ψηφιακού περιβάλλοντος επικοινωνίας μεταξύ του μικροελεγκτή και του ADS1299 που θα επιτρέπει στον μικροελεγκτή ESP32 να διαβάζει, να επεξεργάζεται και να μεταφέρει τα δεδομένα που συλλέγει από τον ADS1299.

Το περιβάλλον αποτελείται από κώδικα σε γλώσσα C++ ο οποίος γράφεται και ελέγχεται μέσω του περιβάλλοντος Arduino IDE και του μικροελεγκτή ESP32. Στόχος του περιβάλλοντος είναι η επικοινωνία του μικροελεγκτή με τον ADS1299 ώστε να μπορεί να διαβάζει και να γράφει στους καταχωρητές του κυκλώματος. Στη συνέχεια προστίθενται επιπλέον κώδικας ο οποίος εισάγει συναρτήσεις παραμετροποίησης του ADS1299 και διαδικασίες λήψης των δεδομένων που καταγράφει η συσκευή. Στη συνέχεια τα δεδομένα αυτά αποστέλλονται στον Η/Υ μέσω USB είτε μέσω Bluetooth ώστε να γίνει επεξεργασία και παρουσίαση τους.

Τέλος, με την εγκατάσταση και τον προγραμματισμό του ESP32, η συσκευή είναι έτοιμη για δοκιμές. Οι δοκιμές περιλαμβάνουν την εκτέλεση του κώδικα και την επικοινωνία της συσκευής με ένα εξωτερικό σύστημα, προκειμένου να ελεγχθεί η ορθότητα της λειτουργίας της.

2.1.3 Προβλήματα και τρόποι αντιμετώπισης

Κατά τη διάρκεια της κατασκευής της προτεινόμενης διάταξης υπήρξαν δύο βασικά προβλήματα. Το πρώτο πρόβλημα αφορά την φυσική δυσκολία στον χειρισμό του chip ADS1299. Λόγω των 64 pins σε μόλις 104 mm² υπήρξε μεγάλη δυσκολία στις κολλήσεις και στον έλεγχο των συνδέσεων. Χαρακτηριστικό είναι ότι η απόσταση μεταξύ δύο pins είναι 0.5 χιλιοστά του μέτρου. Ακόμα και με την χρήση βάσης για εγκατάσταση σε διάτρητη πλακέτα όπως και έγινε ο αριθμός των pins και των κολλήσεων ήταν ιδιαίτερα αυξημένος σε σχέση με τον διαθέσιμο χώρο. Αυτό οδήγησε

σε πιθανή επαφή γειτονικών συνδέσεων η οποία τελικά βραχυκύκλωσε το ολοκληρωμένο κύκλωμα καταστρέφοντας το εσωτερικό κύκλωμα δημιουργίας τάσης αναφοράς για τον μετατροπέα ADC. Η μόνη λύση στο παραπάνω πρόβλημα ήταν η χρήση νέου chip καθώς η αρχική παραγγελία υλικών προέβλεπε την αγορά 2 chip για δημιουργία συσκευής με 8 εισόδους μέσω σύνδεσης 2 chip των 4 εισόδων.

Το δεύτερο πρόβλημα ήταν η μη χρήση εκτυπωμένου κυκλώματος σε πλακέτα. Λόγω της φύσης της παρούσας εργασίας η οποία αφορά πρότυπη κατασκευή που πρέπει να επιδέχεται άμεσες αλλαγές και πειραματισμούς, δεν ήταν δυνατή η κατάστρωση τελικού σχεδίου από το στάδιο του σχεδιασμού ώστε να εκτυπωθεί το αντίστοιχο κύκλωμα σε πλακέτα. Αλλαγές στην διάταξη των εξαρτημάτων αλλά και προσθήκες και αφαιρέσεις υλικών όπως αντιστάσεις και πυκνωτές για το βέλτιστο αποτέλεσμα έγιναν μέχρι και το τελευταίο στάδιο κατασκευής, ενώ η επιλογή να μην περιέχονται ηλεκτρόδια στην πρότυπη κατασκευή δεν έδωσε κάποιο νόημα στην τελική εκτύπωση του κυκλώματος. Οι παραπάνω δυσκολίες ξεπεράστηκαν εν μέρει με τη χρήση breadboard όπου οι συνδέσεις δεν ήταν μόνιμες αλλά μπορούσαν να αλλάζουν με μικρά καλώδια που τοποθετούνταν στις αντίστοιχες θέσεις.

Η διαδικασία κατασκευής ενός ΗΕΓ είναι εν γένει μια πολύπλοκη διαδικασία που απαιτεί φυσικούς πόρους και πολλές ώρες εργασίας. Στα πλαίσια της παρούσας εργασίας γίνεται μεγάλη προσπάθεια για ελαχιστοποίηση των φυσικών πόρων που απαιτούνται για την εξαγωγή ικανοποιητικών αποτελεσμάτων. Αυτό αποτέλεσε μεγάλη πρόκληση καθώς το κόστος των υλικών έπρεπε να παραμείνει χαμηλό χωρίς ωστόσο να γίνουν περικοπές στην ποιότητα των χαρακτηριστικών της συσκευής.

Τέλος εκτός των παραπάνω προβλημάτων, η εύρεση των υλικών αποτέλεσε ιδιαίτερα δύσκολη διαδικασία. Λόγω της παγκόσμιας έλλειψης στην αγορά Chip κατά τα έτη 2022 -2023 η εύρεση του ειδικού chip ADS1299 ήταν ιδιαίτερα απαιτητική. Τελικά βρέθηκε μόνο η έκδοση με τις 4 εισόδους ενώ η αρχική σχεδίαση ήταν για 8 εισόδους και ως λύση προκρίθηκε η αγορά δύο τέτοιων chip για την κατασκευή ενός συστήματος 8 εισόδων. Τελικά λόγω και των παραπάνω κατασκευάστηκε ένα σύστημα 4 εισόδων.

2.2 Παρουσίαση διάταξης

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζεται αναλυτικά η προτεινόμενη διάταξη καθώς και περιγραφή της κατασκευής της. Τα βασικά στοιχεία της διάταξης αποτελούν το ολοκληρωμένο κύκλωμα ADS1299 και η πλακέτα που περιλαμβάνει το chip και το κύκλωμα τροφοδοσίας του καθώς και ο μικροελεγκτής ESP32 ο οποίος εγκαθίσταται επίσης σε board ώστε να επικοινωνεί με την πλακέτα του ADS1299 τα οποία αποτελούν το βασικό εξοπλισμό της διάταξης.

2.2.1 ADS1299

Για την λειτουργία της προτεινόμενης διάταξης καταγραφής ΗΕΓ το βασικό ολοκληρωμένο κύκλωμα που εκτελεί τις βασικές λειτουργίες της συσκευής ΗΕΓ είναι ο ψηφιακός μετατροπέας ADS1299. Ο μετατροπέας ADS1299 περιλαμβάνει διάταξη ενίσχυσης, μετατροπής και φιλτραρίσματος του σήματος ενώ μπορεί να επικοινωνεί με άλλες συσκευές μέσω επικοινωνίας SPI.

Αναλυτικότερα ο ADS1299 έχει σχεδιαστεί για την μετατροπή αναλογικού σε ψηφιακό σήμα με υψηλή ακρίβεια και χαμηλό θόρυβο. Τα χαρακτηριστικά του μετατροπέα μπορούν να παραμετροποιηθούν μέσω του προγραμματισμού της συσκευής διαμορφώνοντας το περιεχόμενο των καταχωρητών του κατάλληλα. Τα βασικότερα τεχνικά χαρακτηριστικά που αναλύθηκαν και επηρέασαν το κατασκευαστικό κομμάτι της εργασίας κυρίως στο κομμάτι του προγραμματισμού είναι τα παρακάτω:

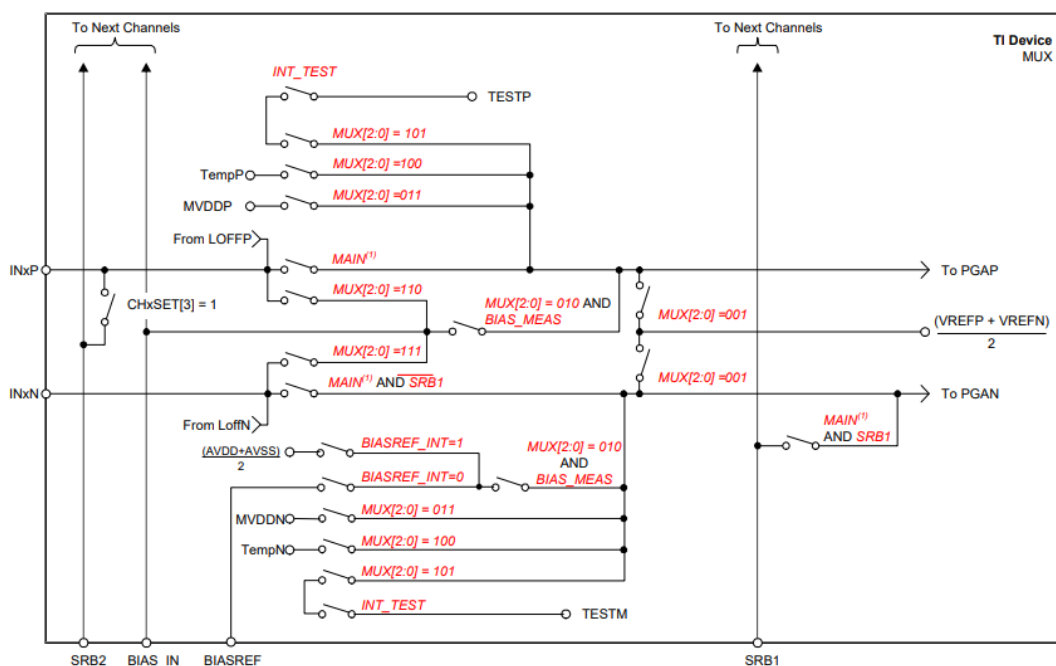
Είσοδος:

Μια ιδιαίτερα σημαντική λειτουργία του ολοκληρωμένου κυκλώματος ADS1299 είναι η δυνατότητα προγραμματισμού της εισόδου. Η είσοδος του συστήματος αποτελείται από 4 κανάλια 2 φάσεων. Σε κάθε κανάλι εισόδου υπάρχει ένας πολυπλέκτης (Flexible Input Multiplexer), ο οποίος επιτρέπει τον προγραμματισμό και την επιλογή των σημάτων που τελικά θα καταλήξουν στον ενισχυτή του κάθε καναλιού.

Πιο συγκεκριμένα μέσω του προγραμματιζόμενου πολυπλέκτη ο χρήστης μπορεί να ορίσει κοινή είσοδο σε όλες τις «αρνητικές» φάσεις των καναλιών, για σύγκριση όλων των μετρούμενων τάσεων με μια κοινή τάση αναφοράς. Για κάθε κανάλι εισόδου

μπορεί να επιλεγεί ως είσοδος στην θετική φάση μια συγκεκριμένη τάση η οποία συνδέεται στον ακροδέκτη SRB2 του κυκλώματος. Επιπλέον μπορεί να οριστεί ως είσοδος του καναλιού η μέτρηση θερμοκρασίας από τον αισθητήρα θερμοκρασίας που υπάρχει εντός του κυκλώματος η τάση αναφοράς, η τάση τροφοδοσίας καθώς και επιλογές για μέτρηση του φαινομένου lead off detection.

Η διαδικασία για την επιλογή του σήματος εισόδου γίνεται μέσω της εγγραφής στους καταχωρητές του ολοκληρωμένου των κατάλληλων τιμών. Στην Εικόνα 13 φαίνεται ο πολυπλέκτης που υπάρχει σε κάθε κανάλι εισόδου:



Εικόνα 13 Πολυπλέκτης Επιλογής Εισόδου ADS1299

Όπως φαίνεται η είσοδος του καναλιού αποτελείται από δύο σήματα INxP και INxN τα οποία αποτελούν την θετική και την αρνητική είσοδο ενώ το γράμμα x συμβολίζει τον αριθμό της εισόδου. Για παράδειγμα η θετική είσοδος του πρώτου καναλιού συμβολίζεται ως IN1P (Input 1 Positive).

Στην συνέχεια το διάγραμμα δείχνει τις επιλογές που πρέπει να γίνουν στον καταχωρητή ώστε να επιλεγεί η επιθυμητή διαδρομή σήματος. Οι καταχωρητές που επηρεάζουν την λειτουργία του πολυπλέκτη εισόδου είναι:

Πεδίο MUX[2:0]: Αποτελεί πεδίο (field) του καταχωρητή CHnSET, όπου n είναι ο αριθμός του καναλιού.

Πιο αναλυτικά σε κάθε κανάλι τα 3 LSB του καταχωρητή CHnSET ορίζουν τα εξής:

Πίνακας 6 Επιλογές Εισόδου ADS1299

Τιμή MUX[2:0]	Είσοδος Καναλιού
000	Κανονική είσοδος ηλεκτροδίου
001	Input Shorted – Έλεγχος offset ή θορύβου
010	Μέτρηση BIAS
011	MVDD (Μέση τιμή VDD) για μέτρηση τροφοδοσίας
100	Αισθητήρας Θερμοκρασίας
101	Σήμα Ελέγχου (Test Signal)
110	Bias_IN στην θετική είσοδο
111	Bias_IN στην αρνητική είσοδο

Κατά την διεξαγωγή των μετρήσεων επιλέγεται η μέτρηση του σήματος ελέγχου και στα 4 κανάλια εισόδου με στόχο την επιβεβαίωση της ορθής λειτουργίας του συστήματος σε γνωστή είσοδο και αναμενόμενη έξοδο. Έτσι τα LSB κάθε καταχωρητή CHnSET θα πρέπει να οριστούν στην τιμή «101».

Προγραμματιζόμενο κέρδος ενίσχυσης:

Ιδιαίτερα σημαντική είναι και η δυνατότητα επιλογής του επιπέδου κέρδους του ενισχυτή ανάλογα με την ακρίβεια που απαιτείται σε συνδυασμό με τα επίπεδα θορύβου και την ποιότητα της ανάλυσης. Ο τρόπος ελέγχου του κέρδους είναι η ρύθμιση του καταχωρητή CHnSet και συγκεκριμένα του πεδίου GAINn[2:0] τα οποία αποτελούν τα bits 6 έως 4 του καταχωρητή CHnSet. Αναλυτικότερα οι δυνατότητες ρύθμισης παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα:

Πίνακας 7 Ρύθμιση Κέρδους Ενισχυτή

Τιμή GAINn[2:0]	Ενίσχυση Σήματος
000	1
001	2
010	4
011	6

100	8
101	12
110	24
111	Do Not Use

Ρύθμιση ταχύτητας μετάδοσης:

Ένας ακόμα σημαντικός παράγοντας που μπορεί να παραμετροποιηθεί είναι η συχνότητα μεταφοράς των δεδομένων. Είναι σημαντικό να επιλεγεί η σωστή συχνότητα μεταφοράς για την μείωση του θορύβου χωρίς όμως να χάνεται η απαραίτητη ακρίβεια στις μετρήσεις και η ανάλυση του σήματος. Υψηλότεροι ρυθμοί μεταφοράς προσφέρουν καλύτερη ανάλυση και ταυτόχρονη καταγραφή του πραγματικού σήματος. Από την άλλη πλευρά εισάγουν υψηλά επίπεδα θορύβου. Το σύστημα μπορεί να λειτουργήσει από συχνότητες 250 SPS (Samples per Second) έως 16kSPS. Η επιλογή γίνεται από τον καταχωρητή CONFIG1 και συγκεκριμένα τα 3 LSB που αναφέρονται ως πεδίο DR[2:0], ως εξής:

Πίνακας 8 Ρύθμιση Συχνότητας Εξόδου Συστήματος

Τιμή DR[2:0]	Συχνότητα Εξόδου
000	$f_{\text{mod}} / 64$ (16 kSPS)
001	$f_{\text{mod}} / 128$ (8 kSPS)
010	$f_{\text{mod}} / 256$ (4 kSPS)
011	$f_{\text{mod}} / 512$ (2 kSPS)
100	$f_{\text{mod}} / 1024$ (1 kSPS)
101	$f_{\text{mod}} / 2048$ (500 SPS)
110	$f_{\text{mod}} / 4096$ (250 SPS)
111	Do Not Use

Όπου f_{mod} ορίζεται ως το μισό της συχνότητας του ρολογιού του συστήματος.

Παραγωγή εσωτερικών σημάτων για έλεγχο καλής λειτουργίας:

Τέλος ένα ακόμα χαρακτηριστικό του οποίου η δυνατότητα ρύθμισης παρουσιάζεται είναι τα σήματα ελέγχου (Test Signals). Με την κατάλληλη ρύθμιση των καταχωρητών CHnSET δίνεται ως σήμα εισόδου ένα Test Signal. Η ρύθμιση του σήματος ελέγχου επιλέγεται να γίνεται είτε εξωτερικά είτε εσωτερικά. Τα εσωτερικά σήματα ελέγχου μπορούν να παραμετροποιηθούν και επιλέγεται το πλάτος τους και η συχνότητά τους ενώ η μορφή τους είναι τετραγωνικός παλμός. Η ρύθμιση του σήματος ελέγχου γίνεται από τον καταχωρητή CONFIG2. Ο καταχωρητής CONFIG2 αποτελείται από 8 bits και 5 διαφορετικά πεδία εκ των οποίων τα 2 είναι δεσμευμένα και τα άλλα 3 παραμετροποιούν τα χαρακτηριστικά του σήματος ελέγχου. Το πεδίο INT_CALL που αποτελεί το bit 4 του καταχωρητή ορίζει την προέλευση του σήματος ελέγχου.

Πίνακας 9 Ρύθμιση Προέλευσης Σήματος Ελέγχου

INT_CALL	Προέλευση Σήματος Ελέγχου
0	Εξωτερική
1	Εσωτερική

Το πεδίο CAL_AMP που αποτελεί το bit 2 του καταχωρητή ορίζει το πλάτος του σήματος ελέγχου.

Πίνακας 10 Ρύθμιση Πλάτους Σήματος Ελέγχου

CAL_AMP	Πλάτος Σήματος Ελέγχου
0	$1 \times -(VREFP - VREFN) / 2400$
1	$2 \times -(VREFP - VREFN) / 2400$

Το πεδίο CAL_FREQ[1:0] που αποτελεί τα bits 1 έως 0 του καταχωρητή ορίζει τη συχνότητα του σήματος ελέγχου η οποία εξαρτάται από τη συχνότητα f_{CLK} του ρολογιού του συστήματος.

Πίνακας 11 Ρύθμιση Συχνότητας Σήματος Ελέγχου

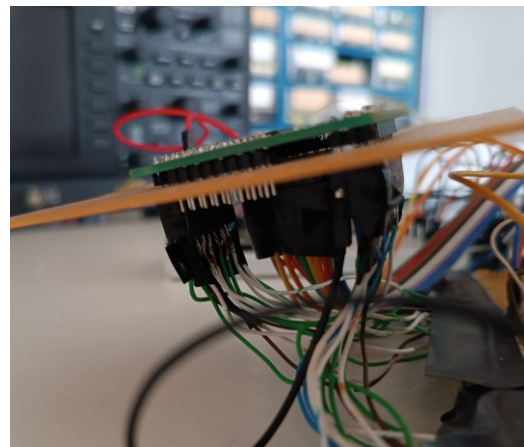
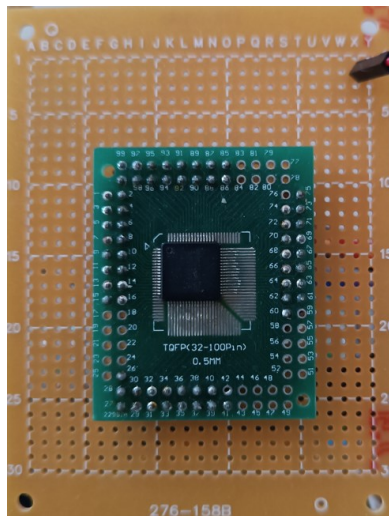
CAL_FREQ	Συχνότητα Σήματος Ελέγχου
00	$F_{CLK}/2^{21}$

01	$F_{CLK}/2^{20}$
10	Do not Use
11	At dc

2.2.2 Πακετάρισμα Chip ADS1299 – Board ADS1299

Το ολοκληρωμένο κύκλωμα ADS1299 ανεξαρτήτως της έκδοσής του και τον αριθμό των εισόδων του (4 έως 8) έχει τις ίδιες διαστάσεις και τα ίδια pins. Το πακετάρισμα του ολοκληρωμένου είναι TQFP-65. Η συγκεκριμένη διάταξη υλοποιείται σε διάτρητη πλακέτα αρχικά καθώς το chip θα πρέπει πρώτα να τοποθετηθεί σε κατάλληλη βάση μεγαλύτερου μεγέθους ώστε να μπορεί έπειτα να συνδεθεί σε breadboard για τις υπόλοιπες συνδέσεις και τον έλεγχο καλής λειτουργίας.

Παρακάτω παρατίθενται εικόνες από την διαδικασία τοποθέτησης του chip στην βάση και στην διάτρητη πλακέτα.



Εικόνα 14 (1) Βάση - Chip TQFP-65 - διάτρητη πλακέτα (2) Όψη Διάτρητης πλακέτας

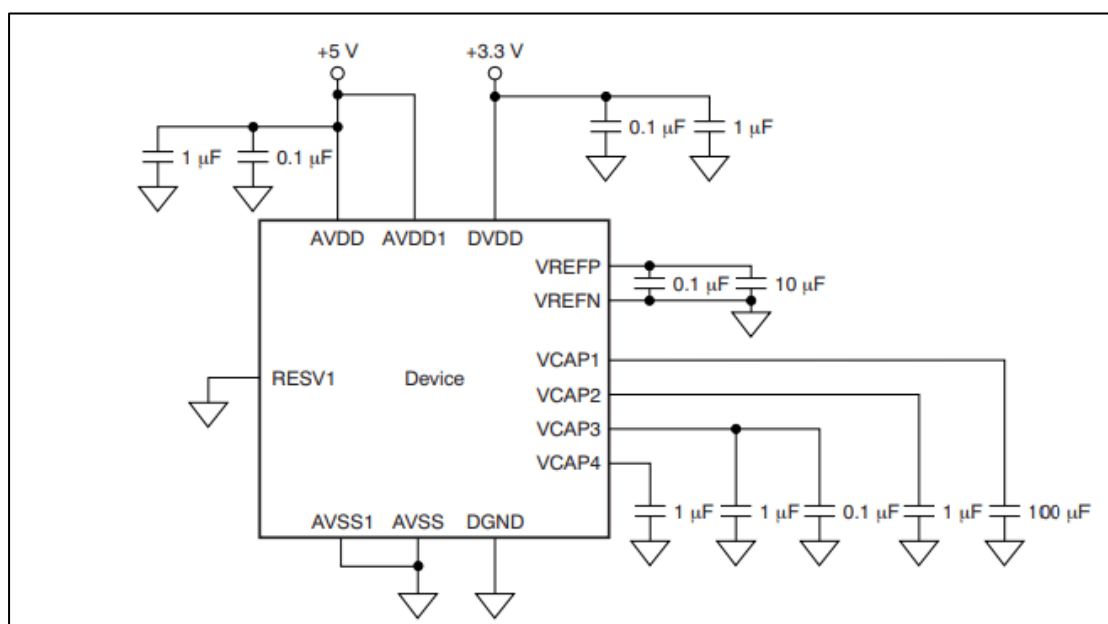
2.2.3 Τροφοδοσία

Η τροφοδοσία του ολοκληρωμένου κυκλώματος ADS1299 δεν είναι απλή καθώς αρχικά απαιτείται η τοποθέτηση πυκνωτών σε όλες τις γραμμές τροφοδοσίας για τον διαχωρισμό του σήματος και την καθαρότητα των μετρήσεων. Είναι συνήθης πρακτική στα συστήματα ολοκληρωμένων κυκλωμάτων ελέγχου σημάτων καθώς η

τοποθέτηση πυκνωτών σε όλες τις γραμμές τροφοδοσίας εμποδίζει την δημιουργία θορύβου υψηλών συχνοτήτων (HF Noise) ο οποίος δημιουργείται όταν οι γραμμές τροφοδοσίας λειτουργούν ως κεραίες. Επιπλέον απαιτούνται προσθήκες πυκνωτών γύρω από το ολοκληρωμένο με σύνδεση σε κατάλληλα pins που υποδεικνύονται από τον κατασκευαστή ώστε να δημιουργηθούν κατάλληλες τάσεις για εσωτερική χρήση, όπως η τάση αναφοράς του μετατροπέα.

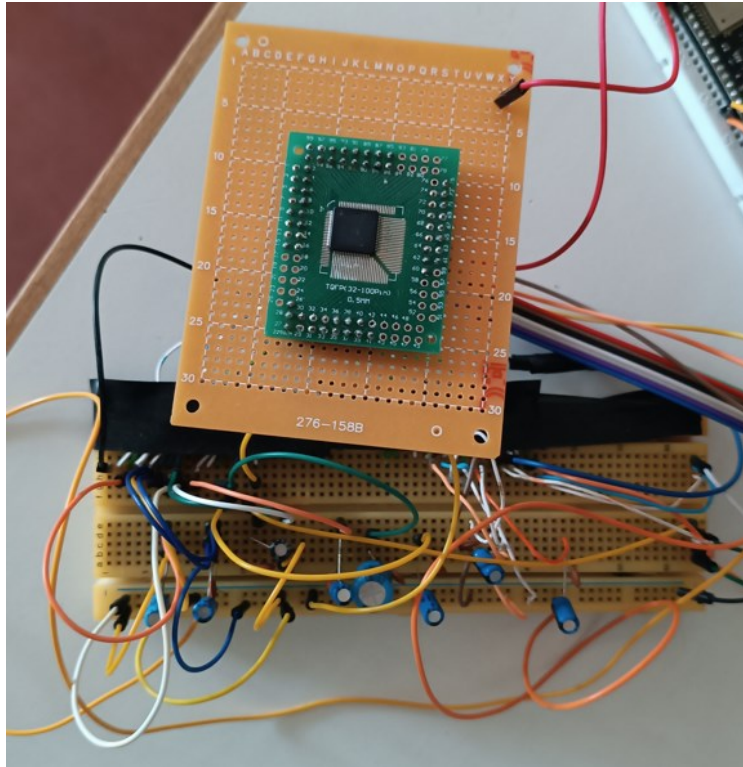
Η τροφοδοσία του ολοκληρωμένου επιλέγεται μονοπολική τροφοδοσία (Unipolar) που αποτελείται από τάση τροφοδοσίας AVDD (Analog VDD) 5V και τάση τροφοδοσίας DVDD (Digital VDD) 3.3V ενώ οι αρνητικές τροφοδοσίες είναι κοινές AVSS (Analog VSS), DGND (Digital GND) στα 0 V.

Παρακάτω παρουσιάζονται τα βασικά χαρακτηριστικά του κυκλώματος τροφοδοσίας και των πυκνωτών προστασίας και ρύθμισης τάσης.



Εικόνα 15 Τροφοδοσία ADS1299

Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 15 όπου ήταν απαραίτητη η τροφοδοσία με τάση 5 ή 3.3 V τοποθετήθηκε συστοιχία πυκνωτών 0.1 και 1 μF με στόχο την εξάλειψη του θορύβου. Επιπλέον φαίνονται οι πυκνωτές που τοποθετήθηκαν στα pin VREF και VCAP για την σωστή δημιουργία των τάσεων αναφοράς του ολοκληρωμένου.



Εικόνα 16 Κύκλωμα ADS1299

Στην φωτογραφία φαίνεται η τοποθέτηση όλων των απαραίτητων στοιχείων για την τροφοδοσία του κυκλώματος ADS1299 σύμφωνα και με τους παραπάνω κανόνες.

Για την εξασφάλιση των αρχικών τάσεων 5V και 3.3V που αποτελούν την τάση VSS και VCC για την τροφοδοσία των αναλογικών και των ψηφιακών τμημάτων κατασκευάστηκε διάταξη σταθεροποιητών τάσης που τροφοδοτούνται από μια μπαταρία 9V. Η διάταξη αποτελείται από έναν σταθεροποιητή τάσης 5V (LM7805), έναν σταθεροποιητή τάσης 3.3 V (LM2936) και μια μπαταρία 9V.

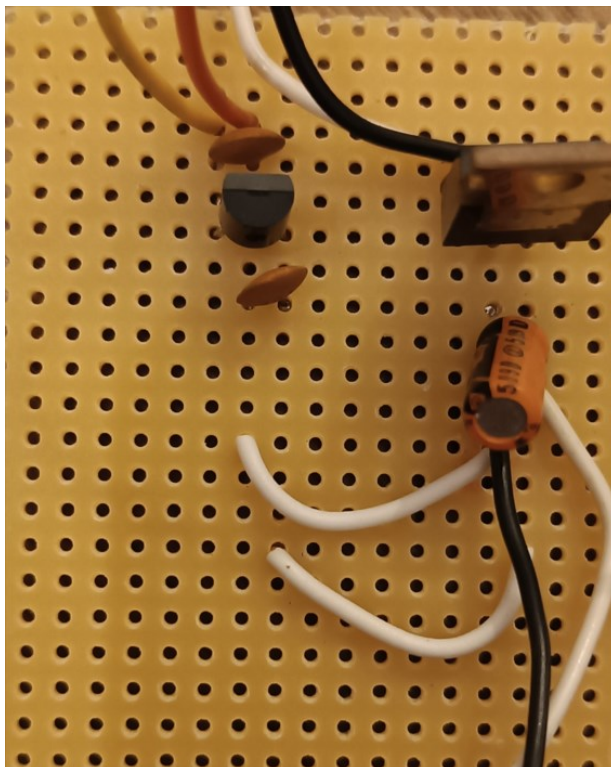


Εικόνα 17: Από αριστερά προς τα δεξιά: (1) LM7805 (2) LM2936 (3) 9V Battery

Στόχος είναι η πλήρης γαλβανική απομόνωση του συστήματος καταγραφής από οποιαδήποτε συσκευή που τροφοδοτείται από το ρεύμα. Για τον λόγο αυτό η

τροφοδοσία του συστήματος γίνεται από μπαταρία χαμηλής τάσης που είναι ασφαλής για τον άνθρωπο.

Παρακάτω φαίνεται το Board τροφοδοσίας της συσκευής:



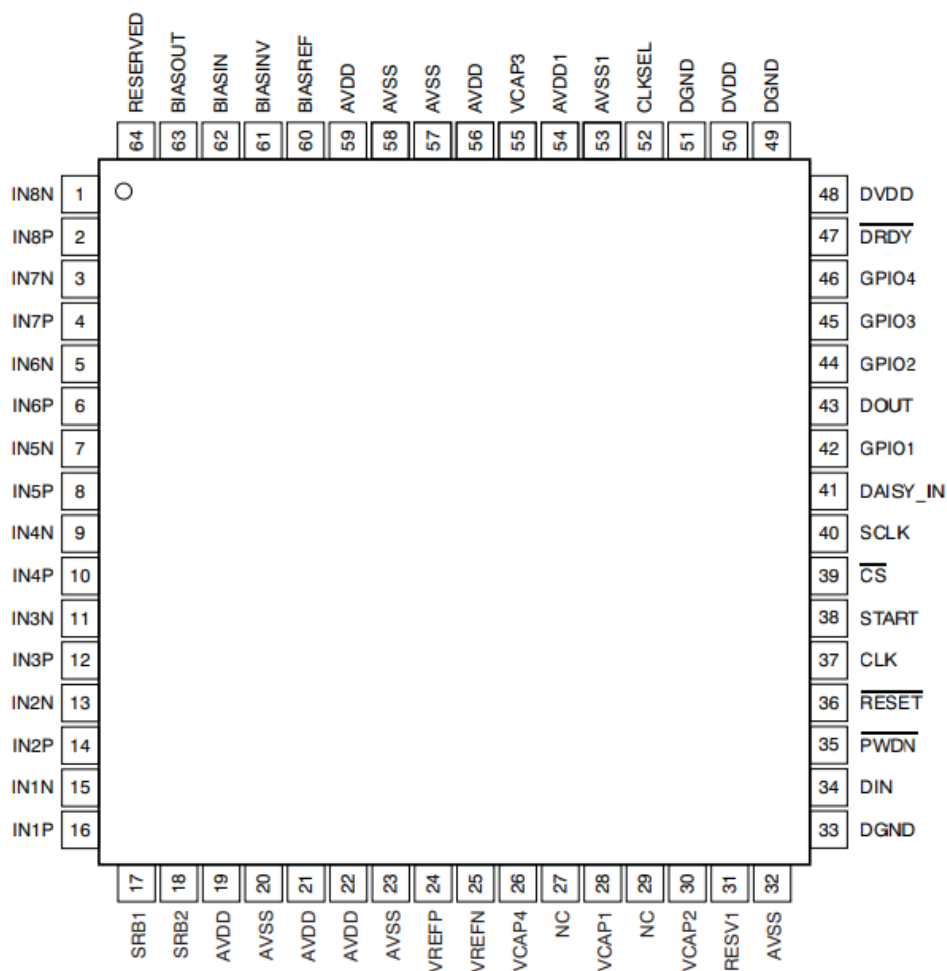
Εικόνα 18 Κύκλωμα Τροφοδοσίας

Το σύστημα αυτό έχει προβλεφθεί να μπορεί να τροφοδοτήσει και τον μικροελεγκτή ESP32 με προσθήκη επιπλέον μπαταριών ώστε το σύστημα να μην χρειάζεται φυσική σύνδεση με Η/Υ το οποίο θα έθετε σε κίνδυνο τον στόχο πλήρους απομόνωσης από άλλες πηγές ρεύματος.

2.2.4 Testing και έλεγχος λειτουργίας ADS1299

Μετά την ολοκλήρωση της κατασκευής του σταθερού κυκλώματος τροφοδοσίας και την τοποθέτηση του ολοκληρωμένου κυκλώματος στην πλακέτα πραγματοποιήθηκαν δοκιμές σωστής λειτουργίας του κυκλώματος. Σύμφωνα με το τεχνικό εγχειρίδιο όταν το κύκλωμα τροφοδοτείται σωστά παρατηρούνται συγκεκριμένα επίπεδα τάσης σε συγκεκριμένα key pins τα οποία είναι ένδειξη σωστής τροφοδοσίας και σωστής λειτουργίας των βασικών εξαρτημάτων του ολοκληρωμένου κυκλώματος, όπως η δημιουργία της απαραίτητης τάσης αναφοράς για τη χρήση του μετατροπέα.

Παρακάτω παρατίθεται πίνακας (Πίνακας 12) στον οποίο αναφέρονται τα επιθυμητά επίπεδα τάσης καθώς και αυτά που μετρήθηκαν κατά την τροφοδοσία του ολοκληρωμένου κυκλώματος. Επιπλέον παρατίθεται η διάταξη των pins (Εικόνα 12) του κυκλώματος για αναφορά στα συγκεκριμένα σημεία όπου έγιναν οι μετρήσεις.



Εικόνα 19 Pinout ADS1299

Πίνακας 12 Έλεγχος Τροφοδοσίας ADS1299

Pin Μέτρησης	Αναμενόμενη Τιμή (V)	Μετρούμενη Τιμή (V)
24 – VREFP	4.51	4.51
25 – VREFN	0	0
28 – VCAP1	1.2	1.1
30 - VCAP2	2.52	2.5
55 - VCAP3	6.9	6.9

26 - VCAP4	2.25	2.25
19 - AVDD	5	5
20 – AVSS	0	0
50 – DVDD	3.3	3.3
33 – DGND	0	0

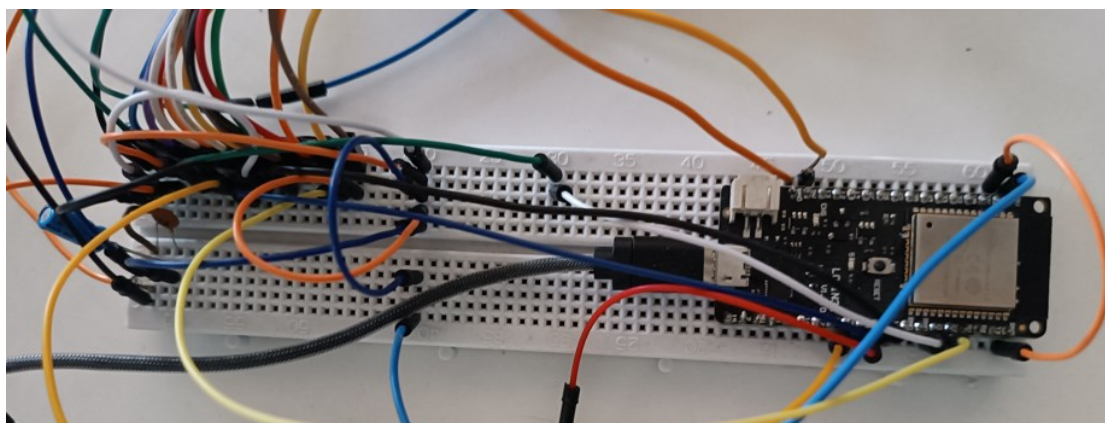
2.2.5 Κατασκευή Board Μικροελεγκτή

Όπως έχει αναλυθεί το σύστημα απαιτεί την ύπαρξη ενός μικροελεγκτή για τον χειρισμό του συστήματος και την καταγραφή των δεδομένων. Η πλακέτα που επιλέχθηκε (WEMOS LOLIN 32) βασίζεται στον μικροελεγκτή ESP32 και επιλέχθηκε με βάση τις επιδόσεις του, τα ικανά τεχνικά χαρακτηριστικά και την χαμηλή τιμή του.

Ο βασικότερος ρόλος του μικροελεγκτή στην διάταξη που παρουσιάζεται είναι η επικοινωνία με τον ADS1299 έτσι ώστε να μπορούν να τεθούν οι σωστές παράμετροι για την λειτουργία του κυκλώματος αλλά και να μπορούν να στέλνονται οι εντολές εκκίνησης και παύσης καταγραφής. Τέλος τα δεδομένα μέσω του μικροελεγκτή μπορούν να μεταφερθούν απευθείας σε Η/Υ μέσω καλωδίου USB είτε μέσω Bluetooth ή να επεξεργαστούν τοπικά στον μικροελεγκτή. Ο φυσικός τρόπος επικοινωνίας των δύο chip είναι 4 συνδέσεις που αποτελούν τα στοιχεία της επικοινωνίας SPI και 2 επιπλέον συνδέσεις για τον έλεγχο του chip που αφορούν απευθείας RESET μέσω του αντίστοιχου pin RESET του ADS1299 καθώς και του pin DRDY το οποίο επιβεβαιώνει ότι τα δεδομένα που διαβάζονται είναι έτοιμα.

Για την σύνδεση του μικροελεγκτή με το σύστημα χρησιμοποιήθηκε κατάλληλη βάση στην οποία κολλήθηκε η πλακέτα του WEMOS ενώ στη συνέχεια κολλήθηκε σε διάτρητη πλακέτα ώστε να μπορεί να συνδεθεί φυσικά με το breadboard που θα γίνουν οι συνδέσεις μέσω jumpers.

Παρακάτω φαίνεται η συσκευή και ο τρόπος που κολλήθηκε και επικοινωνεί με το υπόλοιπο σύστημα.



Εικόνα 20 Board Μικροελεγκτή ESP32

Οι συνδέσεις που απαιτούνται μεταξύ του ολοκληρωμένου και του μικροελεγκτή αποτελούνται από αυτές που απαιτεί το πρωτόκολλο επικοινωνίας SPI το οποίο απαιτεί 4 κανάλια και δύο επιπλέον διαύλους για την λειτουργία απευθείας RESET και επιβεβαίωση λήψης ορθών δεδομένων μέσω του DRDY. Στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 13) φαίνεται η αντιστοιχία (mapping) των pins του μικροελεγκτή και του ολοκληρωμένου κυκλώματος ADS1299.

Πίνακας 13 Περιγραφή Σύνδεσης ADS1299 – ESP32

Pin ADS1299	Pin WEMOS Lolin 32 (ESP32)	Λειτουργία Σύνδεσης
34 – DIN (Data In)	23 – MOSI (Master Output Slave Input)	SPI [1] Είσοδος δεδομένων στον Slave (ADS1299) από τον Master (ESP32)
43 – DOUT (Data Out)	19 – MISO (Master Input Slave Output)	SPI [2] Έξοδος δεδομένων από τον Slave (ADS1299) είσοδος δεδομένων στον Master (ESP 32)
40 – SCLK (Serial Clock Input)	18 – SCK (Serial Clock)	SPI [3] Είσοδος ρολογιού στον Slave για σύγχρονη επικοινωνία

39 – CS (Chip Select)	5 – SS (Slave Select)	SPI [4] Επιλογή Slave Chip
36 – RESET	21 – GPIO 21 (General Pin Input Output)	Δυνατότητα άμεσου RESET ADS1299
47 – DRDY (Data Ready)	22 – GPIO 22 (General Pin Input Output)	Έλεγχος λήψης ορθών δεδομένων

Όπως φαίνεται στον παραπάνω πίνακα εκτός των 4 συνδέσεων που απαιτούνται για την δημιουργία SPI επικοινωνίας έχουν προστεθεί δύο επιπλέον δίαυλοι επικοινωνίας.

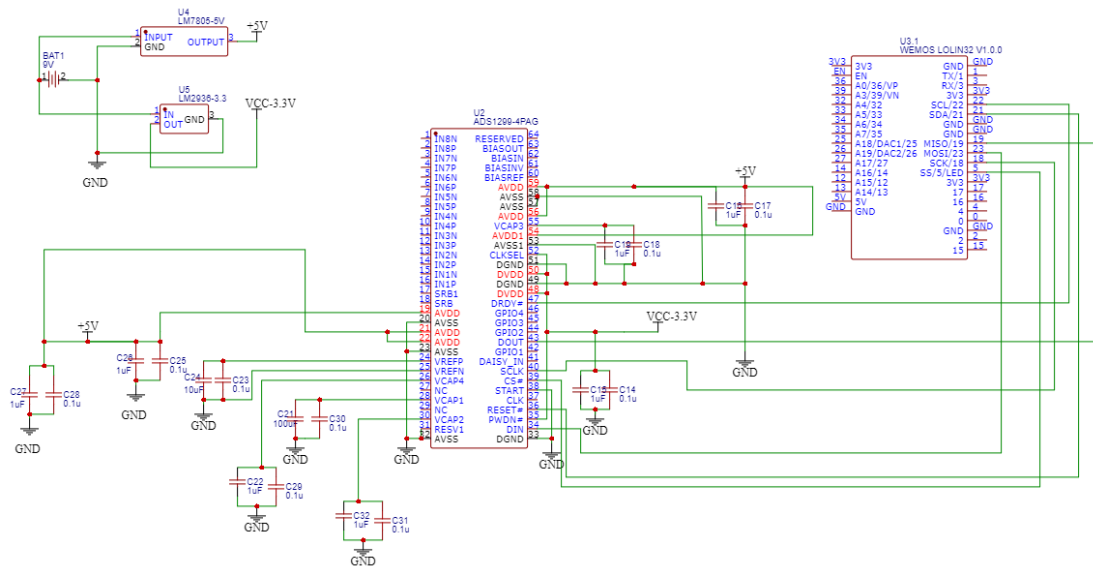
Ο πρώτος αφορά τον Pin 36 του ADS1299 και ελέγχει την λειτουργία RESET. Η επανεκκίνηση του κυκλώματος μπορεί να γίνει με τη χρήση εντολών μέσω της επικοινωνίας SPI. Ωστόσο είναι απαραίτητο να υπάρχει επιλογή χειροκίνητης επανεκκίνησης μέσω του Pin 36 το οποίο ενεργοποιείται όταν τροφοδοτηθεί με τάση GND (ενεργό χαμηλά). Ο τρόπος με τον οποίο επιτυγχάνεται αυτό είναι η σύνδεση του pin RESET με μια γενική έξοδο του ESP32 την οποία μπορεί ο χρήστης να καθορίσει εύκολα ώστε να είναι βέβαιος ότι έχει γίνει RESET στο κύκλωμα όταν η επικοινωνία SPI ή οι εντολές αποτυγχάνουν.

Ο δεύτερος επιπλέον δίαυλος επικοινωνίας αφορά το pin 47 του ADS1299 το οποίο ενημερώνει πότε τα δεδομένα που διαβάζονται είναι έγκυρα. Πιο αναλυτικά από την εκκίνηση της λειτουργίας του ADS1299 μέχρι τα πρώτα έγκυρα δεδομένα μεσολαβεί κάποιος χρόνος. Στο διάστημα αυτό η έξοδος του ADS1299 παράγει λανθασμένα δεδομένα, είτε από προηγούμενη μέτρηση είτε από τυχαίες τιμές. Με τον έλεγχο του pin DRDY μέσω μιας γενικής εισόδου του ESP32 εξασφαλίζεται η συγκράτηση μόνο των πραγματικών δεδομένων της εκάστοτε μέτρησης.

2.2.6 Τελικό Σχηματικό

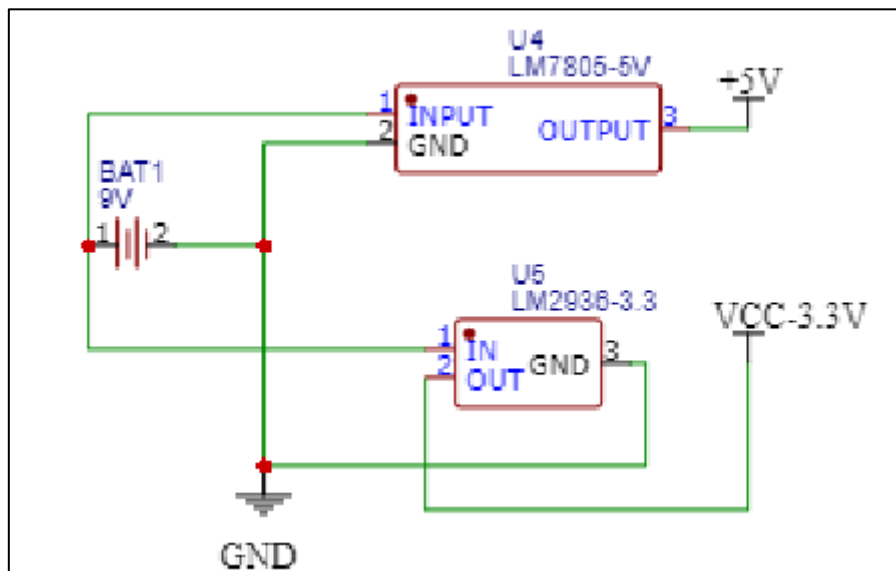
Έχοντας περιγράψει αναλυτικά την κατασκευή και τη σύνδεση των στοιχείων της διάταξης, σε αυτό το σημείο παρουσιάζεται το τελικό σχηματικό της διάταξης (Εικόνα

21) στο οποίο περιλαμβάνονται όλες οι φυσικές συνδέσεις μεταξύ των εξαρτημάτων καθώς και τα βασικά blocks που απαρτίζουν την διάταξη.



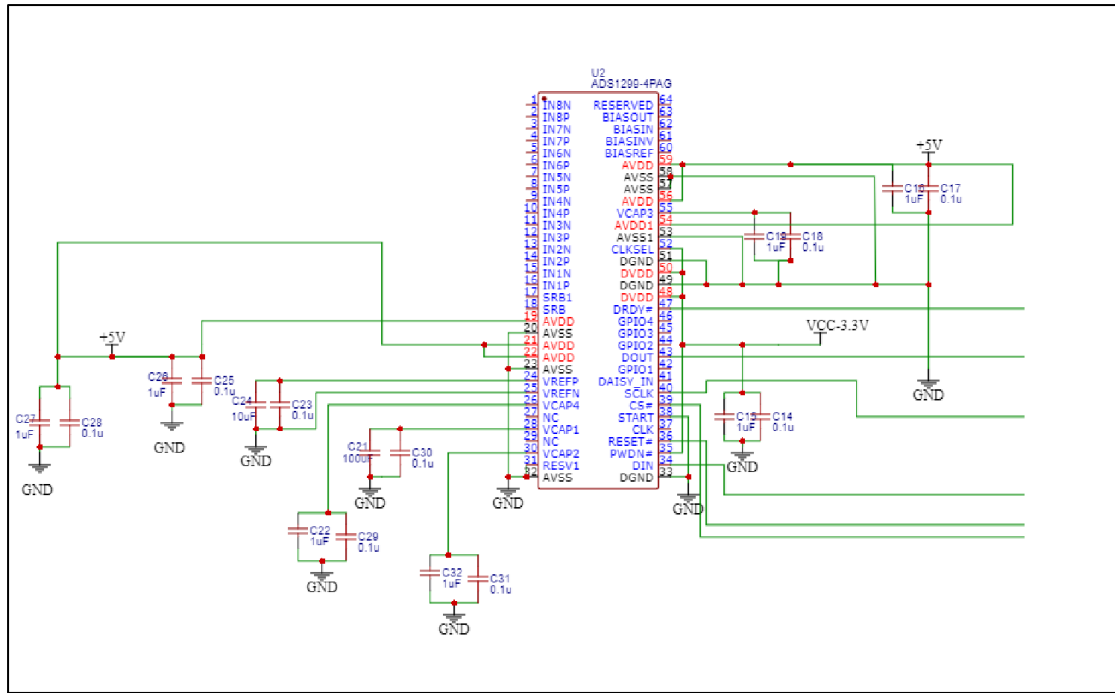
Εικόνα 21 Συνολικό Σχηματικό Διάταξης

Παρατηρείται ότι στο πρώτο block (επάνω αριστερά στην εικόνα) φαίνεται το κύκλωμα τροφοδοσίας με την μπαταρία και τους σταθεροποιητές τάσης.



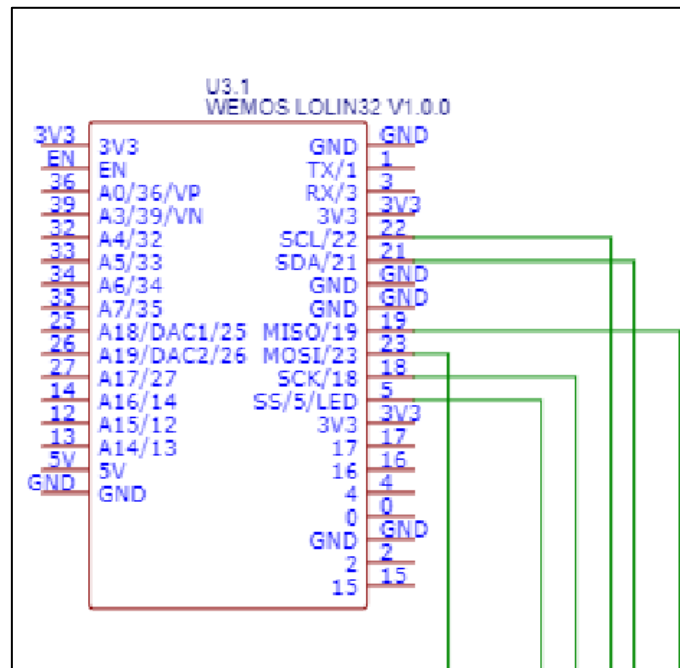
Εικόνα 22 Σχηματικό (1) Τροφοδοσίας Μεγέθυνση

Στο δεύτερο block (κέντρο) φαίνεται ο μετατροπέας ADS1299 με τα στοιχεία τροφοδοσίας και τους πυκνωτές αντιστάθμισης.



Εικόνα 23 Σχηματικό (2) ADS1299 Μεγέθυνση

Στο τρίτο block (δεξιά) φαίνεται η πλακέτα του μικροελεγκτή ESP32 και η σύνδεση των καναλιών για την διαμόρφωση του περιβάλλοντος επικοινωνίας SPI.



Εικόνα 24 Σχηματικό (3) ESP32 Μεγέθυνση

2.3 Προγραμματισμός – Επικοινωνία Διάταξης

Στη συνέχεια παρουσιάζεται η δομή του προγραμματισμού της επικοινωνίας μεταξύ των κυκλωμάτων. Όπως έχει αναλυθεί το πρωτόκολλο επικοινωνίας βασίζεται στο SPI το οποίο χρησιμοποιεί 4 διαύλους επικοινωνίας.

Επιγραμματικά οι δίαυλοι αυτοί αποτελούνται από έναν δίαυλο αποστολής και έναν δίαυλο λήψης δεδομένων από τον ADS1299 προς τον ESP32, έναν δίαυλο συγχρονισμού της επικοινωνίας μέσω σειριακού ρολογιού και έναν δίαυλο επιλογής του chip επικοινωνίας. Επιπλέον αυτών προτέθηκαν 2 ακόμα δίαυλοι επικοινωνίας ένας για την δυνατότητα εξωτερικής επανεκκίνησης του ADS1299 (RESET) και ένας για έλεγχο της ορθότητας των δεδομένων που λαμβάνονται.

Μέσω αυτών των διαύλων ο μικροελεγκτής μπορεί να ανταλλάσσει δεδομένα με το ολοκληρωμένο κύκλωμα ADS1299. Στόχος είναι η αποστολή εντολών προς τον ADS1299 η ανάγνωση και η εγγραφή των καταχωρητών του και η μεταφορά δεδομένων που καταγράφονται.

Ο ADS1299 έχει 24 καταχωρητές μεγέθους 8 bits. Το μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε για την κατασκευή της διάταξης (ADS1299-4) χρησιμοποιεί τους 14 από αυτούς. Οι καταχωρητές χωρίζονται σε 5 κατηγορίες:

Καταχωρητές Ανάγνωσης Αναγνώρισης (ID Read Only Registers) : 1 καταχωρητής ο οποίος περιλαμβάνει πληροφορίες για το είδος του μοντέλου ADS1299 που χρησιμοποιείται

Καταχωρητές Γενικών Ρυθμίσεων: 4 καταχωρητές οι οποίοι παραμετροποιούν τις γενικές ρυθμίσεις λειτουργίας του κυκλώματος, ανεξάρτητα από τις εισόδους

Καταχωρητές Ειδικών Ρυθμίσεων Καναλιού: 13 καταχωρητές οι οποίοι παραμετροποιούν τις ειδικές ρυθμίσεις για κάθε είσοδο του συστήματος (Χρησιμοποιούνται μόνο οι 9 στην έκδοση των 4 εισόδων και μόνο οι 11 στην έκδοση των 6 εισόδων)

Καταχωρητές Ελέγχου Ηλεκτροδίων (Lead-off Status) (Read Only Registers) : 2 καταχωρητές οι οποίοι υποδεικνύουν την ορθή η μη ορθή λειτουργία των ηλεκτροδίων που είναι συνδεδεμένα στην συσκευή μέσω ελέγχου της αντίστασης.

Καταχωρητές Γενικού Σκοπού και Λοιποί Καταχωρητές: 4 καταχωρητές εκ των οποίων ο ένας είναι ένας καταχωρητής είτε εισόδου είτε εξόδου γενικού σκοπού ενώ οι άλλοι 3 μπορούν να παραμετροποιούν διάφορες γενικές λειτουργίες του κυκλώματος όπως η λειτουργία ελέγχου αντίστασης ηλεκτροδίων η επιλογή συνεχόμενης μετατροπής ή μοναδιαίας μετατροπής του ADC.

Τα bits των καταχωρητών χωρίζονται σε πεδία τα οποία ελέγχουν τις λειτουργίες του κυκλώματος. Παρακάτω παρουσιάζονται οι καταχωρητές που περιλαμβάνονται στον ADS1299, οι διευθύνσεις τους, τα ονόματά τους και οι προκαθορισμένες τιμές τους.

Πίνακας 14 Λίστα Καταχωρητών ADS1299

Διεύθυνση Καταχωρητή	Καταχωρητής	Προκαθορισμένη Τιμή
Καταχωρητές Ανάγνωσης Αναγνώρισης (ID Read Only Registers)		
00h	ID	xxh
Καταχωρητές Γενικών Ρυθμίσεων		
01h	CONFIG1	96h
02h	CONFIG2	C0h
03h	CONFIG3	60h
04h	LOFF	00h
Καταχωρητές Ειδικών Ρυθμίσεων Καναλιού		
05h	CH1SET	61h
06h	CH2SET	61h
07h	CH3SET	61h
08h	CH4SET	61h
09h	CH5SET	61h
0Ah	CH6SET	61h
0Bh	CH7SET	61h
0Ch	CH8SET	61h
0Dh	BIAS_SENSP	00h

0Eh	BIAS_SENSN	00h
0Fh	LOFF_SENSP	00h
10h	LOFF_SENSN	00h
11h	LOFF_FLIP	00h
Καταχωρητές Ελέγχου Ηλεκτροδίων (Lead-off Status) (Read Only Registers)		
12h	LOFF_STATP	00h
13h	LOFF_STATN	00h
Καταχωρητές Γενικού Σκοπού και Λοιποί Καταχωρητές		
14h	GPIO	0Fh
15h	MISC1	00h
16h	MISC2	00h
17h	CONFIG4	00h

Ο τρόπος επικοινωνίας του μικροελεγκτή με το ολοκληρωμένο κύκλωμα ADS1299 είναι η αποστολή εντολών μέσω των διαύλων επικοινωνίας. Οι εντολές έχουν μέγεθος 2 byte ενώ οι περισσότερες χρησιμοποιούν μόνο το πρώτο byte, έτσι η επικοινωνία βασίζεται σε αποστολή εντολών 1 byte εκτός αν ορίζεται ότι η συγκεκριμένη εντολή αποτελείται από 2 bytes. Οι βασικές εντολές που υποστηρίζονται από τον ADS1299 και υλοποιούνται για την διαμόρφωση του περιβάλλοντος επικοινωνίας χωρίζονται σε 3 βασικές κατηγορίες.

Εντολές Συστήματος (System Commands) : 5 Εντολές για τον χειρισμό το ADS1299.

Εντολές Διαβάσματος Δεδομένων (Read Data Commands) : 3 Εντολές για την ανάγνωση δεδομένων από την έξοδο του ADS1299.

Εντολές Διαβάσματος Καταχωρητών (Register Read Commands) : 2 Εντολές για τον χειρισμό των δεδομένων των καταχωρητών.

Στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 15) παρουσιάζονται αναλυτικά και εξηγούνται οι εντολές που υλοποιήθηκαν για την δημιουργία του περιβάλλοντος επικοινωνίας.

Πίνακας 15 Εντολές ADS1299

ΕΝΤΟΛΗ	ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ	ΠΡΩΤΟ BYTE	ΔΕΥΤΕΡΟ BYTE
--------	-----------	---------------	-----------------

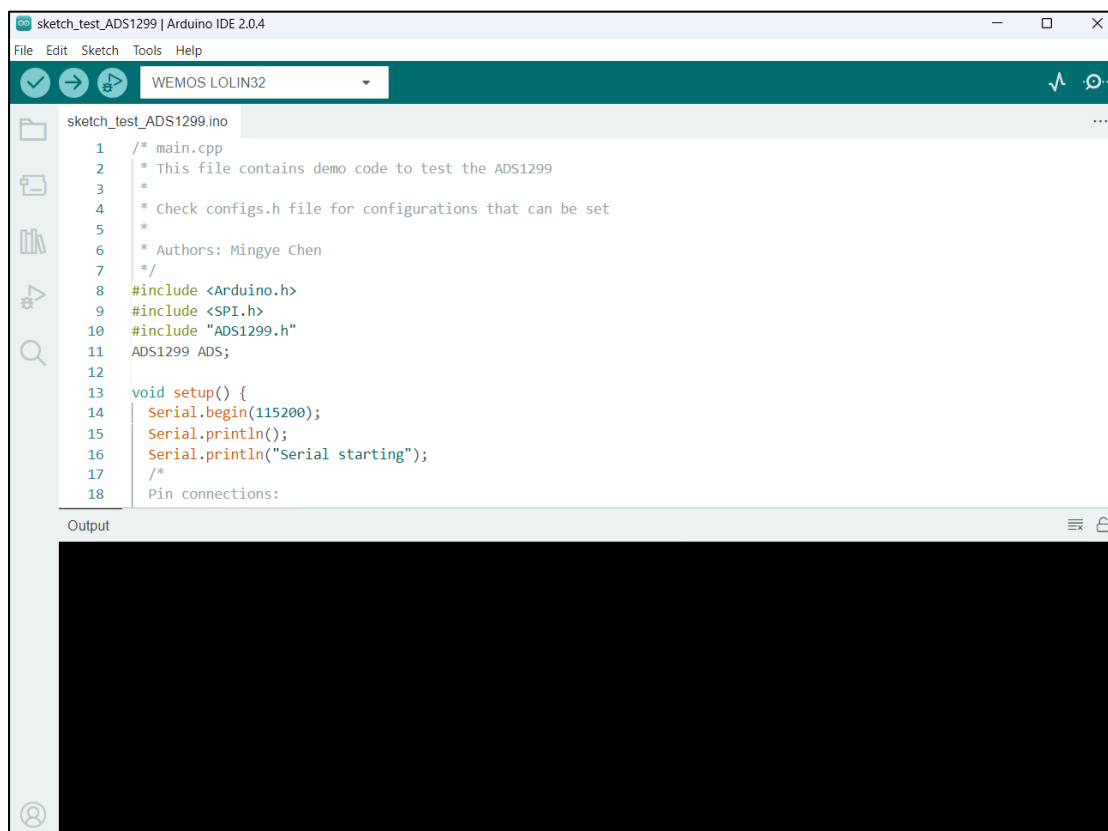
Εντολές Συστήματος (System Commands)			
WAKEUP	Αφύπνιση από κατάσταση αναμονής	02h	
STANDBY	Εισαγωγή σε κατάσταση αναμονής	04h	
RESET	Επανεκκίνηση συσκευής	06h	
START	Εκκίνηση και Επανεκκίνηση (Συγχρονισμός) Μετατροπών	08h	
STOP	Παύση Μετατροπών	0Ah	
Εντολές Διαβάσματος Δεδομένων (Read Data Commands)			
RDATA	Ενεργοποίηση Λειτουργίας Συνεχόμενης Ανάγνωσης Δεδομένων	10h	
SDATA	Παύση Λειτουργίας Συνεχόμενης Ανάγνωσης Δεδομένων	11h	
RDATA	Ανάγνωση Δεδομένων κατ' εντολή	12h	
Εντολές Διαβάσματος Καταχωρητών (Register Read Commands)			
RREG	Εγγραφή στον n nnnn καταχωρητή εκκινώντας από την διεύθυνση r rrrr	001r rrrr (2xh)	000n nnnn
WREG	Ανάγνωση στον n nnnn καταχωρητή εκκινώντας από την διεύθυνση r rrrr	010r rrrr (4xh)	000n nnnn

2.4 Προγραμματισμός Μικροελεγκτή

Οι παραπάνω εντολές υλοποιήθηκαν μέσω προγραμματισμού της πλακέτας WEMOS LOLIN 32 η οποία όπως έχει αναλυθεί βασίζεται στον μικροελεγκτή ESP32. Το περιβάλλον προγραμματισμού που χρησιμοποιήθηκε ήταν η πλατφόρμα Arduino IDE (Έκδοση 2.0.4) και ο κώδικας είναι γραμμένος σε γλώσσα C++.

Πιο αναλυτικά το περιβάλλον Arduino IDE είναι ένα ειδικά σχεδιασμένο λογισμικό το οποίο είναι συμβατό με τον μικροελεγκτή ESP32 και συγκεκριμένα με την πλακέτα WEMOS LOLIN 32. Μέσω του προγράμματος IDE μπορεί να γραφτεί και να φορτωθεί κώδικας στον μικροελεγκτή καθώς και να διαβαστούν τα δεδομένα εξόδου του μικροελεγκτή. Μέσω του προγράμματος ο κώδικας μεταγλωττίζεται σε Arduino

Sketch file (.ino) το οποίο μπορεί να φορτωθεί και να εκτελεστεί από τον μικροελεγκτή.



Εικόνα 25 Περιβάλλον Προγραμματισμού Διάταξης

Στην παραπάνω εικόνα (Εικόνα 25) φαίνεται το περιβάλλον προγραμματισμού ARDUINO IDE καθώς και ο κώδικας ο οποίος έχει μεταγλωττιστεί και είναι έτοιμος για μεταφορά στον μικροελεγκτή. Επιπλέον όπως φαίνεται στο πάνω μέρος της εικόνας έχει επιλεγεί το μοντέλο WEMOS LOLIN32 το οποίο είναι το μοντέλο που χρησιμοποιείται στην διάταξη.

Η δομή των αρχείων που δημιουργήθηκαν για την επικοινωνία των συσκευών αποτελείται από 5 βασικά αρχεία. Τα 3 αρχεία αποτελούν Header Files ενώ το 4^ο αρχείο είναι αρχείο κώδικα C++ το οποίο περιλαμβάνει τις υλοποιήσεις των εντολών του ADS1299. Για τον έλεγχο λειτουργίας της διάταξης χρησιμοποιώντας τα εργαλεία που υπάρχουν στα 4 πρώτα αρχεία δημιουργήθηκε το αρχείο sketch_test_ADS 1299 το οποίο τελικώς φορτώθηκε στον μικροελεγκτή για τις δοκιμές που έγιναν. Με βάση τα 4 πρώτα αρχεία ο χρήστης μπορεί να αλλάξει τη δομή του κώδικα του sketch και να παραμετροποιήσει όπως επιθυμεί τις λειτουργίες του ADS1299 με στόχο την

επίτευξη των επιθυμητών αποτελεσμάτων κάθε πειράματος. Ο κώδικας παρατίθεται αναλυτικά στο Παράρτημα 1 της εργασίας.

Τα βασικά στοιχεία που υλοποιήθηκαν είναι:

Συνάρτηση `setup(DRDY, CS, RESET_PIN, SPI_mode)`: Εγκαθίδρυση SPI επικοινωνίας και `setup` των pins που χρησιμοποιούνται

Συναρτήσεις εκτέλεσης όλων των εντολών: Η εντολή `RREG` δημιουργήθηκε ώστε να επιστρέφει τόσο την τιμή όσο και το όνομα του καταχωρητή.

Συνάρτηση `getID()`: Επιστροφή καταχωρητή ID για αναγνώριση της συσκευής

Αρχικοποίηση `ADS1299 – 4 init_ADS_4`: Συνάρτηση αρχικοποίησης όλων των καταχωρητών στις κατάλληλες τιμές για λειτουργία 4 εισόδων σε κανονική λειτουργία

Συνάρτηση `init_ADS_4_test`: Συνάρτηση αρχικοποίησης όλων των καταχωρητών στις κατάλληλες τιμές για λειτουργία 4 εισόδων σε λειτουργία σήματος ελέγχου (`Test_Signal`)

Συνάρτηση `RDATA_update()`: Συνάρτηση καταγραφής δεδομένων εξόδου και παρουσιάσής τους στο serial plotter του Arduino IDE.

2.5 Λήψη δεδομένων

Για την λήψη και την καταγραφή των δεδομένων από τον `ADS1299` όπως αναφέρθηκε και στο προηγούμενο κεφάλαιο δημιουργήθηκε αρχείο κώδικα που φορτώθηκε στον μικροελεγκτή `ESP32`. Ο κώδικας κάνει χρήση των συναρτήσεων που υλοποιήθηκαν για την διασφάλιση του περιβάλλοντος επικοινωνίας μεταξύ των συσκευών.

```
sketch_test_ADS1299.ino
1  #include <Arduino.h>
2  #include <SPI.h>
3  #include "ADS1299.h"
4  ADS1299 ADS;
5
6  void setup() {
7      Serial.begin(115200);
8      Serial.println();
9      Serial.println("Serial starting");
10     /*
11     Pin connections:
12     SCK = 18;
13     MISO (DOUT) = 19;
14     MOSI (DIN) = 23;
15     CS = 5;
16     DRDY = 22;
17     RESET = 21;
18     */
19     ADS.setup(22,5,21,1);
20     ADS.STARTUP();
21     ADS.getID();
22     Serial.println("-----");
23     //PRINT ALL REGISTERS
24     ADS.RREG(0x00, 0x17);
25     Serial.println("-----");
26     delay(2000);
27 }
28
29 void loop() {
30     ADS.RDATA_update();
31 }
32 }
```

Όπως φαίνεται από την παραπάνω εικόνα ο κώδικας αποτελείται από δύο συναρτήσεις. Η πρώτη συνάρτηση είναι η συνάρτηση setup(), στην οποία όπως φαίνεται αρχικά τίθεται ο ρυθμός επικοινωνίας στα 115200 στη συνέχεια καλούνται οι συναρτήσεις ADS.setup, ADS.STARTUP για την αρχικοποίηση του ADS1299. Έπειτα, με χρήση της ADS.RREG τυπώνονται οι τιμές όλων των καταχωρητών. Η δεύτερη συνάρτηση είναι η συνάρτηση loop() οι οποία όπως υποδηλώνει και το όνομά της είναι μια επαναλαμβανόμενη συνάρτηση που τρέχει «επ' άπειρον». Η συνάρτηση loop() είναι βασική σε όλα τα προγράμματα των μικροελεγκτών και αποτελεί τη βασική διεργασία. Στην συγκεκριμένη περίπτωση αποτελείται από την συνάρτηση ADS.RDATA_update() η οποία όπως έχει οριστεί διαβάζει και τυπώνει τα δεδομένα εξόδου του ADS1299 στο serial plotter.

Κατά την εκτέλεση του παραπάνω κώδικα έχει επιλεγεί η χρήση των σημάτων ελέγχου που δημιουργούνται εσωτερικά στο ADS1299 μέσω της συνάρτησης init_ADS_4_test() η οποία περιλαμβάνεται στην συνάρτηση ADS.STARTUP() διότι στο αρχείο Definitions.h έχει οριστεί η γραμμή

```
#define SQUARE_SINE_TEST
```

Οι παράμετροι του σήματος εισαγωγής αλλάζουν από την συνάρτηση `init_ADS_4_test` αλλάζοντας τις τιμές των καταχωρητών σύμφωνα με το φύλλο δεδομένων του κατασκευαστή και συγκεκριμένα του καταχωρητή `CONFIG2` όπως αναλύθηκε στο κεφάλαιο 2.2.1 (Πίνακας 9 Ρύθμιση Προέλευσης Σήματος Ελέγχου, Πίνακας 10 Ρύθμιση Πλάτους Σήματος Ελέγχου και Πίνακας 11 Ρύθμιση Συχνότητας Σήματος Ελέγχου).

2.6 Αποτελέσματα

Για τον έλεγχο καλής λειτουργίας της διάταξης που κατασκευάστηκε πραγματοποιήθηκε μια σειρά μετρήσεων, ελέγχων και δοκιμών της σύνδεσης και στον κώδικα της διάταξης. Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζονται δύο μετρήσεις με τις αντίστοιχες ρυθμίσεις στους καταχωρητές σύμφωνα με τον κώδικα που αναλύθηκε στο κεφάλαιο 2.4. Στόχος των μετρήσεων είναι η επιβεβαίωση ορθής λειτουργίας της διάταξης και του προγραμματισμού της, η καταγραφή των επιπέδων θορύβου με χρήση εσωτερικών σημάτων και η ενίσχυση και καταγραφή του εσωτερικού ορθογώνιου παλμού.

2.6.1 Μέτρηση 1

Κατά την διαδικασία της πρώτης μέτρησης στόχος είναι η καταγραφή των επιπέδων θορύβου της διάταξης και η επιβεβαίωση της ορθής λειτουργίας του προγραμματισμού. Μετρήθηκε εσωτερικό σήμα DC προκαθορισμένου πλάτους με χρήση ενίσχυσης 1, την μικρότερη δυνατή, όπου τα επίπεδα εσωτερικού θορύβου είναι τα υψηλότερα σύμφωνα με τις πληροφορίες του Datasheet. Επιπλέον η είσοδος δόθηκε μόνο σε ένα κανάλι με τα υπόλοιπα να μένουν κλειστά για παράλληλη επιβεβαίωση της λειτουργίας εισόδου.

Στον παρακάτω πίνακα φαίνονται οι τιμές που γράφτηκαν στους καταχωρητές του `ADS1299` με τη χρήση του κώδικα που αναλύθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο για την διεξαγωγή της πρώτης μέτρησης. Για την επιβεβαίωση της ορθής γραφής έγινε χρήση της συνάρτησης `ADS.RREG()`.

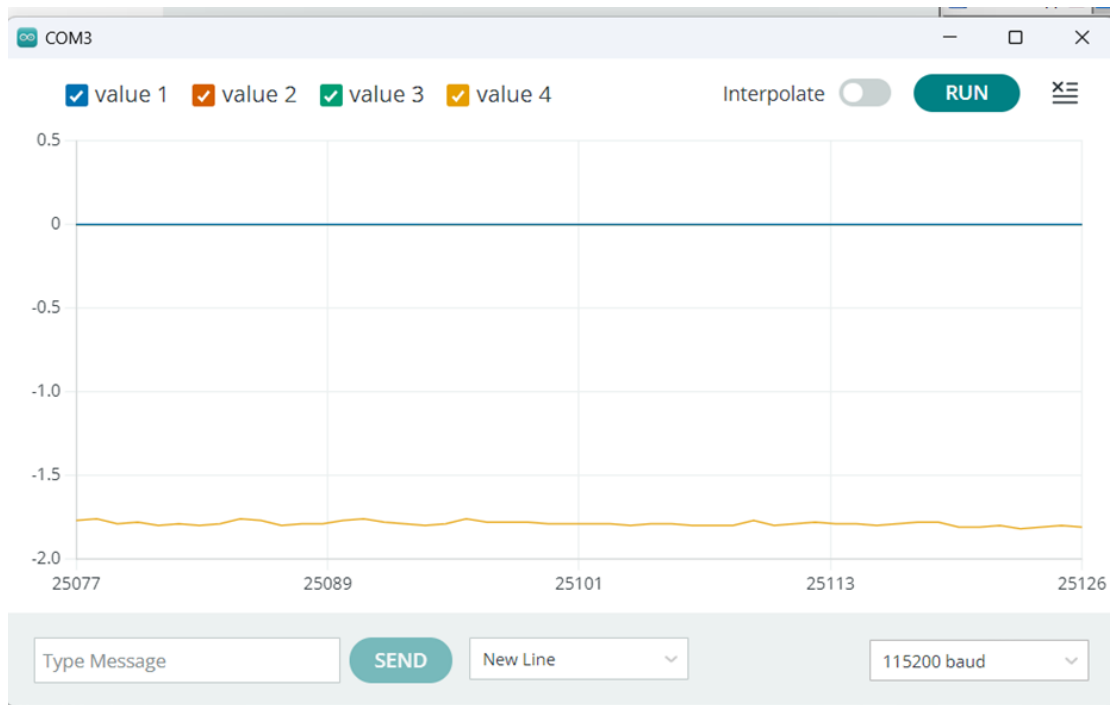
Καταχωρητής	Τιμή	Σχόλια
CH1SET	0b10000001	Το κανάλι 1 είναι απενεργοποιημένο
CH2SET	0b10000001	Το κανάλι 2 είναι απενεργοποιημένο
CH3SET	0b10000001	Το κανάλι 3 είναι απενεργοποιημένο
CH4SET	0b00000101	Το κανάλι 4 είναι ενεργοποιημένο με κέρδος 1 και χρήση εσωτερικού σήματος
CONFIG1	0b11010000	Ρυθμός δεδομένων
CONFIG2	0b11010011	Εσωτερικό σήμα ελέγχου, Πλάτος σήματος ελέγχου συχνότητα σήματος ελέγχου

Οι παραπάνω πληροφορίες ορίζουν τα βασικά χαρακτηριστικά του σήματος εισόδου και των παραμέτρων ενίσχυσης και μεταφοράς των δεδομένων που παρουσιάζει ο Πίνακας 17.

Πίνακας 17 Βασικές πληροφορίες μέτρηση 1

Σήμα εισόδου	DC
Κανάλι εισόδου	Μόνο κανάλι 4
Πλάτος εισόδου	$1 \times -(V_{REFP}-V_{REFN})/24000 = -1.88mV$
Κέρδος Ενισχυτή	1
Συχνότητα Ρολογιού (FCLK)	2.048 MHz
Ρυθμός μεταφοράς δεδομένων	16 kSPS
Ρυθμός Επικοινωνίας SPI	115200

Με την χρήση των παραπάνω παραμέτρων παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της μέτρησης 1. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται απευθείας από το Serial Monitor του προγράμματος ARDUINO IDE καθώς για την μέτρηση 1 δεν απαιτείται ανάλυση των δεδομένων και αποθήκευσή τους.



Εικόνα 26 Αποτελέσματα Μέτρησης 1

Σχόλια

Στην Εικόνα 26 παρατηρείται αρχικά ότι τα κανάλια 1-3 παρέμειναν ανενεργά όπως σχεδιάστηκε. Το κανάλι 4 τροφοδοτήθηκε με είσοδο DC πλάτους 1.88 mV. Οι μονάδες εξόδου του κώδικα όπως φαίνεται στην συνάρτηση ADS.RDATA_update() είναι mVolts. Στο διάγραμμα λοιπόν φαίνεται ότι η τάση εξόδου στο κανάλι 4 παρουσιάζεται τελικώς στα αναμενόμενα επίπεδα με ύπαρξη θορύβου. Ο θόρυβος είναι μερικές δεκάδες μV έως ίσως 100 μV δηλαδή 0.1 mV στο διάγραμμα που φαίνεται στην Εικόνα 26. Σύμφωνα με τον κατασκευαστή τα επίπεδα θορύβου σε σήματα ενίσχυσης 1 και μέγιστου ρυθμού μεταφοράς (16 kSPS) όπως οι συνθήκες του πειράματός μας είναι τα μέγιστα και κυμαίνονται έως 110 μVpp .

Τα αποτελέσματα της Μέτρησης 1 είναι τα αναμενόμενα σύμφωνα με τα όσα περιγράφονται στο φύλλο κατασκευαστή. Επιπλέον εκτός του Datasheet είναι λογικό τα μέγιστα επίπεδα θορύβου να παρατηρούνται στην ελάχιστη ενίσχυση και στον μέγιστο ρυθμό μεταφοράς. Τα επίπεδα εσωτερικού θορύβου 0.1mV μέγιστο είναι ανεκτά στη συσκευή που παρουσιάζεται καθώς προβλέπεται να μετρά σήματα τα οποία θα ξεκινάνε από μερικές δεκάδες mV δηλαδή τουλάχιστον 100 φορές μεγαλύτερα από τον εσωτερικό θόρυβο.

2.6.2 Μέτρηση 2

Στόχος της δεύτερης μέτρησης είναι και πάλι η καταγραφή ενός εσωτερικού σήματος δοκιμής, μεταβαλλόμενου στο χρόνο αυτή τη φορά με χρήση της μέγιστης ενίσχυσης για επιβεβαίωση ορθής λειτουργίας και του ενισχυτή του κυκλώματος. Μετρήθηκε εσωτερικό σήμα ορθογώνιου παλμού προκαθορισμένου πλάτους και συχνότητας. Η είσοδος δόθηκε σε όλα τα κανάλια για επιβεβαίωση ορθής λειτουργίας όλων των καναλιών. Χρησιμοποιήθηκε η μέγιστη δυνατή ενίσχυση και ο χαμηλότερος ρυθμός μεταφοράς δεδομένων για δημιουργία των ακριβώς αντίστροφων συνθηκών με την Μέτρηση 1 για την καταγραφή αποτελεσμάτων σε όσο το δυνατόν μεγαλύτερο εύρος συνθηκών.

Στον παρακάτω πίνακα φαίνονται οι τιμές που γράφτηκαν στους καταχωρητές του ADS1299 για την διεξαγωγή της δεύτερης μέτρησης με αντίστοιχο τρόπο όπως στην Μέτρηση 1. Για την επιβεβαίωση της ορθής γραφής έγινε χρήση της συνάρτησης ADS.RREG().

Πίνακας 18 Βασικοί Καταχωρητές Μέτρηση 2

Καταχωρητής	Τιμή	Σχόλια
CH1SET	0b01100101	Το κανάλι 1 είναι ενεργοποιημένο με κέρδος 24 και χρήση εσωτερικού σήματος
CH2SET	0b01100101	Το κανάλι 2 είναι ενεργοποιημένο με κέρδος 24 και χρήση εσωτερικού σήματος
CH3SET	0b01100101	Το κανάλι 3 είναι ενεργοποιημένο με κέρδος 24 και χρήση εσωτερικού σήματος
CH4SET	0b01100101	Το κανάλι 4 είναι ενεργοποιημένο με κέρδος 24 και χρήση εσωτερικού σήματος
CONFIG1	0b11010110	Ρυθμός δεδομένων
CONFIG2	0b11010000	Εσωτερικό σήμα ελέγχου, Πλάτος σήματος ελέγχου συχνότητα σήματος ελέγχου

Οι παραπάνω πληροφορίες ορίζουν τα βασικά χαρακτηριστικά του σήματος εισόδου και των παραμέτρων ενίσχυσης και μεταφοράς των δεδομένων που παρουσιάζει ο Πίνακας 19.

Πίνακας 19 Βασικές πληροφορίες Μέτρησης 2

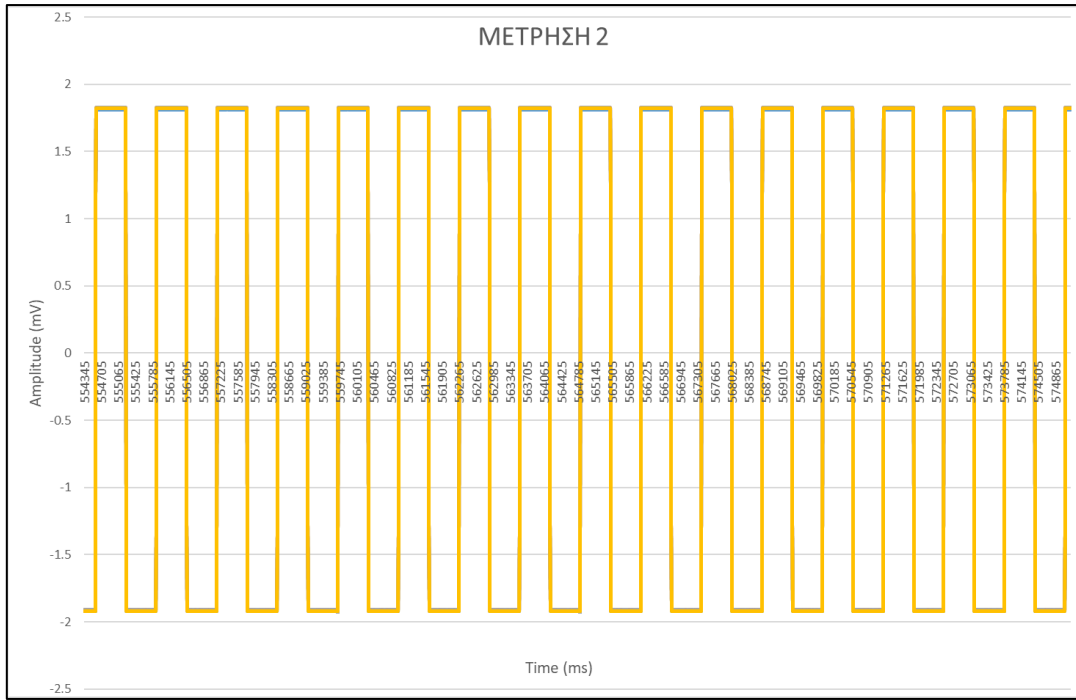
Σήμα εισόδου	Ορθογώνιος Παλμός
Κανάλι εισόδου	Κανάλια 1-4
Πλάτος εισόδου	$1 \times -(VREFP-VREFN)/24000 = -1.88mV$
Συχνότητα Σήματος Εισόδου	0.9765 Hz
Κέρδος Ενισχυτή	24
Συχνότητα Ρολογιού (FCLK)	2.048 MHz
Ρυθμός μεταφοράς δεδομένων	250 SPS
Ρυθμός Επικοινωνίας SPI	115200

Με την χρήση των παραπάνω παραμέτρων παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της μέτρησης 2. Οι μετρήσεις αποθηκεύτηκαν από το παράθυρο εξόδου του ARDUINO IDE σε αρχείο Excel με στόχο την χρονική ανάλυσή τους καθώς το εργαλείο Serial Plotter δεν έχει την πληροφορία του χρόνου. Για την πληροφορία του χρόνου προστέθηκε ένα τμήμα κώδικα το οποίο μαζί με το δείγμα κάθε φορά μεταφέρει και ένα Timestamp σε milli Seconds (ms). Στον παρακάτω πίνακα φαίνονται δείγματα τιμών από τις μετρήσεις που καταγράφηκαν:

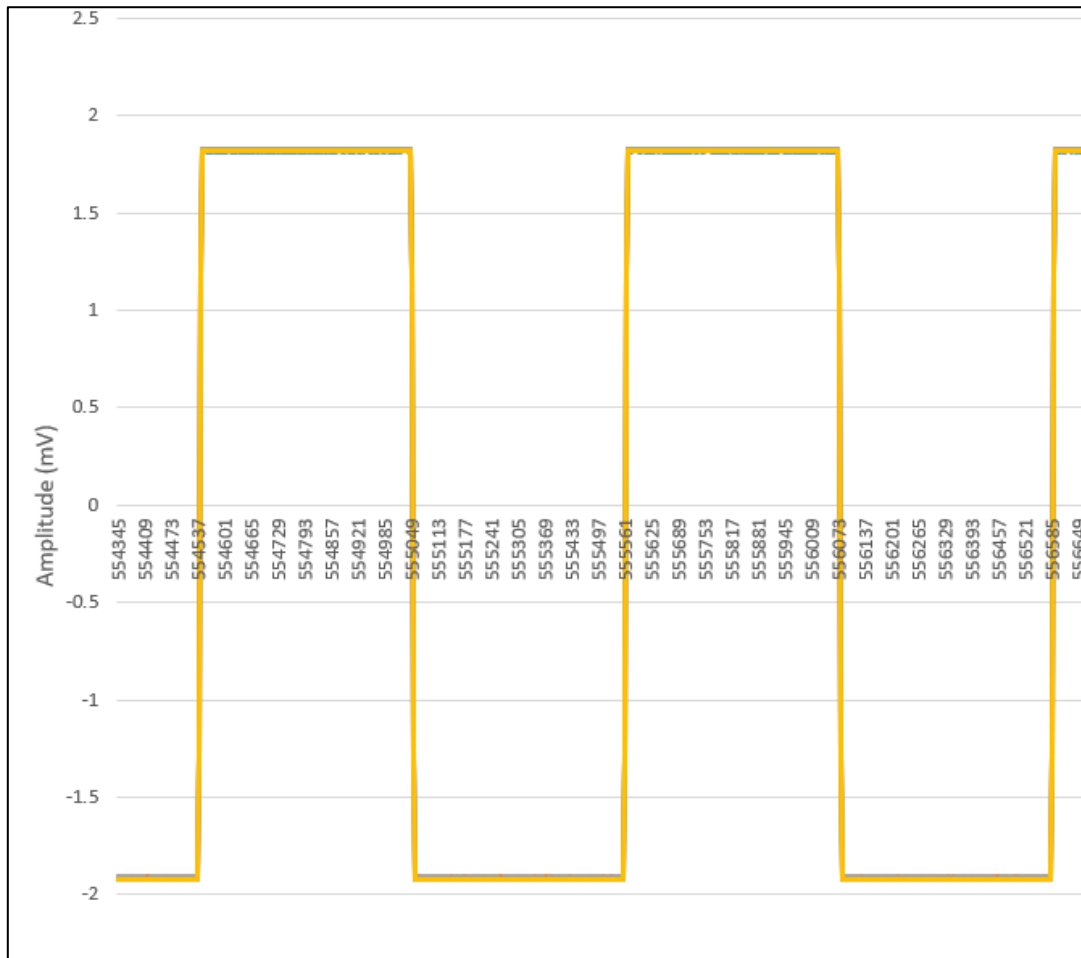
Πίνακας 20 Δείγμα Τιμών Μέτρηση 2

Timestamp (ms)	Channel 1	Channel 2	Channel 3	Channel 4
554513	-1.92	-1.91	-1.91	-1.92
554517	-1.92	-1.91	-1.92	-1.92
554521	-1.92	-1.91	-1.91	-1.92
554525	-1.92	-1.91	-1.91	-1.92
554529	-1.92	-1.91	-1.91	-1.92
554533	-1.92	-1.91	-1.91	-1.92
554537	-1.3	-1.29	-1.29	-1.3
554541	1.19	1.2	1.2	1.2
554545	1.82	1.83	1.83	1.82
554549	1.82	1.83	1.83	1.82
554553	1.82	1.83	1.83	1.82

Στη συνέχεια παρουσιάζεται μεγαλύτερο δείγμα τιμών της Μέτρησης 2 σε διάγραμμα καθώς και μεγέθυνση του διαγράμματος για παρουσίαση των χρονικών σημείων που καταγράφηκαν τα δείγματα:



Εικόνα 27 Αποτελέσματα Μέτρησης 2



Εικόνα 28 Αποτελέσματα Μέτρησης 2 (μεγέθυνση)

Σχόλια

Αρχικά στον Πίνακα 20 παρατηρείται ότι οι τιμές του πλάτους του παλμού είναι από -1.92 mV έως 1.83 mV σε όλα τα κανάλια. Οι διαφορές μεταξύ των καναλιών είναι της τάξεως του 0.01 mV. Οι τιμές είναι σταθερές κάτι το οποίο υποδεικνύει χαμηλά επίπεδα θορύβου. Οι αναμενόμενη τιμή πλάτους του παλμού είναι 1.88 mV. Παρατηρείται λοιπόν ένα offset -0.05 mV στην υψηλή τάση και ένα offset 0.9 mV στην χαμηλή τάση του παλμού. Αυτό μπορεί να οφείλεται σε ελαφρά απόκλιση της τάσης αναφοράς καθώς αυτή καθορίζει το ακριβές επίπεδο του πλάτους του παλμού. Το Peak to Peak πλάτος του παλμού παραμένει σταθερό σε επίπεδο 0.01 mV κάτι το οποίο υποδεικνύει επίπεδα θορύβου χαμηλότερα των 10 μ V.

Στην Εικόνα 27 παρατηρείται η μορφή του παλμού η οποία είναι η αναμενόμενη. Στη συνέχεια στην Εικόνα 28 παρουσιάζεται μεγέθυνση του διαγράμματος για την επιβεβαίωση της συχνότητας του παλμού. Επειδή ο αριθμός των δειγμάτων είναι μεγάλος για να γίνει απεικόνιση σε ένα διάγραμμα, κάθε παλμός αποτελείται από 257 δείγματα οι ενδείξεις του διαγράμματος δεν είναι ακριβείς. Από το διάγραμμα μπορεί να φανεί ότι κάθε παλμός έχει διάρκεια περίπου 1 sec δηλαδή 1000 ms που είναι οι μονάδες του διαγράμματος. Για τον ακριβή υπολογισμό μετρήθηκαν τα δείγματα τα οποία ήταν 256 έως 258 για κάθε παλμό. Όπως φαίνεται στην πρώτη στήλη του Πίνακα 20 κάθε δείγμα έχει διαφορά από το προηγούμενο 4ms. Έτσι προκύπτει ότι κάθε παλμός έχει διάρκεια 1.024 έως 1.028 δευτερόλεπτα. Δηλαδή η μετρούμενη συχνότητα είναι 0.9765 έως 0.9728 Hz. Οι μετρούμενη συχνότητα είναι όσο και η αναμενόμενη.

Τα αποτελέσματα της Μέτρησης 1 δείχνουν πολύ καλές επιδόσεις του συστήματος σε σήμα χαμηλής συχνότητας (περίπου 1 Hz) και χαμηλού πλάτους (4 mV περίπου Peak to Peak). Το σήμα αυτό αν και σήμα ελέγχου, προκαθορισμένης μορφής έχει κοινά χαρακτηριστικά με σήμα ΗΕΓ, έτσι εκτός από τον έλεγχο ορθής λειτουργία του συστήματος σε μεταβαλλόμενο σήμα η Μέτρηση 2 μπορεί να αποτελέσει μια καλή εισαγωγή στον έλεγχο καλής απόδοσης του συστήματος σε πραγματικά σήματα ΗΕΓ.

Γενικά Σχόλια Μετρήσεων 1 και 2

Ο συνδυασμός των Μετρήσεων 1 και 2 επιβεβαίωσαν αρχικά την ορθή λειτουργία του περιβάλλοντος επικοινωνίας των συσκευών το οποίο ήταν μια από τις βασικές προκλήσεις της παρούσας εργασίας λόγω της πολυπλοκότητας του ADS1299. Επιπλέον πιστοποιήθηκε η σωστή λειτουργία του κώδικα για τον προγραμματισμό των παραμέτρων του ADS1299 για την δημιουργία της επιθυμητής πειραματικής διάταξης. Γενικά τα αποτελέσματα των μετρήσεων επιβεβαιώνουν πως οι ρυθμίσεις, ο προγραμματισμός και ο τρόπος εργασίας για την κατασκευή της διάταξης που παρουσιάζεται στο παρόν μπορούν να δημιουργήσουν ένα λειτουργικό συνδυασμό του ADS1299 με έναν μικροελεγκτή και ένα περιβάλλον επικοινωνίας των δύο.

3 Συμπεράσματα – Μελλοντική εργασία

3.1 Συμπεράσματα

Στόχο της εργασίας όπως έχει αναλυθεί και προηγουμένως αποτελεί η κατασκευή μιας διάταξης καταγραφής σήματος ΗΕΓ με χρήση του ολοκληρωμένου κυκλώματος ADS1299 και ενός μικροελεγκτή για τον έλεγχο της διάταξης. Αναλύθηκε ο τρόπος σύνδεσης και εγκατάστασης των επιμέρους στοιχείων της διάταξης καθώς και προγραμματισμός τους ώστε να μπορούν να επικοινωνούν και να υπάρχει ροή, επεξεργασία και παρουσίαση των μετρούμενων σημάτων. Ο έλεγχος της διάταξης πραγματοποιήθηκε μόνο με σήματα ελέγχου χωρίς να τοποθετηθούν ηλεκτρόδια ή να γίνει καταγραφή πραγματικού σήματος ΗΕΓ. Τα αποτελέσματα ήταν ικανοποιητικά και επιβεβαίωσαν την ορθή λειτουργία των εξαρτημάτων καθώς και της διαδικασίας επικοινωνίας και προγραμματισμού της διάταξης.

Στον βαθμό που υλοποιήθηκε η διάταξη έγινε μεγάλη προσπάθεια για την διατήρηση του κόστους σε χαμηλά επίπεδα το οποίο αποτελεί πρωταρχικό στόχο και προϋπόθεση της προτεινόμενης εφαρμογής. Το τελικό κόστος της παρούσας διάταξης δεν ξεπερνά τα 100 ευρώ ενώ η προσθήκη των ηλεκτροδίων δεν αναμένεται να αλλάξει την τάξη μεγέθους του κόστους.

Τέλος η προτεινόμενη διάταξη αποτελεί μια ισχυρή και τεκμηριωμένη απόδειξη ορθής λειτουργίας του τρόπου σύνδεσης των εξαρτημάτων σε φυσικό επίπεδο και σε επίπεδο επικοινωνίας και προγραμματισμού με χρήση των αντίστοιχων εφαρμογών.

3.2 Μελλοντική Εργασία

Με βάση την προτεινόμενη διάταξη, είτε με απευθείας χρήση της ίδιας συσκευής, είτε με κατασκευή της εκ νέου με τα ίδια πρότυπα λειτουργίας και χρήση του ίδιου κώδικα λειτουργίας μπορούν να πραγματοποιηθούν προσθήκες, νέες μετρήσεις και δοκιμές. Αρχικά μπορεί να γίνει δοκιμή της διάταξης σε πραγματικά σήματα ΗΕΓ με χρήση ηλεκτροδίων. Θα πρέπει να γίνουν δοκιμές για την χρήση ή μη αναλογικών φίλτρων στα ηλεκτρόδια ενώ μπορούν να χρησιμοποιηθούν οι έτοιμες συναρτήσεις

κώδικα του περιβάλλοντος επικοινωνίας για τον έλεγχο καλής λειτουργίας των ηλεκτροδίων κατά την λήψη των σημάτων (lead off detection).

Τέλος ως μελλοντική εργασία προτείνεται να γίνει κατασκευή του παρόντος σε εκτυπωμένη πλακέτα (PCB) για πλήρη φορητότητα και πιο εργονομικό πακετάρισμα της διάταξης.

4 Παράρτημα

Κώδικας set up ADS1299 και SPI επικοινωνίας με μικροελεγκτή.

```
8 #include "ADS1299.h"
9 #include "configs.h"
10
11 void ADS1299::setup(int _DRDY, int _CS, int RESET_PIN, int mode){
12     DRDY = _DRDY;
13     CS = _CS;
14     RESET_pin = RESET_PIN;
15     pinMode(DRDY, INPUT);
16     pinMode(CS, OUTPUT);
17     pinMode(RESET_pin, OUTPUT);
18
19
20     SPI.begin();
21     SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000,MSBFIRST,SPI_MODE1));
22 }
23
24 //System Commands
25 void ADS1299::RESET() {
26     digitalWrite(CS, LOW);
27     SPI.transfer(_RESET);
28     delay(10);
29     // delay(18.0*tCLK); //must wait 18 tCLK cycles to execute this command (Datasheet, pg. 35)
30     digitalWrite(CS, HIGH);
31 }
32 void ADS1299::START() {
33     digitalWrite(CS, LOW);
34     SPI.transfer(_START);
35     digitalWrite(CS, HIGH);
36 }
37 void ADS1299::STOP() {
38     digitalWrite(CS, LOW);
39     SPI.transfer(_STOP);
40     digitalWrite(CS, HIGH);
41 }
42 //Data Read Commands
43 void ADS1299::RDATAC() {
44     digitalWrite(CS, LOW);
45     SPI.transfer(_RDATAC);
46     digitalWrite(CS, HIGH);
47 }
48 void ADS1299::SDATAC() {
49     digitalWrite(CS, LOW);
50     SPI.transfer(_SDATAC);
51     digitalWrite(CS, HIGH);
52 }
53 void ADS1299::RDATA() {
54     digitalWrite(CS, LOW);
55     SPI.transfer(_RDATA);
56     digitalWrite(CS, HIGH);
57 }
58 void ADS1299::RREG(byte _address) {
59     byte opcode1 = _RREG + _address; //001rrrrr; _RREG = 00100000 and _address = rrrrr
60     digitalWrite(CS, LOW); //Low to communicated
61     SPI.transfer(_SDATAC); //SDATAC
62     SPI.transfer(opcode1); //RREG
63     SPI.transfer(0x00); //opcode2
64     byte data = SPI.transfer(0x00); // returned byte should match default of register map unless edited manually (Datasheet, pg.39)
65     printRegisterName(_address);
66     Serial.print("0x");
67     if (_address<16) Serial.print("0");
68     Serial.print(_address, HEX);
69     Serial.print(", ");
70     Serial.print("0x");
71     if (data<16) Serial.print("0");
72     Serial.print(data, HEX);
73     Serial.print(", ");
74     for(byte j = 0; j<8; j++){
75         Serial.print(bitRead(data, 7-j), BIN);
76         if (j!=7) Serial.print(", ");
77     }
78     SPI.transfer(_RDATAC); //turn read data continuous back on
79     digitalWrite(CS, HIGH); //High to end communication
80     Serial.println();
81 }
82 }
```

```

83 void ADS1299::RREG(byte _address, byte _numRegistersMinusOne) {
84     byte opcode1 = _RREG + _address; //001rrrrr; _RREG = 00100000 and _address = rrrrr
85     digitalWrite(CS, LOW); //Low to communicated
86     SPI.transfer(_SDATAC); //SDATAC
87     SPI.transfer(opcode1); //RREG
88     SPI.transfer(_numRegistersMinusOne); //opcode2
89     for(byte i = 0; i <= _numRegistersMinusOne; i++){
90         byte data = SPI.transfer(0x00); // returned byte should match default of register map unless previously edited manually (Datasheet, pg.39)
91         printRegisterName(i);
92         Serial.print("0x");
93         if(i<16) Serial.print("0"); //lead with 0 if value is between 0x00-0x0F to ensure 2 digit format
94         Serial.print(i, HEX);
95         Serial.print(", ");
96         Serial.print("0x");
97         if(data<16) Serial.print("0"); //lead with 0 if value is between 0x00-0x0F to ensure 2 digit format
98         Serial.print(data, HEX);
99         Serial.print(", ");
100        for(byte j = 0; j<8; j++){
101            Serial.print(bitRead(data, 7-j), BIN);
102            if(j!=7) Serial.print(" ");
103        }
104        Serial.println();
105    }
106    SPI.transfer(_RDATAC); //turn read data continuous back on
107    digitalWrite(CS, HIGH); //High to end communication
108 }
109
110 void ADS1299::WREG(byte _address, byte _value) {
111     byte opcode1 = _WREG + _address; //001rrrrr; _RREG = 00100000 and _address = rrrrr
112     digitalWrite(CS, LOW); //Low to communicated
113     SPI.transfer(_SDATAC); //SDATAC
114     SPI.transfer(opcode1);
115     SPI.transfer(0x00);
116     SPI.transfer(_value);
117     SPI.transfer(_RDATAC);
118     digitalWrite(CS, HIGH); //Low to communicated
119     Serial.print("Register 0x");
120     Serial.print(_address, HEX);
121     Serial.println(" modified.");
122 }
123 //Register Read/Write Commands
124 void ADS1299::getID() {
125     digitalWrite(CS, LOW); //Low to communicated
126     SPI.transfer(_SDATAC); //SDATAC Stop Read Data Continious Mode
127     SPI.transfer(_RREG); //RREG
128     SPI.transfer(0x00); //Asking for 1 byte
129     byte data = SPI.transfer(0x00); // byte to read (hopefully 0b???11110)
130     SPI.transfer(_RDATAC); //turn read data continuous back on
131     digitalWrite(CS, HIGH); //Low to communicated
132     Serial.println(data, BIN);
133 }
134
135 void ADS1299::STARTUP() {
136     delay(10);
137     digitalWrite(21, HIGH); // Reset Pin High
138     delay(1000);
139
140     // reset pulse
141     digitalWrite(RESET_pin,LOW);
142     delayMicroseconds(15);
143     digitalWrite(RESET_pin, HIGH);
144     delay(300);
145
146     SDATAC();
147     WREG(CONFIG3, 0xE0);
148     delay(500);
149
150     #ifdef SQUARE_SINE_TEST
151     init_ADS_4_test(); // square sine test mode
152     #elif NORMAL_OPERATION_CONFIG
153     init_ADS_4(); // operational mode
154     #endif
155
156     START();
157 }
158

```

```

160 void ADS1299::init_ADS_4(){
161     WREG(CONFIG1, 0b11010110);
162     WREG(CONFIG2, 0b11000000);
163     WREG(CONFIG3, 0b11100100);
164     // 0b01100101 - test signal
165     // 0b01100000 - normal operation
166     WREG(CH1SET, 0b01100001);
167     WREG(CH2SET, 0b11010000);
168     WREG(CH3SET, 0b11010000);
169     WREG(CH4SET, 0b11010000);
170     WREG(BIAS_SENSP, 0b00000000);
171     WREG(BIAS_SENSN, 0b00000000);
172     WREG(GPIO, 0b00000000);
173     WREG(MISC1, 0b00000000);
174     //WREG(MISC1, 0b00100000);
175
176 }
177
178 // Square sine wave test
179 void ADS1299::init_ADS_4_test(){
180     WREG(CONFIG1, 0b11010110); //fmod / 4096 (250 SPS)
181     WREG(CONFIG2, 0b11010000); // test signal 1x -(VREFP - VREFN)/2400 and pulsed dc
182     WREG(CONFIG3, 0b11101000);
183     // 0b01100101 - test signal
184     // 0b01100000 - normal operation
185     WREG(CH1SET, 0b00000110);
186     WREG(CH2SET, 0b10000001);
187     WREG(CH3SET, 0b10000001);
188     WREG(CH4SET, 0b10000001);
189     WREG(BIAS_SENSP, 0b00000000);
190     WREG(BIAS_SENSN, 0b00000000);
191     WREG(GPIO, 0b00000000);
192     WREG(MISC1, 0b00000000);
193 }
194
195 void ADS1299::RDATA_update(){
196     if(digitalRead(DRDY) == LOW){
197         //DRDY debug
198         //Serial.println("LOW Update");
199         digitalWrite(CS, LOW);
200         // RDATA command - ONLY DIFFERENCE BETWEEN THIS FUNC AND THE updateDATA()
201         SPI.transfer(_RDATA);
202
203         long output[5];
204         uint32_t dataPacket;
205         for(int i = 0; i<5; i++){
206             for(int j = 0; j<3; j++){
207                 byte dataByte = SPI.transfer(0x00);
208                 dataPacket = (dataPacket<<8) | dataByte; // constructing the 24 bit binary
209             }
210             output[i] = dataPacket;
211             dataPacket = 0;
212         }
213         digitalWrite(CS, HIGH);
214
215         for(int i=0; i<5; i++){
216             if(bitRead(output[i],23) == 1){ // convert 3 byte 2's compliment to 4 byte 2's compliment
217                 output[i] |= 0xFF000000;
218             }
219             else{
220                 output[i] &= 0x00FFFFFF;
221             }
222         }
223         //Print HEX
224         /*for (int i=1;i<5; i++) {
225             Serial.print(output[i],HEX);
226             //Serial.print(output[i]);
227             if(i!=4) Serial.print("\t");
228         }*/
229
230         //conversions to microvolts
231
232         double outputvolts[5];
233         for(int i = 0; i < 5; i++){
234             outputvolts[i] = 1000*double(output[i])*2.0*4.5/24/(pow(2,24)-1);
235         }
236
237         //changed to get data from 4 channels of adsl299-4
238         //i=0;i<9 was original
239         for (int i=1;i<5; i++) {
240             Serial.print(outputvolts[i]);
241             //Serial.print(output[i]);
242             if(i!=4) Serial.print("\t");
243         }
244         Serial.println();
245     }
246 }
247
248 }
249

```

5 Βιβλιογραφία

- [1] J. Rémi, T. Pollmächer, K. Spiegelhalder, C. Trenkwalder, και P. Young, 'Sleep-Related Disorders in Neurology and Psychiatry', *Dtsch. Arzteblatt Int.*, τ. 116, τχ. 41, σσ. 681–688, Οκτωβρίου 2019, doi: 10.3238/arztebl.2019.0681.
- [2] S. R. Benbadis, S. Beniczky, E. Bertram, S. Maclver, και S. L. Moshé, 'The role of EEG in patients with suspected epilepsy', *Epileptic Disord. Int. Epilepsy J. Videotape*, τ. 22, τχ. 2, σσ. 143–155, Απριλίου 2020, doi: 10.1684/epd.2020.1151.
- [3] J. W. Britton κ.ά., *Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants*. Chicago: American Epilepsy Society, 2016. Ημερομηνία πρόσβασης: 7 Μάιος 2023. [Έκδοση σε ψηφιακή μορφή]. Διαθέσιμο στο: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK390354/>
- [4] 'MayoClinic'. <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/eeg/about/pac-20393875>
- [5] M. A. Lebedev και M. A. L. Nicolelis, 'Brain-Machine Interfaces: From Basic Science to Neuroprostheses and Neurorehabilitation', *Physiol. Rev.*, τ. 97, τχ. 2, σσ. 767–837, Απριλίου 2017, doi: 10.1152/physrev.00027.2016.
- [6] L. F. Nicolas-Alonso και J. Gomez-Gil, 'Brain computer interfaces, a review', *Sensors*, τ. 12, τχ. 2, σσ. 1211–1279, 2012, doi: 10.3390/s120201211.
- [7] R. Muhammad κ.ά., 'Design and Development of Low-cost Wearable Electroencephalograms (EEG) Headset', *Intell. Autom. Soft Comput.*, τ. 35, τχ. 3, σσ. 2821–2835, 2023, doi: 10.32604/iasc.2023.026279.
- [8] J. LaRocco, M. D. Le, και D.-G. Paeng, 'A Systemic Review of Available Low-Cost EEG Headsets Used for Drowsiness Detection', *Front. Neuroinformatics*, τ. 14, σ. 553352, Οκτωβρίου 2020, doi: 10.3389/fninf.2020.553352.
- [9] B. Van Hal, S. Rhodes, B. Dunne, και R. Bossemeyer, 'Low-cost EEG-based sleep detection', *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Int. Conf.*, τ. 2014, σσ. 4571–4574, 2014, doi: 10.1109/EMBC.2014.6944641.
- [10] D. B. Lindsley, 'Psychological phenomena and the electroencephalogram', *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, τ. 4, τχ. 4, σσ. 443–456, Νοεμβρίου 1952, doi: 10.1016/0013-4694(52)90075-8.
- [11] F. Amzica και M. Steriade, 'Electrophysiological correlates of sleep delta waves', *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, τ. 107, τχ. 2, σσ. 69–83, Αυγούστου 1998, doi: 10.1016/s0013-4694(98)00051-0.
- [12] J. R. Wolpaw και D. J. McFarland, 'Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans', *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, τ. 101, τχ. 51, σσ. 17849–17854, Δεκεμβρίου 2004, doi: 10.1073/pnas.0403504101.
- [13] M. Kutas και S. A. Hillyard, 'Reading senseless sentences: brain potentials reflect semantic incongruity', *Science*, τ. 207, τχ. 4427, σσ. 203–205, Ιανουαρίου 1980, doi: 10.1126/science.7350657.
- [14] T.-P. Jung, S. Makeig, A. J. Bell, και T. J. Sejnowski, 'Independent Component Analysis of Electroencephalographic and Event-Related Potential Data', στο *Central Auditory Processing and Neural Modeling*, P. W. F. Poon και J. F. Brugge, Επιμ.,

- Boston, MA: Springer US, 1998, σσ. 189–197. doi: 10.1007/978-1-4615-5351-9_17.
- [15] A. J. Casson, ‘Wearable EEG and beyond’, *Biomed. Eng. Lett.*, τ. 9, τχ. 1, σσ. 53–71, Φεβρουαρίου 2019, doi: 10.1007/s13534-018-00093-6.
- [16] E. Niedermeyer και F. H. Lopes da Silva, Επιμ., *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*, 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [17] A. L. Hodgkin και A. F. Huxley, ‘A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve’, *J. Physiol.*, τ. 117, τχ. 4, σσ. 500–544, Αυγούστου 1952, doi: 10.1113/jphysiol.1952.sp004764.
- [18] J. S. Ebersole, Επιμ., *Current practice of clinical electroencephalography*, 4. ed. Philadelphia, Pa.: Wolters Kluwer, 2014.
- [19] S. M. Nowak και T. J. Marczyński, ‘Trait anxiety is reflected in EEG alpha response to stress’, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, τ. 52, τχ. 2, σσ. 175–191, Αυγούστου 1981, doi: 10.1016/0013-4694(81)90165-6.
- [20] C. Shagass, ‘An attempt to correlate the occipital alpha frequency of the electroencephalogram with performance on a mental ability test.’, *J. Exp. Psychol.*, τ. 36, τχ. 1, σσ. 88–92, Φεβρουαρίου 1946, doi: 10.1037/h0054010.
- [21] W. O. Tatum, A. M. Husain, S. R. Benbadis, και P. W. Kaplan, ‘Normal adult EEG and patterns of uncertain significance’, *J. Clin. Neurophysiol. Off. Publ. Am. Electroencephalogr. Soc.*, τ. 23, τχ. 3, σσ. 194–207, Ιουνίου 2006, doi: 10.1097/01.wnp.0000220110.92126.a6.
- [22] D. L. Schomer, E. Niedermeyer, και F. H. Lopes da Silva, Επιμ., *Niedermeyer’s electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*, 6. ed. Philadelphia, Pa. London: Wolters Kluwer, Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [23] S. Jenssen, ‘Electroencephalogram in the dementia workup’, *Am. J. Alzheimers Dis. Dementiasr*, τ. 20, τχ. 3, σσ. 159–166, Μαΐου 2005, doi: 10.1177/153331750502000309.
- [24] S. Herculano-Houzel, ‘The human brain in numbers: a linearly scaled-up primate brain’, *Front. Hum. Neurosci.*, τ. 3, 2009, doi: 10.3389/neuro.09.031.2009.
- [25] N. Kamel και A. S. Malik, Επιμ., *EEG/ERP analysis: methods and applications*. Boca Raton London New York: CRC Press, 2017.
- [26] J. D. Bronzino, Επιμ., *The biomedical engineering handbook*, 3rd ed. στο The electrical engineering handbook series. Boca Raton: CRC/Taylor & Francis, 2006.
- [27] A. C. MettingVanRijn, A. Peper, και C. A. Grimbergen, ‘Amplifiers for bioelectric events: A design with a minimal number of parts’, *Med. Biol. Eng. Comput.*, τ. 32, τχ. 3, σσ. 305–310, Μαΐου 1994, doi: 10.1007/BF02512527.
- [28] G. Garipelli, R. Chavarriaga, και J. Del R Millán, ‘Single trial analysis of slow cortical potentials: a study on anticipation related potentials’, *J. Neural Eng.*, τ. 10, τχ. 3, σ. 036014, Ιουνίου 2013, doi: 10.1088/1741-2560/10/3/036014.
- [29] M. Jones, *Building valve amplifiers*, Reprint. Amsterdam: Elsevier/Newnes, 2007.
- [30] L. Tan, *Digital signal processing: fundamentals and applications*. Amsterdam ; Boston: Academic Press, 2008.

- [31] J. D. R. Millán κ.ά., 'Combining Brain-Computer Interfaces and Assistive Technologies: State-of-the-Art and Challenges', *Front. Neurosci.*, τ. 4, σ. 161, 2010, doi: 10.3389/fnins.2010.00161.