



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Σχεδιασμός και ανάπτυξη ενός φορητού συστήματος καταγραφής βιοηλεκτρικών και αδρανειακών σημάτων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Δουκάκης Αντώνιος

Επιβλέπων Καθηγητής:

Ευάγγελος Β. Χριστοφόρου

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος 2025



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Σχεδιασμός και ανάπτυξη ενός φορητού συστήματος καταγραφής βιοηλεκτρικών και αδρανειακών σημάτων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Δουκάκης Αντώνιος

Επιβλέπων Καθηγητής:

Ευάγγελος Β. Χριστοφόρου

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 11^η Ιουλίου 2025.

.....
Ευάγγελος Χριστοφόρου
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Γεώργιος Παναγόπουλος
Επίκουρος Καθηγητής
Ε.Μ.Π.

.....
Εμμανουήλ Χουρδάκης
Επίκουρος Καθηγητής
Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος 2025

Δουκάκης Αντώνιος

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

Copyright © Δουκάκης Αντώνιος, 2025.

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

1 Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία επικεντρώνεται στον σχεδιασμό και την ανάπτυξη ενός φορητού συστήματος καταγραφής βιοηλεκτρικών και αδρανειακών σημάτων, με εφαρμογή στην υποβοήθηση της ανθρώπινης κίνησης μέσω έξυπνων εξωσκελετικών διατάξεων. Το σύστημα αξιοποιεί επιφανειακά σήματα ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) και δεδομένα από μονάδες αδρανειακής μέτρησης (IMUs), τα οποία μπορούν να συμβάλουν στην αναγνώριση της πρόθεσης του χρήστη σε πραγματικό χρόνο.

Η εργασία δομείται σε τρία κύρια μέρη. Στο πρώτο μέρος παρουσιάζονται θεωρητικά οι βασικές αρχές των σχετικών βιοσημάτων και των μεθόδων καταγραφής τους, καθώς και η σημασία τους για εφαρμογές αποκατάστασης και υποβοήθησης κίνησης. Στο δεύτερο μέρος εξετάζονται και αξιολογούνται κρίσιμα αναλογικά υποσυστήματα (AFE), που περιλαμβάνουν ενισχυτές και φίλτρα για την ενίσχυση και επεξεργασία των EMG σημάτων, με έμφαση σε κρίσιμες παραμέτρους, όπως ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος (CMRR), ο θόρυβος εισόδου και το εύρος ζώνης. Στο τρίτο και τελευταίο μέρος, παρουσιάζεται η υλοποίηση ενός ολοκληρωμένου, πολυκαναλικού συστήματος που συνδυάζει το αναλογικό υποσύστημα με δυνατότητες ψηφιοποίησης, αποθήκευσης και μετάδοσης δεδομένων, τόσο ενσύρματα όσο και ασύρματα.

Η αξιοπιστία και η λειτουργικότητα του τελικού συστήματος αξιολογήθηκαν πειραματικά, αποδεικνύοντας τη δυνατότητά του να λειτουργήσει ως πλατφόρμα για μελλοντικές εφαρμογές σε τομείς όπως η μυϊκή αξιολόγηση, η αποκατάσταση, και ο έλεγχος φορητών υποστηρικτικών διατάξεων. Η εργασία αυτή θέτει τις βάσεις για την ανάπτυξη φορητών, ευφών βιοϊατρικών τεχνολογιών με δυνατότητα εξατομίκευσης και ενσωμάτωσης σε πραγματικές συνθήκες χρήσης.

Λέξεις-Κλειδιά: ηλεκτρομυογράφημα, EMG, IMU, φίλτρα, ενισχυτές, AFE, βιοσήματα, εξωσκελετικός έλεγχος, βιοϊατρικά κυκλώματα, υποβοήθηση κίνησης, φορητή τεχνολογία

2 Abstract

This thesis focuses on the design and development of a portable system for the acquisition of bioelectrical and inertial signals, intended for supporting human motion through intelligent exoskeletal devices. The system utilizes surface electromyography (EMG) signals and data from inertial measurement units (IMUs), which can contribute to the real-time estimation of the user's movement intent.

The thesis is structured into three main parts. The first part presents the theoretical background of the biosignals involved and their acquisition methods, as well as their significance in rehabilitation and assistive movement applications. The second part explores and evaluates critical analog front-end (AFE) subsystems, including amplifiers and filters for EMG signal enhancement and processing, with emphasis on key performance metrics such as common-mode rejection ratio (CMRR), input-referred noise, and bandwidth. The third and final part presents the implementation of a complete, multichannel system that integrates the analog subsystem with signal digitization, storage, and data transmission capabilities, both wired and wireless.

The reliability and functionality of the final system were experimentally validated, demonstrating its suitability as a platform for future applications in muscle activity assessment, rehabilitation, and control of wearable assistive devices. This work lays the foundation for the development of portable, intelligent biomedical technologies with potential for customization and integration into real-world use cases.

Keywords: *electromyography, EMG, IMU, filters, amplifiers, AFE, biosignals, exoskeleton control, biomedical circuits, assistive movement, wearable technology*

3 Πίνακας Περιεχομένων

1 Περίληψη	5
2 Abstract	7
3 Πίνακας Περιεχομένων	9
4 Ευρετήριο Σχημάτων	12
5 Ευρετήριο Πινάκων	15
1 Εισαγωγή	16
2 Γενικές Αρχές Λειτουργίας Συστήματος	17
2.1 Κινητική Μονάδα (Motor Unit)	17
2.1.1 Δομή Κινητικής Μονάδας	17
2.1.2 Λειτουργία Κινητικής Μονάδας	18
2.2 Ηλεκτρομυογράφημα	21
2.2.1 Είδη ηλεκτρομυογραφήματος	22
2.2.2 Λήψη και Καταγραφή ΗΜΓ σήματος	24
2.2.3 Ηλεκτρόδια	25
2.2.4 Ενισχυτές – Απόκριση Σήματος	26
2.2.5 Θόρυβος	30
2.3 Μονάδα Αδρανειακής Μέτρησης (IMU)	31
2.3.1 Αδρανειακοί Αισθητήρες	32
2.3.2 Συγχώνευση αισθητήρων και Quaternions	34
3 Σχεδίαση Ηλεκτρονικών Ηλεκτρομυογραφήματος	37
3.1 Αρχιτεκτονική Analog Front-End Ηλεκτρομυογραφήματος (EMG AFE)	37
3.1.1 Κύκλωμα 1	39
3.1.2 Κύκλωμα 2	42
3.1.3 Κύκλωμα 3	44
3.1.4 Κύκλωμα 4	47
3.2 Αρχιτεκτονική Microcontroller Unit (MCU)	50
3.2.1 Περιφερειακά συστήματα και επικοινωνία	51
3.3 Σχεδίαση Πλακέτας αξιολόγησης	58
3.3.1 Επισκόπηση Σχηματικού διαγράμματος	58
3.3.2 Επισκόπηση σχεδιασμού PCB	61

3.4	Πειραματική Αξιολόγηση	64
3.4.1	Πειραματική Σύγκριση Θορύβου AFE.....	64
3.4.2	Καταγραφή EMG Σημάτων	65
3.4.3	Τελική Επιλογή AFE.....	66
4	Σχεδίαση Συστήματος.....	68
4.1	Αρχιτεκτονική Συστήματος.....	68
4.1.1	Αρχιτεκτονική IMU	69
4.1.2	IMU Orientation Outputs	69
4.2	Σχεδιασμός Υλικού	70
4.2.1	Επισκόπηση σχηματικών διαγραμμάτων	70
4.2.2	Επισκόπηση σχεδιασμού PCB.....	79
4.3	Σχεδιασμός λογισμικού	85
4.3.1	Αρχιτεκτονική λογισμικού	85
5	Αποτελέσματα	91
5.1	Ασύρματη Συλλογή δεδομένων EMG	91
5.2	Ασύρματη Συλλογή δεδομένων IMU	94
5.3	Ενσύρματη Συλλογή δεδομένων EMG	94
6	Συμπεράσματα	96
7	Μελλοντική Μελέτη	97
8	Βιβλιογραφία.....	98

4 Ευρετήριο Σχημάτων

Figure 2.1 Structure of Skeletal Muscle	17
Figure 2.2 Motor Unit.....	18
Figure 2.3 Sodium-Potassium Pump.....	19
Figure 2.4 Simplified diagram of the membrane potential and action potential	19
Figure 2.5 Schematic representation of a depolarization and repolarization cycle.....	20
Figure 2.6 Nerve impulse.....	20
Figure 2.7 Simplified schematic of an EMG.....	21
Figure 2.8 Spatiotemporal representation of an action potential recording	21
Figure 2.9 Motor unit action potential (MUAP).....	22
Figure 2.10 Summation of motor unit action potentials (MUAPs).....	22
Figure 2.11 Example of bipolar EMG Measurement at an arm muscle.....	23
Figure 2.12 Configuration of a 2 Channel HD-EMG Measurement.....	24
Figure 2.13 Processes at the interface between a metallic electrode and an electrolyte (tissue) during current flow that generates the recorded bioelectric potential.....	25
Figure 2.14 Equivalent electrical circuit of the electrode contact	26
Figure 2.15 Comparative frequency response of Bessel, Butterworth, Chebyshev, and Elliptic filters	29
Figure 2.16 Schematic representation of resistive and parasitic capacitive elements in EMG measurement.....	30
Figure 2.17 Die photo of the surface-micromachined gyroscope from Analog Devices with the interface and control electronics integrated on the same chip. It contains two identical mechanical structures to achieve differential sensing.	33
Figure 2.18 Schematic drawing of one of the two identical gyroscope elements.	33
Figure 2.19 (left) Change in electrical resistance under applied magnetic field. (right) Generation of Hall voltage under applied magnetic field	34
Figure 2.20 Illustration of gimbal lock with Euler angles. When all three rotation axes align, one degree of freedom is lost.....	35
Figure 3.1 Intan Technologies Electrophysiology Interface Chips (32 Channel Version) [32]	37
Figure 3.2 1 st EMG AFE Circuit Architecture.....	39
Figure 3.3 LTC6910-1 Architecture.....	40
Figure 3.4 1 st EMG AFE Circuit Bode Plot	41
Figure 3.5 2 nd EMG AFE Circuit Architecture.....	42
Figure 3.6 2 nd EMG AFE Circuit Bode Plot	43
Figure 3.7 2 nd EMG AFE Circuit Noise Spectrum.....	44
Figure 3.8 3 rd EMG AFE Circuit Architecture	44
Figure 3.9 3 rd EMG AFE Circuit Bode Plot.....	46
Figure 3.10 4 th EMG AFE Circuit Architecture.....	47
Figure 3.11 4 th EMG AFE Circuit Bode Plot	49
Figure 3.12 4 th EMG AFE Transfer function Bode plot Evaluation.....	49
Figure 3.13 4 th EMG AFE Circuit Noise Spectrum.....	50
Figure 3.14 STM32WB55 Block Diagram	51
Figure 3.15 SAR ADC Block Diagram	52
Figure 3.16 USB protocol stack.....	53
Figure 3.17 SPI configuration with main and a subnode.	54
Figure 3.18 Successful I2C Write Byte Transmission.....	55
Figure 3.19 RF Front-End Block Diagram.....	56

Figure 3.20 STM32WB55 Supported Protocols	57
Figure 3.21 EMG AFEs Board Schematic	58
Figure 3.22 STM32WB Nucleo Female Morpho Connectors	59
Figure 3.23 Charge Pump Inverter	59
Figure 3.24 Selection between PGA and Fixed Gain circuits	60
Figure 3.25 Electrode Header Pins	60
Figure 3.26 Reference Buffer	61
Figure 3.27 EMG AFE Evaluation Board layout	63
Figure 3.28 EMG Evaluation Board realistic view	63
Figure 3.29 IRN Spectral Density	65
Figure 3.30 Disposable Ag/AgCl Electrodes	65
Figure 3.31 Circuit 1 with 500V/V Gain	65
Figure 3.32 Circuit 2 with 1000 V/V Gain	66
Figure 3.33 Circuit 3 with 1000 V/V Gain	66
Figure 3.34 Circuit 4 with 500 V/V Gain	66
Figure 4.1 Architecture Overview	68
Figure 4.2 Functional block diagram of the BNO08X Sensor Hub solution	69
Figure 4.3 Master Board Hierarchical Schematic	71
Figure 4.4 Power supply schematic	72
Figure 4.5 USB Hub schematic	73
Figure 4.6 MCU schematic	74
Figure 4.7 EMG AFE 1 st Schematic Sheet	75
Figure 4.8 EMG AFE 2 nd Schematic Sheet	75
Figure 4.9 Solder Bridge Selection Logic	76
Figure 4.10 IMU Schematic	76
Figure 4.11 External ADC schematic	77
Figure 4.12 Master board connectors schematic	78
Figure 4.13 Slave board connectors schematic	79
Figure 4.14 Transmission lines structure table	81
Figure 4.15 Master board Layer Stackup	81
Figure 4.16 Master board layout	82
Figure 4.17 Master Board realistic view	83
Figure 4.18 Slave board realistic view	84
Figure 4.19 Multi-board Assembly	85
Figure 4.20 Master Board Firmware Flowchart	86
Figure 4.21 Master BLE_LLD Action Packet	88
Figure 4.22 Slave board Firmware Flowchart	88
Figure 4.23 USB Dongle Firmware Flowchart	89
Figure 4.24 USB Dongle BLE_LLD Action Packet	90
Figure 5.1 EMG Experimental Setup	91
Figure 5.2 USB Dongle on laptop	91
Figure 5.3 Master board EMG Channels	92
Figure 5.4 Slave 1 board EMG Channels	92
Figure 5.5 Slave 2 board EMG Channels	93
Figure 5.6 IMU 3D Orientation Visualization	94
Figure 5.7 Figure of SWAG EMG Garment and acquisition system	95
Figure 5.8 Example of EMG signals acquired from three selected channels	95

5 Ευρετήριο Πινάκων

Table 3.1 Instrumentation Amplifiers Characteristics	38
Table 3.2 Circuits under test	38
Table 3.3 LTC6910-1 Gain Selection.....	40
Table 3.4 Calculation of passive components value.....	49
Table 3.5 EMG AFE Evaluation Board Design Rules	62
Table 4.1 Maximum Sensor Rates	70

1 Εισαγωγή

Η ανάγκη του ανθρώπου να ξεπερνά τα σωματικά του όρια και να επιλύει καθημερινές προκλήσεις αποτέλεσε διαχρονικά βασικό κίνητρο για την ανάπτυξη της τεχνολογίας. Η χειρωνακτική εργασία, η φυσιολογική φθορά του σώματος λόγω ηλικίας, αλλά και οι τραυματισμοί μπορούν να προκαλέσουν περιορισμούς στην κινητικότητα, επηρεάζοντας σημαντικά την ποιότητα ζωής. Η σύγχρονη τεχνολογία παρέχει πλέον προηγμένα μέσα για την πρόληψη, υποβοήθηση ή ακόμα και αποκατάσταση τέτοιων λειτουργικών περιορισμών.

Στο πλαίσιο αυτής της τεχνολογικής εξέλιξης, το ερευνητικό πρόγραμμα SWAG (Soft Wearable Assistive Garment) στοχεύει στην ανάπτυξη μιας καινοτόμου, μαλακής εξωστολής (soft exosuit), σχεδιασμένης για να ενισχύει την ανθρώπινη κίνηση με φυσικό και αποδοτικό τρόπο. Η εξωστολή βασίζεται σε πνευματικούς μαλακούς ενεργοποιητές (pneumatic soft actuators), κατασκευασμένους από ελαφριά και υψηλής αντοχής υλικά, που λειτουργούν υποστηρικτικά για τα κάτω άκρα και τον κορμό κατά τη διάρκεια απαιτητικών κινήσεων.

Η τεχνολογική καινοτομία του συστήματος εντοπίζεται τόσο στον σχεδιασμό του όσο και στη λειτουργία του: ενσωματωμένοι αισθητήρες συλλέγουν σε πραγματικό χρόνο βιομηχανικά δεδομένα (όπως μυϊκή δραστηριότητα και κινηματικές παραμέτρους), τα οποία επεξεργάζονται από ευφυείς αλγόριθμους και μοντέλα βιομηχανικής για να αναγνωρίσουν την πρόθεση του χρήστη [1] και να παραγάγουν κατάλληλα σήματα ελέγχου, προσαρμοσμένα στις ανάγκες του κάθε ατόμου. Χάρη σε αυτή την προσέγγιση, η εξωστολή μπορεί να ενεργοποιεί συντονισμένα πολλαπλές αρθρώσεις χωρίς αντιφατικές κινήσεις, βελτιώνοντας την ενεργειακή αποδοτικότητα και τη λειτουργικότητα του συστήματος.

Η παρούσα διπλωματική εργασία εντάσσεται στο πλαίσιο του προγράμματος SWAG και επικεντρώνεται στην ανάπτυξη ασύρματου συστήματος συλλογής βιομηχανικών σημάτων σε πραγματικό χρόνο, με σκοπό τη δημιουργία ενός συστήματος ελέγχου κίνησης. Για την επίτευξη αυτού του στόχου, προβλέπεται η χρήση ηλεκτρομυογραφικών (EMG) αισθητήρων για την καταγραφή της μυϊκής δραστηριότητας, καθώς και μονάδων αδρανειακής μέτρησης (IMUs) [2] για την καταγραφή των κινήσεων των άκρων. Ο συνδυασμός αυτών των δεδομένων δύναται να προσφέρει αξιόπιστη εικόνα της ανθρώπινης πρόθεσης, επιτρέποντας στο σύστημα να προσαρμόζεται δυναμικά στις απαιτήσεις του χρήστη.

Η αξιοποίηση τέτοιων τεχνολογιών ανοίγει τον δρόμο για την ανάπτυξη εξατομικευμένων, εργονομικών και ευφών συστημάτων υποβοήθησης, που μπορούν να προσφέρουν ουσιαστική υποστήριξη τόσο σε κλινικές εφαρμογές (αποκατάσταση, πρόθεση κίνησης) όσο και σε καθημερινές δραστηριότητες ατόμων με ή χωρίς κινητικούς περιορισμούς.

2 Γενικές Αρχές Λειτουργίας Συστήματος

Για να μετρήσει και να αναλύσει κανείς την ανθρώπινη κίνηση, είναι απαραίτητο να κατανοήσει πρώτα τον τρόπο με τον οποίο αυτή παράγεται από το ανθρώπινο σώμα — δηλαδή τον μηχανισμό λειτουργίας της. Με άλλα λόγια, χρειάζεται να υπάρχει γνώση των βιολογικών και μηχανικών διεργασιών που εμπλέκονται, ώστε η καταγραφή και η ερμηνεία των δεδομένων να είναι ουσιαστική.

2.1 Κινητική Μονάδα (Motor Unit)

2.1.1 Δομή Κινητικής Μονάδας

Υπεύθυνοι για οποιαδήποτε εξωσωματική ανθρώπινη κίνηση είναι οι σκελετικοί μύες. Οι βασικές δομικές μονάδες του μυός είναι οι μυϊκές ίνες (muscle fibers), καθεμία από τις οποίες αντιστοιχεί σε ένα μυϊκό κύτταρο.

Οι μυϊκές ίνες ομαδοποιούνται σε δέσμες διαφόρων μεγεθών, γνωστές ως μυϊκές δέσμες (muscle fasciculi). Ο χώρος μεταξύ των μυϊκών ινών και των δεσμών καλύπτεται από στρώματα συνδετικού ιστού, τα οποία παρέχουν στήριξη και συνοχή στη μυϊκή δομή. [4]

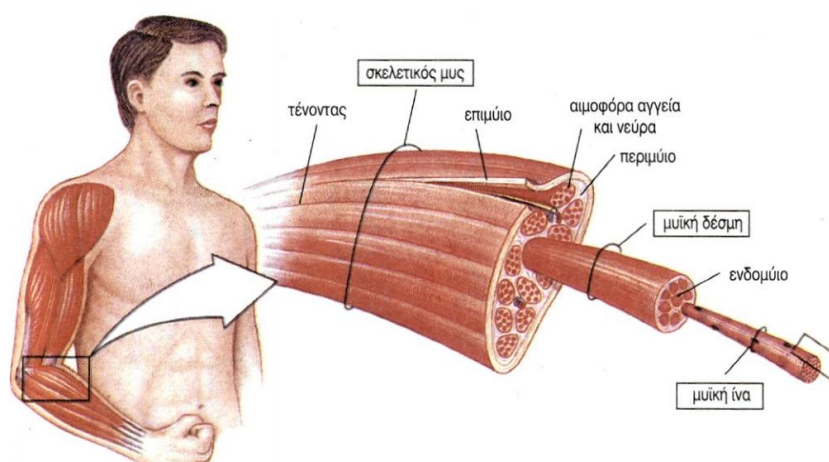


Figure 2.1 Structure of Skeletal Muscle

Για την ενεργοποίηση της μυϊκής συστολής και εν τέλει την επίτευξη της κίνησης, υπεύθυνο είναι το κεντρικό νευρικό σύστημα. Για αυτόν τον λόγο οι μυϊκές ίνες συνδέονται με κινητικούς νευρώνες που αποτελούν τα κύτταρα του νευρικού συστήματος. Μαζί ο κινητικός νευρώνας και οι μυϊκές ίνες που νευρώνει συγκροτούν την Κινητική Μονάδα (Motor Unit).

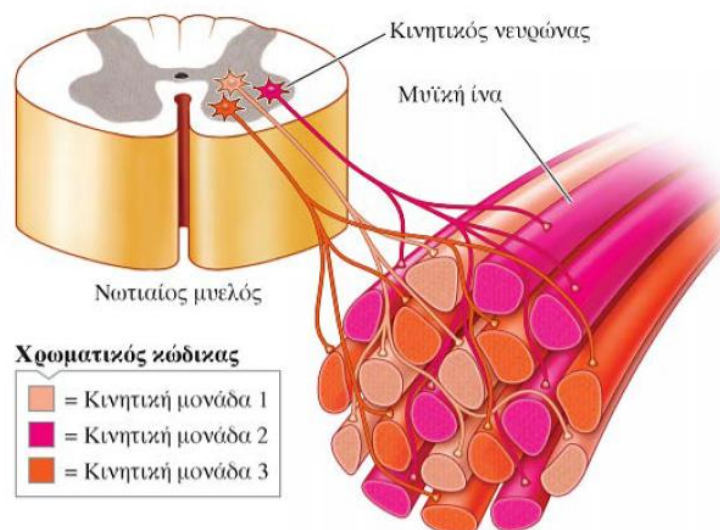


Figure 2.2 Motor Unit

2.1.2 Λειτουργία Κινητικής Μονάδας

Για την επίτευξη της μυϊκής συστολής πρέπει να έχει προηγηθεί κάποιο ερέθισμα. Στα κύτταρα - υποδοχείς (φωτοϋποδοχείς, μηχανοϋποδοχείς, θερμοϋποδοχείς, πιεσοϋποδοχείς και χημειοϋποδοχείς), η ένταση του ερεθίσματος, μετατρέπεται αρχικά σε ένα αναλογικό δυναμικό του υποδοχέα. Στη συνέχεια αυτό το σήμα μετατρέπεται σε μια σειρά νευρικών ώσεων, πρόκειται δηλαδή για μια κωδικοποίηση μέσω διαμόρφωσης κατά συχνότητα (frequency modulation). [9]

Σε κάθε κύτταρο του οργανισμού, έτσι και στα μυϊκά και νευρικά κύτταρα, λόγω ιοντικής ισορροπίας δημιουργείτε δυναμικό μεμβράνης, διαφορά δυναμικού δηλαδή μεταξύ του εσωτερικού και του εξωτερικού του κυττάρου το οποίο σε κατάσταση απουσίας ερεθισμάτων αποκαλείται δυναμικό ηρεμίας.

Αντλία Νατρίου-Καλίου

Η ανάπτυξη δυναμικού μεμβράνης επιτυγχάνεται μέσω της λειτουργίας της αντλίας νατρίου-καλίου (sodium-potassium pump) που βρίσκεται στην κυτταρική μεμβράνη. Η λειτουργία της αντλίας νατρίου-καλίου είναι διαρκής και για κάθε 3 Na^+ που εξέρχονται από το κύτταρο 2 K^+ εισέρχονται με αποτέλεσμα τελικά την δημιουργία αρνητικού δυναμικού ηρεμίας (περίπου -70mV). Για την λειτουργία της η αντλία νατρίου-καλίου χρησιμοποιεί την ενέργεια που απελευθερώνεται από την υδρόλυση ενός μορίου ATP (τρισφωφορική αδενοσίνη) . [3][5][9]

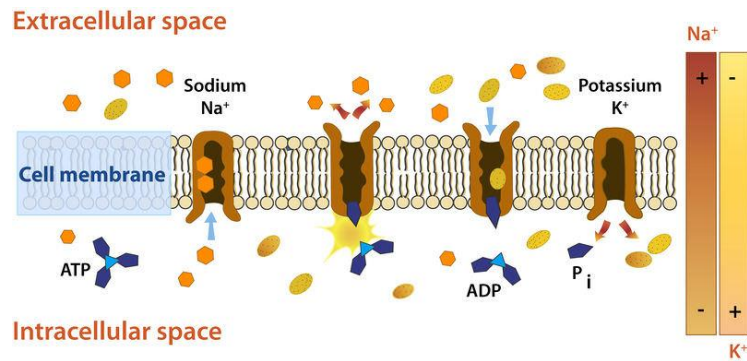


Figure 2.3 Sodium-Potassium Pump

Δυναμικό Ενέργειας

Όταν ένα ερέθισμα δράσει σε ένα κύτταρο, προκαλείται μεταβολή του δυναμικού της μεμβράνης προς πιο θετικές τιμές, λόγω εισροής Na⁺ στο εσωτερικό του κυττάρου. Αυτή η διαδικασία ονομάζεται εκπόλωση ή αποπόλωση. Στη συνέχεια, η μεμβράνη επανέρχεται στην αρχική της κατάσταση μέσω της επαναπόλωσης, η οποία αποκαθιστά το δυναμικό ηρεμίας. [7]

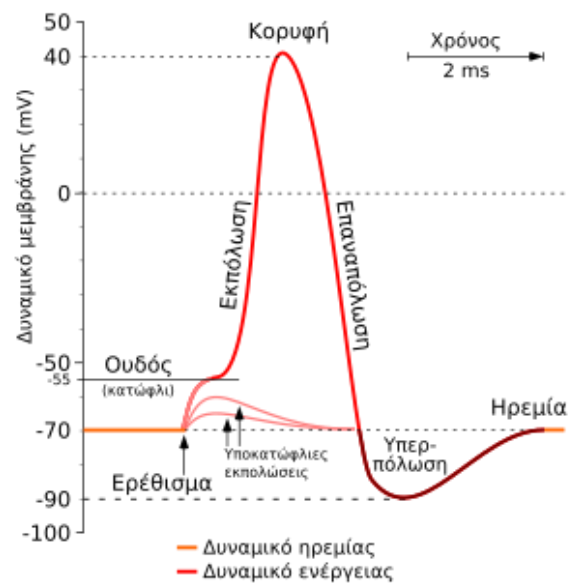


Figure 2.4 Simplified diagram of the membrane potential and action potential

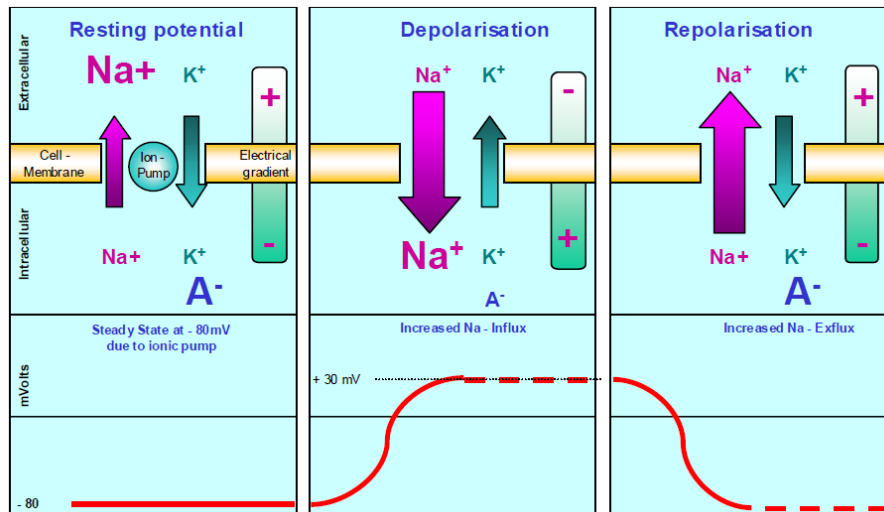


Figure 2.5 Schematic representation of a depolarization and repolarization cycle

Νευρική και Μυϊκή Ώση

Όταν η μείωση της διαφοράς δυναμικού ξεπεράσει τα 15 mV, δημιουργείται νέο δυναμικό δράσης στις αντίστοιχες περιοχές. Αυτό, με τον ίδιο μηχανισμό, προκαλεί τη διέγερση γειτονικών περιοχών, συνεχίζοντας τη διαδικασία μέχρι η διέγερση να εξαπλωθεί σε όλο το μήκος του κυττάρου.

Αυτή η διαδικασία ονομάζεται νευρική και μυϊκή ώση και σχηματίζεται στις νευρικές και μυϊκές ίνες, αντίστοιχα.

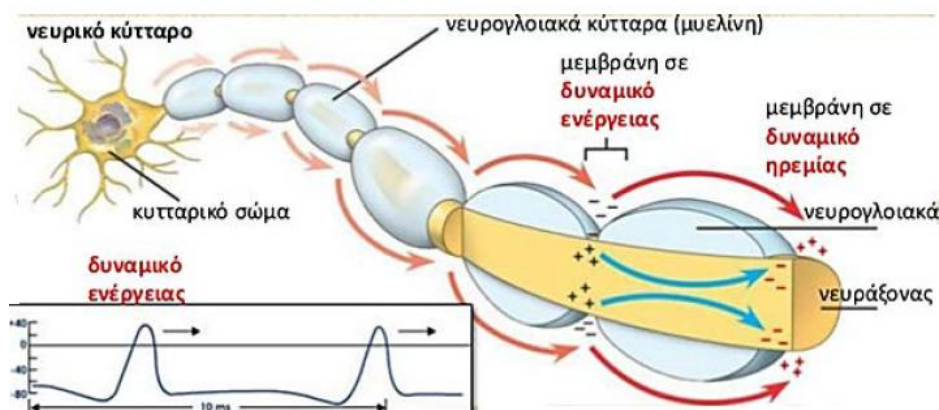


Figure 2.6 Nerve impulse

Όταν η νευρική ώση φτάσει στην τελική νευρομυϊκή σύναψη, η νευρική ίνα αποπολώνεται και απελευθερώνει ακετυλοχολίνη. Αυτή δρα ως χημικό ερέθισμα, προκαλώντας τη δημιουργία μυϊκού δυναμικού δράσης (motor action potential ή MAP), το οποίο διαδίδεται προς αμφότερες τις κατευθύνσεις κατά μήκος της μυϊκής ίνας. [7]

Η μυϊκή ώση οδηγεί σε απελευθέρωση Ca^{2+} στον ενδοκυττάριο χώρο. Στη συνέχεια, μέσω μιας αλληλουχίας χημικών διεργασιών, προκαλείται η συστολή του μυός. [8]

2.2 Ηλεκτρομυογράφημα

Κάθε φορά που ένα δυναμικό δράσης διατρέχει μια μυϊκή ίνα, ένα μικρό μέρος του ηλεκτρικού ρεύματος μεταφέρεται από τον μυ προς την επιφάνεια του δέρματος.

Τοποθετώντας επιφανειακά ηλεκτρόδια πάνω από τον αντίστοιχο μυ, είναι δυνατή η ηλεκτρική καταγραφή της διέγερσής του, μια διαδικασία που ονομάζεται ηλεκτρομυογράφημα (EMG - ΗΜΓ).

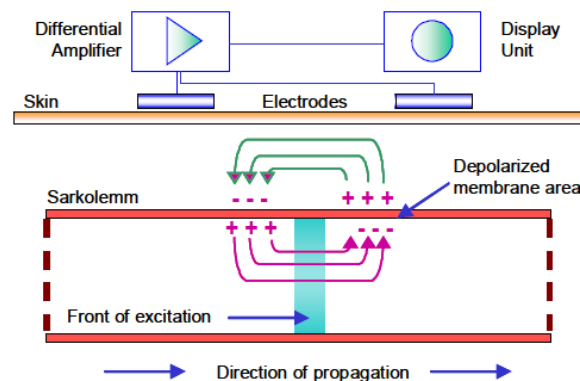


Figure 2.7 Simplified schematic of an EMG

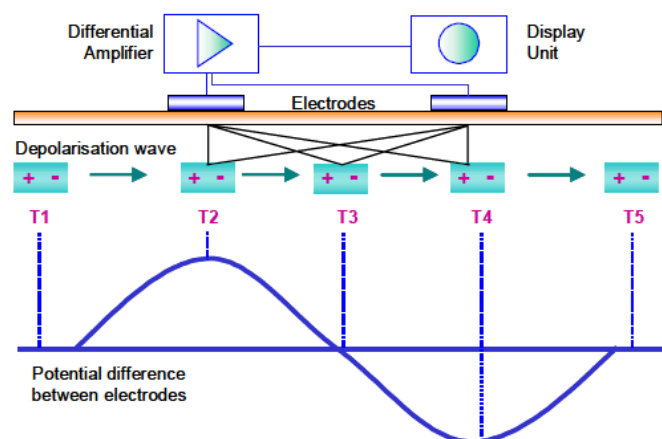


Figure 2.8 Spatiotemporal representation of an action potential recording

Επειδή η κινητική μονάδα αποτελείται από πολλές μυϊκές ίνες τελικά τα δυναμικά δράσης αθροίζονται σε ένα συνολικό δυναμικό δράσης κινητικής μονάδας (motor unit action potential ή MUAP).

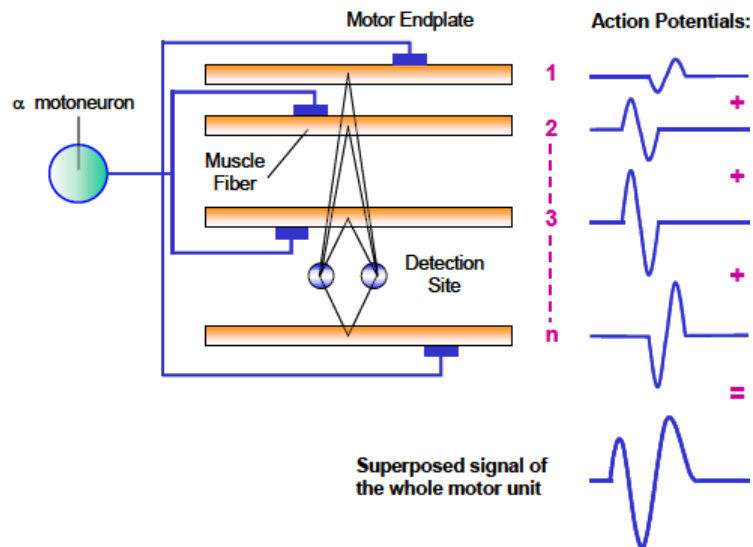


Figure 2.9 Motor unit action potential (MUAP)

Ακόμα ο μυς αποτελείτε από πολλές κινητικές μονάδες με κάθε μια δικό της δυναμικό δράσης. Το ηλεκτρομυογράφημα είναι μια τεχνική που καταγράφει τις μεταβολές του ηλεκτρικού δυναμικού του μυός κατά τη διέγερσή του για συστολή. Ουσιαστικά, αποτελεί το αλγεβρικό άθροισμα όλων των δυναμικών δράσης των κινητικών μονάδων ενός μυός, τα οποία διαδίδονται κατά μήκος των μυϊκών ινών που βρίσκονται μεταξύ των ηλεκτροδίων καταγραφής. [6][31]

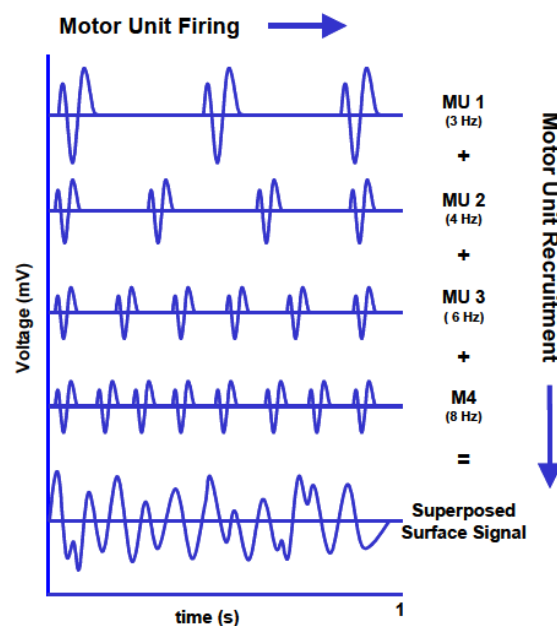


Figure 2.10 Summation of motor unit action potentials (MUAPs)

2.2.1 Είδη ηλεκτρομυογραφήματος

Το επιφανειακό ηλεκτρομυογράφημα (sEMG) μπορεί να πραγματοποιηθεί με διαφορετικές τεχνικές καταγραφής, ανάλογα με τη διάταξη των ηλεκτροδίων και τον σκοπό της μέτρησης. Οι δύο βασικές τεχνικές είναι η διπολική (bipolar) και η μονοπολική (unipolar) καταγραφή. Κάθε μία έχει διαφορετικά χαρακτηριστικά.

Bipolar EMG

Η διπολική καταγραφή περιλαμβάνει τη χρήση δύο ενεργών ηλεκτροδίων, τοποθετημένων κατά μήκος του ίδιου μυός, και ενός ηλεκτροδίου γείωσης σε ουδέτερο σημείο. Το σήμα που καταγράφεται είναι η διαφορά δυναμικού μεταξύ των δύο ενεργών ηλεκτροδίων.

Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται ευρέως για μελέτη:

- Της μυϊκής ενεργοποίησης,
- Της μυϊκής κόπωσης,
- Της κινητικής λειτουργίας σε συστήματα ελέγχου προσθετικών ή εξωσκελετικών συσκευών.[16]

Η καταγραφή επικεντρώνεται στη δραστηριότητα του μυϊκού ιστού που βρίσκεται μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων, προσφέροντας υψηλή χρονική ακρίβεια αλλά περιορισμένη χωρική κάλυψη. [16][17]

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται ένα παράδειγμα διπολικής καταγραφής.

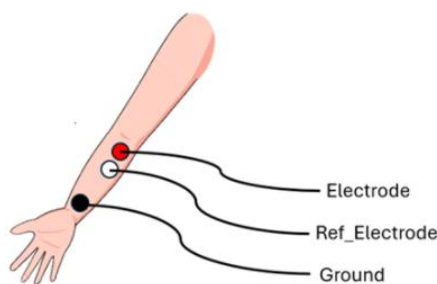


Figure 2.11 Example of bipolar EMG Measurement at an arm muscle.

Unipolar EMG

Η μονοπολική (unipolar ή monopolar) καταγραφή χρησιμοποιεί ένα ενεργό ηλεκτρόδιο τοποθετημένο πάνω από τον μυ, ένα κοινό ηλεκτρόδιο αναφοράς τοποθετημένο σε απομακρυσμένο ή ουδέτερο σημείο (συνήθως σε οστέινη επιφάνεια) και ένα ηλεκτρόδιο γείωσης.

Το σήμα προκύπτει από τη διαφορά δυναμικού μεταξύ του ενεργού ηλεκτροδίου και του σημείου αναφοράς. Η συγκεκριμένη τεχνική επιτρέπει την ταυτόχρονη καταγραφή από πολλαπλά σημεία, καθιστώντας την κατάλληλη για εφαρμογές όπου απαιτείται ευρύτερη κάλυψη της μυϊκής επιφάνειας.

High-Density EMG (HD-EMG)

Η τεχνική HD-EMG αποτελεί εξειδικευμένη μορφή μονοπολικής καταγραφής. Χρησιμοποιεί πλέγμα επιφανειακών ηλεκτροδίων, κατανεμημένων ομοιόμορφα πάνω στην επιφάνεια ενός μυός. Κάθε ηλεκτρόδιο καταγράφει με unipolar τρόπο (σε σχέση με ένα κοινό reference), επιτρέποντας την καταγραφή πλούσιου χωροχρονικού σήματος. [19]

Χάρη στην υψηλή χωρική ανάλυση, το HD-EMG επιτρέπει:

- Την απεικόνιση της κατανομής ενεργοποίησης εντός του μυός,
- Την ανίχνευση και απομόνωση κινητικών μονάδων μέσω αλγορίθμων αποσύζευξης σημάτων (e.g. average referencing), [18]
- Την ανάλυση φαινομένων όπως η μετάδοση του δυναμικού δράσης κατά μήκος των μυϊκών ινών.[19]

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται ένα παράδειγμα HD-EMG καταγραφής 2 καναλιών.

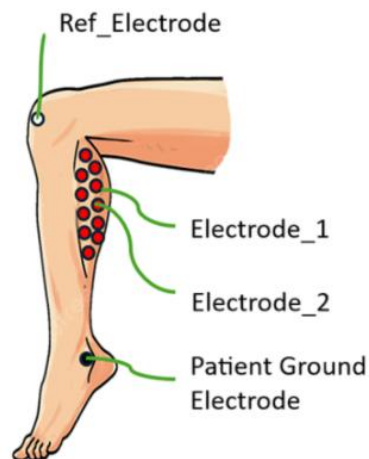


Figure 2.12 Configuration of a 2 Channel HD-EMG Measurement

2.2.2 Λήψη και Καταγραφή ΗΜΓ σήματος

Για την καταγραφή των ΗΜΓ σημάτων απαιτείται συγκεκριμένος εξοπλισμός:

1. Ηλεκτρόδια

Χρησιμοποιούνται για την απευθείας λήψη του βιοσήματος από το δέρμα.

2. Ενισχυτές

Χρησιμοποιούνται για την ενίσχυση του σήματος ώστε να βρίσκεται εντός του δυναμικού εύρους λειτουργίας των επόμενων σταδίων καταγραφής.

3. Φίλτρα

Χρησιμοποιούνται για την απομόνωση της επιθυμητής συχνотικής περιοχής του EMG σήματος αφαιρώντας συχνότητες που δεν σχετίζονται με τη μυϊκή δραστηριότητα.

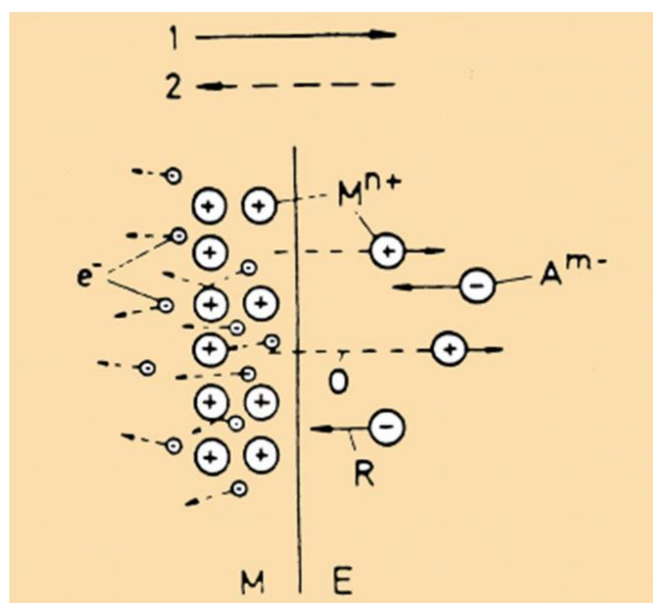
4. Σύστημα απόκτησης δεδομένων

Αποτελείται είτε από απλό παλμογράφο για άμεση οπτική παρακολούθηση είτε από πιο σύνθετο σύστημα που περιλαμβάνει Αναлогоψηφιακό Μετατροπέα (ADC) και μικροελεγκτή, ο οποίος επεξεργάζεται και μεταδίδει τα δεδομένα σε υπολογιστή για αποθήκευση και ανάλυση.

2.2.3 Ηλεκτρόδια

Τα επιφανειακά ηλεκτρόδια αποτελούν το κύριο μέσο καταγραφής βιοηλεκτρικών σημάτων από την επιφάνεια του σώματος, χωρίς να απαιτείται εισβολή στον οργανισμό. Κατά την εφαρμογή ενός τέτοιου ηλεκτροδίου στην επιφάνεια του δέρματος, η οργανική ουσία του ιστού δρα ως ηλεκτρολύτης και η μεταλλική επιφάνεια του ηλεκτροδίου ως αγωγός ηλεκτρονίων. Στην οριακή επιφάνεια μέταλλο - ηλεκτρολύτης, πραγματοποιείται το πέρασμα από την ιοντική αγωγιμότητα (στον ιστό) στην αγωγιμότητα ηλεκτρονίων (στο μέταλλο).

Συγκεκριμένα, στο σύστημα μετάλλου-ηλεκτρολύτη, λαμβάνουν χώρα οξειδοαναγωγικές αντιδράσεις, στις οποίες μεταλλικά ιόντα (π.χ. M^{n+}) μεταφέρονται στον ιστό ή αντίστροφα, αρνητικά ιόντα (A^{m-}) του ηλεκτρολύτη απορροφώνται ή απελευθερώνονται στην επιφάνεια του μετάλλου. Η όλη διεργασία συνοδεύεται από μια μικρή κίνηση ηλεκτρονίων, που απεικονίζεται διαγραμματικά στην παρακάτω εικόνα, η οποία περιγράφει την κατανομή φορτίων και κατευθύνσεις ροής στην οριακή επιφάνεια κατά τη διέλευση του ρεύματος.[9]



M^{n+} : Metal ions

A^{m-} : negative ions of the electrolyte

e^{-} : electrons

M: Metallic electrode

E: electrolyte

O: Oxidation

R: Reduction

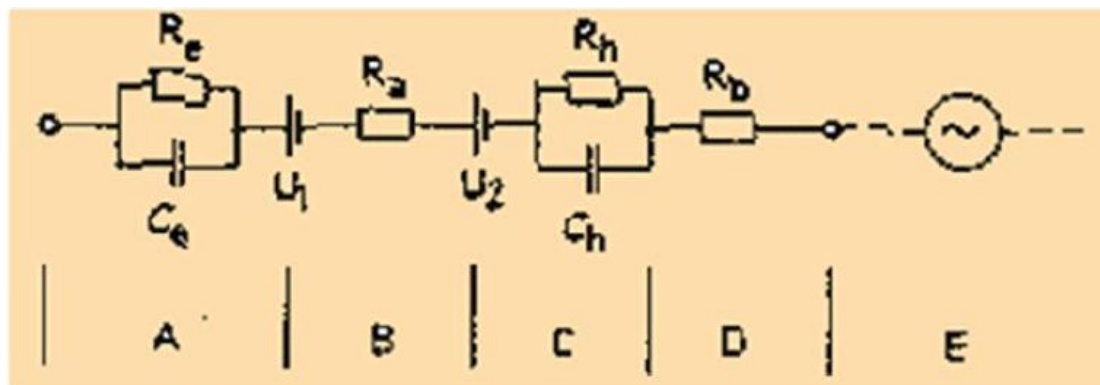
1: direction of current when the oxidation reaction predominates

2: direction of current when the reduction reaction predominates

Figure 2.13 Processes at the interface between a metallic electrode and an electrolyte (tissue) during current flow that generates the recorded bioelectric potential

Το σύστημα ηλεκτροδίου-δέρματος μπορεί να αναπαρασταθεί ηλεκτρικά με ένα ισοδύναμο κύκλωμα, το οποίο περιλαμβάνει αντιστάσεις και χωρητικότητες που σχετίζονται με την αγωγιμότητα των επιμέρους στρωμάτων του δέρματος

(επιδερμίδα, δερμίδα, υποδόριος ιστός), την αντίσταση επαφής, αλλά και το ίδιο το ηλεκτρόδιο. Το παρασιτικό δυναμικό ισορροπίας U_{12} , που δημιουργείται στην επαφή ηλεκτροδίου-δέρματος, μπορεί να επηρεάσει την ακρίβεια της καταγραφής προκαλώντας παραμορφώσεις (artefacts), κυρίως όταν αλλάζει η πίεση επαφής ή μετακινείται το ηλεκτρόδιο. [10]



- $U_{1,2}$: Equilibrium potential difference
- R_e, C_e : Electrode resistance and capacitance
- R_a : Transition resistance from the skin surface to the electrode.
- R_b : Tissue resistance
- R_h, C_h : Skin resistance and capacitance
- A: Electrode
- B: Conductive paste or paper soaked in saline solution or conductive gel
- C: Epidermis
- D: Subcutaneous layer
- E: Biosignal generator

Figure 2.14 Equivalent electrical circuit of the electrode contact

Ένα ευρέως χρησιμοποιούμενο επιφανειακό ηλεκτρόδιο είναι το Ag/AgCl, το οποίο αποτελείται από μία βάση καθαρού αργύρου, καλυμμένη με χλωριούχο άργυρο.

2.2.4 Ενισχυτές – Απόκριση Σήματος

Συνήθως, το πραγματικό ΗΜΓ σήμα είναι πολύ μικρής έντασης και προκειμένου να καταγραφεί και να αναλυθεί αργότερα θα πρέπει να ενισχυθεί. Το ΗΜΓ, ως άθροισμα πολλών δυναμικών δράσης κινητικών μονάδων, καθώς ενισχύεται δε θα πρέπει να παραμορφώνεται και θα πρέπει να είναι απαλλαγμένο από θόρυβο (noise) και άλλες παρεμβολές.

Για την καταγραφή «καθαρού» ΗΜΓ, οι βίο-ενισχυτές θα πρέπει να πληρούν κάποιες συγκεκριμένες προϋποθέσεις. Τα βασικά χαρακτηριστικά τους είναι:

- Κέρδος ενισχυτή και δυναμικό εύρος (Amplifier Gain / Dynamic Range)
- Αντίσταση εισόδου (Input Impedance)
- Απόκριση – εύρος συχνοτήτων (Frequency Response – Bandwidth)
- Απόρριψη κοινού σήματος (Common – Mode Rejection)

Κέρδος ενισχυτή

Τα ΗΜΓ σήματα που καταγράφονται έχουν μέγιστο ($\leq$) πλάτος ίσο με 5mV, όταν καταγράφονται με ηλεκτρόδια επιφάνειας[3][9]. Η ενίσχυση ενός σήματος

καθορίζεται από το κέρδος του ενισχυτή, που ορίζεται ως ο λόγος της τάσης εξόδου προς τη τάση εισόδου, σύμφωνα με την ακόλουθη σχέση:

$$Gain = \frac{V_{out}(Output\ Voltage)}{V_{in}(Input\ Voltage)} \quad (2.1)$$

Η ακριβής επιλογή του κέρδους (Gain) εξαρτάται σε κάθε περίπτωση από την ανάλυση του σήματος στην έξοδο. Σε καμία περίπτωση το ενισχυόμενο σήμα δε θα πρέπει να υπερβαίνει το εύρος που επιτρέπεται για τα όργανα καταγραφής (π.χ. εύρος τάσης λειτουργίας ADC)

Αντίσταση Εισόδου

Καθώς το ρεύμα που παράγεται στο μυ διέρχεται μέσα από την αντίσταση των ηλεκτροδίων, προκαλείται πτώση τάσης, με αποτέλεσμα η τάση εισόδου του ενισχυτή (V_{in}) να είναι μικρότερη από την πραγματική τάση του σήματος (V_{HMF}).

Η συνδεσμολογία ηλεκτροδίων-δέρματος έχει μικρή αντίσταση και εξαρτάται από πολλούς παράγοντες, όπως:

- το πάχος του δέρματος
- τον καθαρισμό του δέρματος πριν την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων
- το εμβαδόν των ηλεκτροδίων επιφάνειας
- την θερμοκρασία της ηλεκτρολυτικής κρέμας (εάν χρησιμοποιείται)[3][31]

Αν η αντίσταση εισόδου του ενισχυτή είναι αρκετά υψηλή, τότε μπορεί να μειωθεί η πτώση τάσης που παρατηρείται στη συνδεσμολογία ηλεκτροδίων-δέρματος. Συγκεκριμένα θα πρέπει να είναι τουλάχιστον ($\geq$) 100 φορές μεγαλύτερη από την αντίσταση του δέρματος με μια τυπική τιμή για αντίσταση δέρματος στα 1000 Ω με κατάλληλο καθαρίσμα.

Οπότε αυτό δίνει μια τιμή για αντίσταση εισόδου τουλάχιστον ($\geq$) 100 M Ω . Ωστόσο, αντιστάσεις εισόδου ($\geq$) 1000 M Ω είναι προτιμητέες για περιπτώσεις ξηρής επαφής ηλεκτροδίου δέρματος (απουσία ηλεκτρολυτικής κρέμας).[31]

Ακόμη σε AC συχνότητες (όπως τα ΗΜΓ σήματα) η αντίσταση εισόδου διαφέρει λόγω παρασιτικής χωρητικότητας του ενισχυτή που συνήθως δίνεται στο datasheet.

Απόκριση – εύρος συχνοτήτων

Τα ΗΜΓ σήματα που καταγράφονται με τη χρήση επιφανειακών ηλεκτροδίων εμφανίζουν τυπικά φάσμα συχνοτήτων από 5 έως 1000 Hz, με το μεγαλύτερο ποσοστό της ενέργειας τους να συγκεντρώνεται στο εύρος 20–200 Hz. Οι πολύ χαμηλές (<20 Hz) και πολύ υψηλές (>500 Hz) συχνότητες είτε περιέχουν ελάχιστη χρήσιμη πληροφορία είτε περιλαμβάνουν ανεπιθύμητους θορύβους, όπως κινήσεις ηλεκτροδίων ή ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές.[3][9][31]

Για τον λόγο αυτό, είναι απαραίτητο τα αναλογικά σήματα να υπόκεινται σε κατάλληλη φιλτραρισμένη επεξεργασία πριν τη δειγματοληψία, ώστε να εξασφαλίζεται ότι η ζώνη διελεύσεως περιλαμβάνει μόνο το χρήσιμο εύρος συχνοτήτων των ΗΜΓ σημάτων.

Συχνά, στις εφαρμογές καταγραφής ΗΜΓ σημάτων χρησιμοποιούνται συνδυασμοί αναλογικών παθητικών και ενεργών φίλτρων, με σκοπό την αποδοτική αποκοπή των ανεπιθύμητων συχνοτήτων εκτός του επιθυμητού φάσματος. Τα υψιπερατά φίλτρα (high-pass filters) τοποθετούνται συνήθως στην είσοδο του κυκλώματος για να αποτρέψουν την είσοδο σημάτων πολύ χαμηλής συχνότητας, τα οποία ενδέχεται να προέρχονται από κινήσεις των ηλεκτροδίων, παραμορφώσεις των καλωδιώσεων, μεταβολές επαφής ή ακόμα και από τη DC συνιστώσα που εισάγεται στο σήμα λόγω μη ιδανικής συμπεριφοράς των ηλεκτροδίων.

Αντίστοιχα, τα χαμηλοπερατά φίλτρα (low-pass filters) εφαρμόζονται στην έξοδο ή σε ενδιάμεσα στάδια του κυκλώματος, με στόχο να μειώσουν τον υψηλής συχνότητας θόρυβο. Παράλληλα, λειτουργούν ως anti-aliasing φίλτρα, δηλαδή περιορίζουν το φάσμα του σήματος πριν από τη δειγματοληψία, ώστε να ικανοποιούνται οι προϋποθέσεις του Θεωρήματος Nyquist-Shannon.[15] Σύμφωνα με το θεώρημα αυτό, για να ανακατασκευαστεί σωστά ένα σήμα από τα δειγματοληπτημένα δεδομένα, η συχνότητα δειγματοληψίας πρέπει να είναι τουλάχιστον διπλάσια της μέγιστης συχνότητας του σήματος. Σε διαφορετική περίπτωση εμφανίζεται aliasing, δηλαδή παραμορφώσεις που προκύπτουν από την επικάλυψη φασματικών συνιστωσών.

Η τάξη (βαθμός) των φίλτρων, δηλαδή το πλήθος των πόλων τους, καθορίζει την κλίση με την οποία μειώνεται το σήμα εκτός της ζώνης διελεύσεως (roll-off rate).[10] Για παράδειγμα, ένα φίλτρο πρώτης τάξης εμφανίζει αποκοπή 20 dB/decade, ενώ ένα φίλτρο δεύτερης τάξης 40 dB/decade, και ούτω καθεξής. Όσο υψηλότερη η τάξη, τόσο πιο απότομη η αποκοπή, γεγονός που βοηθά στην καλύτερη απομόνωση του επιθυμητού σήματος. Ωστόσο, φίλτρα υψηλότερης τάξης απαιτούν περισσότερα εξαρτήματα και ενδέχεται να εισάγουν φαινόμενα φάσης (phase distortion), τα οποία πρέπει να λαμβάνονται υπόψη σε εφαρμογές επεξεργασίας βιοσημάτων.

Εκτός από την τάξη, καθοριστικής σημασίας είναι και ο τύπος του φίλτρου. Οι πιο συνηθισμένοι τύποι αναλογικών φίλτρων είναι τα Butterworth, Chebyshev (τύπου I και II), Bessel και Elliptic, τα οποία διαφέρουν ως προς την ομαλότητα της απόκρισης πλάτους και τη φασική συμπεριφορά. Το παρακάτω σχήμα παρουσιάζει τη χαρακτηριστική απόκριση συχνοτήτων αυτών των τύπων.[13]

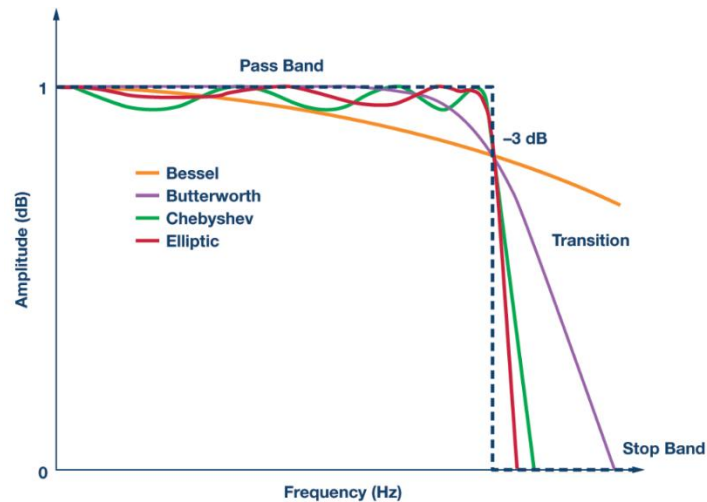


Figure 2.15 Comparative frequency response of Bessel, Butterworth, Chebyshev, and Elliptic filters

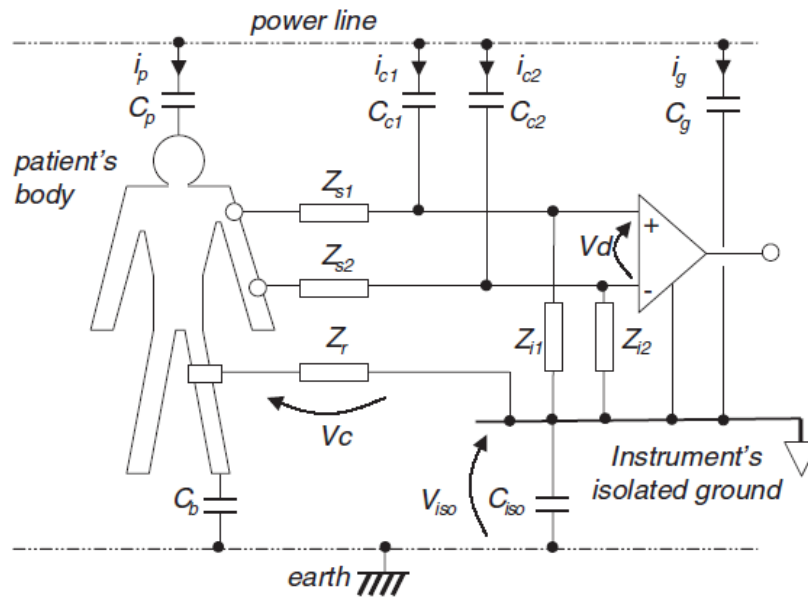
Η επιλογή τύπου φίλτρου βασίζεται σε έναν συμβιβασμό μεταξύ επιθυμητής απόκρισης, επιτρεπόμενης παραμόρφωσης, και πολυπλοκότητας κυκλώματος. Σε εφαρμογές ΗΜΓ, φίλτρα δεύτερης ή τρίτης τάξης, τύπου Butterworth ή Bessel, θεωρούνται συνήθως επαρκή, προσφέροντας καλή απομόνωση θορύβου χωρίς σημαντική φασική αλλοίωση του σήματος.

Η υλοποίηση των παραπάνω τύπων φίλτρων σε αναλογική μορφή μπορεί να πραγματοποιηθεί με χρήση παθητικών και ενεργών στοιχείων σε καθιερωμένες τοπολογίες, όπως για παράδειγμα η τοπολογία Sallen-Key, η οποία είναι ευρέως διαδεδομένη λόγω της σταθερότητας και της ευκολίας σχεδιασμού της. [41]

Απόρριψη κοινού σήματος

Το ανθρώπινο σώμα είναι καλός αγωγός και λειτουργεί σαν κεραία που συλλέγει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία από τον περιβάλλοντα χώρο. Το μεγαλύτερο πρόβλημα εμφανίζεται κυρίως από γειτονικές πηγές εναλλασσόμενου ρεύματος (δίκτυο 50/60 Hz).

Η παρεμβολή αυτή μπορεί να είναι μεγάλη και να παρεμποδίζει τη σωστή καταγραφή ενός ΗΜΓ (περίπου 200mV). Χρησιμοποιώντας ένα διαφορικό ενισχυτή, εξουδετερώνεται το είδος τέτοιου θορύβου. Ο διαφορικός ενισχυτής λαμβάνει τη διαφορά μεταξύ των σημάτων που φτάνουν στις τελικές απολήξεις του. Θεωρείται ότι η παραμόρφωση λόγω θορύβου εμφανίζεται με το ίδιο πλάτος και στις δύο απολήξεις. Το ανεπιθύμητο σήμα καλείται κοινό σήμα (common-mode signal).



- | | |
|--------------------|--|
| $C_p =$ | παρασιτική χωρητικότητα μεταξύ ανθρώπου και γραμμής |
| $C_b =$ | χωρητικότητα μεταξύ ανθρώπου και κτηριακής γείωσης |
| $C_{c1}, C_{c2} =$ | παρασιτικές χωρητικότητες μεταξύ γραμμής και καλωδίων εισόδου |
| $C_{iso} =$ | παρασιτική χωρητικότητα μεταξύ κτηριακής γείωσης και γείωσης του οργάνου |
| $C_g =$ | παρασιτική χωρητικότητα μεταξύ γραμμής και γείωσης του οργάνου |
| $Z_{s1}, Z_{s2} =$ | αντιστάσεις δέρματος-ηλεκτροδίου-καλωδίου μέτρησης |
| $Z_r =$ | αντιστάσεις δέρματος-ηλεκτροδίου-καλωδίου αναφοράς |
| $Z_{i1}, Z_{i2} =$ | αντιστάσεις εισόδου ενισχυτή |
| $V_d =$ | Διαφορική τάση εισόδου |
| $V_c =$ | Τάση κοινού κόμβου |
| $V_{iso} =$ | Τάση μεταξύ απομονωμένων γειώσεων |

Figure 2.16 Schematic representation of resistive and parasitic capacitive elements in EMG measurement

Η χωρητικότητα C_p δεν είναι συγκεντρωμένη, είναι κατανεμημένη στο χώρο μεταξύ σύρματος και ανθρώπινου σώματος. Όπως και οι C_{c1} , C_{c2} μπορεί να διαφέρουν μεταξύ τους. Γενικότερες ασυμμετρίες, οδηγούν σε ενίσχυση παρεμβολών από γειτονικές γραμμές ρεύματος δικτύου AC, καθώς πλέον δεν αποτελούν κοινό σήμα στις απολήξεις του ενισχυτή. [31]

2.2.5 Θόρυβος

Σε αναλογικά ηλεκτρονικά κυκλώματα, και ιδιαίτερα σε εφαρμογές καταγραφής βιοσημάτων όπου η ακρίβεια και η ευαισθησία είναι κρίσιμες, ο θόρυβος αποτελεί έναν από τους σημαντικότερους περιοριστικούς παράγοντες για την ποιότητα των μετρήσεων. Οι δύο βασικοί τύποι θορύβου που επηρεάζουν την απόδοση τέτοιων κυκλωμάτων είναι ο θερμικός θόρυβος (thermal noise) και ο θόρυβος τύπου $1/f$ (flicker noise). [14]

Ο θερμικός θόρυβος, γνωστός και ως Johnson–Nyquist noise, παράγεται από την τυχαία κίνηση των φορέων φορτίου λόγω της θερμικής ενέργειας μέσα σε παθητικά εξαρτήματα όπως οι αντιστάσεις. Ανεξάρτητα από την εφαρμοζόμενη τάση ή ρεύμα, ο θερμικός θόρυβος υπάρχει πάντοτε και έχει σταθερή φασματική πυκνότητα ισχύος, χαρακτηριστικό που τον καθιστά λευκό θόρυβο.

Το πλάτος του εξαρτάται από τη θερμοκρασία, την τιμή της αντίστασης και το εύρος ζώνης παρατήρησης. Λόγω της πανταχού παρουσίας του, θέτει το κατώτατο όριο θορύβου για οποιοδήποτε αναλογικό σύστημα.

Αντίθετα, ο θόρυβος τύπου $1/f$ έχει φασματική πυκνότητα που αυξάνεται καθώς μειώνεται η συχνότητα και εμφανίζεται κυρίως σε ενεργά στοιχεία, όπως τρανζίστορ και operational amplifiers. Είναι ιδιαίτερα προβληματικός στις χαμηλές συχνότητες (<100 Hz), όπου εμφανίζονται τα ΗΜΓ σήματα, καθώς αλλοιώνει τα χαρακτηριστικά τους και μειώνει την ακρίβεια της μέτρησης. Σε αυτές τις εφαρμογές, η ελαχιστοποίηση του flicker noise αποτελεί βασικό κριτήριο επιλογής των κυκλωματικών βαθμίδων.

Φασματική πυκνότητα ισχύος (Power Spectral Density – PSD)

Για την ποσοτικοποίηση του θορύβου, χρησιμοποιείται συχνά η φασματική πυκνότητα ισχύος (Power Spectral Density – PSD), η οποία περιγράφει την κατανομή της ισχύος του θορύβου ως προς τη συχνότητα. Αντιπροσωπεύει την ισχύ ανά μονάδα εύρους ζώνης και εκφράζεται σε V^2/Hz .

Η φασματική πυκνότητα πλάτους του θορύβου $V_n(f)$ είναι η τετραγωνική ρίζα της φασματικής πυκνότητας ισχύος του θορύβου $S(f)$ και δίνεται σε μονάδες $V/\sqrt{Hz}$.

Η ενεργός τιμή του θορύβου βρίσκετε ολοκληρώνοντας την φασματική πυκνότητα πλάτους του θορύβου σε ένα συγκεκριμένο εύρος ζώνης συχνοτήτων:

$$V_{n(rms)} = \int_{f_L}^{f_H} V_n(f) df \quad (2.2)$$

Θόρυβος αναφερόμενος στην είσοδο (Input Referred Noise – IRN)

Σε ενισχυτικά στάδια, ένας από τους σημαντικότερους δείκτες απόδοσης είναι ο θόρυβος αναφερόμενος στην είσοδο. Πρόκειται για την εξίσωση του συνολικού θορύβου εξόδου προς την ενίσχυση του ενισχυτή:

$$IRN = \frac{V_{n(rms,out)}}{Gain} \quad (2.3)$$

2.3 Μονάδα Αδρανειακής Μέτρησης (IMU)

Οι μονάδες αδρανειακής μέτρησης (IMU) είναι συσκευές που μετρούν την επιτάχυνση και την γωνιακή ταχύτητα του αντικειμένου στο οποίο βρίσκονται τοποθετημένες. Για να επιτευχθεί αυτό χρησιμοποιούν δεδομένα συνήθως από τρία επιταχυνσιόμετρα και τρία γυροσκόπια που μετρούν τη γραμμική και περιστροφική κίνηση αντίστοιχα στις 3 διαστάσεις. Με κατάλληλους αλγορίθμους οι μετρήσεις από τα επιταχυνσιόμετρα και τα γυροσκόπια μπορούν να συνδυαστούν για τον υπολογισμό του σχετικού προσανατολισμού του αντικειμένου διαμορφώνοντας μια IMU 6-αξόνων.

Με την προσθήκη τρισδιάστατου μαγνητόμετρου στον παραπάνω συνδυασμό μετρήσεων μπορεί να γίνει εκτίμηση για τον απόλυτο προσανατολισμό του αντικειμένου προσδιορίζοντας, αρχικά, την κατεύθυνση του μαγνητικού βορρά . Η παραπάνω IMU χαρακτηρίζεται 9-αξόνων και χρησιμοποιείται σε πληθώρα εφαρμογών που χρειάζονται απόλυτο προσανατολισμό, όπως φορητές συσκευές (wearable devices) αλλά και στην ρομποτική. [20]

Στην παρούσα εφαρμογή απαιτείται ο προσδιορισμός της γωνίας κάμψης διαφόρων αρθρώσεων, όπως για παράδειγμα του γονάτου. Η γωνία αυτή μπορεί να υπολογιστεί με ακρίβεια μέσω της διαφοράς προσανατολισμού δύο IMU, οι οποίες είναι τοποθετημένες εκατέρωθεν της άρθρωσης — για παράδειγμα, μία στην κνήμη και μία στον μηρό.

Ωστόσο, οι IMU έχουν περιορισμούς, όπως σφάλματα ολίσθησης (drift) και συστηματικά σφάλματα που συσσωρεύονται με την πάροδο του χρόνου ενώ η χρήση μαγνητόμετρου την καθιστά ευάλωτη σε περιβάλλοντα με υπάρχοντα σιδερομαγνητικά υλικά για αυτό και απαιτούν επίσης συχνή βαθμονόμηση για να διατηρήσουν την ακρίβειά τους.

2.3.1 Αδρανειακοί Αισθητήρες

Οι σύγχρονες IMU βασίζονται πάνω σε αδρανειακούς αισθητήρες MEMS, δηλαδή μικροσκοπικά μηχανικά εξαρτήματα που μπορούν να ανιχνεύουν την κίνηση και τις αλλαγές προσανατολισμού χρησιμοποιώντας μικροηλεκτρονικά κυκλώματα.

MEMS επιταχυνσιόμετρο

Υπάρχουν πολλοί διαφορετικοί τρόποι λειτουργίας ενός επιταχυνσιόμετρου. Ορισμένα επιταχυνσιόμετρα χρησιμοποιούν το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο – περιέχουν μικροσκοπικές κρυσταλλικές δομές που παραμορφώνονται από τις επιταχυντικές δυνάμεις, προκαλώντας τη δημιουργία ηλεκτρικής τάσης.

Ένας άλλος τρόπος λειτουργίας είναι η ανίχνευση αλλαγών στην χωρητικότητα (capacitive sensing), όπου η μετατόπιση μικροσκοπικών εσωτερικών δομών λόγω επιτάχυνσης μεταβάλλει την ηλεκτρική χωρητικότητα, επιτρέποντας την ακριβή μέτρηση της κίνησης. [22][23]

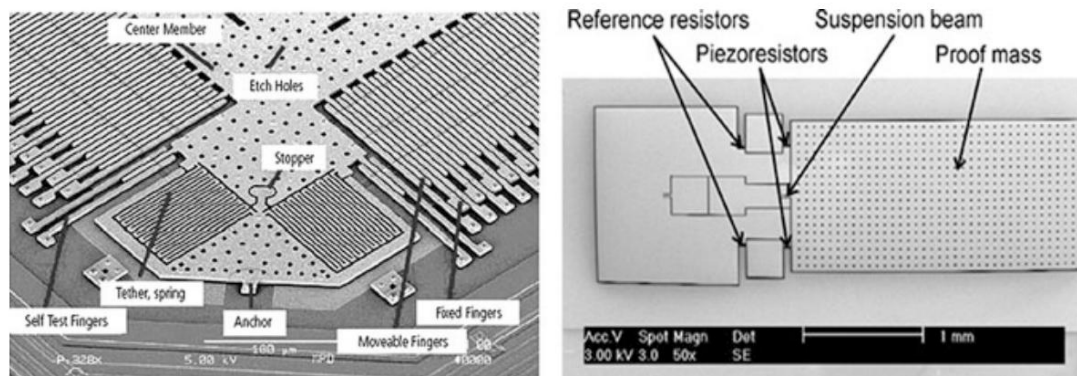


Figure 2.14 (left) Analog Devices Inc. MEMS capacitive accelerometer. (right) MEMS piezoresistive accelerometer developed at the University of California, Irvine [24]

MEMS Γυροσκόπιο

Αντίστοιχα η λειτουργία ενός MEMS γυροσκοπίου εκμεταλλεύεται την αρχή λειτουργίας των MEMS επιταχυνσιομέτρων και να μετρήσουμε την επιτάχυνση Coriolis σε περιστρεφόμενα συστήματα αναφοράς.

Το φαινόμενο Coriolis εμφανίζεται όταν ένα αντικείμενο κινείται μέσα σε ένα περιστρεφόμενο σύστημα αναφοράς. Λόγω της περιστροφής του συστήματος το κινούμενο αντικείμενο εκτρέπεται από την ευθύγραμμη πορεία του.

Η δύναμη που προκαλεί αυτήν την εκτροπή ονομάζεται δύναμη Coriolis και δίνεται από τον τύπο :

$$F_C = -2m(\omega \times v) \quad (2.4)$$

όπου m η μάζα του αντικειμένου, ω η γωνιακή ταχύτητα του συστήματος και v η γραμμική ταχύτητα του αντικειμένου κατά μήκος της ακτίνας του περιστρεφόμενου συστήματος.

Τα MEMS γυροσκόπια χρησιμοποιούν μια ταλαντούμενη μάζα μικρομηχανικά κατασκευασμένη από πολυπυρίτιο συνδεδεμένη με ένα πλαίσιο πολυπυριτίου ώστε να μπορεί να ταλαντώνεται μόνο προς μια κατεύθυνση. Τοποθετώντας την μάζα σε περιστρεφόμενο πλαίσιο είναι δυνατό να ανιχνευτεί η επιτάχυνση Coriolis είτε χωρητικά είτε πιεζοηλεκτρικά.

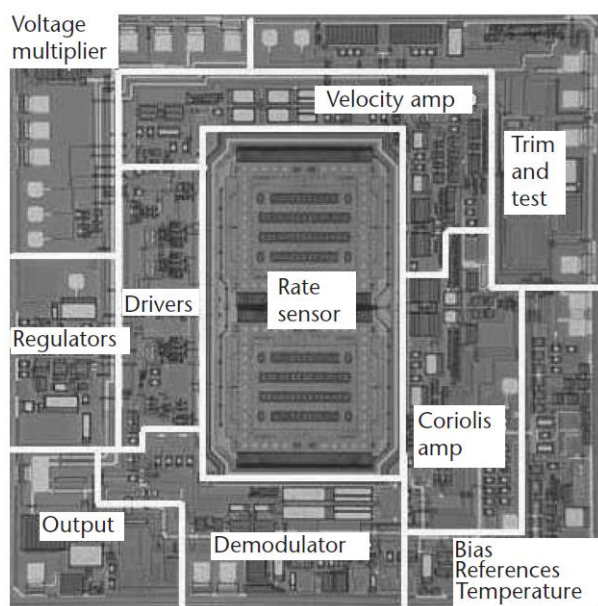


Figure 2.17 Die photo of the surface-micromachined gyroscope from Analog Devices with the interface and control electronics integrated on the same chip. It contains two identical mechanical structures to achieve differential sensing.

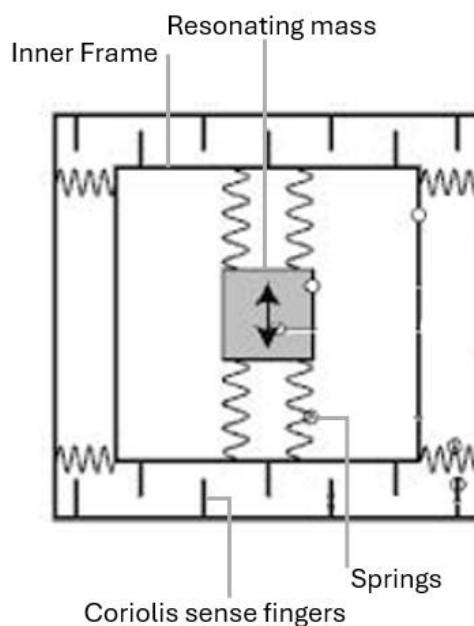


Figure 2.18 Schematic drawing of one of the two identical gyroscope elements.

Μαγνητόμετρο

Παρόλο που δεν είναι κατεξοχήν αδρανειακοί αισθητήρες, τα μαγνητόμετρα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για ανίχνευση κίνησης. Ένα μαγνητόμετρο είναι ένας αισθητήρας που ανιχνεύει την ένταση και την κατεύθυνση ενός μαγνητικού πεδίου. Με την ανίχνευση του μαγνητικού πεδίου της γης και την εύρεση του μαγνητικού βορρά μπορεί να καθοριστεί σχετική κίνηση. [58]

Υπάρχουν πολλοί τρόποι κατασκευής μαγνητόμετρων. Οι κυρίαρχοι τρόποι βασίζονται στις αρχές της μαγνητοαντίστασης (magneto-resistance - MR) ή στο φαινόμενο Hall (Hall effect). [25]

- **Μαγνητοαντίσταση**

Μαγνητοαντίσταση είναι η τάση ενός υλικού να αλλάζει την τιμή της ηλεκτρικής αντίστασης του σε ένα εξωτερικά εφαρμοζόμενο μαγνητικό πεδίο. Σε μαγνητόμετρα συνήθως χρησιμοποιείται το φαινόμενο της ανισοτροπικής μαγνητοαντίστασης (anisotropic magneto-resistance ή AMR) που είναι η ιδιότητα κάποιων μαγνητικών μετάλλων να αλλάζει η ηλεκτρική αντίσταση τους συναρτήσει της γωνίας μεταξύ της κατεύθυνσης του ηλεκτρικού ρεύματος που διαπερνά το υλικό και της κατεύθυνσης του περιβάλλοντα μαγνητικού πεδίου.

- **Φαινόμενο Hall**

Το φαινόμενο Hall εμφανίζεται όταν ένας αγωγός ή ημιαγωγός διαρρέεται από ηλεκτρικό ρεύμα και ταυτόχρονα υφίσταται την επίδραση ενός κάθετου μαγνητικού πεδίου. Σε αυτήν την περίπτωση, κατά μήκος του υλικού αναπτύσσεται μια τάση, γνωστή ως τάση Hall (V_H), η οποία είναι κάθετη τόσο στη ροή του ρεύματος όσο και στο εφαρμοζόμενο μαγνητικό πεδίο.

Το φαινόμενο Hall παρατηρείται σε μέταλλα και ημιαγωγούς, ωστόσο, η κύρια εφαρμογή του αφορά τεχνολογίες ημιαγωγών.

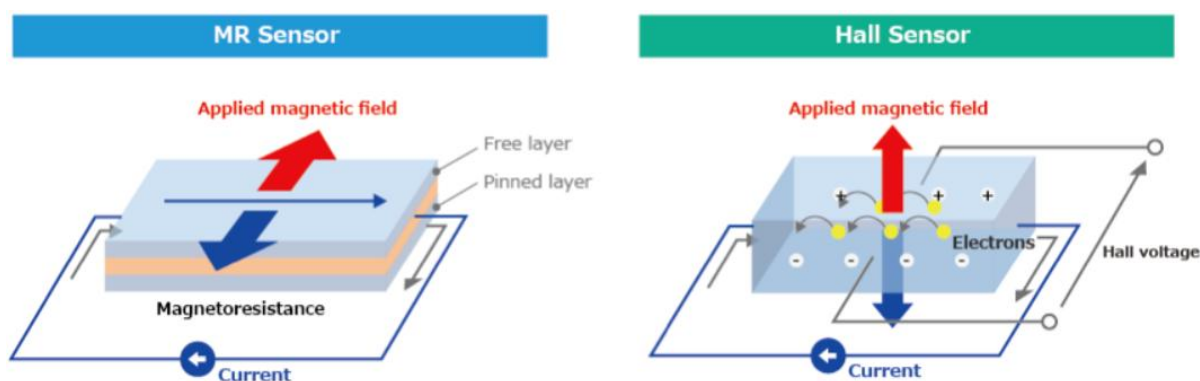


Figure 2.19 (left) Change in electrical resistance under applied magnetic field.
(right) Generation of Hall voltage under applied magnetic field

2.3.2 Συγχώνευση αισθητήρων και Quaternions

Πολλές IMU που βασίζονται σε επιταχυνσιόμετρα, γυροσκόπια και μαγνητόμετρα συνοδεύονται από μια υπολογιστική μονάδα — συνήθως έναν

μικροελεγκτή — η οποία αναλαμβάνει τόσο την απόκτηση των μετρήσεων όσο και την επεξεργασία τους. Σε αυτό το στάδιο εφαρμόζονται αλγόριθμοι συγχώνευσης αισθητήρων (sensor fusion algorithms), με στόχο την ενοποίηση των δεδομένων από διαφορετικούς τύπους αισθητήρων για την αξιόπιστη εκτίμηση του προσανατολισμού ή και της θέσης του αντικειμένου. [26]

Η βασική αρχή πίσω από τη συγχώνευση αισθητήρων είναι ότι κάθε αισθητήρας διαθέτει διαφορετικά πλεονεκτήματα και περιορισμούς. Για παράδειγμα, το γυροσκόπιο προσφέρει ταχύτατη απόκριση σε μεταβολές γωνιακής ταχύτητας, αλλά παρουσιάζει σωρευτικό σφάλμα (drift) με την πάροδο του χρόνου. Το επιταχυνσιόμετρο παρέχει σταθερή εκτίμηση της διεύθυνσης της βαρύτητας, αλλά είναι ευαίσθητο σε κραδασμούς και στιγμιαίες επιταχύνσεις. Το μαγνητόμετρο προσφέρει αναφορά προς το μαγνητικό πεδίο της Γης, αλλά επηρεάζεται εύκολα από εξωτερικές μαγνητικές παρεμβολές.

Μέσω του έξυπνου συνδυασμού αυτών των δεδομένων, οι αλγόριθμοι συγχώνευσης είναι σε θέση να απορρίψουν τα εκάστοτε σφάλματα κάθε αισθητήρα και να παράγουν μια ομαλή, σταθερή και αξιόπιστη εκτίμηση του προσανατολισμού ή της θέσης του συστήματος στο οποίο είναι ενσωματωμένοι.[27]

Για την αναπαράσταση αυτής της εκτίμησης, χρησιμοποιείται συχνά η μαθηματική δομή των quaternions, η οποία προσφέρει έναν αποδοτικό και αριθμητικά σταθερό τρόπο περιγραφής περιστροφών στο τρισδιάστατο χώρο. Σε αντίθεση με τις γωνίες Euler, οι οποίες υπόκεινται στο πρόβλημα της ιδιομορφίας (gimbal lock), τα quaternions είναι απαλλαγμένα από τέτοιους περιορισμούς και επιτρέπουν την απρόσκοπτη παρακολούθηση προσανατολισμού χωρίς ασυνέχειες ή αριθμητική αστάθεια. Για τον λόγο αυτό, αποτελούν την προτιμώμενη μορφή αναπαράστασης σε εφαρμογές με πραγματικού χρόνου επεξεργασία, όπως η αδρανειακή πλοήγηση και η καταγραφή ανθρώπινης κίνησης.

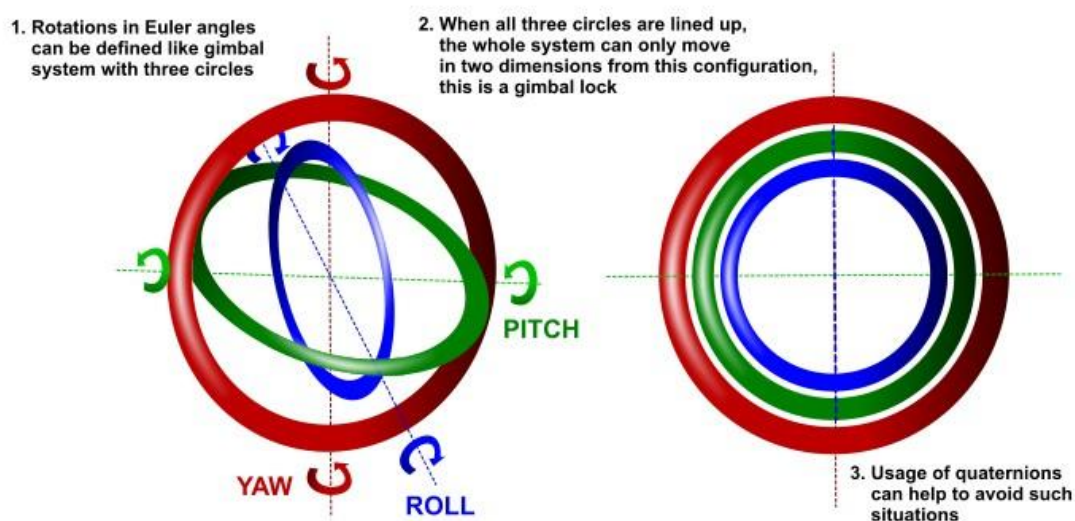


Figure 2.20 Illustration of gimbal lock with Euler angles. When all three rotation axes align, one degree of freedom is lost.

Quaternions

Ένα quaternion μπορεί να οριστεί ως μια επέκταση των μιγαδικών αριθμών στο τρισδιάστατο χώρο και χρησιμοποιείται κυρίως για την αναπαράσταση περιστροφών[28][29][30]. Έχει τη μορφή:

$$q = \cos \frac{\theta}{2} + \sin \frac{\theta}{2} (u_x i + u_y j + u_z k) \quad (2.5)$$

όπου:

- θ είναι η γωνία περιστροφής
- $\vec{u} = (u_x, u_y, u_z)$ είναι μοναδιαίο διάνυσμα (unit vector) που ορίζει τον άξονα περιστροφής, και
- i, j, k είναι οι μοναδιαίοι καθαρά φανταστικοί άξονες στον χώρο των quaternions

Ο τύπος προκύπτει από τη γενίκευση της εκθετικής αναπαράστασης των περιστροφών στο τρισδιάστατο χώρο:

$$q = e^{\frac{\theta}{2}\vec{u}} = \cos \frac{\theta}{2} + \vec{u} \sin \frac{\theta}{2} \quad (2.6)$$

όπου η εκθετική συνάρτηση εφαρμόζεται σε φανταστική διάνυσμα. Αυτό εξασφαλίζει σταθερή και ομαλή αναπαράσταση των περιστροφών χωρίς ιδιομορφίες.

3 Σχεδίαση Ηλεκτρονικών Ηλεκτρομυογραφήματος

Το παρόν κεφάλαιο παρουσιάζει τη σχεδίαση των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων που απαιτούνται για την απόκτηση επιφανειακού ηλεκτρομυογραφήματος (sEMG). Το σύστημα περιλαμβάνει αναλογικά στάδια ενίσχυσης και φιλτραρίσματος του σήματος, καθώς και μία μονάδα μετατροπής αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (ADC), η οποία επιτρέπει την ψηφιοποίηση των βιοηλεκτρικών σημάτων με κατάλληλη ακρίβεια και ταχύτητα. Την ολοκληρωμένη διαχείριση του σήματος αναλαμβάνει μια μικροελεγκτική μονάδα (MCU), η οποία εκτελεί τη δειγματοληψία και τη μετάδοση των δεδομένων προς σύστημα επεξεργασίας ή αποθήκευσης.

3.1 Αρχιτεκτονική Analog Front-End Ηλεκτρομυογραφήματος (EMG AFE)

Τα ΗΜΓ σήματα έχουν πολύ χαμηλό πλάτος και είναι ευαίσθητα σε παρεμβολές και θόρυβο, γεγονός που καθιστά απαραίτητη τη χρήση ενός Analog Front-End . Το AFE αποτελεί το πρώτο στάδιο επεξεργασίας του σήματος και περιλαμβάνει τη διαφορική προενίσχυση, το φιλτράρισμα και την προετοιμασία για δειγματοληψία.

Η διάταξη αυτή παρεμβάλλεται μεταξύ των ηλεκτροδίων και της μονάδας καταγραφής και στοχεύει στην απομόνωση και ενίσχυση ενός καθαρού σήματος ΗΜΓ. Μπορεί να υλοποιηθεί είτε μέσω ενσωματωμένου ολοκληρωμένου κυκλώματος (Integrated Circuit - IC) είτε μέσω σχεδίασης με διακριτά εξαρτήματα.

Integrated Circuit AFE

Μια ενδεχόμενη προσέγγιση είναι η χρήση ολοκληρωμένων κυκλωμάτων AFE όπως οι σειρές RHD και RHA της εταιρείας Intan Technologies. Οι 2 κατηγορίες διατίθενται σε εκδόσεις των 16 ή 32 καναλιών ενώ η RHD προσφέρεται και σε παραλλαγή των 64 καναλιών. Η βασική διαφορά μεταξύ των δύο σειρών είναι ότι η RHD περιλαμβάνει ενσωματωμένο ADC και υποστηρίζει επικοινωνία μέσω διαύλου SPI (Serial Peripheral Interface).

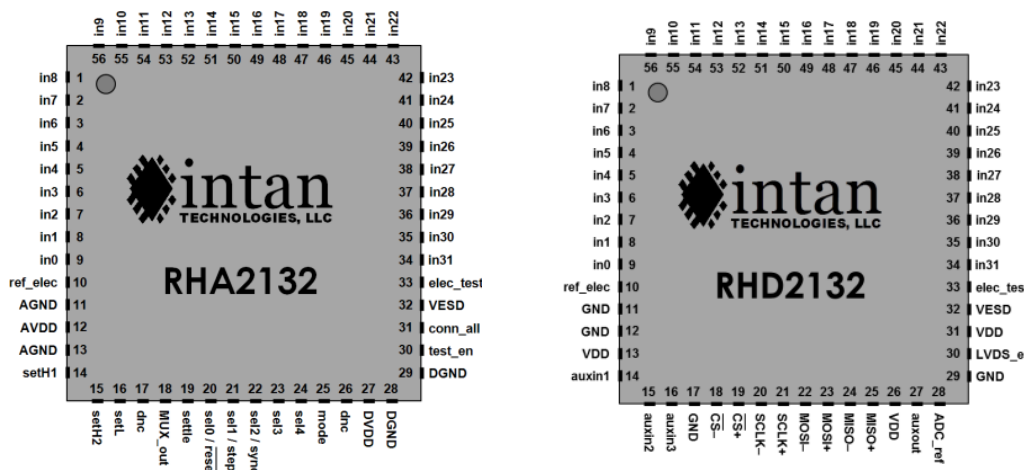


Figure 3.1 Intan Technologies Electrophysiology Interface Chips (32 Channel Version) [32]

Παρά τα πλεονεκτήματά τους, όπως η συμπαγής μορφή και η χαμηλή κατανάλωση, η συγκεκριμένη επιλογή απορρίφθηκε λόγω του υψηλού κόστους ανά κανάλι και του αυξημένου κινδύνου αστοχιών κατά την κατασκευή.

Custom-Designed AFE

Για τους παραπάνω λόγους επιλέχθηκε να σχεδιαστεί το AFE με μεμονωμένα διακριτά εξαρτήματα. Το 1^ο Βήμα για την σχεδίαση του AFE είναι η επιλογή ενός ενισχυτή οργανολογίας (Instrumentation Amplifier ή InAmp) με κατάλληλα χαρακτηριστικά όπως περιγράφονται στην ενότητα 2.2.4.

Δύο ενισχυτές που πληρούν τις προδιαγραφές είναι ο AD8422 της εταιρείας Analog Devices αλλά και ο INA317 της εταιρείας Texas Instruments. Η επιλογή βασίστηκε τόσο στα τεχνικά χαρακτηριστικά όσο και στην διαθεσιμότητα μοντέλων προσομοίωσης στο περιβάλλον LtSpice της εταιρείας Analog Devices όπως παρουσιάζεται αναλυτικά στην συνέχεια.

Characteristics	AD8422	INA317
Supply Voltage Range	4.6 V to 36 V (single) / ± 2.3 V to ± 18 V (dual)	2.7 V to 5.5 V
Quiescent Current	338 μ A	50 μ A
Input Impedance	200 G Ω 2 pF	100 G Ω 3 pF
Input offset Voltage	25 μ V (max)	150 μ V (max)
Input Bias Current	200 pA	200 pA
CMRR (typical at G=10)	> 114 dB	110 dB
Gain Range	1 to 1000	1 to 1000
Noise (Voltage Density)	8 nV/ $\sqrt$ Hz	50 nV/ $\sqrt$ Hz

Table 3.1 Instrumentation Amplifiers Characteristics

Δεδομένου ότι το πλάτος των υπό εξέταση ΗΜΓ σημάτων δεν είναι εξαρχής γνωστό, το κατάλληλο κέρδος ενίσχυσης θα προσδιοριστεί πειραματικά. Αρχικά θα χρησιμοποιηθεί ενισχυτής προγραμματιζόμενου κέρδους (PGA) και στη συνέχεια το στάδιο αυτό θα αντικατασταθεί από κύκλωμα σταθερού κέρδους, το οποίο θα αξιολογηθεί ως ξεχωριστή υλοποίηση.

Συνολικά, θα σχεδιαστούν και θα αξιολογηθούν τέσσερα κυκλώματα, αρχικά μέσω προσομοιώσεων και στη συνέχεια πάνω σε ενιαία πλακέτα αξιολόγησης (evaluation board) που θα υλοποιηθεί μέσω περιβάλλοντος σχεδίασης PCB (Printed Circuit Board).

	Κύκλωμα 1	Κύκλωμα 2	Κύκλωμα 3	Κύκλωμα 4
InAmp	AD8422		INA317	
Gain	Programmable	Fixed	Programmable	Fixed

Table 3.2 Circuits under test

3.1.1 Κύκλωμα 1

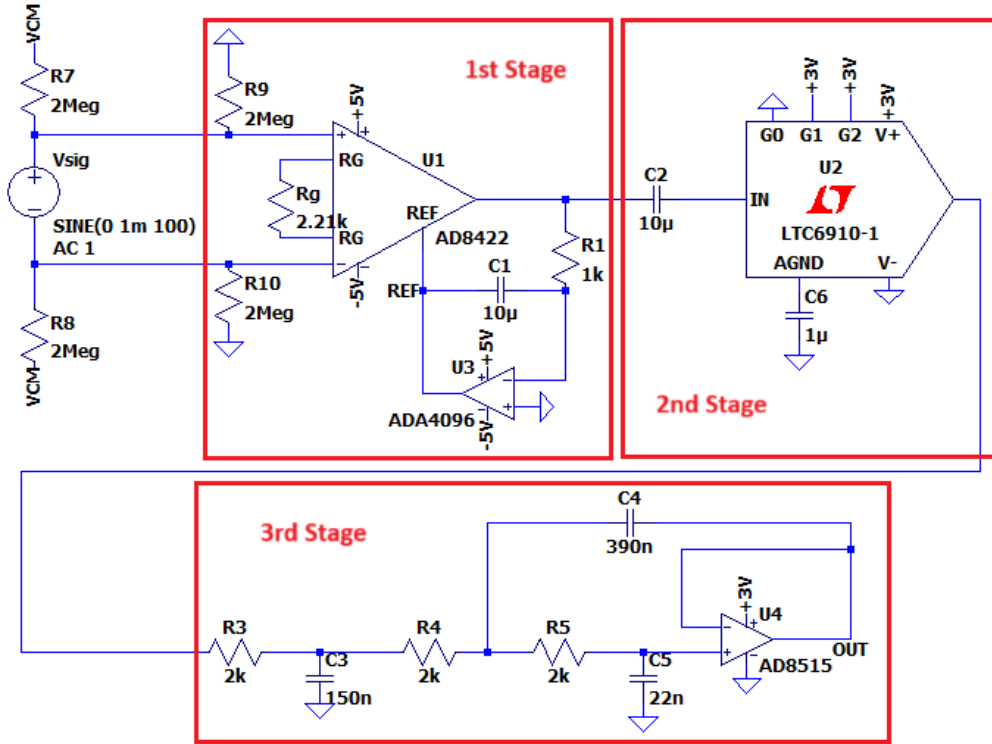


Figure 3.2 1st EMG AFE Circuit Architecture

Το **1ο Στάδιο** αποτελείται από τον ενισχυτή οργανολογίας AD8422 μαζί με έναν ολοκληρωτή που οδηγεί το REF pin του InAmp. Ο συγκεκριμένος ενισχυτής σε μονή τροφοδοσία χρειάζεται τουλάχιστον 4.6 V για σωστή λειτουργία

Το κέρδος έχει ρυθμιστεί με την $R_G = 2.21 \text{ k}\Omega$ σύμφωνα με τον τύπο:

$$A_{V1} = 1 + \frac{19.8 \text{ k}\Omega}{R_G} = 1 + \frac{19.8 \text{ k}\Omega}{2.21 \text{ k}\Omega} \approx 10 \text{ V/V} \quad (3.1)$$

Σε χαμηλές συχνότητες εξόδου του InAmp, ο πυκνωτής C1 έχει υψηλή αντίσταση οπότε ο OpAmp U3 (αναστρέφουσα συνδεσμολογία) λειτουργεί σε υψηλό κέρδος: $G = -\frac{X_{C1}}{R1} = -\frac{1}{j\omega R1C1}$. Λόγω του υψηλού κέρδους ο OpAmp U3 μπορεί να οδηγήσει το REF pin του InAmp μέχρι η έξοδος του να γίνει 0.

Σε υψηλές συχνότητες το κέρδος πέφτει οπότε δεν μπορεί να κρατήσει την έξοδο του InAmp στο 0. Τελικά, έχει σχηματιστεί ένα υπεραπλοποιημένο φίλτρο. Η συνολική συνάρτηση μεταφοράς του 1^{ου} σταδίου είναι :

$$T_1(s) = \frac{sA_{V1}}{s + \frac{1}{R1C1}} = \frac{10s}{s + \frac{1}{R1C1}} \quad (3.2)$$

AC σύζευξη

Ο παραπάνω αποτελεί ένα τρόπο ενεργής AC σύζευξης (active AC-Coupling) του ΗΜΓ σήματος αφαιρώντας οποιαδήποτε DC συνιστώσα που ενδεχομένως να

προκύπτει από τα ηλεκτρόδια. Επιλέχθηκε έναντι της συμβατικής παθητικής AC σύζευξης (passive AC-Coupling) μέσω χαμηλοπερατών φίλτρων τύπου RC στις εισόδους του InAmp ώστε να αποφευχθεί η δημιουργία θερμικού θορύβου εξαιτίας μεγάλων τιμών εξαρτημάτων αλλά και η υποβάθμιση του CMRR λόγω κατασκευαστικών αναντιστοιχιών[33][34][35].

Ωστόσο το συγκεκριμένο φίλτρο περιορίζεται τόσο από το κέρδος του InAmp όσο και από το εύρος τάσεων λειτουργίας του OpAmp[35]. Συγκεκριμένα για κέρδος InAmp 10, θεωρητικά μπορεί να παρέχει φιλτράρισμα σε ~DC συχνότητες με εύρος πλάτους $\pm 500\text{mV}$, κάτι που είναι μέσα στα όρια δημιουργίας DC offset στα ηλεκτρόδια.

Ρεύμα εισόδου πόλωσης

Ακόμη είναι σημαντικό να γίνει αναφορά στο ρεύμα εισόδου πόλωσης (input bias current) το οποίο ρέει στις εισόδους του InAmp. Για να γίνει ομαλή η ροή του ρεύματος χρειάζεται μια αντίσταση (R_9, R_{10}) σε κάθε είσοδο του InAmp ως προς γείωση[36][37]. Το ανθρώπινο δέρμα μπορεί να λειτουργήσει σαν αυτήν την αντίσταση προσφέροντας ροή στο ρεύμα εισόδου πόλωσης, γεγονός που θα εξεταστεί και πειραματικά.

Θόρυβος κοινού κόμβου

Για να προσομοιωθούν πραγματικές συνθήκες μέτρησης, μαζί με το ΗΜΓ σήμα εισόδου (V_{sig}) προστέθηκε και σήμα θορύβου κοινού κόμβου με τάση 1 V και συχνότητα 50 Hz (V_{cm}) σε κάθε είσοδο του ενισχυτή.

Το 2^ο Στάδιο αποτελείται από τον PGA και ένα RC υπερεπατό φίλτρο με την αντίσταση εισόδου του PGA σαν αντίσταση.

Το κέρδος του PGA ρυθμίζεται από τα G_0, G_1, G_2 , με την αντίσταση εισόδου να αλλάζει αναλόγως ως εξής:

G_2	G_1	G_0	A_{V2}	Input Impedance R_{U2} (k Ω)
0	0	0	0	(Open)
0	0	1	1	10
0	1	0	2	5
0	1	1	5	2
1	0	0	10	1
1	0	1	20	1
1	1	0	50	1
1	1	1	100	1

Table 3.3 LTC6910-1 Gain Selection

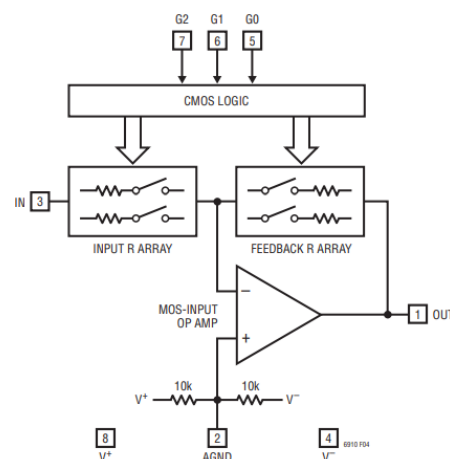


Figure 3.3 LTC6910-1 Architecture

Ακόμη, ο PGA, όταν έχει μονή τροφοδοσία ($0-V_{\text{cc}}$), δίνει DC offset $V_{\text{cc}}/2$ στο σήμα εισόδου του, κάτι που φέρνει το ΗΜΓ σήμα από εύρος (± 5) σε εύρος λειτουργίας ενός ADC ($0-V_{\text{cc}}$).

Η συνάρτηση μεταφοράς του 2^{ου} σταδίου προκύπτει:

$$T_2(s) = \frac{sA_{V2}}{s + \frac{1}{R_{U2}C2}} \quad (3.3)$$

Μέχρις στιγμής, έχει σχηματιστεί ένα κύκλωμα με συνάρτηση μεταφοράς

$$T_{12}(s) = T_1(s)T_2(s) = \frac{A_{V1}A_{V2}s^2}{(s + \frac{1}{R2C1})(s + \frac{1}{R_{U2}C2})} \quad (3.4)$$

Για $A_{V1} \geq 10$, προκύπτει $R1=R_{U2}=R=1 \text{ k}\Omega$, ενώ επίσης $C1=C2=C=10 \text{ }\mu\text{F}$. Οπότε τελικά προκύπτει :

$$T_{12}(s) = \frac{A_{V1}A_{V2}s^2}{s^2 + \frac{2}{RC} + \frac{1}{(RC)^2}} = \frac{10A_{V2}}{s^2 + 200s + 10^4} \quad (3.5)$$

Η παραπάνω συνάρτηση μεταφοράς υποδηλώνει υψιπερατό φίλτρο 2^{ου} βαθμού, με συντελεστή ποιότητας $Q=0.5$, και συχνότητα αποκοπής

$$f_L = \frac{\omega_0}{2\pi} = \frac{1}{2\pi RC} = 16 \text{ Hz} \quad (3.6)$$

.

Το **3^ο Στάδιο** αποτελείτε από ένα χαμηλοπερατό φίλτρο 3^{ου} βαθμού μοναδιαίου κέρδους τύπου Butterworth με συχνότητα αποκοπής $f_H = 750 \text{ Hz}$. Η διαδικασία επιλογής των τιμών των εξαρτημάτων περιγράφεται αναλυτικά κατά την σχεδίαση του 2^{ου} Κυκλώματος

Συνολικά έχει σχηματιστεί ένα programmable gain AFE με κέρδος $G_{Total} = 10A_{V1} \text{ V/V}$ και bandwidth λειτουργίας $(f_L, f_H) = (16, 750) \text{ Hz}$.

Για $A_{V2} = 50$, δηλαδή $G_{Total} = 500$ προκύπτει το ακόλουθο bode plot με χρήση του προγράμματος LtSpice

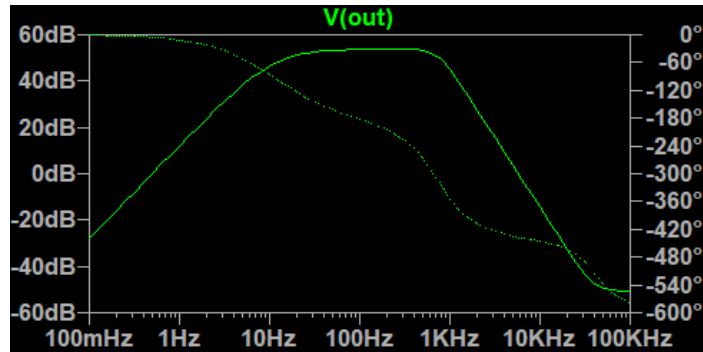


Figure 3.4 1st EMG AFE Circuit Bode Plot

3.1.2 Κύκλωμα 2

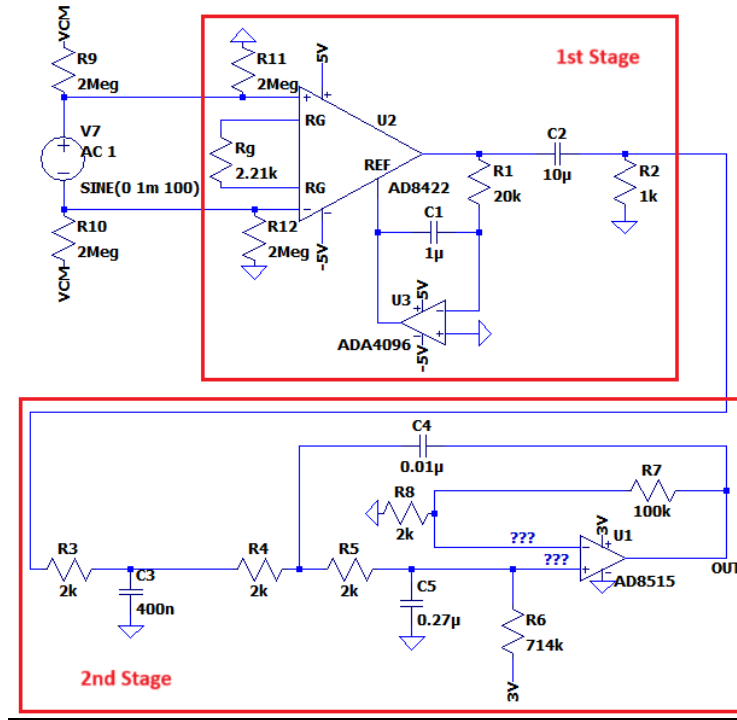


Figure 3.5 2nd EMG AFE Circuit Architecture

Η σχεδίαση του 2^{ου} AFE περιλαμβάνει την αντικατάσταση του PGA από 1^ο AFE με ενισχυτή σταθερού κέρδους. Οπότε πρακτικά θα γίνει αντικατάσταση του 2^{ου} και 3^{ου} Σταδίου του 1^{ου} AFE με ένα ενιαίο στάδιο που θα δίνει σταθερό κέρδος, DC offset και θα αποτελεί χαμηλοπερατό φίλτρο 3^{ου} βαθμού τύπου Butterworth, ενώ το 2^ο υψιπερατό RC θα αποτελέσει μέρος του 1^{ου} Σταδίου με την ίδια ακριβώς συμπεριφορά. Οπότε προκύπτουν:

Το κέρδος του 2^{ου} σταδίου ορίζεται ως:

$$K = 1 + \frac{R7}{R8} = 51 \text{ V/V} \quad (3.7)$$

Το DC offset ορίζεται ως [40]:

$$b \approx \frac{V_{REF} * (R5 + R4 + R3 + R2) * K}{R6} = 1.5 \text{ V} \quad (3.8)$$

για $V_{REF} = 3 \text{ V}$

Για την συχνότητα αποκοπής του χαμηλοπερατού φίλτρου $f_H = 750 \text{ Hz}$ θα πρέπει να αναλυθεί το κύκλωμα:

Για Butterworth χαμηλοπερατό φίλτρο 3^{ου} βαθμού η συνάρτηση μεταφοράς

$$H(s) = \frac{K}{a_3 s^3 + a_2 s^2 + a_1 s + 1} \text{ πρέπει να έχει } (\alpha_3, \alpha_2, \alpha_1) = (1, 2, 2).$$

Για κανονικοποιημένες τιμές πυκνωτών μετά από ανάλυση του κυκλώματος προκύπτουν τα εξής [38] :

$$\alpha_3 = R_3 R_4 R_5 C_3 C_4 C_5 \quad (3.9)$$

$$\alpha_2 = R_3 R_4 C_3 C_4 (1 - K) + R_3 R_5 C_3 C_5 + R_3 R_4 C_3 C_5 + R_3 R_5 C_4 C_5 + R_4 R_5 C_4 C_5 \quad (3.10)$$

$$\alpha_1 = R_3 C_3 + R_3 C_4 (1 - K) + R_3 C_5 + R_4 C_4 (1 - K) + R_5 C_5 + R_4 C_5 \quad (3.11)$$

Το παραπάνω σύστημα μπορεί εύκολα να λυθεί με χρήση solver του προγράμματος MS Excel ως εξής:

Variables	Normalised Value	Value for fc=750			Equation	equal to
C3	0.00193613	410.8594851	nF	a3	0.99999913	1
C4	4.89385E-05	10.38507961	nF	a2	2.00000116	2
C5	0.001319241	279.9516889	nF	a1	2	2
R3	2000	2000	Ohm			
R4	2000	2000	Ohm			
R5	2000	2000	Ohm			
K	51					

Table 3.4 Calculation of passive components value

Με αλλαγή του K μπορούν εύκολα και γρήγορα να ευρεθούν νέες τιμές πυκνωτών.

Οι τιμές που επιλέχτηκαν στην προσομοίωση αντιστοιχούν σε τιμές πραγματικών εξαρτημάτων πολύ κοντινών σε αυτές του solver που δεν επηρεάζουν το αποτέλεσμα.

Το bode plot ολόκληρου του κυκλώματος προκύπτει από την προσομοίωση στο LtSpice ως εξής:

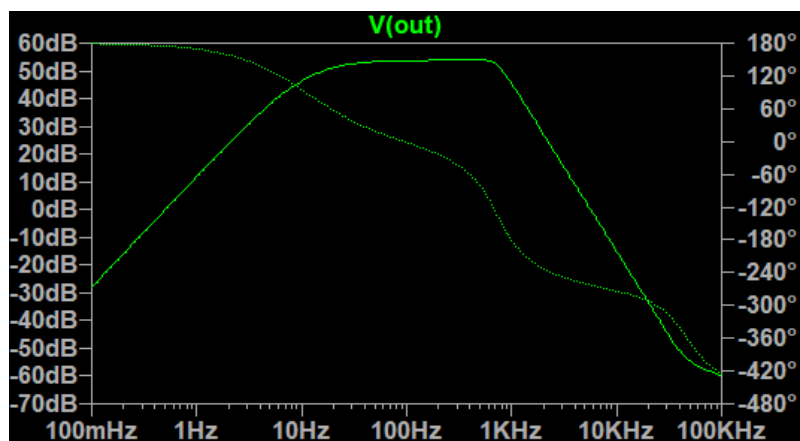


Figure 3.6 2nd EMG AFE Circuit Bode Plot

Παρατηρεί κανείς ότι είναι πανομοιότυπη με την αντίστοιχη του 1^{ου} Κυκλώματος για κέρδος 500.

Noise Analysis

Με χρήση του LtSpice μπορεί να βρεθεί η φασματική πυκνότητα πλάτους θορύβου

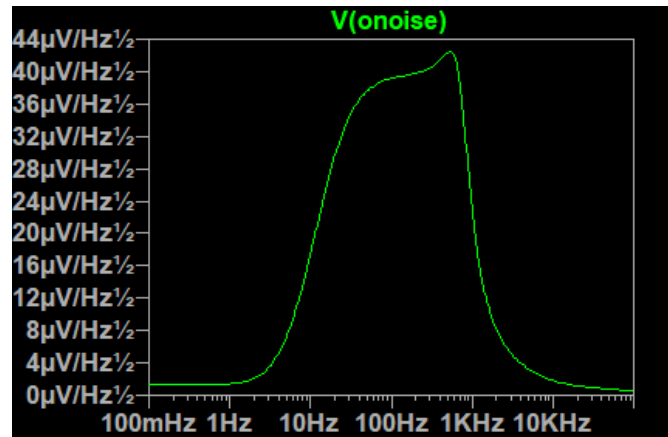


Figure 3.7 2nd EMG AFE Circuit Noise Spectrum

Ενώ με χρήση της εντολής “:meas NOISE NOISERMS INTEG V(onoise) FROM 0.1 TO 100000” υπολογίζεται η ενεργός τιμή του θορύβου στην έξοδο ότι και είναι ίση με $V_{n(rms)} = 0.0013295 V$.

Αυτό σημαίνει για τον θόρυβο αναφερόμενο στην είσοδο του AFE ότι:

$$V_{IRN} = \frac{V_{n(rms)}}{Gain} = 2.6 \mu V_{rms} \quad (3.12)$$

3.1.3 Κύκλωμα 3

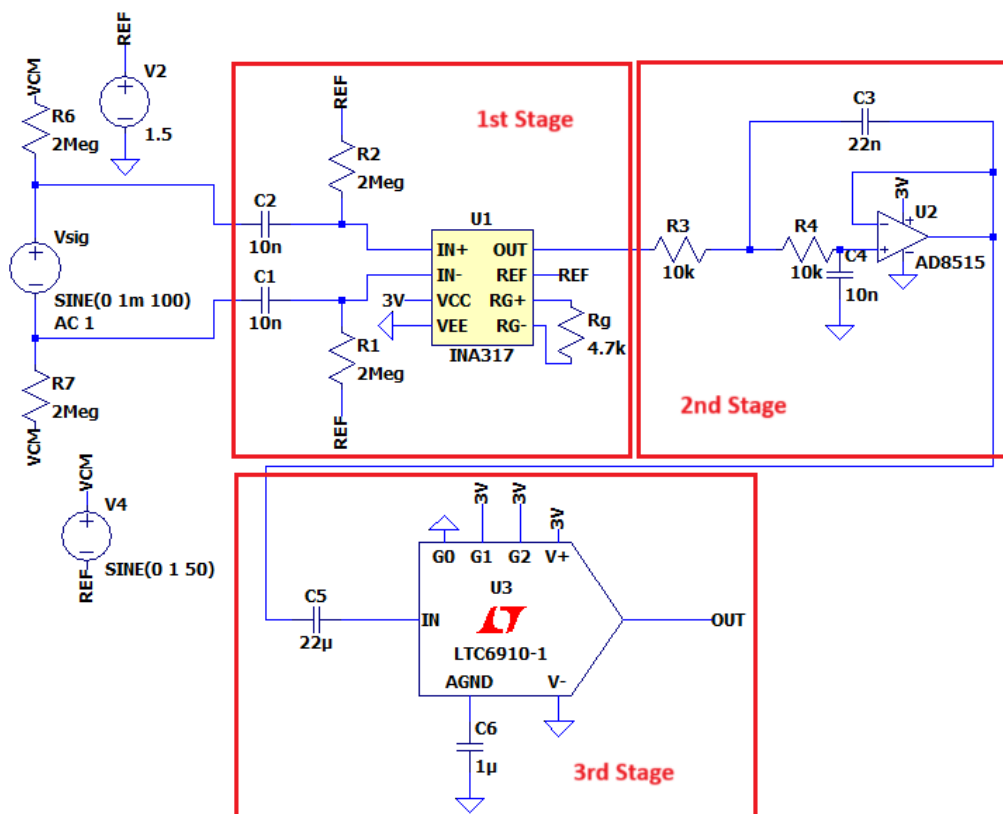


Figure 3.8 3rd EMG AFE Circuit Architecture

Το 1^ο Στάδιο αποτελείτε από τον ενισχυτή οργανολογίας INA317. Σε αντίθεση με τον ενισχυτή AD8422, ο οποίος απαιτεί διπλή τροφοδοσία ($\pm 5\text{ V}$), ο INA317 μπορεί να λειτουργήσει σε εύρος από 0 έως 3V.

Για AC σύζευξη και αφαίρεση DC offset από τα ηλεκτρόδια επιλέχθηκαν στην συγκεκριμένα περίπτωση παθητικά υψιπερατά φίλτρα τύπου RC στις εισόδους του ενισχυτή. Η σύγκριση με την ενεργή AC σύζευξη που χρησιμοποιήθηκε στην περίπτωση του AD8422 και αν παρατηρείτε σημαντική υποβάθμιση του CMRR, θα πραγματοποιηθεί πειραματικά.

Επιπλέον το REF pin του ενισχυτή τροφοδοτείτε με 1.5 V σχηματίζοντας με αυτόν τον τρόπο εικονική γη (virtual ground) σε $\frac{V_{cc}}{2}$. Με τον τρόπο αυτό, η έξοδος του ενισχυτή διαμορφώνεται συμμετρικά γύρω από τα 1.5 V, επιτρέποντας την αναπαράσταση τόσο θετικών όσο και αρνητικών διαφορικών σημάτων εντός του περιορισμένου εύρους της μονής τροφοδοσίας.

Το κέρδος ρυθμίζεται με την αντίσταση R_g ως εξής:

$$A_{V1} = 1 + \frac{100k\Omega}{R_g} \approx 22\text{ V/V} \quad (3.13)$$

Η συνάρτηση μεταφοράς ορίζεται ως:

$$T_1 = \frac{A_{V1}s}{s + \frac{1}{R1C1}} = \frac{22s}{s + 50} \quad (3.14)$$

Το 2^ο Στάδιο αποτελείτε από ένα χαμηλοπερατό φίλτρο 2^{ου} βαθμού μοναδιαίου κέρδους με τα εξής χαρακτηριστικά [41]:

$$\bullet \quad T_2 = \frac{\frac{1}{R3R4C3C4}}{s^2 + \frac{C4(R3+R4)}{R3R4C3C4}s + \frac{1}{R3R4C3C4}} = \frac{3 \cdot 10^8}{s^2 + 14545s + 6742} \quad (3.15)$$

$$\bullet \quad Q = \frac{\sqrt{R3R4C3C4}}{C4(R3+R4)} = 0.741 \quad (3.16)$$

$$\bullet \quad f_H = \frac{1}{2\pi\sqrt{R3R4C3C4}} = 1073\text{ Hz} \quad (3.17)$$

Το 3^ο Στάδιο αποτελείτε από τον PGA LTC6910-1. Παρόμοια με το 1^ο AFE Κύκλωμα τοποθετώντας έναν πυκνωτή στην είσοδο του PGA δημιουργείτε ένα υψιπερατό R-C φίλτρο με την αντίσταση εισόδου του PGA και συνάρτηση μεταφοράς:

$$T_3 = \frac{A_{V3}s}{s + \frac{1}{R_{U3}C5}} \quad (3.18)$$

Συνδυαζόμενο με το 1^ο Στάδιο προκύπτει ένα συνολικό υψιπερατό φίλτρο με προγραμματιζόμενο κέρδος ως εξής:

$$T_{13} = \frac{A_{V1}A_{V3}s^2}{(s + \frac{1}{R1C1})(s + \frac{1}{R_{U3}C5})} = \frac{22A_{V3}s^2}{s^2 + \frac{R1C1 + R_{U3}C5}{R1C1R_{U3}C5}s + \frac{1}{R1C1R_{U3}C5}} \quad (3.19)$$

Για $A_{V1} \geq 10$, προκύπτει $R_{U3}=1 \text{ k}\Omega$. Οπότε τελικά προκύπτει :

$$\bullet \quad T_{13} = \frac{22A_{V3}s^2}{s^2 + 95.45s + 2272} \quad (3.20)$$

$$\bullet \quad \frac{\omega_0}{Q} = \frac{R1C1 + R_{U3}C5}{R1C1R_{U3}C5} = 95.45 \quad (3.21)$$

$$\bullet \quad \omega_0 = \frac{1}{\sqrt{R1C1R_{U3}C5}} = 47.67 \quad (3.22)$$

$$\bullet \quad Q \approx 0.5 \quad (3.23)$$

$$\bullet \quad f_L = \frac{\omega_0}{2\pi} = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1R_{U3}C1C5}} = 7.58 \text{ Hz} \quad (3.24)$$

Συνολικά έχει σχηματιστεί ένα programmable gain AFE με κέρδος $G_{Total} = 22A_{V3} \text{ V/V}$ και bandwidth λειτουργίας $(f_L, f_H) = (7.58, 1073) \text{ Hz}$.

Για $A_{V2} = 20$, δηλαδή $G_{Total} = 440$ προκύπτει το ακόλουθο bode plot με χρήση του προγράμματος LtSpice

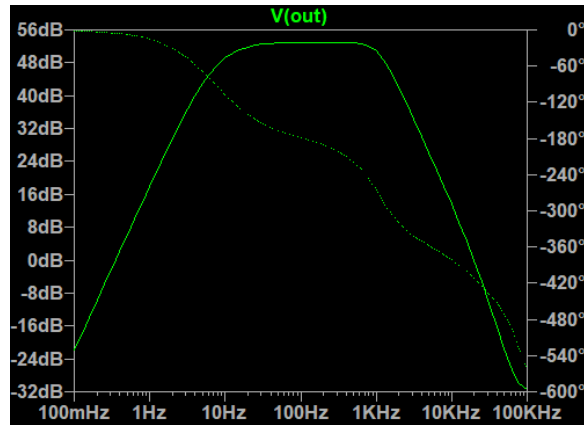


Figure 3.9 3rd EMG AFE Circuit Bode Plot

3.1.4 Κύκλωμα 4

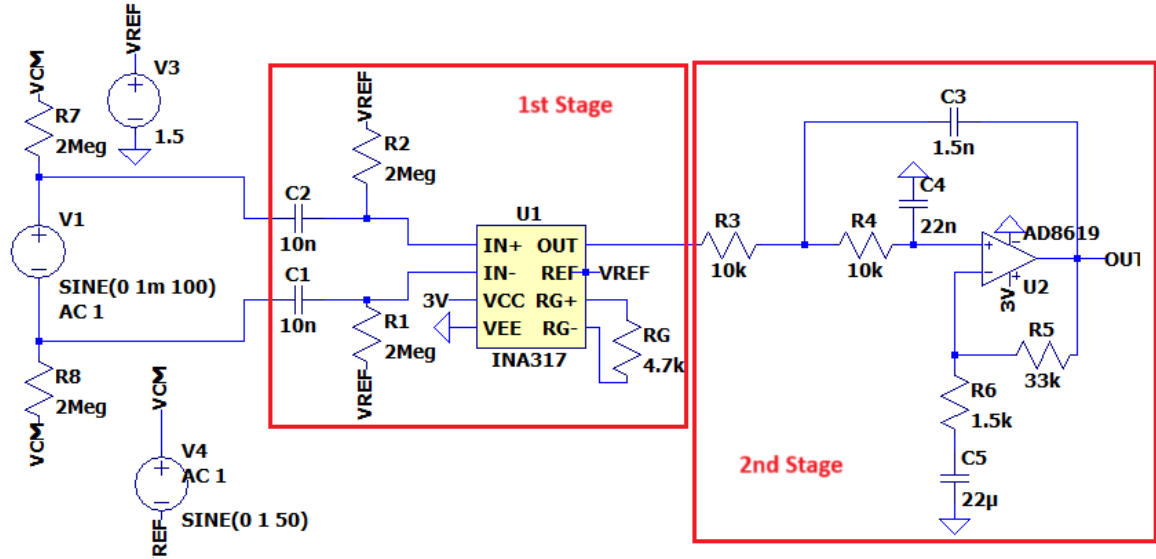


Figure 3.10 4th EMG AFE Circuit Architecture

Το 4^ο και τελευταίο κύκλωμα αποτελείται από το ίδιο 1^ο Στάδιο με το 3^ο Κύκλωμα. Οπότε έχει ίδια συνάρτηση μεταφοράς:

$$T_1 = \frac{A_{V1}s}{s + \frac{1}{R1C1}} = \frac{22s}{s + 50} \quad (3.25)$$

Το 2^ο Στάδιο αποτελείται από ένα 2^ο βαθμού χαμηλοπερατό φίλτρο με κέρδος. Ωστόσο, έχει την ιδιαιτερότητα ότι έχει προστεθεί ο πυκνωτής C5 στο δίκτυο ανάδρασης. Με αυτόν τον τρόπο το κύκλωμα λειτουργεί σαν buffer σε χαμηλές συχνότητες, αποτρέποντας την ενίσχυση του DC offset που έχει το σήμα από τον ενισχυτή οργανολογίας. Τελικά το κέρδος έχει μορφή που εξαρτάται από την συχνότητα του σήματος εισόδου ως εξής[42]:

$$\begin{aligned} A_{V2} &= 1 + \frac{R5}{R6 + \left(\frac{1}{sC5}\right)} = \frac{C5(R5 + R6)s + 1}{C5R6s + 1} \\ &= \frac{\frac{R5 + R6}{R6}s + \frac{1}{C5R6}}{s + \frac{1}{C5R6}} = K \frac{s + \frac{1}{(R5 + R6)C5}}{s + \frac{1}{C5R6}} \\ &= 23 * \frac{s + 1.3}{s + 30.3} \end{aligned} \quad (3.26)$$

$$\text{Με } K = \frac{R5+R6}{R6} = 23 \quad (3.27)$$

Ενώ η συνάρτηση μεταφοράς της τοπολογίας Sallen-Key για χαμηλοπερατό φίλτρο 2^ο βαθμού μετατρέπεται ως εξής:

$$T2 = \frac{A_{V2}}{R3R4C3C4s^2 + ((1 - A_{V2})R3C3 + R4C4 + R3C4)s + 1} \quad (3.28)$$

Πολλαπλασιάζοντας την T1 με την T2 προκύπτει η συνολική συνάρτηση μεταφοράς του συστήματος:

$$T12 = A_{V2}T1 \frac{1}{R3R4C3C4s^2 + ((1 - A_{V2})R3C3 + R4C4 + R3C4)s + 1} \quad (3.29)$$

$$= \left(\frac{Ks^2 + s}{s^2 + \frac{R1C1 + C5R6}{R1R6C1C5} + \frac{1}{R1R6C1C5}} \right) \left(\frac{A_{V1}}{R3R4C3C4s^2 + ((1 - A_{V2})R3C3 + R4C4 + R3C4)s + 1} \right)$$

Από την παραπάνω σχέση το 1^ο κλάσμα λειτουργεί σαν υψιπερατό φίλτρο 2^{ου} βαθμού ενώ το 2^ο κλάσμα σαν χαμηλοπερατό φίλτρο 2^{ου} βαθμού.

Για το 1^ο κλάσμα της (3.29) ισχύει :

$$\frac{Ks^2 + s}{s^2 + \frac{R1C1 + C5R6}{R1R6C1C5} + \frac{1}{R1R6C1C5}} = \frac{23s^2 + s}{s^2 + 80s + 1515} \quad (3.30)$$

Από την παραπάνω σχέση βγαίνει το συμπέρασμα ότι για μεγαλύτερες συχνότητες στον αριθμητή υπερισχύει ο δευτεροβάθμιος όρος προσφέροντας συνολικό κέρδος K=23 V/V.

Η φυσική συχνότητα του φίλτρου είναι:

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{R1R6C1C5}} = 39 \frac{rad}{s} \quad (3.31)$$

Ενώ η συχνότητα αποκοπής θα είναι περίπου ίση με:

$$f_H \approx \frac{\omega_0}{2\pi} \approx 6.2 \text{ Hz} \quad (3.32)$$

Το χαμηλοπερατό σκέλος της T12 (3.29) θα αρχίσει να επηρεάζει σε υψηλές συχνότητες οπου το A_{V2} θα έχει «σταθερή τιμή» $K = \frac{R5+R6}{R6} = 23$.

Επειδή το A_{V1}=22≈23=K=A_{V2} το 2^ο κλάσμα της (3.29) παίρνει την μορφή της κλασσικής τοπολογίας Sallen-Key.

$$\frac{K}{R3R4C3C4s^2 + ((1 - K)R3C3 + R4C4 + R3C4)s + 1} \quad (3.33)$$

Οι τιμές για πυκνωτές και αντιστάσεις μπορούν να υπολογιστούν επιλύοντας το αντίστοιχο σύστημα. Για το κανονικοποιημένο Butterworth φίλτρο ισχύουν οι συντελεστές στον παρονομαστή $(\alpha_2, \alpha_1) = (1,2)$ [39]. Με χρήση excel και solver εύκολα προκύπτει:

Variables	Normalise	Value for fc=750		Equation	equal to
C1	0.000369	78.28238 nF	a2	1.000001	1
C2	2.71E-05	5.752464 nF	a1	1.414214	2
R1	10000	10000 Ohm			
R2	10000	10000 Ohm			
K	23				
R3	1500				
R4	33000				

Table 3.4 Calculation of passive components value

Το bode plot ολόκληρου του κυκλώματος προκύπτει από την προσομοίωση στο LtSpice ως εξής:

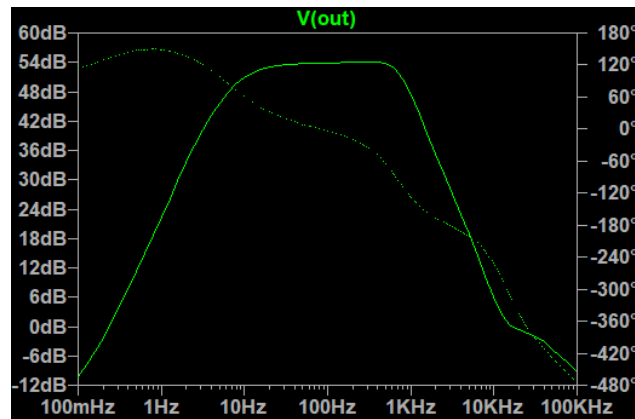


Figure 3.11 4th EMG AFE Circuit Bode Plot

Η επαλήθευση της T12 μπορεί να γίνει και με χρήση MATLAB όπου επαληθεύτε το bode plot της προσομοίωσης.

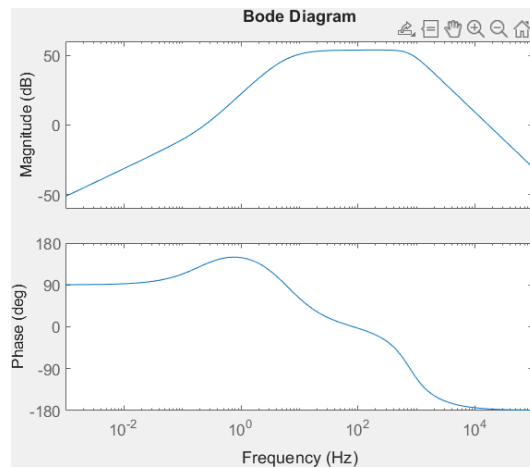


Figure 3.12 4th EMG AFE Transfer function Bode plot Evaluation

Noise Analysis

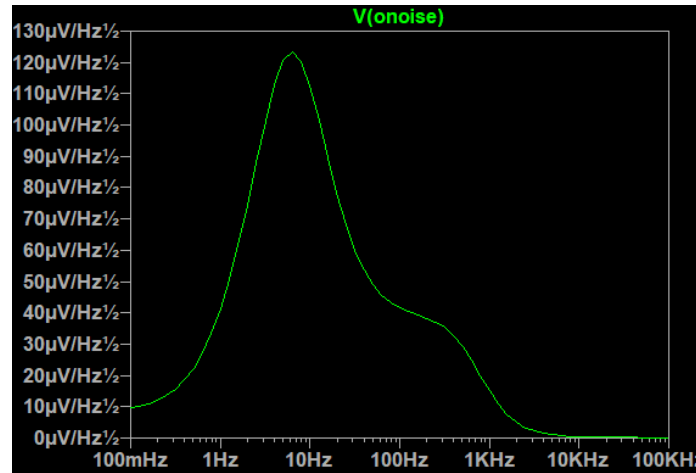


Figure 3.13 4th EMG AFE Circuit Noise Spectrum

Ενώ με χρήση της εντολής “meas NOISE NOISERMS INTEG V(onoise) FROM 0.1 TO 100000” υπολογίζεται η ενεργός τιμή του θορύβου στην έξοδο ότι και είναι ίση με $V_{n(rms)} = 0.00112512 V$.

Αυτό σημαίνει για τον θόρυβο αναφερόμενο στην είσοδο του AFE ότι:

$$V_{IRN} = \frac{V_{n(rms)}}{Gain} = 2.22 \mu V_{rms} \quad (3.34)$$

3.2 Αρχιτεκτονική Microcontroller Unit (MCU)

Η MCU είναι υπεύθυνη για τη συλλογή δεδομένων και την αποστολή τους στον κεντρικό υπολογιστή. Λόγω των ασύρματων απαιτήσεων του project και της ανάγκης για χαμηλή κατανάλωση ενέργειας, ο μικροελεγκτής STM32WB55 θεωρείται κατάλληλη επιλογή.

Ειδικότερα, επιλέχθηκε ο διπύρηνος μικροελεγκτής STM32WB55, ο οποίος συνδυάζει σε ένα αξιόπιστο System-on-Chip (SoC) έναν υψηλής απόδοσης πυρήνα ARM Cortex-M4 ως κύριο επεξεργαστή, ενώ ο ARM Cortex-M0+ έχει αναλάβει αποκλειστικά τη διαχείριση της ασύρματης δικτύωσης. Επιπλέον, η πολύ χαμηλή κατανάλωση ενέργειας, το εκτενές σύνολο περιφερειακών και η ευρεία υποστήριξη συμβατών ασύρματων πρωτοκόλλων καθιστούν την επιλογή κατάλληλη για wearable εφαρμογές. [45]

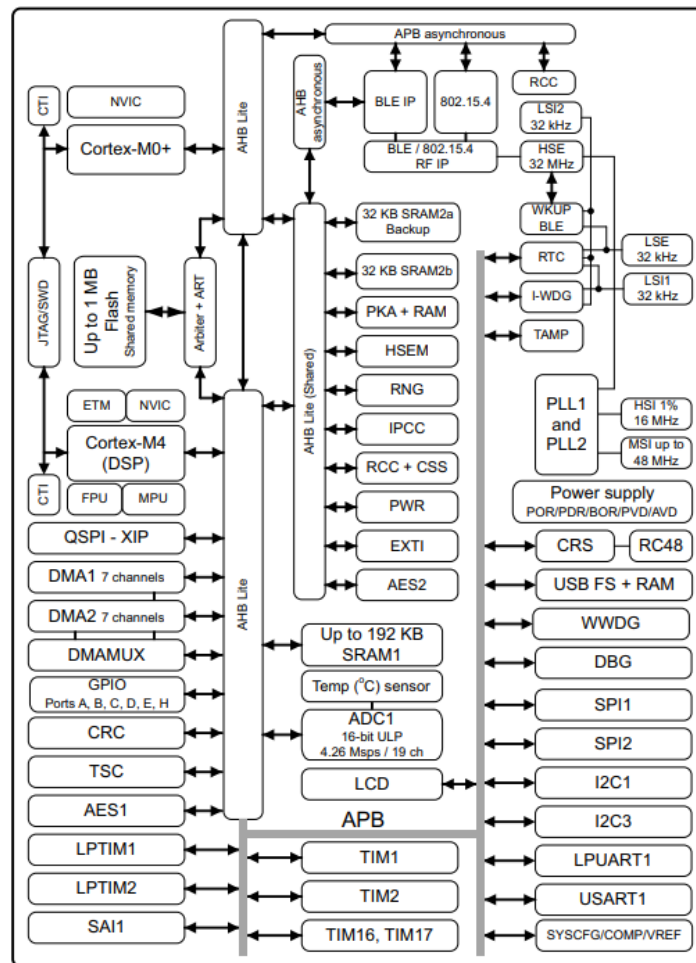


Figure 3.14 STM32WB55 Block Diagram

3.2.1 Περιφερειακά συστήματα και επικοινωνία

Analog to Digital Converter (ADC)

Για την ψηφιοποίηση των αναλογικών EMG σημάτων θα χρησιμοποιηθεί ο εσωτερικός ADC του μικροελεγκτή. Πρόκειται για έναν Successive approximation register (SAR) ADC 12-bit, ο οποίος όταν συνδυαστεί με τον εσωτερικό Analog Multiplexer (MUX) του μικροελεγκτή μπορεί να μετρήσει έως και 16 εξωτερικά κανάλια.

Ένας SAR ADC συγκρίνει το αναλογικό σήμα εισόδου που πρόκειται να μετρηθεί με τα μισά βήματα της τάσης αναφοράς. Αρχικά, συγκρίνει την τάση εισόδου με τη μισή τάση αναφοράς. Εάν η τάση εισόδου είναι μεγαλύτερη από τη μισή τάση αναφοράς, το πιο σημαντικό bit (MSB) της εξόδου τίθεται σε 1. Στη συνέχεια, η τιμή τάσης του MSB αφαιρείται από την τάση εισόδου και συγκρίνεται με το ένα τέταρτο της τάσης αναφοράς για να προσδιοριστεί το MSB - 1 bit. Αυτή η διαδοχική διαίρεση της τάσης αναφοράς στη μέση και η αφαίρεσή της από την τάση εισόδου συνεχίζεται μέχρι να καθοριστεί το λιγότερο σημαντικό bit (LSB). [43]

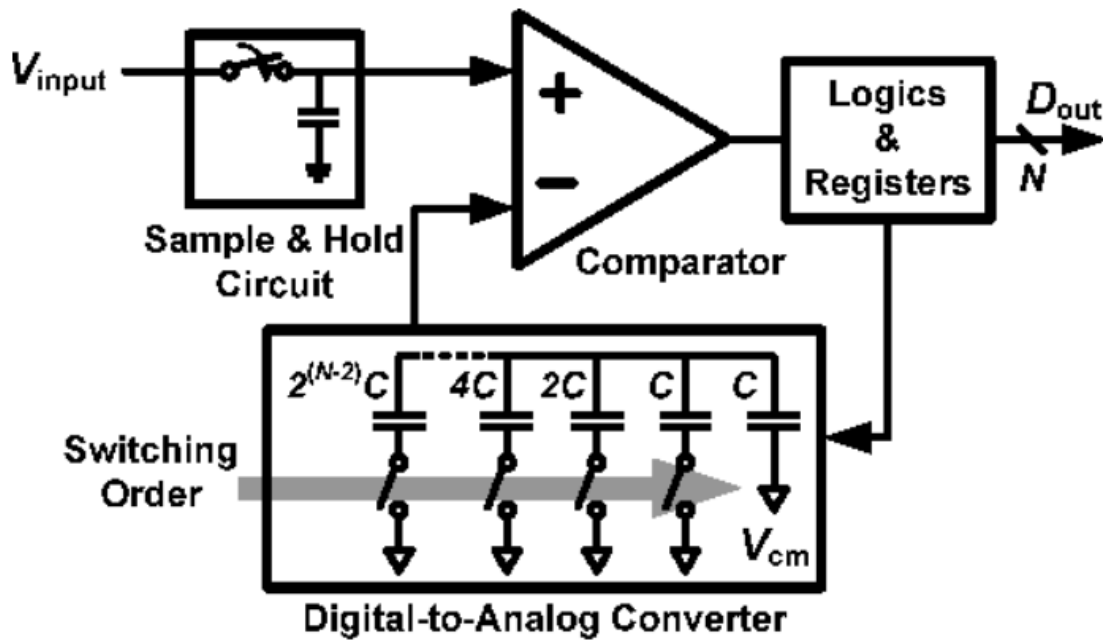


Figure 3.15 SAR ADC Block Diagram

Εσωτερικά, η τάση αναφοράς διαιρείται διαδοχικά στη μέση χρησιμοποιώντας μια εσωτερική κλίμακα πυκνωτών, επομένως η ακρίβεια του αποτελέσματος εξαρτάται από την ακρίβεια των πυκνωτών και την ανοχή τους στις μεταβολές της θερμοκρασίας.

Τέλος, ο ADC του STM32WB55 υποστηρίζει δυνατότητα hardware oversampling, επιτρέποντας την υπερδειγματοληψία χωρίς την παρέμβαση του μικροελεγκτή. Όλη η επεξεργασία των δεδομένων πραγματοποιείται αυτόνομα από τον ενσωματωμένο μηχανισμό oversampling του ίδιου του ADC[47]. Η χρήση oversampling μειώνει το σφάλμα κβαντισμού και αυξάνει την ανάλυση (resolution) της ψηφιοποίησης φτάνοντας στον STM32WB55 έως και τα 16 bit. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση του σηματοθορυβικού λόγου (Signal to noise ratio - SNR), οδηγώντας σε πιο αξιόπιστες και ακριβείς μετρήσεις.

USB (Universal Serial Bus)

Το USB αποτελεί πρότυπο διασύνδεσης μεταξύ υπολογιστών και περιφερειακών συσκευών, το οποίο επιτρέπει την ανταλλαγή δεδομένων και την παροχή ισχύος μέσω ενός ενιαίου διαύλου. Η επικοινωνία βασίζεται σε αρχιτεκτονική host-device, όπου ο host (π.χ. ένας υπολογιστής) έχει τον πλήρη έλεγχο του διαύλου, ενώ οι συνδεδεμένες συσκευές ανταποκρίνονται στα αιτήματα που δέχονται. Το πρότυπο περιλαμβάνει τόσο το φυσικό επίπεδο (καλώδια, συνδέσεις, ηλεκτρικά χαρακτηριστικά) όσο και ένα πολυεπίπεδο πρωτόκολλο επικοινωνίας, το οποίο ρυθμίζει τη ροή της πληροφορίας μέσω καθορισμένων καναλιών με συγκεκριμένο ρόλο και κατεύθυνση.

Το USB χρησιμοποιεί διαφορική μετάδοση σημάτων μέσω των γραμμών D+ και D-, ενσωματώνοντας πολύπλοκους μηχανισμούς χρονισμού, συγχρονισμού και εντοπισμού σφαλμάτων, όπως η κωδικοποίηση NRZI και ο έλεγχος CRC. Η

διαφορική μετάδοση επιτρέπει την επίτευξη υψηλότερων ταχυτήτων και αυξημένης αξιοπιστίας, ιδιαίτερα σε περιβάλλοντα με ηλεκτρικό θόρυβο.

Υποστηρίζονται τέσσερις βασικοί τύποι μεταφοράς δεδομένων:

- Control transfers για ρυθμίσεις και εντολές
- Bulk transfers για αξιόπιστη μεταφορά μεγάλου όγκου δεδομένων
- Interrupt transfers για περιοδική αποστολή μικρών και κρίσιμων δεδομένων
- Isochronous transfers για εφαρμογές πραγματικού χρόνου, όπως ήχος και βίντεο

Η ανταλλαγή πληροφορίας βασίζεται σε διακριτά πακέτα, τα οποία ταξινομούνται σε τέσσερις κατηγορίες: token, data, handshake και ειδικά πακέτα (special packets), όπως το SOF (Start-of-Frame), τα οποία εξυπηρετούν πιο εξειδικευμένες λειτουργίες του πρωτοκόλλου.

Πάνω σε αυτή τη δομή βασίζεται και η Communication Device Class (CDC), με κυριότερο υποπροφίλ το ACM (Abstract Control Model), το οποίο επιτρέπει την εξομοίωση σειριακής επικοινωνίας μέσω USB. Μέσω της CDC-ACM, συσκευές όπως μικροελεγκτές μπορούν να λειτουργούν ως εικονικές σειριακές θύρες (Virtual COM Ports) στον υπολογιστή, χωρίς την ανάγκη εξωτερικού μετατροπέα USB-to-Serial.

Αν και υπάρχουν πολλές εκδόσεις του προτύπου, η συγκεκριμένη MCU υποστηρίζει το USB 2.0 Full Speed (FS), το οποίο επιτρέπει ταχύτητες μετάδοσης έως και 12 Mbps [48].

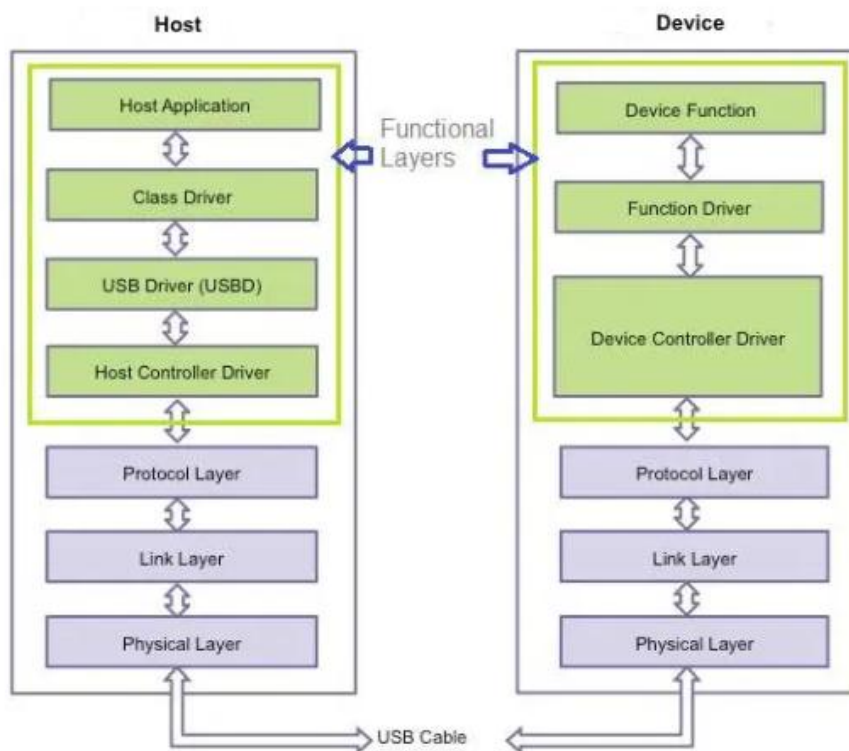


Figure 3.16 USB protocol stack

SPI (Serial Peripheral Interface)

Το SPI είναι ένα σύγχρονο σειριακό πρωτόκολλο επικοινωνίας μικρών αποστάσεων, που σχεδιάστηκε αρχικά από τη Motorola. Χρησιμοποιείται εκτενώς για τη διασύνδεση μικροελεγκτών με περιφερειακές συσκευές, όπως αισθητήρες, οθόνες, μνήμες, ADC και DAC. Η αρχιτεκτονική του βασίζεται σε διάταξη τύπου master-slave, όπου ο master παρέχει τον χρονισμό (σήμα SCLK) και ελέγχει τη ροή των δεδομένων. [49]

Επιπλέον, το SPI μπορεί να αξιοποιηθεί και για την επικοινωνία μεταξύ δύο ή περισσότερων μικροελεγκτών, επιτρέποντας μετάδοση δεδομένων υψηλής ταχύτητας χωρίς την ανάγκη πολύπλοκης διαχείρισης πρωτοκόλλου. Σε τέτοια διαμόρφωση, ένας μικροελεγκτής λειτουργεί ως master ενώ οι υπόλοιποι ως slaves — ή εναλλάσσουν ρόλους, εφόσον αυτό υποστηρίζεται λογισμικά. [50]

Το SPI χρησιμοποιεί τέσσερις βασικές γραμμές:

- SCLK (Serial Clock): ρολόι συγχρονισμού από τον master
- MOSI (Master Out Slave In): γραμμή δεδομένων από master προς slave
- MISO (Master In Slave Out): γραμμή δεδομένων από slave προς master
- SS/CS (Slave Select / Chip Select): ενεργοποίηση του επιλεγμένου slave

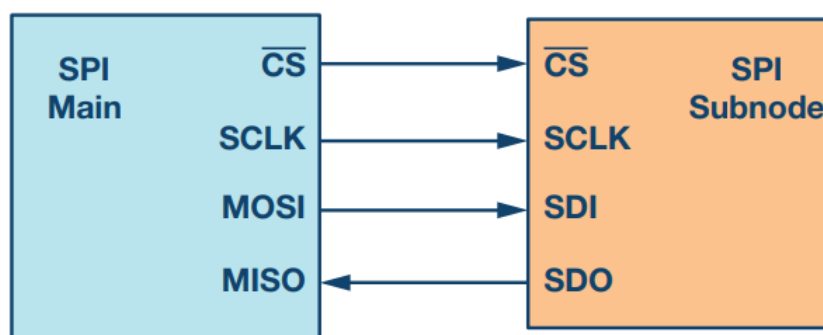


Figure 3.17 SPI configuration with main and a subnode.

Το πρωτόκολλο προσφέρει υψηλές ταχύτητες (έως δεκάδες MHz), πλήρως αμφίδρομη (full-duplex) επικοινωνία και πολύ απλή υλοποίηση. Ωστόσο, δεν υποστηρίζει εγγενώς διευθυνσιοδότηση, και απαιτεί ξεχωριστή γραμμή CS για κάθε slave, γεγονός που μπορεί να περιορίσει τη χρήση του σε πολύπλοκα δίκτυα με πολλές συσκευές.

I²C (Inter-Integrated Circuit)

Το I²C είναι ένα σύγχρονο σειριακό πρωτόκολλο επικοινωνίας δύο καλωδίων, που αναπτύχθηκε από την Philips (νυν NXP). Σε αντίθεση με το SPI, το I²C σχεδιάστηκε για πολυ-συσκευή (multi-master/multi-slave) επικοινωνία, υποστηρίζοντας εγγενώς διευθυνσιοδότηση και απαιτώντας μόνο δύο γραμμές για τη μετάδοση: [51]

- SCL (Serial Clock Line): γραμμή ρολογιού

- SDA (Serial Data Line): γραμμή δεδομένων (αμφίδρομη)

Το πρωτόκολλο αυτό προσφέρει απλοποίηση καλωδίωσης, ειδικά σε κυκλώματα με πολλούς αισθητήρες ή περιφερειακές μονάδες. Ωστόσο, είναι πιο περίπλοκο από το SPI όσον αφορά την υλοποίηση, καθώς περιλαμβάνει μηχανισμούς διευθυνσιοδότησης, ελέγχου πρόσβασης στον διάυλο, και σήματα επιβεβαίωσης (acknowledgment), καθιστώντας το λιγότερο ευέλικτο σε εφαρμογές υψηλών ταχυτήτων.

Κάθε μετάδοση δεδομένων στο I²C οργανώνεται σε data frames, τα οποία περιλαμβάνουν τα εξής βασικά στοιχεία [51][52]:

1. Start condition (ειδική μετάβαση στη γραμμή SDA)
2. 7- ή 10-bit διεύθυνση slave + bit εγγραφής/ανάγνωσης
3. Acknowledge bit από τον παραλήπτη
4. Δεδομένα 8-bit (μετά από κάθε byte ακολουθεί acknowledge)
5. Stop condition (σήμα τέλους επικοινωνίας)

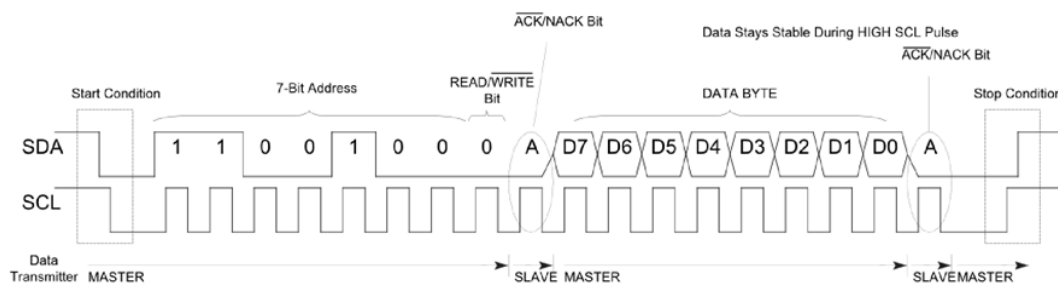


Figure 3.18 Successful I2C Write Byte Transmission

Οι ταχύτητες μετάδοσης ποικίλλουν ανάλογα με τη λειτουργία:

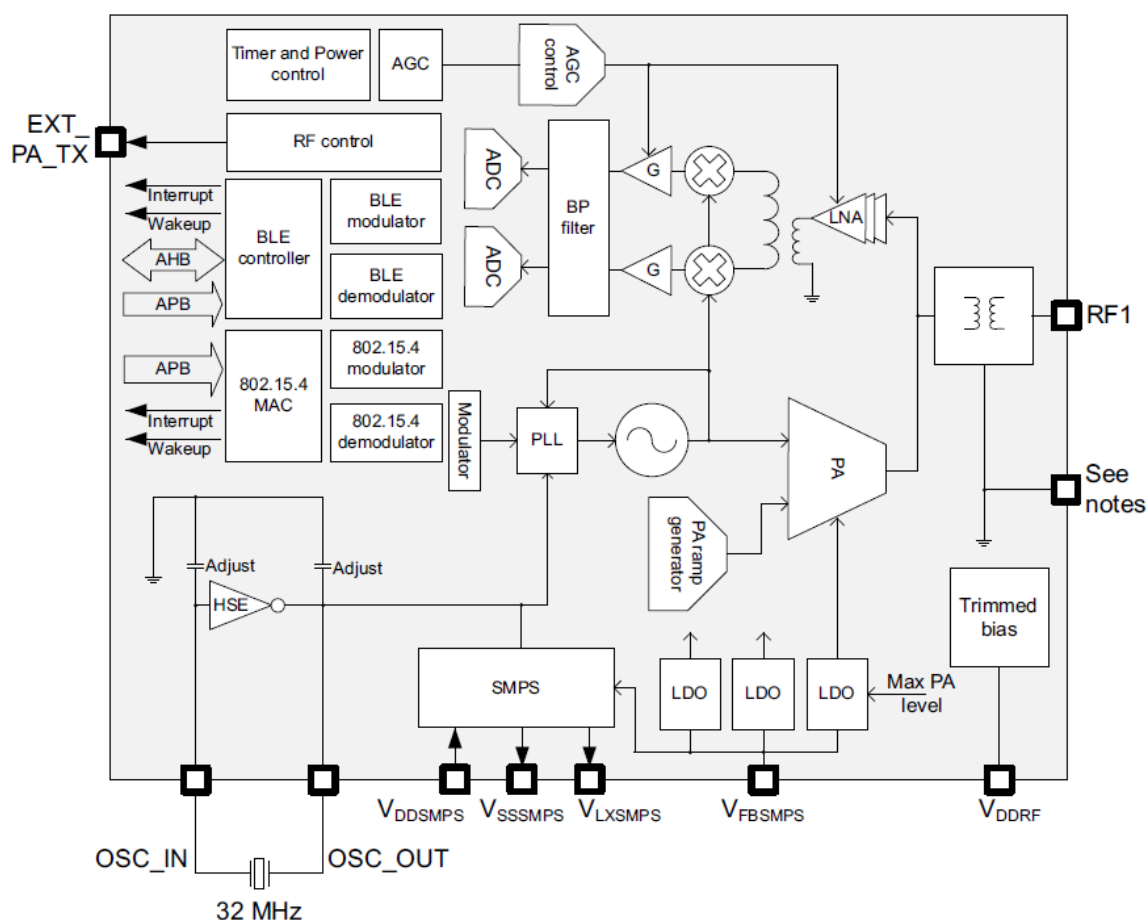
- Standard mode (100 kbps)
- Fast mode (400 kbps)
- Fast mode plus (1 Mbps)
- High-speed mode (3.4 Mbps)

Η χρήση pull-up αντιστάσεων στις γραμμές SDA και SCL είναι απαραίτητη για την ορθή λειτουργία του διαύλου, καθώς το I²C βασίζεται σε open-drain/collector διαμόρφωση.

Ασύρματη Επικοινωνία

Ο μικροελεγκτής STM32WB, όπως αναφέρθηκε παραπάνω, διαθέτει έναν δεύτερο πυρήνα ειδικά σχεδιασμένο για τη διαχείριση ασύρματης συνδεσιμότητας, ο οποίος συνεργάζεται με τον κύριο πυρήνα της εφαρμογής για

την ολοκληρωμένη υποστήριξη ασύρματων πρωτοκόλλων. Παράλληλα, ενσωματώνει το απαραίτητο RF Front-End, επιτρέποντας την απευθείας ασύρματη επικοινωνία χωρίς πρόσθετο εξωτερικό υλικό. [45]



Notes:

- UFQFPN48 and VFQFPN68: V_{SS} through exposed pad, and V_{SSRF} pin must be connected to ground plane
- WLCSP100 and UFBGA129: V_{SSRF} pins must be connected to ground plane

MS45477V6

Figure 3.19 RF Front-End Block Diagram

Ο μικροελεγκτής υποστηρίζει διάφορα ασύρματα πρωτόκολλα που λειτουργούν στη ζώνη συχνοτήτων των 2.4 GHz ISM (Industrial, Scientific and Medical), όπως τα Bluetooth Low Energy (BLE), Zigbee, Thread και IEEE 802.15.4, προσφέροντας ευελιξία και συμβατότητα με πλήθος εφαρμογών ασύρματης επικοινωνίας.

Τα πρωτόκολλα Zigbee και Thread βασίζονται στο πρότυπο IEEE 802.15.4, το οποίο προσφέρει χαμηλές ταχύτητες μετάδοσης έως και 250 Kbps. Αντίθετα, το Bluetooth Low Energy (BLE) υποστηρίζει ταχύτητες μετάδοσης έως και 2 Mbps, προσφέροντας σημαντικά υψηλότερο ρυθμό δεδομένων χωρίς να παραβλέπεται η χαμηλή κατανάλωση ισχύος. [53]

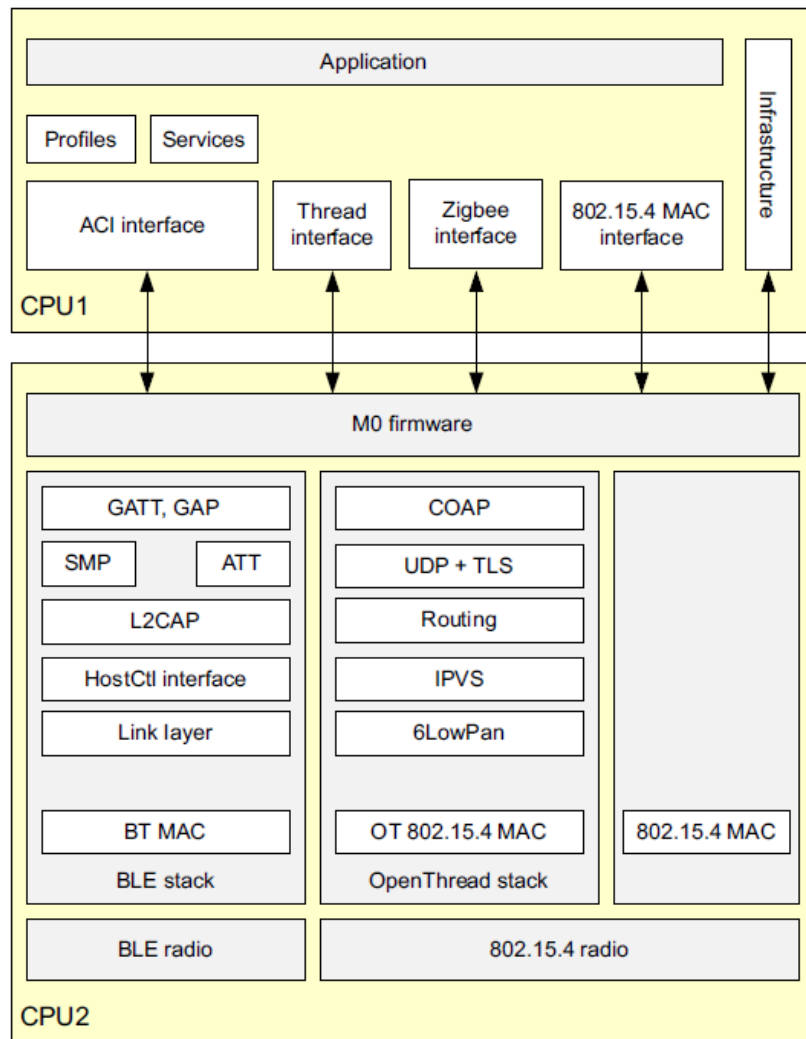


Figure 3.20 STM32WB55 Supported Protocols

Αν και το Bluetooth Low Energy (BLE) υποστηρίζει ταχύτητα μετάδοσης έως και 2 Mbps, το πραγματικό ωφέλιμο εύρος ζώνης (throughput) είναι μικρότερο, κυρίως λόγω του πρωτοκολλικού overhead. Επιπλέον, η αποστολή δεδομένων δεν είναι συνεχής αλλά περιορίζεται από το connection interval, δηλαδή το χρονικό διάστημα μεταξύ δύο στιγμών όπου επιτρέπεται η επικοινωνία μεταξύ των συσκευών. Το ελάχιστο connection interval είναι 7.5 ms, γεγονός που σημαίνει ότι τα δεδομένα στο BLE δεν μεταδίδονται σε πραγματικό χρόνο, και ενδέχεται να παρουσιάζουν καθυστέρηση ανάλογα με τη ρύθμιση του διαστήματος αυτού.[53]

Ωστόσο, η αρχιτεκτονική του STM32WB διαχωρίζει τα ανώτερα στρώματα του πρωτοκόλλου BLE (όπως τα προφίλ και τις εφαρμογές), τα οποία εκτελούνται στον κύριο πυρήνα (CPU1), από τα υποσυστήματα πραγματικού χρόνου του BLE, όπως το link layer και το physical layer, τα οποία εκτελούνται σε επίπεδο υλικού από τον δεύτερο πυρήνα (CPU2)[54].

Η ST δίνει τη δυνατότητα άμεσης αξιοποίησης της αρχιτεκτονικής του STM32WB μέσω του BLE Low Level Driver (LLD), ο οποίος επιτρέπει την

αποστολή και λήψη πακέτων σε μορφή BLE radio χωρίς της μεσολάβηση της πλήρης BLE στοίβας. Το BLE LLD δεν αποτελεί μέρος του προτύπου, αλλά υλοποιείται ως ιδιόκτητο επίπεδο πρόσβασης (proprietary abstraction layer), παρέχοντας άμεση αλληλεπίδραση με το radio interface. Η προσέγγιση αυτή επιτρέπει την ταχύτερη και πιο ευέλικτη ανταλλαγή δεδομένων, απαλλαγμένη από το πρωτοκολλικό overhead και τους χρονικούς περιορισμούς που εισάγει η τυπική στοίβα του BLE.[55]

Για να είναι εφικτή η παραπάνω προσέγγιση, η ασύρματη επικοινωνία πρέπει να πραγματοποιείται μεταξύ μικροελεγκτών STM32WB που υποστηρίζουν το ίδιο ιδιόκτητο επίπεδο πρόσβασης (BLE LLD).

3.3 Σχεδίαση Πλακέτας αξιολόγησης

Η ανάπτυξη μιας πλακέτας αξιολόγησης που εμπεριέχει μόνο τα σχεδιασμένα AFE θα απλουστεύσει τον πειραματισμό και θα βοηθήσει στην ορθή αξιολόγηση τους. Με αυτόν τον τρόπο θα γίνει εμπεριστατωμένα επιλογή του κατάλληλου AFE για την μέτρηση 64 καναλιών του τελικού συστήματος.

Ακόμα, με σκοπό να επιταχυνθεί η διαδικασία σχεδίασης της πλακέτας δοκιμών, αυτή σχεδιάστηκε σε μορφή επέκτασης (shield) για πλακέτες ανάπτυξης STM32 Nucleo και πιο συγκεκριμένα για το STM32 Nucleo WB55RG.

Η χρήση του Nucleo ως βάση παρέχει επιπλέον πλεονεκτήματα, όπως έτοιμη υποδομή τροφοδοσίας, δυνατότητες αποστολής/λήψης δεδομένων και συμβατότητα με πλήθος εργαλείων ανάπτυξης της STMicroelectronics.

3.3.1 Επισκόπηση Σχηματικού διαγράμματος

Για τον σχεδιασμό της πλακέτας χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό Altium Designer PCB και EDA.

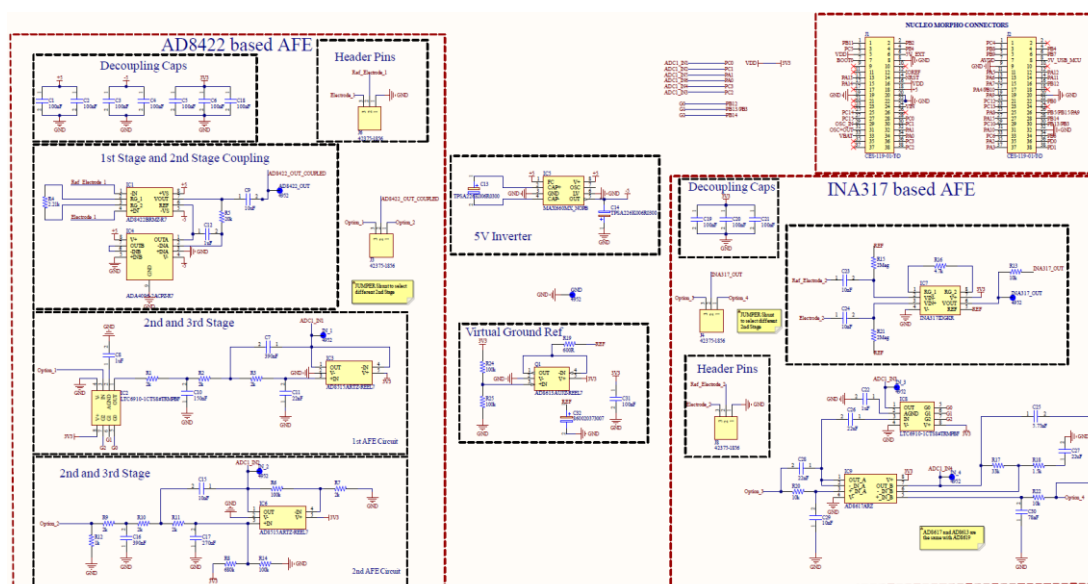


Figure 3.21 EMG AFEs Board Schematic

Αρχικά, είναι σημαντικό να καθοριστούν οι διεπαφές της πλακέτας με το Nucleo, όπως φαίνεται στους παρακάτω female Morpho connectors. Το pinout μπορεί εύκολα να βρεθεί στο αντίστοιχο εγχειρίδιο χρήσης της πλακέτας Nucleo [44].

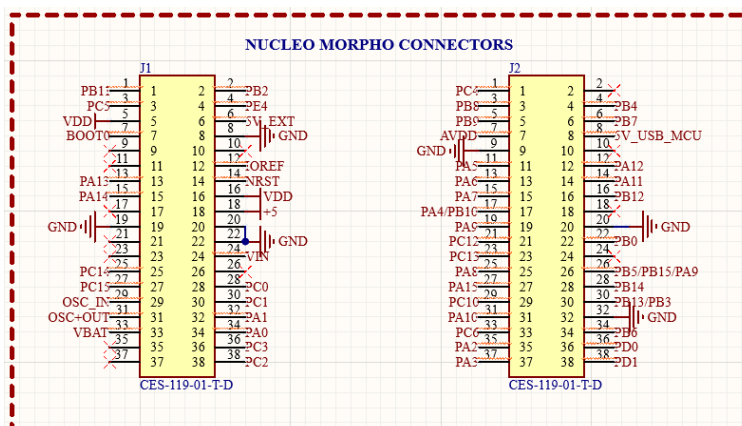


Figure 3.22 STM32WB Nucleo Female Morpho Connectors

Για τα EMG AFE που είναι βασισμένο στον ενισχυτή οργανολογίας AD8422 χρειάζεται δημιουργία αρνητικής τάσης τροφοδοσίας. Για αυτόν τον λόγο χρησιμοποιήθηκε μετατροπέας DC-DC τύπου charge pump σε διαμόρφωση inverter ώστε να αντιστρέψει την τάση των +5 V που παρέχει η πλακέτα Nucleo.

Οι μετατροπείς charge pump χρησιμοποιούν πυκνωτές και διακοπτικά στοιχεία που λειτουργούν σε συγκεκριμένη διακοπτική συχνότητα. Μέσω της εναλλαγής φορτίου μεταξύ των πυκνωτών, επιτυγχάνεται είτε ο πολλαπλασιασμός είτε η αντιστροφή της τάσης εισόδου [46]. Για την επίτευξη υψηλής απόδοσης κατά την εναλλαγή φορτίου είναι σημαντικό να χρησιμοποιηθούν πυκνωτές με χαμηλή ESR (Equivalent Series Resistor) όπως ηλεκτρολυτικοί πυκνωτές τανταλίου.

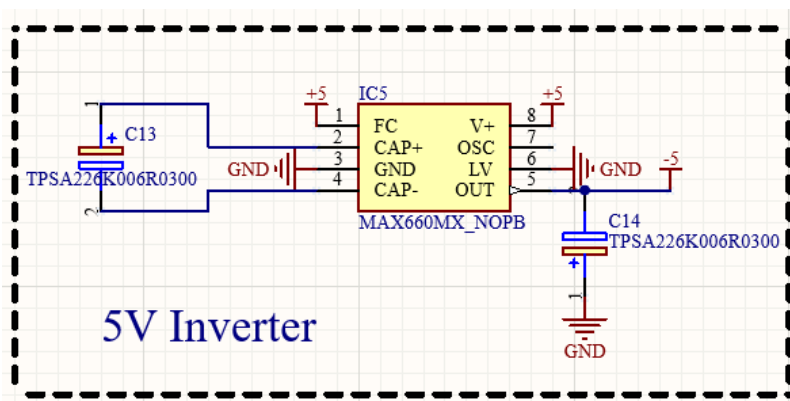


Figure 3.23 Charge Pump Inverter

Τα σχηματικά για τα AFE κυκλώματα, βασισμένων στους ενισχυτές AD8422 και INA317, είναι πανομοιότυπα με αυτά των προσομοιώσεων. Η βασική διαφοροποίηση εντοπίζεται στην υλοποίηση, καθώς παρέχετε η δυνατότητα επιλογής μεταξύ κυκλώματος με τον προγραμματιζόμενο ενισχυτή ή σταθερού κέρδους, μέσω της χρήσης jumper shunts στα αντίστοιχα pins των υποδοχών: J3 για τον AD8422 και J5 για τον INA317.

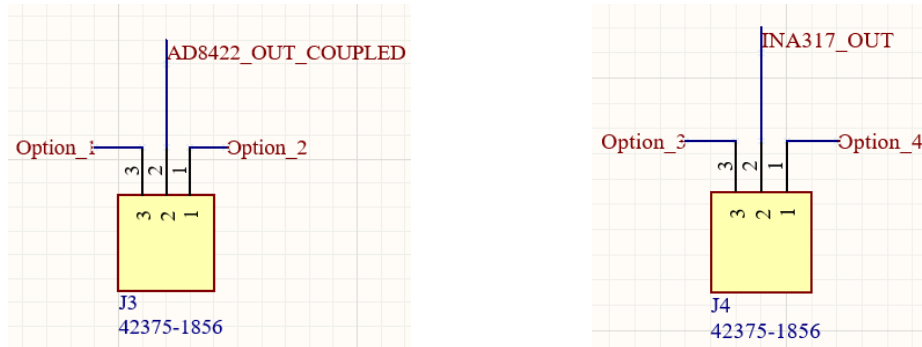


Figure 3.24 Selection between PGA and Fixed Gain circuits

Παρόμοιοι υποδοχείς θα χρησιμοποιηθούν για την σύνδεση των πειραματικών ηλεκτροδίων με την πλακέτα μέσω jumper wires.

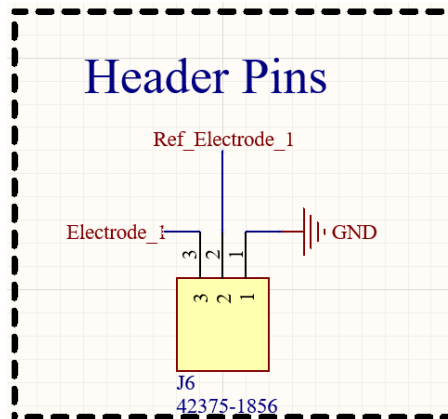


Figure 3.25 Electrode Header Pins

Για την δημιουργία του επιπέδου αναφοράς (REF) του ενισχυτή INA317 στο μέσο της τροφοδοσίας χρησιμοποιήθηκε ένας επιπλέον τελεστικός ενισχυτής σε συνδεσμολογία buffer. Η χρήση του buffer κρίνεται απαραίτητη, καθώς το REF pin του ενισχυτή διαθέτει πεπερασμένη αντίσταση εισόδου, και επομένως η τροφοδότηση του σημείου αυτού πρέπει να γίνεται από πηγή χαμηλής αντίστασης εξόδου.

Επιπλέον, στην έξοδο του buffer έχει προστεθεί ένα χαμηλοπερατό φίλτρο τύπου RC, με μικρή αντίσταση 600 Ω, για μείωση τυχόν θορύβου ή παρεμβολών από το επίπεδο τροφοδοσίας.

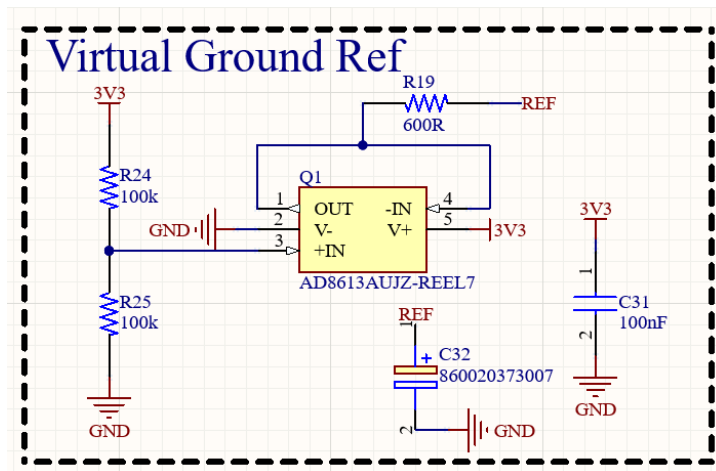


Figure 3.26 Reference Buffer

3.3.2 Επισκόπηση σχεδιασμού PCB

Η απόφαση να υλοποιηθούν τα κυκλώματα σε πλακέτα επέκτασης συμβατή με το STM32 Nucleo καθορίζει ουσιαστικά τις συνολικές διαστάσεις της πλακέτας. Λαμβάνοντας υπόψη τον αριθμό των εξαρτημάτων και τις καθορισμένες διαστάσεις, η τοποθέτηση των εξαρτημάτων καθώς και η επιλογή της μορφολογίας τους (packaging) παρουσιάζουν σημαντική ευελιξία. Αυτό επιτρέπει την αποτελεσματική αξιοποίηση του διαθέσιμου χώρου και τη διευκόλυνση της σχεδίασης.

Design Rules

Ένα από τα πιο σημαντικά βήματα κατά το σχεδιασμό μιας διάταξης PCB είναι η προσαρμογή της στις δυνατότητες και τους περιορισμούς της μετέπειτα κατασκευαστικής διαδικασίας. Για αυτόν τον σκοπό, απαιτείται μια λεπτομερής μελέτη των τεχνικών προδιαγραφών κάθε μεμονωμένου κατασκευαστή, προκειμένου να διασφαλιστεί ότι υπάρχει συμμόρφωση του σχεδιασμού με τα εργαλεία, τις διαδικασίες και τους περιορισμούς παραγωγής που είναι διαθέσιμοι. Η ρύθμιση κατάλληλων παραμέτρων σχεδιασμού (κανόνες σχεδίασης) στα αρχικά στάδια ανάπτυξης είναι ωφέλιμη για την αποφυγή σφαλμάτων, μειώνοντας τις πιθανότητες ασυμβατότητας και βελτιώνοντας την ποιότητα και την οικονομική αποδοτικότητα του τελικού προϊόντος.

Οι κανόνες σχεδίασης περιλαμβάνουν παραμέτρους όπως το πλάτος των γραμμών και ελάχιστες αποστάσεις μεταξύ γραμμών, ακροδεκτών και vias, με στόχο την αξιόπιστη μετάδοση των σημάτων χωρίς παραμορφώσεις ή ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές. Η σωστή εφαρμογή αυτών των κανόνων είναι

καθοριστική για τη διατήρηση της ποιότητας του σήματος και τη συνολική ηλεκτρική απόδοση του κυκλώματος.

Στον ακόλουθο πίνακα παρουσιάζονται οι βασικότεροι κανόνες που καθορίστηκαν και τηρήθηκαν κατά τον σχεδιασμό της συγκεκριμένης πλακέτας.

Pad/Track to Track clearance	4mils/0.1mm
Via to Track clearance	8mils/0.2mm
Track to Copper clearance	4mils/0.1mm
Via/Pad to Copper clearance	10mils/0.254mm
SMD Pad to Pad clearance	0.15mm
Min/Preferred/Max Track Width	7mils/10mils/20mils
Hole to Hole/Track	0.2mm
Min/Preferred Hole Size	0.2mm/0.380mm
Min/Preferred Hole Diameter	0.35mm/0.635mm

Table 3.5 EMG AFE Evaluation Board Design Rules

Layer Stack-up

Για επιπλέον διευκόλυνση κατά τη σχεδίαση, επιλέχθηκε η υλοποίηση της πλακέτας σε τέσσερα στρώματα, επιλογή που προσφέρει καλύτερα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά και ευκολότερη διάταξη κυκλωμάτων σε σύγκριση με μια πλακέτα δύο στρωμάτων, με ελάχιστη διαφορά στο κόστος κατασκευής.

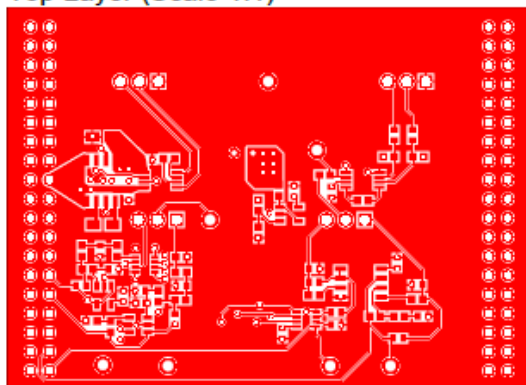
Η ιδιαιτερότητα της συγκεκριμένης πλακέτας είναι ότι φιλοξενεί δύο ηλεκτρικά ανεξάρτητα κυκλώματα: το ένα βασισμένο στον AD8422 και το άλλο στον INA317. Στην περίπτωση του INA317, απαιτείται η ύπαρξη επιπέδου αναφοράς (REF plane) με χαμηλή αντίσταση, προκειμένου να διατηρηθεί το υψηλό CMRR κατά την λειτουργία του instrumentation amplifier.

Το layer stack-up που υλοποιήθηκε παρουσιάζεται παρακάτω:

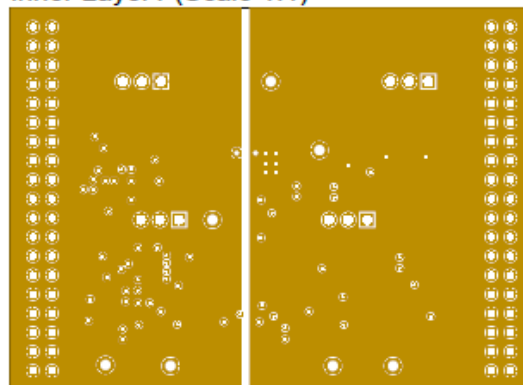
- Top layer: Signal/GND
- Inner Layer1: GND/REF ($V_{cc}/2$)
- Inner Layer2: VCC
- Bottom Layer: Signal/GND

Στα Top και Bottom layers εφαρμόστηκε GND pour, με στόχο την βελτίωση της ηλεκτρικής συμπεριφοράς της πλακέτας.

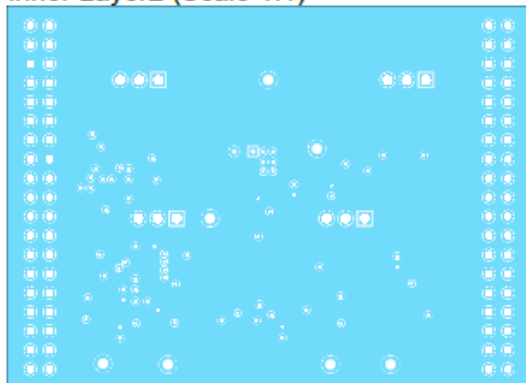
Top Layer (Scale 1:1)



Inner Layer1 (Scale 1:1)



Inner Layer2 (Scale 1:1)



Bottom Layer (Scale 1:1)

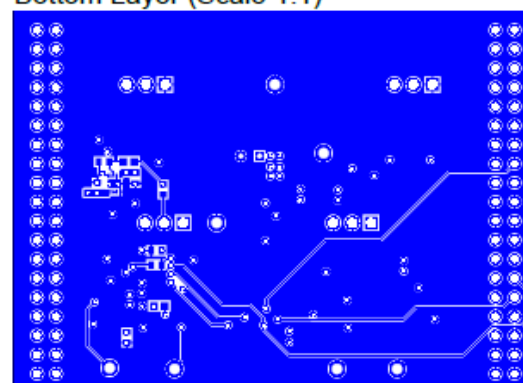
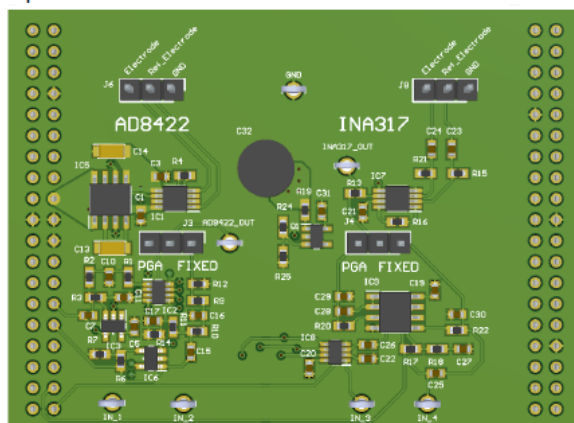


Figure 3.27 EMG AFE Evaluation Board layout

Η τοποθέτηση των εξαρτημάτων πραγματοποιήθηκε με τέτοιο τρόπο ώστε τα κυκλώματα του AD8422 και του INA317 να είναι σαφώς διαχωρισμένα και τοποθετημένα σε απόσταση μεταξύ τους, ώστε να αποφεύγεται η αμοιβαία ηλεκτρική ή ηλεκτρομαγνητική παρεμβολή. Για λόγους μείωσης του κόστους συναρμολόγησης, τα περισσότερα εξαρτήματα τοποθετήθηκαν στο top layer. Τα λίγα εξαρτήματα που τοποθετήθηκαν στο bottom layer για λόγους βελτιστοποίησης του layout, κολλήθηκαν χειροκίνητα σε δεύτερο στάδιο.

Στο ακόλουθο σχήμα παρουσιάζεται η πλακέτα που υλοποιήθηκε.

Top View



Bottom View

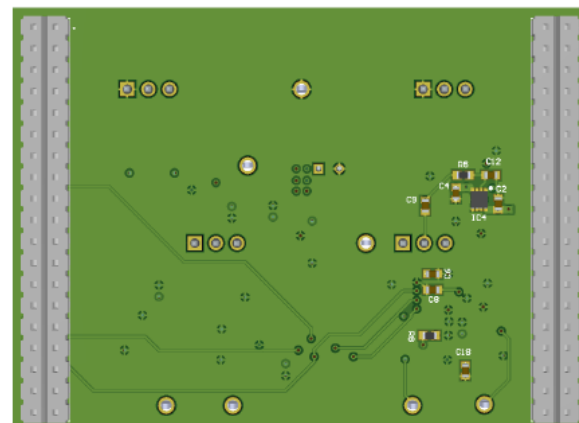


Figure 3.28 EMG Evaluation Board realistic view

3.4 Πειραματική Αξιολόγηση

Η εξαγωγή των αποτελεσμάτων πραγματοποιήθηκε με τη χρήση κλειστού λογισμικού (firmware) συλλογής δεδομένων που εκτελείται στον μικροελεγκτή STM32WB55. Το λογισμικό αυτό επιτρέπει τη ρύθμιση της συχνότητας δειγματοληψίας καθώς και την επιλογή των κερδών των προγραμματιζόμενων ενισχυτών. Η επικοινωνία με τον υπολογιστή και το αντίστοιχο λογισμικό απεικόνισης των καταγεγραμμένων σημάτων πραγματοποιείται μέσω του πρωτοκόλλου USB.

Κατά την ανάλυση των καταγεγραμμένων σημάτων, παρατηρήθηκε ότι το 4ο κύκλωμα παρουσίαζε ασταθή ταλάντωση γύρω από τη συχνότητα αποκοπής του δευτέρου βαθμού χαμηλοπερατού φίλτρου. Η ασταθής αυτή συμπεριφορά εκδηλώνεται με κορεσμό του τελεστικού ενισχυτή στο στάδιο του φίλτρου, όταν ενισχύεται το σήμα ή ο θόρυβος στην περιοχή της συγκεκριμένης συχνότητας.

Το φαινόμενο αυτό αποδόθηκε σε ανοχές (tolerances) των παθητικών εξαρτημάτων (αντιστάσεις και πυκνωτές) που χρησιμοποιήθηκαν στο φίλτρο. Οι διακυμάνσεις στις τιμές των στοιχείων μπορεί να μετατοπίσουν τη συχνότητα αποκοπής ή να ενισχύσουν υπερβολικά το gain στο σημείο συντονισμού, μεταβάλλοντας το peak του διαγράμματος Bode και καθιστώντας το φίλτρο ευάλωτο σε κορεσμό. Συνεπώς, ακόμα και μικρές αποκλίσεις στις τιμές των εξαρτημάτων είναι ικανές να επηρεάσουν την ευστάθεια του κυκλώματος και την ακρίβεια της απόκρισης συχνότητας, ειδικά όταν πρόκειται για ενεργά φίλτρα δεύτερης τάξης.

Για την αντιμετώπιση του φαινομένου, πραγματοποιήθηκε ήπια τροποποίηση των τιμών των αντιστάσεων στο φίλτρο, με στόχο την αύξηση του συντελεστή απόσβεσης. Με αυτόν τον τρόπο περιορίστηκε η ένταση του peak στη συχνοτική απόκριση, διασφαλίζοντας ότι ακόμη και με τις ανοχές των εξαρτημάτων, το φίλτρο παραμένει εντός των ορίων σταθερής λειτουργίας, χωρίς εμφάνιση κορεσμού ή ταλαντώσεων.

3.4.1 Πειραματική Σύγκριση Θορύβου AFE

Μετά τη διόρθωση του προβλήματος ευστάθειας του φίλτρου, πραγματοποιήθηκε πειραματική σύγκριση της απόδοσης των AFE με σταθερό κέρδος ανάμεσα σε AD8422 και INA317, με στόχο την αξιολόγηση της συμπεριφοράς τους ως προς τον θόρυβο.

Για την εξαγωγή αποτελεσμάτων, οι είσοδοί τους γειώθηκαν, ώστε να απομονωθεί ο εσωτερικός θόρυβος του συστήματος από εξωτερικές παρεμβολές. Η συλλογή των δεδομένων πραγματοποιήθηκε με ρυθμό δειγματοληψίας 2 kHz και συνολική διάρκεια 10 δευτερολέπτων για κάθε ενισχυτή.

Τα δεδομένα επεξεργάστηκαν ώστε να υπολογιστεί ο θόρυβος αναφερόμενος στην είσοδο (input-referred noise), που αποτελεί κρίσιμο δείκτη ποιότητας για εφαρμογές καταγραφής βιοσημάτων, όπως το EMG.

Τα αποτελέσματα της σύγκρισης παρουσιάζονται στο παρακάτω σχήμα.

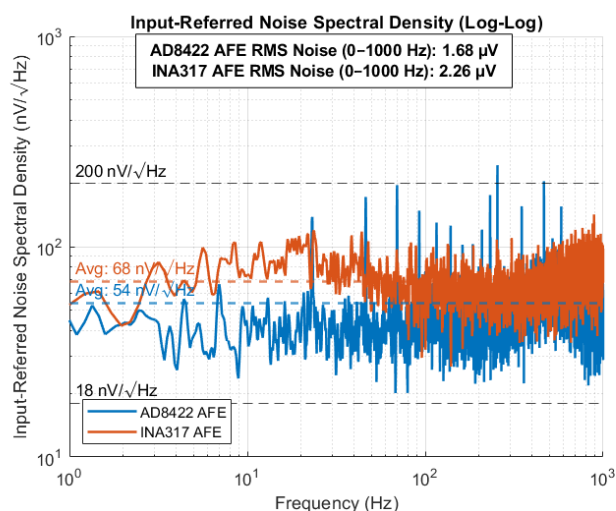


Figure 3.29 IRN Spectral Density

3.4.2 Καταγραφή EMG Σημάτων

Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις διπολικών EMG σημάτων στον καμπτήρα του καρπού (*flexor carpi radialis*) με χρήση αναλώσιμων ηλεκτροδίων τύπου Ag/AgCl όπως φαίνονται στο παρακάτω σχήμα. Η συχνότητα δειγματοληψίας παρέμεινε στα 2 kHz.



Figure 3.30 Disposable Ag/AgCl Electrodes

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων απεικονίζονται στα παρακάτω διαγράμματα.

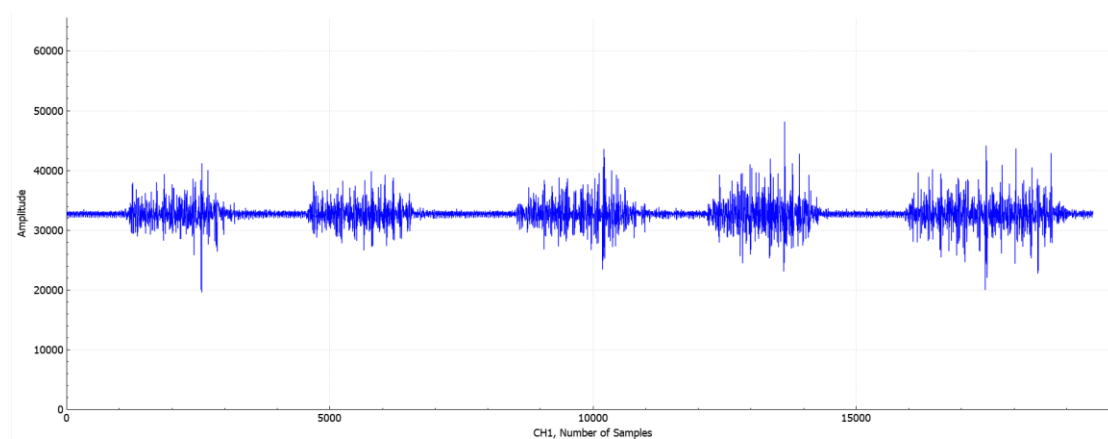


Figure 3.31 Circuit 1 with 500V/V Gain

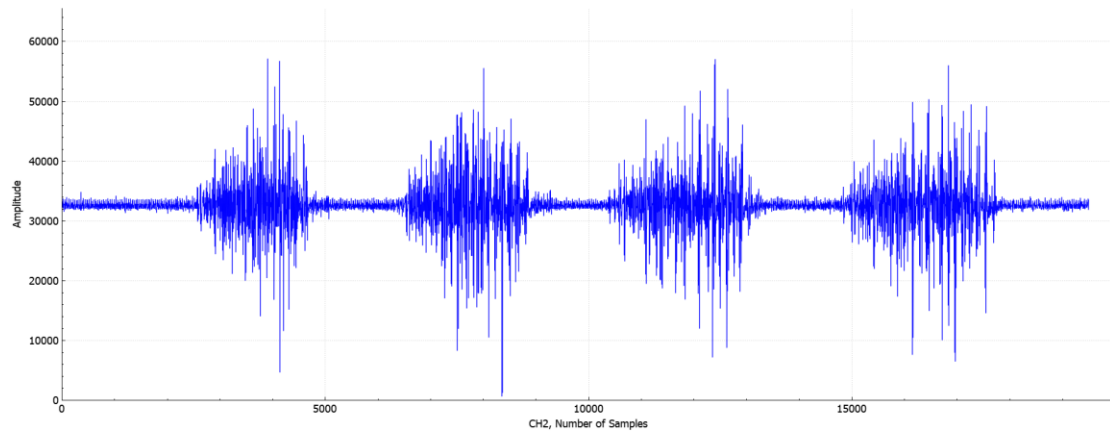


Figure 3.32 Circuit 2 with 1000 V/V Gain

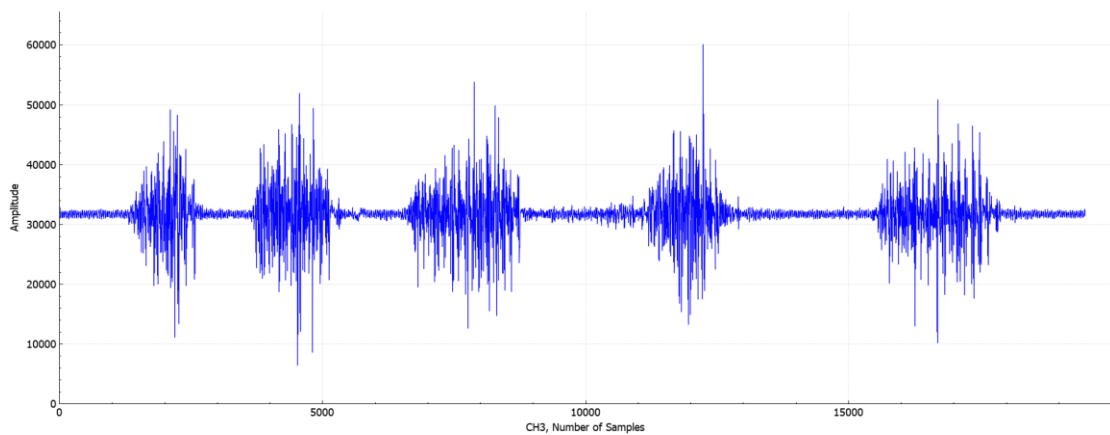


Figure 3.33 Circuit 3 with 1000 V/V Gain

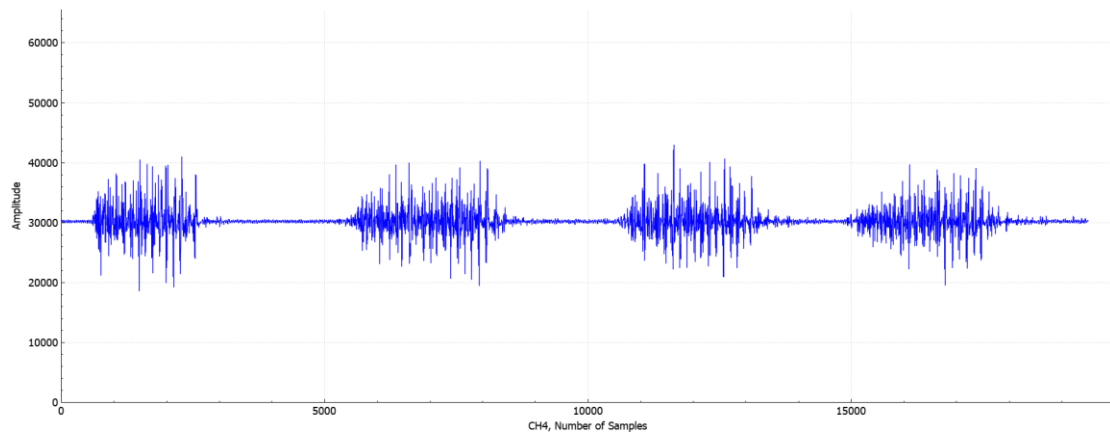


Figure 3.34 Circuit 4 with 500 V/V Gain

Από την ανάλυση των διαγραμμάτων παρατηρείται ότι το κέρδος 500 V/V είναι επαρκές για την αξιόπιστη καταγραφή σημάτων EMG. Επιπλέον, δεν εντοπίζεται πρόβλημα κοινού θορύβου (common-mode noise) σε κανένα από τα κυκλώματα.

3.4.3 Τελική Επιλογή AFE

Αν και το INA317 παρουσίασε ελαφρώς υποδεέστερη απόδοση ως προς τον θόρυβο σε σύγκριση με το AD8422, επιλέχθηκε τελικά για την υλοποίηση του

πολυκάναλου συστήματος. Η απόφαση αυτή βασίστηκε κυρίως σε παράγοντες κόστους και ολοκλήρωσης του σχεδιασμού. Πιο συγκεκριμένα, η λύση με το AD8422 θα είχε κόστος περίπου 6,21 € ανά κανάλι, ενώ η αντίστοιχη με το INA317 το μειώνει στα 2,15 € ανά κανάλι. Επιπλέον, η σχεδίαση με INA317 απαιτεί μικρότερο αριθμό εξαρτημάτων, γεγονός που αποτελεί πλεονέκτημα σε εφαρμογές με περιορισμούς χώρου.

Η τελική επιλογή έγινε, επομένως, με βάση μια ισορροπημένη αξιολόγηση μεταξύ απόδοσης, απλότητας και προσπάθειας υλοποίησης. Το INA317 κρίθηκε ως η καταλληλότερη λύση λόγω κόστους, μειωμένης πολυπλοκότητας και ευκολίας ενσωμάτωσης στη συνολική αρχιτεκτονική του συστήματος.

4 Σχεδίαση Συστήματος

4.1 Αρχιτεκτονική Συστήματος

Έχοντας προσδιορίσει πλέον το κατάλληλο EMG AFE, προχωρά ο σχεδιασμός του συνολικού συστήματος συλλογής δεδομένων EMG. Ο στόχος είναι η λήψη δεδομένων από 64 επιφανειακά ηλεκτρόδια EMG, καθώς και η καταγραφή δεδομένων κίνησης μέσω μιας IMU 9 αξόνων.

Για την υποστήριξη 64 καναλιών EMG, απαιτούνται 4 μικροελεγκτές, καθένας με δυνατότητα δειγματοληψίας 16 καναλιών ADC. Οπότε τελικά η αρχιτεκτονική του συστήματος που προκύπτει χωρίζεται σε 4 βασικά υποσυστήματα:

1. Κεντρικός υπολογιστής (PC)

Υπεύθυνος για την τελική λήψη δεδομένων από τα υποσυστήματα και την αξιοποίηση τους από διάφορους αλγορίθμους ελέγχου πραγματικού χρόνου του Project

2. Κύρια Πλακέτα (Master) DEM (Distributed Electronics Module)

Αποτελεί το κεντρικό σημείο συλλογής δεδομένων από την IMU καθώς και από τις επιμέρους Slave Πλακέτες. Αναλαμβάνει επίσης τον συγχρονισμό και την προώθηση των δεδομένων προς τον υπολογιστή μέσω ασύρματου ή ενσύρματου διαύλου.

3. Πλακέτες DEM Slaves

Κάθε πλακέτα slave διαχειρίζεται την καταγραφή 16 καναλιών EMG.

4. USB Dongle

Λειτουργεί ως γέφυρα ασύρματης επικοινωνίας μεταξύ της Master DEM πλακέτας και του υπολογιστή.

Ακόμη, για λόγους εφεδρείας στην λειτουργία του συστήματος αλλά και την ελαχιστοποίηση των USB καλωδίων θα προστεθεί ένα USB HUB στην Master Πλακέτα ώστε η συλλογή δεδομένων να μπορεί να γίνει και εξολοκλήρου μέσω του αξιόπιστου πρωτοκόλλου USB.

Στο ακόλουθο σχήμα παρουσιάζεται η αρχιτεκτονική του συστήματος:

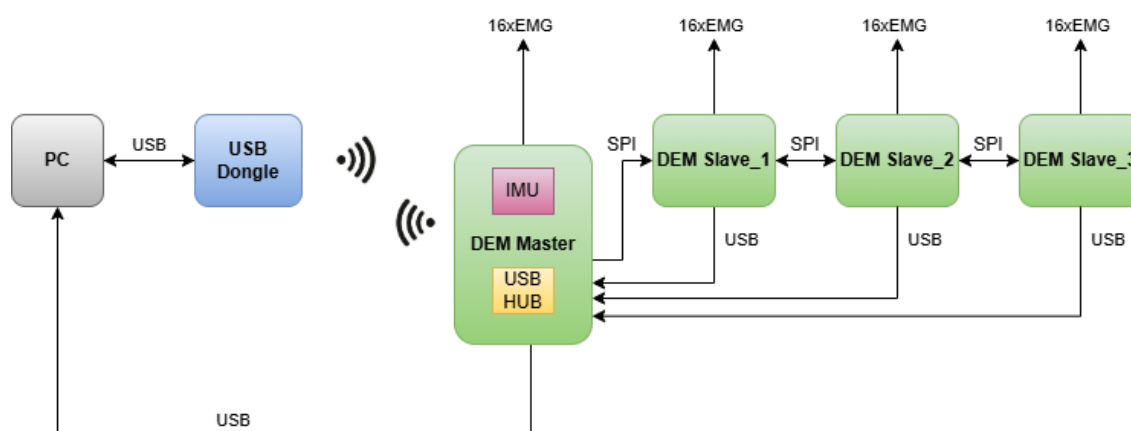


Figure 4.1 Architecture Overview

4.1.1 Αρχιτεκτονική IMU

Η συνεχής εξέλιξη και καινοτομία στον τομέα της συσκευασίας ηλεκτρονικών εξαρτημάτων έχει οδηγήσει στην ανάπτυξη της τεχνολογίας System in Package (SiP), η οποία επιτρέπει την ενσωμάτωση πολλαπλών ολοκληρωμένων κυκλωμάτων μέσα σε μία και μόνο συσκευασία.

Στο πλαίσιο αυτό, είναι πλέον σύνηθες μια μονάδα αδρανειακής μέτρησης (IMU) να περιλαμβάνει σε ένα ενιαίο πακέτο τόσο τους απαραίτητους αισθητήρες — επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο και μαγνητόμετρο — όσο και έναν ενσωματωμένο μικροελεγκτή, στον οποίο εκτελείται εξειδικευμένο λογισμικό επεξεργασίας και συγχώνευσης των δεδομένων.

Χαρακτηριστικό παράδειγμα τέτοιου SiP αποτελεί η IMU BNO086, η οποία επιλέχθηκε για τις ανάγκες της παρούσας εφαρμογής. Η εσωτερική αρχιτεκτονική και οι βασικές λειτουργικές μονάδες της BNO08X παρουσιάζονται στο ακόλουθο σχήμα:

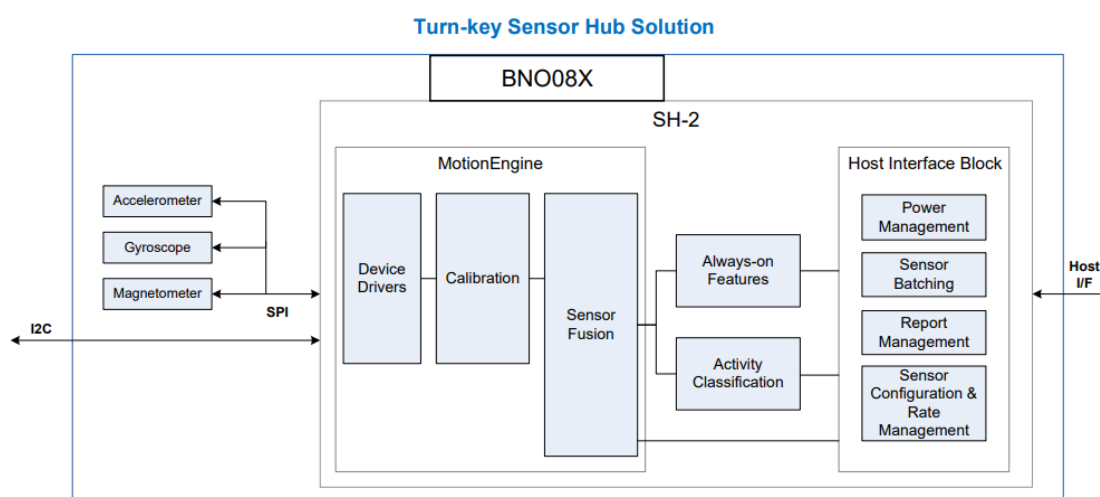


Figure 4.2 Functional block diagram of the BNO08X Sensor Hub solution

Το Sensor Hub-2 (SH-2) firmware που εκτελείται στον ενσωματωμένο μικροελεγκτή της IMU BNO086 υλοποιεί προηγμένους αλγορίθμους επεξεργασίας σήματος, επιτρέποντας την εκτίμηση πραγματικού χρόνου τρισδιάστατου προσανατολισμού (3D orientation), διεύθυνσης (heading), καθώς και βαθμονομημένων μετρήσεων επιτάχυνσης και γωνιακής ταχύτητας. [58][57]

Για τις ανάγκες επικοινωνίας με τον εξωτερικό μικροελεγκτή της Master πλακέτας STM32WB55, προτείνεται η χρήση διαύλου I²C ως η πιο συνηθής μέθοδος διασύνδεσης.

4.1.2 IMU Orientation Outputs

Η IMU υποστηρίζει πολλές επιλογές εξόδων προσανατολισμού με διαφορετικά χαρακτηριστικά και επιδόσεις. Παρακάτω παρουσιάζονται συνοπτικά οι βασικές έξοδοι:

- **Geomagnetic Rotation Vector**

Παράγει quaternion προσανατολισμού αναφορικά με τον μαγνητικό βορρά και τη βαρύτητα. Χρησιμοποιεί μόνο το επιταχυνσιόμετρο και το μαγνητόμετρο, αποκλείοντας το γυροσκόπιο για μείωση της κατανάλωσης ενέργειας. Ωστόσο, αυτό συνεπάγεται χαμηλότερη απόκριση και αυξημένα σφάλματα σε μεταβαλλόμενα μαγνητικά πεδία.

- **Game Rotation Vector**

Παράγει quaternion χωρίς αναφορά στην κατεύθυνση (yaw), αλλά με pitch και roll που βασίζονται στη βαρύτητα. Χρησιμοποιεί επιταχυνσιόμετρο και γυροσκόπιο, παραλείποντας το μαγνητόμετρο. Είναι ιδανικό για εφαρμογές όπου προτιμάται η ομαλότητα στην κίνηση παρά η ακρίβεια στην κατεύθυνση όπως VR Gaming.

- **Gyro Rotation Vector**

Προσανατολισμός βασισμένος κυρίως στο γυροσκόπιο, κατάλληλος για εφαρμογές που απαιτούν πολύ υψηλό ρυθμό ενημέρωσης (έως 1 kHz). Μπορεί να ρυθμιστεί ώστε να λειτουργεί είτε με είτε χωρίς το μαγνητόμετρο. Αν και προσφέρει χαμηλή καθυστέρηση, έχει αυξημένη πιθανότητα μακροπρόθεσμης απόκλισης.

- **Rotation Vector**

Η πιο ακριβής εκτίμηση προσανατολισμού που προσφέρει η IMU. Προκύπτει από συγχώνευση δεδομένων και των τριών αισθητήρων (επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο, μαγνητόμετρο), και δίνει quaternion προσανατολισμού αναφορικά με τον μαγνητικό βορρά και τη βαρύτητα. Το μαγνητόμετρο μειώνει την απόκλιση (drift) στο yaw, ενώ το γυροσκόπιο παρέχει υψηλή απόκριση.

Τέλος γίνεται αναφορά στα δυνατά data rates των παραπάνω εξόδων τα οποία παρουσιάζονται στο παρακάτω πίνακάκι. [58]

Composite Sensor	Maximum Data Rates (Hz)
Gyro Rotation Vector	1000
Rotation Vector	400
Game Rotation Vector	400
Geomagnetic Rotation Vector	90

Table 4.1 Maximum Sensor Rates

4.2 Σχεδιασμός Υλικού

4.2.1 Επισκόπηση σχηματικών διαγραμμάτων

Ο διαχωρισμός μεταξύ Master και Slave πλακετών παρουσιάζει μόνο μικρές διαφορές σε επίπεδο σχεδίασης, καθώς το αρχικό μοντέλο ανάπτυξης βασίστηκε στην Master πλακέτα. Κατά τον σχεδιασμό υλοποιήθηκε ένα ιεραρχικό μοντέλο καταγραφής σχηματικών, το οποίο συνέλαβε ουσιαστικά στην οργάνωση και διαχείριση των επιμέρους αρθρωτών (modular) κυκλωμάτων. Η ιεραρχική αυτή

Master Πλακέτα

Όπως φαίνεται στο παραπάνω σχήμα, το σχηματικό διάγραμμα της Master πλακέτας αποτελείται από τα επιμέρους κυκλώματα:

- Σχηματικό διάγραμμα τροφοδοσίας
- Σχηματικό διάγραμμα USB Hub
- Σχηματικό διάγραμμα MCU
- Σχηματικά διαγράμματα EMG AFE
- Σχηματικό διάγραμμα IMU
- Σχηματικό διάγραμμα εξωτερικού ADC (δεν θα εξετασθεί στην παρούσα διπλωματική και προστέθηκε για μελλοντική επεκτασιμότητα του project)
- Σχηματικό διάγραμμα εξωτερικών συνδέσεων και διεπαφών

Σχηματικό διάγραμμα τροφοδοσίας

71

ανεξάρτητα κανάλια εξόδου (TPS7A87 της εταιρείας Texas Instruments) και ένα φίλτρο αποκοπής υψηλού θορύβου τύπου «π» (pi filter) με φερρίτη, στην είσοδο του[55]. Η χρήση δικάνελου LDO επιτρέπει τον διαχωρισμό της τροφοδοσίας μεταξύ των ψηφιακών και των αναλογικών τμημάτων της πλακέτας, παρέχοντας στα αναλογικά υποκυκλώματα καθαρή και σταθερή τάση, απαλλαγμένη από θόρυβο και διακυμάνσεις που προέρχονται από την ψηφιακή λειτουργία.

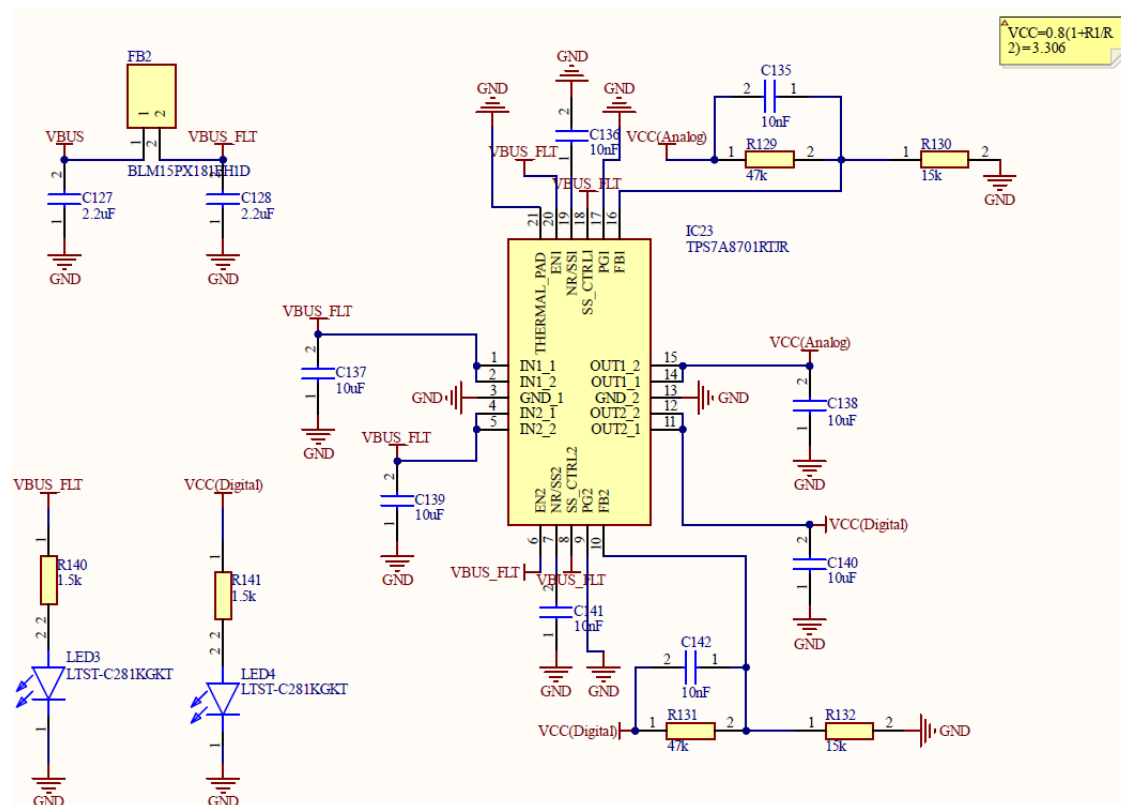


Figure 4.4 Power supply schematic

Τέλος, έχουν προστεθεί ενδεικτικές λυχνίες LED για τις τάσεις τροφοδοσίας.

Σχηματικό διάγραμμα USB Hub

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται το σχηματικό διάγραμμα του USB Hub. Για την υλοποίηση επιλέχθηκε ο ελεγκτής USB2514B της εταιρείας Microchip, ο οποίος είναι πλήρως συμβατός με το πρωτόκολλο USB 2.0 και τις ταχύτητες Full Speed και High Speed. Ακόμη η συγκεκριμένη έκδοση διαθέτει τέσσερις θύρες εξόδου, καθιστώντας απολύτως κατάλληλο για την εφαρμογή. Η μία από τις θύρες είναι σταθερά διασυνδεδεμένη με την Master πλακέτα, ενώ οι υπόλοιπες τρεις προορίζονται για τις Slave πλακέτες.

Η παραμετροποίηση του ελεγκτή, όπως ο καθορισμός της σταθερής σύνδεσης συγκεκριμένης θύρας καθώς και ο τρόπος τροφοδοσίας (bus-powered ή self-powered) του ολοκληρωμένου, ρυθμίζεται μέσω της κατάλληλης σύνδεσης pull-up ή pull-down αντιστάσεων στους ακροδέκτες NON_REMx και CFG_SELx αντίστοιχα. Στη συγκεκριμένη εφαρμογή, η θύρα 1 έχει οριστεί ως σταθερά

συνδεδεμένη (non-removable) και χρησιμοποιείται για τη σύνδεση με τη Master πλακέτα, ενώ ο ελεγκτής έχει ρυθμιστεί να λειτουργεί σε self-powered mode.

Τέλος, έχουν προστεθεί πυκνωτές παράκαμψης κοντά στους ακροδέκτες τροφοδοσίας για εξασφάλιση σταθερής τάσης κατά την λειτουργία.

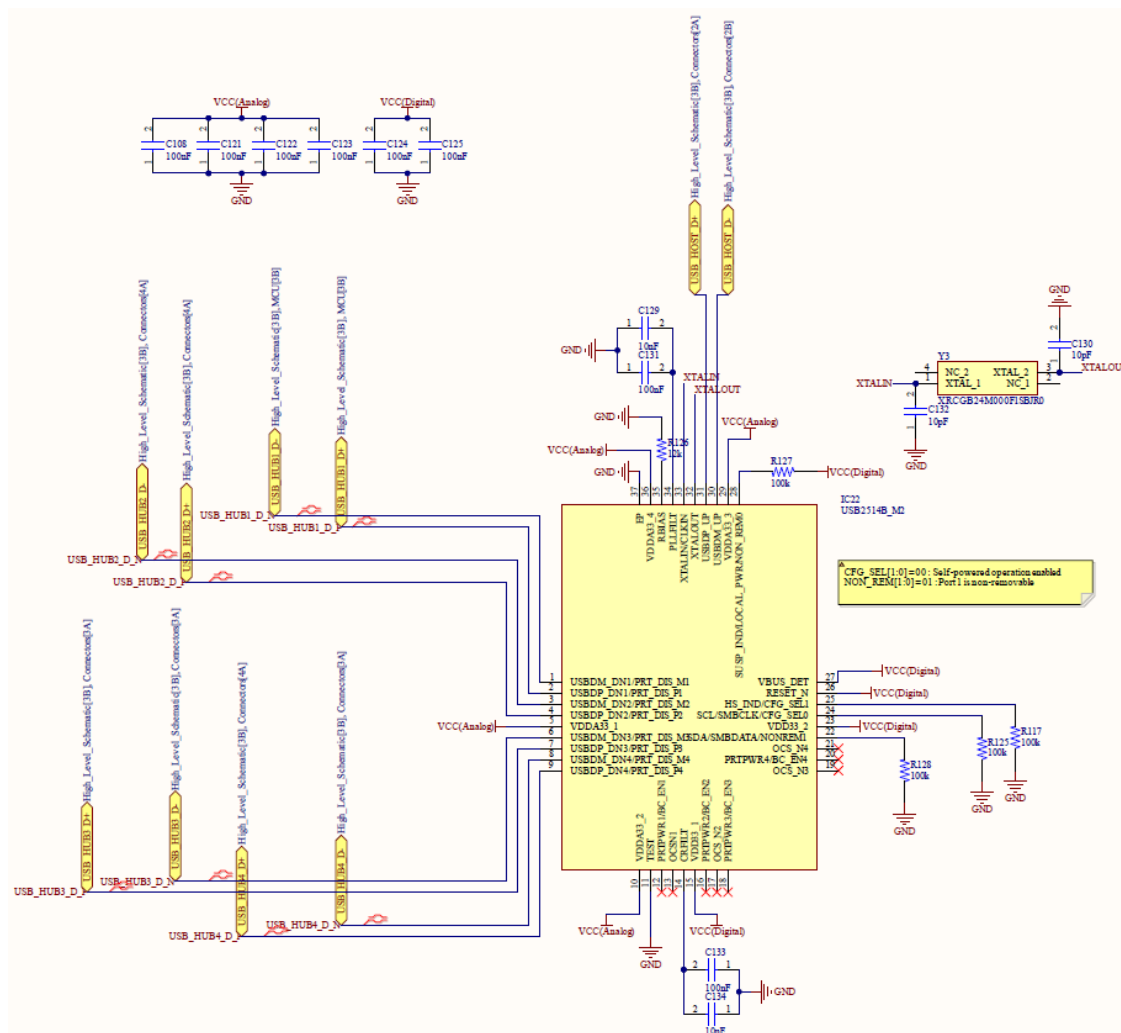


Figure 4.5 USB Hub schematic

Σχηματικό διάγραμμα MCU

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται το σχηματικό διάγραμμα της MCU και των περιφερειακών της.

Για τη διασφάλιση της ορθής λειτουργίας της MCU, είναι απαραίτητη η σωστή αντιστοίχιση των ακροδεκτών με τα αντίστοιχα σήματα του συστήματος. Στο αντίστοιχο σχηματικό διάγραμμα περιλαμβάνονται όλα τα απαραίτητα εξωτερικά κυκλώματα που υποστηρίζουν τη λειτουργία της MCU. Συγκεκριμένα, διακρίνεται:

- Ένας εξωτερικός ταλαντωτής 32 MHz, ο οποίος χρησιμοποιείται για τον βασικό χρονισμό της MCU.

- Ένας εξωτερικός ταλαντωτής 32.768 kHz, απαραίτητος για τον χρονισμό του ενσωματωμένου Real-Time Clock (RTC).
- Πυκνωτές και πηνία, τα οποία υποστηρίζουν το εσωτερικό Switching Mode Power Supply (SMPS) της MCU.
- Δίκτυο προσαρμογής (matching network) με παθητικά στοιχεία και φίλτρο 2.4 GHz, που χρησιμοποιούνται για τη σωστή λειτουργία του RF υποσυστήματος.
- Pull-up αντιστάσεις για την ορθή λειτουργία της διεπαφής I²C
- Πυκνωτές παράκαμψης για τους ακροδέκτες τροφοδοσίας
- Ενδεικτικές λυχνίες LED
- Τέλος, ένας διακόπτης επιλογής εκκίνησης που ελέγχει την κατάσταση του ακροδέκτη BOOT0, επιτρέποντας στην MCU είτε να εκκινήσει από την ενσωματωμένη Flash μνήμη, είτε να τεθεί σε DFU (Device Firmware Update) mode για την ενημέρωση του firmware μέσω USB.

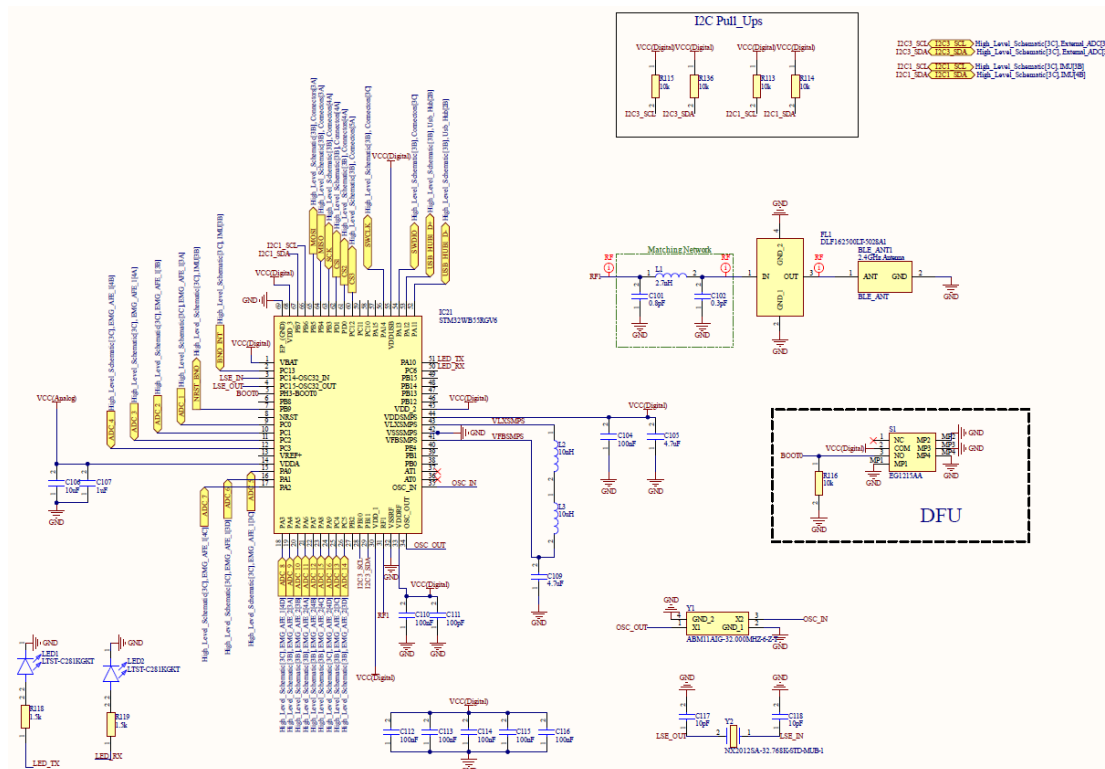


Figure 4.6 MCU schematic

Σχηματικά διαγράμματα EMG AFE

Λόγω περιορισμών χώρου, τα σχηματικά διαγράμματα των EMG AFE κυκλωμάτων διαχωρίστηκαν σε δύο επιμέρους φύλλα. Ουσιαστικά, πρόκειται για το 4^ο κύκλωμα EMG AFE που παρουσιάστηκε και αναλύθηκε στην Ενότητα 3, επαναλαμβανόμενο 16 φορές στο σύνολο, με 8 αντίγραφα ανά φύλλο. Η μόνη διαφοροποίηση μεταξύ των αντιγράφων αφορά την ονομασία των ηλεκτροδίων σύνδεσης και το αντίστοιχο κανάλι ADC της MCU στο οποίο οδηγείται το σήμα.

Επιπλέον στο φύλλο 1 έχει προστεθεί και ο τελεστικός ενισχυτής για την δημιουργία επιπέδου αναφοράς για τους ενισχυτές οργανολογίας.

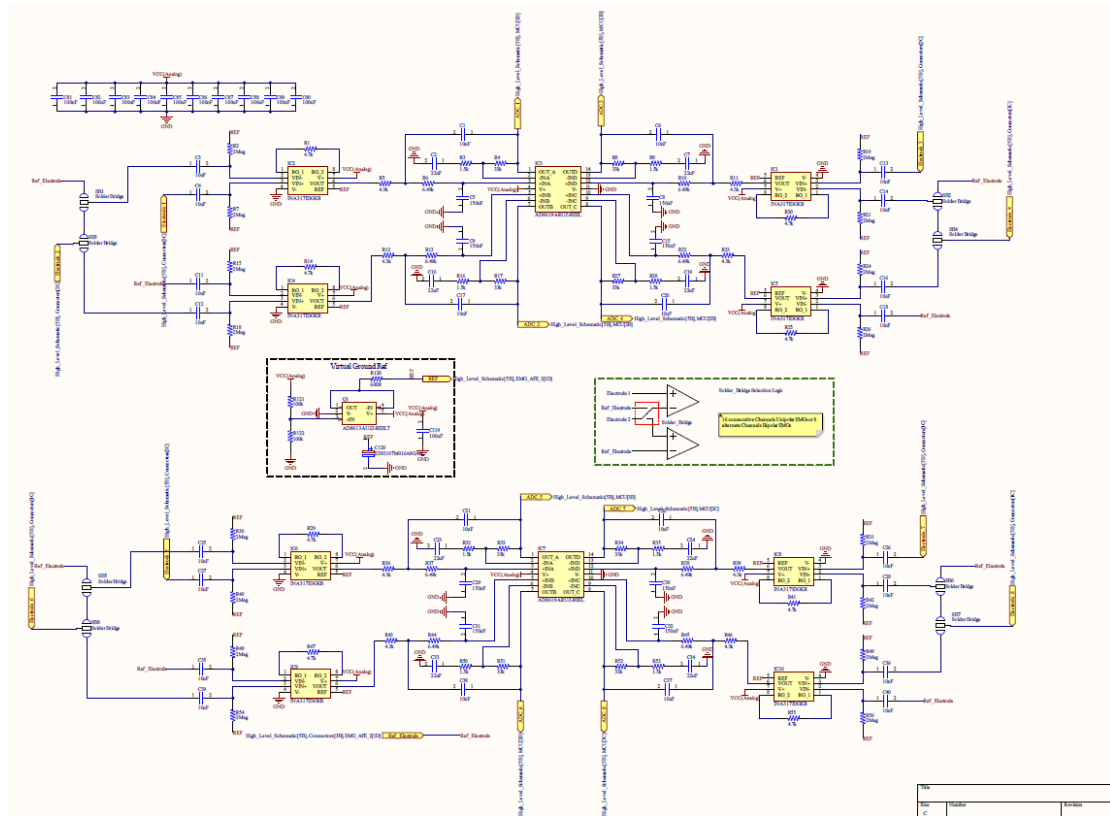


Figure 4.7 EMG AFE 1st Schematic Sheet

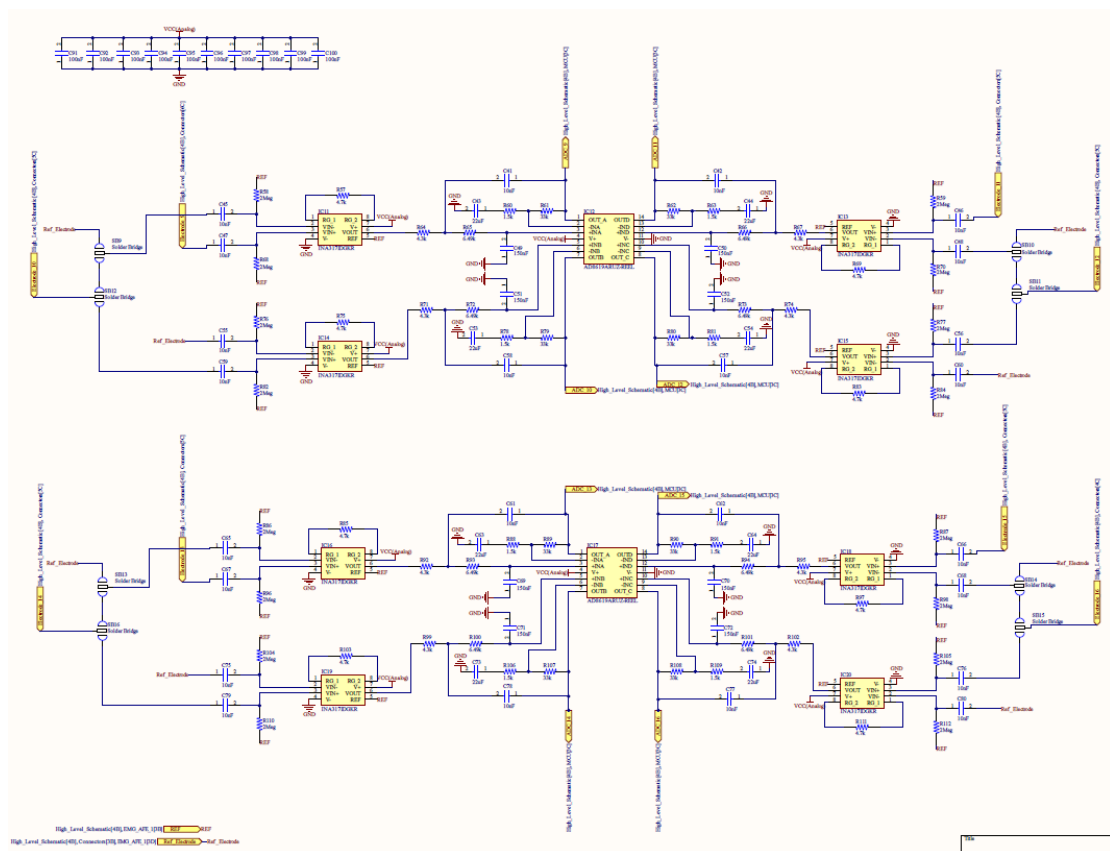


Figure 4.8 EMG AFE 2nd Schematic Sheet

Μια σημαντική λεπτομέρεια στην σχεδίαση είναι η προσθήκη soldering bridges που επιτρέπουν την εναλλαγή της λειτουργίας μέτρησης μεταξύ διπολικής και μονοπολικής διαμόρφωσης. Η επιλογή αυτή καθίσταται δυνατή όταν ο αρνητικός ακροδέκτης όλων των ενισχυτών οργανολογίας παραπεμφθεί σε ένα κοινό ηλεκτρόδιο αναφοράς. Η λειτουργικότητα αυτή αποτυπώνεται στο 1^ο φύλλο των σχηματικών, όπως φαίνεται στο παρακάτω διάγραμμα:

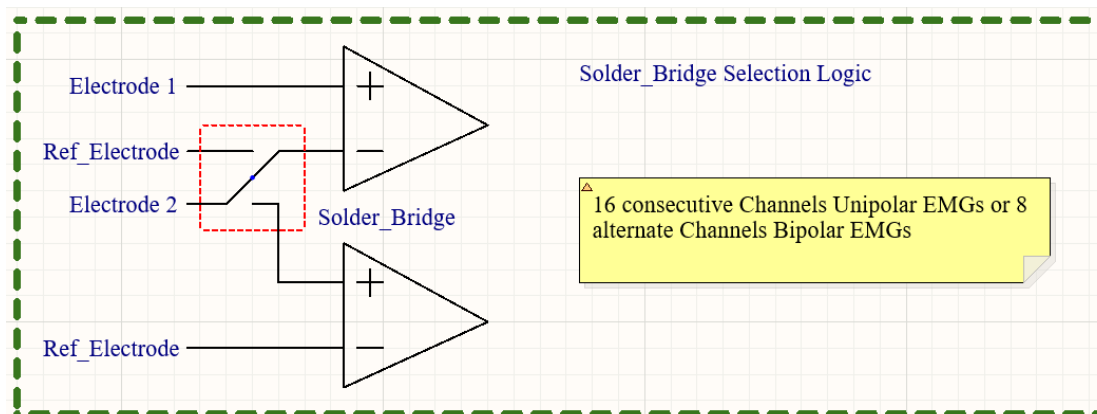


Figure 4.9 Solder Bridge Selection Logic

Τοποθετώντας solder bridges στους διακόπτες που περικλείονται στο κόκκινο πλαίσιο του διαγράμματος, μπορεί να επιλεγεί χειροκίνητα αν ο ενισχυτής θα ενισχύει τη διαφορά δυναμικού μεταξύ δύο ανεξάρτητων ηλεκτροδίων (διπολική μέτρηση), ή τη διαφορά μεταξύ ενός ηλεκτροδίου και ενός κοινού ηλεκτροδίου αναφοράς (μονοπολική μέτρηση). Με αυτόν τον τρόπο, η πλακέτα μπορεί να προσαρμοστεί είτε για 16 μονοπολικά είτε για 8 διπολικά σήματα EMG, ανάλογα με τις ανάγκες της εκάστοτε εφαρμογής.

Σχηματικό διάγραμμα IMU

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται το σχηματικό διάγραμμα της IMU.

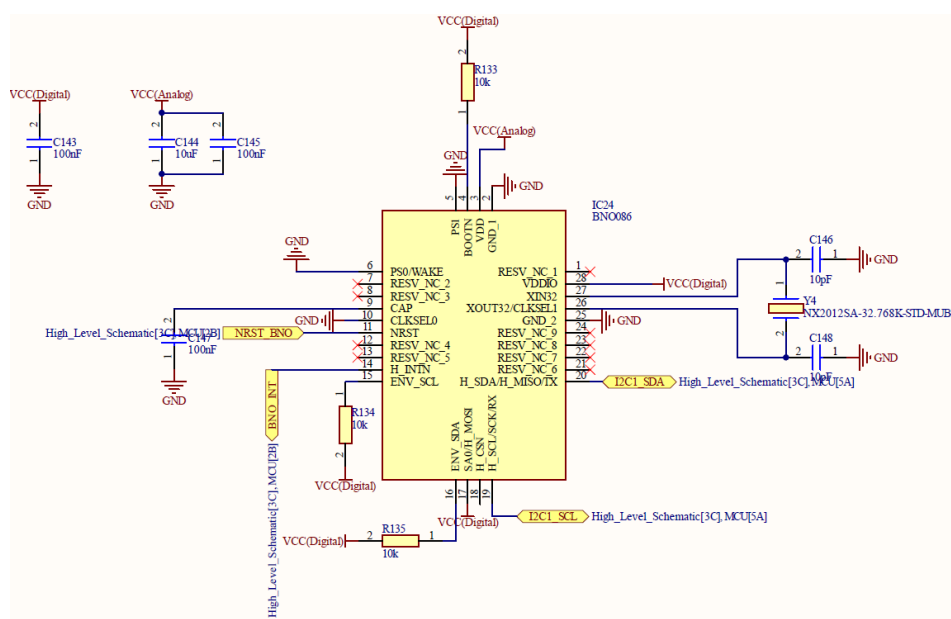


Figure 4.10 IMU Schematic

Για τη σωστή λειτουργία της IMU, είναι απαραίτητη η κατάλληλη αντιστοίχιση των ακροδεκτών της διεπαφής I²C με τους αντίστοιχους ακροδέκτες της MCU. Επιπλέον, οι γραμμές NRST (επαναφοράς) και H_INTN (γραμμή διακοπής) της IMU πρέπει να συνδεθούν με ακροδέκτες γενικής χρήσης (GPIOs) της MCU, ώστε να διασφαλιστεί η ορθή επικοινωνία και διαχείριση της συσκευής από το μικροελεγκτή. Επιπρόσθετα, ο ακροδέκτης SA0, ο οποίος καθορίζει τη διεύθυνση της συσκευής στο πρωτόκολλο I²C, έχει συνδεθεί σε υψηλό λογικό επίπεδο (Vcc). Ως αποτέλεσμα, η τελική διεύθυνση της IMU στο I²C δίαυλο έχει οριστεί σε 0x4B.

Σχηματικό διάγραμμα εξωτερικού ADC

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται το σχηματικό διάγραμμα ενός εξωτερικού ADC, συγκεκριμένα του ADS1014 της εταιρείας Texas Instruments. Το ολοκληρωμένο αυτό κύκλωμα διαθέτει δύο κανάλια εισόδου και υποστηρίζει επικοινωνία μέσω διαύλου I²C. Η προσθήκη του προβλέφθηκε για ενδεχόμενη μελλοντική ενσωμάτωση αισθητήρα strain, με δυνατότητα μέτρησης είτε μέσω απλού διαιρέτη τάσης σε single-ended διαμόρφωση, είτε μέσω γέφυρας Wheatstone σε differential διαμόρφωση του αισθητήρα.

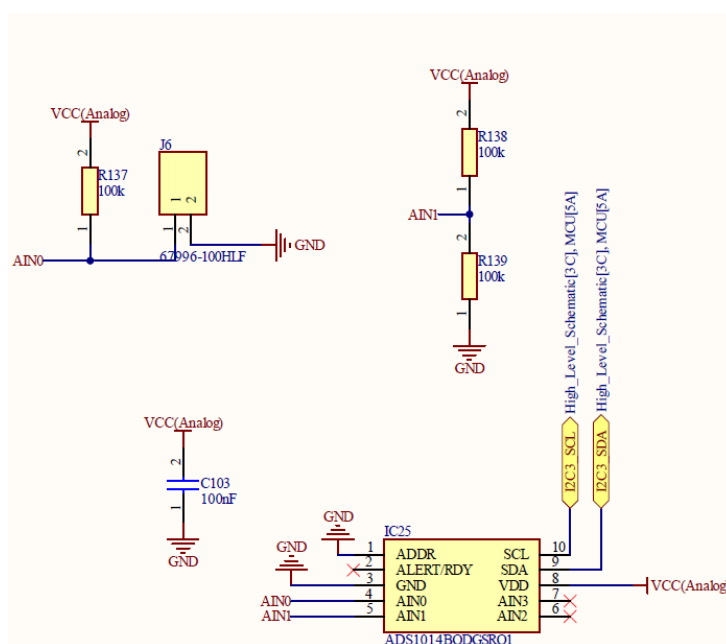


Figure 4.11 External ADC schematic

Σχηματικό διάγραμμα εξωτερικών διασυνδέσεων

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται το σχηματικό διάγραμμα με όλες τις εξωτερικές συνδέσεις της πλακέτας. Για την τροφοδοσία και την ενσύρματη μεταφορά δεδομένων επιλέχθηκε κονέκτορας USB Type-C, καθώς προσφέρει αυξημένη αξιοπιστία στη σύνδεση. Για τη διασύνδεση με τα ηλεκτρόδια και τις slave πλακέτες χρησιμοποιήθηκαν FFC (Flat Flexible Cable) κονέκτορες, λόγω της ευκαμψίας που προσφέρουν τα καλώδια τύπου ribbon. Η επιλογή αυτή

διευκολύνει τη χωροταξική διάταξη και την προσαρμογή σε περιορισμένους χώρους, χωρίς να θυσιάζεται η ηλεκτρική αξιοπιστία.

Επιπλέον, έχει προβλεφθεί η χρήση solder bridges πάνω στην πλακέτα, οι οποίες επιτρέπουν την επιλογή του τρόπου επικοινωνίας μεταξύ των επιμέρους πλακετών του συστήματος. Συγκεκριμένα, δίνεται η δυνατότητα εναλλαγής μεταξύ επικοινωνίας μέσω USB Hub με χρήση του πρωτοκόλλου USB και επικοινωνίας μέσω δίαυλου SPI, προσφέροντας ευελιξία στην αρχιτεκτονική.

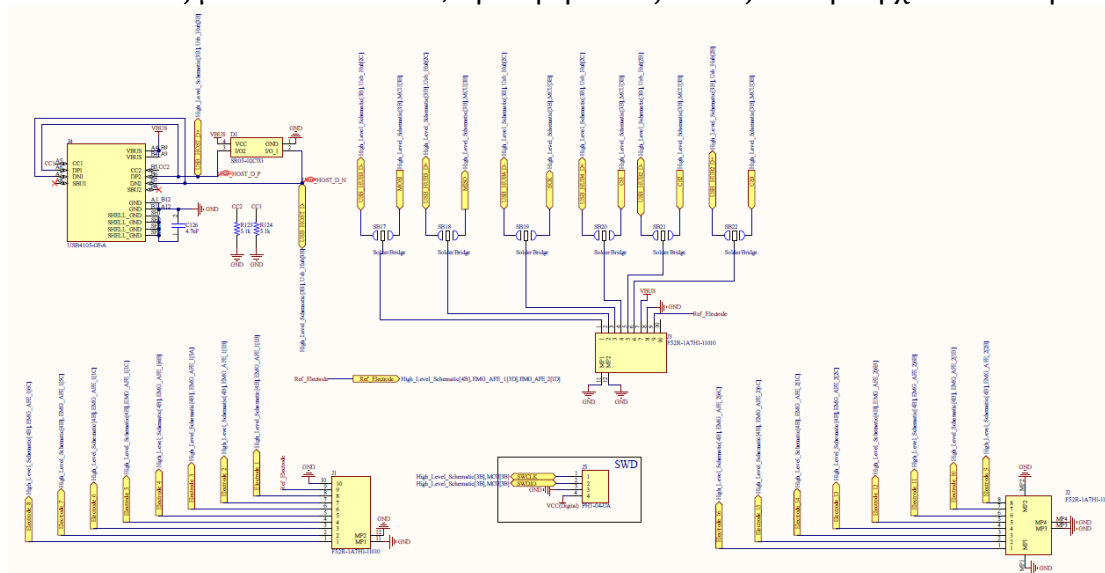


Figure 4.12 Master board connectors schematic

Slave Πλακέτες

Τα σχηματικά διαγράμματα των Slave πλακετών παρουσιάζουν ελάχιστες διαφοροποιήσεις σε σχέση με αυτό της Master πλακέτας. Οι κύριες διαφορές εντοπίζονται στην απουσία επιμέρους υποσυστημάτων, όπως η IMU, το USB Hub, ο εξωτερικός ADC και το κύκλωμα ασύρματης επικοινωνίας (RF). Αντί αυτών, στις Slave πλακέτες έχουν ενσωματωθεί επιπλέον solder bridges, τα οποία επιτρέπουν τόσο την εύλικτη εναλλαγή μεταξύ πρωτοκόλλων επικοινωνίας (USB ή SPI), όσο και τη μοναδική αναγνώριση κάθε Slave πλακέτας εντός του συστήματος.

Παρακάτω παρουσιάζονται αναλυτικά οι συγκεκριμένες διαφοροποιήσεις στο σχηματικό διάγραμμα των διασυνδέσεων.

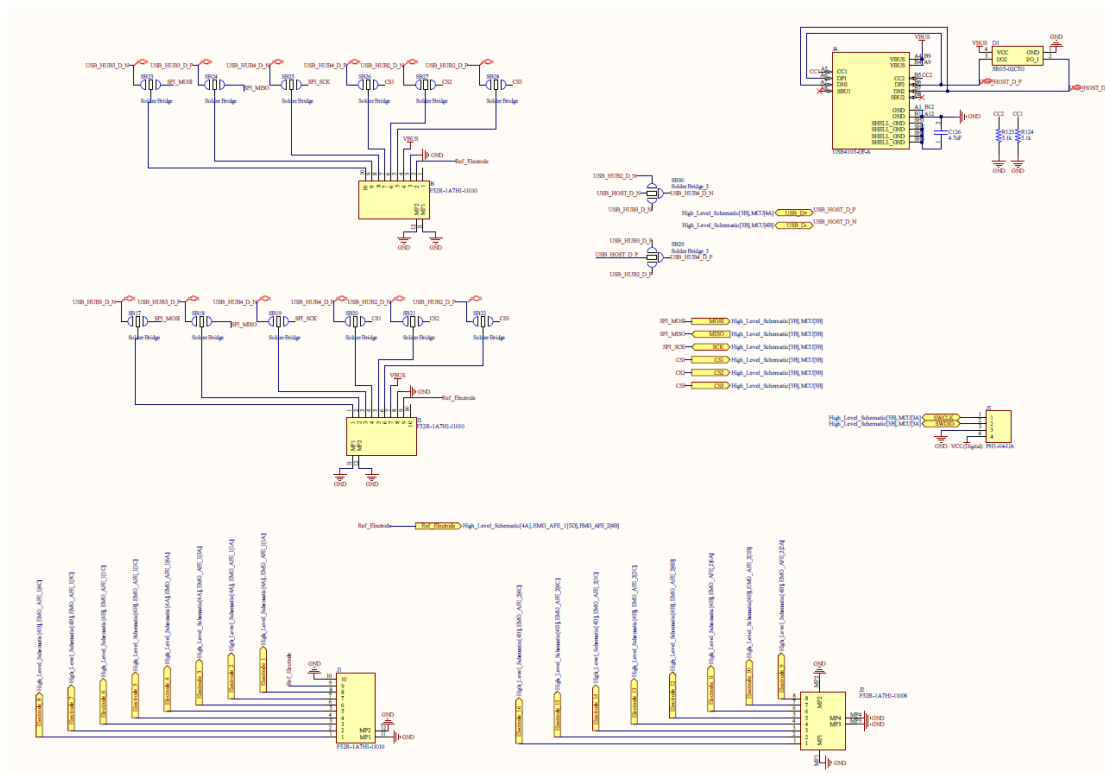


Figure 4.13 Slave board connectors schematic

4.2.2 Επισκόπηση σχεδιασμού PCB

Η σχεδίαση των PCBs ακολουθήθηκε με γνώμονα την ελαχιστοποίηση του απαιτούμενου χρόνου ανάπτυξης. Αρχικά σχεδιάστηκε η Master πλακέτα, η οποία στη συνέχεια κλωνοποιήθηκε για να αποτελέσει τη βάση της σχεδίασης των Slave πλακετών. Από το αντίστοιχο project αφαιρέθηκαν τα υποσυστήματα που δεν απαιτούνται στις Slave (όπως IMU, USB Hub, External ADC και RF κύκλωμα), ενώ προστέθηκαν τα επιπλέον στοιχεία, όπως solder bridges για την επιλογή πρωτοκόλλου επικοινωνίας και τη διακριτοποίηση των Slave πλακετών. Παρακάτω παρουσιάζεται η σχεδίαση PCB της Master Πλακέτας.

Design Rules

Αντίστοιχα με τη σχεδίαση της πλακέτας αξιολόγησης του EMG AFE, καθορίστηκαν συγκεκριμένοι κανόνες σχεδίασης σύμφωνα με τις προδιαγραφές του κατασκευαστή. Οι κανόνες αυτοί εξασφαλίζουν τη συμβατότητα με τις τεχνολογικές δυνατότητες παραγωγής, τη λειτουργική αξιοπιστία και τη διατήρηση της ηλεκτρικής απομόνωσης.

Pad/Track to Track clearance	4mils/0.1mm
Via to Track clearance	8mils/0.2mm
Track to Copper clearance	4mils/0.1mm
Via/Pad to Copper clearance	10mils/0.254mm
SMD Pad to Pad clearance	0.15mm
Min/Preferred/Max Track Width	7mils/10mils/20mils
Hole to Hole/Track	0.2mm
Min/Preferred Hole Size	0.2mm/0.380mm
Min/Preferred Hole Diameter	0.35mm/0.635mm
Differential Pairs Routing	90-ohm impedance profile, preferred gap 0.127 mm

Table 4.1 Master and Slave Board Design Rules

Επιπλέον, τα traces του διαύλου USB σχεδιάστηκαν ως διαφορικό ζεύγος, σύμφωνα με τις απαιτήσεις του αντίστοιχου πρωτοκόλλου. Για τη διασφάλιση της ακεραιότητας του σήματος και τη σωστή μετάδοση δεδομένων σε υψηλές ταχύτητες, εφαρμόστηκε προφίλ ελεγχόμενης χαρακτηριστικής αντίστασης στα 90 Ω, όπως ορίζεται από το πρότυπο USB 2.0. Αντίστοιχα, στο RF κύκλωμα εφαρμόστηκε προφίλ ελεγχόμενης χαρακτηριστικής αντίστασης 50 Ω στο single-ended trace που οδηγεί από τον RF ακροδέκτη του MCU έως την είσοδο της κεραίας, ώστε να εξασφαλίζεται σωστή προσαρμογή (impedance matching) και ελαχιστοποίηση των ανακλάσεων του σήματος. Οι γεωμετρικές διαστάσεις των αγωγών και οι απαιτούμενες αποστάσεις υπολογίστηκαν με χρήση του εργαλείου ελέγχου σύνθετης αντίστασης (Impedance Calculator) του Altium Designer, βάσει του stackup που ορίζει ο κατασκευαστής του PCB.

Layer Stack Up

Σε αντίθεση με την πλακέτα αξιολόγησης των EMG AFE, η οποία υλοποιήθηκε σε 4-layer διάταξη, οι Master και Slave πλακέτες του παρόντος συστήματος σχεδιάστηκαν σε 6-layer. Η επιλογή αυτή έγινε με σκοπό την καλύτερη εκμετάλλευση των διαθέσιμων στρωμάτων για routing, γεγονός που επέτρεψε τη μείωση του συνολικού αποτυπώματος του κυκλώματος και συνέβαλε στην επίτευξη ενός πιο συμπαγούς και εργονομικού σχεδιασμού.

Τα παρακάτω σχήματα παρουσιάζουν τις στρώσεις του PCB καθώς και τα προφίλ ελεγχόμενης αντίστασης για τους αγωγούς στα 90 Ω και 50 Ω.

Layer Stack Legend		Material	Layer	Thickness	Dielectric Material	Type	Gerber
			Top Overlay			Legend	GTO
		Surface Material	Top Solder	0.03mm	SM-001	Solder Mask	GTS
		PbSn	Top Surface Finish	0.02mm		Surface Finish	
		CF-004	Top Layer (SIG/GND)	0.04mm		Signal	GTL
		Prepreg		0.10mm	PP-006	Dielectric	
		CF-004	Inner Layer 1 (VCC/VCCA)	0.02mm		Signal	G1
		Core		0.55mm	Core-035	Dielectric	
		Copper	Inner Layer 2 (SIG)	0.02mm		Signal	G2
		Prepreg		0.11mm	PP-006	Dielectric	
		Copper	Inner Layer 3 (SIG)	0.02mm		Signal	G3
		Core		0.55mm	Core-035	Dielectric	
		CF-004	Inner Layer 4 (GND)	0.02mm		Signal	G4
		Prepreg		0.10mm	PP-006	Dielectric	
		CF-004	Bottom Layer (SIG/GND)	0.04mm		Signal	GBL
		PbSn	Bottom Surface Finish	0.02mm		Surface Finish	
		Surface Material	Bottom Solder	0.03mm	SM-001	Solder Mask	GBS
			Bottom Overlay			Legend	GBO
Total thickness: 1.63mm							

Figure 4.15 Master board Layer Stackup

Transmission Line Structure Table

Impedance Id	Transmission Line	Target Impedance	Calculated Impedance	Trace layer	Wide Trace Width	Narrow Trace Width	Gap	Reference layers	Substack	Clearance	Target Tolerance
1	Diff Coated Coplanar Waveguide With Ground	90	89.98	Top Layer (SIG/GND)	0.12mm	0.12mm	0.13mm	Inner Layer 1 (VCC/VCCA)	Board Layer Stack	0.13mm	10%
2	Coated Microstrip	50	50.00	Top Layer (SIG/GND)	0.16mm	0.16mm		Inner Layer 1 (VCC/VCCA)	Board Layer Stack	0.13mm	10%
3	Diff Offset Coplanar Waveguide	90	89.97	Inner Layer 1 (VCC/VCCA)	0.11mm	0.11mm	0.13mm	Top Layer (SIG/GND), Inner Layer 2 (SIG)	Board Layer Stack	0.13mm	10%
4	Offset Stripline	50	50.01	Inner Layer 1 (VCC/VCCA)	0.13mm	0.13mm		Top Layer (SIG/GND), Inner Layer 2 (SIG)	Board Layer Stack	0.13mm	10%
5	Diff Offset Coplanar Waveguide	90	89.96	Inner Layer 2 (SIG)	0.11mm	0.11mm	0.13mm	Inner Layer 1 (VCC/VCCA), Inner Layer 3 (SIG)	Board Layer Stack	0.13mm	10%
6	Offset Stripline	50	50.00	Inner Layer 2 (SIG)	0.14mm	0.14mm		Inner Layer 1 (VCC/VCCA), Inner Layer 3 (SIG)	Board Layer Stack	0.13mm	10%
7	Diff Offset Coplanar Waveguide	90	89.96	Inner Layer 3 (SIG)	0.11mm	0.11mm	0.13mm	Inner Layer 2 (SIG), Inner Layer 4 (GND)	Board Layer Stack	0.13mm	10%
8	Offset Stripline	50	50.00	Inner Layer 3 (SIG)	0.14mm	0.14mm		Inner Layer 2 (SIG), Inner Layer 4 (GND)	Board Layer Stack	0.13mm	10%
9	Diff Offset Coplanar Waveguide	90	89.97	Inner Layer 4 (GND)	0.11mm	0.11mm	0.13mm	Inner Layer 3 (SIG), Bottom Layer (SIG/GND)	Board Layer Stack	0.13mm	10%
10	Offset Stripline	50	50.01	Inner Layer 4 (GND)	0.13mm	0.13mm		Inner Layer 3 (SIG), Bottom Layer (SIG/GND)	Board Layer Stack	0.13mm	10%
11	Diff Coated Coplanar Waveguide With Ground	90	89.98	Bottom Layer (SIG/GND)	0.12mm	0.12mm	0.13mm	Inner Layer 4 (GND)	Board Layer Stack	0.13mm	10%
12	Coated Microstrip	50	50.00	Bottom Layer (SIG/GND)	0.16mm	0.16mm		Inner Layer 4 (GND)	Board Layer Stack	0.13mm	10%

Figure 4.14 Transmission lines structure table

Φυσική διάταξη και τοποθέτηση εξαρτημάτων

Η σωστή τοποθέτηση των εξαρτημάτων στην πλακέτα αποτελεί κρίσιμο παράγοντα για την αξιόπιστη και ορθή λειτουργία του συστήματος, καθώς μπορεί να επηρεάσει σημαντικά τη συμπεριφορά των επιμέρους υποσυστημάτων, ιδίως όταν συνυπάρχουν αναλογικά και ψηφιακά κυκλώματα.

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται η φυσική διάταξη του PCB σε κάθε επίπεδο, συμπεριλαμβανομένου της οργάνωσης των εξαρτημάτων και των αγωγών στην πλακέτα.

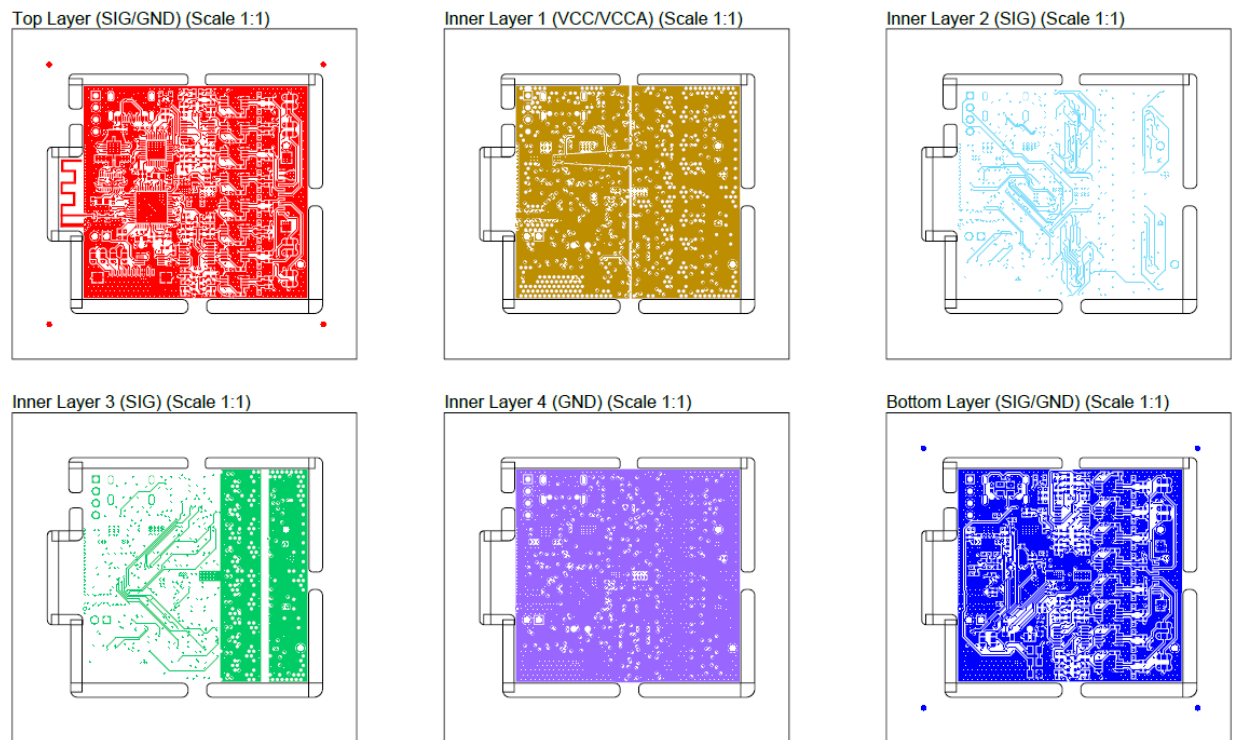


Figure 4.16 Master board layout

Κατά τη φάση της τοποθέτησης των εξαρτημάτων, δόθηκε ιδιαίτερη έμφαση στον διαχωρισμό των αναλογικών και ψηφιακών τμημάτων της πλακέτας, με στόχο τη μείωση της αλληλοπαρεμβολής και του ηλεκτρικού θορύβου μεταξύ τους. Επιπλέον, η διάταξη αυτή επιτρέπει τη συνετή χρήση του ίδιου επιπέδου (Inner Layer 1) για την παροχή τόσο αναλογικής όσο και ψηφιακής τάσης, μέσω της δημιουργίας διακριτών polygon pours. Με τον τρόπο αυτό, διατηρείται κοινό power plane, αλλά αποφεύγονται ανεπιθύμητες ηλεκτρικές αλληλεπιδράσεις, ενισχύοντας τη σταθερότητα και την αξιοπιστία των ευαίσθητων αναλογικών κυκλωμάτων.

Εκτός από τα επιφανειακά στρώματα, για το routing των σημάτων αξιοποιήθηκαν και τα εσωτερικά στρώματα Inner Layer 2 και Inner Layer 3, προκειμένου να επιτευχθεί καλύτερη κατανομή του κυκλώματος. Συγκεκριμένα, το Inner Layer 3 χρησιμοποιήθηκε όχι μόνο για τη δρομολόγηση ψηφιακών και αναλογικών σημάτων, αλλά και για την παροχή του ακροδέκτη REF των ενισχυτών οργανολογίας, καθώς και για το Ref_Electrode, το οποίο λειτουργεί ως κοινό ηλεκτρόδιο αναφοράς για όλους τους ενισχυτές σε ρυθμίσεις unipolar μέτρησης. Η διανομή του σήματος αναφοράς μέσω ξεχωριστού εσωτερικού στρώματος διασφαλίζει χαμηλή αντίσταση, ελαχιστοποίηση του θορύβου και συμμετρική κατανομή του δυναμικού σε όλα τα κανάλια, κάτι που είναι κρίσιμο για τη διατήρηση της ακρίβειας στις αναλογικές μετρήσεις.

Η προσθήκη επιφανειακών στρωμάτων γείωσης στα Top και Bottom layers πραγματοποιήθηκε με σκοπό τη βελτίωση της ηλεκτρικής συμπεριφοράς της πλακέτας, περιορίζοντας τον ηλεκτρομαγνητικό θόρυβο, μειώνοντας τις εκπομπές και παρέχοντας σταθερούς και προβλέψιμους δρόμους επιστροφής

ρεύματος. Η παρουσία συνεχούς επίπεδου δυναμικού γείωσης κοντά στα ίχνη των σημάτων συμβάλλει στην ελαχιστοποίηση του θορύβου σύζευξης (crosstalk) και στη βελτίωση της συνολικής ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας (EMC) του συστήματος.

Επιπρόσθετα, προτείνεται ως μελλοντική βελτίωση του σχεδιασμού η εναλλαγή των θέσεων του τρίτου (Inner Layer 3) και τέταρτου (Inner Layer 4) στρώματος, ώστε το επίπεδο γείωσης να τοποθετηθεί ανάμεσα στα εσωτερικά στρώματα σημάτων. Με αυτόν τον τρόπο, επιτυγχάνεται πιο αποδοτικός έλεγχος της χαρακτηριστικής αντίστασης, καθώς και βελτιστοποίηση των δρόμων επιστροφής ρεύματος για τα high-speed σήματα, μειώνοντας ακόμη περισσότερο τα ανεπιθύμητα ηλεκτρικά φαινόμενα.

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται η πλακέτα που υλοποιήθηκε

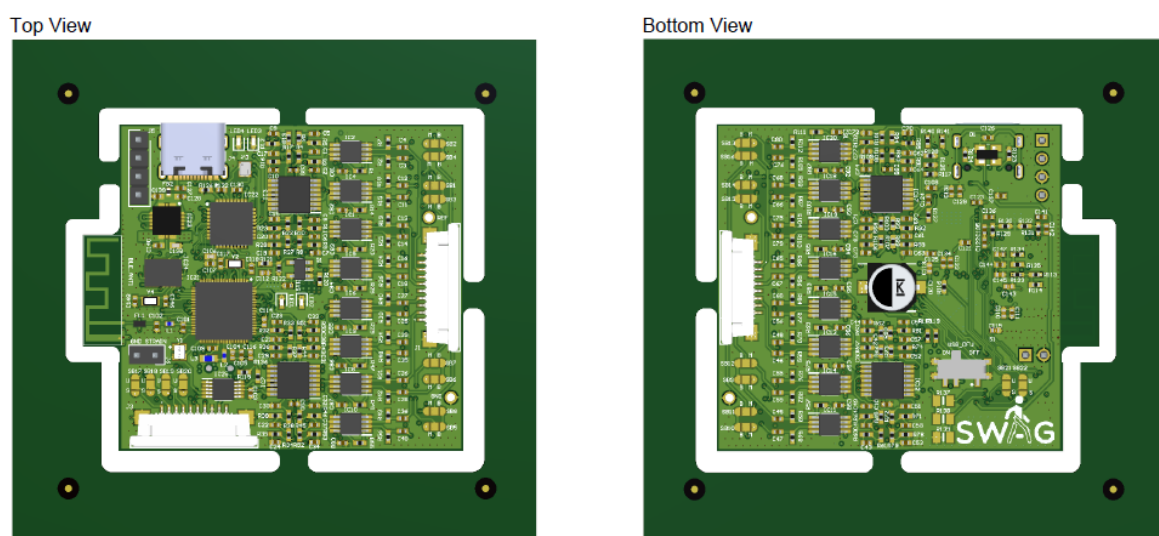


Figure 4.17 Master Board realistic view

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, τα αναλογικά κυκλώματα των EMG ενισχυτών έχουν τοποθετηθεί σε μία πλευρά της πλακέτας, τόσο στο επάνω όσο και στο κάτω στρώμα, ακολουθώντας μια απόλυτα συμμετρική διάταξη. Η συμμετρία αυτή συμβάλλει στην ισοκατανομή του θορύβου και στη διατήρηση σταθερών ηλεκτρικών χαρακτηριστικών μεταξύ των καναλιών μέτρησης. Ο μικροελεγκτής έχει τοποθετηθεί σε κεντρική θέση στο επάνω στρώμα, ώστε να διευκολύνεται η δρομολόγηση των σημάτων προς τα επιμέρους υποσυστήματα. Περιμετρικά του MCU έχουν τοποθετηθεί τα βασικά ψηφιακά περιφερειακά, όπως η IMU και ο εξωτερικός ADC, προκειμένου να διατηρηθούν μικρά μήκη ιχνών και συνεπώς μειωμένες καθυστερήσεις και θόρυβος.

Το κύκλωμα τροφοδοσίας βρίσκεται τοποθετημένο πλησίον του USB Type-C κονέκτορα, μαζί με το USB Hub, ώστε να εξασφαλίζεται άμεση παροχή ισχύος και συνδεσιμότητα σε επίπεδο συστήματος. Τέλος, στην πλακέτα έχουν τοποθετηθεί solder bridges τόσο κοντά στις φίσες επικοινωνίας για την επιλογή πρωτοκόλλου (USB ή SPI), όσο και στις φίσες των ηλεκτροδίων για τη ρύθμιση της λειτουργίας κάθε καναλιού σε μονοπολική ή διπολική μέτρηση EMG.

Συναρμολόγηση PCB

Για την επιτάχυνση και αυτοματοποίηση της διαδικασίας συναρμολόγησης των πλακετών, επιλέχθηκε η ανάθεση της διαδικασίας συναρμολόγησης (PCB Assembly) στον ίδιο τον κατασκευαστή. Προκειμένου να είναι δυνατή η χρήση εξοπλισμού τύπου pick-and-place από τη γραμμή παραγωγής, η σχεδίαση του PCB συμμορφώθηκε με συγκεκριμένες προδιαγραφές του κατασκευαστή. Συγκεκριμένα, καθορίστηκαν ελάχιστες και μέγιστες διαστάσεις της πλακέτας, ενώ τοποθετήθηκαν fiducial marks σε προκαθορισμένες θέσεις για την υποβοήθηση της ευθυγράμμισης και της ακριβούς τοποθέτησης των εξαρτημάτων από τα αυτόματα ρομποτικά συστήματα.

Επιπλέον, περιμετρικά της τελικής πλακέτας ενσωματώθηκαν cutouts στο panel, τα οποία επιτρέπουν την ασφαλή συγκράτηση του PCB κατά τη διάρκεια της παραγωγής. Για τη διευκόλυνση της αποκοπής μετά τη συναρμολόγηση, προστέθηκαν από τον κατασκευαστή και stamp holes (μικρές κυκλικές διατρήσεις), ώστε η πλακέτα να μπορεί να αποσπαστεί με ακρίβεια και ελάχιστη καταπόνηση, χωρίς να επηρεάζεται η μηχανική της ακεραιότητα.

Slave πλακέτες

Με αντίστοιχη λογική έγινε και η κατασκευή τις slave πλακέτας η οποία παρουσιάζεται στο παρακάτω σχήμα για λόγους πληρότητας.

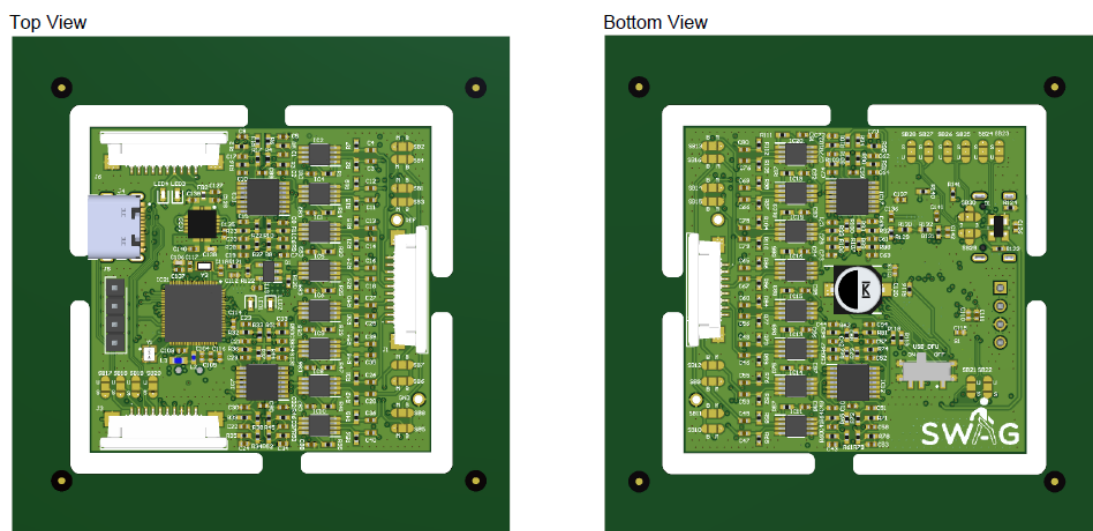


Figure 4.18 Slave board realistic view

Multi-board assembly

Τέλος, με τη χρήση της λειτουργίας Multi-board Assembly του λογισμικού Altium Designer, καθίσταται δυνατή η ενοποιημένη απεικόνιση όλων των επιμέρους πλακετών του συστήματος σε ένα συγκεντρωτικό τρισδιάστατο μοντέλο. Η δυνατότητα αυτή επιτρέπει τον έλεγχο της μηχανικής συμβατότητας και της σωστής τοπολογίας διασύνδεσης μεταξύ των πλακετών, καθώς και την έγκαιρη ανίχνευση πιθανών προβλημάτων ευθυγράμμισης ή σύγκρουσης εξαρτημάτων.

Παρακάτω παρουσιάζεται το τελικό multi-board assembly, το οποίο περιλαμβάνει και τις τέσσερις πλακέτες του συστήματος.

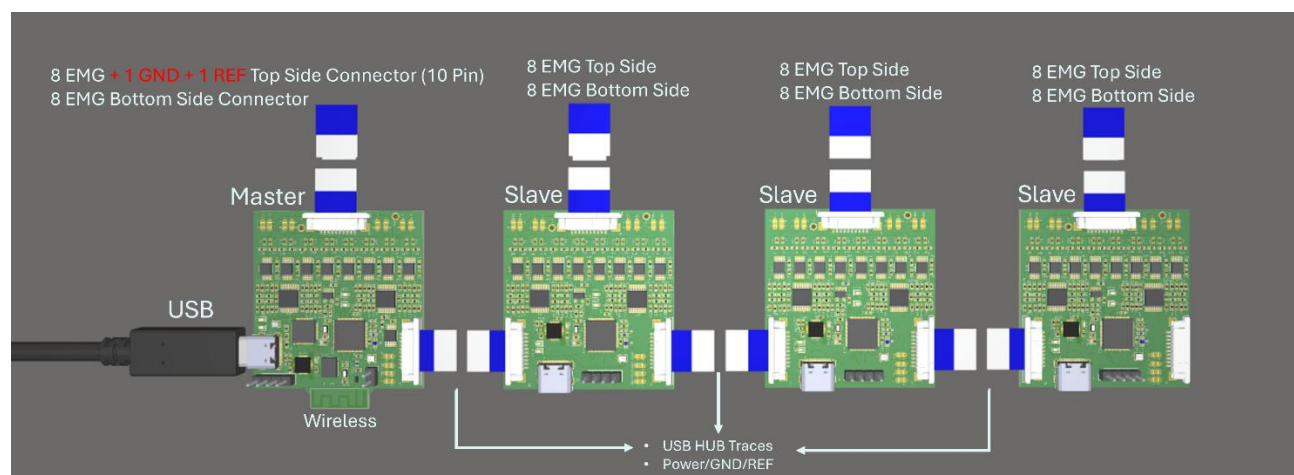


Figure 4.19 Multi-board Assembly

4.3 Σχεδιασμός λογισμικού

Σε αυτή την ενότητα παρουσιάζεται μια επισκόπηση του ενσωματωμένου λογισμικού που υλοποιήθηκε για την Master πλακέτα, τις Slave πλακέτες, καθώς και το USB dongle, με στόχο την ασύρματη συλλογή και μετάδοση δεδομένων από τα κυκλώματα καταγραφής EMG και τον αισθητήρα IMU.

Για την ανάπτυξη του λογισμικού χρησιμοποιήθηκαν ευρέως οι βιβλιοθήκες HAL (Hardware Abstraction Layer) που παρέχει η εταιρεία STMicroelectronics, οι οποίες προσφέρουν μια υψηλότερου επιπέδου διεπαφή με τα περιφερειακά του μικροελεγκτή και επιταχύνουν τη διαδικασία υλοποίησης. Η σχεδίαση ακολούθησε προσέγγιση bare-metal, δηλαδή χωρίς τη χρήση λειτουργικού συστήματος ή RTOS, με σκοπό την άμεση πρόσβαση στους πόρους του υλικού και τη μέγιστη ταχύτητα εκτέλεσης — χαρακτηριστικά κρίσιμα για την ανάπτυξη ενός λειτουργικού πρωτοτύπου με περιορισμένο χρονικό ορίζοντα.

4.3.1 Αρχιτεκτονική λογισμικού

Η σχεδίαση του ενσωματωμένου λογισμικού ακολουθεί μια ιεραρχική και συντονισμένη αρχιτεκτονική μεταξύ των επιμέρους πλακετών του συστήματος.

Συγκεκριμένα, οι Slave πλακέτες πραγματοποιούν συνεχή δειγματοληψία αναλογικών σημάτων από 16 κανάλια μέσω του ενσωματωμένου ADC, σε λειτουργία συνεχούς μετατροπής (continuous conversion), με χρήση DMA (Direct Memory Access). Παραμένουν σε κατάσταση αναμονής έως ότου δεχθούν εξωτερική διακοπή μέσω του ακροδέκτη CS (Chip Select), ο οποίος έχει ρυθμιστεί ως σήμα GPIO με ενεργοποιημένο εξωτερικό interrupt (EXTI). Με τη λήψη αυτής της διακοπής, αποστέλλουν τα συλλεγμένα δεδομένα στην Master πλακέτα μέσω του διαύλου SPI, επίσης με χρήση DMA. Η αξιοποίηση DMA είναι ιδιαίτερα σημαντική, καθώς μειώνει σημαντικά το φόρτο της CPU και επιτρέπει την παράλληλη μεταφορά μεγάλου όγκου δεδομένων σε πραγματικό χρόνο, χωρίς καθυστέρηση ή απώλειες.

Η Master πλακέτα, εκτός από τη δική της δειγματοληψία σε 16 κανάλια μέσω του τοπικού ADC, πραγματοποιεί κυκλική επικοινωνία SPI με τις Slave πλακέτες για τη συλλογή των συνολικών 64 καναλιών EMG (16 τοπικά + 3×16 από Slaves). Τόσο για τον ADC όσο και για το SPI χρησιμοποιείται DMA, ώστε να επιτευχθεί επιτάχυνση της μεταφοράς δεδομένων και παραλληλοποίηση των επιμέρους διαδικασιών χωρίς να παρεμβάλλεται η CPU. Παράλληλα, πραγματοποιείται περιοδική ανάγνωση δεδομένων από τον αισθητήρα αδρανειακής μέτρησης IMU (BNO086) μέσω του διαύλου I²C. Μόλις ολοκληρωθεί η συλλογή δεδομένων από όλες τις πηγές (EMG + IMU), η Master πλακέτα αποστέλλει ασύρματα το σύνολο των δεδομένων στο USB dongle, χρησιμοποιώντας το ενσωματωμένο RF σύστημα.

Το USB dongle, αφού λάβει τα δεδομένα ασύρματα από τη Master, τα μεταφέρει στον υπολογιστή μέσω του USB πρωτοκόλλου, κάνοντας χρήση της εικονικής σειριακής θύρας (Virtual COM Port). Ο υπολογιστής λαμβάνει τα δεδομένα μέσω εφαρμογής που παρακολουθεί τη συγκεκριμένη θύρα σε πραγματικό χρόνο.

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται περιληπτικά το διάγραμμα ροής των βασικότερων ενεργειών κατά την εκτέλεση του ενσωματωμένου λογισμικού της Master πλακέτας.



Figure 4.20 Master Board Firmware Flowchart

Η εκτέλεση ξεκινά με την αρχικοποίηση των περιφερειακών και τη ρύθμιση των απαραίτητων υποσυστημάτων. Στη συνέχεια, ενεργοποιείται η διαδικασία

δειγματοληψίας μέσω του ADC με χρήση DMA, επιτρέποντας τη μεταφορά των αναλογικών δεδομένων στη μνήμη χωρίς τη συμμετοχή της CPU. Με την ολοκλήρωση της μετατροπής, καλείται η ρουτίνα διακοπής (callback) `ADC_Conv_Cplt` που σηματοδοτεί την ετοιμότητα των δεδομένων για περαιτέρω επεξεργασία. Παράλληλα, πραγματοποιείται περιοδική ανάγνωση των δεδομένων του αισθητήρα αδρανειακής μέτρησης BNO086 μέσω του διαύλου I²C, με τις συναρτήσεις `BNO086_Service` και `BNO086_Cplt` να ελέγχουν τη ροή και την ολοκλήρωση της επικοινωνίας. Οι συναρτήσεις αυτές βασίζονται στο λογισμικό πακέτο SH-2 που παρέχει η εταιρεία CEVA, κατασκευάστρια της IMU, και επιτρέπουν την λήψη δεδομένων από το ενσωματωμένο σύστημα διαχείρισης αισθητήρων του BNO086.[57]

Η Master πλακέτα διαχειρίζεται επίσης την επικοινωνία με τις Slave πλακέτες μέσω SPI. Ορίζεται κάθε φορά ποια slave είναι ενεργή μέσω κατάλληλου σήματος GPIO (CS), και πραγματοποιείται η μετάδοση και λήψη δεδομένων με χρήση DMA. Η ολοκλήρωση της επικοινωνίας ανιχνεύεται μέσω της ρουτίνας `SPI_TxRx_Cplt`.

Ιδιαίτερη σημασία έχει το στάδιο `BLE_LLD_StateMachine_Conf`, στο οποίο πραγματοποιείται η διαμόρφωση της λειτουργίας του ασύρματου συστήματος. Στο σημείο αυτό, ο δεύτερος πυρήνας του μικροελεγκτή (CPU2), ο οποίος είναι αποκλειστικά υπεύθυνος για τις ασύρματες λειτουργίες, λαμβάνει οδηγίες μέσω της βιβλιοθήκης BLE Low Level Driver (BLE LLD) σχετικά με τη συμπεριφορά που πρέπει να ακολουθήσει. Η λειτουργία του radio βασίζεται σε ειδικές μονάδες εκτέλεσης εντολών που ονομάζονται Action Packets· πρόκειται για προγραμματιζόμενες λογικές ακολουθίες που καθορίζουν εάν το σύστημα θα στείλει ή θα λάβει δεδομένα, υπό ποιες συνθήκες και σε ποια χρονική στιγμή. Στην παρούσα υλοποίηση, έχει σχεδιαστεί Action Packet που ενεργοποιείται επαναλαμβανόμενα και αυτόματα, μετά από κάθε επιτυχή ή αποτυχημένη μετάδοση. Με την ολοκλήρωση όλων των διαδικασιών συλλογής δεδομένων (από ADC, SPI και IMU), ενημερώνεται η δεσμευμένη περιοχή μνήμης (μέσω της συνάρτησης `BLE_LLD_SetReservedArea`), από την οποία θα αντληθούν τα δεδομένα για αποστολή, και στη συνέχεια ενεργοποιείται το στάδιο `Send_End & Update_Payload`, μέσω του οποίου τα δεδομένα αποστέλλονται ασύρματα προς το USB dongle.

Συνοπτικά, η διαδικασία ασύρματης αποστολής των δεδομένων — η οποία εκτελείται παράλληλα με τη συλλογή της επόμενης δέσμης μετρήσεων — απαιτεί περισσότερο χρόνο σε σύγκριση με τη διάρκεια συλλογής. Αυτό πρακτικά σημαίνει ότι η συχνότητα λήψης δεδομένων καθορίζεται εξ ολοκλήρου από τη χρονική απόδοση του ασύρματου πρωτοκόλλου, το οποίο αποτελεί τον κρίσιμο ρυθμοκαθοριστικό παράγοντα (bottleneck) της συνολικής διαδικασίας.

Ειδική αναφορά θα πρέπει να γίνει στο στάδιο `BLE_LLD_State_Machine_Conf`, που ουσιαστικά αναθέτει στον δεύτερο πυρήνα του MCU, υπεύθυνο για το Radio, τον τρόπο με τον οποίο θα λειτουργεί. Για να επιτευχθεί γρήγορη λειτουργία του Radio, έχουν αναπτυχθεί τα Action Packets από την βιβλιοθήκη

του BLE LLD, τα οποία μπορούν να μπουν σε διάφορες αλυσιδωτές λογικές για να αποστέλλουν ή να δέχονται ασύρματα πακέτα. Στην συγκεκριμένη εφαρμογή της master πλακέτας έχει αναπτυχθεί το παρακάτω Action Packet το οποίο ξανά ξεκινά μετά το επιτυχημένο ή αποτυχημένο πέρας του.

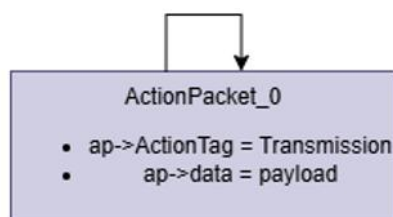


Figure 4.21 Master BLE_LLD Action Packet

Στην συνέχεια παρουσιάζεται το διάγραμμα ροής του ενσωματωμένου λογισμικού που τρέχει στις Slave Πλακέτες.

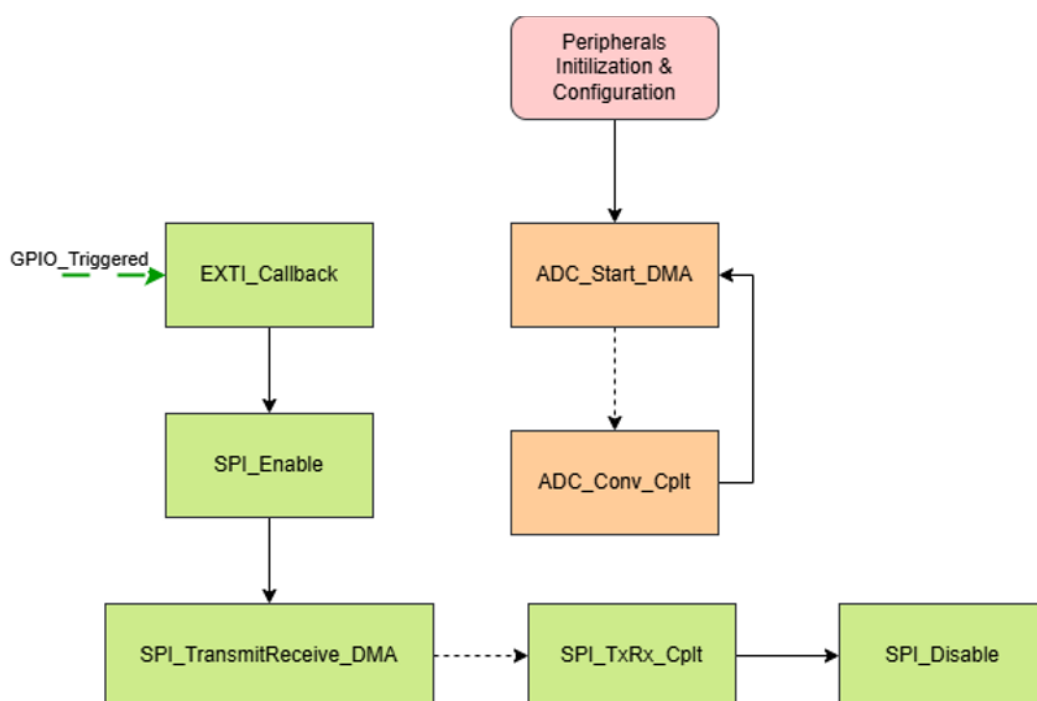


Figure 4.22 Slave board Firmware Flowchart

Όπως και στην περίπτωση της πλακέτας Master, η δειγματοληψία των σημάτων EMG πραγματοποιείται συνεχώς και αδιάκοπα, με χρήση του ενσωματωμένου ADC σε λειτουργία συνεχούς μετατροπής, και με τη βοήθεια DMA, ώστε τα δεδομένα να μεταφέρονται αυτόματα σε πίνακες μνήμης χωρίς την παρέμβαση της CPU.

Τα συλλεγμένα δεδομένα αποστέλλονται προς την Master πλακέτα μέσω του διαύλου SPI, επίσης με χρήση DMA, τη στιγμή που η Master επιλέξει τη συγκεκριμένη slave, ενεργοποιώντας το αντίστοιχο σήμα Slave Select (GPIO). Η ενεργοποίηση αυτή ανιχνεύεται από την slave πλακέτα μέσω εξωτερικής διακοπής (EXTI), με χειρισμό στη συνάρτηση EXTI_Callback(), η οποία αποτελεί το σημείο εκκίνησης για την SPI μετάδοση.

Αξίζει να σημειωθεί μια κρίσιμη τεχνική απαίτηση: για την ορθή λειτουργία της πολλαπλής SPI αρχιτεκτονικής, το περιφερειακό SPI κάθε slave παραμένει απενεργοποιημένο έως ότου η πλακέτα επιλεγεί ενεργά από την Master. Μετά την ολοκλήρωση της επικοινωνίας, το SPI απενεργοποιείται εκ νέου. Η πρακτική αυτή διασφαλίζει ότι η γραμμή MISO των SPI slave πλακετών δεν παραμένει ενεργή όταν δεν χρησιμοποιείται, με αποτέλεσμα να βρίσκεται σε κατάσταση υψηλής αντίστασης (floating), επιτρέποντας έτσι την ανεμπόδιστη επικοινωνία της Master με τον επόμενο επιλεγμένο slave χωρίς συγκρούσεις ή παρεμβολές στο bus.

Τέλος, παρουσιάζεται το διάγραμμα ροής του ενσωματωμένου λογισμικού που εκτελείται στο USB dongle.

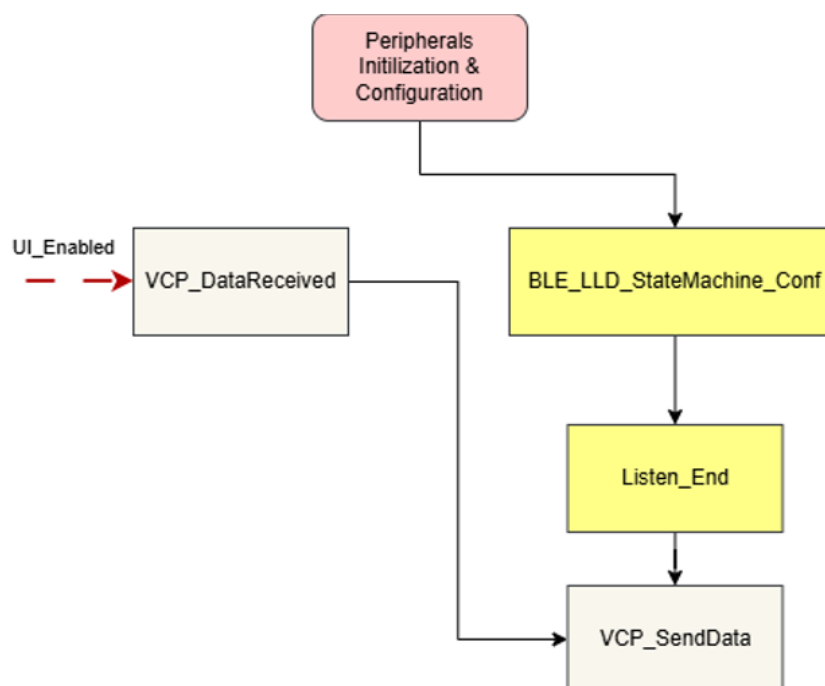


Figure 4.23 USB Dongle Firmware Flowchart

Όσον αφορά τη λειτουργία του ασύρματου υποσυστήματος, ακολουθείται παρόμοια αρχιτεκτονική με αυτήν της πλακέτας Master, με τη βασική διαφορά ότι στην περίπτωση του dongle πραγματοποιείται αποκλειστικά λήψη δεδομένων. Συγκεκριμένα, το dongle βρίσκεται σε συνεχή κατάσταση αναμονής για την παραλαβή πακέτων δεδομένων μέσω του ενσωματωμένου RF υποσυστήματος κάνοντας χρήση του BLE_LLD stack της ST. Η ασύρματη λήψη βασίζεται σε προκαθορισμένο Action Packet, το οποίο καθορίζει τον τρόπο με τον οποίο το radio πραγματοποιεί τη λήψη δεδομένων και επαναχρησιμοποιείται κυκλικά για να εξασφαλίσει συνεχή λειτουργία.

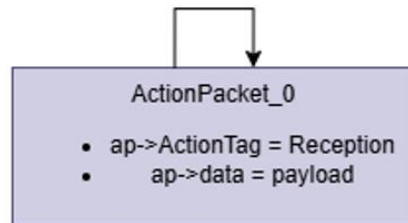


Figure 4.24 USB Dongle BLE_LLD Action Packet

Μόλις ολοκληρωθεί η ασύρματη λήψη, τα δεδομένα προωθούνται προς τον υπολογιστή μέσω USB, αξιοποιώντας τη λειτουργία Virtual COM Port. Η αποστολή προς τον υπολογιστή πραγματοποιείται μόνο όταν η γραφική διεπαφή χρήστη (UI) που έχει αναπτυχθεί για real-time απεικόνιση είναι ενεργή και διαθέσιμη για ανάγνωση των δεδομένων από τη σειριακή θύρα.

5 Αποτελέσματα

5.1 Ασύρματη Συλλογή δεδομένων EMG

Για την αξιολόγηση της ποιότητας των σημάτων ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) και τη δοκιμή της ασύρματης λειτουργικότητας του συστήματος, πραγματοποιήθηκαν πειράματα χρησιμοποιώντας αναλώσιμα ηλεκτρόδια Ag/AgCl. Συγκεκριμένα, τοποθετήθηκαν οκτώ επιφανειακά ηλεκτρόδια στο έσω τμήμα του γαστροκνημίου μυός του κάτω άκρου, ενώ το ηλεκτρόδιο αναφοράς τοποθετήθηκε στο γόνατο και το ηλεκτρόδιο γείωσης στον καρπό, όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα. Οι μετρήσεις καταγράφηκαν σε μονοπολική διάταξη, με τροφοδοσία των πλακετών μέσω συμβατικού power bank.

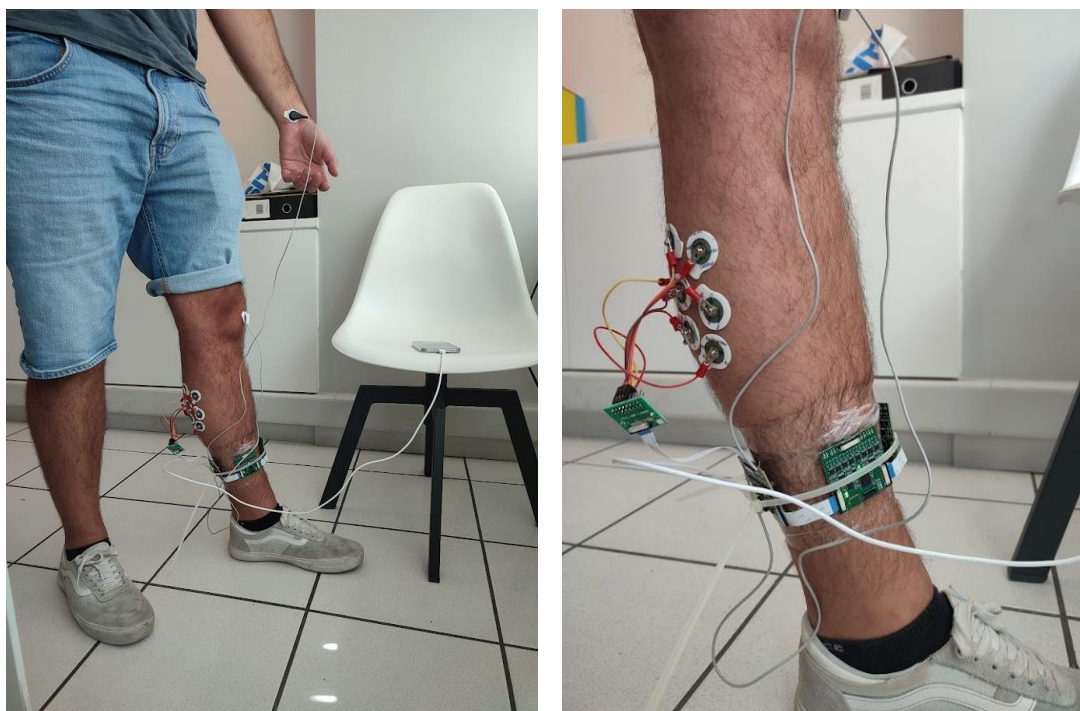


Figure 5.1 EMG Experimental Setup



Figure 5.2 USB Dongle on laptop

Η συλλογή των δεδομένων πραγματοποιήθηκε ασύρματα μέσω USB dongle, ενώ η οπτικοποίησή τους υλοποιήθηκε σε γραφικό περιβάλλον διεπαφής χρήστη (UI) αναπτυγμένο στη γλώσσα Python με χρήση της βιβλιοθήκης *pyqtgraph*. Οι αποκρίσεις από τα διαθέσιμα κανάλια των πλακετών παρουσιάζονται στις παρακάτω εικόνες.

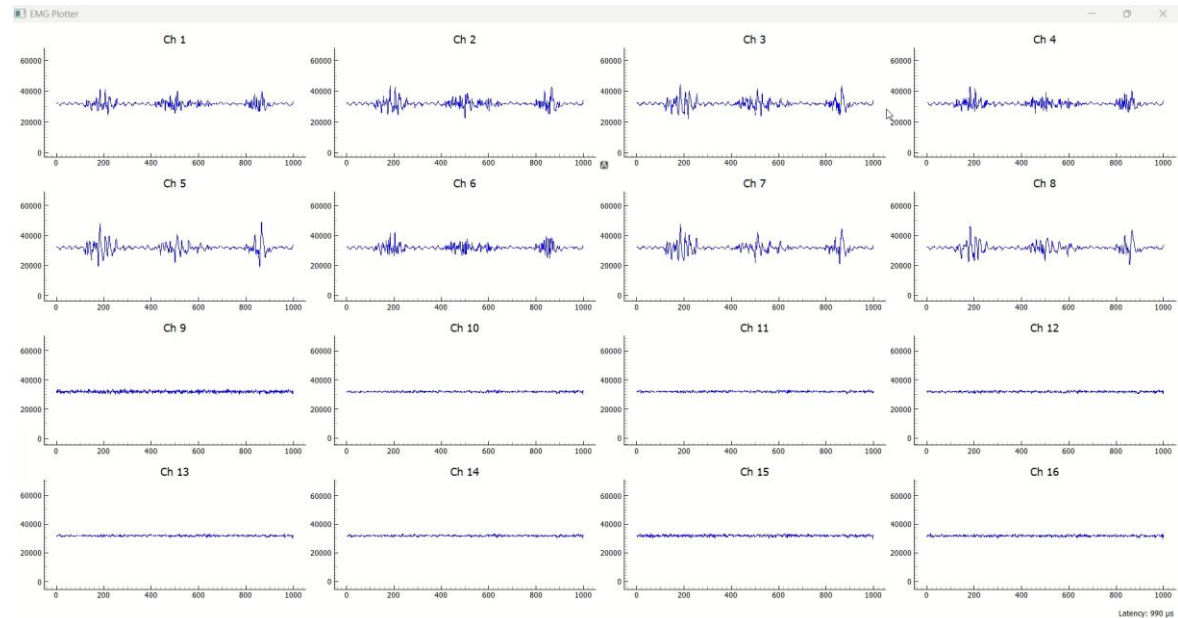


Figure 5.3 Master board EMG Channels

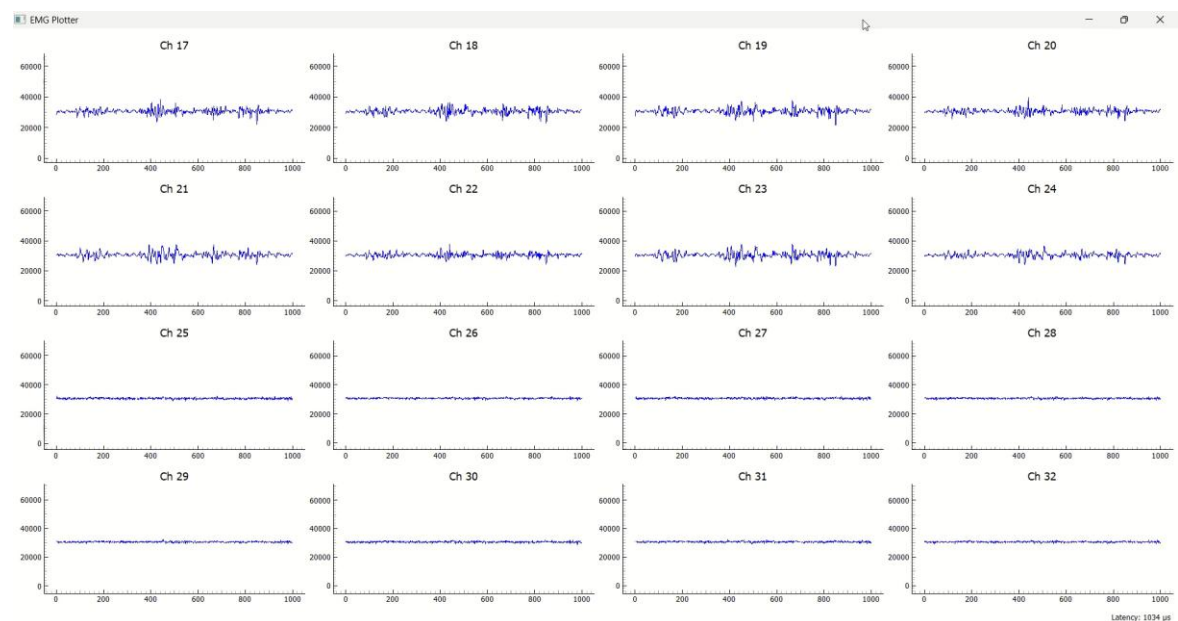


Figure 5.4 Slave 1 board EMG Channels

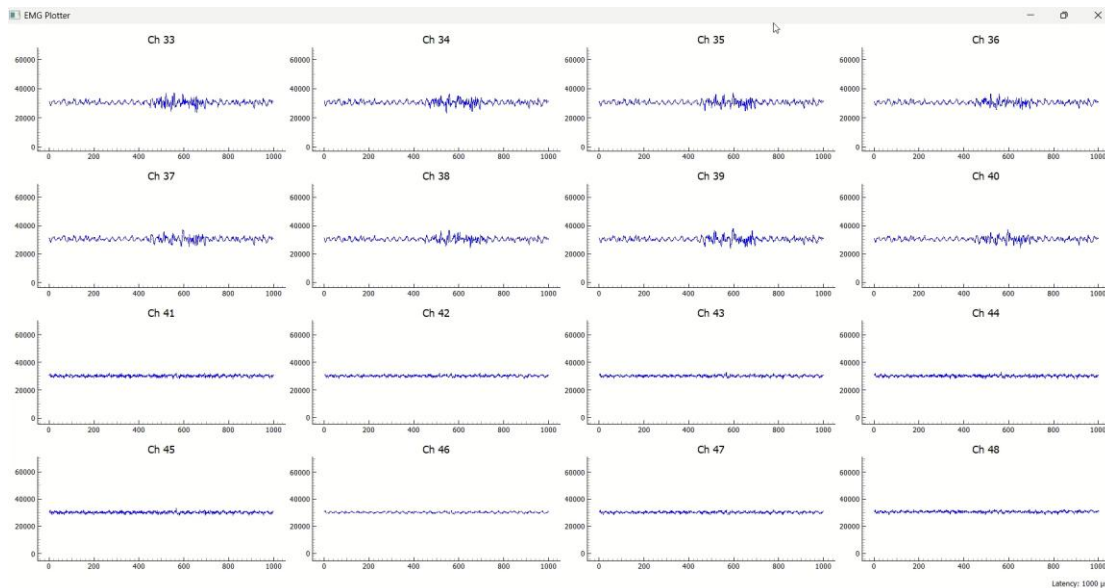


Figure 5.5 Slave 2 board EMG Channels

Στο κάτω δεξί μέρος του παραθύρου UI προβάλλεται επίσης η χρονική καθυστέρηση (latency) μεταξύ δύο διαδοχικών USB πακέτων, η οποία κατά τις δοκιμές κυμάνθηκε κοντά στα 1000 μ s. Η τιμή αυτή εξαρτάται σε σημαντικό βαθμό από τις δυνατότητες του υπολογιστή υποδοχής (host), καθώς και από τη διαχείριση των παρεμβολών και των διεργασιών του λειτουργικού συστήματος. Από πλευράς συστήματος, κατά την υλοποίηση του firmware των πλακετών, μετρήθηκε ότι ο χρόνος συλλογής δεδομένων από το SPI ανέρχεται σε περίπου 400 μ s, ενώ η ασύρματη μετάδοση από την πλακέτα Master προς το USB dongle απαιτεί επιπλέον 700 μ s.

Το όριο αυτό (περίπου 700 μ s) αποτελεί την κατώτερη καθυστέρηση που μπορεί να επιτευχθεί με την τρέχουσα αρχιτεκτονική και παραμετροποίηση του συστήματος. Περαιτέρω μείωση του latency θα ήταν δυνατή μόνο μέσω της μείωσης του μεγέθους των μεταδιδόμενων πακέτων (payload). Ενδεικτικά, εάν οι μετρήσεις του ADC δεν χρησιμοποιούσαν τεχνικές hardware oversampling για αύξηση της ανάλυσης στα 16 bit και περιορίζονταν στην εγγενή ανάλυση των 12 bit, θα μπορούσε να εφαρμοστεί πυκνότερη αποθήκευση (data packing), κατά την οποία δύο δείγματα θα καταλάμβαναν συνολικά 3 bytes αντί για 4. Αυτό θα απαιτούσε προσεκτική διαχείριση σε επίπεδο bit (bit shifting και masking) τόσο κατά την αποστολή όσο και κατά την αποκωδικοποίηση των δεδομένων. Μια τέτοια βελτιστοποίηση θα μείωνε τον συνολικό όγκο των δεδομένων ανά πακέτο, μειώνοντας έτσι τον απαιτούμενο χρόνο μετάδοσης χωρίς να επηρεάζεται ο ρυθμός δειγματοληψίας. Ωστόσο, οι μετρούμενοι χρόνοι (400 μ s για τη συλλογή από το SPI και 700 μ s για την ασύρματη μετάδοση) κρίθηκαν επαρκείς για τις απαιτήσεις της παρούσας εφαρμογής και δεν εξετάστηκαν περαιτέρω τεχνικές για την επίτευξη χαμηλότερων καθυστερήσεων.

5.2 Ασύρματη Συλλογή δεδομένων IMU

Παράλληλα με την καταγραφή των EMG σημάτων, πραγματοποιήθηκε ασύρματη συλλογή δεδομένων από την ενσωματωμένη μονάδα αδρανειακής μέτρησης (IMU). Η οπτικοποίηση των δεδομένων υλοποιήθηκε μέσω εφαρμογής σε περιβάλλον *Processing*, χρησιμοποιώντας τη γλώσσα προγραμματισμού Java. Το *Processing app* παρέχει τη δυνατότητα απεικόνισης τρισδιάστατων αντικειμένων, διευκολύνοντας έτσι την αναπαράσταση της κίνησης και του προσανατολισμού στο χώρο σε πραγματικό χρόνο.

Οι περιστροφές απεικονίζονται μέσω quaternions που εξάγονται από την Master πλακέτα και μεταδίδονται ασύρματα στον υπολογιστή. Στην παρακάτω εικόνα παρουσιάζεται ένα χαρακτηριστικό στιγμιότυπο της οπτικοποίησης.

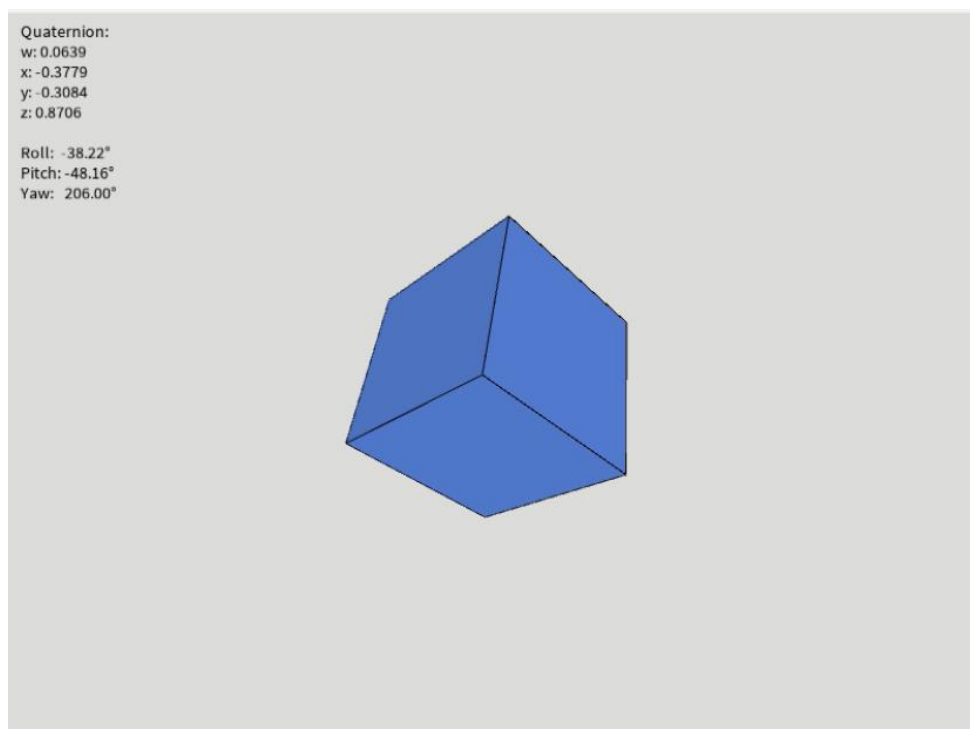


Figure 5.6 IMU 3D Orientation Visualization

5.3 Ενσύρματη Συλλογή δεδομένων EMG

Δοκιμές του συστήματος πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση του ενδύματος HD-EMG ηλεκτροδίων που αναπτύσσεται στο πλαίσιο του έργου SWAG. Το ένδυμα αποτελείται από 64 ηλεκτρόδια κατασκευασμένα από αγωγίμο θερμοπλαστικό πολυουρεθάνιο (conductive TPU), κατανεμημένα ομοιόμορφα σε πλέγμα. Ως ηλεκτρόδιο αναφοράς και γείωσης χρησιμοποιήθηκε συμβατικό αναλώσιμο τύπου Ag/AgCl.

Το πείραμα εκτελέστηκε ως δοκιμή επίδειξης της λειτουργικότητας του συστήματος σε 3 κανάλια. Η συλλογή των δεδομένων πραγματοποιήθηκε ενσύρματα μέσω USB, αξιοποιώντας το κλειστού τύπου firmware που

αναπτύχθηκε ειδικά για τις ανάγκες του έργου. Η σχηματική αναπαράσταση του πειράματος παρουσιάζεται γραφικά στην παρακάτω εικόνα.

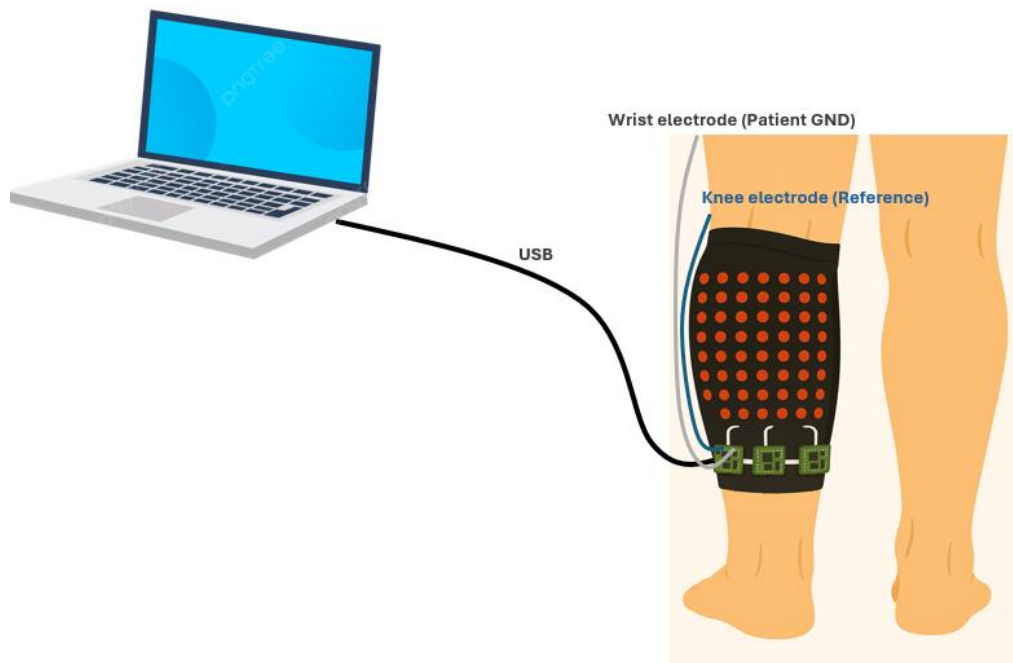


Figure 5.7 Figure of SWAG EMG Garment and acquisition system

Οι παρακάτω εικόνες τα καταγεγραμμένα σήματα από τα τρία επιλεγμένα κανάλια που πραγματοποιήθηκαν σε πραγματικό χρόνο.

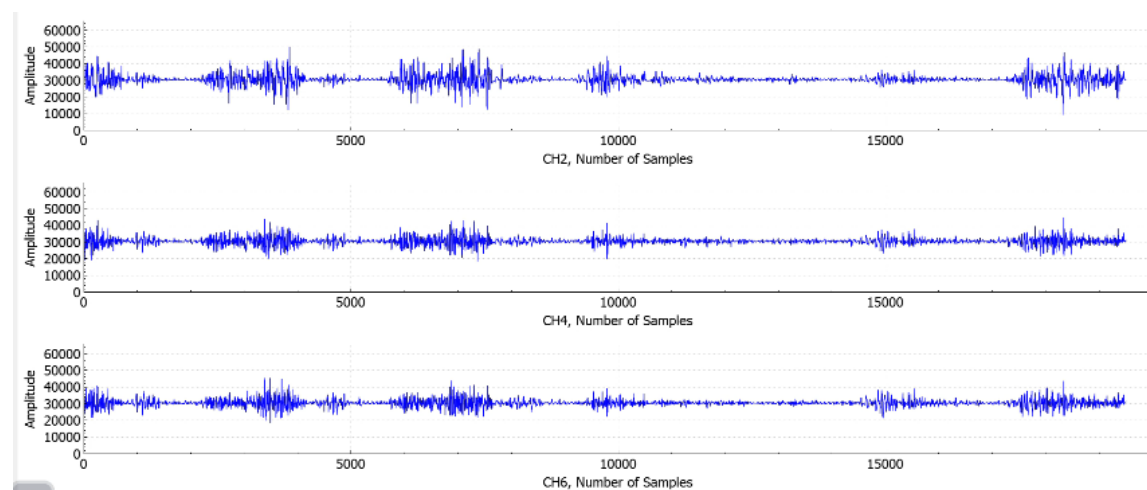


Figure 5.8 Example of EMG signals acquired from three selected channels

6 Συμπεράσματα

Η παρούσα διπλωματική εργασία απέδειξε ότι είναι δυνατή και αξιόπιστη η ανάπτυξη ενός πολυκάναλου συστήματος καταγραφής επιφανειακών σημάτων ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) σε πραγματικό χρόνο, με δυνατότητα τόσο ενσύρματης όσο και ασύρματης επικοινωνίας, καθώς και ταυτόχρονη ενσωμάτωση αδρανειακών δεδομένων (IMU).

Η προοδευτική ανάπτυξη του αναλογικού υποσυστήματος (AFE), ξεκινώντας από προσομοιώσεις και δοκιμές σε ξεχωριστές πλακέτες αξιολόγησης έως την πλήρη ενσωμάτωσή του στο σύστημα, απέδειξε ότι είναι δυνατή η υλοποίηση χαμηλού θορύβου, ικανού εύρους ζώνης και βελτιστοποιημένων χαρακτηριστικών για εφαρμογές ηλεκτρομυογραφίας με χρήση διακριτών στοιχείων.

Η επικοινωνία μεταξύ πλακετών υλοποιήθηκε μέσω του πρωτοκόλλου SPI, επιτυγχάνοντας χρόνους συλλογής κατάλληλους για εφαρμογές πραγματικού χρόνου. Η ασύρματη μεταφορά δεδομένων υλοποιήθηκε μέσω ιδιόκτητου πρωτοκόλλου μικρής εμβέλειας, το οποίο αποδείχθηκε κατάλληλο για τη μετάδοση μεγάλου αριθμού καναλιών χωρίς απώλειες ή χρονικές αποκλίσεις. Παράλληλα, δοκιμάστηκε με επιτυχία και η ενσύρματη μετάδοση δεδομένων μέσω custom υλοποίησης USB απευθείας από τη Master πλακέτα, χωρίς ενδιάμεσο δέκτη.

Η αξιοπιστία του συστήματος επιβεβαιώθηκε πειραματικά με χρήση τόσο συμβατικών Ag/AgCl ηλεκτροδίων όσο και ενδύματος ηλεκτροδίων υψηλής πυκνότητας (HD-EMG), στο πλαίσιο του ερευνητικού έργου SWAG. Η οπτικοποίηση των σημάτων EMG και των quaternions σε πραγματικό χρόνο μέσω γραφικών διεπαφών συνέβαλε στην επιβεβαίωση της συνολικής ποιότητας και συνέπειας του συστήματος.

Συνοψίζοντας, η εργασία κατέληξε στην ανάπτυξη μιας πλήρους και λειτουργικής πλατφόρμας για την καταγραφή βιοηλεκτρικών και αδρανειακών σημάτων, η οποία μπορεί να αποτελέσει βάση για περαιτέρω έρευνα σε τομείς όπως η ανάλυση μυϊκής δραστηριότητας, η εκτίμηση κίνησης, τα εξωσκελετικά βοηθήματα και οι εφαρμογές αποκατάστασης. Το σύστημα προσφέρει δυνατότητες επέκτασης τόσο στο υλικό όσο και στο λογισμικό επίπεδο, θέτοντας ισχυρές βάσεις για μελλοντικές εφαρμογές φορητών βιοϊατρικών συστημάτων.

7 Μελλοντική Μελέτη

Βάσει της παρούσας υλοποίησης, αναδεικνύονται δύο κύριες κατευθύνσεις για μελλοντική έρευνα και ανάπτυξη.

Η πρώτη αφορά την αξιοποίηση των καταγεγραμμένων σημάτων με στόχο την εξαγωγή πληροφορίας σχετικής με τη μυϊκή λειτουργία και την ανάλυση της ανθρώπινης κίνησης. Πεδία όπως η αναγνώριση ενεργών μυϊκών ομάδων, η παρακολούθηση της βάρδισης μέσω συγχώνευσης EMG και IMU δεδομένων, καθώς και η ανίχνευση κινητικών προτύπων, αποτελούν αντιπροσωπευτικές εφαρμογές. Η ενσωμάτωση αλγορίθμων μηχανικής μάθησης θα μπορούσε να ενισχύσει περαιτέρω τη λειτουργικότητα του συστήματος, καθιστώντας το κατάλληλο για διεπαφές ανθρώπου-μηχανής (HMI), εργονομική αξιολόγηση και προγνωστικά εργαλεία αποκατάστασης.

Η δεύτερη κατεύθυνση επικεντρώνεται στη βελτίωση του αναλογικού υποσυστήματος. Η ενσωμάτωση μεταβλητών φίλτρων ή η προσαρμογή του συστήματος ώστε να υποστηρίζει επιπλέον τύπους βιοσημάτων, όπως EEG ή ECG, θα επέτρεπε την επέκτασή του σε πολυλειτουργικό καταγραφικό εργαλείο. Έτσι, η υλοποιημένη πλατφόρμα θα μπορούσε να εξελιχθεί σε ένα ευέλικτο εργαλείο βιοϊατρικής καταγραφής, κατάλληλο για πληθώρα ερευνητικών και κλινικών εφαρμογών.

8 Βιβλιογραφία

- [1] Farina, D., Jiang, N., Rehbaum, H., et al. (2014). The extraction of neural information from the surface EMG for the control of upper-limb prostheses: emerging avenues and challenges. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, 22(4), 797–809.
- [2] Young, A. J., & Ferris, D. P. (2017). *State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(2), 171–182.
- [3] Κουτσούρης, Δ.-Δ., Παυλόπουλος, Σ., & Πρέντζα, Α. (2003). **Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων**. Θεσσαλονίκη: Εκδόσεις Τζιόλα.
- [4] Ινστιτούτο Τεχνολογίας Υπολογιστών και Εκδόσεων «Διόφαντος». **Βιολογία Α' Γενικού Λυκείου**.
- [5] Bear, M. F., Connors, B. W., & Paradiso, M. A. (2016). *Neuroscience: Exploring the Brain* (4η έκδ.). Wolters Kluwer.
- [6] Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography* (Version 1.0). Noraxon Inc.
- [7] Hall, J. E., & Guyton, A. C. (2021). *Textbook of Medical Physiology* (14η έκδ.). Elsevier.
- [8] Marieb, E. N., & Hoehn, K. (2018). *Human Anatomy & Physiology* (11η έκδ.). Pearson.
- [9] Σπυρόπουλος, Β. (2015). **Εισαγωγή στην Τεχνολογία Χειρουργείου, Εντατικής και Επείγουσας Ιατρικής**. Ελληνικά Ακαδημαϊκά Ηλεκτρονικά Συγγράμματα και Βοηθήματα.
- [10] ResearchGate. (n.d.). Electrical equivalent circuit of a dry electrode connected to the skin. Retrieved from https://www.researchgate.net/figure/Electrical-equivalent-circuit-of-a-dry-electrode-connected-to-the-skin-The_fig1_328438281
- [11] Wikipedia. (2025). Silver chloride electrode. Retrieved from https://en.wikipedia.org/wiki/Silver_chloride_electrode
- [12] Καλοβρέκτης, Κ., & Κατέβας, Ν. (2018). **Αισθητήρες Μέτρησης και Ελέγχου** (3η έκδ.). Εκδόσεις Τζιόλα.
- [13] Xie, S. (n.d.). Practical Filter Design Challenges and Considerations for Precision ADCs. Analog Devices.
- [14] Gray, P. R., Hurst, P. J., Lewis, S. H., & Meyer, R. G. (2009). **Analysis and Design of Analog Integrated Circuits** (5η έκδ.). Wiley.
- [15] Por, E., van Kooten, M., & Sarkovic, V. (2019). **Nyquist–Shannon Sampling Theorem**.
- [16] Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (2020). **Surface Electromyography in Clinical Assessment and Neurorehabilitation**. PMC.
- [17] Felici, F., & Del Vecchio, A. (2020). Surface Electromyography: What Limits Its Use in Exercise and Sport Physiology? **Frontiers in Neurology*, 11*, 578504.

- [18] Grison, A., Mendez Guerra, I., Clarke, A. K., Holobar, A., Vieira, T. M. M., & Farina, D. (2024). *Unlocking the full potential of high-density surface EMG: Novel non-invasive high-yield motor unit decomposition*. arXiv preprint arXiv:2410.14800.
- [19] TMSi. (n.d.). What is the difference between HD-EMG and Bipolar EMG? Retrieved from <https://knowledge.tmsi.com>
- [20] Campanini, I., Merlo, A., Disselhorst-Klug, C., Mesin, L., Muceli, S., & Merletti, R. (2022). Fundamental concepts of bipolar and high-density surface EMG understanding and teaching for clinical, occupational, and sport applications: Origin, detection, and main errors. **Sensors, 22*(11)*, 4150. <https://doi.org/10.3390/s22114150>
- [21] CEVA. (n.d.). Motion Sensors: How Many Axes Do You Need? Retrieved from <https://www.ceva-ip.com/blog/motion-sensors-how-many-axes-do-you-need/>
- [22] X. Wang. (2010). **MEMS Accelerometers**. University of Massachusetts Lowell. Retrieved from https://faculty.uml.edu/xwang/16.541/2010/MEMS_accelerometers.pdf
- [23] Beeby, S., Ensell, G., Kraft, M., & White, N. (2004). **MEMS Mechanical Sensors**. Artech House.
- [24] Vinoy, K. J., Ananthasuresh, G. K., Pratap, R., & Krupanidhi, S. B. (2014). **Micro and Smart Devices and Systems**. Springer.
- [25] Ripka, P. (2001). *Magnetic Sensors and Magnetometers*. Artech House.
- [26] Sabatini, A. M. (2011). *Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing*.
- [27] Bosch Sensortec. (2016). *BSX Sensor Fusion for Smart Sensor Systems* (Application Note, Rev. 1.0). Retrieved from https://www.bosch-sensortec.com/media/boschsensortec/downloads/application_notes/bsxfusion-whitepaper.pdf
- [28] Kuipers, J. B. (1999). **Quaternions and Rotation Sequences: A Primer with Applications to Orbits, Aerospace, and Virtual Reality**. Princeton University Press.
- [29] Diebel, J. (2006). **Representing Attitude: Euler Angles, Unit Quaternions, and Rotation Vectors**. Stanford University.
- [30] MathWorks. (n.d.). Quaternion – Navigation Toolbox. Retrieved from <https://www.mathworks.com/help/nav/ref/quaternion.html>
- [31] Merletti, R., & Parker, P. J. (Eds.). (2004). **Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications** (Vol. 11). John Wiley & Sons.
- [32] Intan Technologies. (2018). *RHD2000-Series Digital Electrophysiology Interface Chips – Datasheet* (Rev. 1.6). Retrieved from https://www.intantech.com/files/Intan_RHD2000_series_datasheet.pdf
- [33] Texas Instruments. (2019). **AC Coupled Instrumentation Amplifier Circuit**.

- [34] Koutsoftidis, S., Barsakcioglu, D. Y., Petkos, K., Farina, D., & Drakakis, E. (2022). MyoLink: A 128-Channel, 18 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, Embedded Recording System, Optimized for High-Density Surface Electromyogram Acquisition.
- [35] Petkos, K., Koutsoftidis, S., Guiho, T., et al. (2019). A high-performance 8 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ 8-channel wearable and wireless system for real-time monitoring of bioelectrical signals.
- [36] Analog Devices. (2007). *Designing Amplifier Circuits: How to Avoid Common Problems*.
- [37] Texas Instruments. (2021). *Importance of Input Bias Current Return Paths in Instrumentation Amplifier Applications*.
- [38] Huber, K. (2013). *Active and Passive Third-Order Filters*.
- [39] Van Valkenburg, M. E. (1982). *Analog Filter Design*.
- [40] Texas Instruments. (2002). *Designing Gain and Offset in Thirty Seconds*.
- [41] Texas Instruments. (2002, October). *Active Low-Pass Filter Design* (Application Report No. SLOA049D). Retrieved from <https://www.ti.com/lit/an/sloa049d/sloa049d.pdf>
- [42] Sinha, A. K., Caviglia, D. D., & Gaur, P. (2012). Design of an advanced signal conditioning unit for sensor with reduced off-the-shelf components.
- [43] Digi-Key. (n.d.). IoT Microcontrollers Have ADCs: Know When to Apply an External ADC. Retrieved from <https://www.digikey.com/en/articles/iot-microcontrollers-have-adcs-know-when-apply-an-external-adc>
- [44] STMicroelectronics. (n.d.). *UM2823 STM32WB Nucleo64 Board User Manual*. Retrieved from https://www.st.com/resource/en/user_manual/um2823-stm32wb-nucleo64-board-mb1641-stmicroelectronics.pdf
- [45] STMicroelectronics. (2023, March). *STM32WB55 Multiprotocol Wireless 32-bit MCU Arm® Cortex®-M4 with FPU, Bluetooth® 5 and 802.15.4 radio solution – Datasheet* (Rev. 9). Retrieved from <https://www.st.com/resource/en/datasheet/stm32wb55rg.pdf>
- [46] Texas Instruments. (n.d.). *MAX660 Datasheet*. Retrieved from <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/max660.pdf>
- [47] STMicroelectronics. (n.d.). *AN5537 – How to Use ADC Oversampling Techniques to Improve SNR on STM32 MCUs*.
- [48] STMicroelectronics. (n.d.). *Introduction to USB with STM32*. Retrieved from https://wiki.st.com/stm32mcu/wiki/Introduction_to_USB_with_STM32
- [49] Dhaker, P. (2018). Introduction to SPI Interface. *Analog Dialogue*, 52(09).
- [50] Axelson, J. (n.d.). *Embedded Systems: Real-Time Interfacing to Arm Cortex-M Microcontrollers* (Vol. 2).
- [51] Philips Semiconductors. (2000). *The I²C-Bus Specification* (Version 2.1).

- [52] Analog Devices. (n.d.). I2C Primer – What is I2C? Part 1. Retrieved from <https://www.analog.com/en/resources/technical-articles/i2c-primer-what-is-i2c-part-1.html>
- [53] Memfault. (n.d.). BLE Throughput Primer. Retrieved from <https://interrupt.memfault.com/blog/ble-throughput-primer>
- [54] STMicroelectronics. (n.d.). *AN5289 – How to Build Wireless Applications with STM32WB MCUs*.
- [55] STMicroelectronics. (n.d.). *UM2804 – STM32WB Series BLE Low-Level Driver (LLD)*.
- [56] Altium. (n.d.). How to Use a Ferrite Bead in Your Design to Reduce EMI. Retrieved from <https://resources.altium.com/p/how-use-ferrite-bead-your-design-reduce-emi>
- [57] CEVA. (n.d.). SH-2 Reference Manual. Retrieved from <https://www.ceva-ip.com/wp-content/uploads/SH-2-Reference-Manual.pdf>
- [58] CEVA. (n.d.). BNO080/085 Datasheet. Retrieved from https://www.ceva-ip.com/wp-content/uploads/BNO080_085-Datasheet.pdf