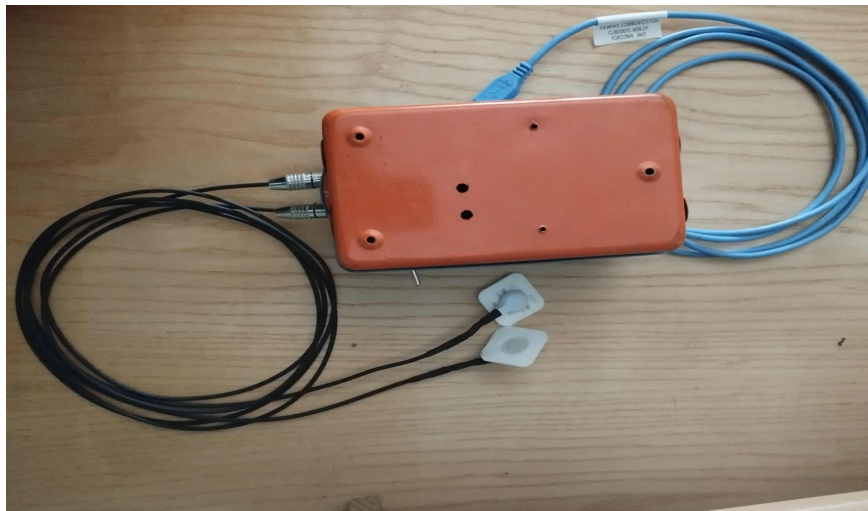


ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ
ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

«Σχεδίαση και υλοποίηση συσκευής
ηλεκτροκαρδιογράφου ecg »



Του φοιτητή Χατζηγεωργίου Χρήστου-Εμμανουήλ
Αρ. Μητρώου: 513187

Επιβλέπων καθηγητής: Γιακουμής Άγγελος
Βαθμίδα

Ημερομηνία
Θεσσαλονίκη, Σεπτέμβριος 2025

Τίτλος Δ.Ε.: Σχεδίαση και υλοποίηση συσκευής ηλεκτροκαρδιογράφου

Κωδικός Δ.Ε.:513185

Ονοματεπώνυμο φοιτητή/τών :Χατζηγεωργίου Χρήστος Εμμανουήλ

Ονοματεπώνυμο εισηγητή :Άγγελος Γιακουμής

Ημερομηνία ανάληψης Δ.Ε.:

Ημερομηνία περάτωσης Δ.Ε.:

Βεβαιώνω ότι είμαι ο συγγραφέας αυτής της εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, έχω καταγράψει τις όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών, εικόνων και κειμένων, είτε αυτές αναφέρονται ακριβώς είτε παραφρασμένες. Επιπλέον, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία προετοιμάστηκε από εμένα προσωπικά, ειδικά ως διπλωματική εργασία, στο Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του ΔΙ.ΠΑ.Ε.

Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του φοιτητή Χατζηγεωργίου Χρήστου Εμμανουήλ που την εκπόνησε/αν. Στο πλαίσιο της πολιτικής ανοικτής πρόσβασης, ο συγγραφέας/δημιουργός εκχωρεί στο Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος άδεια χρήσης του δικαιώματος αναπαραγωγής, δανεισμού, παρουσίασης στο κοινό και ψηφιακής διάχυσης της εργασίας διεθνώς, σε ηλεκτρονική μορφή και σε οποιοδήποτε μέσο, για διδακτικούς και ερευνητικούς σκοπούς, άνευ ανταλλάγματος. Η ανοικτή πρόσβαση στο πλήρες κείμενο της εργασίας, δεν σημαίνει καθ' οιονδήποτε τρόπο παραχώρηση δικαιωμάτων διανοητικής ιδιοκτησίας του συγγραφέα/δημιουργού, ούτε επιτρέπει την αναπαραγωγή, αναδημοσίευση, αντιγραφή, πώληση, εμπορική χρήση, διανομή, έκδοση, μεταφόρτωση (downloading), ανάρτηση (uploading), μετάφραση, τροποποίηση με οποιονδήποτε τρόπο, τμηματικά ή περιληπτικά της εργασίας, χωρίς τη ρητή προηγούμενη έγγραφη συναίνεση του συγγραφέα/δημιουργού.

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του Διεθνούς Πανεπιστημίου της Ελλάδος, δεν υποδηλώνει απαραίτητως και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα, εκ μέρους του Τμήματος.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες προς τον επιβλέποντα καθηγητή μου, κ. Άγγελο Γιακουμή, για την πολύτιμη καθοδήγηση και αμέριστη υποστήριξή του καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της παρούσας πτυχιακής εργασίας. Η συμβολή του υπήρξε καθοριστική, καθώς ανταποκρινόταν πάντοτε πρόθυμα σε κάθε απορία ή διευκρίνιση που προέκυπτε, παρέχοντας κατευθύνσεις και εποικοδομητικές συμβουλές, οι οποίες συνέβαλαν ουσιαστικά στην ολοκλήρωση του έργου.

Πίνακας περιεχομένων

Κατάλογος Σχημάτων.....	8
Περίληψη.....	10
Κεφάλαιο 1 ^ο : Εισαγωγή	12
1.1 Αντικείμενο και σκοπός του κεφαλαίου	12
1.2 Η σημασία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος στην ιατρική	12
1.3 Εφαρμογές φορητών ECG στην σύγχρονη εποχή.....	12
Κεφάλαιο 2 ^ο : Θεμελιώδεις Έννοιες Καρδιολογίας και ECG	13
2.1 Ηλεκτροφυσιολογία της καρδιάς	13
2.2 Διέγερση και αγωγή καρδιακού παλμού.....	13
2.3 Βασικά μέρη του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (κύματα P, QRS, T).....	18
2.4 Κανονικά και παθολογικά ECG	18
2.5 Συχνές διαταραχές (αρρυθμίες, ισχαιμίες κ.ά.)	19
Κεφάλαιο 3 ^ο : Αρχές και Τεχνολογία Ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	20
3.1 Αρχή λειτουργίας ηλεκτροκαρδιογράφου	20
3.2 Τεχνικές λήψης βιοσημάτων	20
3.3 Είδη ηλεκτροδίων και τοποθέτηση	20
3.4 Φίλτρα θορύβου και θωράκιση σήματος.....	20
Κεφάλαιο 4 ^ο : Συσκευές ECG: Κατηγορίες και Τεχνολογικές Εξελίξεις	21
4.1 Κλασικές ιατρικές συσκευές ECG	21
4.2 Φορητές και wearable ECG συσκευές	21
4.3 Χρήση σε εφαρμογές τηλεϊατρικής.....	21
4.4 Εφαρμογές με ενσωμάτωση σε smartphones	22
5.1 Αισθητήρες ECG (biopotential sensors).....	23
5.3 ADC (Analog-to-Digital Converter).....	23
5.4 Προδιαγραφές και παράμετροι.....	24
5.5 Τεχνικές ελαχιστοποίησης θορύβου	24
6.1 Γενικά για τους μικροελεγκτές.....	25
6.2 Arduino: δυνατότητες και περιορισμοί στην ιατρική εφαρμογή.....	25
6.3 Συγκριτική αξιολόγηση άλλων πλατφορμών (π.χ. STM32, ESP32).....	25
6.4 Διασύνδεση αισθητήρων με μικροελεγκτές	26
6.5 Συστήματα ενσωματωμένου λογισμικού.....	26
7.1 Τεχνικές φιλτραρίσματος (Notch, Butterworth, FIR/IIR)	27

7.2 Αποθορυβοποίηση και κανονικοποίηση σήματος	27
7.3 Ανίχνευση QRS Complex	27
7.4 Μετασχηματισμός Fourier και Wavelet	27
7.5 Επεξεργασία σήματος σε περιβάλλον Visual Studio.....	28
8.1 Παρουσίαση του περιβάλλοντος Visual Studio.....	29
8.2 Προγραμματισμός για απεικόνιση βιοσημάτων	29
8.3 GUI για χρήστη – σχεδίαση και διαδραστικότητα	29
8.4 Ενσωμάτωση λήψης δεδομένων από Arduino	30
8.5 Επεξεργασία, αποθήκευση και παρουσίαση δεδομένων ECG	30
9.1 Ασφάλεια χρήσης ιατρικών συσκευών.....	31
9.2 Βιοσυμβατότητα και ηλεκτρική ασφάλεια.....	31
9.3 Κανονισμοί και πρότυπα (IEC 60601, CE, ISO 13485).....	31
Κεφάλαιο 10 ^ο : Ερευνητικό μέρος.....	33
10.1 Σκοπός και στόχοι της κατασκευής.....	34
10.2 Πώς λειτουργεί το σύστημα.....	34
10.3 Λεπτομέρειες Κυκλώματος	35
10.4 Επιλογή Arduino UNO.....	36
Κεφάλαιο 11ο: Εφαρμογή των βημάτων για την δειγματοληψία.....	57
Κεφάλαιο 12ο: Συμπεράσματα και Προτάσεις Βελτίωσης.....	59

Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 1.1: Απεικόνιση του συστήματος αγωγής της καρδιάς

Σχήμα 1.2: Αναπαράσταση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς (ECG)

Σχήμα 1.3: Τυπικά σημεία τοποθέτησης ηλεκτροδίων στο σώμα

Σχήμα 2.1: Η απεικόνιση της ολοκληρωμένης κατασκευής

Σχήμα 2.2: το Arduino Uno R3

Σχήμα 2.3: Γραφικό περιβάλλον του λογισμικού Arduino IDE

Σχήμα 2.4: Κάτοψη της pcb πλακέτας

Σχήμα 2.5: Πλαϊνή απεικόνιση της πλακέτας στο Arduino

Σχήμα 2.6: Πλαϊνή απεικόνιση της πλακέτας στο Arduino με τα RCA

Σχήμα 2.7: Block διάγραμμα του κυκλώματος

Σχήμα 2.8: Το ολοκληρωμένο κύκλωμα AD623ARZ

Σχήμα 2.9: Το ολοκληρωμένο κύκλωμα NE5532

Σχήμα 2.10: Η τελική απεικόνιση των καλωδίων που κατασκευάστηκαν

Σχήμα 2.11: Τα αρσενικά RCA φιο

Σχήμα 2.12: Τα pads

Σχήμα 2.13: Το μεταλλικό κουτί

Σχήμα 2.14: Η τελική συναρμολόγηση των κομματιών της κατασκευής

Σχήμα 2.15: Διάγραμμα ροής του προγράμματος

Σχήμα 2.16: Η εφαρμογή πάνω στο σώμα

Σχήμα 2.17: Η δειγματοληψία του παλμού

Σχήμα 2.18: Τα μέρη του καρδιακού παλμού P,QRS,T

Πρόλογος

Η καρδιολογία αποτελεί έναν από τους σημαντικότερους τομείς της ιατρικής επιστήμης, καθώς η έγκαιρη διάγνωση και παρακολούθηση της λειτουργίας της καρδιάς είναι καθοριστική για την υγεία και την ποιότητα ζωής των ανθρώπων. Ένα από τα βασικότερα εργαλεία σε αυτήν την κατεύθυνση είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG), το οποίο αποτυπώνει με ακρίβεια την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς και παρέχει κρίσιμες πληροφορίες για την κατάσταση του καρδιακού μυός. Παρά τη μεγάλη του σημασία, ο εξοπλισμός καταγραφής ECG συχνά χαρακτηρίζεται από υψηλό κόστος και πολυπλοκότητα, γεγονός που περιορίζει τη διάδοσή του σε εκπαιδευτικά και ερευνητικά περιβάλλοντα.

Με αφετηρία αυτήν τη διαπίστωση, η παρούσα εργασία έχει ως στόχο τη σχεδίαση και υλοποίηση μιας απλής, οικονομικής και λειτουργικής συσκευής ηλεκτροκαρδιογράφου, η οποία βασίζεται σε μικροελεγκτή Arduino UNO και σε κατάλληλη ηλεκτρονική διάταξη ενίσχυσης και φιλτραρίσματος. Παράλληλα, αναπτύχθηκε εφαρμογή σε περιβάλλον υπολογιστή, η οποία αναλαμβάνει την απεικόνιση, αποθήκευση και βασική επεξεργασία του σήματος ECG, με δυνατότητες όπως ρύθμιση χρόνου δειγματοληψίας, προβολή σε πραγματικό χρόνο και εκτύπωση της κυματομορφής.

Η εργασία αυτή δεν φιλοδοξεί να αντικαταστήσει τα επαγγελματικά ιατρικά συστήματα, αλλά να αποτελέσει μια προσιτή λύση για εκπαιδευτικούς και ερευνητικούς σκοπούς, προσφέροντας σε φοιτητές, ερευνητές και ενδιαφερόμενους την ευκαιρία να γνωρίσουν στην πράξη τις αρχές λειτουργίας ενός ηλεκτροκαρδιογράφου. Μέσα από τη μελέτη, τον σχεδιασμό και την υλοποίηση του συστήματος, δίνεται η δυνατότητα κατανόησης βασικών εννοιών της βιοϊατρικής τεχνολογίας, της επεξεργασίας βιοσημάτων και της εφαρμογής μικροελεγκτών στη σύγχρονη ιατρική τεχνολογία.

Περίληψη

Η παρούσα πτυχιακή εργασία πραγματεύεται τη σχεδίαση και υλοποίηση μιας φορητής συσκευής ηλεκτροκαρδιογράφου (ECG) με τη χρήση μικροελεγκτή Arduino και κατάλληλων ηλεκτρονικών διατάξεων. Στο θεωρητικό μέρος παρουσιάζονται οι βασικές αρχές της ηλεκτροφυσιολογίας της καρδιάς, τα χαρακτηριστικά του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και η σημασία του στην ιατρική πράξη. Εξετάζονται οι κατηγορίες και οι τεχνολογικές εξελίξεις στις συσκευές ECG, οι τύποι αισθητήρων και ενισχυτών βιοσημάτων, καθώς και οι τεχνικές ψηφιακής επεξεργασίας που επιτρέπουν την αποθρομβοποίηση και ανάλυση του σήματος.

Το ερευνητικό μέρος επικεντρώνεται στην ανάπτυξη ενός πρωτοτύπου συστήματος βασισμένου σε Arduino UNO, το οποίο συνδέεται με αισθητήρες ECG και κύκλωμα ενίσχυσης. Μέσω του κατάλληλου λογισμικού, επιτυγχάνεται η απόκτηση, επεξεργασία και απεικόνιση του σήματος σε περιβάλλον Visual Studio, με δυνατότητες φιλτραρίσματος, αποθήκευσης και γραφικής αναπαράστασης. Παρουσιάζονται λεπτομέρειες για τον σχεδιασμό και την κατασκευή του κυκλώματος, τις επιλογές εξαρτημάτων και τα ζητήματα ασφάλειας.

Η εργασία καταλήγει ότι η χρήση χαμηλού κόστους μικροελεγκτών και ανοικτών πλατφορμών μπορεί να αποτελέσει αξιόπιστη και προσιτή λύση για εκπαιδευτικούς και ερευνητικούς σκοπούς, ενώ παράλληλα ανοίγει τον δρόμο για μελλοντικές εφαρμογές φορητών ECG σε συστήματα τηλεϊατρικής, πρόληψης και εξατομικευμένης υγειονομικής φροντίδας.

Abstract

This thesis focuses on the design and implementation of a portable electrocardiograph (ECG) device using an Arduino microcontroller and appropriate electronic circuits. The theoretical part presents the fundamental principles of cardiac electrophysiology, the characteristics of the electrocardiogram, and its significance in clinical practice. Different categories of ECG devices and their technological advancements are examined, along with types of sensors, biosignal amplifiers, and digital signal processing techniques that enable noise reduction and accurate analysis of the ECG waveform.

The research part centers on the development of a prototype system based on the Arduino UNO, connected to ECG sensors and amplification circuits. Through dedicated software implemented in the Visual Studio environment, the system is capable of data acquisition, processing, filtering, storage, and real-time visualization. Details regarding the circuit design, component selection, and safety considerations are presented.

The findings of this thesis highlight that low-cost microcontrollers and open-source platforms can provide reliable and accessible solutions for educational and research purposes. Furthermore, the work demonstrates the potential of such systems to contribute to future applications of portable ECG devices in telemedicine, preventive healthcare, and personalized medical monitoring.

Κεφάλαιο 1^ο: Εισαγωγή

1.1 Αντικείμενο και σκοπός του κεφαλαίου

Η καταγραφή και ανάλυση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG) αποτελεί μια από τις πιο σημαντικές διαδικασίες στην κλινική παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας. Το παρόν κεφάλαιο εισάγει τις βασικές έννοιες και το θεωρητικό υπόβαθρο που σχετίζονται με τη λειτουργία, τη σημασία και τη χρήση του ηλεκτροκαρδιογράφου, ειδικά στο πλαίσιο της σύγχρονης τεχνολογίας και της εφαρμογής του σε φορητές συσκευές. Στόχος του κεφαλαίου είναι να παρουσιάσει τις βασικές επιστημονικές αρχές που διέπουν την ηλεκτροφυσιολογία της καρδιάς, την παραγωγή και ανίχνευση των ηλεκτρικών σημάτων, καθώς και τις τεχνολογικές εξελίξεις που καθιστούν δυνατή την κατασκευή ενός απλού, οικονομικού και φορητού ECG βασισμένου σε μικροελεγκτές όπως το Arduino. Το κεφάλαιο αυτό αποτελεί θεμέλιο για την κατανόηση της βιβλιογραφίας που θα αξιοποιηθεί στο υπόλοιπο θεωρητικό μέρος, διαμορφώνοντας το πλαίσιο στο οποίο εντάσσεται η παρούσα εργασία [1].

1.2 Η σημασία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος στην ιατρική

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελεί μια από τις πιο διαδεδομένες μη επεμβατικές μεθόδους απεικόνισης της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Η χρησιμότητά του στην κλινική πράξη αποτυπώνεται σε ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών, από τη διάγνωση αρρυθμιών και ισχαιμικών επεισοδίων μέχρι την παρακολούθηση της καρδιακής απόκρισης σε φαρμακευτική αγωγή ή χειρουργικές επεμβάσεις. Το ECG είναι εργαλείο πρώτης γραμμής στην επείγουσα ιατρική, στην καρδιολογία και στη μονάδα εντατικής θεραπείας. Η δυνατότητα καταγραφής του σήματος με απλές τεχνικές επαφής επιτρέπει την ευρεία του χρήση, ενώ η προτυποποίηση του σήματος σε διεθνές επίπεδο καθιστά τη μελέτη του εφικτή ανεξαρτήτως χώρας ή ιατρικού συστήματος [2].

1.3 Εφαρμογές φορητών ECG στην σύγχρονη εποχή

Η ραγδαία ανάπτυξη της τεχνολογίας φορητών συσκευών τα τελευταία χρόνια έχει οδηγήσει σε μια νέα εποχή για την καταγραφή ECG, επιτρέποντας την ενσωμάτωση συστημάτων παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας σε συσκευές καθημερινής χρήσης όπως τα smartwatches, fitness bands ή ακόμα και σε υφάσματα. Οι wearable ECG συσκευές καθιστούν δυνατή την συνεχή και μη παρεμβατική καταγραφή του σήματος, γεγονός που είναι ιδιαίτερα σημαντικό για την πρόωμη διάγνωση παροδικών αρρυθμιών και για τη μακροχρόνια παρακολούθηση ασθενών με γνωστή καρδιοπάθεια. Επιπλέον, η ενσωμάτωση των δεδομένων αυτών σε πλατφόρμες IoT διευκολύνει την απομακρυσμένη ιατρική φροντίδα και επιτρέπει τη διασύνδεση με cloud-based αλγόριθμους για την ανάλυση του σήματος ECG μέσω τεχνικών μηχανικής μάθησης [3].

Κεφάλαιο 2ο: Θεμελιώδεις Έννοιες Καρδιολογίας και ECG

2.1 Ηλεκτροφυσιολογία της καρδιάς

Η καρδιά λειτουργεί ως αντλία υπό την επίδραση ηλεκτρικών σημάτων που δημιουργούνται και διαδίδονται με εξειδικευμένο τρόπο. Η ηλεκτρική δραστηριότητα ξεκινάει στον φλεβόκομβο (sinoatrial node), ο οποίος λειτουργεί ως φυσικός βηματοδότης του οργανισμού. Το σήμα διαδίδεται μέσω των κόλπων, φτάνει στον κολποκοιλιακό κόμβο (AV node), και στη συνέχεια μεταφέρεται στις κοιλίες μέσω του δεματίου του His και των ινών Purkinje. Κατά τη διάρκεια αυτής της διαδρομής, η ηλεκτρική ώθηση προκαλεί συστολή του καρδιακού μυός. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφει αυτή τη διαδοχή γεγονότων ως διακριτά κύματα (P, QRS, T), που αντιστοιχούν σε συγκεκριμένα ηλεκτροφυσιολογικά στάδια [4]. Η γνώση της φυσιολογικής πορείας του ηλεκτρικού σήματος είναι θεμελιώδης για την κατανόηση των αποκλίσεων που προκύπτουν σε παθολογικές καταστάσεις [5].

Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς βασίζεται στην ανταλλαγή ιόντων μέσω των κυτταρικών μεμβρανών. Κατά την ηρεμία, τα καρδιακά κύτταρα διατηρούν μια διαφορά δυναμικού που οφείλεται κυρίως στα ιόντα νατρίου, καλίου και ασβεστίου. Κατά την εκπόλωση, παρατηρείται εισροή νατρίου στο κύτταρο, ενώ κατά την επαναπόλωση, τα ιόντα καλίου εξέρχονται, αποκαθιστώντας το αρχικό δυναμικό ηρεμίας. Οι μεταβολές αυτές αποτυπώνονται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα. Οποιαδήποτε διαταραχή στην ιοντική ισορροπία μπορεί να οδηγήσει σε αρρυθμίες ή άλλες παθολογίες που είναι ανιχνεύσιμες μέσω του ECG [6].

2.2 Διέγερση και αγωγή καρδιακού παλμού

Η λειτουργία της καρδιάς βασίζεται σε μια μοναδική ιδιότητα των καρδιακών κυττάρων, γνωστή ως αυτοματικότητα. Πρόκειται για την ικανότητά τους να δημιουργούν ηλεκτρικά ερεθίσματα αυτόματα, χωρίς την ανάγκη εξωτερικού νευρικού ερεθισμού. Αυτή η βιολογική ιδιαιτερότητα είναι θεμελιώδης για τη συνεχή και ρυθμική συστολή της καρδιάς, που καθιστά δυνατή την αποτελεσματική κυκλοφορία του αίματος σε ολόκληρο το σώμα. Η παραγωγή του ερεθίσματος ξεκινάει από τον φλεβόκομβο (sinoatrial node – SA node), που βρίσκεται στο δεξιό κόλπο της καρδιάς. Ο φλεβόκομβος λειτουργεί ως ο φυσικός βηματοδότης του καρδιακού ρυθμού και καθορίζει τη συχνότητα με την οποία η καρδιά συσπάται. Από εκεί, το ηλεκτρικό ερέθισμα εξαπλώνεται μέσω των κόλπων και φτάνει στον κολποκοιλιακό κόμβο (atrioventricular node – AV node), ο οποίος επιτελεί έναν ιδιαίτερο ρόλο. Δρα ως «ηλεκτρικό φίλτρο», επιβραδύνοντας προσωρινά το ερέθισμα, ώστε οι κόλποι να ολοκληρώσουν τη συστολή τους πριν αρχίσει η εκπόλωση των κοιλιών [4].

Αφού ολοκληρωθεί αυτή η καθυστέρηση, το ερέθισμα μεταδίδεται μέσω του δεματίου του His και των δεξιών και αριστερών σκελών, τα οποία οδηγούν στις ίνες Purkinje, που εκτείνονται σε όλο το τοίχωμα των κοιλιών. Αυτή η ακριβής και ταχύτατη διαδρομή διασφαλίζει ότι η συστολή των κοιλιών θα είναι συγχρονισμένη και αποτελεσματική για την προώθηση του αίματος προς την πνευμονική και συστηματική κυκλοφορία.

Η ταχύτητα αγωγής του ηλεκτρικού ερεθίσματος είναι κρίσιμη για τον συγχρονισμό και την αποτελεσματικότητα των καρδιακών συσπάσεων. Οποιαδήποτε δυσλειτουργία σε αυτό το σύστημα – είτε σε επίπεδο παραγωγής (π.χ. εκτοπική δραστηριότητα) είτε σε επίπεδο αγωγής – μπορεί να έχει

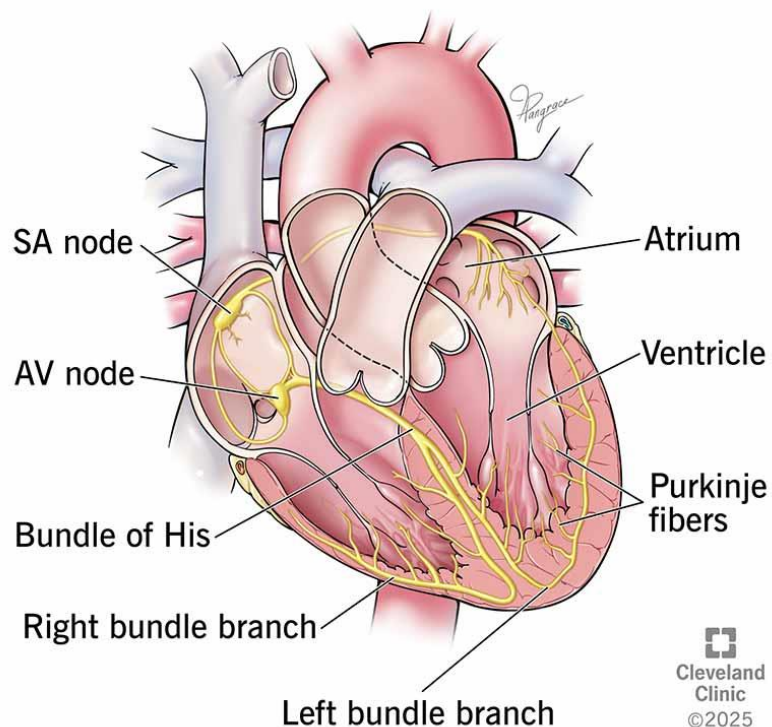
σοβαρές συνέπειες. Τέτοιες διαταραχές περιλαμβάνουν την κολπική μαρμαρυγή, μια συχνή αρρυθμία με χαοτική ηλεκτρική δραστηριότητα στους κόλπους, την κοιλιακή ταχυκαρδία, η οποία μπορεί να εξελιχθεί σε κοιλιακή μαρμαρυγή και να οδηγήσει σε αιφνίδιο καρδιακό θάνατο, αλλά και τον πλήρη καρδιακό αποκλεισμό, όπου δεν υπάρχει καθόλου αγωγή μεταξύ κόλπων και κοιλιών [7].

Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς αποτυπώνεται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG), το οποίο αποτελεί πολύτιμο διαγνωστικό εργαλείο. Η πορεία της αγωγής αντανακλάται σε συγκεκριμένα σημεία του ECG. Για παράδειγμα, το διάστημα PR, που μετρά από την έναρξη του κύματος P μέχρι την αρχή του συμπλέγματος QRS, αντιπροσωπεύει τον χρόνο αγωγής από τους κόλπους στις κοιλίες. Ένα παρατεταμένο PR μπορεί να υποδεικνύει κολποκοιλιακό αποκλεισμό πρώτου βαθμού, ενώ η διεύρυνση του QRS ενδέχεται να οφείλεται σε μπλοκ στα σκέλη του δεματίου του His, δηλαδή σε καθυστέρηση ενδοκοιλιακής αγωγής [6].

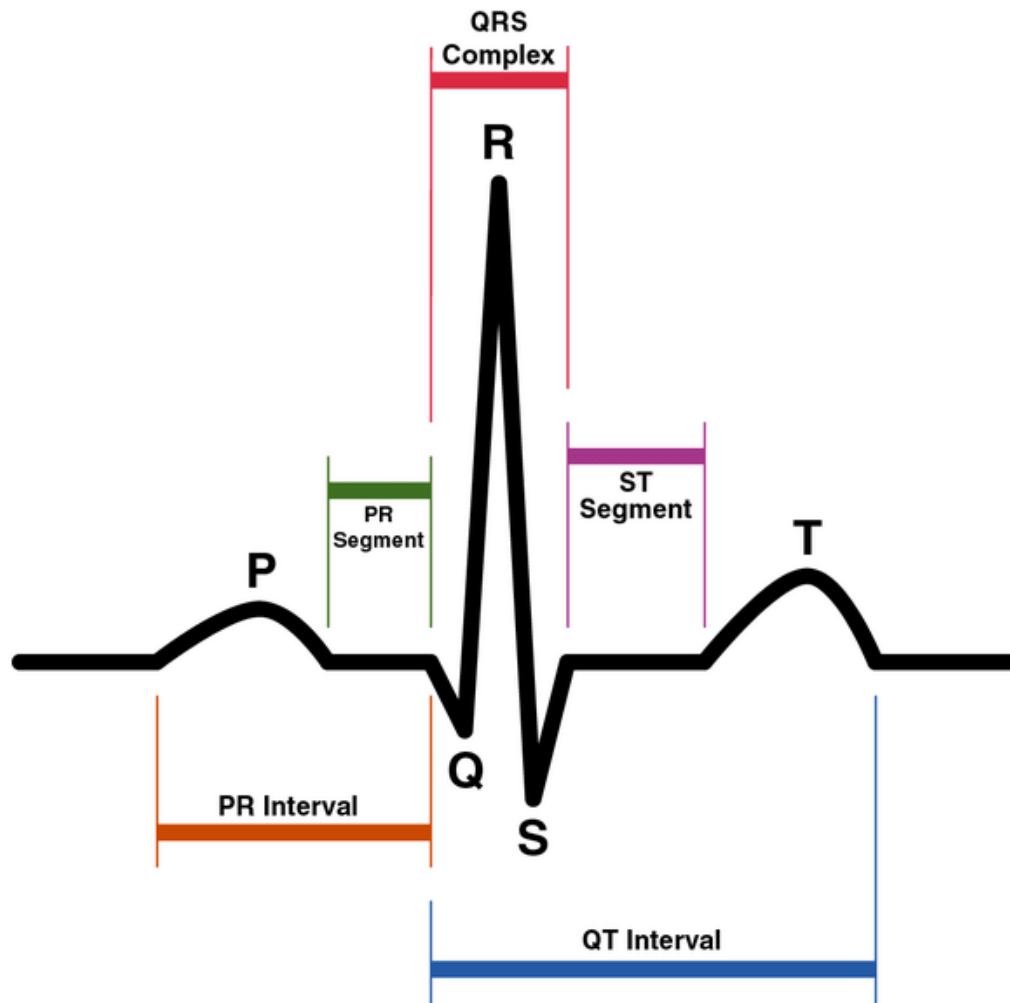
Τα δεδομένα αυτά είναι εξαιρετικά χρήσιμα στην κλινική πράξη, όχι μόνο για τη διάγνωση, αλλά και για την παρακολούθηση της θεραπείας, π.χ. σε ασθενείς με βηματοδότη ή σε παρακολούθηση μετά από έμφραγμα του μυοκαρδίου. Αξιοσημείωτο είναι ότι χάρη στην πρόοδο της τεχνολογίας, η καταγραφή και ανάλυση του ECG δεν περιορίζεται πλέον στα νοσοκομεία. Φορητές συσκευές ECG, που ενσωματώνουν αισθητήρες και μικροελεγκτές, επιτρέπουν την συνεχή παρακολούθηση της αγωγής καρδιακού παλμού σε πραγματικό χρόνο, ακόμα και σε εξωνοσοκομειακές συνθήκες. Αυτό διευκολύνει την πρόωπη διάγνωση επεισοδίων και τη λήψη αποφάσεων από τον ιατρό, ακόμη και από απόσταση, μέσω συστημάτων τηλεϊατρικής.

Συνολικά, η κατανόηση της διέγερσης και της αγωγής του καρδιακού παλμού είναι κομβικής σημασίας για τη διάγνωση, την πρόληψη και τη θεραπεία καρδιαγγειακών παθήσεων. Η ακριβής αποτύπωσή της στο ECG και η δυνατότητα αξιολόγησης της μέσω φορητών συστημάτων καθιστούν τη διαδικασία αυτή αναπόσπαστο εργαλείο της σύγχρονης ιατρικής πρακτικής [8].

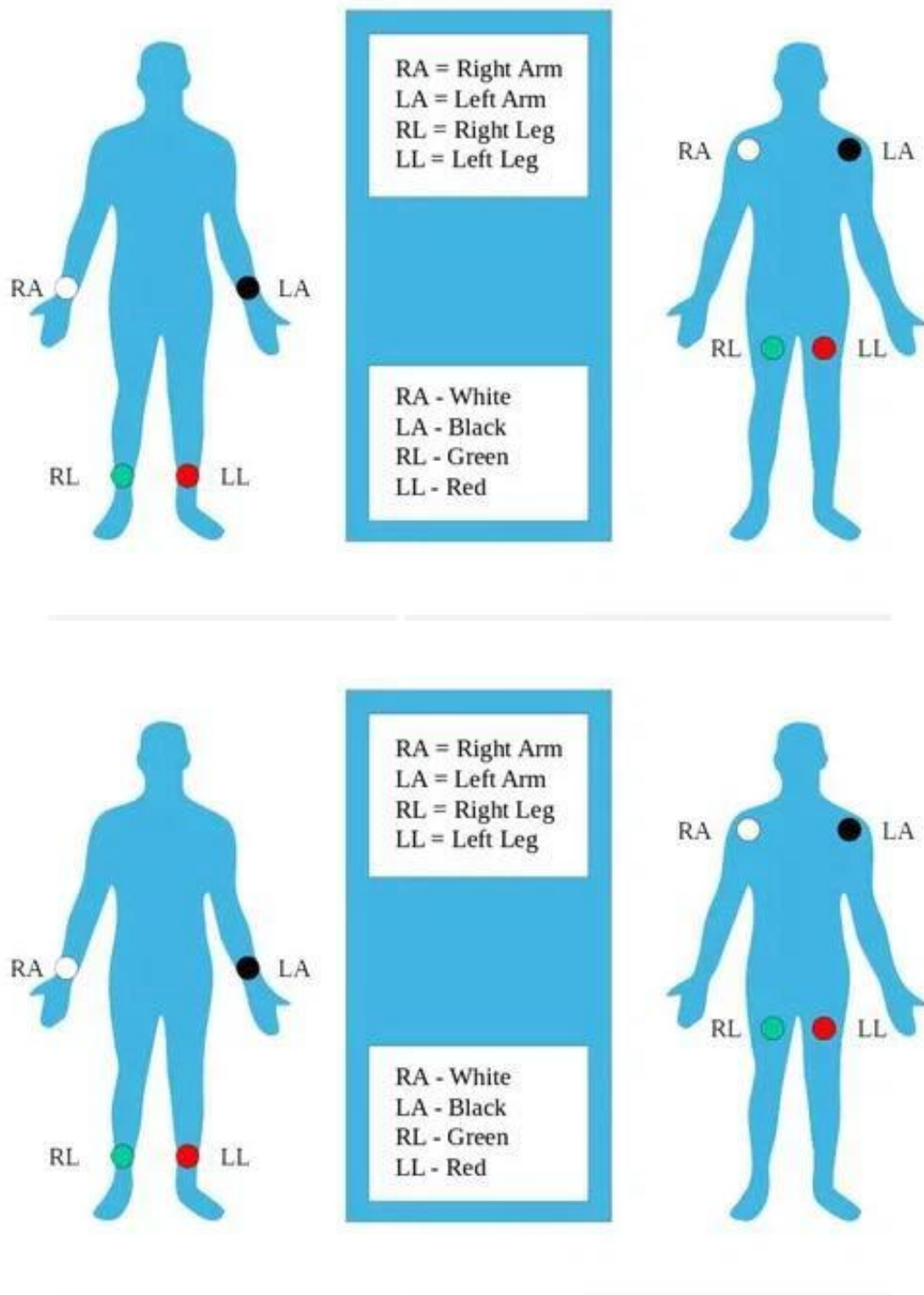
Cardiac conduction system



Σχήμα 1.1. Απεικόνιση του συστήματος αγωγής της καρδιάς. Το ηλεκτρικό ερέθισμα ξεκινά από τον φλεβόκομβο (SA node), μεταδίδεται μέσω των κόλπων στον κολποκοιλιακό κόμβο (AV node), καθυστερεί προσωρινά, και συνεχίζει μέσω του δεματίου του His, των δεξιού και αριστερού σκέλους και των ινών Purkinje, προκαλώντας τη συστολή των κοιλιών.[19]



Σχήμα 1.2. Αναπαράσταση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου, όπως αποτυπώνεται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG). Εκτός από τα κύματα P, QRS και T, σημειώνονται τα χρονικά διαστήματα και τμήματα PR, ST και QT, τα οποία αντιστοιχούν στις φάσεις αποπόλωσης και επαναπόλωσης των κόλπων και των κοιλιών[20]



Σχήμα 1.3 Τυπικά σημεία τοποθέτησης ηλεκτροδίων στο σώμα για καταγραφή καρδιακής δραστηριότητας μέσω ECG. Απεικονίζονται οι θέσεις των άκρων (Limb leads) και των προκάρδιων ηλεκτροδίων (Precordial leads) σύμφωνα με το σύστημα 12 απαγωγών[21].

2.3 Βασικά μέρη του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (κύματα P, QRS, T)

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα απεικονίζει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς με χαρακτηριστικά κύματα, τα οποία αντιστοιχούν σε συγκεκριμένα στάδια της καρδιακής λειτουργίας. Το κύμα P αντιπροσωπεύει την εκπόλωση των κόλπων, δηλαδή τη διάδοση του ερεθίσματος από τον φλεβόκομβο μέσω των κόλπων μέχρι τον κολποκοιλιακό κόμβο. Η φυσιολογική διάρκειά του είναι 80-100 ms, και το πλάτος του δεν υπερβαίνει τα 2,5 mm. Η παρουσία, το σχήμα και η διάρκεια του κύματος P μπορούν να προσφέρουν ενδείξεις για την ύπαρξη κολπικής υπερτροφίας ή για παθολογίες όπως η κολπική μαρμαρυγή, στην οποία το κύμα P απουσιάζει ή αντικαθίσταται από μικρά, ακανόνιστα κύματα [5]. Το σύμπλεγμα QRS αποτελεί την απεικόνιση της εκπόλωσης των κοιλιών. Είναι το πιο έντονο και ευδιάκριτο τμήμα του ECG, καθώς η μυϊκή μάζα των κοιλιών είναι μεγαλύτερη και συνεπώς η ηλεκτρική δραστηριότητα ισχυρότερη. Η φυσιολογική διάρκειά του κυμαίνεται από 70 έως 110 ms. Το κύμα Q είναι το αρχικό αρνητικό κύμα, το R είναι το πρώτο θετικό, και το S είναι το επόμενο αρνητικό μετά το R. Μεταβολές στο πλάτος ή τη διάρκεια του συμπλέγματος QRS μπορεί να υποδεικνύουν ενδοκοιλιακή καθυστέρηση αγωγής, υπερτροφία ή και κοιλιακές αρρυθμίες [7].

Το κύμα T απεικονίζει την επαναπόλωση των κοιλιών. Η φυσιολογική του μορφή είναι θετική σε περισσότερες από τις απαγωγές και έχει συμμετρικό ή ελαφρώς ασύμμετρο σχήμα. Η επαναπόλωση των κοιλιών είναι εξίσου σημαντική με την εκπόλωση, καθώς η καθυστέρηση ή η διαταραχή της μπορεί να οδηγήσει σε κοιλιακές αρρυθμίες. Η έλλειψη συμμετρίας, η αντιστροφή ή η αύξηση του πλάτους του κύματος T μπορεί να σχετίζεται με ισχαιμία, υποκαλιαιμία ή χρήση φαρμακευτικών σκευασμάτων όπως τα digitals [9].

2.4 Κανονικά και παθολογικά ECG

Ένα φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα χαρακτηρίζεται από συγκεκριμένα χρονικά διαστήματα και συμμετρικές κυματομορφές. Η σειρά των γεγονότων ακολουθεί τη διαδρομή: κύμα P, διάστημα PR, σύμπλεγμα QRS, διάστημα ST και κύμα T. Το διάστημα PR κυμαίνεται φυσιολογικά από 120 έως 200 ms και αντιπροσωπεύει τον χρόνο που απαιτείται για τη μετάδοση του ερεθίσματος από τους κόλπους στις κοιλίες. Η παρουσία κανονικού ρυθμού, με συμμετρικές αποστάσεις μεταξύ των επαναλαμβανόμενων κυμάτων, υποδεικνύει φυσιολογικό φλεβοκομβικό ρυθμό. Η αναγνώριση αυτής της μορφής καθιστά εφικτό τον διαχωρισμό της φυσιολογικής από την παθολογική καρδιακή λειτουργία [10].

Παθολογικές μορφές του ECG εντοπίζονται σε πολλές καταστάσεις. Για παράδειγμα, η ισχαιμία εκδηλώνεται με κατάσπαση ή ανάσπαση του διαστήματος ST, ενώ το έμφραγμα του μυοκαρδίου μπορεί να εμφανίσει παθολογικά κύματα Q ή αναστροφή του T. Η υπερτροφία των κοιλιών αντανakλάται σε αυξημένα πλάτη των κυμάτων R ή S. Επιπλέον, η ηλεκτρολυτική ανισορροπία, όπως η υποκαλιαιμία ή η υπερκαλιαιμία, μεταβάλλει χαρακτηριστικά το ύψος και τη διάρκεια του κύματος T. Οι μεταβολές αυτές μπορούν να ανιχνευθούν τόσο από ιατρικές συσκευές όσο και από φορητά ECG με χρήση τεχνικών φίλτρησης και ενισχυτών χαμηλού θορύβου [1].

2.5 Συχνές διαταραχές (αρρυθμίες, ισχαιμίες κ.ά.)

Η πιο συχνή διαταραχή που παρατηρείται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι η αρρυθμία, η οποία περιλαμβάνει ένα ευρύ φάσμα καταστάσεων, από αθώες έκτακτες συστολές έως απειλητικές για τη ζωή κοιλιακές ταχυαρρυθμίες. Η κολπική μαρμαρυγή είναι μια συχνή αρρυθμία με απουσία του κύματος P και πλήρη ασυμμετρία στο ρυθμό. Οι κοιλιακές ταχυκαρδίες χαρακτηρίζονται από ευρύ QRS και υψηλή συχνότητα, και η κοιλιακή μαρμαρυγή παρουσιάζει αποδιοργανωμένα κύματα χωρίς αναγνωρίσιμη μορφή [6].

Η ισχαιμία του μυοκαρδίου προκαλεί ηλεκτροκαρδιογραφικές αλλοιώσεις όπως κατάσπαση ή ανάσπαση του διαστήματος ST και ανάστροφα κύματα T. Οι διαταραχές αυτές εντοπίζονται σε συγκεκριμένες απαγωγές, γεγονός που επιτρέπει την εντοπισμό της πάσχουσας περιοχής. Επιπλέον, οι διαταραχές στην επαναπόλωση ή στην αγωγή, όπως το σύνδρομο Brugada ή το Long QT, εκδηλώνονται με συγκεκριμένες μορφολογικές μεταβολές στο ECG. Η δυνατότητα ανίχνευσης τέτοιων διαταραχών μέσω φορητών συσκευών έχει εξελιχθεί, χάρη στη βελτίωση των αισθητήρων και των αλγορίθμων επεξεργασίας [4].

Κεφάλαιο 3^ο: Αρχές και Τεχνολογία Ηλεκτροκαρδιογραφήματος

3.1 Αρχή λειτουργίας ηλεκτροκαρδιογράφου

Η λειτουργία ενός ηλεκτροκαρδιογράφου βασίζεται στην ανίχνευση της διαφοράς δυναμικού μεταξύ δύο σημείων του σώματος, που προκαλείται από τη διέγερση του καρδιακού μυός. Το ηλεκτρικό σήμα που παράγεται από τη σύσπαση των καρδιακών μυοκυττάρων διαχέεται μέσω του σώματος και γίνεται αντιληπτό από ηλεκτρόδια τοποθετημένα στο δέρμα. Το σήμα είναι εξαιρετικά χαμηλής έντασης, της τάξης των mV, και γι' αυτό απαιτείται ενίσχυση πριν από την επεξεργασία ή αποθήκευσή του. Τα σύγχρονα ECG ενσωματώνουν ενισχυτές χαμηλού θορύβου, φίλτρα για την απομάκρυνση παρεμβολών, καθώς και κυκλώματα μετατροπής αναλογικού σήματος σε ψηφιακό για περαιτέρω ανάλυση ή απεικόνιση [8].

3.2 Τεχνικές λήψης βιοσημάτων

Η λήψη του ECG σήματος απαιτεί σταθερή επαφή μεταξύ του ηλεκτροδίου και της επιδερμίδας, καθώς και προστασία από παρεμβολές του περιβάλλοντος. Χρησιμοποιούνται διατάξεις ηλεκτροδίων με αγωγίμο gel ή αυτοκόλλητα pads για την εξασφάλιση καλής αγωγιμότητας. Η ποιότητα του σήματος επηρεάζεται από την κίνηση του σώματος, τον ιδρώτα, ή ακόμα και από την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων. Για την αποφυγή αυτών των προβλημάτων, χρησιμοποιούνται τεχνικές όπως η κοινή αναφορά (Right Leg Drive), ενισχυτές διαφορικής εισόδου και απομόνωση από την παροχή ρεύματος. Η λήψη του σήματος μπορεί να γίνει με συστήματα ενός ή περισσότερων καναλιών, ανάλογα με την εφαρμογή [10].

3.3 Είδη ηλεκτροδίων και τοποθέτηση

Τα ηλεκτρόδια ECG διακρίνονται σε τρία βασικά είδη: προκάρδια, άκρα και εναλλακτικά (π.χ. dry ή capacitive). Τα ηλεκτρόδια άκρων τοποθετούνται στα άνω και κάτω άκρα και χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία των τριών βασικών απαγωγών κατά Einthoven. Τα προκάρδια ηλεκτρόδια τοποθετούνται στο θωρακικό τοίχωμα και επιτρέπουν την καταγραφή του σήματος από διαφορετικές περιοχές της καρδιάς. Η σωστή τοποθέτηση είναι κρίσιμη για την ακρίβεια της μέτρησης, καθώς λάθος θέση μπορεί να οδηγήσει σε ψευδή αποτελέσματα. Νεότερες τεχνολογίες περιλαμβάνουν ηλεκτρόδια ενσωματωμένα σε υφάσματα, τα οποία επιτρέπουν συνεχή καταγραφή χωρίς ενόχληση στον χρήστη [11].

3.4 Φίλτρα θορύβου και θωράκιση σήματος

Η καταγραφή ECG συχνά επηρεάζεται από θόρυβο που προέρχεται από ηλεκτρικές παρεμβολές, κίνηση του σώματος, ή μυϊκή δραστηριότητα. Για την απομάκρυνση του θορύβου χρησιμοποιούνται φίλτρα τύπου low-pass, high-pass και notch. Το φίλτρο notch, με συχνότητα συντονισμού στα 50 ή 60 Hz, αφαιρεί τον θόρυβο από το ηλεκτρικό δίκτυο. Η θωράκιση του κυκλώματος και η σωστή γείωση μειώνουν την επιρροή του περιβάλλοντος. Επιπλέον, φίλτρα ψηφιακής επεξεργασίας εφαρμόζονται σε φορητές συσκευές, ώστε το τελικό σήμα να είναι καθαρό και κατάλληλο για ανάλυση ακόμα και με χρήση machine learning [12].

Κεφάλαιο 4^ο: Συσκευές ECG: Κατηγορίες και Τεχνολογικές Εξελίξεις

4.1 Κλασικές ιατρικές συσκευές ECG

Οι πρώτες ηλεκτροκαρδιογράφοι ήταν ογκώδεις συσκευές με βασική αναλογική λειτουργία, κατάλληλες αποκλειστικά για χρήση σε νοσοκομειακά περιβάλλοντα. Αυτές οι συσκευές περιλάμβαναν πολλαπλά καλώδια, απαιτούσαν ειδικευμένο προσωπικό για τη χρήση τους και ήταν σχεδιασμένες να προσφέρουν ακριβείς μετρήσεις μέσα από σταθερές συνθήκες περιβάλλοντος και ελέγχου [13]. Οι πολυκάναλοι ηλεκτροκαρδιογράφοι (π.χ. 12 απαγωγών) μπορούν να καταγράψουν την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς από διαφορετικές γωνίες, επιτρέποντας την καλύτερη εντόπιση ισχαιμιών και άλλων παθολογιών. Η αξιοπιστία αυτών των συσκευών παραμένει εξαιρετικά υψηλή, καθιστώντας τις αναντικατάστατες σε κλινικά περιβάλλοντα, ιδίως σε μονάδες επειγόντων περιστατικών και καρδιολογικές κλινικές [14].

Οι κλασικοί ηλεκτροκαρδιογράφοι διαθέτουν ενσωματωμένες εκτυπωτικές μονάδες και οθόνες για την άμεση απεικόνιση του σήματος ECG, ενώ σε πιο σύγχρονες εκδόσεις υποστηρίζουν και αποθήκευση ψηφιακών δεδομένων. Πολλά μοντέλα υποστηρίζουν επίσης αλγορίθμους αυτόματης διάγνωσης, προσφέροντας μια πρώτη εκτίμηση των καταγεγραμμένων σημάτων. Ωστόσο, το μεγάλο μέγεθος, η ανάγκη για συνεχή τροφοδοσία και η περιορισμένη φορητότητα περιορίζουν τη χρήση τους εκτός κλινικού περιβάλλοντος [8].

4.2 Φορητές και wearable ECG συσκευές

Οι φορητές και wearable ECG συσκευές αποτελούν τεχνολογική εξέλιξη που απαντά στην ανάγκη για συνεχή παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας σε μη ελεγχόμενα περιβάλλοντα. Οι συσκευές αυτές βασίζονται σε μικροελεγκτές όπως το Arduino ή το Raspberry Pi, ενώ χρησιμοποιούν αισθητήρες ECG σε μορφή shield ή ενσωματωμένα κυκλώματα χαμηλής κατανάλωσης, όπως το AD623ARZ. Αυτές οι λύσεις παρέχουν δυνατότητα ασύρματης μετάδοσης, αυτονομίας μέσω μπαταρίας και χαμηλού κόστους κατασκευής, καθιστώντας τις ιδιαίτερα ελκυστικές για πειραματικές και εκπαιδευτικές εφαρμογές [9].

Η φορητότητα αυτών των συσκευών τους επιτρέπει να χρησιμοποιούνται από ασθενείς στο σπίτι, από αθλητές κατά την άσκηση και από επαγγελματίες υγείας σε κινητές μονάδες. Παρέχουν καταγραφή σε ένα ή λίγα κανάλια (συνήθως 1-3), που επαρκούν για βασική παρακολούθηση, αλλά όχι πάντα για πλήρη διαγνωστική ακρίβεια. Ο περιορισμός στον αριθμό απαγωγών αποτελεί το κύριο μειονέκτημα αυτών των συσκευών, ωστόσο αντισταθμίζεται από την ευκολία στη χρήση και τη συνεχή λειτουργία [15].

4.3 Χρήση σε εφαρμογές τηλεϊατρικής

Η τηλεϊατρική ενσωματώνει τις φορητές ECG συσκευές σε συστήματα απομακρυσμένης παρακολούθησης, επιτρέποντας την παροχή ιατρικής φροντίδας σε γεωγραφικά απομονωμένες περιοχές ή σε περιπτώσεις όπου η φυσική παρουσία ιατρού είναι αδύνατη. Οι wearable ECG συσκευές διασυνδέονται με πλατφόρμες cloud, μέσω κινητών συσκευών ή Wi-Fi/4G συνδέσεων, επιτρέποντας την αποστολή σημάτων σε πραγματικό χρόνο προς ιατρικά κέντρα. Η δυνατότητα άμεσης ειδοποίησης σε περίπτωση παθολογικών ευρημάτων αυξάνει την αποτελεσματικότητα των παρεμβάσεων, μειώνοντας τον χρόνο απόκρισης σε επείγουσες καταστάσεις [2].

Οι εφαρμογές τηλεϊατρικής κάνουν χρήση ασφαλών πρωτοκόλλων μεταφοράς δεδομένων για την προστασία του ιατρικού απορρήτου, και ενσωματώνουν ηλεκτρονικούς φακέλους ασθενών. Σε πολλά συστήματα, ενσωματώνονται επίσης υπηρεσίες τεχνητής νοημοσύνης για την προκαταρκτική ανάλυση του ECG πριν την αξιολόγηση από τον ιατρό. Το πλαίσιο αυτό είναι ιδιαίτερα αποτελεσματικό σε χρόνιους ασθενείς ή ηλικιωμένα άτομα με αυξημένο καρδιολογικό κίνδυνο, που απαιτούν συχνή παρακολούθηση χωρίς να επισκέπτονται τακτικά ιατρικές μονάδες [4].

4.4 Εφαρμογές με ενσωμάτωση σε smartphones

Η διάδοση των έξυπνων τηλεφώνων έχει οδηγήσει στην ανάπτυξη ECG εφαρμογών που συνεργάζονται με εξωτερικές ή ενσωματωμένες μονάδες καταγραφής. Ορισμένα συστήματα βασίζονται σε hardware modules που συνδέονται ασύρματα με το smartphone και συλλέγουν το σήμα ECG, ενώ άλλες λύσεις χρησιμοποιούν τα ενσωματωμένα αισθητήρια του τηλεφώνου για βασική καταγραφή, κυρίως μέσω μετρήσεων PPG (Photoplethysmography) που προσεγγίζουν τον καρδιακό ρυθμό. Η επεξεργασία του σήματος γίνεται εντός της εφαρμογής, και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται σε εύχρηστα γραφήματα με δυνατότητα αποστολής σε ιατρούς [12].

Τα πλεονεκτήματα αυτών των εφαρμογών περιλαμβάνουν τη φορητότητα, την άμεση πρόσβαση σε δεδομένα, τη δυνατότητα απομακρυσμένης συμβουλευτικής και τη διαλειτουργικότητα με πλατφόρμες αποθήκευσης δεδομένων υγείας. Επιπλέον, μέσω των smartphones καθίσταται εφικτή η χρήση επιπρόσθετων τεχνολογιών όπως GPS για γεωεντοπισμό σε περίπτωση έκτακτης ανάγκης ή η ενεργοποίηση αυτόματων ειδοποιήσεων για ακανόνιστους καρδιακούς ρυθμούς. Οι εξελίξεις αυτές επεκτείνουν τη χρήση του ECG πέρα από την ιατρική πρακτική, στον τομέα της προληπτικής υγείας και της ευζωίας [16].

Η ενσωμάτωση της τεχνητής νοημοσύνης στον τομέα της καρδιολογίας έχει επιφέρει σημαντικές αλλαγές στον τρόπο ανάλυσης του ECG. Μεγάλοι όγκοι δεδομένων συλλέγονται από wearable συσκευές και αποθηκεύονται σε cloud πλατφόρμες, επιτρέποντας την εφαρμογή μοντέλων μηχανικής μάθησης για την αυτόματη ταξινόμηση των καρδιολογικών σημάτων. Οι αλγόριθμοι αυτοί εκπαιδεύονται σε χιλιάδες καταγραφές, ανιχνεύοντας πρότυπα που συχνά διαφεύγουν της ανθρώπινης παρατήρησης, με ακρίβεια που σε ορισμένες περιπτώσεις αγγίζει την αξιοπιστία των έμπειρων καρδιολόγων [3]. Οι cloud-based ECG πλατφόρμες υποστηρίζουν υπηρεσίες real-time streaming και επιτρέπουν τη συνεργασία μεταξύ ασθενών και ιατρικού προσωπικού ανεξαρτήτως τοποθεσίας. Επιπλέον, η αποκεντρωμένη φύση αυτών των λύσεων ενισχύει τη διαλειτουργικότητα και τη συμμόρφωση με πρότυπα διαχείρισης ιατρικών δεδομένων. Παράλληλα, η ενσωμάτωση τεχνολογιών blockchain ενισχύει την ασφάλεια και τη διαφάνεια στη διαχείριση των ιατρικών φακέλων. Οι εξελίξεις αυτές δεν περιορίζονται πλέον στο πεδίο της έρευνας, αλλά εφαρμόζονται ήδη σε συστήματα μαζικής παρακολούθησης καρδιολογικών παραμέτρων σε πληθυσμιακό επίπεδο [11].

Κεφάλαιο 5^ο: Αισθητήρες και Ανάκτηση Βιοσημάτων

5.1 Αισθητήρες ECG (biopotential sensors)

Οι αισθητήρες ECG, γνωστοί και ως αισθητήρες βιοδυναμικού, είναι υπεύθυνοι για την ανίχνευση των ηλεκτρικών σημάτων που παράγονται από την καρδιακή δραστηριότητα. Αυτοί οι αισθητήρες τοποθετούνται στην επιφάνεια του δέρματος και ανιχνεύουν μικροσκοπικές διαφορές δυναμικού που δημιουργούνται από τη διέγερση και σύσπαση του καρδιακού μυοκαρδίου. Το σήμα που καταγράφεται είναι εξαιρετικά χαμηλής έντασης, κυμαινόμενο μεταξύ 0,5 και 5 mV, και για αυτό απαιτείται υψηλή ευαισθησία και αξιοπιστία των αισθητήρων. Οι συνηθέστεροι τύποι είναι τα υγρά (wet) ηλεκτρόδια με αγωγίμο τζελ, τα ξηρά (dry) ηλεκτρόδια που δεν απαιτούν ηλεκτρολύτη, και τα χωρητικά (capacitive) ηλεκτρόδια που επιτρέπουν καταγραφή χωρίς άμεση επαφή με το δέρμα [17].

Οι βιοδυναμικοί αισθητήρες χρησιμοποιούνται εκτενώς τόσο σε ιατρικά περιβάλλοντα όσο και σε wearable συσκευές για καθημερινή χρήση. Σε φορητές εφαρμογές, δίνεται έμφαση σε χαρακτηριστικά όπως το μικρό μέγεθος, η ευκαμψία και η χαμηλή κατανάλωση ισχύος. Οι σύγχρονες εκδόσεις ενσωματώνονται σε υφάσματα ή κολλητικές ταινίες με ασύρματη διασύνδεση, επιτρέποντας καταγραφή ECG κατά την άσκηση ή τον ύπνο, χωρίς να προκαλείται ενόχληση στον χρήστη [18].

5.2 Ενισχυτές βιοσημάτων

Οι ενισχυτές βιοσημάτων είναι απαραίτητοι για τη μεγέθυνση των εξαιρετικά αδύναμων ηλεκτρικών σημάτων που συλλέγονται από τους αισθητήρες ECG. Οι ενισχυτές αυτοί χαρακτηρίζονται από υψηλό λόγο κοινού σήματος προς θόρυβο (CMRR), προκειμένου να ελαχιστοποιούν την επίδραση ανεπιθύμητων παρεμβολών και να αναδεικνύουν το βιολογικό σήμα. Η βασική αρχιτεκτονική τους βασίζεται στη διαφορική ενίσχυση, καθώς το ECG μετρά διαφορά δυναμικού μεταξύ δύο ή περισσότερων σημείων του σώματος. Επιπλέον, είναι απαραίτητη η υψηλή είσοδος αντίστασης ώστε να αποφεύγεται η παραμόρφωση του σήματος λόγω αλληλεπίδρασης με την πηγή [8].

Ειδικά για φορητές συσκευές, χρησιμοποιούνται ενσωματωμένα κυκλώματα (ICs) όπως το AD623ARZ, που προσφέρουν πολυκαναλική ενίσχυση, χαμηλό θόρυβο και χαμηλή κατανάλωση ενέργειας. Αυτά τα κυκλώματα ενσωματώνουν όχι μόνο ενισχυτές αλλά και μετατροπείς A/D και συστήματα φίλτρησης, μειώνοντας την ανάγκη για εξωτερικά κυκλώματα και επιτρέποντας πιο συμπαγή σχεδιασμό [9].

5.3 ADC (Analog-to-Digital Converter)

Ο μετατροπέας αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (ADC) αποτελεί κρίσιμο τμήμα κάθε συστήματος ECG, καθώς μετατρέπει το συνεχές αναλογικό σήμα σε διακριτή ψηφιακή μορφή, επιτρέποντας την επεξεργασία του από μικροελεγκτές ή υπολογιστές. Η ακρίβεια της μετατροπής καθορίζεται από την ανάλυση του ADC, με συνηθισμένες τιμές να κυμαίνονται μεταξύ 10 και 24 bits. Όσο μεγαλύτερη η ανάλυση, τόσο μεγαλύτερη η ακρίβεια στην καταγραφή μικρών μεταβολών του καρδιακού σήματος [13].

Η ταχύτητα δειγματοληψίας είναι επίσης καθοριστική και πρέπει να υπερβαίνει σημαντικά τη μέγιστη συχνότητα του ECG σήματος, που είναι περίπου 150 Hz. Συνήθως, επιλέγονται ταχύτητες

δειγματοληψίας μεταξύ 250 και 1000 Hz ώστε να διασφαλίζεται καλή αναπαράσταση του σήματος. Οι ADCs που χρησιμοποιούνται σε ECG πλακέτες συνήθως ενσωματώνονται στο ίδιο chip με τον ενισχυτή για αποφυγή απωλειών σήματος και παρεμβολών κατά τη μεταφορά [1].

5.4 Προδιαγραφές και παράμετροι

Οι βασικές ηλεκτρονικές παράμετροι που πρέπει να ληφθούν υπόψη κατά το σχεδιασμό ή την επιλογή μιας συσκευής ECG περιλαμβάνουν την ενίσχυση (gain), το εύρος ζώνης (bandwidth), τον λόγο σήματος προς θόρυβο και τη γραμμικότητα της απόκρισης. Η ενίσχυση καθορίζει το πόσο θα μεγενθυνθεί το σήμα από τον ενισχυτή. Σε εφαρμογές ECG, τυπικές τιμές κυμαίνονται από 1000 έως 115200. Το bandwidth πρέπει να καλύπτει όλο το φάσμα του ECG σήματος, δηλαδή από 0,05 έως 150 Hz, ώστε να διατηρούνται τόσο οι αργές όσο και οι γρήγορες συνιστώσες του σήματος [14].

Η χαμηλή κατανάλωση ισχύος είναι επίσης σημαντική σε φορητές συσκευές, ώστε να εξασφαλίζεται η μέγιστη διάρκεια λειτουργίας με χρήση μικρής μπαταρίας. Παράλληλα, πρέπει να διασφαλίζεται η σταθερότητα του κυκλώματος σε διαφορετικές συνθήκες θερμοκρασίας και υγρασίας. Η αντιστάθμιση drift και η θερμική σταθερότητα των ηλεκτρονικών εξαρτημάτων αποτελούν σημαντικά κριτήρια επιλογής κατά το σχεδιασμό της συσκευής [3].

5.5 Τεχνικές ελαχιστοποίησης θορύβου

Ο θόρυβος αποτελεί έναν από τους σημαντικότερους παράγοντες που υποβαθμίζουν την ποιότητα των βιοσημάτων. Στην περίπτωση του ECG, η παρουσία θορύβου από την παροχή ρεύματος (50/60 Hz), από κινήσεις του σώματος (motion artifacts) ή από μυϊκή δραστηριότητα (EMG) μπορεί να αλλοιώσει τα κύρια χαρακτηριστικά του σήματος. Για την καταπολέμηση αυτών των φαινομένων, χρησιμοποιούνται φίλτρα υψηλής και χαμηλής συχνότητας, καθώς και notch filters που αποκόπτουν συγκεκριμένες συχνότητες θορύβου, κυρίως το 50 Hz από το ηλεκτρικό δίκτυο [12]. Η χρήση απομονωμένων τροφοδοτικών, η σωστή γείωση του κυκλώματος και η χρήση shielded καλωδίων περιορίζουν τις ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές. Επιπλέον, τεχνικές όπως η κοινή γείωση (Driven Right Leg Circuit) βοηθούν στη μείωση του κοινού σήματος και ενισχύουν την καθαρότητα του ECG. Στην επεξεργασία σήματος, η χρήση ψηφιακών αλγορίθμων που εντοπίζουν και απορρίπτουν τις περιοχές υψηλού θορύβου αυξάνει την αξιοπιστία της μέτρησης σε περιβάλλοντα με έντονη δραστηριότητα [16].

Κεφάλαιο 6^ο: Μικροελεγκτές στην Ιατρική Τεχνολογία

6.1 Γενικά για τους μικροελεγκτές

Οι μικροελεγκτές αποτελούν την καρδιά των σύγχρονων ενσωματωμένων συστημάτων, και στην περίπτωση ιατρικών συσκευών ECG, χρησιμοποιούνται για την απόκτηση, την αποθήκευση και την επεξεργασία των βιοσημάτων. Ένας μικροελεγκτής ενσωματώνει σε ένα chip μια μονάδα επεξεργασίας (CPU), μνήμη (RAM/ROM), είσοδο-έξοδο (I/O) και συχνά ADC. Αυτό του επιτρέπει να διαχειρίζεται τόσο την ηλεκτρονική λειτουργία της συσκευής όσο και τις διεπαφές με χρήστες ή εξωτερικές πλατφόρμες [15].

Η χρήση μικροελεγκτών σε φορητές ECG συσκευές επιτρέπει τον σχεδιασμό οικονομικών και αποδοτικών συστημάτων με δυνατότητα φορητότητας και χαμηλής κατανάλωσης. Πλατφόρμες όπως το Arduino, το ESP32 ή το STM32 προσφέρουν ευελιξία και μεγάλη κοινότητα υποστήριξης. Ο προγραμματισμός τους γίνεται μέσω γλωσσών υψηλού επιπέδου, γεγονός που επιτρέπει τη γρήγορη ανάπτυξη πρωτοτύπων και πειραματικών εφαρμογών. Οι μικροελεγκτές μπορούν να διασυνδεθούν με αισθητήρες ECG, οθόνες, μονάδες SD, ή ασύρματες διεπαφές για αποστολή δεδομένων [10].

6.2 Arduino: δυνατότητες και περιορισμοί στην ιατρική εφαρμογή

Το Arduino είναι μία από τις πιο διαδεδομένες πλατφόρμες μικροελεγκτών και έχει βρει σημαντική εφαρμογή στην ανάπτυξη απλών συστημάτων ECG, τόσο για πειραματικούς όσο και για εκπαιδευτικούς σκοπούς. Το πλεονέκτημά του έγκειται στην ευκολία χρήσης, την πληθώρα διαθέσιμων βιβλιοθηκών και την υποστήριξη αισθητήρων όπως ο AD623ARZ. Επιπλέον, οι θύρες επικοινωνίας του (UART, I2C, SPI) επιτρέπουν διασύνδεση με πληθώρα συσκευών εισόδου και εξόδου, όπως οθόνες OLED, WiFi modules και κάρτες SD για καταγραφή δεδομένων [18]. Παρότι είναι κατάλληλο για ανάπτυξη πρωτοτύπων, το Arduino παρουσιάζει περιορισμούς όταν πρόκειται για επαγγελματικές ιατρικές εφαρμογές. Οι περιορισμοί αφορούν κυρίως την ταχύτητα επεξεργασίας, τη μνήμη και την ενεργειακή απόδοση. Επιπλέον, δεν φέρει πιστοποιήσεις ιατρικής χρήσης, γεγονός που αποκλείει την άμεση χρήση του σε ρυθμισμένα περιβάλλοντα. Παρά ταύτα, παραμένει πολύτιμο εργαλείο για εκπαιδευτικές εργασίες, proof-of-concept σχεδιασμούς και χαμηλού κόστους λύσεις σε περιβάλλοντα χαμηλών πόρων [11].

6.3 Συγκριτική αξιολόγηση άλλων πλατφορμών (π.χ. STM32, ESP32)

Εκτός από το Arduino, υπάρχουν πολλές άλλες πλατφόρμες μικροελεγκτών που χρησιμοποιούνται για την ανάπτυξη φορητών συστημάτων ECG, με πιο χαρακτηριστικές τις STM32 και ESP32. Η STM32, κατασκευασμένη από τη STMicroelectronics, διαθέτει ισχυρότερες δυνατότητες επεξεργασίας σε σύγκριση με το Arduino, καθώς βασίζεται σε πυρήνα ARM Cortex-M και προσφέρει υψηλές ταχύτητες ρολογιού, μεγάλες δυνατότητες διαχείρισης δεδομένων και εξελιγμένες περιφερειακές διεπαφές. Η χρήση της επιτρέπει την ενσωμάτωση πιο απαιτητικών αλγορίθμων επεξεργασίας σήματος, γεγονός που καθιστά εφικτή την ανάλυση ECG σε πραγματικό χρόνο με μεγαλύτερη ακρίβεια [7].

Η ESP32 αποτελεί άλλη μία εναλλακτική πλατφόρμα, με σημαντικό πλεονέκτημα την ενσωματωμένη δυνατότητα Wi-Fi και Bluetooth επικοινωνίας. Η ESP32 έχει δύο πυρήνες, παρέχοντας τη δυνατότητα ταυτόχρονης εκτέλεσης πολλαπλών διεργασιών, κάτι ιδιαίτερα χρήσιμο σε εφαρμογές που απαιτούν

ταυτόχρονη λήψη, επεξεργασία και αποστολή ECG σημάτων. Παράλληλα, η συμβατότητα με το Arduino IDE επιτρέπει την αξιοποίηση της εκτεταμένης κοινότητας υποστήριξης. Ωστόσο, η αυξημένη πολυπλοκότητα του hardware και η κατανάλωση ενέργειας μπορεί να αποτελούν προβλήματα σε εφαρμογές πολύ χαμηλής ισχύος [12].

6.4 Διασύνδεση αισθητήρων με μικροελεγκτές

Η διασύνδεση των ECG αισθητήρων με μικροελεγκτές πραγματοποιείται κυρίως μέσω σειριακών διεπαφών όπως SPI και I2C. Οι διατάξεις αισθητήρων όπως ο AD623ARZ επικοινωνούν με τον μικροελεγκτή μεταφέροντας ψηφιοποιημένα δεδομένα ECG σε πραγματικό χρόνο. Η χρήση αυτών των διασυνδέσεων διασφαλίζει υψηλή ταχύτητα μεταφοράς και αξιόπιστη σύνδεση, ενώ η υποστήριξη από πολλές βιβλιοθήκες λογισμικού απλοποιεί την ενσωμάτωσή τους σε αναπτυσσόμενα έργα. Οι αναλογικές έξοδοι αισθητήρων που δεν ενσωματώνουν ADC απαιτούν επιπλέον χρήση των εσωτερικών μετατροπέων του μικροελεγκτή [8].

Η σταθερότητα και η ποιότητα της σύνδεσης εξαρτώνται επίσης από την ποιότητα των καλωδίων, την προστασία έναντι ηλεκτρομαγνητικού θορύβου και την ακρίβεια των κυκλωμάτων διασύνδεσης. Σε πολλές περιπτώσεις χρησιμοποιούνται διατάξεις γαλβανικής απομόνωσης ώστε να προστατευτεί ο χρήστης από πιθανές ηλεκτρικές διαρροές και να βελτιωθεί η αξιοπιστία του συστήματος. Η επιλογή του κατάλληλου τρόπου διασύνδεσης καθορίζεται από τη φύση του αισθητήρα, τις απαιτήσεις σε ταχύτητα μεταφοράς και τον σχεδιασμό του συστήματος [18].

6.5 Συστήματα ενσωματωμένου λογισμικού

Τα συστήματα ενσωματωμένου λογισμικού (embedded systems) αποτελούν τη βάση των σύγχρονων ιατρικών φορητών συσκευών ECG. Ένα τέτοιο σύστημα περιλαμβάνει τον μικροελεγκτή, τους αισθητήρες, το κύκλωμα ενίσχυσης, και τον κώδικα ελέγχου που υλοποιείται σε επίπεδο firmware. Το λογισμικό αυτό είναι υπεύθυνο για τη διαχείριση του σήματος, τη ρύθμιση των παραμέτρων, την αποθήκευση, την επεξεργασία και την αποστολή των δεδομένων. Σε πολλές περιπτώσεις, ο κώδικας αυτός είναι γραμμένος σε C ή C++ και υλοποιείται σε περιβάλλοντα ανάπτυξης όπως το Arduino IDE ή το STM32CubeIDE [17]. Η αξιοπιστία και η σταθερότητα του λογισμικού είναι κρίσιμης σημασίας, ιδιαίτερα σε εφαρμογές παρακολούθησης ασθενών. Πρέπει να υπάρχει πρόβλεψη για σφάλματα, buffer overflow και ανεπιθύμητες επανεκκινήσεις του συστήματος. Παράλληλα, είναι απαραίτητη η δυνατότητα ενημέρωσης του λογισμικού (firmware updates), ιδίως σε συστήματα που χρησιμοποιούνται για μακροχρόνια παρακολούθηση.

Σε περιβάλλοντα χαμηλής κατανάλωσης, το λογισμικό πρέπει να υποστηρίζει sleep modes και βελτιστοποίηση επεξεργασίας [15].

Κεφάλαιο 7^ο: Ψηφιακή Επεξεργασία Σήματος ECG

7.1 Τεχνικές φιλτραρίσματος (Notch, Butterworth, FIR/IIR)

Η ψηφιακή επεξεργασία σήματος ECG απαιτεί την εφαρμογή φίλτρων για την απομάκρυνση ανεπιθύμητων συχνοτήτων. Το notch φίλτρο εφαρμόζεται για την εξάλειψη της παρεμβολής από το ηλεκτρικό δίκτυο στα 50 ή 60 Hz. Τα φίλτρα Butterworth χρησιμοποιούνται για low-pass και high-pass φιλτράρισμα, προσφέροντας ομαλή απόκριση και διατήρηση της φάσης του σήματος. Τα FIR (Finite Impulse Response) φίλτρα διατηρούν γραμμική φάση αλλά απαιτούν υψηλότερους υπολογιστικούς πόρους, ενώ τα IIR (Infinite Impulse Response) φίλτρα είναι πιο αποδοτικά σε συστήματα χαμηλής ισχύος, με δυνατότητα υλοποίησης σε πραγματικό χρόνο [16]. Η επιλογή του φίλτρου εξαρτάται από τις ιδιαιτερότητες της εφαρμογής. Σε φορητά ECG συστήματα, δίνεται προτεραιότητα στην αποδοτικότητα και στην ικανότητα επεξεργασίας σε πραγματικό χρόνο, γι' αυτό τα IIR φίλτρα συχνά προτιμώνται. Τα φίλτρα αυτά εφαρμόζονται συνήθως μετά τον ADC και πριν από την εμφάνιση ή αποθήκευση των δεδομένων.

7.2 Αποθορυβοποίηση και κανονικοποίηση σήματος

Η αποθορυβοποίηση περιλαμβάνει τεχνικές πέραν των φίλτρων, όπως η μέθοδος της κινούμενης μέσης τιμής (moving average), η εξομάλυνση μέσω wavelet thresholding, καθώς και η απομάκρυνση τεχνητών κορυφών με στατιστική προσέγγιση. Κανονικοποίηση του σήματος πραγματοποιείται ώστε να διατηρείται σταθερή κλίμακα και εύρος τιμών ανεξαρτήτως συνθηκών λήψης. Αυτό επιτρέπει τη συνεπή εφαρμογή διαγνωστικών αλγορίθμων και την αποθήκευση των σημάτων σε ενιαίο format [10].

Επιπλέον, η αποθορυβοποίηση ενισχύεται μέσω τεχνικών machine learning που εκπαιδεύονται να διακρίνουν σημεία με θόρυβο από πραγματικά ECG σήματα. Η εφαρμογή τέτοιων τεχνικών επιτρέπει τη βελτίωση της ακρίβειας στη διάγνωση αρρυθμιών και καρδιακών διαταραχών ακόμα και σε απαιτητικά περιβάλλοντα.

7.3 Ανίχνευση QRS Complex

Η ανίχνευση του συμπλέγματος QRS αποτελεί βασικό στάδιο στην ανάλυση του ECG, καθώς αντιπροσωπεύει την ηλεκτρική δραστηριότητα των κοιλιών και χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού. Αλγόριθμοι όπως ο Pan-Tompkins εφαρμόζουν πολλαπλά στάδια επεξεργασίας, μεταξύ των οποίων παράγωγα, ολοκλήρωση και κατωφλιακή ανίχνευση. Η ακριβής ανίχνευση QRS επιτρέπει την ανάλυση μεταβλητότητας καρδιακού ρυθμού (HRV), την αξιολόγηση αρρυθμιών και τη διαφοροποίηση φυσιολογικών και παθολογικών παλμών [3]. Η εφαρμογή των αλγορίθμων αυτών σε φορητές συσκευές απαιτεί βελτιστοποίηση ώστε να λειτουργούν σε πραγματικό χρόνο με περιορισμένους πόρους. Η χρήση προκατεργασμένων φίλτρων βοηθά στην εξομάλυνση των δεδομένων και στη μείωση των ψευδών ανιχνεύσεων.

7.4 Μετασχηματισμός Fourier και Wavelet

Ο μετασχηματισμός Fourier χρησιμοποιείται για την ανάλυση του ECG σήματος στο πεδίο της συχνότητας, βοηθώντας στην αναγνώριση περιοδικών συστατικών και στην απομόνωση παρεμβολών.

Παρά τα πλεονεκτήματά του, περιορίζεται από την αδυναμία του να αποδώσει καλά τα μεταβαλλόμενα στο χρόνο σήματα. Για το λόγο αυτό, ο μετασχηματισμός wavelet θεωρείται πιο κατάλληλος για ECG, προσφέροντας υψηλή ανάλυση τόσο στο χρόνο όσο και στη συχνότητα [4]. Η εφαρμογή wavelet μετασχηματισμών επιτρέπει την ανάλυση επιμέρους κυμάτων, όπως το P και το T, που συχνά συγχέονται με τον θόρυβο. Η χρήση wavelet packet decomposition και thresholding έχει δώσει πολύ καλά αποτελέσματα στην αποθορυβοποίηση και στην ανίχνευση αρρυθμιών.

7.5 Επεξεργασία σήματος σε περιβάλλον Visual Studio

Το Visual Studio προσφέρει τη δυνατότητα υλοποίησης περιβάλλοντος επεξεργασίας ECG σήματος σε γλώσσες όπως C# ή Python μέσω πρόσθετων. Το περιβάλλον αυτό μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανάγνωση δεδομένων από σειριακή θύρα, την αποθήκευσή τους σε αρχεία ή βάσεις δεδομένων, και την οπτικοποίηση σε πραγματικό χρόνο. Μέσω γραφικών διεπαφών (GUI), είναι δυνατή η απεικόνιση του σήματος, η επισήμανση QRS, και η εφαρμογή φίλτρων σε πραγματικό χρόνο [13]. Επιπλέον, η επεξεργασία των δεδομένων μπορεί να ενισχυθεί με βιβλιοθήκες όπως το Math.NET ή το Accord.NET, που παρέχουν συναρτήσεις για ανάλυση φάσματος, μετασχηματισμούς και τεχνικές machine learning. Η δυνατότητα ενσωμάτωσης API ή διασύνδεσης με cloud επιτρέπει την περαιτέρω επέκταση των λειτουργιών του λογισμικού.

Κεφάλαιο 8^ο: Εφαρμογές Visual Studio για Ιατρικές Συσκευές

8.1 Παρουσίαση του περιβάλλοντος Visual Studio

Το Visual Studio αποτελεί ένα ισχυρό περιβάλλον ανάπτυξης λογισμικού (IDE) που χρησιμοποιείται ευρέως στην ανάπτυξη εφαρμογών για ιατρικές συσκευές, συμπεριλαμβανομένων των ECG. Υποστηρίζει γλώσσες όπως C#, C++, Python και Visual Basic, καθώς και εργαλεία για σχεδιασμό GUI, διαχείριση δεδομένων και ανάπτυξη δικτυακών εφαρμογών. Επιτρέπει την ταυτόχρονη ανάπτυξη front-end και back-end κώδικα, καθιστώντας το κατάλληλο για συστήματα που απαιτούν οπτική παρουσίαση και παράλληλα λογική επεξεργασία δεδομένων [17]. Η ευελιξία του Visual Studio το καθιστά ιδανικό για την κατασκευή εργαλείων παρακολούθησης καρδιολογικών σημάτων σε πραγματικό χρόνο, με δυνατότητα διαχείρισης πολλαπλών αισθητήρων, σύνδεσης με μικροελεγκτές και εφαρμογής αλγορίθμων. Μέσω της υποστήριξης για .NET Framework και .NET Core, προσφέρει υψηλή διαλειτουργικότητα και ευκολία διασύνδεσης με βάσεις δεδομένων, APIs και συστήματα αποθήκευσης σε cloud.

8.2 Προγραμματισμός για απεικόνιση βιοσημάτων

Ο προγραμματισμός για την απεικόνιση βιοσημάτων όπως το ECG απαιτεί την ταυτόχρονη διαχείριση εισερχόμενων δεδομένων σε πραγματικό χρόνο και την αποδοτική απεικόνισή τους με τρόπο που να επιτρέπει στον χρήστη να τα κατανοήσει άμεσα. Το περιβάλλον Visual Studio επιτρέπει την ανάπτυξη τέτοιων εφαρμογών αξιοποιώντας γλώσσες όπως C# και βιβλιοθήκες όπως το Windows Forms ή το WPF για τη σχεδίαση γραφικών. Οι τιμές των σημάτων λαμβάνονται από σειριακές θύρες ή μέσω TCP/UDP πρωτοκόλλων, ανάλογα με το πώς το Arduino ή άλλη μονάδα μετάδοσης έχει ρυθμιστεί να αποστέλλει τα δεδομένα [12]. Για την ομαλή εμφάνιση του ECG σήματος, είναι σημαντικό το λογισμικό να περιλαμβάνει μια ρουτίνα δειγματοληψίας που διαβάζει σταθερά πακέτα δεδομένων και να χρησιμοποιεί buffers κυλιόμενης αποθήκευσης (sliding window buffers) ώστε να εμφανίζεται ένα συνεχές και ομαλό γράφημα. Η λειτουργία αυτή πρέπει να τρέχει σε ξεχωριστό νήμα (thread) από την κύρια διεπαφή χρήστη για να αποφεύγεται καθυστέρηση στην απόκριση. Επιπλέον, η χρήση διανυσματικών πλαισίων ή δυναμικών γραφημάτων μέσω εργαλείων όπως το ZedGraph ή το LiveCharts διευκολύνει την αποδοτική απεικόνιση ακόμα και μεγάλου όγκου δεδομένων [18].

8.3 GUI για χρήστη – σχεδίαση και διαδραστικότητα

Η σχεδίαση γραφικού περιβάλλοντος χρήστη (GUI) αποτελεί κρίσιμο στοιχείο στην εμπειρία χρήσης συστημάτων απεικόνισης βιοσημάτων. Ένα καλά σχεδιασμένο GUI επιτρέπει στον χρήστη να κατανοήσει εύκολα τη φυσιολογική ή παθολογική κατάσταση του σήματος, να κάνει ρυθμίσεις και να αποθηκεύσει ή να αναλύσει τα δεδομένα. Το Visual Studio δίνει τη δυνατότητα ανάπτυξης διαδραστικών περιβαλλόντων με κουμπιά, διακόπτες, πλοηγούς, γραφήματα και πλαίσια πληροφοριών. Η χρήση WPF και XAML ενισχύει την αισθητική και την ευελιξία του περιβάλλοντος με δυνατότητες animation και data binding [17]. Το GUI πρέπει να προσφέρει δυνατότητα επιλογής μεταξύ διαφορετικών καναλιών σήματος, επιλογή φίλτρων, ρύθμιση παραμέτρων όπως gain ή ταχύτητα σάρωσης, και ένδειξη του καρδιακού ρυθμού σε πραγματικό χρόνο. Πρέπει επίσης να προβλέπεται

μηχανισμός ειδοποίησης όταν εντοπίζονται ανωμαλίες ή απώλειες σήματος. Σε προηγμένες υλοποιήσεις, ενσωματώνεται ιστορικό με δυνατότητα zoom και pan για ανασκόπηση προηγούμενων σημάτων, καθώς και αποθήκευση σε διαφορετικές μορφές αρχείων (CSV, XML, JSON). Η διαδραστικότητα είναι ουσιαστική ώστε το σύστημα να είναι χρήσιμο όχι μόνο σε ειδικούς, αλλά και σε ασθενείς ή μη εξειδικευμένους χρήστες [9].

8.4 Ενσωμάτωση λήψης δεδομένων από Arduino

Η σύνδεση του Arduino με εφαρμογή σε Visual Studio για τη λήψη ECG δεδομένων απαιτεί τη χρήση σειριακής επικοινωνίας μέσω της θύρας USB. Στην πλευρά του Arduino, το πρόγραμμα πρέπει να περιλαμβάνει κατάλληλη ρύθμιση του ADC και αποστολή των δειγμάτων με καθορισμένο ρυθμό. Η χρήση Serial.write ή Serial.print πρέπει να γίνεται με σαφή δομή ώστε να μπορεί το πρόγραμμα σε Visual Studio να αναγνωρίζει και να απομονώνει τα αριθμητικά δεδομένα. Ο κώδικας στο Visual Studio διαβάζει τη σειριακή θύρα χρησιμοποιώντας SerialPort αντικείμενα από το .NET Framework [15]. Η ανάγνωση των δεδομένων γίνεται είτε με polling είτε με χρήση event-driven μοντέλου που ενεργοποιείται κάθε φορά που εισέρχονται νέα bytes. Είναι σημαντικό να υπάρχει έλεγχος σφαλμάτων (parsing, validation) ώστε να αποφεύγεται η λήψη εσφαλμένων τιμών λόγω θορύβου στη γραμμή επικοινωνίας. Σε εφαρμογές που απαιτούν καταγραφή σε πραγματικό χρόνο, ενδείκνυται η χρήση buffer και η καταγραφή χρονικών σημάτων (timestamping) για κάθε λήψη. Σε κάποιες περιπτώσεις, η χρήση μετασχηματισμού δεδομένων από δυαδική σε δεκαδική μορφή διευκολύνει την ερμηνεία του σήματος και την αποθήκευση [4].

8.5 Επεξεργασία, αποθήκευση και παρουσίαση δεδομένων ECG

Μετά τη λήψη των δεδομένων ECG, ακολουθεί η επεξεργασία τους ώστε να καταστούν κατάλληλα για παρουσίαση ή ανάλυση. Το πρώτο στάδιο περιλαμβάνει τον διαχωρισμό και τη μορφοποίηση των τιμών σε πίνακες ή αντικείμενα. Έπειτα, εφαρμόζονται φίλτρα για την απομάκρυνση θορύβου (όπως moving average, median ή Butterworth φίλτρα). Η κανονικοποίηση γίνεται ώστε το σήμα να παρουσιάζεται σε ενιαία κλίμακα και να συγκρίνεται με πρότυπα φυσιολογικών τιμών. Για τον υπολογισμό παραμέτρων όπως ο καρδιακός ρυθμός, εφαρμόζονται αλγόριθμοι ανίχνευσης κορυφών QRS, όπως μεταβλητής κατωφλίου ή βασισμένοι στο παράγωγο του σήματος [3].

Η αποθήκευση των δεδομένων μπορεί να γίνεται σε τοπικό αρχείο ή βάση δεδομένων. Συνήθεις μορφές περιλαμβάνουν CSV για απλότητα, JSON για ευκολία μεταφοράς ή SQL για δομημένη αναζήτηση. Η αποθήκευση περιλαμβάνει συνήθως το σήμα, τον χρόνο καταγραφής, πιθανές επισημάνσεις ανωμαλιών και σχόλια του χρήστη ή του συστήματος. Για παρουσίαση των δεδομένων, χρησιμοποιούνται διαδραστικά γραφήματα, με δυνατότητες μεγέθυνσης, κύλισης και επιλογής περιοχών για περαιτέρω ανάλυση. Μπορούν επίσης να ενσωματωθούν μοντέλα ανάλυσης μέσω μηχανικής μάθησης που παρέχουν ερμηνεία του σήματος με βάση εκπαίδευση σε βάσεις ECG [16]. Η παρουσίαση του ECG στο χρήστη πρέπει να γίνεται με σαφήνεια, χρησιμοποιώντας οπτικά στοιχεία που διευκολύνουν τη γρήγορη αναγνώριση παθολογιών, όπως χρωματισμό παλμών, ενδείξεις ανωμαλιών ή ειδοποιήσεις με βάση το ρυθμό. Σε πιο εξελιγμένες εφαρμογές, είναι δυνατόν να παρουσιαστούν συγκρίσεις με προηγούμενες καταγραφές του ίδιου ασθενούς, τάσεις στη μεταβολή του καρδιακού ρυθμού ή αναφορές σε πρότυπα υγείας.

Όλα αυτά ενισχύουν τη λειτουργικότητα των φορητών ECG συστημάτων και τα καθιστούν πρακτικά εργαλεία για διαγνωστική και προληπτική χρήση [11].

Κεφάλαιο 9^ο: Ζητήματα Ασφάλειας και Κανονιστικό Πλαίσιο

9.1 Ασφάλεια χρήσης ιατρικών συσκευών

Η ασφάλεια στη χρήση ιατρικών συσκευών αποτελεί κρίσιμο παράγοντα, ειδικά όταν πρόκειται για συσκευές που έρχονται σε άμεση επαφή με τον ασθενή ή αλληλοεπιδρούν με ευαίσθητα βιολογικά σήματα. Οι συσκευές ECG ενσωματώνονται είτε σε νοσοκομειακά είτε σε φορητά συστήματα, και σε κάθε περίπτωση πρέπει να διασφαλίζεται ότι η λειτουργία τους δεν προκαλεί βλάβη στον χρήστη. Οι πηγές κινδύνου περιλαμβάνουν την ηλεκτροπληξία, την ψευδή διάγνωση λόγω σφάλματος μετρήσεων, καθώς και την αδυναμία παροχής ειδοποίησης σε κρίσιμες καταστάσεις. Η εφαρμογή πρωτοκόλλων ασφάλειας, όπως η χρήση γαλβανικής απομόνωσης στα ηλεκτρόδια και στα κυκλώματα εισόδου, περιορίζει την πιθανότητα ροής επικίνδυνου ρεύματος μέσω του σώματος [9].

Πέρα από τη φυσική ασφάλεια, οι φορητές ιατρικές συσκευές πρέπει να ελαχιστοποιούν την πιθανότητα λανθασμένης λειτουργίας λόγω περιβαλλοντικών παραγόντων όπως η θερμοκρασία, η υγρασία ή ο ηλεκτρομαγνητικός θόρυβος. Για τον λόγο αυτό, απαιτούνται σχεδιαστικές στρατηγικές ανθεκτικότητας και μηχανισμοί επαναφοράς του συστήματος σε περίπτωση δυσλειτουργίας. Η ποιότητα κατασκευής και η αξιόπιστη λειτουργία είναι απαραίτητες για την αποδοχή τέτοιων συσκευών στην ιατρική πράξη [5].

9.2 Βιοσυμβατότητα και ηλεκτρική ασφάλεια

Η βιοσυμβατότητα αφορά την ικανότητα των υλικών που χρησιμοποιούνται σε μία συσκευή να μην προκαλούν ανεπιθύμητες αντιδράσεις στο ανθρώπινο σώμα. Στην περίπτωση των ECG συσκευών, τα ηλεκτρόδια και οι επιφάνειες που έρχονται σε επαφή με το δέρμα πρέπει να είναι κατασκευασμένα από υλικά που δεν προκαλούν αλλεργίες ή δερματικούς ερεθισμούς. Τα υλικά αυτά οφείλουν να συμμορφώνονται με διεθνή πρότυπα βιοσυμβατότητας και να έχουν ελεγχθεί για κυτταροτοξικότητα, δερματική ευαισθητοποίηση και ερεθισμό [11].

Παράλληλα, η ηλεκτρική ασφάλεια εξασφαλίζεται μέσω του κατάλληλου σχεδιασμού του κυκλώματος, ώστε να περιορίζεται η διαρροή ρεύματος σε ασφαλή επίπεδα. Οι ηλεκτρονικές διατάξεις που έρχονται σε επαφή με τον χρήστη πρέπει να διαθέτουν προστατευτικά κυκλώματα, να είναι απομονωμένες από το κύριο σύστημα τροφοδοσίας και να εφαρμόζουν περιορισμό του ρεύματος βάσει των προδιαγραφών IEC. Η χρήση συστημάτων χαμηλής τάσης (π.χ. μέσω μπαταριών) στις φορητές εφαρμογές είναι επιπλέον μέτρο μείωσης κινδύνου [14].

9.3 Κανονισμοί και πρότυπα (IEC 60601, CE, ISO 13485)

Οι ιατρικές συσκευές υπόκεινται σε διεθνή πρότυπα και κανονισμούς που διασφαλίζουν την ποιότητα, την ασφάλεια και την αποτελεσματικότητά τους. Ένα από τα πιο σημαντικά πρότυπα είναι το IEC 60601, το οποίο ορίζει τις βασικές απαιτήσεις ασφάλειας και επιδόσεων για ηλεκτροϊατρικές συσκευές. Καλύπτει μεταξύ άλλων τις απαιτήσεις για γαλβανική απομόνωση, οριακές τιμές διαρροής ρεύματος, καθώς και την αντοχή των συσκευών σε ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές [8].

Η πιστοποίηση CE αποτελεί απαραίτητη προϋπόθεση για την κυκλοφορία ιατρικών συσκευών στην ευρωπαϊκή αγορά. Πιστοποιεί ότι το προϊόν συμμορφώνεται με τις απαιτήσεις των σχετικών οδηγιών, όπως η MDR (Medical Device Regulation) και ότι έχει περάσει τις απαραίτητες δοκιμές αξιολόγησης συμμόρφωσης. Η ISO 13485 αφορά το σύστημα διαχείρισης ποιότητας που πρέπει να εφαρμόζουν οι κατασκευαστές ιατρικών συσκευών. Περιλαμβάνει απαιτήσεις για την τεκμηρίωση της σχεδίασης, την παρακολούθηση της παραγωγής και τον έλεγχο κινδύνων σε όλα τα στάδια [16].

Κεφάλαιο 10^ο: Ερευνητικό μέρος



Σχήμα 2.1. Η απεικόνιση της ολοκληρωμένης κατασκευής

10.1 Σκοπός και στόχοι της κατασκευής

Ο κύριος στόχος της παρούσας πειραματικής εργασίας ήταν η σχεδίαση και υλοποίηση ενός φορητού συστήματος μέτρησης ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG), βασισμένου σε μικροελεγκτή Arduino, με έμφαση στην πρακτική κατανόηση της βιοηλεκτρικής καταγραφής και στην ανάπτυξη βασικών δεξιοτήτων ηλεκτρονικού σχεδιασμού. Η εργασία συνδυάζει θεωρητικές αρχές από τη φυσιολογία της καρδιάς και την ηλεκτροτεχνία με πρακτικές γνώσεις κυκλωματικής σχεδίασης, προγραμματισμού και δοκιμών. Το σύστημα που υλοποιήθηκε αποσκοπεί στην αξιόπιστη καταγραφή του ηλεκτρικού σήματος της καρδιάς, μέσω της ενίσχυσης και φιλτραρίσματος των πολύ χαμηλών βιοηλεκτρικών σημάτων που λαμβάνονται από ηλεκτρόδια τοποθετημένα στο ανθρώπινο σώμα. Η χρήση του Arduino UNO ως βασικής μονάδας επεξεργασίας και επικοινωνίας προσφέρει απλότητα στον προγραμματισμό και διευκολύνει την απεικόνιση των σημάτων σε ηλεκτρονικό υπολογιστή σε πραγματικό χρόνο.

Η επιλογή να σχεδιαστεί εξ αρχής πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος (PCB), αντί να χρησιμοποιηθεί breadboard, είχε ως στόχο την αύξηση της σταθερότητας του συστήματος, τη μείωση του ηλεκτρικού θορύβου και την προσομοίωση πραγματικών συνθηκών υλοποίησης. Παράλληλα, ενσωματώθηκαν μηχανικές βελτιώσεις, όπως ακροδέκτες που επιτρέπουν την άμεση σύνδεση με το Arduino, καθώς και η χρήση RCA υποδοχών για τα σήματα εισόδου. Επιπλέον, τροποποιήθηκαν τα καλώδια των ηλεκτροδίων, ώστε να καταλήγουν σε pads με αγωγή επιφάνεια, ενισχύοντας την άνεση και την επαναληψιμότητα των μετρήσεων.

Η κατασκευή αποσκοπεί όχι μόνο στη δημιουργία ενός λειτουργικού ECG, αλλά και στην εμβάθυνση της κατανόησης του τρόπου με τον οποίο οι αναλογικές ηλεκτρονικές βαθμίδες συνεργάζονται με τους μικροελεγκτές για την απόκτηση και επεξεργασία φυσιολογικών σημάτων. Μέσα από την υλοποίηση, δίνεται η δυνατότητα κατανόησης της φυσιολογίας της καρδιάς, της δομής ενός κυκλώματος ενίσχυσης, και της ροής δεδομένων από αισθητήρες προς το λογισμικό προβολής. Πρόκειται, δηλαδή, για μια προσέγγιση εφαρμοσμένης μάθησης που συνδέει θεωρία και πράξη.

10.2 Πώς λειτουργεί το σύστημα

Το σύστημα που αναπτύχθηκε στην παρούσα εργασία αποτελείται από δύο βασικά τμήματα:

Ένα μικροϋπολογιστικό σύστημα τύπου Arduino Uno, το οποίο αναλαμβάνει τη δειγματοληψία των αναλογικών σημάτων μέσω του ενσωματωμένου ADC και στέλνει τα ψηφιοποιημένα δείγματα στον υπολογιστή,

Το εξωτερικό κύκλωμα ενίσχυσης ECG, το οποίο κατασκευάστηκε σε πλακέτα PCB και συνδέεται με το Arduino μέσω ακροδεκτών τύπου header.

Οι βιοηλεκτρικές τάσεις που δημιουργούνται από τη δραστηριότητα του καρδιακού μυός είναι εξαιρετικά χαμηλές — της τάξης του 1mV από κορυφή σε κορυφή. Για να μπορέσουν να ανιχνευθούν και να μελετηθούν, απαιτείται κατάλληλη ενίσχυση και φιλτράρισμα. Το σύστημα χρησιμοποιεί ένα εξειδικευμένο κύκλωμα ενίσχυσης που υλοποιείται με instrumentation amplifier, ο οποίος είναι τοποθετημένος στην πλακέτα PCB.

Η ανθρώπινη καρδιά αποτελείται από μυϊκές ίνες που συσπώνται με κυκλικό και συγχρονισμένο τρόπο. Αυτή η δραστηριότητα δημιουργεί ηλεκτρικές τάσεις, μικρό τμήμα των οποίων φτάνει μέχρι την επιφάνεια του δέρματος. Με τη χρήση δύο ή περισσότερων ηλεκτροδίων, οι τάσεις αυτές μπορούν να

συλλεχθούν και να αναλυθούν. Στην παρούσα κατασκευή, χρησιμοποιήθηκαν χειροποίητα pads με μεταλλική επιφάνεια, τα οποία στερεώνονται στον καρπό και στον αστράγαλο μέσω υφασμάτων ιμάντων Velcro. Η επαφή με το δέρμα ενισχύεται με την προσθήκη φυσιολογικού ορού.

Η ανίχνευση ECG σημάτων αποτελεί πρόκληση όχι μόνο λόγω του πολύ μικρού πλάτους των σημάτων, αλλά και εξαιτίας της έντονης παρουσίας θορύβου από το ηλεκτρικό δίκτυο — συγκεκριμένα, το σήμα των 50Hz από το ρεύμα εναλλασσόμενης τάσης. Αυτός ο θόρυβος εισέρχεται εύκολα στα σήματα ECG μέσω του σώματος και των καλωδιώσεων.

Ωστόσο, στο παρόν κύκλωμα αξιοποιείται το γεγονός ότι ο θόρυβος 50Hz καταγράφεται σχεδόν εξίσου σε όλα τα ηλεκτρόδια, και έτσι θεωρείται σήμα κοινού τρόπου (common mode), ενώ το πραγματικό σήμα ECG είναι σήμα διαφορικού τρόπου (differential mode). Με τη χρήση ενός καλά ισορροπημένου διαφορικού ενισχυτή (όπως ο AD623 που χρησιμοποιείται στην κατασκευή), επιτυγχάνεται σημαντική απόρριψη του κοινού σήματος, με αποτέλεσμα τη διατήρηση και ενίσχυση μόνο της επιθυμητής ECG πληροφορίας. Επιπλέον, στην παρούσα κατασκευή εφαρμόζεται και χαμηλοπερατό φιλτράρισμα στα επόμενα στάδια του ενισχυτή, ώστε να αποκοπούν επιπλέον υπολείμματα των 50Hz. Το τελικό αποτέλεσμα είναι ένα καθαρό και ενισχυμένο ECG σήμα, κατάλληλο για προβολή ή/και αποθήκευση μέσω του Arduino και του λογισμικού καταγραφής στον υπολογιστή.

Αξίζει να σημειωθεί πως ιδιαίτερη σημασία έχει η ποιότητα της σύνδεσης μεταξύ του pad και του δέρματος. Αν η επαφή είναι κακή, τότε η ισορροπία του διαφορικού ενισχυτή διαταράσσεται και αυξάνεται η παρουσία θορύβου στο τελικό σήμα. Γι' αυτό, στις δοκιμές χρησιμοποιήθηκαν καλά μονωμένα καλώδια και προσεκτική εφαρμογή του pad πάνω στο δέρμα.

Η όλη κατασκευή ενσωματώθηκε σε custom πλακέτα PCB με ακροδέκτες τύπου header, ώστε να κουμπώνει απευθείας επάνω στο Arduino Uno χωρίς επιπλέον καλώδια, καθιστώντας το σύστημα πιο σταθερό, οργανωμένο και ασφαλές στη χρήση.

10.3 Λεπτομέρειες Κυκλώματος

Η παρούσα κατασκευή έχει ως στόχο την καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG) με τη χρήση πλατφόρμας Arduino, και έχει υλοποιηθεί με τη δημιουργία εξειδικευμένης πλακέτας PCB, σχεδιασμένης ώστε να συνεργάζεται απευθείας με την πλακέτα μικροελεγκτή. Το κύκλωμα της κατασκευής τοποθετήθηκε πάνω σε επαγγελματική πλακέτα PCB, ενσωματώνοντας ακροδέκτες (pin headers) που επιτρέπουν την εύκολη σύνδεση και αποσύνδεση από το Arduino, ενώ οι μετρήσεις από το σώμα λαμβάνονται μέσω ειδικά σχεδιασμένων καλωδίων με επαφές τύπου pads.

Οι μετρήσεις ξεκινούν με την καταγραφή ηλεκτρικών σημάτων από την επιφάνεια του δέρματος μέσω δύο ή περισσότερων ηλεκτροδίων. Τα σήματα είναι εξαιρετικά χαμηλής τάσης, συνήθως της τάξης του 1 mV (peak-to-peak), γεγονός που καθιστά απαραίτητη την ενίσχυσή τους μέσω κατάλληλου ενισχυτή.

Το βασικό στοιχείο ενίσχυσης αποτελεί ένας ενισχυτής instrumentation τύπου AD623, ο οποίος προσφέρει υψηλή απόρριψη κοινού θορύβου (common-mode rejection) και μεγάλη διαφορική ενίσχυση. Η ενίσχυση ρυθμίζεται μέσω εξωτερικής αντίστασης (R_g) και στη συγκεκριμένη κατασκευή έχει οριστεί στις περίπου 1000 φορές (60dB). Για τη σωστή λειτουργία του ενισχυτή, η αναφορά τάσης του έχει οριστεί στα +2.5V, δηλαδή στο μισό της τροφοδοσίας των 5V του Arduino, μέσω διαιρέτη τάσης από δύο αντιστάσεις 3k Ω . Για την αποφυγή ανεπιθύμητων ραδιοσυχνοτήτων και άλλων παρεμβολών που μπορεί να επάγονται από το ανθρώπινο σώμα ή τα καλώδια, έχουν τοποθετηθεί

πυκνωτές 1nF σε κάθε είσοδο του ενισχυτή καθώς και ένας πυκνωτής 47nF μεταξύ των εισόδων, σχηματίζοντας ένα ισορροπημένο φίλτρο χαμηλών συχνοτήτων μαζί με τις αντιστάσεις εισόδου 4.7kΩ.

Η έξοδος του AD623 οδηγείται στο δεύτερο στάδιο ενίσχυσης και φιλτραρίσματος, το οποίο υλοποιείται με τον τελεστικό ενισχυτή NE5532D. Το πρώτο μέρος του κυκλώματος αυτού (IC2a) δέχεται το σήμα μέσω ενός φίλτρου με συχνότητα περίπου 17 Hz (αντίσταση 10kΩ και πυκνωτής 1μF). Το στάδιο αυτό προσφέρει επιπλέον ενίσχυση, η οποία στη δική μου υλοποίηση επιλέγεται μέσω jumper επάνω στην PCB, δίνοντας τη δυνατότητα για ενίσχυση 1x ή 2x, ανάλογα με τις ανάγκες του χρήστη. Έτσι, η συνολική ενίσχυση της κατασκευής κυμαίνεται μεταξύ 1000x και 2000x.

Το δεύτερο μέρος του NE5532D (IC2b) λειτουργεί ως επιπλέον φίλτρο χαμηλής διέλευσης, με συχνότητα περίπου 15 Hz, μειώνοντας ακόμα περισσότερο τον θόρυβο των 50 Hz από το δίκτυο ρεύματος. Το φίλτρο αυτό έχει unity gain για τις χαμηλές συχνότητες του ECG, επιτρέποντας την καθαρή απεικόνιση του σήματος.

Η έξοδος του τελικού σταδίου οδηγείται στην αναλογική είσοδο A0 του Arduino. Εκεί, έχει προβλεφθεί κύκλωμα προστασίας με δύο διόδους (D1 και D2) και αντίσταση 2.2kΩ, ώστε να αποτρέπεται η εμφάνιση τάσεων πέραν του επιτρεπτού εύρους λειτουργίας του ADC του Arduino (-0.3V έως +5.3V).

Ο έλεγχος της επιλεγμένης ενίσχυσης πραγματοποιείται μέσω jumper, το οποίο είναι συνδεδεμένο στο pin I07 του Arduino. Μέσω του αντίστοιχου προγράμματος, η συσκευή μπορεί να ανιχνεύσει τη θέση του jumper και να ενημερώσει σχετικά το λογισμικό του υπολογιστή, ώστε να εμφανίζεται στην οθόνη η τρέχουσα ενίσχυση κατά τη λήψη του σήματος.

Για λόγους ενδεικτικής λειτουργίας, έχουν τοποθετηθεί στην PCB και δύο LED:

Το LED1 ανάβει κατά την τροφοδοσία της συσκευής μέσω της θύρας USB.

Το LED2 ενεργοποιείται κατά τη διάρκεια της δειγματοληψίας, υπό τον έλεγχο του μικροελεγκτή μέσω του pin I08.

Η χρήση πλακέτας PCB, ακροδεκτών και pads καθιστά την κατασκευή όχι μόνο πιο σταθερή και αξιόπιστη, αλλά και πιο επεκτάσιμη και φιλική προς τον χρήστη, ενώ μειώνει την πιθανότητα αστοχιών που σχετίζονται με προσωρινές ή μηχανικές συνδέσεις.

10.4 Επιλογή Arduino UNO

Η πλακέτα Arduino UNO αποτελεί έναν από τους πιο διαδεδομένους μικροελεγκτές για εκπαιδευτικές, ερευνητικές και πρωτοτυπικές εφαρμογές, κυρίως λόγω της ευκολίας χρήσης και της ευρείας υποστήριξης από την κοινότητα προγραμματιστών. Η καρδιά της πλακέτας είναι ο μικροελεγκτής ATmega328P της Atmel (Microchip), ο οποίος διαθέτει ενσωματωμένη μονάδα επεξεργασίας, μνήμη flash και RAM, καθώς και μια πληθώρα περιφερειακών λειτουργιών. Σε παλαιότερες εκδόσεις χρησιμοποιούνταν επίσης οι ATmega168 και ATmega8, με λιγότερους πόρους.

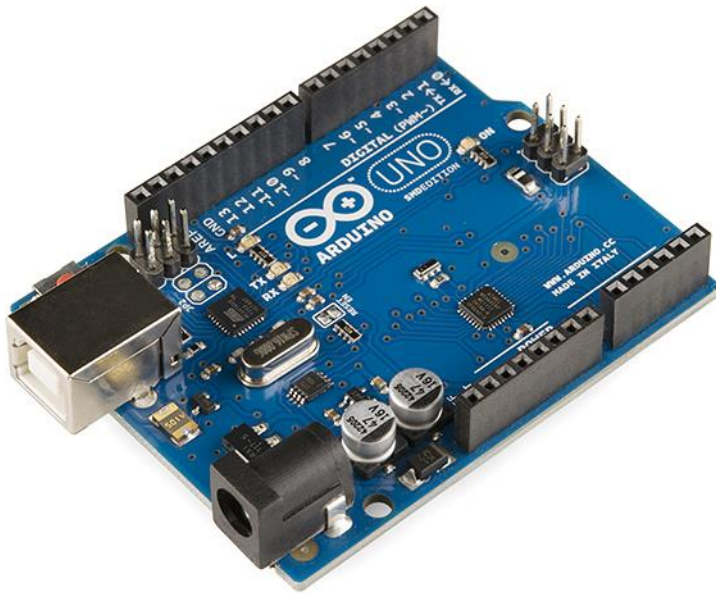
Η πλακέτα Arduino UNO περιλαμβάνει επιπρόσθετα εξαρτήματα που διευκολύνουν τον χρήστη στον προγραμματισμό και τη διασύνδεση με άλλες ηλεκτρονικές διατάξεις. Ένα από τα βασικά στοιχεία είναι ο γραμμικός ρυθμιστής τάσης, που εξασφαλίζει σταθερή τροφοδοσία 5V τόσο στον μικροελεγκτή όσο και στα συνδεδεμένα εξαρτήματα. Παράλληλα, ενσωματώνει έναν ταλαντωτή 16 MHz για την παροχή χρονισμού, ο οποίος είναι απαραίτητος για τη σωστή λειτουργία του συστήματος. Ο ATmega328P είναι

προγραμματισμένος εκ των προτέρων με έναν bootloader, επιτρέποντας την απευθείας μεταφόρτωση κώδικα μέσω της θύρας USB χωρίς την ανάγκη εξωτερικού προγραμματιστή. Αυτό απλοποιεί σημαντικά τη διαδικασία ανάπτυξης λογισμικού, καθιστώντας την πλατφόρμα ιδιαίτερα φιλική για αρχάριους.

Η πλακέτα Arduino UNO διαθέτει πληθώρα pin εισόδου/εξόδου, που επιτρέπουν την επικοινωνία με αισθητήρες, ενεργοποιητές και άλλα ηλεκτρονικά κυκλώματα. Συγκεκριμένα, παρέχει 14 ψηφιακά pin (D0–D13), εκ των οποίων τα D0 και D1 χρησιμοποιούνται επίσης για σειριακή επικοινωνία (UART). Από τα υπόλοιπα, αρκετά υποστηρίζουν λειτουργίες PWM (Pulse Width Modulation), που είναι χρήσιμες για τον έλεγχο ταχύτητας κινητήρων ή της φωτεινότητας LED. Επίσης, υπάρχουν 6 αναλογικά pin εισόδου (A0–A5), τα οποία χρησιμοποιούνται για την ανάγνωση αισθητήρων που παρέχουν αναλογικό σήμα. Για επικοινωνία με άλλα κυκλώματα, το Arduino UNO υποστηρίζει πρωτόκολλα όπως το I2C (μέσω των pin A4 και A5) και το SPI (μέσω των pin 10, 11, 12, 13). Αυτές οι δυνατότητες επιτρέπουν τη διασύνδεση με οθόνες, κάρτες μνήμης, άλλους μικροελεγκτές, ή ακόμη και με φορητές συσκευές καταγραφής δεδομένων.

Το Arduino συνοδεύεται από ένα ευέλικτο περιβάλλον ανάπτυξης (IDE), το οποίο βασίζεται σε C/C++, με απλοποιημένη σύνταξη και έτοιμες βιβλιοθήκες. Η βιβλιοθήκη "Serial" επιτρέπει την άμεση αποστολή δεδομένων στον υπολογιστή, ενώ η "Wire" διευκολύνει τη χρήση I2C. Αυτές οι λειτουργίες το καθιστούν ιδανικό για εφαρμογές όπως η συλλογή βιοσημάτων (ECG, EMG), η ρομποτική και τα συστήματα αυτοματισμού.

Η ευελιξία και η επεκτασιμότητα του Arduino, σε συνδυασμό με το χαμηλό κόστος και τη μεγάλη διαθεσιμότητα εκπαιδευτικού υλικού, το έχουν καταστήσει απαραίτητο εργαλείο για μηχανικούς, εκπαιδευτικούς, ερασιτέχνες και φοιτητές.



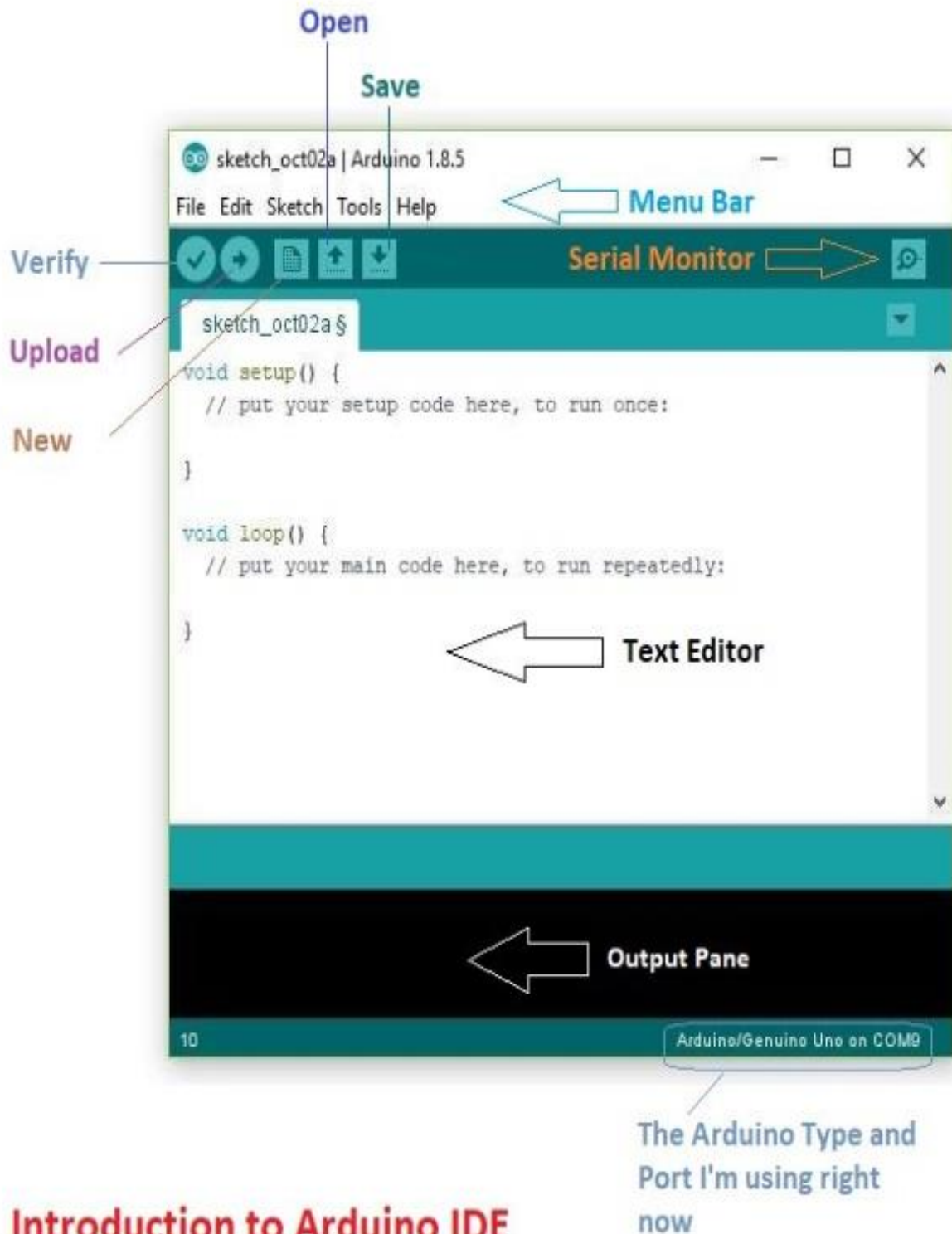
Σχήμα 2.2. το νέο Arduino Uno R3 [22].

Εκτός από όλα τα χαρακτηριστικά της προηγούμενης μητρικής, το Uno χρησιμοποιεί πλέον μια ATmega16U2 αντί για την 8U2 που βρίσκεται στο Uno (ή την FTDI που βρίσκεται στις προηγούμενες γενιές). Αυτό επιτρέπει ταχύτερους ρυθμούς μεταφοράς και περισσότερη μνήμη. Δεν απαιτούνται προγράμματα οδήγησης για Linux ή Mac (απαιτείται αρχείο inf για Windows και περιλαμβάνεται στο Arduino IDE), και υπάρχει η δυνατότητα εμφάνισης του Uno ως πληκτρολόγιο, ποντίκι, joystick κ.λπ.[4]

Οι συμβατές με το Arduino πλακέτες Barebonew και Boarduino διαθέτουν αρσενικές επαφές στην κάτω πλευρά της πλακέτας για να μπορούν να συνδεθούν με πλακέτες που δεν χρειάζονται συγκολλήσεις.

10.5 Λογισμικό Arduino

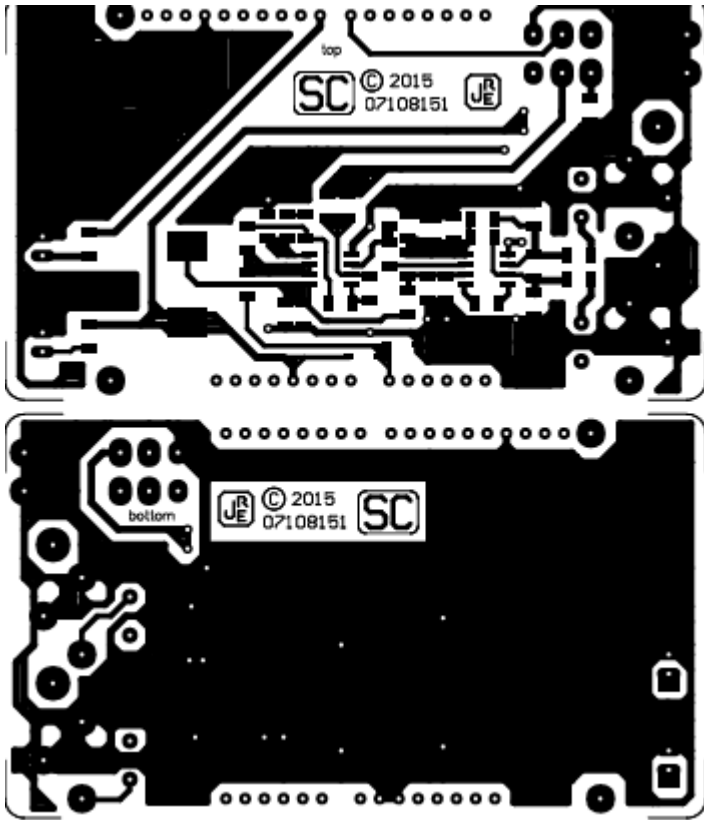
Το IDE του Arduino είναι γραμμένο σε Java και μπορεί να τρέξει σε πολλαπλές πλατφόρμες. Περιλαμβάνει επεξεργαστή κώδικα(επεξεργαστή κειμένου με διάφορα εύχρηστα εργαλεία) και μεταγλωττιστή και έχει την ικανότητα να φορτώνει εύκολα το πρόγραμμα μέσω σειριακής θύρας από τον υπολογιστή στην πλακέτα.



Introduction to Arduino IDE

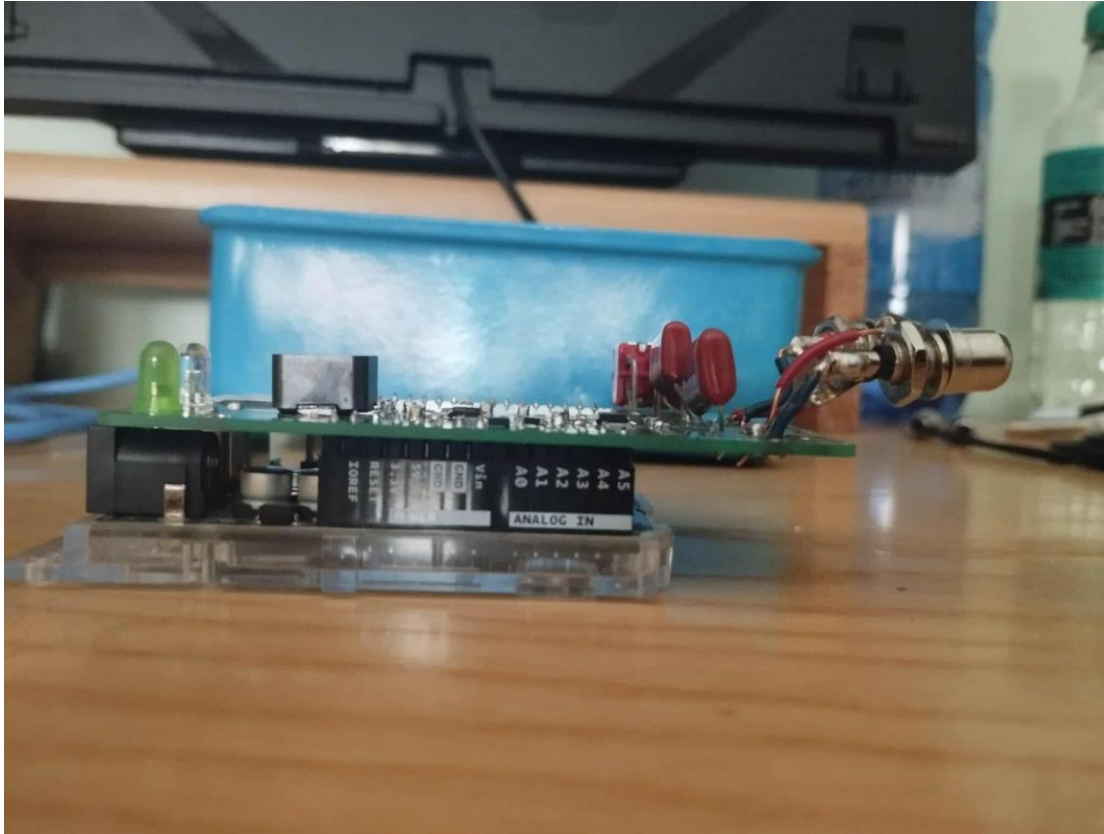
Σχήμα 2.3. Γραφικό περιβάλλον του λογισμικού Arduino IDE (έκδοση 1.8.5), με βασικά του στοιχεία επισημασμένα: Γραμμή μενού (Menu Bar), Επεξεργαστής κώδικα (Text Editor), Περιοχή εξόδου (Output Pane), καθώς και κουμπιά για δημιουργία νέου αρχείου (New), αποθήκευση (Save), επαλήθευση (Verify), μεταφόρτωση (Upload) και άνοιγμα του Serial Monitor. Η κάτω δεξιά γωνία δείχνει τον τύπο Arduino και τη θύρα επικοινωνίας που χρησιμοποιείται [23].

10.6 Σχεδίαση και Κατασκευή Τυπωμένων Κυκλωμάτων Πλακέτας

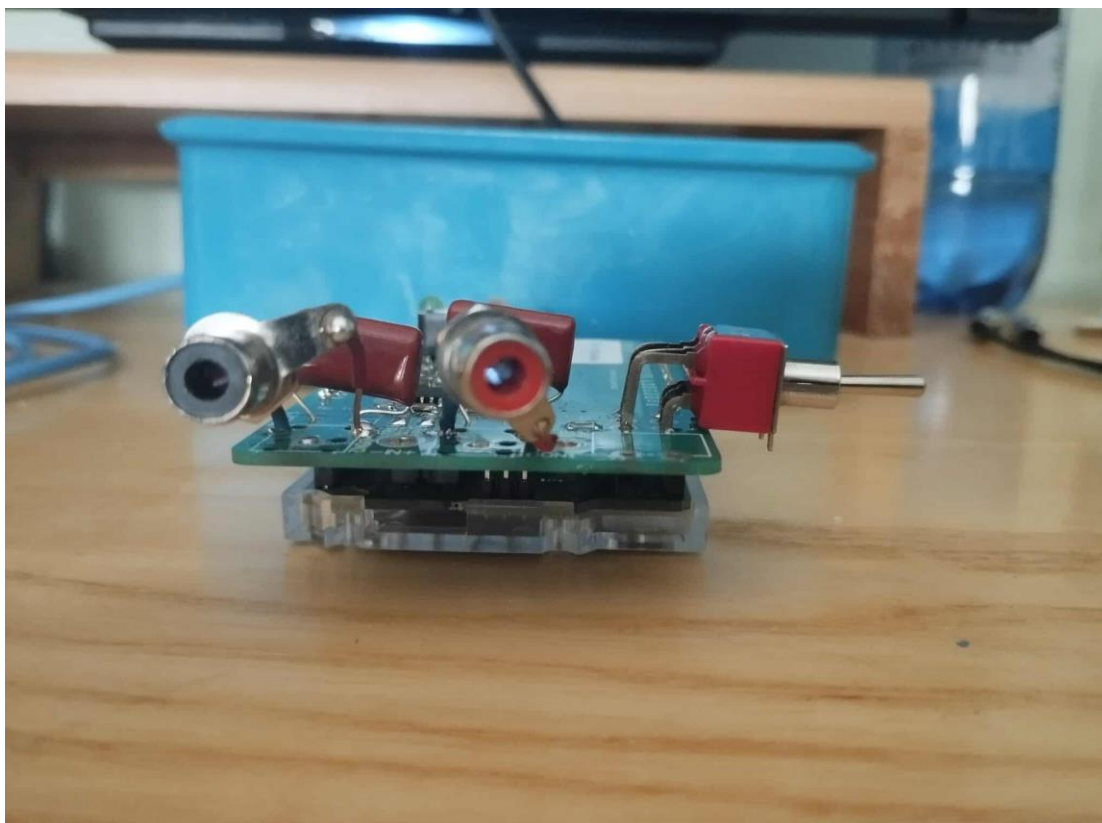


Σχήμα 2.4. Κάτοψη της pcb πλακέτας

Πραγματοποιείται σχεδίαση των σχηματικών (Schematics) που αφορούν τα ηλεκτρονικά κυκλώματα έτσι ώστε να η κατασκευή του ECG κυκλώματος πραγματοποιείται σε πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος (PCB), σχεδιασμένη ειδικά ως **Shield** για το Arduino Uno και να είναι η **εύκολη τοποθέτηση (plug & play)** επάνω στον Arduino, χωρίς την ανάγκη πρόσθετων καλωδιώσεων ή breadboard.



Σχήμα 2.5: Πλαϊνή απεικόνιση της πλακέτας στο Arduino



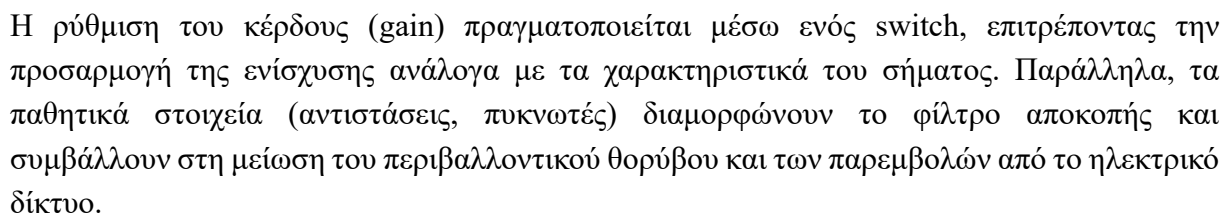
Σχήμα 2.5: Πλαϊνή απεικόνιση της πλακέτας στο Arduino με τα RCA

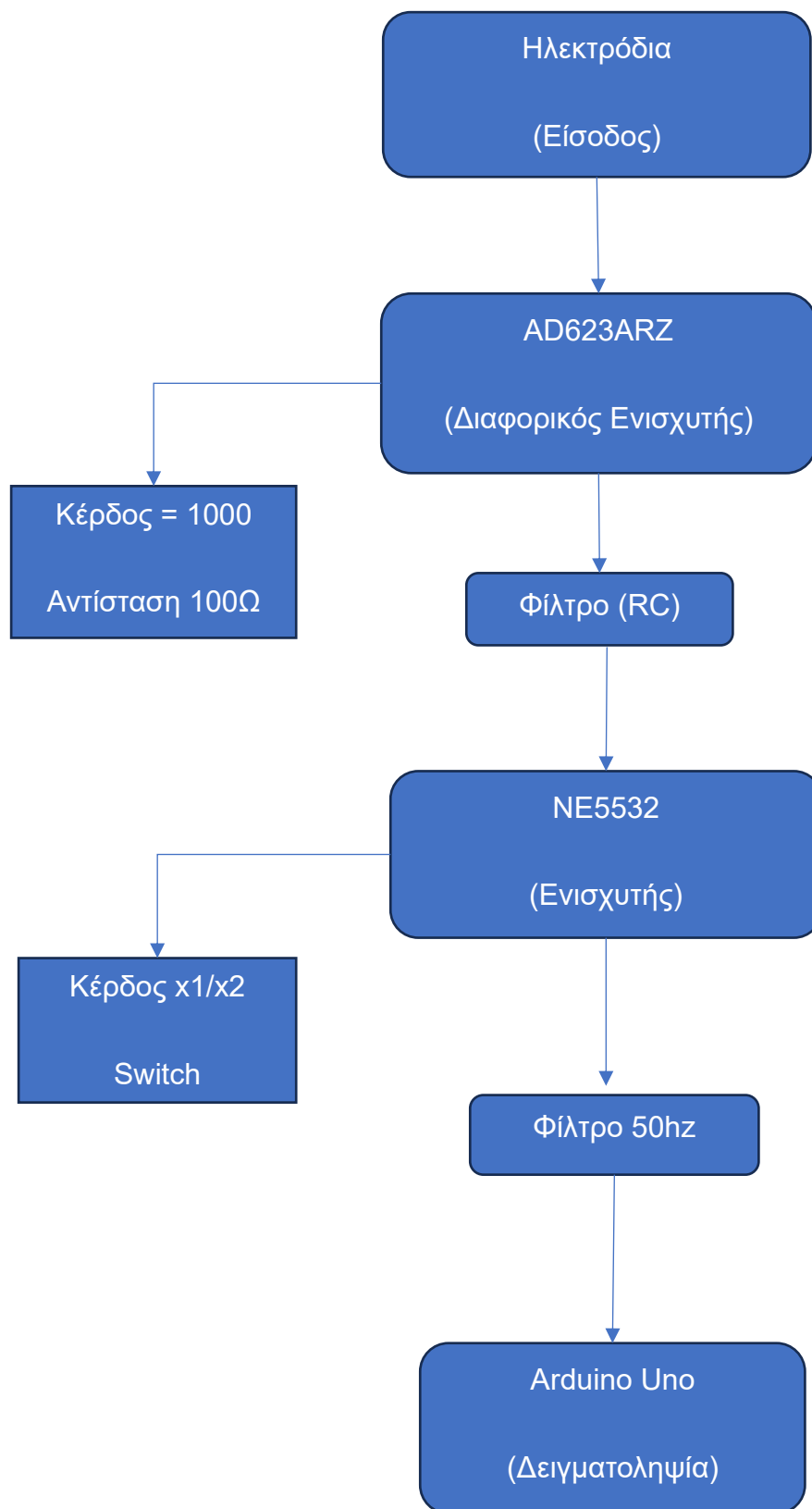
Όλο το κύκλωμα του συστήματος ECG, εκτός από την πλακέτα μικροελεγκτή Arduino Uno, είναι τοποθετημένο σε ειδικά σχεδιασμένη πλακέτα PCB. Η πλακέτα αυτή συνδέεται απευθείας πάνω στο Arduino μέσω ακροδεκτών (pin headers), επιτρέποντας εύκολη συναρμολόγηση και αποσυναρμολόγηση.

Η διάταξη τοποθετείται σε μεταλλικό κουτί από αλουμίνιο, το οποίο παρέχει μηχανική προστασία και θωράκιση από παρεμβολές. Οι υποδοχές για τα καλώδια των ηλεκτροδίων (τύπου RCA ή άλλες κατάλληλες για ECG) τοποθετούνται σε κατάλληλα διαμορφωμένα ανοίγματα στο περίβλημα. Ο διακόπτης επιλογής κέρδους και τα ενδεικτικά LED είναι επίσης τοποθετημένα στο περίβλημα, ώστε να είναι άμεσα προσβάσιμα.

Η πλακέτα PCB περιλαμβάνει τόσο εξαρτήματα επιφανειακής στήριξης (SMD) όσο και διαμπερούς στήριξης. Η συναρμολόγηση γίνεται με την εξής σειρά: πρώτα τοποθετούνται οι αντιστάσεις SMD, ακολουθούν οι πυκνωτές SMD, οι δίοδοι και τα ολοκληρωμένα κυκλώματα, με προσοχή στον σωστό προσανατολισμό τους. Στη συνέχεια τοποθετούνται τα μεγαλύτερα εξαρτήματα, όπως πηνία ή υποδοχές. Τα LED τοποθετούνται με ίσια ποδαράκια και σε προκαθορισμένο ύψος, ώστε να ευθυγραμμίζονται σωστά με τις οπές του περιβλήματος. Οι ακροδέκτες (pin headers) που συνδέουν την πλακέτα με το Arduino συγκολλούνται στην επάνω πλευρά της πλακέτας, με προσοχή να μην χρησιμοποιηθεί υπερβολική ποσότητα καλαί για να εξασφαλιστεί σωστή επαφή με τις υποδοχές του Arduino. Για τη λήψη μετρήσεων, χρησιμοποιούνται ειδικά καλώδια που καταλήγουν σε pads, τα οποία εφαρμόζονται απευθείας στα σημεία μέτρησης στο σώμα. Η λύση αυτή αντικαθιστά τις εμπορικές υποδοχές και επιτρέπει εύκολη και σταθερή σύνδεση.

10.6 Ανάλυση κυκλώματος



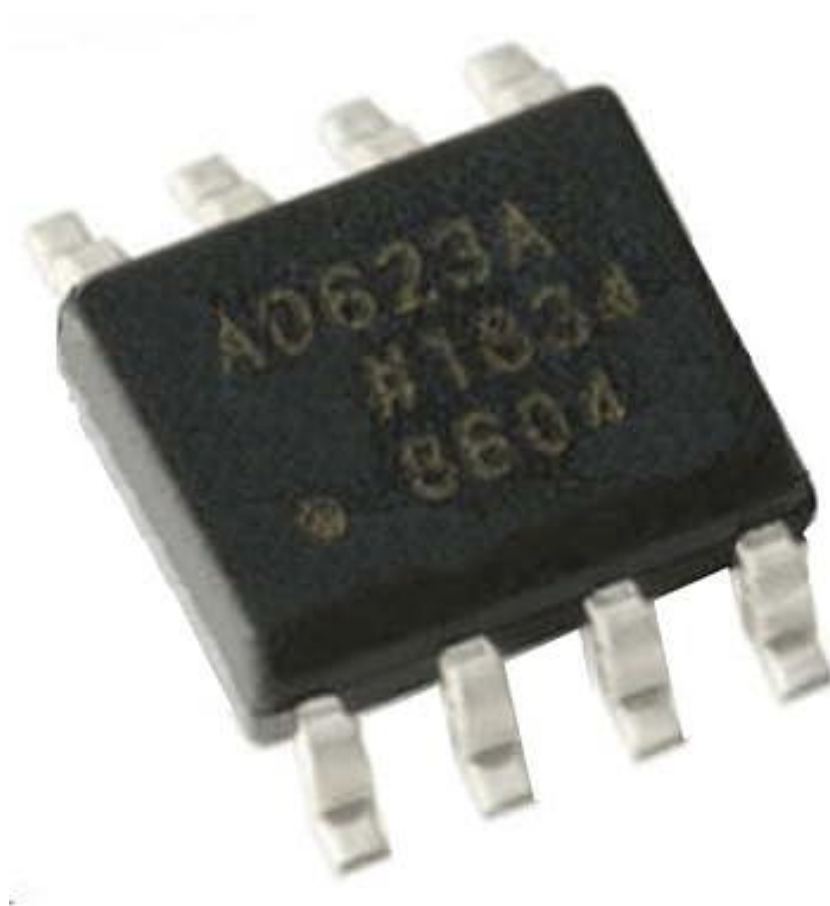


Σχήμα 2.7: Block Διάγραμμα κυκλώματος

Είσοδοι Ηλεκτροδίων (CON1 και CON2)

Τα ηλεκτρόδια συνδέονται στους ακροδέκτες CON1 και CON2 μέσω θωρακισμένων καλωδίων ίσου μήκους. Οι είσοδοι προστατεύονται με πυκνωτές και αντιστάσεις που αποκόπτουν ανεπιθύμητα σήματα υψηλών συχνοτήτων και παρέχουν ηλεκτρική απομόνωση

Ενισχυτής Διαφορικής Εισόδου (IC1: AD623ARZ)



Σχήμα 2.8: Ολοκληρωμένο κύκλωμα τύπου SOIC-8, όπως ο AD623ARZ, ένας instrumentation amplifier ιδανικός για εφαρμογές ενίσχυσης βιοσημάτων όπως ECG [24].

Ο IC1 είναι ένας instrumentation amplifier (AD623ARZ), ο οποίος ενισχύει τη διαφορά δυναμικού ανάμεσα στα δύο ηλεκτρόδια. Πρόκειται για εξειδικευμένο ενισχυτή με υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος (CMRR), ιδανικός για βιοϊατρικά σήματα. Η ενίσχυση καθορίζεται από εξωτερικές αντιστάσεις και μπορεί να φτάσει 100 φορές.

Τροφοδοσία και Προστασία

Η τροφοδοσία είναι +5V, συνήθως από το Arduino. Περιλαμβάνονται LED και δίοδοι προστασίας για την ένδειξη λειτουργίας και την αποτροπή υπέρτασης.

Φιλτράρισμα και επιπλέον ενίσχυση (IC2a, IC2b: NE5532)



Σχήμα 2.9: Το ολοκληρωμένο κύκλωμα NE5532 (dual op-amp), χρησιμοποιείται σε ιατρικά κυκλώματα για ενίσχυση και φιλτράρισμα σημάτων ECG [25].

Το σήμα οδηγείται σε δύο σταδίων τελεστικών ενισχυτές (IC2a και IC2b). Ο IC2a ενισχύει το σήμα περαιτέρω, ενώ ο IC2b λειτουργεί ως χαμηλοπερατό φίλτρο για αποκοπή θορύβων και παρεμβολών, όπως το 50Hz από το ηλεκτρικό δίκτυο.

Ένδειξη Αποσύνδεσης Ηλεκτροδίων (LO - Lead Off)

Το κύκλωμα περιλαμβάνει ενδείξεις με LED (LO) και διακόπτη (S1b), που ειδοποιούν όταν δεν υπάρχει καλή επαφή των ηλεκτροδίων με το σώμα. Έτσι αποφεύγονται λανθασμένες μετρήσεις.

Τροφοδοσία και Προστασία

Η τροφοδοσία είναι +5V, συνήθως από το Arduino. Περιλαμβάνονται LED και δίοδοι προστασίας για την ένδειξη λειτουργίας και την αποτροπή υπέρτασης.

Σύνδεση του Arduino και της PCB πλακέτας με τα pins

A0 (αναλογική είσοδος):

Είναι το κύριο pin που δέχεται το ενισχυμένο και φιλτραρισμένο ECG σήμα.

Το σήμα αυτό προέρχεται από το δεύτερο στάδιο του τελεστικού ενισχυτή (IC2b).

Το Arduino διαβάζει το ECG από αυτό το pin μέσω του ADC (αναλογικό-ψηφιακού μετατροπέα).

GND και +5V:

Το κύκλωμα παίρνει τροφοδοσία από το Arduino.

Το +5V παρέχει ενέργεια στους ενισχυτές (AD623 και NE5532) και στα LEDs.

Το GND είναι απαραίτητο για την κοινή γείωση του κυκλώματος με το Arduino.

I7 και I8 είναι γραμμές που συνδέονται με τα σήματα **LO+** και **LO-**, δηλαδή **Lead-Off detection signals**.

Αυτά τα σήματα δείχνουν αν τα ηλεκτρόδια έχουν αποσυνδεθεί ή αν η σύνδεσή τους είναι ελαττωματική (κακή επαφή με το δέρμα).

Προέρχονται από το instrumentation amplifier **AD623**, που υποστηρίζει δυνατότητα ελέγχου αποσύνδεσης ηλεκτροδίων (μέσω ειδικών αντιστάσεων ή pull-ups).



Σχήμα 2.10: Η τελική απεικόνιση των καλωδίων που κατασκευάστηκαν

Χρήση RCA Φις στην Εργασία ECG



Σχήμα 2.11: Τα αρσενικά RCA φις

Τα RCA φις (ή RCA connectors) χρησιμοποιούνται ευρέως στον χώρο των ηλεκτρονικών για τη μεταφορά αναλογικών σημάτων, κυρίως ήχου και εικόνας. Ωστόσο, στην κατασκευή συστημάτων βιοηλεκτρικής μέτρησης όπως ένα απλό σύστημα ECG, τα RCA connectors προσφέρουν σημαντικά πλεονεκτήματα και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη διασύνδεση των ηλεκτροδίων με την πλακέτα εισόδου.

Το RCA είναι τύπος ομοαξονικής υποδοχής και φις που αποτελείται από έναν κεντρικό ακροδέκτη (σήμα) και ένα εξωτερικό μεταλλικό περίβλημα (γείωση). Το φις κουμπώνει μέσα στην αντίστοιχη υποδοχή με μηχανική σταθερότητα και καλή ηλεκτρική επαφή.

Οι λόγοι που οδήγησαν στην επιλογή του RCA στην παρούσα κατασκευή περιλαμβάνουν:

Απλότητα στην κατασκευή και χρήση

Εύκολη σύνδεση/αποσύνδεση των ηλεκτροδίων χωρίς την ανάγκη εργαλείων

Καλή μηχανική στήριξη πάνω σε PCB μέσω θηλυκής υποδοχής

Αξιοπιστία σήματος σε χαμηλές συχνότητες

Εφαρμογή στο έργο

Στην παρούσα εργασία, το RCA φις χρησιμοποιείται ως διασύνδεση μεταξύ των καλωδίων που καταλήγουν στα ηλεκτρόδια (pads) και της πλακέτας που περιλαμβάνει τα αναλογικά στάδια (ενισχυτές και φίλτρα). Συγκεκριμένα, κάθε RCA σύνδεση αντιστοιχεί σε ένα κανάλι εισόδου — π.χ. CON1 και CON2 όπως περιγράφεται στο κύκλωμα — που οδηγείται στον instrumentation amplifier. Η χρήση RCA συμβάλλει στην **ανθεκτικότητα** της κατασκευής, αφού αποτρέπει τη φθορά από συνεχείς αποσυνδέσεις ή τράβηγμα. Παράλληλα, επιτρέπει την **εύκολη αντικατάσταση ή αναβάθμιση** των ηλεκτροδίων, κάτι που ενισχύει την πρακτικότητα της συσκευής, ειδικά σε εκπαιδευτικά ή πειραματικά περιβάλλοντα.

Θέματα ασφαλείας και μονώσεις

Σε εφαρμογές βιοηλεκτρικής μέτρησης, τα RCA πρέπει να είναι **ηλεκτρικά μονωμένα από το περιβάλλον** και κατά προτίμηση με **θωράκιση στο καλώδιο** για αποφυγή ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών. Αν και στην παρούσα εργασία δεν χρησιμοποιούνται medical-grade θωρακισμένα καλώδια, έχει προβλεφθεί η χρήση RCA με πλαστικό κάλυμμα και περιορισμένο μήκος για μείωση των παρεμβολών.

10.7 Χρήση Pads για τη Μέτρηση Βιοσημάτων



Σχήμα 2.12: Τα pads

Τα pads είναι επιθέματα-ηλεκτρόδια μίας χρήσης ή επαναχρησιμοποιούμενα, που τοποθετούνται απευθείας στο δέρμα και εξυπηρετούν τη μέτρηση ηλεκτρικής δραστηριότητας, όπως στην περίπτωση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG). Στην κατασκευή που παρουσιάζεται, η μέτρηση των βιοσημάτων πραγματοποιείται με χρήση **ειδικά κατασκευασμένων καλωδίων** που καταλήγουν σε **pads**, προσφέροντας σταθερή και ασφαλή επαφή με το σώμα.

Επιλογή pads και σύνδεση με το κύκλωμα

Η επιλογή των pads βασίστηκε σε παραμέτρους όπως:

- **Ηλεκτρική αγωγιμότητα του επιθέματος**
- **Σταθερότητα επαφής με το δέρμα**
- **Άνεση χρήσης για τον χρήστη**
- **Χαμηλό κόστος και επαναχρησιμοποιησιμότητα (σε ορισμένες περιπτώσεις)**

Τα pads συνδέονται με αγωγίμα καλώδια, τα οποία καταλήγουν σε RCA φις, τα οποία με τη σειρά τους κουμπώνουν στην PCB. Το κάθε pad λειτουργεί ως ένας από τους δύο (ή περισσότερους) ακροδέκτες που λαμβάνουν το σήμα ECG με τη μορφή διαφοράς δυναμικού.

Πλεονεκτήματα έναντι εναλλακτικών

Συγκριτικά με άλλες μεθόδους λήψης σημάτων όπως οι “clips” (μεταλλικές δαγκάνες), οι suction cups ή τα ηλεκτρόδια τύπου needle:

- Τα pads είναι **λιγότερο επεμβατικά**
- Δεν απαιτούν προετοιμασία του δέρματος με αλκοόλη (σε ορισμένες περιπτώσεις)
- Προσφέρουν **μεγαλύτερη ευκολία τοποθέτησης**
- Μειώνουν τον κίνδυνο αποκόλλησης κατά τη διάρκεια λήψης
- Θέματα θορύβου και σταθερότητας σήματος

Η σωστή επιλογή pads είναι κρίσιμη για την ποιότητα του σήματος. Η **κακή επαφή** ή η **ξηρή επιφάνεια** μπορεί να οδηγήσει σε αυξημένο ηλεκτρικό θόρυβο, κυρίως 50Hz παρεμβολές, τις οποίες το φίλτρο του IC2b (NE5532) επιχειρεί να απομακρύνει.

Για τη βελτίωση της σταθερότητας επαφής χρησιμοποιήθηκε **αγώγιμο gel** σε ορισμένες δοκιμές. Επιπλέον, ο μηχανικός σχεδιασμός της κατασκευής προβλέπει καλωδιώσεις που περιορίζουν τις κινήσεις του χρήστη, αποτρέποντας την παραμόρφωση του σήματος λόγω τάσης ή επαφής.

10.8 Τεχνικές και κατασκευαστικές παρεμβάσεις

PCB & Ακροδέκτες

Η όλη κατασκευή τοποθετήθηκε σε **σχεδιασμένη πλακέτα PCB**, με προκαθορισμένα σημεία συγκόλλησης για τα RCA και τα pin headers ώστε να κουμπώνει απευθείας πάνω στο Arduino UNO. Αυτό εξαλείφει την ανάγκη για καλωδιώσεις τύπου breadboard ή jumper wires, μειώνοντας τη **διασταυρούμενη χωρητικότητα** και τις **επαγωγικές παρεμβολές**.

Η σύνδεση με το Arduino γίνεται μέσω **διπλής σειράς pin** (όπως σε τυπικό Arduino shield). Οι ακροδέκτες έχουν υπολογιστεί να αντέχουν τις επαναλαμβανόμενες αποσυνδέσεις και εφαρμόζουν **απόλυτα** πάνω στο header του Arduino.

Η επιλογή RCA φια και η χρήση επιθεμάτων τύπου pads στην παρούσα κατασκευή αποδείχθηκαν λειτουργικές και αξιόπιστες. Το σύστημα επιτρέπει την ασφαλή, επαναλαμβανόμενη μέτρηση βιοσημάτων με χαμηλό κόστος, καλή μηχανική σταθερότητα και αξιοσημείωτη καθαρότητα σήματος, όταν συνδυαστεί με κατάλληλους ενισχυτές και φίλτρα. Η εφαρμογή τέτοιων στοιχείων σε πειραματικές ή εκπαιδευτικές κατασκευές προσφέρει ευελιξία και σαφή χωρισμό μεταξύ αναλογικού και ψηφιακού μέρους, διευκολύνοντας την συντήρηση και επέκταση της κατασκευής στο μέλλον.

Μεταλλικό κουτί για έξτρα θωράκιση με τις κατάλληλες τροποποιημένες τρύπες για τις θύρες USB και RCA



Σχήμα 2.13: Το μεταλλικό κουτί



Σχήμα 2.14: Η τελική συναρμολόγηση των κομματιών της κατασκευής

Καλώδιο RJ-59

Το RJ-59 είναι ένας τύπος ομοαξονικού καλωδίου (coaxial cable) που χρησιμοποιείται κυρίως για εφαρμογές βίντεο και RF (ραδιοσυχνότητας). Πρόκειται για λεπτό καλώδιο με σχετικά μικρό εύρος ζώνης και μέτρια απόσταση μετάδοσης, το οποίο βρίσκει εφαρμογές κυρίως σε εσωτερικά δίκτυα CCTV (κλειστών κυκλωμάτων τηλεόρασης), καθώς και σε οικιακά ή επαγγελματικά συστήματα αναμετάδοσης σήματος. Η προσθήκη θωράκισης στο καλώδιο RJ-59 αποσκοπεί στην προστασία του σήματος από ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές (EMI) και ραδιοπαρεμβολές (RFI), διασφαλίζοντας έτσι την ποιότητα και τη σταθερότητα της μετάδοσης. Το καλώδιο RJ-59 αποτελείται από έναν κεντρικό αγωγό (συνήθως χαλκού ή χαλκοκαλυμμένου αλουμινίου), ο οποίος περιβάλλεται από ένα διηλεκτρικό μονωτικό υλικό. Πάνω από το διηλεκτρικό υλικό εφαρμόζεται η θωράκιση, η οποία μπορεί να είναι είτε πλεγματοειδής (braided shield), είτε με τη μορφή μεταλλικού φύλλου (foil shield), είτε και συνδυασμός των δύο. Το σύνολο περιβάλλεται από ένα εξωτερικό προστατευτικό κάλυμμα (jacket), συνήθως PVC ή άλλο εύκαμπτο πλαστικό.

Η θωράκιση παίζει κρίσιμο ρόλο στη λειτουργικότητα του RJ-59, ειδικά σε περιβάλλοντα με υψηλό ηλεκτρομαγνητικό θόρυβο, όπως βιομηχανικές εγκαταστάσεις, τηλεπικοινωνιακοί κόμβοι ή περιοχές με πολλές ηλεκτρονικές συσκευές. Το θωρακισμένο RJ-59 προστατεύει το ευαίσθητο σήμα (όπως το αναλογικό βίντεο) από παραμορφώσεις, θόρυβο και αλλοίωση της ποιότητας. Επιπλέον, συμβάλλει στη μείωση της εκπομπής παρεμβολών προς άλλα γειτονικά συστήματα, κάτι ιδιαίτερα σημαντικό σε πολυσύγχρονα δίκτυα.

Από πλευράς χαρακτηριστικών, το καλώδιο RJ-59 έχει αντίσταση 75 ohm, η οποία είναι ιδανική για βίντεο και RF εφαρμογές. Ωστόσο, λόγω του μικρότερου πάχους του συγκριτικά με το RJ-6, έχει περιορισμένη απόσταση μετάδοσης χωρίς σημαντική απώλεια σήματος. Αυτό καθιστά το RJ-59 καταλληλότερο για συνδέσεις μικρών αποστάσεων, όπως εντός ενός δωματίου ή κτιρίου. Η χρήση θωρακισμένου RJ-59 προτείνεται σε περιπτώσεις όπου η σταθερότητα του σήματος είναι κρίσιμη, όπως σε συστήματα παρακολούθησης ασφαλείας, τηλεοπτικές εγκαταστάσεις ή σε μετάδοση δεδομένων μικρής ισχύος. Είναι επίσης συμβατό με βύσματα τύπου BNC, που χρησιμοποιούνται ευρέως σε επαγγελματικά περιβάλλοντα.

Το θωρακισμένο καλώδιο RJ-59 αποτελεί μια αξιόπιστη και οικονομική λύση για μετάδοση σήματος σε εφαρμογές όπου απαιτείται προστασία από παρεμβολές και καλής ποιότητας αναπαραγωγή βίντεο ή RF. Παρά τους περιορισμούς στην απόσταση, η ευκολία εγκατάστασης και η ευελιξία του το καθιστούν ιδιαίτερα χρήσιμο σε πλήθος πρακτικών περιπτώσεων.

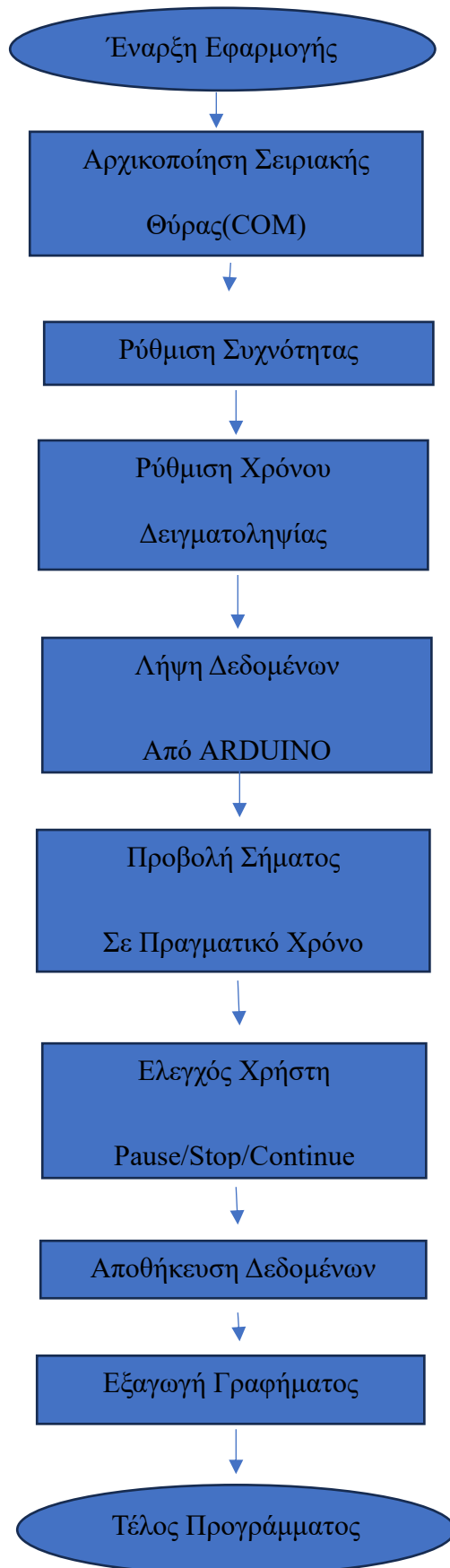
Η εφαρμογή της δειγματοληψίας και οι δυνατότητές της

Η εφαρμογή που συνοδεύει τη συσκευή ηλεκτροκαρδιογράφου λειτουργεί ως γραφικό περιβάλλον επικοινωνίας με το χρήστη στον υπολογιστή δίνοντάς του πολλές δυνατότητες. Μέσω αυτής καθίσταται δυνατή η απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, δίνοντας τη δυνατότητα παρακολούθησης της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς σε ζωντανή ροή.

Μία από τις πιο χρήσιμες δυνατότητες που παρέχει το πρόγραμμα είναι η **ρύθμιση του χρόνου δειγματοληψίας (sampling time)**, δίνοντας τη δυνατότητα επιλογής καταγραφής διάρκειας 5, 10 ή 20 δευτερολέπτων. Έτσι, ο χρήστης μπορεί να επιλέξει είτε μια γρήγορη και συνοπτική καταγραφή για έλεγχο της λειτουργίας της συσκευής, είτε μια εκτενέστερη παρατήρηση της καρδιακής δραστηριότητας για πιο λεπτομερή ανάλυση. Παράλληλα, η εφαρμογή παρέχει δυνατότητα **παύσης και συνέχισης της απεικόνισης**, ώστε ο χρήστης να έχει πλήρη έλεγχο στη διαδικασία λήψης, αλλά και **αποθήκευσης των δεδομένων** σε αρχείο για μελλοντική επεξεργασία ή συγκριτική μελέτη.

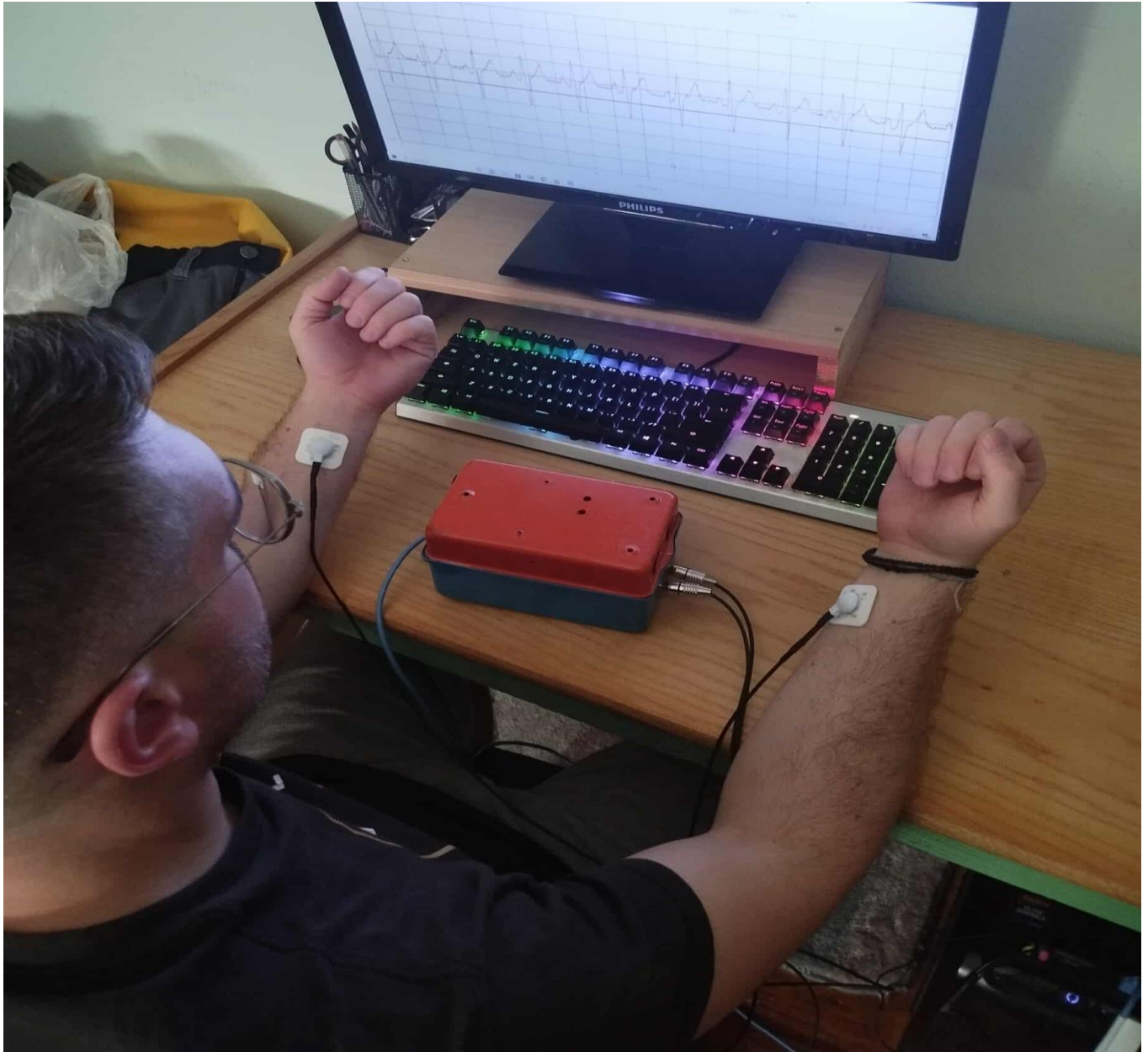
Επιπλέον, η εφαρμογή περιλαμβάνει λειτουργία εκτύπωσης της καταγεγραμμένης καμπύλης ECG, με ποιότητα που προσεγγίζει εκείνη επαγγελματικών συστημάτων, κάτι που την καθιστά ιδανική για εργαστηριακή χρήση και εκπαιδευτικούς σκοπούς. Η απλή και κατανοητή διεπαφή της την καθιστά εύχρηστη ακόμη και για άτομα χωρίς ιδιαίτερη τεχνική εμπειρία, διευκολύνοντας την αξιοποίηση του συστήματος από φοιτητές, ερευνητές και εκπαιδευτικούς.

Τέλος, πρέπει να επισημανθεί ότι, αν και το πρόγραμμα δεν έχει σχεδιαστεί για ιατρική διάγνωση, αποτελεί μία προσιτή και ασφαλή λύση για την προσομοίωση και μελέτη της ηλεκτροφυσιολογίας της καρδιάς, προσφέροντας σημαντικά πλεονεκτήματα σε επίπεδο κατανόησης και πρακτικής εξοικείωσης με την τεχνολογία καταγραφής βιοσημάτων.



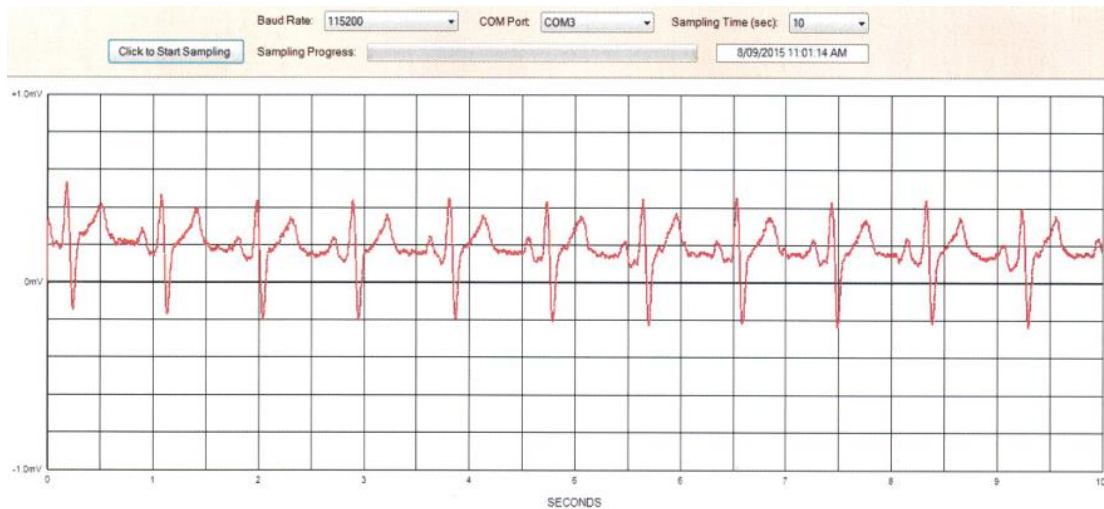
Σχήμα 2.15: Διάγραμμα ροής του προγράμματος

Κεφάλαιο 11ο: Εφαρμογή των βημάτων για την δειγματοληψία



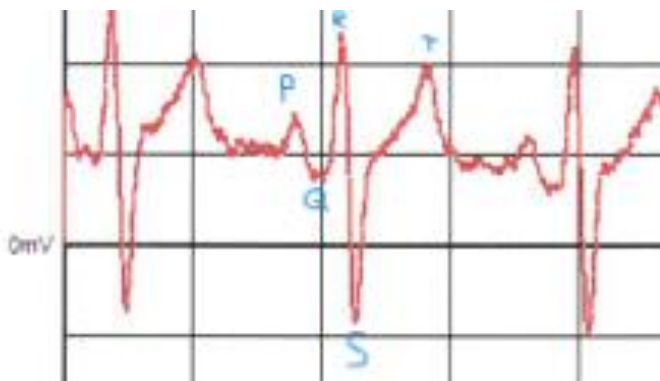
Σχήμα 2.16: Η εφαρμογή πάνω στο σώμα

Μετά την ολοκλήρωση της συνδεσμολογίας και την εφαρμογή των ηλεκτροδίων στο σώμα, η κατασκευή είναι έτοιμη για δειγματοληψία βιοσημάτων. Η διαδικασία αυτή επιβεβαιώνει την λειτουργικότητα του συστήματος και επιτρέπει την καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος σε πραγματικό χρόνο.



Σχήμα 2.17: Η δειγματοληψία του παλμού

Η δειγματοληψία του καρδιακού παλμού αποτυπώνεται γραφικά, παρέχοντας σαφή εικόνα της περιοδικότητας και της έντασης του παλμού μέσα σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα. Με αποτέλεσμα η διαδικασία δειγματοληψίας του καρδιακού παλμού να επιτρέπει την οπτική καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς έτσι ώστε να διευκολύνει την περαιτέρω ανάλυση και αξιολόγηση των δεδομένων.



Σχήμα 2.18: Τα μέρη του καρδιακού παλμού P,QRS,T

Κατά την αξιολόγηση των δεδομένων που προκύπτουν από την δειγματοληψία, παρατηρείται στην απεικόνιση του καρδιακού παλμού όλα τα βασικά του μέρη του καρδιακού παλμού όπως τα P,QRS,T ,άρα επιβεβαιώνεται και η ορθή λειτουργία του συστήματος

Κεφάλαιο 12ο: Συμπεράσματα και Προτάσεις Βελτίωσης

Η πειραματική υλοποίηση ενός συστήματος ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG) με χρήση Arduino, σχεδιασμένη από τον ίδιο τον φοιτητή, δεν αποτελεί μόνο μία αξιόλογη κατασκευαστική προσπάθεια, αλλά και μία εν δυνάμει πλατφόρμα για ευρύτερες εφαρμογές σε εκπαιδευτικά, ερευνητικά και προκλινικά περιβάλλοντα. Παρόλο που το σύστημα παρουσιάζεται ως πειραματική διάταξη στα πλαίσια της παρούσας εργασίας, τα χαρακτηριστικά του — όπως η ευελιξία, η χαμηλή πολυπλοκότητα και το χαμηλό κόστος — του προσδίδουν δυνατότητες αξιοποίησης πέραν του εκπαιδευτικού εργαστηρίου.

Η υλοποίηση του πρωτοτύπου συστήματος ηλεκτροκαρδιογραφήματος ανέδειξε τη δυνατότητα αξιοποίησης μικροελεγκτών χαμηλού κόστους, όπως το Arduino UNO, για την ανάπτυξη λειτουργικών ιατρικών συσκευών σε ερευνητικό και εκπαιδευτικό πλαίσιο.

Κατά την πειραματική διαδικασία διαπιστώθηκε ότι η ποιότητα του σήματος επηρεάζεται από παράγοντες όπως ο θόρυβος περιβάλλοντος, η ποιότητα των ηλεκτροδίων και η σταθερότητα των συνδέσεων. Η χρήση κατάλληλων φίλτρων και τεχνικών θωράκισης βελτίωσε σημαντικά την καθαρότητα του σήματος, καθιστώντας δυνατή την ανάλυση των κυμάτων P, QRS και T. Παράλληλα, η ασφάλεια της κατασκευής διασφαλίστηκε με την εφαρμογή μονώσεων και την τήρηση βασικών ηλεκτρονικών προτύπων.

Συνολικά, η εργασία απέδειξε ότι είναι εφικτή η δημιουργία μιας φορητής και οικονομικής συσκευής ECG με βασικές λειτουργίες παρακολούθησης, η οποία μπορεί να αξιοποιηθεί για σκοπούς εκπαίδευσης, πειραματισμού και περαιτέρω έρευνας. Τα αποτελέσματα υποδεικνύουν ότι μελλοντικές βελτιώσεις μπορούν να εστιάσουν στην αύξηση της ακρίβειας μέτρησης, στην ασύρματη μετάδοση δεδομένων και στη διασύνδεση με εφαρμογές τηλεϊατρικής.

1. Εκπαίδευση σε σχολές επαγγελματικής και ανώτατης εκπαίδευσης

Μία από τις πλέον άμεσες και ουσιαστικές χρήσεις του συστήματος είναι η ένταξή του στο πλαίσιο της εκπαιδευτικής διαδικασίας, ιδιαίτερα σε σχολές επαγγελματικής εκπαίδευσης (ΕΠΑΛ) αλλά και σε τμήματα τεχνολογικής και πανεπιστημιακής εκπαίδευσης που σχετίζονται με την Ηλεκτρονική, τη Βιοϊατρική Τεχνολογία και τις Εφαρμοσμένες Φυσικές Επιστήμες. Οι φοιτητές μπορούν, μέσα από ένα τέτοιο απλό αλλά λειτουργικό σύστημα, να κατανοήσουν βασικές αρχές του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, να δουν τη φυσιολογία της καρδιάς να μετατρέπεται σε ηλεκτρικά σήματα και να αποκτήσουν βιωματική εμπειρία στη σχεδίαση και ανάλυση αναλογικών και ψηφιακών κυκλωμάτων.

Η χρήση πλακέτας PCB και η άμεση σύνδεση με Arduino επιτρέπει στους σπουδαστές να εξασκηθούν στη συγκόλληση εξαρτημάτων, στην αναγνώριση λειτουργιών υπομονάδων (όπως φίλτρα, ενισχυτές, ADC), καθώς και στον έλεγχο σημάτων μέσω λογισμικού. Ενισχύεται η κατανόηση της διάδρασης μεταξύ hardware και Software, κάτι που είναι ζωτικής σημασίας στη σύγχρονη τεχνολογία.

2. Συστήματα πρώτης διάγνωσης σε απομακρυσμένες περιοχές

Λόγω της φορητότητας, της απλότητας και της ενεργειακής αποδοτικότητας της συσκευής, το εν λόγω σύστημα μπορεί να αποτελέσει τη βάση για την ανάπτυξη πρωτοκόλλων πρώτης διάγνωσης σε περιοχές με περιορισμένη πρόσβαση σε εξειδικευμένες ιατρικές υποδομές. Σε συνθήκες υπαίθρου, αγροτικών περιοχών, ή σε αποστολές ιατρικών ομάδων, ένα φορητό ECG μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την καταγραφή και την προσωρινή αποθήκευση ή αποστολή καρδιολογικών δεδομένων.

Σε μελλοντική έκδοση με ενσωμάτωση Wi-Fi ή GSM (μέσω κατάλληλων modules, όπως ESP32 ή SIM800L), η συσκευή θα μπορούσε να αποστέλλει τις μετρήσεις σε ιατρικά κέντρα σε πραγματικό χρόνο, επιτρέποντας την άμεση αξιολόγηση από γιατρό, ακόμα και αν δεν είναι παρών στον χώρο. Με κατάλληλη συσκευασία και απομόνωση, θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί σε έκτακτα περιστατικά για την αναγνώριση αρρυθμιών, φλεβοκομβικής βραδυκαρδίας ή άλλων ανωμαλιών του καρδιακού ρυθμού, δίνοντας πολύτιμες πρώτες ενδείξεις για την αναγκαιότητα παραπομπής σε εξειδικευμένη μονάδα.

3. Συλλογή και αποθήκευση δεδομένων ECG για ερευνητικούς σκοπούς

Η δυνατότητα συνεχούς συλλογής δεδομένων από το σύστημα μπορεί να αξιοποιηθεί σε ερευνητικές εφαρμογές, τόσο σε ακαδημαϊκά ιδρύματα όσο και σε κλινικές μελέτες. Η χρήση του Arduino σε συνδυασμό με πλατφόρμες cloud, όπως Firebase ή Blynk, επιτρέπει την καταγραφή και διατήρηση δεδομένων ECG για μεγάλο χρονικό διάστημα. Οι καταγραφές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για μελέτη της επίδρασης διαφόρων παραγόντων (όπως άσκηση, στρες, λήψη φαρμάκων) στον καρδιακό ρυθμό, αλλά και για την ανάπτυξη βάσεων δεδομένων που μπορούν να αξιοποιηθούν για την εκπαίδευση αλγορίθμων μηχανικής μάθησης.

Ερευνητικές ομάδες μπορούν να χρησιμοποιήσουν το σύστημα ως πλατφόρμα συλλογής και ετικετοποίησης βιοσημάτων, δίνοντας σε φοιτητές και νέους ερευνητές την ευκαιρία να πειραματιστούν με πραγματικά σήματα και να εκπαιδευτούν στην ανάλυση και φιλτράρισή τους. Επιπλέον, η ανοιχτή αρχιτεκτονική του Arduino καθιστά τη συσκευή εξαιρετικά παραμετροποιήσιμη, ώστε να προσαρμόζεται σε συγκεκριμένες ανάγκες κάθε πειράματος.

4. Ενσωμάτωση σε συστήματα ευεξίας και προσωπικής παρακολούθησης

Καθώς η κοινωνία στρέφεται ολοένα και περισσότερο σε εφαρμογές “έξυπνης υγείας” (Smart Health), η υλοποίηση ενός απλού ECG σε μορφή DIY μπορεί να αποτελέσει τη βάση για φορητές λύσεις καταγραφής καρδιακής λειτουργίας. Η χρήση της συσκευής σε συνδυασμό με εφαρμογές smartphone θα επέτρεπε στον χρήστη να παρακολουθεί την καρδιακή του δραστηριότητα καθημερινά, να εντοπίζει ασυνήθιστα μοτίβα και να διατηρεί ημερολόγιο καταγραφών.

Αυτό δεν αφορά μόνο άτομα με γνωστά καρδιολογικά προβλήματα, αλλά και υγιείς χρήστες που επιθυμούν να ελέγχουν την αντίδραση της καρδιάς τους σε άσκηση, άγχος ή ύπνο. Αν και το παρόν σύστημα δεν μπορεί να αντικαταστήσει επαγγελματικό εξοπλισμό, η χρήση του ως πρωτοβάθμιο σύστημα παρακολούθησης ενδείκνυται για προσωπική ευαισθητοποίηση και έγκαιρη αναγνώριση συμπτωμάτων.

Η πειραματική συσκευή ECG που σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας, παρότι κατασκευάστηκε με απλά και οικονομικά μέσα, διαθέτει τα βασικά χαρακτηριστικά για να αποτελέσει τη βάση για πολλές διαφορετικές εφαρμογές — από την εκπαίδευση και την έρευνα, μέχρι την πρόληψη και την πρωτοβάθμια φροντίδα υγείας. Η αξιοποίηση της ανοικτής πλατφόρμας Arduino, σε συνδυασμό με τεχνικές επεξεργασίας σήματος και σύγχρονες δυνατότητες επικοινωνίας, προσφέρει πλήθος ευκαιριών για μελλοντική εξέλιξη και ανάπτυξη.

Κώδικας Arduino UNO

```
void setup()
```

```
{
```

```
  pinMode(8, OUTPUT); // declares D8 as a digital output pin
```

```
  pinMode(7, INPUT); // declares D7 as a digital input pin
```

```
  Serial.begin(115200); // starts up serial comms to PC at 115200 baud
```

```
}
```

```
void loop()
```

```
{
```

```
  int analogPin = 0; // declares AD0 as the ADC input pin
```

```
  int S1bPin = 7; // gives D7 the label 'S1bPin'
```

```

int led2Pin = 8; // gives D8 the label 'led2Pin'

int incomingByte = 0; // for incoming serial data (command) from PC

int invalT = 0x74; // 0x (zero+x) is prefix for hex values

int invalS = 0x73;


if (Serial.available() > 0)
{
    incomingByte = Serial.read();


    if (incomingByte == invalT)
    {
        digitalWrite(led2Pin, HIGH); // turn on Led2

        int reading = analogRead(analogPin); // read the analog volts

        Serial.println(reading); // and send them to the PC

        digitalWrite(led2Pin, LOW); // then turn Led2 off again
    }


    if (incomingByte == invalS)
    {
        int sw1bReading = digitalRead(S1bPin);

        Serial.println(sw1bReading);
    }
}

```

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Krishnan, S. (2021). *Biomedical signal analysis for connected healthcare*.
- [2] Xu, G. (2020). IoT-assisted ECG monitoring framework with secure data transmission for healthcare applications. *IEEE Access*.
- [3] Azariadi, D., Tsoutsouras, V., Xydis, S., & Pekmestzi, K. (2016). ECG signal analysis and arrhythmia detection on IoT wearable medical devices. *5th International Conference on Modern Circuits and Systems Technologies*.
- [4] Mohanty, M. N., Mohapatra, S. K., & Kumar, R. (2022). Use of IoT in biomedical signal analysis for healthcare systems. In *Internet of Things in Biomedical Engineering and Healthcare*.
- [5] Ahmed, N., & Zhu, Y. (2020). Early detection of atrial fibrillation based on ECG signals. *Bioengineering*.
- [6] Rani, S. V. J., Chandran, K. R. S., & Rajasekar, K. (2022). Smart wearable model for predicting heart disease using machine learning. *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing*.
- [7] Sodhro, A. H., Sangaiah, A. K., Sodhro, G. H., Lohano, S., & Pirbhulal, S. (2018). An energy-efficient algorithm for wearable electrocardiogram signal processing in ubiquitous healthcare applications. *Sensors*.
- [8] Ashraf, A., Sahar, S., Iqbal, M. W., Irfan, D., & Hamza, M. A. (2023). Bioelectric signal acquisition and design of portable ECG for medical Internet of Things applications. *Proceedings of the International Conference on Computing & Communication Technologies*.
- [9] Teja, A. D., & Rao, K. S. (2018). A smart wearable system for ECG and health monitoring. *International Journal for Advance Research and Development*.
- [10] Lin, C. T., Wang, C. Y., Huang, K. C., Chiu, T. T., & Ko, L. W. (2021). Wearable, multimodal, biosignal acquisition system for potential critical and emergency applications. *Emergency Medicine International*.
- [11] Husain, K., Mohd Zahid, M. S., Ul Hassan, S., Hasbullah, S. N., & Rizwan, M. (2021). Advances of ECG sensors from hardware, software and format interoperability perspectives. *Electronics*.
- [12] Heaney, J., Buick, J., Hadi, M. U., & Soin, N. (2022). Internet of Things-based ECG and vitals healthcare monitoring system. *Micromachines*.
- [13] Polo, A., Narvaez, P., & Robles Algarín, C. (2018). Implementation of a cost-effective didactic prototype for the acquisition of biomedical signals. *Electronics*.
- [14] Prakash, A. G., Gehlot, L. R. S. D. R., & Rydhm, A. B. (2020). *Biomedical sensors data acquisition with LabVIEW*.

- [15] Ashraf, A., Din, I. U., & Khan, A. (2024). Bioelectric signal acquisition and design of portable ECG for Internet of Medical Things application. *Journal of Innovative Computing and Emerging Technologies*.
- [16] Nadeem, M. D., Ansari, M. T. I., Pandey, P. S., Shadab, A., & Parveen, S. (2024). Recent advances of ECG monitoring and webserver health monitoring applications: A review. *Optics & Laser Technology*.
- [17] Kale, S., Mane, S., & Patil, P. (2017). IoT based wearable biomedical monitoring system. *International Conference on Computing, Communication, Control and Automation*.
- [18] Warren, S., Carlson, C., McKittrick, A., & Murphy, K. (2018). A wearable electrocardiograph to combine measurement and makerspace concepts in a biomedical instrumentation course sequence. *ASEE Annual Conference & Exposition*.

Εικόνες Διαδικτύου

- [19] <https://my.clevelandclinic.org/health/body/21648-heart-conduction-system>
- [20] <https://www.youtube.com/watch?v=QSk5LQlQicU>
- [21] <https://gr.pray-med.org/info/ekg-and-electrode-position-52532197>.
- [22]
https://el.m.wikipedia.org/wiki/%CE%91%CF%81%CF%87%CE%B5%CE%AF%CE%BF:Arduino_Uno_-_R3.jpg
- [23] <https://www.theengineeringprojects.com/2018/10/introduction-to-arduino-ide.html> Δφγγ
- [24] <https://www.amazon.ca/1pcs-AD623ARZ-SOP-8-AD623AR-AD623/dp/B0D1GSDHDJ>
- [25] <https://abouttronics.com/en/product/ne5532/>

