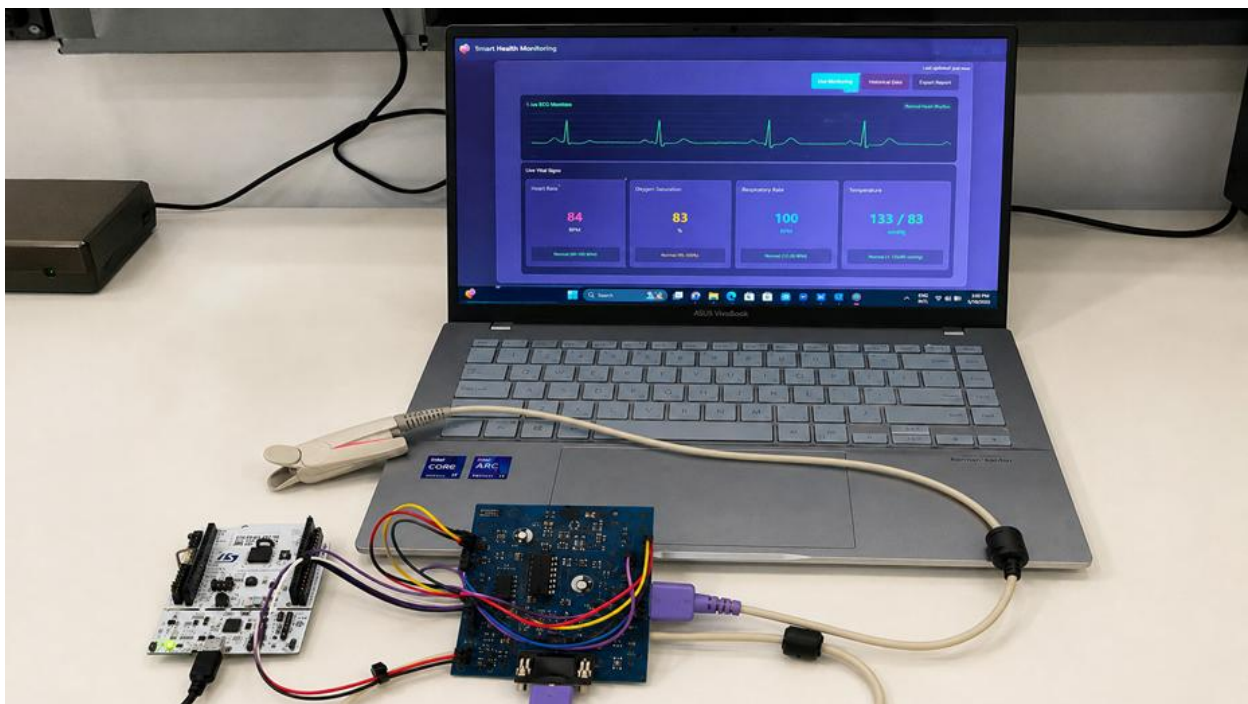


ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

«Ανάπτυξη και βελτιστοποίηση παλμικού οξύμετρου»



Των φοιτητών: Νικόλαου
Τσίτσελα και Αλέξανδρου Τζιάλη
Αρ. Μητρώου: 2021231, 2021169

Επιβλέπων
Ονοματεπώνυμο: Ιορδάνης
Κιοσκερίδης
Βαθμίδα: Καθηγητής

Ημερομηνία 31/8/26

Τίτλος Δ.Ε. Ανάπτυξη και βελτιστοποίηση παλμικού οξύμετρου
Κωδικός Δ.Ε. 26205
Ονοματεπώνυμο φοιτητή/τών Νικόλαος Τσίτσελας, Αλέξανδρος Τζιάλης
Ονοματεπώνυμο εισηγητή Ιορδάνης Κιοσκερίδης
Ημερομηνία ανάληψης Δ.Ε. 23-03-2026
Ημερομηνία περάτωσης Δ.Ε. 30-8-2026

Βεβαιώνουμε ότι είμαστε ο συγγραφείς αυτής της εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχαμε για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, έχουμε καταγράψει τις όποιες πηγές από τις οποίες κάναμε χρήση δεδομένων, ιδεών, εικόνων και κειμένου, είτε αυτές αναφέρονται ακριβώς είτε παραφρασμένες. Επιπλέον, βεβαιώνουμε ότι αυτή η εργασία προετοιμάστηκε από εμάς προσωπικά, ειδικά ως διπλωματική εργασία, στο Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του ΔΙ.ΠΑ.Ε.

Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία των φοιτητών Νικόλαου Τσίτσελα και Αλέξανδρου Τζιάλη που την εκπόνησαν. 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.

«Αφιέρωση»

Στους γονείς μου και την αδελφή μου, για την αδιάκοπη στήριξη και την πίστη στις δυνατότητές μου.

- Αλέξανδρος Τζιάλης

Στους γονείς μου και τους φίλους μου για τη συνεχή υποστήριξη τους και την πίστη στις ικανότητές μου

- Νικόλαος Τσίτσελας

Πρόλογος

Στις αρχές του χειμερινού εξαμήνου του 2025, επιλέξαμε το μάθημα «Βιοϊατρική Τεχνολογία» με στόχο την υλοποίηση ενός ιατρικού οργάνου μέτρησης. Μας είχε ανατεθεί με μια ευρύτερη ομάδα η κατασκευή ενός παλμικού οξυμέτρου. Απεδείχθη μετά από αρκετούς μήνες προσπάθειας, ότι ο πρωταρχικός σχεδιασμός του κυκλώματος δεν ήταν και ο ορθός, το εξάμηνο έφτασε στο τέλος του με το οξυμέτρο να υπολειτουργεί. Η ενασχόληση μας πλέον ως δυάδα με το θέμα πάρα ταύτα ολοκλήρωσε την βασική λειτουργία του οξυμέτρου. Έτσι μας δόθηκε η ευκαιρία να συνεχίσουμε το έργο μας με την προϋπόθεση της βελτιστοποίησης των λειτουργιών του πρωταρχικού συστήματος. Η μια ιδέα μετά την επόμενη μας οδήγησε στην απόφαση της ενσωμάτωσης μιας «πρωτότυπης» λειτουργίας στην εργασία μας, αυτή του ηλεκτρονικού πιεσόμετρου. Με απώτερο σκοπό πλέον να πραγματοποιούνται μετρήσεις για τον κορεσμό του οξυγόνου στο αίμα, τον ρυθμό χτύπων της καρδιάς και τέλος της αρτηριακής πίεσης. Το τελικό σύστημα ακολουθεί τις λειτουργίες ενός ηλεκτρονικού «έξυπνου» ρολογιού, έχει ως στόχο την γρήγορη και ακριβή παρακολούθηση της αρτηριακής και του οξυγόνου στο αίμα.

Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία μελετάει την ανάπτυξη ενός ολοκληρωμένου συστήματος Διαδικτύου των Ιατρικών Πραγμάτων για την αναίμακτη, τηλεμετρική παρακολούθηση ζωτικών ενδείξεων. Κύριος στόχος είναι η συνεχής μέτρηση του καρδιακού ρυθμού, του κορεσμού οξυγόνου και η καινοτόμος εκτίμηση της Συστολικής και Διαστολικής αρτηριακής πίεσης χωρίς τη χρήση πιεσόμετρου, αξιοποιώντας αποκλειστικά σήματα PPG. Στο επίπεδο υλικού, σχεδιάστηκε ένα ειδικό PCB με το ηλεκτρονικό κύκλωμα και έγινε η χρήση του Development Kit Nucleo 64 με τον Μ.Ε. STM32G071RB. Η λήψη και ψηφιοποίηση των βιοσημάτων επιτυγχάνεται μέσω της πολυπλεξίας διαίρεσης χρόνου και υπερδειγματοληψίας υλικού, εξασφαλίζοντας μέγιστη ακεραιότητα της πληροφορίας και προστασία από ηλεκτρομαγνητικό θόρυβο. Η επικοινωνία με τον υπολογιστή υλοποιήθηκε σε περιβάλλον Python, αξιοποιώντας μια καινοτόμο αρχιτεκτονική παρακολούθησης μηδενικής επιβάρυνσης γνωστή επίσης και ως Zero Overhead μέσω του πρωτοκόλλου SWD. Εκεί το λογισμικό εφαρμόζει ψηφιακά φίλτρα και αναλύει τη δεύτερη παράγωγο του σήματος APG εξάγοντας κρίσιμα μορφολογικά χαρακτηριστικά, όπως ο SUT, και ο λόγος b προς a . Αυτά τα χαρακτηριστικά τροφοδοτούν προεκπαιδευμένα μοντέλα Μηχανικής Μάθησης για την εκτίμηση της πίεσης. Με την προσθήκη ενός μηχανισμού δυναμικής αυτοβαθμονόμησης, το σύστημα προσφέρει υψηλή κλινική ακρίβεια. Τέλος σε διαδικτυακό επίπεδο, τα δεδομένα αποθηκεύονται σε μία βάση MySQL και προβάλλονται ζωντανά μέσω μιας διεπαφής PHP με Έλεγχο Πρόσβασης Βάσει Ρόλων. Η χρήση του πρωτοκόλλου WebSockets εκμηδενίζει την καθυστέρηση μετάδοσης, ενώ η υβριδική δρομολόγηση μέσω Nginx, Cloudflare και σερβιέρων Ngrok διασφαλίζει την ασφαλή, παγκόσμια πρόσβαση, ολοκληρώνοντας μια άρτια τηλεμετρική πλατφόρμα.

«Development and Optimization of a Pulse Oximetry System»

«Nikolaos Tsitselas, Alexandros Tzialis»

Abstract

This thesis examines the development of a comprehensive Internet of Medical Things (IoMT) system for non-invasive, telemetric monitoring of vital signs. The main objective is the continuous measurement of heart rate and oxygen saturation, as well as the innovative estimation of systolic and diastolic blood pressure without the use of a sphygmomanometer, utilizing exclusively PPG signals. At the hardware level, a custom PCB was designed to house the electronic circuit, and the Nucleo 64 Development Kit with the STM32G071RB microcontroller was used. The acquisition and digitization of biosignals are achieved through time-division multiplexing and hardware oversampling, ensuring maximum data integrity and protection against electromagnetic noise. Communication with the computer was implemented in a Python environment, utilizing an innovative zero-overhead monitoring architecture also known as Zero Overhead via the SWD protocol. There, the software applies digital filters and analyzes the second derivative of the APG signal, extracting critical morphological features such as the SUT and the ratio of b to a. These features are fed into pre-trained machine learning models to estimate blood pressure. With the addition of a dynamic self-calibration mechanism, the system offers high clinical accuracy. Finally, at the web level, the data is stored in a MySQL database and displayed in real time via a PHP interface with Role-Based Access Control. The use of the WebSockets protocol eliminates transmission latency, while hybrid routing via Nginx, Cloudflare, and Ngrok tunnels ensures secure, global access, completing a comprehensive telemetry platform.

Ευχαριστίες

Σε έναν κόσμο που τα πράγματα γίνονται περιπλοκότερα, η βοήθεια των ανθρώπων σου είναι το σημαντικότερο αγαθό, ευχαριστώ εκ βάθους καρδιάς τους γονείς μου, που με την μεγάλη υποστήριξη τους κατόρθωσα να σπουδάσω αυτό που ήθελα και θα με εξελίξει σαν άνθρωπο. Την μικρή μου αδερφή που με την παρουσία της, πήρα δύναμη να συνεχίσω και τέλος στους φίλους μου και συμφοιτητές που μου, όλοι τους μου χάρισαν τα πιο όμορφα χρόνια της ζωής μου, σας ευχαριστώ.

- Αλέξανδρος Τζιάλης

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά όλους όσους συνέβαλαν στην ολοκλήρωση της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Πρωτίστως, ευχαριστώ τον επιβλέποντα καθηγητή μας, κ. Κιοσκερίδη Ιορδάνη, για τις εύστοχες συμβουλές του και τον πολύτιμο χρόνο που αφιέρωσε, ώστε να φέρουμε εις πέρας αυτή τη διπλωματική. Ένα μεγάλο ευχαριστώ στον συμφοιτητή και συνάδελφο Τζιάλη Αλέξανδρο για την συνεργασία και την ανεκτίμητη συμβολή του. Επιπλέον, δεν θα μπορούσα να μην αναφερθώ στην οικογένειά μου, η οποία αποτέλεσε το σταθερό μου στήριγμα σε κάθε βήμα αυτής της διαδρομής. Κλείνοντας, ευχαριστώ τους φίλους και συμφοιτητές μου για την υποστήριξή τους και για τις υπέροχες στιγμές που ζήσαμε μαζί, οι οποίες είναι από τις ωραιότερες της ζωής μου.

- Νικόλαος Τσίτσελας

Περιεχόμενα

Πρόλογος.....	v
Περίληψη.....	vi
Abstract	vii
Ευχαριστίες	viii
Περιεχόμενα	ix
Κατάλογος Σχημάτων	xiii
Κατάλογος Πινάκων.....	xiv
Συντομογραφίες.....	xv
Κεφάλαιο 1ο: Εισαγωγή	1
1.1 Εισαγωγή	1
1.1.1 Παλμικό Οξύμετρο	1
1.1.2 Πιεσόμετρο (χωρίς περιχειρίδα).....	1
1.2 Η Αρχική Ιδέα	2
1.3 Η πρώτη υλοποίηση και οι αλλαγές	2
1.4 Βελτιστοποίηση.....	3
Κεφάλαιο 2ο: Θεωρητικό Υπόβαθρο.....	6
2.1 Εισαγωγή	6
2.2.2 Ο Νόμος Beer-Lambert	7
2.2.4 Εξαγωγή του Κορεσμού (Λόγος R).....	8
2.3 Σχεδιασμός Αναλογικών Φίλτρων και Επεξεργασία Σήματος.....	9
2.3.1 Απαιτήσεις Σήματος και Φασματική Ανάλυση.....	9
2.3.2 Καταστολή Εξωγενούς Θορύβου: Παθητικό Φίλτρο Απόρριψης Ζώνης (Twin-T Notch Filter)	10
2.3.3 Εξαγωγή Εναλλασσόμενης Συνιστώσας (AC): Ενεργό Ζωνοπερατό Φίλτρο.....	11
2.3.4 Εξαγωγή Συνεχούς Συνιστώσας (DC): Παθητικό Βαθυπερατό Φίλτρο και Απομόνωση	12
2.4 Ανάλυση Χαρακτηριστικών Σήματος Φωτοπληθυσμογραφίας.....	13
2.4.1 Μορφολογία και Εξώθηση: Ο Χρόνος Συστολικής Ανόδου.....	14
2.4.2 Δυναμική του Καρδιαγγειακού Συστήματος: Το Μεσοδιάστημα των Παλμών	15
2.4.3 Ανάλυση Δεύτερης Παραγώγου και ο Δείκτης Αγγειακής Σκληρίας	17
2.5 Ανάλυση Μοντέλου Μηχανικής Μάθησης (XGBoost)	18
2.5.1 Λειτουργικός Μηχανισμός και Μαθηματική Μοντελοποίηση.....	18
2.5.2 Εφαρμογή στην Εκτίμηση της Αρτηριακής Πίεσης και Σύνοψη Μεθοδολογίας.....	20

2.6	Επίλογος.....	21
Κεφάλαιο 3ο:	Ανάλυση, Σκοπιμότητα και Μελέτη Ιδέας	22
3.1	Εισαγωγή.....	22
3.2	Ανάλυση της Προτεινόμενης Ιδέας και Σκοπιμότητα.....	22
3.3	Σύγκριση με Υφιστάμενες Διαγνωστικές Μεθόδους	23
3.3.1	Στατιστικές Μετρικές Αξιολόγησης Σφάλματος.....	25
3.3.2	Αποτελέσματα Αξιολόγησης και η Αρχική Βαθμονόμηση	26
3.4	Επίλογος.....	28
Κεφάλαιο 4ο:	Σχεδιασμός και Ανάλυση Αναλογικού Συστήματος.....	29
4.1	Εισαγωγή.....	29
4.2	Κύκλωμα Οδήγησης Σημάτων	29
4.3	Προενίσχυση και Αποπολυπλεξία Σήματος.....	31
4.4	Κύκλωμα Εξαγωγή Παλμικής Συνιστώσας (AC)	32
4.5	Κύκλωμα Εξαγωγή Συνεχούς Συνιστώσας (DC) και Στάδια Απομόνωσης.....	33
4.6	Σχεδίαση Τυπομένου Κυκλώματος.....	34
4.6.1	Επιλογή Λογισμικού Σχεδίασης	34
4.6.2	Τοποθέτηση Εξαρτημάτων	36
4.6.3	Δρομολόγηση και κανόνες σχεδίασης.....	36
4.6.4	Γειώσεις και Προστασία Θορύβου.....	36
4.7	Επίλογος.....	36
Κεφάλαιο 5ο:	Ο Ρόλος του Μικροελεγκτή STM32.....	39
5.1	Εισαγωγή.....	39
5.2	Επιλογή Μικροελεγκτή	39
5.3	Διαμόρφωση Εύρους Παλμού και Χρονισμός	39
5.4	Ψηφιοποίηση Σήματος, Άμεση Προσπέλαση Μνήμης και Ψηφιακή Επεξεργασία.....	40
5.5	Υπολογισμός Καρδιακού Ρυθμού και Κορεσμού Οξυγόνου	41
5.6	Επίλογος.....	43
Κεφάλαιο 6ο:	Ανάπτυξη Λογισμικού Υπολογιστή και Εξαγωγή Χαρακτηριστικών	44
6.1	Εισαγωγή.....	44
6.2	Επικοινωνία Υλικού : Zero – Overhead Monitoring μέσω PyOCD.....	44
6.3	Ψηφιακή Επεξεργασία Σήματος και Δείκτης Ποιότητας	45
6.4	Εξαγωγή Μορφολογικών Χαρακτηριστικών και APG	46
6.5	Ενσωμάτωση Μοντέλων και Δυναμική Βαθμονόμηση	47
6.6	Επίλογος.....	48
Κεφάλαιο 7ο:	Αρχιτεκτονική Συστήματος και Διασύνδεση Υποσυστημάτων.....	50

7.1	Εισαγωγή.....	50
7.2	Πολυεπίπεδη Τοπολογία και Ροή Δεδομένων.....	51
7.3	Διαχείριση Ροής με Broker.....	53
7.4	Σχεδιασμός και Δομή MySQL	54
7.5	Ανάπτυξη Διαδικτυακής Διεπαφής και Έλεγχος Πρόσβασης.....	56
7.6	Επίλογος.....	57
Κεφάλαιο 8ο: Τεχνητή Νοημοσύνη και Μηχανική Μάθηση		59
8.1	Εισαγωγή.....	59
8.2	Προέλευση Δεδομένων (MIMIC-III) και Ψηφιακή Διαμόρφωση	59
8.3	Συγκριτική Αξιολόγηση Μοντέλων: Από το Υβριδικό Σχήμα KNN και Random Forest στο XGBoost.....	61
8.4	Στατιστική και Οπτική Αξιολόγηση του Προγνωστικού Μοντέλου.....	63
8.4.1	Αξιολόγηση Προγνωστικής Ικανότητας μέσω Διαγραμμάτων Διασποράς (Scatter Plots) Πριν και Μετά τη Βαθμονόμηση	63
8.4.2	Αξιολόγηση Σπουδαιότητας Χαρακτηριστικών	65
8.4.3	Αξιολόγηση Σφάλματος μέσω Ιστογράμματος Κατανομής	67
8.4.4	Αξιολόγηση Κλινικής Συμφωνίας μέσω Διαγραμμάτων Bland-Altman Πριν και Μετά τη Βαθμονόμηση.....	68
8.4.5	Προσομοίωση Τηλεμετρικής Παρακολούθησης μέσω Χρονοσειράς	71
8.4.6	Αλγοριθμική Υλοποίηση Εξαγωγής και Προσομοίωσης Αποτελεσμάτων	72
8.5	Προγραμματιστική Υλοποίηση και Εκπαίδευση	73
8.6	Επίλογος.....	76
Κεφάλαιο 9ο: Αρχιτεκτονική Δικτύου και Ασφαλή Μετάδοση των Δεδομένων.....		77
9.1	Εισαγωγή.....	77
9.2	Υπέrbαση του HTTP μέσω WebSockets.....	77
9.3	Ασφαλής Δημόσια Πρόσβαση με Reverse Proxy, Cloudflare και Σήραγγες Ngrok.....	78
9.4	Διαχείριση Ταυτόχρονων Συνδέσεων και Μορφοποίηση Ωφέλιμου Φορτίου Δικτύου	80
9.5	Επίλογος.....	80
Κεφάλαιο 10ο: Συμπεράσματα και Μελλοντική Έρευνα		81
10.1	Εισαγωγή.....	81
10.2	Ανασκόπηση και Συμπεράσματα Υλικού και Ενσωματωμένου Συστήματος.....	81
10.3	Συμπεράσματα Ενδιάμεσου Λογισμικού, Ψηφιακής Επεξεργασίας Σήματος και Εξαγωγής Χαρακτηριστικών.....	81
10.4	Αξιολόγηση Τεχνητής Νοημοσύνης και Δυναμικής Βαθμονόμησης	82
10.5	Συμπεράσματα Αρχιτεκτονικής Δικτύου και Web UI	82
10.6	Περιορισμοί του Συστήματος.....	83

10.7	Προτάσεις για Μελλοντική Έρευνα και Εξέλιξη	83
10.8	Επίλογος	83
BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....		85
Παράρτημα Α: Ανάλυση Ηλεκτρονικών Στοιχείων.....		91
Παράρτημα Β: Προγράμματα και Κώδικας		93
Παράρτημα Γ: Οδηγίες Χρήσης Ιστοσελίδας		137
Παράρτημα Δ: Τελικό Αποτέλεσμα (Συσκευή)		143
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β : Προγράμματα και Κώδικες.....		93
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ : Οδηγίες Χρήσης Ιστοσελίδας.....		136
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Δ: Τελικό Αποτέλεσμα (Συσκευή).....		143

Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 2.1: Μορφή PPG σήματος.....	8
Σχήμα 2.2: Παθητικό Φίλτρο Απόρριψης Ζώνης (Twin-T Notch Filter)	10
Σχήμα 2.3: Γραφική παράσταση λειτουργίας φίλτρου τύπου Notch	11
Σχήμα 2.4: Τοπολογία Ενεργού Ζωνοπερατού Φίλτρου	12
Σχήμα 2.5: Τοπολογία Παθητικού Βαθυπερατού Φίλτρου.....	13
Σχήμα 2.6: Απεικόνιση δείκτη SUT σε σχέση με το σήμα PPG	15
Σχήμα 2.7: Απεικόνιση δείκτη IBI σε σχέση με το σήμα PPG	16
Σχήμα 2.8: Το PPG σήμα που μετράται (a) και (b).....	17
Σχήμα 2.9: Κυματομορφές APG και τύποι φωτοπληθυσμογράμματος	18
Σχήμα 2.10: Διάγραμμα ροής αλγορίθμου του Μοντέλου XGBoot	20
Σχήμα 3.1: Σύνοψη στατιστικών αποτελεσμάτων	27
Σχήμα 4.1: Κύκλωμα Οδήγησης Σημάτων	30
Σχήμα 4.2: Κύκλωμα προενίσχυσης και αποπολυπλεξίας σήματος.....	31
Σχήμα 4.3: PCB 2D	34
Σχήμα 4.4: PCB 3D	34
Σχήμα 4.5: Το Ηλεκτρονικό Σύστημα στο σύνολο.....	36
Σχήμα 4.6: Αναλυτικό διάγραμμα ροής της αλυσίδας του σήματος.....	37
Σχήμα 5.1: Απεικόνιση του ψηφιοποιημένου και φιλτραρισμένου σήματος PPG.	41
Σχήμα 7.1: Σχεδιάγραμμα της πολυεπίπεδης αρχιτεκτονικής του συστήματος.....	50
Σχήμα 7.2: Διάγραμμα Ροής Δεδομένων: Από τον Αισθητήρα στο Νέφος.....	51
Σχήμα 7.3: Διάγραμμα Αλληλεπίδρασης.....	52
Σχήμα 7.4: Λογικό Σχήμα Βάσης Δεδομένων.....	54
Σχήμα 7.5: Λογικό Σχήμα Βάσης Δεδομένων.....	55
Σχήμα 7.6: Απεικόνιση του κεντρικού περιβάλλοντος διεπαφής.....	56
Σχήμα 8.1: Διάγραμμα ροής της προγραμματιστικής αρχιτεκτονικής εξόρυξης δεδομένων.	60
Σχήμα 8.2: Διάγραμμα διασποράς αλγορίθμου δίχως βαθμονόμηση	63
Σχήμα 8.3: Διάγραμμα διασποράς αλγορίθμου με βαθμονόμηση.....	64
Σχήμα 8.4: Σπουδαιότητα μορφολογικών χαρακτηριστικών στον αλγόριθμο.....	65
Σχήμα 8.5: Ιστόγραμμα κατανομής προγνωστικού σφάλματος.....	66
Σχήμα 8.6: Αποτύπωση διαγράμματος Bland-Altman πριν την βαθμονόμηση του συστήματος.....	68
Σχήμα 8.7: Αποτύπωση διαγράμματος Bland-Altman μετά την βαθμονόμηση του συστήματος.....	69
Σχήμα 8.8: Διάγραμμα Χρονοσειράς – Προσομοίωση Τηλεμετρίας	70
Σχήμα 8.9: Συνολικό διάγραμμα του κώδικα εκπαίδευσης του προγνωστικού συστήματος.....	72
Σχήμα 8.10: Λογικό διάγραμμα ροής του συστήματος συνεχούς τηλεμετρικής παρακολούθησης.....	75
Σχήμα 9.1: Συγκριτικό Διάγραμμα μεταξύ HTTP Polling και WebSockets.....	77
Σχήμα 9.2: Υβριδική Αρχιτεκτονική Δικτύου.....	78

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 3.1: Σύνοψη των πλεονεκτημάτων/ μειονεκτημάτων της εκάστοτε τεχνολογίας βάση	24
Πίνακας 3.2: Συγκριτική αξιολόγηση σφάλματος συστήματος προ-βαθμονόμησης.....	26
Πίνακας 4.1: Λίστα υλικών κυκλώματος οδήγησης φωτοεκπομπής	30
Πίνακας 4.2: Λίστα υλικών κυκλώματος προενίσχυσης και αποπολυπλεξίας.....	32
Πίνακας 4.3: Λίστα υλικών κυκλωμάτων εξαγωγής παλμικής συνιστώσας (Red AC & IR AC).....	33
Πίνακας 4.4: Λίστα υλικών κυκλωμάτων εξαγωγής συνεχούς συνιστώσας (Red DC & IR DC).....	34
Πίνακας 8.1: Παράδειγμα δεδομένων μετά την χρήση της κλάσης <i>StandardScale</i>	59
Πίνακας 8.2: Σύγκριση χαρακτηριστικών τιμών μεταξύ των δύο αρχιτεκτονικών	61

Συντομογραφίες

Διπλωματική Εργασία	Δ.Ε.
Διεθνές Πανεπιστήμιο Ελλάδος	ΔΠΠΑΕ
Παλμικό Οξύμετρο	Π.Ο.
Ψηφιακό Πιεσόμετρο	Ψ.Π.
Αρτηριακό Κορεσμό του Οξυγόνου	SpO ₂
Πλακέτα Τυπωμένου Κυκλώματος	PCB
Μηχανική Μάθηση	ML
Μικροελεγκτής	M.E.
STM32 Nucleo-64	STM32
Καρδιακό Ρυθμό σε Παλμούς ανά Λεπτό	BPM
Φωτοπληθυσμογραφικό Σήμα	PPG
Δεύτερης Παράγωγο του PPG	APG
Μετατροπέα Αναλογικού – Ψηφιακού Σήματος	ADC
Αρτηριακή Πίεση	A.Π.
Τεχνητή Νοημοσύνη	AI
Medical Information Mart for Intensive Care	MIMIC III
Διαδικτύου των Πραγμάτων	IoT
Εξαρτήματα Επιφανειακής Χρήσης	SMD
Τεχνολογία Οπών Διαπέρασης	THT
Ολοκληρωμένα Κυκλώματα	IC
Γείωση	GND
Επίπεδα	Planes
Ελεγχος Κανονισμών Σχεδίασης	DRC
millivolt	mV
Direct Memory Access	DMA
Διαμόρφωση Εύρους Πλάτους	PWM
Counter Period	ARR
Prescaler	PSC
TIM2	Timer 2
Σήμα Φέρουσας Συχνότητας	carrier signal
Περιβάλλοντα Σήματα	envelope signals

Πολυπλεξία Διαίρεσης Χρόνου	Time-Division Multiplexing - TDM
Μετάδοση Υψίσυχων Ριπών	Burst Mode / Pulsed Carrier Modulation
Ρουτίνα Εξυπηρέτησης Διακοπών	Interrupt Service Routine – ISR
milliseconds	ms
Ενταμιευτές Καταστάσεων	state buffers
Λογος Σηματος προς Θορυβο	SNR
microseconds	μs
Αμεση Προσπέλαση Μνήμη	DMA
Απείρου Κρουστικής Απόκρισης	IIR
Υπολογιστική στα Ακρα	Edge Computing
Δείκτη Ποιότητας Σήματος	SQI
Μηδενικής Μπιβάρυνσης	Zero - Overhead
Θύρα Πρόσβασης Αποσφαλμάτωσης	Debug Access Port – DAP
Serial Wire Debug	SWD
Δείκτη Ποιότητας Σήματος	SQI
Διάστημα Παλμών	IBI
Χρόνου Ανόδου της Συστολής	SUT
Extreme Gradient Boosting	XGBoost
Διακομιστής Μεσιτείας	broker
Σύστημα Διαχείρισης Σχεσιακών Βάσεων Δεδομένων	RDBMS
Αντίστροφου Διακομιστή Μεσιτείας	Reverse Proxy
τείχη προστασίας	firewalls
Μετάφρασης Διευθύνσεων Δικτύου	NAT
Δικτύου Διαμονής Περιεχομένου	CDN
Χρόνου Διέλευσης Παλμού	PTT

Κεφάλαιο 1ο: Εισαγωγή

1.1 Εισαγωγή

Η σύγχρονη ιατρική παρακολούθηση, τόσο σε αυστηρό κλινικό περιβάλλον όσο και στην πρωτοβάθμια φροντίδα υγείας, βασίζεται ολοένα και περισσότερο στη χρήση προηγμένων, μη επεμβατικών οργάνων. Η ικανότητα αδιάλειπτης και ακριβούς καταγραφής των ζωτικών σημείων αποτελεί τον ακρογωνιαίο λίθο για την αξιολόγηση της αιμοδυναμικής και αναπνευστικής κατάστασης του ασθενούς, επιτρέποντας στο ιατρικό προσωπικό να εντοπίζει εγκαίρως τυχόν ανωμαλίες πριν αυτές εκδηλωθούν κλινικά. Στην παρούσα ενότητα εξετάζονται η λειτουργία και οι εφαρμογές δύο κρίσιμων οργάνων μέτρησης: του παλμικού οξύμετρου και του σύγχρονου πιεσόμετρου χωρίς περιχειρίδα. Οι συσκευές αυτές, αν και εξυπηρετούν διακριτούς σκοπούς, μοιράζονται μια κοινή τεχνολογική βάση. Αξιοποιούν οπτικούς αισθητήρες για τη λήψη φωτοπληθυσμογραφικών (PPG) σημάτων και, μέσω ψηφιακής επεξεργασίας, μεταφράζουν τα σήματα αυτά σε ζωτικές βιομετρικές πληροφορίες (όπως ο κορεσμός οξυγόνου, ο καρδιακός ρυθμός και η αρτηριακή πίεση). Η ενσωμάτωση τέτοιων τεχνολογιών σε συμπαγή συστήματα όχι μόνο αναβαθμίζει την ποιότητα των ιατρικών δεδομένων σε πραγματικό χρόνο, αλλά και μεγιστοποιεί την άνεση του ασθενούς, αντικαθιστώντας τις παραδοσιακές, πιο παρεμβατικές ή άβολες μεθόδους μέτρησης.

1.1.1 Παλμικό Οξύμετρο

Το παλμικό οξύμετρο (Π.Ο.) αποτελεί μια από τις πλέον διαδεδομένες, μη επεμβατικές ιατρικές συσκευές παρακολούθησης, η οποία κατατάσσεται στον βασικό ιατρικό εξοπλισμό τόσο σε αυστηρό κλινικό περιβάλλον όσο και στην πρωτοβάθμια φροντίδα υγείας [1],[2]. Πρόκειται για ένα συμπαγές ψηφιακό όργανο που εφαρμόζεται συνήθως σε κάποιο περιφερικό σημείο του σώματος, όπως το δάχτυλο, με κύρια λειτουργία την άμεση και συνεχή αξιολόγηση της αναπνευστικής και καρδιαγγειακής κατάστασης του ασθενούς. Πιο συγκεκριμένα, η συσκευή παρέχει σε πραγματικό χρόνο δύο κρίσιμες βιομετρικές πληροφορίες: τον αρτηριακό κορεσμό του οξυγόνου (SpO_2), ο οποίος εκφράζει το ποσοστό της οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης υποδεικνύοντας την αποτελεσματικότητα μεταφοράς οξυγόνου στους ιστούς, και τον καρδιακό ρυθμό σε παλμούς ανά λεπτό (BPM). Μέσω αυτών των ενδείξεων, το οξύμετρο λειτουργεί ως ένα ζωτικό εργαλείο έγκαιρης προειδοποίησης, επιτρέποντας στο ιατρικό προσωπικό να εντοπίσει καταστάσεις υποξίας πολύ πριν την εμφάνιση ορατών κλινικών συμπτωμάτων, όπως η κυάνωση, διασφαλίζοντας έτσι την άμεση λήψη θεραπευτικών αποφάσεων.

1.1.2 Πιεσόμετρο (χωρίς περιχειρίδα)

Η σύγχρονη εξέλιξη στην παρακολούθηση της αιμοδυναμικής κατάστασης επικεντρώνεται στα συστήματα εκτίμησης αρτηριακής πίεσης χωρίς περιχειρίδα [5],[6]. Σε αντίθεση με τα παραδοσιακά σφυγμομανόμετρα, τα οποία απαιτούν τη μηχανική απόφραξη της αρτηρίας μέσω ενός φουσκωτού αεροθαλάμου για τη λήψη μιας μεμονωμένης μέτρησης, τα συστήματα αυτά λειτουργούν εντελώς αναίμακτα και επιτρέπουν τη συνεχή παρακολούθηση. Η συσκευή δεν μετρά άμεσα τη μηχανική πίεση, αλλά αξιοποιεί οπτικούς αισθητήρες, ακριβώς όπως αυτοί του παλμικού οξύμετρου, για τη λήψη του φωτοπληθυσμογραφικού (PPG) σήματος. Μέσω προηγμένης ψηφιακής επεξεργασίας σήματος και υπολογιστικών αλγορίθμων, το σύστημα αναλύει τα μορφολογικά χαρακτηριστικά του αρτηριακού παλμού (όπως ο χρόνος διέλευσης του σφυγμικού κύματος και επιπλέον χαρακτηριστικών που αναλύονται σε επόμενο κεφάλαιο) και εξάγει έμμεσα, με υψηλή συσχέτιση, τις τιμές της συστολικής και διαστολικής πίεσης [5]. Αυτή η προσέγγιση επιτρέπει την ενοποίηση της οξυμετρίας και της

μέτρησης πίεσης σε ένα ενιαίο, συμπαγές σύστημα, το οποίο μεγιστοποιεί την άνεση του ασθενούς και προσφέρει μια αδιάλειπτη ροή κρίσιμων βιομετρικών δεδομένων.

1.2 Η Αρχική Ιδέα

Στο εισαγωγικό κεφάλαιο της διπλωματικής μας εργασίας θα θέλαμε να προσπαθήσουμε, να αποτυπώσουμε το εύρος και την πολυπλοκότητα του συγκεκριμένου εγχειρήματος. Ως πρώτος στόχος για το θέμα διπλωματικής ήταν ο συνδυασμός των κατευθύνσεων που μας δίνονται σαν επιλογή στη σχολή, ήτοι αυτών της Ηλεκτρονικής και της Πληροφορικής. Η πρώτη επαφή με το θέμα ήταν στην αρχή του ένατου εξαμήνου στο μάθημα «Βιοϊατρική Τεχνολογία». Με καθηγητή τον κύριο Κιοσκερίδη Ιορδάνη μας ανατέθηκε στα πλαίσια μιας ευρύτερης ομάδας, η υλοποίηση ενός ιατρικού οργάνου μέτρησης, συγκεκριμένα ενός Παλμικού Οξυμέτρου. Με την πάροδο του εξαμήνου και την υλοποίηση ενός πρωταρχικού κυκλώματος, το σύστημα λειτουργούσε «μερικώς». Όταν πλέον η εξεταστική περίοδος έληξε παραμείναμε σαν ομάδα ο Τσίτσελας Νικόλαος και ο Τζιάλης Αλέξανδρος με την βοήθεια του κύριου Κιοσκερίδη με στόχο την πλήρη ολοκλήρωση της εργασίας, το οποίο πέτυχε. Κατά αυτόν τον τρόπο μας προτάθηκε η ανάθεση αυτού του θέματος με στόχο την βελτιστοποίηση αυτού με επιβλέποντα καθηγητή πλέον τον κύριο Κιοσκερίδη, ο νέος στόχος ήταν να ενσωματώσουμε την λειτουργία ενός «Ψηφιακού Πιεσόμετρου» (Ψ.Π.) σε αυτή του Π.Ο. Με το πέρας της έρευνας και υλοποίησης της κατορθώσαμε να επιτύχουμε τον στόχο μας, με τον ανασχεδιασμό, κατανόηση και υλοποίηση του κυκλώματος, και στη συνέχεια τον σχεδιασμό τυπωμένου κυκλώματος (PCB). Με τα παραπάνω να συνοψίζουν τον κλάδο της Ηλεκτρονικής, η εργασία απαιτούσε τη συγγραφή κώδικα σε διαφορετικές υψηλού επιπέδου γλώσσες προγραμματισμού (C, Python, HTML, CSS, PHP, Javascript). Παρακάτω θα αναλυθεί εκτενώς η χρήση των προγραμμάτων, των οποίων η δημιουργία καλύπτει τα πεδία επεξεργασίας σήματος, Μηχανικής Μάθησης (ML) και διαχείρισης και απεικόνισης των πληροφοριών. Καταληκτικά, με τον συνδυασμό όλων των παραπάνω κατορθώσαμε να επιτύχουμε των πρώτο μας στόχο, δηλαδή τον συνδυασμό των περισσότερων γνώσεων που αποκομίσαμε κατά την διάρκεια των σπουδών μας. Με τελικό αποτέλεσμα την υλοποίηση ενός βελτιστοποιημένου παλμικού οξυμέτρου. Το οποίο απαρτίζεται στο σύνολο του από τα ηλεκτρονικό κύκλωμα οδήγησης σημάτων (Γέφυρα H) και επεξεργασίας σημάτων. Σήματα παράγονται και αποστέλλονται από έναν μικροελεγκτή, ο οποίος συλλέγει και επεξεργάζεται τα δεδομένα με στόχο την εξαγωγή συγκεκριμένων πληροφοριών (καρδιακό παλμό και συγκέντρωση οξυγόνου). Η βελτιστοποίηση του συστήματος γίνεται με την χρήση ενός ισχυρότερου υπολογιστικού συστήματος, το οποίο λαμβάνει το φωτοπληθυσμογραφικό σήμα και το αναλύει (θα αναφέρουμε με περισσότερη λεπτομέρεια σε επόμενο κεφάλαιο), εξάγοντας από αυτό κάποιες παραμέτρους για την πρόβλεψη, μέσω του μοντέλου ML, της αρτηριακής πίεσης του ασθενούς. Εν τέλει τα δεδομένα στο σύνολο τους (καρδιακοί παλμοί, συγκέντρωση οξυγόνου και αρτηριακή πίεση) συλλέγονται και αποθηκεύονται σε μια βάση δεδομένων και αποτυπώνονται σε μια ιστοσελίδα στο διαδίκτυο.

1.3 Η πρώτη υλοποίηση και οι αλλαγές

Στην παρούσα φάση της διπλωματικής πρέπει να αναφερθεί το γεγονός ότι η υπήρξε μια πρώτη υλοποίηση του Π.Ο. μεμονωμένα. Ένα αρχικό κύκλωμα σχεδιασμένο από τον καθηγητή μας κύριο Κιοσκερίδη με βάση [1]. Η πρώτη υλοποίηση έγινε στα πλαίσια μιας ομάδας φοιτητών και προέβλεπε την λειτουργία του συστήματος σε σύνδεση με έναν Μικροελεγκτή (Μ.Ε.) ESP32. Το σύστημα

λειτουργήσει μερικώς και θα γίνει μια σύντομη αναφορά για τους λόγους, λόγοι που εν τέλει οδήγησαν στον επανασχεδιασμό του κυκλώματος και την αλλαγή του Μ.Ε. σε STM32 Nucleo-64 (STM32). Ο πρώτος σχεδιασμός του συστήματος περιλάμβανε τα κυκλώματα Γέφυρας Η (H-Bridge), η οποία είναι σχεδιασμένη για να ελέγχει δύο LED (ένα Κόκκινο - R και ένα Υπέρυθρο - IR) τα οποία είναι συνδεδεμένα αντιπαράλληλα, του οποίου η ανάλυση θα συνεχιστεί ενδελεχώς σε επόμενο κεφάλαιο. Η συνέχεια της σχεδίασης βασίστηκε στη χρήση του διπλού τελεστικού ενισχυτή LM358, όπου το πρώτο στάδιο λειτουργούσε ως ενισχυτής διααγωγιμότητας (ΤΙΑ) για τη μετατροπή του φωτορεύματος σε τάση και το δεύτερο ως υπερεπατό φίλτρο για την απομόνωση της AC συνιστώσας, μεταβιβάζοντας το πολυπλεγμένο σήμα απευθείας στον Μ.Ε [1]. Ωστόσο, η συγκεκριμένη τοπολογία απορρίφθηκε, καθώς ο διπολικός χαρακτήρας του LM358 εισάγει υψηλό ρεύμα πόλωσης και περιορίζει το δυναμικό εύρος ενώ, κρισιμότερα, η εφαρμογή AC-σύζευξης σε ένα χρονικά πολυπλεγμένο τετραγωνικό σήμα προκαλεί έντονα μεταβατικά φαινόμενα φόρτισης/εκφόρτισης που παραμορφώνουν πλήρως τον αρτηριακό παλμό. Αρκετά προβλήματα προέκυπταν κατά αυτόν τον τρόπο, αρκετά σημαντικό ζήτημα ήταν η αδυναμία μας να εφαρμόσουμε ρυθμιζόμενη από τον Μ.Ε. τάση στις φωτοδιόδους. Η χρήση του κυκλώματος γινόταν αποκλειστικά με σταθερή τροφοδοσία και για αυτόν τον λόγο, για την οριστική επίλυση αυτών των προβλημάτων, υιοθετήθηκε η τελική αρχιτεκτονική με τον CMOS ενισχυτή MCP6004 και τον αναλογικό διακόπτη CD4066, η οποία εξασφαλίζει τον διαχωρισμό των σημάτων σε επίπεδο υλικού πριν από το φιλτράρισμα, παρέχοντας καθαρά σήματα χωρίς παραμορφώσεις και αποφορτίζοντας σημαντικά τον Μ.Ε. από απαιτητικές διεργασίες συγχρονισμού [1]. Του οποίου η ανάλυση θα συνεχιστεί σε επόμενο κεφάλαιο. Το τελικό αποτέλεσμα μας επιτρέπει να διεξάγουμε μέσω της φωτοπληθυσμογραφίας, ένα σήμα (PPG), με του οποίου την ανάλυση εξάγουμε τον αρτηριακό κορεσμό του οξυγόνου (SpO2) και τον καρδιακό ρυθμό σε παλμούς ανά λεπτό (BPM) [1], [2], [3]. Η ανάλυση πραγματοποιείται στον Μ.Ε.

1.4 Βελτιστοποίηση

Μετά την επιτυχή ολοκλήρωση και σταθεροποίηση του βασικού κυκλώματος, παρουσιάστηκε η σημαντική ευκαιρία να διευρύνουμε ριζικά τις δυνατότητες και τις λειτουργίες του παλμικού οξυμέτρου (Π.Ο.), ενσωματώνοντας σύγχρονες τεχνικές της μηχανικής μάθησης (Machine Learning - ML). Ως πρωταρχικό στόχο αυτής της αναβάθμισης θέσαμε την ενδελεχή ανάλυση του φωτοπληθυσμογραφικού σήματος (PPG), με σκοπό την εύρεση και απομόνωση συγκεκριμένων μορφολογικών χαρακτηριστικών, μέσω των οποίων καθίστατο εφικτή η ακριβής πρόβλεψη της Αρτηριακής Πίεσης (Α.Π.) του χρήστη. Σύμφωνα με την έρευνα του Elgendi, M [9], αποδεικνύεται ότι είναι δυνατή η έμμεση εξαγωγή πολύτιμων πληροφοριών σχετικά με τη συστολική και διαστολική πίεση μέσω της παλμικής οξυμετρίας, αρκεί να αναλυθούν οι κατάλληλες παράμετροι του «βιοσήματος». Με τη ραγδαία εξέλιξη της τεχνητής νοημοσύνης (AI), η ικανότητα ανάλυσης μεγάλου όγκου δεδομένων και η εύρεση κρυφών μοτίβων για την εκπαίδευση ενός αξιόπιστου αλγορίθμου δημιούργησε το ιδανικό θεωρητικό και πρακτικό υπόβαθρο για την υλοποίηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Πριν προχωρήσουμε σε μια εις βάθος ανάλυση του συστήματος, είναι σκόπιμο να περιγραφεί συνοπτικά η διαδικασία εύρεσης και εξαγωγής των εν λόγω χαρακτηριστικών. Αρχικά, ο μικροελεγκτής (Μ.Ε.) του συστήματος λαμβάνει αδιάλειπτα το ωμό PPG σήμα του εκάστοτε χρήστη. Στη συνέχεια, ο Μ.Ε. επιστρέφει σε μια κύρια υπολογιστική μονάδα αυτή την πληροφορία με σκοπό την ταχεία επεξεργασία της. Εξετάζοντας διεξοδικά τη βιβλιογραφία [5], [6], [8], [9], [10], η προσπάθεια επικεντρώθηκε στο να διαχωρίσουμε τα πλέον διακριτά χαρακτηριστικά του σήματος, με τα οποία καθίσταται σαφώς ευκολότερη η εκπαίδευση της ML. Πιο συγκεκριμένα, επιλέξαμε τρία θεμελιώδη χαρακτηριστικά από

[9], [10]. Το πρώτο είναι ο δείκτης σκληρίας των αγγείων στα άκρα, μια κρίσιμη συνιστώσα που μεταβάλλεται άμεσα ανάλογα με την ηλικία και την κατάσταση της Α.Π. του χρήστη. Το μέγεθος αυτό εκφράζεται ως ένας λόγος ($\frac{b}{a}$), ο οποίος εξάγεται μαθηματικά από τη δεύτερη παράγωγο του PPG (APG) [9]. Το δεύτερο χαρακτηριστικό είναι το μεσοδιάστημα παλμών (IBI), το οποίο ορίζεται ως το ακριβές χρονικό διάστημα που μεσολαβεί μεταξύ δύο διαδοχικών καρδιακών παλμών [10]. Τέλος, η τρίτη παράμετρος αφορά τον χρόνο συστολικής ανόδου (SUT), ο οποίος αποτελεί ουσιαστικά τον χρόνο που απαιτείται για να μεταβεί το σήμα από το τοπικό κατώτατο σημείο του PPG (από την αρχή του παλμού) έως το ολικό μέγιστο σημείο (κορυφή) του ίδιου κύκλου [10]. Μέσα από τα πειραματικά αποτελέσματα της εργασίας, αποδεικνύεται ξεκάθαρα πως ο συνδυασμός αυτών των παραμέτρων αρκεί για την αξιόπιστη διάκριση της Α.Π. Για την εκπαίδευση του αλγορίθμου, λάβαμε δεδομένα από τη μεγάλη, δημόσια βάση Medical Information Mart for Intensive Care (MIMIC III), η οποία περιέχει ανώνυμα κλινικά και φυσιολογικά δεδομένα ασθενών που νοσηλεύτηκαν σε μονάδες εντατικής θεραπείας. Για τα δεδομένα της βάσεως δημιουργήθηκαν κατάλληλα ψηφιακά φίλτρα μέσω προγράμματος Python (αξιοποιώντας εργαλεία όπως το Scikit-learn), με κύριο στόχο την ακριβή ανάδειξη των χαρακτηριστικών που αναφέραμε. Στη συνέχεια το μοντέλο, εκπαιδεύτηκε ώστε να αναγνωρίζει τις συσχετίσεις και να βρίσκει σύνθετα μοτίβα ανάμεσα στα χαρακτηριστικά και στις τιμές της Α.Π. Στο τελικό στάδιο, το σύστημα συγκεντρωνόταν σε τρία ξεχωριστά κυκλώματα ενωμένα ώστε να παράγουν το Π.Ο. με δυνατότητες μέτρησης της Α.Π. Οι μετρήσεις μεταδίδονται ασύρματα σε πραγματικό χρόνο και παρουσιάζονται δυναμικά σε έναν ψηφιακό πίνακα ελέγχου (dashboard) μιας ιστοσελίδας του διαδικτύου, ολοκληρώνοντας τον κύκλο. Το σύστημα ακολουθεί πλήρως τις προοπτικές μιας συσκευής του Διαδικτύου των Πραγμάτων (IoT), διευρύνοντας εντυπωσιακά τις λειτουργίες ενός απλού παλμικού οξύμετρου.

1.5 Η δομή της διπλωματικής εργασίας

Με την ολοκλήρωση του παρόντος εισαγωγικού κεφαλαίου, η διπλωματική εργασία εισέρχεται στο κύριο μέρος της, το οποίο έχει δομηθεί με τρόπο τέτοιο ώστε να καθοδηγεί τον αναγνώστη ομαλά από το θεωρητικό υπόβαθρο στην πρακτική υλοποίηση και τελικά στην αξιολόγηση του προτεινόμενου συστήματος. Ουσιαστικά, η παρούσα ενότητα λειτουργεί ως ένας "χάρτης" πλοήγησης για τα κεφάλαια που ακολουθούν, αναδεικνύοντας τη λογική αλληλουχία των θεματικών ενοτήτων και τη σύνδεσή τους. Αρχικά, στο δεύτερο κεφάλαιο, διεξάγεται μια εκτενής και εις βάθος ανάλυση του θεωρητικού υποβάθρου που διέπει τα βασικά επιστημονικά πεδία της εργασίας. Γίνεται λεπτομερής αναφορά στις αρχές της παλμικής οξυμετρίας και της φωτοπληθυσμογραφίας, καθώς και στις σύγχρονες μεθόδους αναίμακτης εκτίμησης της αρτηριακής πίεσης χωρίς τη χρήση παραδοσιακής περιχειρίδας. Παράλληλα, αναλύονται οι θεμελιώδεις αρχές του σχεδιασμού αναλογικών και ψηφιακών φίλτρων, οι οποίες αποτελούν τον ακρογωνιαίο λίθο για την καθαρή λήψη των βιοσημάτων, προετοιμάζοντας το έδαφος για την κατανόηση των τεχνικών επιλογών που ακολουθούν. Στη συνέχεια, η ροή του κειμένου μεταβαίνει στη σύλληψη και την παρουσίαση της κεντρικής ιδέας του συστήματος. Στο σημείο αυτό, πραγματοποιείται μια κριτική αντιπαραβολή της προτεινόμενης αρχιτεκτονικής με την υφιστάμενη διεθνή βιβλιογραφία. Μέσα από αυτή τη συγκριτική μελέτη, αναδεικνύονται οι καινοτομίες της παρούσας υλοποίησης, οι σχεδιαστικοί περιορισμοί που εντοπίστηκαν σε παλαιότερες προσεγγίσεις και οι βελτιώσεις που εισάγονται στο επίπεδο της απόκτησης και επεξεργασίας του σήματος. Προχωρώντας στον κύριο κορμό και το καθαρά πρακτικό σκέλος της εργασίας, το επόμενο κεφάλαιο εστιάζει στην ενδεδειγμένη περιγραφή του σχεδιασμού του υλικού (hardware). Αναλύεται βήμα προς βήμα η αρχιτεκτονική του αναλογικού κυκλώματος, η λειτουργία της τοπολογίας οδήγησης των οπτικών

αισθητήρων και οι επιμέρους βαθμίδες φιλτραρίσματος. Αμέσως μετά, εξετάζεται ο νευραλγικός ρόλος του μικροελεγκτή, ο οποίος αναλαμβάνει τον ακριβή συγχρονισμό του συστήματος, τη λήψη των αναλογικών δεδομένων και τη μετατροπή τους σε ψηφιακή μορφή. Η ανάλυση επεκτείνεται στη διασύνδεση του εξοπλισμού με τον προσωπικό υπολογιστή, όπου η γλώσσα προγραμματισμού Python αναλαμβάνει πρωταγωνιστικό ρόλο, υλοποιώντας το περιβάλλον λήψης, επεξεργασίας και οπτικοποίησης των δεδομένων, συνδέοντας τα επιμέρους υποσυστήματα σε ένα ενιαίο, λειτουργικό σύνολο. Ένα από τα πλέον σύγχρονα και σημαντικά τμήματα της διπλωματικής εργασίας αναπτύσσεται στο επόμενο κεφάλαιο, το οποίο είναι αφιερωμένο στις τεχνολογίες Τεχνητής Νοημοσύνης. Εκεί, τεκμηριώνεται θεωρητικά και πρακτικά η ενσωμάτωση εξειδικευμένων αλγορίθμων Μηχανικής Μάθησης, οι οποίοι τροφοδοτούνται με τα ψηφιοποιημένα δεδομένα με σκοπό την ακριβή, έμμεση εξαγωγή των τιμών της αρτηριακής πίεσης. Τέλος, η εργασία ολοκληρώνεται με μια διεξοδική αναφορά στα επίπεδα εφαρμογής και μεταφοράς της προτεινόμενης τεχνολογίας. Στο καταληκτικό κεφάλαιο, αξιολογείται η συνολική απόδοση, συζητούνται οι προκλήσεις κατά την επικοινωνία των δεδομένων σε πραγματικές συνθήκες και παρατίθενται τα τελικά συμπεράσματα. Επιπροσθέτως, προτείνονται μελλοντικές επεκτάσεις που θα μπορούσαν να εξελίξουν περαιτέρω τη διάταξη, καθιστώντας την ένα ακόμα πιο ισχυρό εργαλείο.

Κεφάλαιο 2ο: Θεωρητικό Υπόβαθρο

2.1 Εισαγωγή

Σε αυτό το κεφάλαιο θέτουμε ως στόχο να δημιουργήσουμε ένα θεωρητικό υπόβαθρο βάσει του οποίου θα μπορούμε να κατανοήσουμε την λειτουργία του συστήματος στο σύνολο του. Θα γίνει περιγραφή της θεωρίας με εύκολο και σαφή τρόπο, με στόχο την κατανόηση της από οποιονδήποτε αναγνώστη. Συγκεκριμένα θα γίνει αναφορά στην θεωρία της Παλμικής Οξυμετρίας (Νόμος Beer-Lambert) [1], [2],[21],[22]. Στη συνέχεια θα πραγματοποιηθεί η ενδελεχής επεξήγηση της Θεωρίας των Φίλτρων που ολοκληρώνουν το κύκλωμα εξαγωγής του PPG σήματος [1], [14], [15], [16]. Επίσης, θα γίνει η εξήγηση της βιβλιογραφίας για την εξαγωγή των χαρακτηριστικών που τροφοδοτούνται στο μοντέλο μηχανικής μάθησης [5], [6], [8] και θα συνεχίσουμε με την διατύπωση του μαθηματικού υπόβαθρου για την κατανόηση του Μοντέλου XGBoost μηχανικής μάθησης [7]. Με το πέρας του κεφαλαίου πλέον ο αναγνώστης θα μπορεί να συνδέσει τις γνώσεις που απέκτησε για την βαθύτερη κατανόηση των κεφαλαίων που ακολουθούν.

2.2 Παλμική Οξυμετρία

Η παλμική οξυμετρία αποτελεί μια μη επεμβατική μέθοδο για τη συνεχή μέτρηση του αρτηριακού κορεσμού του οξυγόνου (SpO_2) και τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού. Η ύπαρξη της βασίζεται στο συνδυασμό δύο θεμελιωδών φυσικών αρχών: της φασματοφωτομετρίας, η οποία αξιοποιεί τη διαφορική απορρόφηση του φωτός από τα συστατικά του αίματος και της φωτοπληθυσμογραφίας με την οποία καταγράφεται η ογκομετρική μεταβολή του αρτηριακού αίματος κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου [2].

2.2.1 Οπτικές Ιδιότητες της Αιμοσφαιρίνης

Ο υπολογισμός του αρτηριακού κορεσμού καθίσταται εφικτός χάρη στις εξαιρετικά διακριτές οπτικές ιδιότητες που παρουσιάζουν οι δύο κύριες λειτουργικές μορφές της αιμοσφαιρίνης, δηλαδή της οξυγονωμένης (HbO_2) και της αποξυγονωμένης (Hb), κατά την αλληλεπίδρασή τους με την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Πιο συγκεκριμένα, η φυσική αρχή της οξυμετρίας εκμεταλλεύεται τις διαφορές στα φάσματα απορρόφησης αυτών των δύο μορίων, εστιάζοντας τη μέτρηση σε δύο στρατηγικά επιλεγμένα μήκη κύματος του φωτός. Στην περιοχή του ορατού ερυθρού φωτός (σε μήκος κύματος περίπου 660 nm), η αποξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη παρουσιάζει σημαντικά υψηλότερο συντελεστή απορρόφησης σε σύγκριση με την οξυγονωμένη μορφή. Η ιδιότητα αυτή εξηγεί και το χαρακτηριστικό, λαμπερό κόκκινο χρώμα του πλούσιου σε οξυγόνο αρτηριακού αίματος, καθώς η οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη επιτρέπει τη διέλευση αυτού του μήκους κύματος με ελάχιστη απώλεια. Αντιστρόφως, στην περιοχή του εγγύς υπέρυθρου φάσματος (σε μήκη κύματος συνήθως μεταξύ 900 nm και 940 nm), η συμπεριφορά των μορίων αντιστρέφεται ριζικά, με την οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη να απορροφά εντονότερα την ακτινοβολία έναντι της αποξυγονωμένης. Αυτή η θεμελιώδης φασματοφωτομετρική αντίθεση αποτελεί τη βάση λειτουργίας της συσκευής, καθώς, μετρώντας τη διαφορική εξασθένηση του φωτός σε αυτά τα δύο «οπτικά παράθυρα», το σύστημα δύναται να ποσοτικοποιήσει την αναλογία των δύο μορφών αιμοσφαιρίνης και, κατ' επέκταση, να υπολογίσει με ακρίβεια το επίπεδο οξυγόνωσης του αρτηριακού αίματος [1], [2].

2.2.2 Ο Νόμος Beer-Lambert

Η βασική φυσική αρχή που περιγράφει την εξασθένηση της έντασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας καθώς αυτή διαπερνά ένα υλικό μέσο, όπως ο πολύπλοκος βιολογικός ιστός, διατυπώνεται μαθηματικά μέσω του τροποποιημένου νόμου των Beer-Lambert. Ο νόμος αυτός ορίζει ότι η ένταση του μεταδιδόμενου (λαμβανόμενου) φωτός μειώνεται εκθετικά σε σχέση με το πάχος του μέσου και τη συγκέντρωση των ουσιών που απορροφούν την ακτινοβολία, βάσει της εξίσωσης:

$$I = I_0 \cdot e^{-\sum_i \varepsilon_i(\lambda) c_i d} \quad (2.1)$$

Στην παραπάνω μαθηματική διατύπωση, το I αντιπροσωπεύει την τελική ένταση του φωτός που καταφέρνει να διαπεράσει τον ιστό και να προσπέσει στον ανιχνευτή, ενώ το I_0 είναι η αρχική ένταση του προσπίπτοντος φωτός που εκπέμπεται από την πηγή. Η εκθετική απόσβεση καθορίζεται από το γινόμενο τριών θεμελιωδών παραμέτρων για κάθε επιμέρους συστατικό i του μέσου: του ειδικού συντελεστή απορρόφησης (ή μοριακής απορροφητικότητας) $\varepsilon_i(\lambda)$, ο οποίος εξαρτάται άμεσα από το επιλεγμένο μήκος κύματος λ της συγκέντρωσης c_i της εκάστοτε ουσίας (όπως είναι η συγκέντρωση της οξυγονωμένης και αποξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης) και του μήκους της οπτικής διαδρομής d το οποίο ταυτίζεται με το φυσικό πάχος του τμήματος που διαπερνάτε. Η χρήση του αθροίσματος $\sum$ στον εκθέτη της εξίσωσης είναι απολύτως επιβεβλημένη στην περίπτωση της *in-vivo* (σε ζωντανό οργανισμό) παλμικής οξυμετρίας, καθώς ένα περιφερικό σημείο μέτρησης (όπως ο δείκτης του χεριού) δεν συνιστά ένα ιδανικό, ομοιογενές οπτικό μέσο. Αντιθέτως, αποτελεί ένα εξαιρετικά σύνθετο σύστημα πολλαπλών απορροφητών, στο οποίο συνυπάρχουν σταθερά στοιχεία, όπως τα οστά, ο συνδετικός ιστός και το δέρμα, σε συνδυασμό με τον δυναμικά μεταβαλλόμενο όγκο του αρτηριακού και φλεβικού αίματος [1], [21].

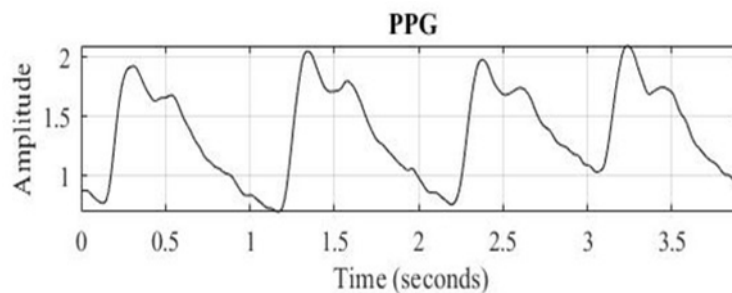
2.2.3 Το Φωτοπληθυσμογραφικό Σήμα (PPG) και οι Συνιστώσες του

Όπως συνάγεται από τον νόμο των Beer-Lambert, η εξασθένηση του φωτός εξαρτάται άμεσα από τη συγκέντρωση των απορροφητών και το μήκος της οπτικής διαδρομής. Ωστόσο, σε ένα ζωντανό βιολογικό σύστημα, αυτά τα μεγέθη δεν είναι απολύτως στατικά. Κατά τη διέλευση της ακτινοβολίας μέσα από ένα περιφερικό σημείο (όπως το ακροδάχτυλο), η συνολική απορρόφηση μεταβάλλεται δυναμικά στον χρόνο, παράγοντας το λεγόμενο Φωτοπληθυσμογραφικό Σήμα (Photoplethysmogram - PPG). Για τη μελέτη της φυσικής του συστήματος, η συνολική οπτική απορρόφηση (συμβολίζεται ως A_{total}) διαχωρίζεται αυστηρά σε δύο διακριτές συνιστώσες: την κυρίαρχη, συνεχή συνιστώσα (DC) και την εξαιρετικά ασθενή, εναλλασσόμενη συνιστώσα (AC) [2], [21]. Μαθηματικά, η λαμβανόμενη ένταση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας $I(t)$ ως συνάρτηση του χρόνου μπορεί να προσεγγιστεί από τη σχέση:

$$I(t) = I_{DC} - I_{AC}(t) \quad (2.2)$$

Η συνεχής συνιστώσα (DC) αντιπροσωπεύει το συντριπτικά μεγαλύτερο ποσοστό του σήματος (άνω του 95%). Προέρχεται από την απορρόφηση του φωτός από όλα τα σταθερά, μη σφυγμικά ανατομικά στοιχεία που παρεμβάλλουν την οπτική διαδρομή. Στοιχεία όπως τα οστά, οι χόνδροι, ο μυϊκός ιστός, η χρωστική του δέρματος (μελανίνη), καθώς και το φλεβικό και τριχοειδικό αίμα, το οποίο ρέει με σταθερό και μη παλμικό ρυθμό [2]. Παράλληλα η εναλλασσόμενη συνιστώσα (AC) παρόλο που

αποτελεί μόλις το 1 έως 2 τοις εκατό της συνολικής οπτικής απορρόφησης, είναι το σημείο ενδιαφέροντος της παλμικής οξυμετρίας, καθώς οφείλεται αποκλειστικά στις δυναμικές μεταβολές του αρτηριακού αίματος. Ο τρόπος που λειτουργεί εξηγείται μέσω της μηχανικής του καρδιαγγειακού συστήματος. Κατά τη συστολική φάση της καρδιάς, μια μάζα (stroke volume) φρέσκου, οξυγονωμένου αίματος ωθείται βίαια στο αρτηριακό δίκτυο, δημιουργώντας το σφυγμικό κύμα. Καθώς αυτό το κύμα φτάνει στις περιφερειακές μικρές αρτηρίες του δαχτύλου, η ελαστικότητα των αγγείων τα αναγκάζει να διογκωθούν προσωρινά για να διαχειριστούν τον επιπλέον όγκο αίματος. Επιστρέφοντας λοιπόν στον Νόμο Beer-Lambert, αυτή η φυσική διόγκωση σημαίνει ότι η οπτική διαδρομή d γίνεται πλέον συνάρτηση του χρόνου $d(t)$, αυξάνοντας τη φυσική απόσταση που πρέπει να διανύσει το φως μέσα στο αίμα. Η αύξηση του όγκου σημαίνει περισσότερα μόρια αιμοσφαιρίνης (c) στην πορεία του φωτός, άρα και μέγιστη απορρόφηση της ακτινοβολίας. Αντιστρόφως, κατά τη διαστολική φάση, η καρδιά χαλαρώνει, η πίεση μειώνεται, τα αγγεία συρρικνώνονται στο αρχικό τους μέγεθος (λόγω της ελαστικής επαναφοράς τους) και η ποσότητα του αίματος στην περιοχή μειώνεται. Συνεπώς, η οπτική απορρόφηση ελαχιστοποιείται και η ένταση του λαμβανόμενου φωτός στον ανιχνευτή φτάνει στο μέγιστο σημείο της [21], [22]. Αυτή η περιοδική διόγκωση και συστολή του αρτηριακού δικτύου είναι αυτή που μετατρέπει (διαμορφώνει) τη συνεχή ροή φωτός των LED σε ένα ημιτονοειδές, εναλλασσόμενο ηλεκτρικό σήμα στην έξοδο της φωτοδιόδου λήψης. Η εξαιρετικά χαμηλή ένταση αυτής της συνιστώσας υπαγορεύει και τις αυστηρές προδιαγραφές που αναλύθηκαν στο κεφάλαιο του υλικού, καθιστώντας επιβεβλημένη τη χρήση προηγμένων ηλεκτρονικών φίλτρων απομόνωσης του θορύβου. Τέλος στο σχήμα 2.1 βλέπουμε τη μορφή του PPG σήματος με βάση [9].



Σχήμα 2.1: Μορφή PPG σήματος

2.2.4 Εξαγωγή του Κορεσμού (Λόγος R)

Όπως έχει ήδη αναλυθεί, η άμεση επίλυση του νόμου Beer-Lambert για τον προσδιορισμό των συγκεντρώσεων της αιμοσφαιρίνης είναι πρακτικά αδύνατη σε κλινικό επίπεδο, καθώς μεταβλητές όπως το μήκος της οπτικής διαδρομής (π.χ. το πάχος του δακτύλου), η χρωματική μελάγχρωση του δέρματος και η αρχική φωτεινή ένταση των LED ποικίλλουν σημαντικά από χρήστη σε χρήστη. Για την απαλοιφή αυτών των άγνωστων και μεταβαλλόμενων παραμέτρων, η μέθοδος της παλμικής οξυμετρίας εφαρμόζει μια τεχνική κανονικοποίησης. Συγκεκριμένα, για καθένα από τα δύο μήκη κύματος εκπομπής (ερυθρό και υπέρυθρο), το πλάτος της εναλλασσόμενης (παλμικής) συνιστώσας AC διαιρείται με την αντίστοιχη συνεχή (σταθερή) συνιστώσα του υποβάθρου DC. Το πηλίκο αυτών των δύο κανονικοποιημένων μεγεθών ορίζει τον θεμελιώδη, αδιάστατο λόγο R και εκφράζεται μαθηματικά ως εξής:

$$R = \frac{AC_{red}/DC_{red}}{AC_{ir}/DC_{ir}} \quad (2.3)$$

Μέσω αυτής της μαθηματικής επεξεργασίας, οι επιδράσεις της έντασης της πηγής και της γεωμετρίας του ιστού ακυρώνονται, και η τιμή του R καθίσταται μια ποσότητα που εξαρτάται σχεδόν αποκλειστικά από την αναλογία οξυγονωμένης και αποξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης στο αρτηριακό αίμα [1], [2]. Ωστόσο, εξαιτίας της πολύπλοκης οπτικής σκέδασης που υφίσταται το φως μέσα στους βιολογικούς ιστούς, δεν υφίσταται ένα απόλυτο θεωρητικό μοντέλο που να συνδέει άμεσα τον λόγο R με το ποσοστό οξυγόνωσης. Η τελική αναγωγή στον αρτηριακό κορεσμό οξυγόνου προκύπτει εμπειρικά, μέσα από εκτεταμένες κλινικές μελέτες βαθμονόμησης σε εθελοντές. Η συσχέτιση ενσωματώνεται στον Μ.Ε. του συστήματος και προσεγγίζεται συνήθως από μια γραμμική (ή ενίοτε πολυωνυμική δεύτερου βαθμού) εξίσωση της μορφής:

$$SpO_2 = A - B \cdot R \quad (2.4)$$

όπου τα A και B αποτελούν σταθερούς, εμπειρικούς συντελεστές, οι οποίοι προσδιορίζονται κατά τον σχεδιασμό της συσκευής και εξαρτώνται άμεσα από τα ακριβή φασματικά χαρακτηριστικά (κεντρικά μήκη κύματος) των φωτοδίοδων που χρησιμοποιούνται στον αισθητήρα [2].

2.3 Σχεδιασμός Αναλογικών Φίλτρων και Επεξεργασία Σήματος

Η λήψη του ακατέργαστου του PPG σήματος από τον αισθητήρα και η αρχική του μετατροπή σε τάση μέσω του κυκλώματος ενίσχυσης, αποτελεί μόνο το πρώτο βήμα της αναλογικής αλυσίδας. Το σήμα εξόδου σε αυτό το στάδιο είναι εξαιρετικά ευάλωτο σε εξωγενείς παρεμβολές και χαρακτηρίζεται από μια εγγενή δυσαναλογία: η ωφέλιμη εναλλασσόμενη συνιστώσα, η οποία φέρει την πληροφορία του αρτηριακού παλμού, είναι τάξεις μεγέθους μικρότερη από τη συνιστώσα συνεχούς τάσης. Επιπλέον, το σήμα αλλοιώνεται από θερμικό θόρυβο παρεμβολές δικτύου ηλεκτροδότησης και την κίνηση του αισθητήρα. Για να καταστεί δυνατή η ακριβής ψηφιοποίηση των σημάτων από τους μετατροπείς αναλογικού σε ψηφιακό (ADC) του Μ.Ε. και κατ'επέκταση ο υπολογισμός του κορεσμού του οξυγόνου και η έμμεση εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης είναι απολύτως επιβεβλημένος ο διαχωρισμός, ο καθαρισμός και η στοχευμένη ενίσχυση των επιμέρους συνιστωσών. Η παρούσα ενότητα αναλύει τον σχεδιασμό και τη μαθηματική μοντελοποίηση των επιμέρους βαθμίδων φιλτραρίσματος που συνθέτουν το Αναλογικό Μπροστινό Άκρο του συστήματος, ακολουθώντας τη φυσική ροή του σήματος.

2.3.1 Απαιτήσεις Σήματος και Φασματική Ανάλυση

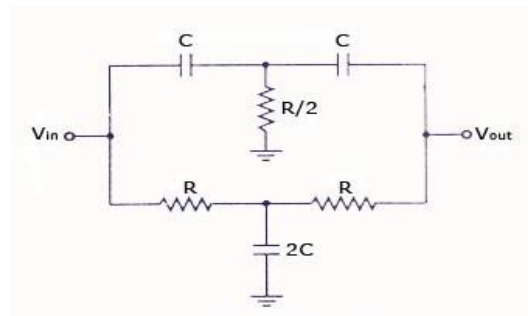
Ο σχεδιασμός οποιουδήποτε συστήματος φιλτραρίσματος προϋποθέτει την πλήρη κατανόηση του φασματικού περιεχομένου τόσο του ωφέλιμου σήματος όσο και των πηγών εξωγενούς θορύβου, μεγέθη τα οποία στην περίπτωση της οπτικής πληθυσμογραφίας καθορίζονται άμεσα από την ανθρώπινη φυσιολογία και το περιβάλλον λειτουργίας. Συγκεκριμένα, ο φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός κυμαίνεται τυπικά από 30 έως 300 παλμούς ανά λεπτό, τοποθετώντας την ωφέλιμη συνιστώσα AC στο στενό φασματικό παράθυρο μεταξύ 0.5 Hz και 5 Hz [1],[21], γεγονός που υπαγορεύει τη χρήση ενός αυστηρού ζωνοπερατού φίλτρου για τη στοχευμένη ενίσχυσή της. Στον αντίποδα, η συνιστώσα DC, η οποία εκπροσωπεί τη σταθερή απορρόφηση των ιστών, εντοπίζεται θεωρητικά στη μηδενική συχνότητα (συνεχής τάση). Ωστόσο, επειδή στην πράξη αλλοιώνεται από αργές φυσιολογικές μεταβολές, όπως οι

αναπνευστικές κινήσεις (συχνότητες μικρότερες των 0.5 Hz), απαιτείται ένα παθητικό βαθυπερατό φίλτρο εξαιρετικά χαμηλής συχνότητας αποκοπής για την εξαγωγή ενός σταθερού υποβάθρου. Τέλος, το σύστημα καλείται να αντιμετωπίσει σημαντικές πηγές ηλεκτρομαγνητικού θορύβου, με κυριότερη την παρεμβολή από το δίκτυο ηλεκτροδότησης και τον τεχνητό φωτισμό στη θεμελιώδη συχνότητα των 50 Hz, καθώς και τον θερμικό θόρυβο υψηλότερων συχνοτήτων. Κατά συνέπεια, η αρχιτεκτονική του αναλογικού άκρου καθίσταται επιτακτικό να περιλαμβάνει ζώνες αυστηρής απόρριψης, μέσω φίλτρων αποκοπής και εξομάλυνσης, προκειμένου να θωρακιστεί η ακεραιότητα του βιοσήματος πριν από την τελική ψηφιοποίηση του [1], [14], [15], [16], [17].

2.3.2 Καταστολή Εξωγενούς Θορύβου: Παθητικό Φίλτρο Απόρριψης Ζώνης (Twin-T Notch Filter)

Μετά την αρχική μετατροπή του φωτορεύματος σε τάση από το κύκλωμα ενίσχυσης το ακατέργαστο σήμα παραμένει εξαιρετικά ευάλωτο σε εξωγενείς παρεμβολές, με κυριότερη τον ηλεκτρομαγνητικό θόρυβο των 50 Hz, ο οποίος απάγεται από το δίκτυο ηλεκτροδότησης και τις διακυμάνσεις του τεχνητού φωτισμού [1]. Για την αποτελεσματική καταστολή αυτής της ανεπιθύμητης συνιστώσας, χωρίς να αλλοιωθεί το ευαίσθητο φασματικό περιεχόμενο του καρδιακού παλμού, υλοποιείται ένα παθητικό φίλτρο απόρριψης ζώνης (Notch Filter) τοπολογίας Διπλού Ταυ (Twin-T) [14], [22]. Η συγκεκριμένη αρχιτεκτονική αποτελείται από δύο παράλληλα δίκτυα σχήματος «T», τα οποία απαιτούν αυστηρή συμμετρία των εξαρτημάτων για τον βέλτιστο συντονισμό τους: ένα βαθυπερατό δίκτυο που φέρει δύο αντιστάσεις R σε σειρά και έναν πυκνωτή διακλάδωσης $2C$ προς τη γείωση, και ένα υψιπερατό δίκτυο με δύο πυκνωτές C σε σειρά και μία αντίσταση διακλάδωσης $R/2$ προς τη γείωση [14]. Το θεωρητικό «μηδενικό» της συχνότητας στη συνάρτηση μεταφοράς του φίλτρου, το οποίο ταυτίζεται με την κεντρική συχνότητα αποκοπής f_0 υπολογίζεται βάσει της εξίσωσης και διακρίνεται με βάσει το σχήμα 2.2 που παρατίθεται παρακάτω:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.5)$$



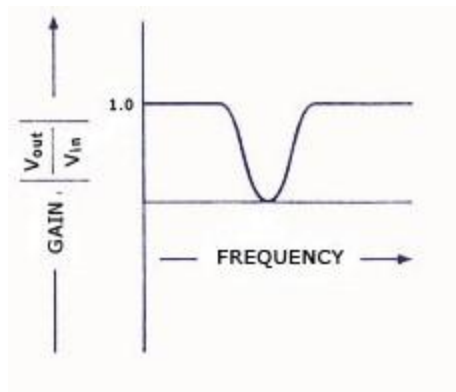
Σχήμα 2.2: Παθητικό Φίλτρο Απόρριψης Ζώνης (Twin-T Notch Filter)

Στην προτεινόμενη σχεδιαστική υλοποίηση (όπως αποτυπώνεται μεταξύ των βαθμίδων U1A και U1B), επιλέχθηκαν $R = 47\text{ k}\Omega$ (R_{21}, R_{22}) αντιστάσεις κλάδου και πυκνωτές $C = 68\text{ nF}$ (C_6, C_7). Για την ικανοποίηση της μαθηματικής συνθήκης συμμετρίας, η αντίσταση διακλάδωσης R_{23} ορίστηκε στα $24\text{ k}\Omega$, τιμή η οποία αποτελεί την πλησιέστερη διαθέσιμη επιλογή σε σχέση με το θεωρητικό ιδανικό των $23.5\text{ k}\Omega$ ($R/2$). Αντίστοιχα, το δίκτυο των πυκνωτών C_5 και C_8 (68 nF έκαστος) παρέχει τη

συνολική, ισοδύναμη χωρητικότητα των 2C. Εφαρμόζοντας τις παραπάνω ονομαστικές τιμές του κυκλώματος στον μαθηματικό τύπο, η πραγματική συχνότητα συντονισμού της ζώνης αποκοπής διαμορφώνεται ως εξής:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \cdot 47 \cdot 10^3 \cdot 68 \cdot 10^{-9}} \approx 49.84 \text{ Hz} \quad (2.6)$$

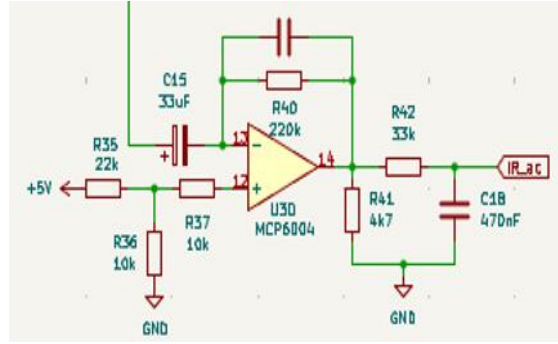
Το αποτέλεσμα αυτό επαληθεύει απόλυτα ότι το παθητικό φίλτρο είναι με εξαιρετική ακρίβεια συντονισμένο ώστε να απορρίπτει τη θεμελιώδη συχνότητα του ευρωπαϊκού δικτύου ηλεκτροδότησης, η γραφική παράσταση του «βυθίσματος» φαίνεται στο σχήμα 2.3. Μέσω αυτής της στοχευμένης εξασθένησης, θωρακίζεται η ακεραιότητα του φωτοπληθυσμογραφικού σήματος και αποτρέπεται ο κόρος των επόμενων σταδίων προτού το σήμα οδηγηθεί στην αποπολυπλεξία και την περαιτέρω ενεργή ενίσχυση [18], [22].



Σχήμα 2.3: Γραφική παράσταση λειτουργίας φίλτρου τύπου Notch

2.3.3 Εξαγωγή Εναλλασσόμενης Συνιστώσας (AC): Ενεργό Ζωνοπερατό Φίλτρο

Η AC συνιστώσα του φωτοπληθυσμογραφικού σήματος εμπεριέχει την κρίσιμη πληροφορία του καρδιακού παλμού, καταλαμβάνοντας τυπικά ένα στενό φασματικό εύρος από 0.5 Hz έως 5 Hz. Λόγω του εξαιρετικά χαμηλού δείκτη διάχυσης, η απομόνωση και η ταυτόχρονη ενίσχυση αυτού του ασθενούς σήματος καθίσταται αναγκαία πριν από την ψηφιοποίησή του [17]. Για τον σκοπό αυτό, σχεδιάστηκε ένα ενεργό ζωνοπερατό φίλτρο, βασισμένο στην αναστρέφουσα τοπολογία τελεστικού ενισχυτή (όπως αποτυπώνεται στις βαθμίδες U3A και U3D) που φαίνεται στο σχήμα 2.3. Η επιλογή των εξαρτημάτων και η διάταξή τους δεν είναι τυχαία, καθώς διαμορφώνουν άμεσα τις σύνθετες αντιστάσεις του κυκλώματος στο πεδίο της μιγαδικής συχνότητας και κατ' επέκταση, την τελική συνάρτηση μεταφοράς.



Σχήμα 2.4: Τοπολογία Ενεργού Ζωνοπερατού Φίλτρου

Στη συγκεκριμένη τοπολογία (2.4), η συνάρτηση μεταφοράς καθορίζεται από τον λόγο της σύνθετης αντίστασης του βρόχου ανάδρασης (Z_{fb}) προς τη σύνθετη αντίσταση της εισόδου (Z_{in}). Στο στάδιο της εισόδου, η αντίσταση R_{in} και ο πυκνωτής C_{in} συνδέονται εν σειρά, δημιουργώντας μια σύνθετη αντίσταση $Z_{in} = R_{in} + 1/(sC_{in})$. Ο πυκνωτής αυτός πρακτικά αποκόπτει τις συνεχείς τάσεις (DC), εισάγοντας την υψιπερατή συμπεριφορά του φίλτρου. Αντίστοιχα, στον βρόχο ανάδρασης, η αντίσταση R_{fb} συνδέεται εν παραλλήλω με τον πυκνωτή C_{fb} σχηματίζοντας τη σύνθετη αντίσταση της διπλανής παράστασης $Z_{fb} = R_{fb} || 1/(sC_{fb})$. Ο πυκνωτής ανάδρασης δρα προοδευτικά ως βραχυκύκλωμα στις υψηλές συχνότητες, μειώνοντας το κέρδος και προσδίδοντας τη βαθυπερατή συμπεριφορά. Αντικαθιστώντας τις αλγεβρικές εκφράσεις αυτών των δύο σύνθετων αντιστάσεων στη βασική εξίσωση του αναστρέφοντος ενισχυτή ($H(s) = -Z_{fb}/Z_{in}$), εξάγεται η πλήρης συνάρτηση μεταφοράς του σταδίου [1], [14]:

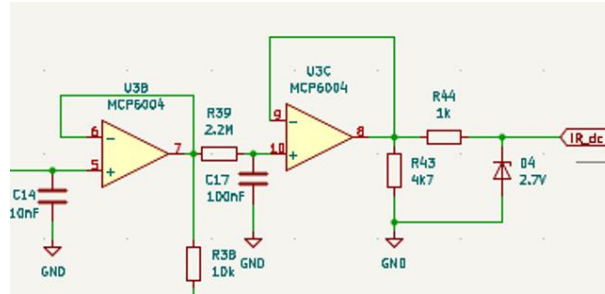
$$H(s) = - \frac{sR_{fb}C_{in}}{(1+sR_{in}C_{in})(1+sR_{fb}C_{fb})} \quad (2.7)$$

Μέσα από αυτή τη μαθηματική μοντελοποίηση, γίνεται σαφές ότι το κέρδος A στη ζώνη διέλευσης ορίζεται αποκλειστικά από τον λόγο R_{fb}/R_{in} . Βάσει των επιλεγμένων εξαρτημάτων του σχεδιασμού το σύστημα ρυθμίζεται ώστε να παρέχει κέρδος $A = 22$. Παράλληλα, οι τιμές αυτές τοποθετούν με ακρίβεια τον πρώτο (υψιπερατό) πόλο στα $f_1 \approx 0.48 \text{ Hz}$ για την αποκοπή των αργών αναπνευστικών μεταβολών, και τον δεύτερο (βαθυπερατό) πόλο στα $f_2 \approx 7.23 \text{ Hz}$ για τον καθορισμό του άνω ορίου του παλμού [1], [14]. Τέλος, για την επιπρόσθετη καταστολή υψίσυχων ηλεκτρονικών θορύβων πριν τη δειγματοληψία, η έξοδος οδηγείται σε ένα ανεξάρτητο παθητικό RC δίκτυο (33 kΩ και 470nF), το οποίο εισάγει με επιτυχία έναν τρίτο πόλο εξασθένησης στα $f_3 \approx 10.26 \text{ Hz}$ [22].

2.3.4 Εξαγωγή Συνεχούς Συνιστώσας (DC): Παθητικό Βαθυπερατό Φίλτρο και Απομόνωση

Παράλληλα με την απομόνωση του καρδιακού παλμού, είναι επιτακτική η ακριβής καταγραφή της συνιστώσας DC του φωτοπληθυσμογραφικού σήματος, καθώς το σταθερό αυτό υπόβαθρο αξιοποιείται ως παρονομαστής για τον υπολογισμό του κανονικοποιημένου λόγου R και την τελική αναγωγή στον αρτηριακό κορεσμό οξυγόνου [1], [2]. Για την εξαγωγή της εν λόγω συνιστώσας το αποπολυπλεγμένο σήμα διέρχεται αρχικά από ένα παθητικό βαθυπερατό φίλτρο RC. Σκοπός του συγκεκριμένου δικτύου

είναι η πλήρης εξομάλυνση και καταστολή της καρδιακής παλμικότητας, κάτι που επιτυγχάνεται με τη χρήση εξαρτημάτων ιδιαίτερα μεγάλων τιμών (2.2 MΩ και 100nF), τα οποία τοποθετούν τη συχνότητα αποκοπής σε εξαιρετικά χαμηλό φασματικό επίπεδο [14]. Παρακάτω επισημαίνεται η τοπολογία του κυκλώματος στο σχήμα 2.5:



Σχήμα 2.5: Τοπολογία Παθητικού Βαθυπερατού Φίλτρου

Η συνάρτηση μεταφοράς τάσης του δικτύου αυτού στο πεδίο της μιγαδικής συχνότητας περιγράφεται από τη σχέση:

$$H_{DC}(s) = -\frac{1}{1+sR_{DC}C_{DC}} \quad (2.8)$$

Η θεωρητική συχνότητα αποκοπής (f_{DC}) καθορίζεται αποκλειστικά από τη σταθερά χρόνου του δικτύου, και βάσει των επιλεγμένων εξαρτημάτων υπολογίζεται ως εξής:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \cdot 2.2 \cdot 10^6 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} \approx 0.72 \text{ Hz} \quad (2.9)$$

Το αποτέλεσμα αυτό αποδεικνύει την ικανότητα του φίλτρου να απορρίπτει σχεδόν ολοκληρωτικά τις συχνότητες του παλμού, διατηρώντας μόνο την αυστηρά συνεχή πληροφορία. Ωστόσο, η χρησιμοποίηση μιας τόσο υψηλής ωμικής αντίστασης (2.2MΩ) καθιστά τον κόμβο εξόδου του φίλτρου εξαιρετικά ευάλωτο σε φαινόμενα φόρτισης [14], [15]. Εάν αυτός ο κόμβος συνδεόταν απευθείας με τον ADC του Μ.Ε., η σχετικά χαμηλή σύνθετη αντίσταση εισόδου του ADC θα δημιουργούσε έναν ανεπιθύμητο διαιρέτη τάσης με την R_{25} αλλοιώνοντας ραγδαία την τελική μετρούμενη τιμή. Για την οριστική επίλυση αυτού του προβλήματος, το φιλτραρισμένο σήμα οδηγείται υποχρεωτικά στις βαθμίδες απομόνωσης U1D και U3C σύμφωνα με το σχήμα 2.4. Οι συγκεκριμένοι τελεστικοί ενισχυτές είναι συνδεδεμένοι ως ακόλουθοι τάσης, μια τοπολογία που χαρακτηρίζεται από μοναδιαίο κέρδος τάσης ($A=1$) πρακτικά άπειρη αντίσταση εισόδου και μηδενική αντίσταση εξόδου [15]. Με αυτόν τον τρόπο, οι απομονωτές δρουν ως ιδανικά ενδιάμεσα στάδια προσαρμογής της σύνθετης αντίστασης, μεταφέροντας την καθαρή, σταθερή τάση DC στον Μ.Ε. χωρίς την παραμικρή απώλεια ή πτώση τάσης.

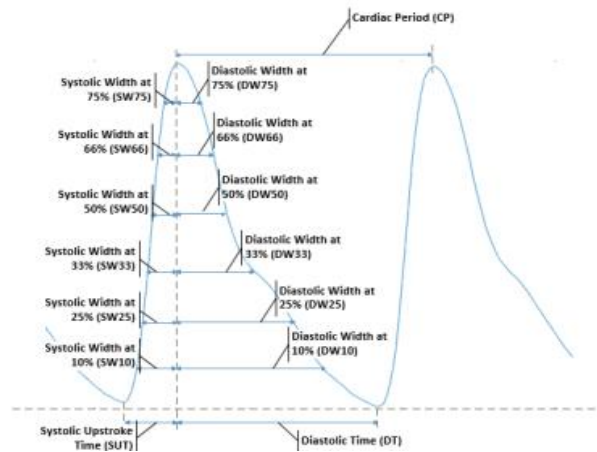
2.4 Ανάλυση Χαρακτηριστικών Σήματος Φωτοπληθυσμογραφίας

Η φωτοπληθυσμογραφία όπως έχουμε αναφέρει και προηγουμένως αποτελεί μια μη επεμβατική, οπτική μέθοδο η οποία χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της ροής του αίματος στο δέρμα και της μεταβολής

του όγκου αυτού στα τριχοειδή αγγεία, κάνοντας χρήση υπέρυθρης ακτινοβολίας. Το παραγόμενο σήμα αντανακλά την κίνηση του αίματος εντός των αγγείων, η οποία διαδίδεται από την καρδιά προς τα άκρα με κυματοειδή μορφή κατά τη διάρκεια κάθε καρδιακού παλμού. Παρότι ιστορικά η μέθοδος του χρόνου διέλευσης παλμού (PTT) χρησιμοποιήθηκε ευρέως για την εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης, απαιτούσε την ταυτόχρονη λήψη δεδομένων από δύο διαφορετικούς αισθητήρες (όπως ΗΚΓ και PPG), γεγονός που καθιστούσε τη διαδικασία πολύπλοκη και επιρρεπή σε σφάλματα συγχρονισμού. Αντιθέτως, σύγχρονες έρευνες αποδεικνύουν ότι η μεμονωμένη ανάλυση της μορφολογίας και της δυναμικής ενός και μόνο σήματος PPG εμπεριέχει κρίσιμες αιμοδυναμικές πληροφορίες, ικανές να τροφοδοτήσουν αλγορίθμους μηχανικής μάθησης για την ακριβή και συνεχή εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης [5], [6], [8]. Προκειμένου να καταστεί εφικτή η εξαγωγή αυτών των πληροφοριών, το ακατέργαστο σήμα οφείλει να υποστεί ψηφιακή επεξεργασία, καθώς συχνά εμπεριέχει θόρυβο χαμηλής συχνότητας, ο οποίος οφείλεται στην αναπνοή, καθώς και υψίσυχνες παρεμβολές από μικροκινήσεις. Η εφαρμογή ενός βαθυπερατού φίλτρου (όπως ενός φίλτρου Butterworth) κρίνεται απαραίτητη για την απομόνωση του ωφέλιμου καρδιαγγειακού σήματος, εξασφαλίζοντας την ακεραιότητα των σημείων καμπής της κυματομορφής. Βασιζόμενοι στο φιλτραρισμένο πλέον σήμα, επιλέχθηκαν τρία θεμελιώδη χαρακτηριστικά για την τροφοδότηση του εκτιμητικού μας μοντέλου: ο Χρόνος Συστολικής Ανόδου (SUT), το Μεσοδιάστημα των Παλμών (IBI) και ο λόγος της δεύτερης παραγώγου (APG) ο (b/a) [8], [9], [10].

2.4.1 Μορφολογία και Εξώθηση: Ο Χρόνος Συστολικής Ανόδου

Ο Χρόνος Συστολικής Ανόδου (Systolic Upstroke Time - SUT) αποτελεί ένα από τα πιο κρίσιμα πρωτεύοντα μορφολογικά χαρακτηριστικά της κυματομορφής του φωτοπληθυσμογραφήματος [9]. Ορίζεται αυστηρά ως το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί από την ελάχιστη τιμή (κοιλάδα ή foot) του παλμικού κύματος (η οποία σηματοδοτεί την έναρξη της συστολικής φάσης της καρδιάς) έως την επίτευξη της απόλυτης συστολικής κορυφής της κυματομορφής (peak) [10]. Από φυσιολογικής και αιμοδυναμικής άποψης, το SUT σχετίζεται άμεσα με τον ρυθμό εξώθησης του αίματος από την αριστερή κοιλία κατά τη διάρκεια της συστολής και την ταχύτητα με την οποία το παραγόμενο κύμα πίεσης και όγκου διαδίδεται μέσω της αορτής στο περιφερικό αγγειακό δίκτυο. Πρόσφατες ανασκοπήσεις τεκμηριώνουν τον υποκείμενο ιατρικό μηχανισμό, εξηγώντας πώς οι αλλαγές στον όγκο του αίματος, τις οποίες καταγράφει οπτικά το οξύμετρο, συνδέονται άμεσα με καταστάσεις όπως η υπέρταση [5]. Η αξιοποίηση του SUT ως καθοριστικού δείκτη (feature) σε αλγόριθμους μηχανικής μάθησης για την εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης δεν είναι τυχαία, στην εικόνα 2.6 παρατηρούμε και τον ακριβή προσδιορισμό του δείκτη από [10].



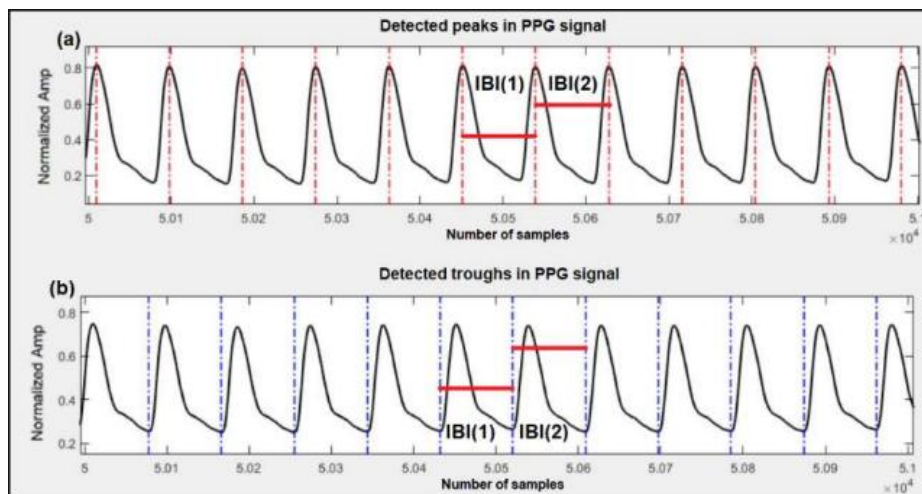
Σχήμα 2.6: Απεικόνιση δείκτη SUT σε σχέση με το σήμα PPG (κάτω αριστερά)

Βασίζεται στο αποδεδειγμένο γεγονός ότι το σχήμα του παλμού περιέχει ενδογενείς πληροφορίες σχετικά με τη δύναμη εξώθησης της καρδιάς και τη συστηματική αγγειακή αντίσταση [7]. Καθώς η συστολική αρτηριακή πίεση μεταβάλλεται, επηρεάζεται η τάση των αγγειακών τοιχωμάτων, γεγονός που με τη σειρά του τροποποιεί τη δυναμική της διάδοσης του κύματος. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα παρατηρήσιμες μεταβολές στον χρόνο που απαιτείται για να φτάσει ο όγκος αίματος στο μέγιστο σημείο του κατά τον καρδιακό κύκλο στην περιφέρεια (π.χ. στο δάκτυλο). Στη βιβλιογραφία αναφέρεται πως το SUT, είτε μόνο του είτε σε συνδυασμό με άλλα μορφολογικά χαρακτηριστικά, μπορεί να χρησιμοποιηθεί με επιτυχία σε συστήματα εκτίμησης αρτηριακής πίεσης, αντικαθιστώντας ακόμη και το παραδοσιακό στάδιο της αρχικής βαθμονόμησης [10]. Ερευνητές έχουν διαπιστώσει εκτενώς ότι ο χρόνος της συστολικής ανόδου αποτελεί έναν από τους πιο ισχυρούς δείκτες, επιτρέποντας σε προηγμένα μοντέλα, όπως τα βαθιά νευρωνικά δίκτυα ή τα δέντρα αποφάσεων, να εξάγουν την υποκείμενη συσχέτιση με την πίεση [6], [7]. Στα πλαίσια της παρούσας μελέτης, η εξαγωγή του SUT απαιτεί αρχικά την εφαρμογή κατάλληλων τεχνικών ψηφιακής επεξεργασίας σήματος για την απομάκρυνση του θορύβου (όπως οι παρεμβολές από μικροκινήσεις) και την εξομάλυνση της κυματομορφής [9]. Με αυτόν τον τρόπο διασφαλίζεται η ακριβής ανίχνευση των ελάχιστων και μέγιστων σημείων κάθε παλμού. Η απόσταση αυτών των σημείων στον άξονα του χρόνου τροφοδοτεί στη συνέχεια το εκπαιδευμένο μοντέλο παλινδρόμησης. Η εισαγωγή του SUT, μέσω αυτού του υπολογισμού, επιτρέπει στο μοντέλο να κατανοήσει και να προσομοιώσει την συχνά πολύπλοκη και μη γραμμική σχέση μεταξύ της μορφολογίας του παλμού PPG και των πραγματικών τιμών της συστολικής πίεσης.

2.4.2 Δυναμική του Καρδιαγγειακού Συστήματος: Το Μεσοδιάστημα των Παλμών

Ενώ τα μορφολογικά χαρακτηριστικά, όπως ο χρόνος συστολικής ανόδου, περιγράφουν τη μηχανική συμπεριφορά του μεμονωμένου παλμού, η μακροπρόθεσμη και βραχυπρόθεσμη συμπεριφορά της αρτηριακής πίεσης καθορίζεται σε μεγάλο βαθμό από τους ρυθμιστικούς μηχανισμούς του Αυτόνομου Νευρικού Συστήματος. Η πληροφορία αυτή αποτυπώνεται με εξαιρετική ακρίβεια στο Μεσοδιάστημα των Παλμών (Interbeat Interval - IBI), το οποίο αντιπροσωπεύει τη χρονική απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών καρδιακών παλμών. Στην αναλυτική προσέγγιση του φωτοπληθυσμογραφήματος, ο υπολογισμός του IBI διαφοροποιείται αναλόγως του τελικού στόχου: μετράται η χρονική διαφορά είτε

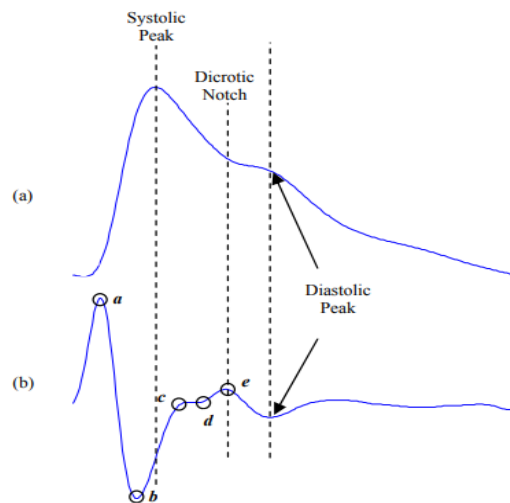
μεταξύ διαδοχικών συστολικών κορυφών (peaks), όταν η ανάλυση στοχεύει στην εκτίμηση της συστολικής πίεσης, είτε μεταξύ διαδοχικών διαστολικών κοιλάδων (troughs) για την εκτίμηση της διαστολικής πίεσης [10]. Η δυναμική του IBI έχει αποδειχθεί ερευνητικά ότι μεταφέρει πολύτιμες πληροφορίες σχετικά με την καρδιαγγειακή λειτουργία, οι οποίες μάλιστα παρουσιάζουν ιδιαίτερη ανθεκτικότητα σε εξωτερικούς παράγοντες, όπως η χρωματική απόχρωση του δέρματος ή η μη βέλτιστη τοποθέτηση του αισθητήρα, συγκριτικά με τα αμιγώς μορφολογικά χαρακτηριστικά. Οι δυναμικές αυτές μεταβολές συνδέονται άμεσα με τις διακυμάνσεις της αρτηριακής πίεσης, γεγονός που καθιστά το IBI και την απόσταση των παλμών έναν από τους πλέον δυνατούς δείκτες (features) για την εκπαίδευση πολύπλοκων μοντέλων μηχανικής μάθησης, όπως τα φασματο-χρονικά βαθιά νευρωνικά δίκτυα [6]. Η εφαρμογή προηγμένων αλγορίθμων ψηφιακής επεξεργασίας και ανίχνευσης κορυφών επιτρέπει την ακριβή εξαγωγή της ακολουθίας των IBI από το αρχικό σήμα, ενσωματώνοντας έτσι την κρίσιμη παράμετρο της "δυναμικής μεταβολής" στον υπολογισμό [10]. Αυτό που καθιστά την ενσωμάτωση του IBI καθοριστική, είναι η συμπληρωματικότητά του με τη μορφολογία του παλμού. Ενώ η μεμονωμένη χρήση μορφολογικών δεδομένων από ένα μόνο σήμα μπορεί ορισμένες φορές να μην εξασφαλίζει επαρκή επίπεδα ακρίβειας, σύγχρονες μελέτες επιβεβαιώνουν ότι η συγχώνευση (fusion) μορφολογικών δεικτών με τα χαρακτηριστικά δυναμικής που προκύπτουν από το IBI, αυξάνει κατακόρυφα τη συνολική ακρίβεια της εκτίμησης [10]. Αυτή η συνδυαστική προσέγγιση επιτρέπει στα μοντέλα παλινδρόμησης να συσχετίσουν τις στιγμιαίες δομικές αλλαγές του αγγείου με τις ευρύτερες νευρολογικές και αιμοδυναμικές αποκρίσεις του οργανισμού, επιτυγχάνοντας μια ολιστική, συνεχής και χωρίς περιβραχιόνιο εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης. Μπορούμε να διακρίνουμε τον δείκτη αυτόν στην παρακάτω εικόνα 2.7 από [8].



Σχήμα 2.7: Απεικόνιση δείκτη IBI σε σχέση με το σήμα PPG

2.4.3 Ανάλυση Δεύτερης Παραγώγου και ο Δείκτης Αγγειακής Σκληρίας

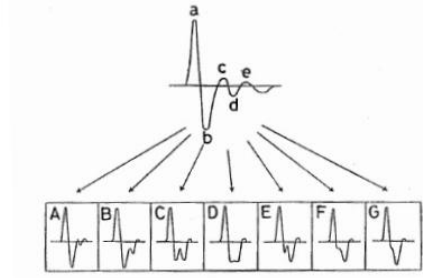
Μία από τις μεγαλύτερες προκλήσεις στην ανάλυση του ακατέργαστου σήματος φωτοπληθυσμογραφίας είναι η δυσκολία ακριβούς εντοπισμού των ανεπαίσθητων σημείων καμπής της κυματομορφής. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί η δικροτική εγκοπή (dicrotic notch), η οποία συχνά εξομαλύνεται ή και εξαφανίζεται εντελώς λόγω της οπτικής και μηχανικής απόσβεσης που προκαλείται κατά τη διέλευση του φωτός μέσα από τους ιστούς [9]. Για την υπέρβαση αυτού του περιορισμού και την αποκάλυψη της κρυφής αιμοδυναμικής πληροφορίας, η επιστημονική κοινότητα εισήγαγε τον υπολογισμό της δεύτερης παραγώγου του σήματος PPG, η οποία είναι ευρέως γνωστή ως Επιταχυνσιόγραμμα (Acceleration Plethysmogram - APG). Η μαθηματική αυτή παραγωγή αναδεικνύει τις υψίσυχνες συνιστώσες του σήματος, διαχωρίζοντας τον παλμό σε πέντε διακριτά κύματα: το κύμα 'a' (πρώιμο συστολικό θετικό κύμα), το κύμα 'b' (πρώιμο συστολικό αρνητικό κύμα), το κύμα 'c' (όψιμο συστολικό επανυξανόμενο), το κύμα 'd' (όψιμο συστολικό επαναμειούμενο) και το κύμα 'e' (πρώιμο διαστολικό θετικό κύμα) [8]. Από το σύνολο αυτών των κυματικών συνιστωσών του επιταχυνσιογράμματος, ο λόγος του πλάτους του αρνητικού κύματος 'b' προς το πλάτος του θετικού



Σχήμα 2.8: Το PPG σήμα που μετράται (a) και (b) η δεύτερη παράγωγος και όλα τα σημεία που μπορούμε να εντοπίσουμε.

κύματος 'a', γνωστός ως δείκτης b/a (Ratio b/a), αποτελεί τον σημαντικότερο και πλέον αξιόπιστο ιατρικό δείκτη, μπορούμε να δούμε όλα τα παραπάνω από το [9] στην εικόνα 2.8.

Θεμελιώδεις κλινικές μελέτες έχουν τεκμηριώσει ότι το πηλίκο b/a συσχετίζεται άμεσα με τη διατασιμότητα των περιφερικών αρτηριών και αντανakλά με ακρίβεια τη γενικότερη αρτηριακή σκληρία του οργανισμού [8]. Όταν η αρτηριακή σκληρία αυξάνεται, μια φυσιολογική μεταβολή που οδηγεί σχεδόν νομοτελειακά σε αύξηση της διαστολικής και της μέσης αρτηριακής πίεσης, η ανακλαστική συμπεριφορά του αγγειακού δέντρου τροποποιείται, γεγονός που αποτυπώνεται στο σήμα APG ως μια σαφής αύξηση της τιμής του δείκτη b/a . Αντίστοιχα, αναφορές στη βιβλιογραφία υποδεικνύουν πως ο σωστός ψηφιακός καθαρισμός του σήματος είναι προαπαιτούμενος ώστε να αποφευχθούν αλλοιώσεις στα πλάτη αυτών των ευαίσθητων κυμάτων από θόρυβο κίνησης τα οποία φαίνονται καθαρά και στο σχήμα 2.9 [9].



Σχήμα 2.9: Κυματομορφές APG και τύποι φωτοπληθυσμογράμματος

Κατά συνέπεια, ο υπολογισμός και η εισαγωγή του δείκτη b/a στο εκπαιδευτικό σύνολο δεδομένων προσδίδει στο σύστημα ένα εξαιρετικά ισχυρό θεωρητικό πλεονέκτημα. Το χαρακτηριστικό αυτό δεν αντιμετωπίζεται από τους αλγόριθμους μηχανικής μάθησης απλώς ως μια αφηρημένη μαθηματική παράμετρος, αλλά ως ένας βαθύτατα φυσιολογικός δείκτης της περιφερικής αγγειακής αντίστασης. Παρέχοντας αυτή την εξειδικευμένη μορφολογική πληροφορία στα μοντέλα παλινδρόμησης, το σύστημα αποκτά την ικανότητα να εκτιμά με υψηλή κλινική ακρίβεια τις διακυμάνσεις της πίεσης, και ιδιαίτερα της διαστολικής συνιστώσας, οι οποίες οφείλονται σε μεταβολές της δομής και της τάσης των αγγειακών τοιχωμάτων [8], συμπληρώνοντας αρμονικά τα δεδομένα που προκύπτουν από το SUT και το IBI.

2.5 Ανάλυση Μοντέλου Μηχανικής Μάθησης (XGBoost)

Το eXtreme Gradient Boosting (XGBoost) αποτελεί μία από τις πλέον προηγμένες και αποδοτικές μεθόδους μηχανικής μάθησης συνόλου. Σε αντίθεση με την προσέγγιση ενός μεμονωμένου δέντρου απόφασης, η αρχιτεκτονική του XGBoost εδράζεται στη φιλοσοφία της ενίσχυσης. Σύμφωνα με αυτή τη μεθοδολογία, το μοντέλο κατασκευάζει ένα πλήθος από δέντρα απόφασης με αυστηρά σειριακό τρόπο. Κάθε νέο δέντρο δεν δημιουργείται ανεξάρτητα, αλλά εκπαιδεύεται στοχευμένα με σκοπό να προβλέψει και να διορθώσει τα υπολειπόμενα σφάλματα των προηγούμενων δέντρων της αλυσίδας. Μέσω αυτής της αθροιστικής και επαναληπτικής διαδικασίας εκμάθησης, το σύνολο των "ασθενών" δέντρων μετατρέπεται τελικά σε έναν εξαιρετικά ισχυρό και ακριβή εκτιμητή, ο οποίος παρουσιάζει κορυφαία ικανότητα στη διαχείριση πολύπλοκων και μη γραμμικών συσχετίσεων [7].

2.5.1 Λειτουργικός Μηχανισμός και Μαθηματική Μοντελοποίηση

Η εκπαίδευση και η λήψη απόφασης του αλγορίθμου XGBoost υλοποιείται μέσω μιας αυστηρά καθορισμένης, διαδοχικής διαδικασίας σταδιακής βελτιστοποίησης, η οποία εκκινεί με τη θέση μιας σταθερής αρχικής τιμής βάσης για όλες τις παρατηρήσεις, όπως ορίζεται από τον αριθμητικό μέσο όρο της αρτηριακής πίεσης του συνόλου εκπαίδευσης. Αμέσως μετά, για κάθε βιολογικό δείγμα υπολογίζεται το υπολειπόμενο σφάλμα, το οποίο αντιπροσωπεύει τη μαθηματική απόκλιση της τρέχουσας πρόβλεψης από την πραγματική, κλινικά μετρούμενη τιμή, καθορίζοντας έτσι τον νέο στοχευμένο προσανατολισμό για την επόμενη φάση. Στο τρέχον βήμα t , κατασκευάζεται ένα νέο δέντρο απόφασης $f_t(x_i)$ το οποίο εστιάζει αποκλειστικά στην πρόβλεψη αυτού του εναπομείναντος

σφάλματος, μια διαδικασία που εκφράζεται μαθηματικά μέσω της ελαχιστοποίησης της ακόλουθης αντικειμενικής σχέσης 2.10:

$$\mathcal{L}^{(t)} = \sum_{i=1}^n l(y_i, \hat{y}_i^{(t-1)} + f_t(x_i)) + \Omega(f_t) \quad (2.10)$$

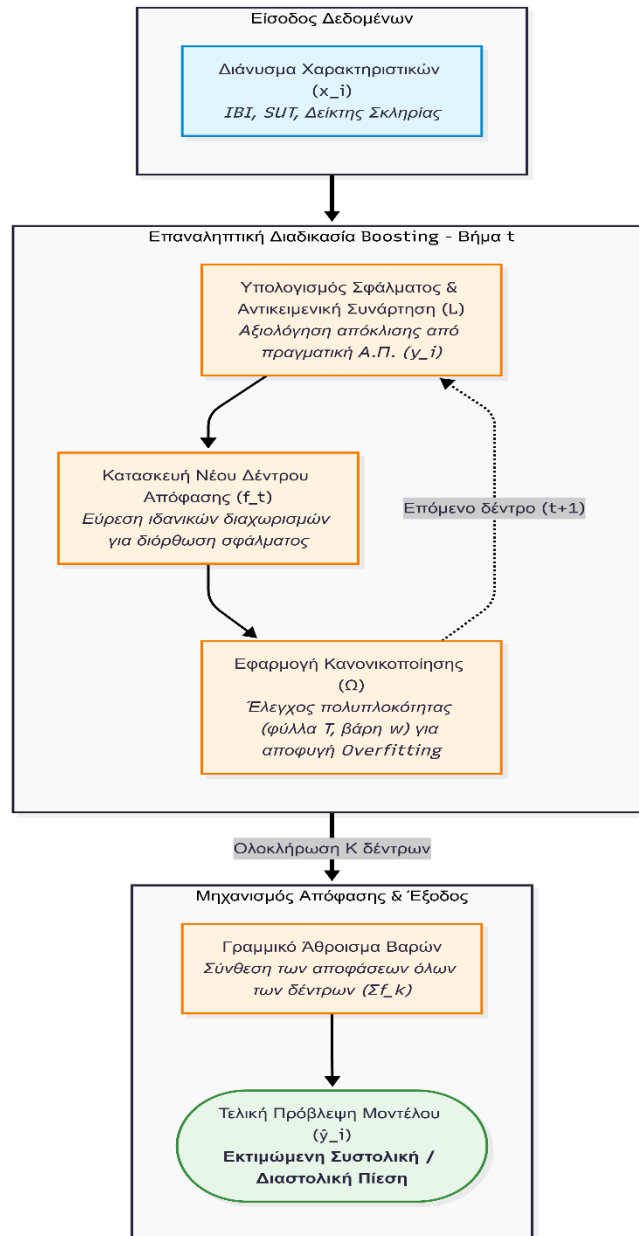
όπου ο όρος l αποτελεί τη διαφορίσιμη συνάρτηση απώλειας μεταξύ της πραγματικής πίεσης y_i και της νέας εκτίμησης, η οποία προκύπτει από την προσθήκη της συνεισφοράς του τρέχοντος δέντρου στην αθροιστική πρόβλεψη των προηγούμενων σταδίων $\hat{y}_i^{(t-1)}$. Προκειμένου να διασφαλιστεί ότι το υπό κατασκευή δέντρο αφομοιώνει την πραγματική υποκείμενη φυσιολογία του καρδιαγγειακού συστήματος και δεν απομνημονεύει τον τυχαίο θόρυβο των δεδομένων, ο αλγόριθμος εισάγει έναν αυστηρό μηχανισμό ποινής για τον έλεγχο της πολυπλοκότητας της δομής του, ο οποίος εκφράζεται μέσω του όρου κανονικοποίησης (σχέση 2.11):

$$\Omega(f_t) = \gamma T + \frac{1}{2} \lambda \|\omega\|^2 \quad (2.11)$$

με τις παραμέτρους T και ω να περιορίζουν αντίστοιχα τον συνολικό αριθμό των τελικών φύλλων και το μέγεθος των αντίστοιχων βαρών τους [7]. Αυτή η αλληλουχία υπολογισμού σφάλματος, προσαρμογής και κανονικοποίησης επαναλαμβάνεται κυκλικά για ένα προκαθορισμένο πλήθος K δέντρων, έτσι ώστε κατά τη φάση της πραγματικής λειτουργίας, όταν το διάλυμα χαρακτηριστικών x_i ενός νέου χρήστη εισάγεται στο σύστημα, να διατρέχει διαδοχικά τους βελτιστοποιημένους διαχωρισμούς όλων των επιμέρους δομών, με την τελική προβλεπόμενη αρτηριακή πίεση να υπολογίζεται άμεσα ως το γραμμικό άθροισμα των βαρών όλων των τελικών φύλλων στα οποία κατέληξε το δείγμα με τη σχέση 2.12:

$$\hat{y}_i = \sum_{k=1}^K f_k(x_i) \quad (2.12)$$

Η συγκεκριμένη βηματική και αθροιστική αρχιτεκτονική επιτρέπει τελικά στο μοντέλο να εντοπίζει και να αξιοποιεί ακόμα και τις πιο ανεπαίσθητες μορφολογικές διακυμάνσεις του φωτοπλεθυσμογραφικού σήματος, μεταφράζοντάς τες με υψηλή πιστότητα σε έγκυρες αιμοδυναμικές τιμές [7]. Παρακάτω μπορούμε να κατανοήσουμε τον αλγόριθμο διαβάζοντας και το διάγραμμα ροής στο σχήμα 2.10:



Σχήμα 2.10: Διάγραμμα ροής αλγορίθμου του Μοντέλου XGBoost, παρατηρείται η λογική ακολουθία για την δημιουργία δέντρων απόφασης

2.5.2 Εφαρμογή στην Εκτίμηση της Αρτηριακής Πίεσης και Σύνοψη Μεθοδολογίας

Στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας, η προαναφερθείσα αρχιτεκτονική του αλγορίθμου XGBoost προσαρμόζεται ειδικά για την επίλυση του προβλήματος της αναίμακτης και συνεχούς εκτίμησης της Συστολικής και Διαστολικής Αρτηριακής Πίεσης, υπερβαίνοντας τους πρακτικούς περιορισμούς των παραδοσιακών, περιχειριδικών σφυγμομανομέτρων. Αντί να τροφοδοτείται άμεσα με το ακατέργαστο παλμικό κύμα, το μοντέλο δέχεται ως είσοδο ένα αυστηρά βελτιστοποιημένο διάνυσμα χαρακτηριστικών, το οποίο εξάγεται από το ψηφιακά φιλτραρισμένο φωτοπληθυσμογραφικό σήμα (PPG) και τη δεύτερη παράγωγό του (APG) [9]. Βασικά μορφολογικά χαρακτηριστικά, όπως το μεσοδιάστημα παλμών (IBI), ο χρόνος συστολικής ανόδου (SUT) και ο δείκτης σκληρίας των αγγείων (ο οποίος αποτυπώνεται μέσω του λόγου b/a από την APG), δεν αποτελούν απλές μαθηματικές παραμέτρους, αλλά λειτουργούν ως ισχυροί, φυσιολογικοί δείκτες της αρτηριακής ελαστικότητας και

της συνολικής καρδιακής παροχής [6], [8], [10]. Ο αλγόριθμος εκπαιδεύεται με σκοπό να "αποκωδικοποιεί" την εξαιρετικά πολύπλοκη και μη γραμμική σχέση μεταξύ αυτών των οπτικών διακυμάνσεων του όγκου του αίματος και της πραγματικής μηχανικής αντίστασης του καρδιαγγειακού συστήματος [5], [7]. Ωστόσο, είναι θεμελιώδες να τονιστεί ότι η προβλεπτική ικανότητα οποιουδήποτε μοντέλου Μηχανικής Μάθησης εξαρτάται απόλυτα από την ποιότητα και την ακεραιότητα των δεδομένων εισόδου. Σε αυτό ακριβώς το σημείο αναδεικνύεται η κρίσιμη αξία της συνολικής αρχιτεκτονικής του συστήματος. Συνοψίζοντας το σύνολο του θεωρητικού υποβάθρου της εργασίας, καθίσταται σαφές ότι η αξιοπιστία της τελικής ιατρικής μέτρησης δεν βασίζεται σε ένα μεμονωμένο ψηφιακό στάδιο, αλλά σε μια αδιάσπαστη, συνεργατική αλυσίδα επεξεργασίας. Η διαδικασία εκκινεί από τους θεμελιώδεις κανόνες της οπτικής φυσικής και την απορρόφηση του φωτός στους ιστούς (Νόμος Beer-Lambert). Στη συνέχεια, διασχίζει τον απαιτητικό, προσαρμοσμένο σχεδιασμό του αναλογικού προστινίου άκρου, όπου τα παθητικά φίλτρα απόρριψης ζώνης και τα ενεργά ζωνοπερατά φίλτρα αναλαμβάνουν τον στοχευμένο διαχωρισμό των συνιστωσών AC/DC, θωρακίζοντας το ευαίσθητο ωφέλιμο σήμα από τον εξωγενή ηλεκτρομαγνητικό θόρυβο. Η αλυσίδα αυτή κορυφώνεται τελικά με την εφαρμογή των αλγορίθμων XGBoost, οι οποίοι λειτουργούν ως η ανώτερη ψηφιακή νοημοσύνη του συστήματος: γεφυρώνουν με επιτυχία τον κόσμο του αναλογικού υλικού με την προηγμένη ανάλυση δεδομένων, μετατρέποντας το απομονωμένο βιοσήμα σε μια ολοκληρωμένη και κλινικά αξιοποιήσιμη μέτρηση ζωτικών παραμέτρων.

2.6 Επίλογος

Στο παρόν κεφάλαιο θεμελιώθηκε το πλήρες θεωρητικό και επιστημονικό υπόβαθρο πάνω στο οποίο βασίζεται η λειτουργία και η ανάπτυξη του συστήματος της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Ακολουθώντας μια λογική αλληλουχία, από τον φυσικό κόσμο έως την ψηφιακή νοημοσύνη, αναλύθηκε ο τρόπος με τον οποίο οι ανθρώπινες αιμοδυναμικές ιδιότητες καταγράφονται, απομονώνονται από τον θόρυβο και μεταφράζονται σε κλινικά αξιοποιήσιμη πληροφορία. Αρχικά, η προσέγγιση εκκίνησε από την οπτική φυσική και τις αρχές της φωτοπληθυσμογραφίας. Μέσω της ερμηνείας του Νόμου Beer-Lambert και της εκλεκτικής απορρόφησης της ακτινοβολίας από τα είδη της αιμοσφαιρίνης, τεκμηριώθηκε η αναγκαιότητα αυστηρού διαχωρισμού του λαμβανόμενου σήματος σε δύο διακριτές συνιστώσες: την παλμική (AC), η οποία αντανακλά τη δυναμική αλλαγή του αρτηριακού όγκου, και τη συνεχή (DC), η οποία εκπροσωπεί το σταθερό οπτικό υπόβαθρο των ιστών. Δεδομένου ότι το ωφέλιμο βιοσήμα είναι εγγενώς ασθενές και εξαιρετικά ευάλωτο σε ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές, η ανάλυση μεταφέρθηκε στο επίπεδο του ηλεκτρονικού σχεδιασμού. Εκεί αναδείχθηκε ο νευραλγικός ρόλος της αναλογικής επεξεργασίας. Εξηγήθηκε μαθηματικά και λειτουργικά πώς η συνδυαστική χρήση παθητικών φίλτρων απόρριψης ζώνης για την εξάλειψη του θορύβου των 50 Hz, και ενεργών ζωνοπερατών φίλτρων για τη στοχευμένη ενίσχυση του παλμού, εγγυάται τη μέγιστη δυνατή ακεραιότητα των δεδομένων πριν την ψηφιοποίησή τους. Η εννοιολογική ροή του κεφαλαίου κορυφώθηκε με τη μετάβαση από το φυσικό υλικό στη σφαίρα των αλγορίθμων και της Μηχανικής Μάθησης. Έχοντας εξασφαλίσει ένα καθαρό και αξιόπιστο ψηφιακό σήμα, περιγράφεται ο τρόπος με τον οποίο εξάγονται από αυτό κρίσιμα μορφολογικά χαρακτηριστικά, με έμφαση στη δεύτερη παράγωγό του (APG). Στη συνέχεια, αναλύθηκε ο μηχανισμός λειτουργίας του αλγορίθμου XGBoost, ο οποίος μέσω της επαναληπτικής κατασκευής δέντρων απόφασης αναλαμβάνει την "αποκωδικοποίηση" αυτών των δεικτών παράγοντας τελικά μια ακριβή, αναίμακτη εκτίμηση της Συστολικής και Διαστολικής Αρτηριακής Πίεσης. Καταλήγοντας, καταδεικνύεται η απόλυτη αλληλεξάρτηση των επιμέρους σταδίων του έργου: η ιατρική φυσική ορίζει τους κανόνες της μέτρησης, ο αναλογικός σχεδιασμός εξασφαλίζει την ποιότητα της μεταφερόμενης πληροφορίας, και τα μοντέλα τεχνητής νοημοσύνης προσδίδουν τη διαγνωστική αξία. Έχοντας εδραιώσει αυτή τη στέρεη επιστημονική βάση, το σύστημα είναι πλέον έτοιμο να περάσει από τη θεωρία στην πράξη, ανοίγοντας τον δρόμο για την πρακτική υλοποίηση του υλικού και την ανάπτυξη του λογισμικού στα επόμενα κεφάλαια.

Κεφάλαιο 3ο: Ανάλυση, Σκοπιμότητα και Μελέτη Ιδέας

3.1 Εισαγωγή

Η επιστήμη της μηχανικής αποκτά τη μέγιστη αξία της όταν η θεωρητική γνώση μετουσιώνεται σε απτές, τεχνολογικές λύσεις που απαντούν σε πραγματικά προβλήματα. Έχοντας εδραιώσει στο προηγούμενο κεφάλαιο το απαραίτητο θεωρητικό, κυκλωματικό και αλγοριθμικό υπόβαθρο, το παρόν κεφάλαιο λειτουργεί ως η στρατηγική γέφυρα προς την πρακτική υλοποίηση της συσκευής. Στόχος αυτού του τμήματος είναι να τεκμηριώσει πλήρως την κλινική και τεχνολογική αναγκαιότητα του προτεινόμενου συστήματος αναίμακτης μέτρησης ζωτικών παραμέτρων. Αρχικά, αναλύεται η κεντρική ιδέα και η σκοπιμότητα της κατασκευής, αναδεικνύοντας το τεχνολογικό κενό που έρχεται να καλύψει. Στη συνέχεια, παρατίθεται μια κριτική σύγκριση της εξεταζόμενης μεθόδου έναντι των παραδοσιακών διαγνωστικών πρακτικών, όπως τα κλασικά σφυγμομανόμετρα βραχίονα και τα συστήματα 24ωρης καταγραφής (Holter). Επιπρόσθετα, το κεφάλαιο καθορίζει το πλαίσιο αξιολόγησης του συστήματος, ορίζοντας τις στατιστικές μετρικές και τα διεθνή πρότυπα με τα οποία κρίνεται η ακρίβεια και η επιτυχία των μοντέλων Μηχανικής Μάθησης. Τέλος, πραγματοποιείται μια αντικειμενική αποτίμηση της υλοποίησης, καταγράφοντας τα σημαντικά πλεονεκτήματα που προσφέρει η αρχιτεκτονική του, καθώς και τους εγγενείς τεχνολογικούς περιορισμούς που καλείται να αντιμετωπίσει ο σχεδιασμός σε πραγματικές συνθήκες λειτουργίας.

3.2 Ανάλυση της Προτεινόμενης Ιδέας και Σκοπιμότητα

Προσεγγίζοντας ένα από τα σημαντικότερα σημεία της παρούσας διπλωματικής εργασίας, παρουσιάζεται πλέον πλήρως η εικόνα και η αρχιτεκτονική του τελικού συστήματος. Αντλώντας τα απαραίτητα εφόδια από την εκτενή θεωρητική ανάλυση του προηγούμενου κεφαλαίου, καθίσταται δυνατή η εις βάθος παρουσίαση της λειτουργίας του προτεινόμενου υβριδικού συστήματος παρακολούθησης. Ο θεμελιώδης σκοπός της υλοποίησης έγκειται στην καινοτόμο ενοποίηση δύο διακριτών ιατρικών οργάνων σε μία ενιαία, συμπαγή διάταξη. Η σύγκλιση αυτή στοχεύει αφενός στην κατακόρυφη βελτίωση της ποιότητας ζωής του ασθενούς, μέσω της απαλλαγής του από πολλαπλά και δυσκίνητα ιατρικά εξαρτήματα, και αφετέρου στη δραστική μείωση του συνολικού κόστους κτήσης για τους τελικούς χρήστες. Όπως έχει ήδη επισημανθεί στο εισαγωγικό σκέλος, αξίζει να υπογραμμιστεί εκ νέου ότι η καρδιά της εργασίας εστιάζει στην ανάπτυξη ενός προηγμένου παλμικού οξυμέτρου. Η συγκεκριμένη συσκευή, υπερβαίνοντας τη συμβατική λειτουργία της οξυμετρίας, διαθέτει την ικανότητα να προσδιορίζει την αρτηριακή πίεση με ικανοποιητική ακρίβεια, καταργώντας πλήρως την ανάγκη χρήσης παραδοσιακού σφυγμομανόμετρου. Ο αρχικός στόχος επικεντρώθηκε στην αξιοποίηση τεχνικών μηχανικής μάθησης για τον αυτόματο προσδιορισμό της πίεσης, σε ένα σύστημα που αντλεί την πρωτογενή πληροφορία του αποκλειστικά από την αλληλεπίδραση του φωτός με τους ιστούς. Η αναδιαμόρφωση του αναλογικού κυκλώματος, η οποία επέτρεψε τον αυστηρό διαχωρισμό του υπέρυθρου και του ερυθρού σήματος, αποτέλεσε το κλειδί για την ευκολότερη ανάλυση και εξαγωγή των απαραίτητων δεικτών, συγκριτικά με τις δυσκολίες που παρουσιάζει η επεξεργασία ενός ενιαίου σήματος φωτοπληθυσμογραφίας (PPG). Η πορεία ανάπτυξης, η κατασκευή των συνόλων δεδομένων και η αξιοποίησή τους, αν και στηρίχθηκε στη διαθέσιμη βιβλιογραφία [6], [7], [9], [10], ανέδειξε τις εγγενείς δυσκολίες του εγχειρήματος. Η πραγματικότητα της μηχανικής κατά την επεξεργασία πολύπλοκων βιοσημάτων επιβάλλει την αντιμετώπιση αυστηρών τεχνολογικών περιορισμών, ιδιαίτερα όσον αφορά τις δυνατότητες των μοντέλων μηχανικής μάθησης σε ενσωματωμένα συστήματα. Η

υφιστάμενη βιβλιογραφία προτείνει πληθώρα μεθοδολογιών και δεκάδες διαφορετικούς μορφολογικούς δείκτες για την ανάλυση του σήματος PPG και την εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης. Εντούτοις, για την αποφυγή της υπολογιστικής ασφυξίας του συστήματος, κρίθηκε επιβεβλημένη η δραστηκή μείωση της πολυπλοκότητας. Πέραν των φυσιολογικών λόγων που υπαγόρευσαν την επιλογή συγκεκριμένων δεικτών (όπως το IBI, το SUT και ο δείκτης σκληρίας των αγγείων), η επιλογή αυτή εξυπηρέτησε τη μείωση της διάστασης του προβλήματος, απομονώνοντας μόνο τα πλέον βαρύνοντα χαρακτηριστικά βάσει των ερευνών [5], [8], [9]. Σύμφωνα με τη μελέτη [6], η επίτευξη μιας απόλυτα αυτόνομης και καθολικής μέτρησης της αρτηριακής πίεσης προϋποθέτει τη δημιουργία εξατομικευμένων αλγορίθμων που αναλύουν ακατέργαστα ολόκληρη την κυματομορφή του σήματος PPG, απαιτώντας ωστόσο τεράστιους υπολογιστικούς πόρους για την τροφοδότηση ενός τόσο «βαρύ» υπολογιστικού συστήματος. Αντιμέτωποι με αυτούς τους κατασκευαστικούς περιορισμούς σε επίπεδο φορητής συσκευής, και δεδομένου ότι η αρχική, γενικευμένη προσέγγιση πρόβλεψης δεν προσέγγισε τα αυστηρά κλινικά πρότυπα, η παρούσα εργασία χάραξε ένα εναλλακτικό, ρεαλιστικό μονοπάτι βασισμένο στη μηχανική χαρακτηριστικών. Ο στόχος επαναπροσδιορίστηκε: η στρατηγική μετατοπίστηκε από την «τυφλή, καθολική πρόβλεψη» στην «έξυπνη, εξατομικευμένη παρακολούθηση», υιοθετώντας τη μεθοδολογία της αρχικής χειροκίνητης βαθμονόμησης. Υπό αυτό το νέο πρίσμα, ο τελικός χρήστης αναλαμβάνει την ευθύνη να εισάγει αρχικά τα προσωπικά του δεδομένα (ονοματεπώνυμο) και μια έγκυρη, αρχική μέτρηση της αρτηριακής του πίεσης στο σύστημα. Από εκείνη τη στιγμή και έπειτα, το μοντέλο χρησιμοποιεί αυτή τη βάση αναφοράς για να παρακολουθεί και να υπολογίζει τις μελλοντικές μεταβολές της πίεσης, επιτρέποντας την αδιάλειπτη χρήση του τελικού προϊόντος χωρίς καμία περαιτέρω παρέμβαση. Η εφαρμογή, η οποία αναλύεται εκτενώς σε επόμενο κεφάλαιο, κατοχυρώνει μία θέση για τον χρήστη, διατηρώντας μια ασφαλή βάση δεδομένων με την πορεία της υγείας του. Το λογισμικό έχει μάλιστα σχεδιαστεί με διττό προσανατολισμό, εξυπηρετώντας τις ανάγκες τόσο του ιδιώτη όσο και του θεράποντος ιατρού, μέσω ειδικά διαμορφωμένων διεπαφών και επιλογών. Συνοψίζοντας την προτεινόμενη ιδέα, προκειμένου να παραχθεί μια απολύτως καθαρή εικόνα στον αναγνώστη, η παρούσα διπλωματική εργασία αξιοποίησε στο έπακρο τα διαθέσιμα υλικά μέσα και τη σύγχρονη βιβλιογραφία [9], αναδεικνύοντας τη μηχανική μάθηση ως ένα ισχυρό, υποστηρικτικό εργαλείο. Το τελικό αποτέλεσμα είναι ένα λειτουργικό σύστημα ταυτόχρονης εξαγωγής του αρτηριακού κορεσμού οξυγόνου (SpO₂), καταγραφής του καρδιακού παλμού και συνεχούς παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης μέσω μιας αρχικής, εξατομικευμένης βαθμονόμησης. Κύριο μέλημα της υλοποίησης παραμένει η ενοποίηση αυτών των ιατρικών λειτουργιών σε έναν φορητό κόμβο, η ελαχιστοποίηση της πολυπλοκότητας χρήσης και η αύξηση της ακρίβειας στην άντληση ζωτικών πληροφοριών για την υγεία του ασθενούς.

3.3 Σύγκριση με Υφιστάμενες Διαγνωστικές Μεθόδους

Η τρέχουσα κλινική πρακτική για την παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης εδράζεται παραδοσιακά στη χρήση κλινικών ή οικιακών σφυγμομανόμετρων, τα οποία απαιτούν την τοποθέτηση περιχειρίδας στον βραχίονα του ασθενούς. Είτε λειτουργούν με την ακουστική μέθοδο (ανίχνευση ήχων Korotkoff) είτε με την ευρέως διαδεδομένη ταλαντωσιμετρική μέθοδο (ανίχνευση μεταβολών πίεσης στον αεροθάλαμο), οι συσκευές αυτές παρέχουν αξιόπιστες ενδείξεις, ωστόσο παρουσιάζουν σημαντικούς λειτουργικούς και πρακτικούς περιορισμούς. Ο κυριότερος περιορισμός των συμβατικών συστημάτων εντοπίζεται στη μηχανική συμπίεση των αρτηριών. Η διαδικασία αυτή είναι συχνά άβολη, προκαλεί παροδική δυσφορία και παρέχει μόνο μια "στιγμιαία" αποτύπωση της αιμοδυναμικής κατάστασης. Επιπλέον, στο κλινικό περιβάλλον, η ίδια η διαδικασία της μέτρησης και η παρουσία του ιατρικού

προσωπικού προκαλούν συχνά υποσυνείδητο άγχος στον ασθενή, οδηγώντας στο φαινόμενο της «Υπέρτασης Λευκής Μπλούζας» (White-Coat Hypertension). Το φαινόμενο αυτό δημιουργεί μια ψευδή κλινική εικόνα, καθώς η συστολική πίεση μπορεί να καταγραφεί τεχνητά αυξημένη κατά 15 έως 20 mmHg σε σχέση με τα πραγματικά, καθημερινά επίπεδα του ατόμου, ένα φαινόμενο που, σύμφωνα με τις κλινικές οδηγίες, επηρεάζει από 15% έως και 40% του πληθυσμού [88], [89]. Για την αντιμετώπιση αυτού του σφάλματος, η ιατρική κοινότητα καταφεύγει συχνά σε συστήματα 24ωρης καταγραφής (Holter πίεσης / ABPM) [88]. Αν και τα συστήματα αυτά προσφέρουν μια πιο ολοκληρωμένη εικόνα της ημερήσιας διακύμανσης, υπολείπονται σε εργονομία. Οι περιοδικές, αυτόματες συμπίεσεις της περιχειρίδας (π.χ. ανά 30 λεπτά) διακόπτουν βίαια τον ύπνο του ασθενούς, προκαλώντας δυσφορία και μεταβάλλοντας ακούσια τον φυσιολογικό κirkάδιο ρυθμό της αρτηριακής πίεσης. Στον αντίποδα, το προτεινόμενο σύστημα μέτρησης αλλάζει ριζικά τον διαγνωστικό παράγοντα, εισάγοντας μια υβριδική προσέγγιση παρακολούθησης όπως έχουμε αναφέρει και σε προηγούμενα κεφάλαια [5],[21]. Αξιοποιώντας την οπτική τεχνολογία της φωτοπληθυσμογραφίας σε συνδυασμό με την αρχική, εξατομικευμένη βαθμονόμηση από τον χρήστη, εξαλείφει πλήρως την ανάγκη μηχανικής συμπίεσης του άκρου. Η διαδικασία καθίσταται απολύτως αθόρυβη, ανώδυνη και διακριτική, επιτρέποντας τη λήψη μετρήσεων στην άνεση του οικείου περιβάλλοντος και μηδενίζοντας πρακτικά τα στατιστικά σφάλματα που σχετίζονται με το ιατρικό στρες [89]. Μπορούμε να συνοψίσουμε τα παραπάνω στον πίνακα 3.1. Παράλληλα, ενσωματώνει σύγχρονες δυνατότητες δικτύωσης, υποστηρίζοντας την άμεση και συνεχή μετάδοση των παραγόμενων δεδομένων σε απομακρυσμένο διακομιστή (Web Server) για την απομακρυσμένη παρακολούθηση, μια δυνατότητα που απουσιάζει από την πλειονότητα των παραδοσιακών συσκευών.

Πίνακας 3.1: Σύνοψη των πλεονεκτημάτων/ μειονεκτημάτων της εκάστοτε τεχνολογίας βάσει [88],[89]

Τεχνικό / Κλινικό Χαρακτηριστικό	Κλασικό Σφυγμομανόμετρο	Σύστημα 24ωρου Holter	Προτεινόμενο Σύστημα (PPG + AI)
Μηχανισμός Λήψης	Μηχανική συμπίεση (Περιχειρίδα)	Μηχανική συμπίεση (Περιχειρίδα)	Οπτική ανίχνευση (Cuffless / χωρίς Περιχειρίδα)
Άνεση Ασθενούς	Χαμηλή (Άσκηση πίεσης)	Μέτρια έως Χαμηλή (Διαταραχή ύπνου)	Πολύ Υψηλή (Απουσία μηχανικής παρέμβασης)
Ρυθμός Μέτρησης	Στιγμαία (Διακριτές μετρήσεις)	Περιοδική (Ανά προκαθορισμένα διαστήματα)	Συνεχής / Κατ' απαίτηση (Βάσει βαθμονόμησης)
Επίδραση "Λευκής Μπλούζας"	Υψηλή (έως και στο 40% των περιπτώσεων)	Χαμηλή	Μηδενική (Αθόρυβη, φορετή λειτουργία)
Διασύνδεση & IoT	Συνήθως αυτόνομες συσκευές (Καμία)	Τοπική αποθήκευση (Ετεροχρονισμένη λήψη)	Άμεση μετάδοση (Web Server / Cloud)

3.3.1 Στατιστικές Μετρικές Αξιολόγησης Σφάλματος

Η αξιολόγηση της ακρίβειας ενός συστήματος συνεχούς, μη επεμβατικής εκτίμησης της αρτηριακής πίεσης απαιτεί τη χρήση αυστηρών στατιστικών μετρικών, οι οποίες ποσοτικοποιούν την απόκλιση μεταξύ των εκτιμώμενων τιμών του μοντέλου μηχανικής μάθησης και των πραγματικών τιμών αναφοράς. Στη διεθνή βιβλιογραφία της βιοϊατρικής τεχνολογίας, η απλή αναφορά του μέσου σφάλματος δεν κρίνεται επαρκής, καθώς τα θετικά και αρνητικά σφάλματα ενδέχεται να αλληλοαναιρούνται, δημιουργώντας την ψευδαίσθηση υψηλής ακρίβειας. Για τον λόγο αυτό, η παρούσα μελέτη υιοθετεί ένα σύνθετο πλέγμα μετρικών, ικανό να αναδείξει τόσο τη συστηματική απόκλιση όσο και τη διασπορά των σφαλμάτων. Η πρωταρχική μετρική που χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της κλινικής ακρίβειας είναι το Μέσο Απόλυτο Σφάλμα (Mean Absolute Error - MAE). Το MAE υπολογίζει τον μέσο όρο των απόλυτων διαφορών μεταξύ των προβλεπόμενων και των πραγματικών τιμών αρτηριακής πίεσης, οριζόμενο μαθηματικά με τον τύπο 3.1:

$$MAE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |y_i - \hat{y}_i| \quad (3.1)$$

Η επιλογή της συγκεκριμένης μετρικής είναι θεμελιώδης, καθώς εκφράζει με άμεσο και γραμμικό τρόπο το μέγεθος του σφάλματος σε χιλιοστά της στήλης υδραργύρου (mmHg), καθιστώντας την ευθέως ερμηνεύσιμη από το ιατρικό προσωπικό. Ωστόσο, στην ιατρική παρακολούθηση, η ύπαρξη μεμονωμένων αλλά μεγάλων σφαλμάτων μπορεί να αποβεί κριτικής σημασίας για την υγεία του ασθενούς. Για την ποσοτικοποίηση αυτού του κινδύνου, καθίσταται απαραίτητος ο υπολογισμός της Ρίζας του Μέσου Τετραγωνικού Σφάλματος (Root Mean Square Error - RMSE):

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y}_i)^2} \quad (3.2)$$

Όπου N αντιπροσωπεύει το συνολικό πλήθος των μετρήσεων στο σύνολο αξιολόγησης, y_i συμβολίζει την πραγματική τιμή της αρτηριακής πίεσης (όπως μετρήθηκε από τη συσκευή αναφοράς) και $\hat{y}_i$ την εκτιμώμενη τιμή από το μοντέλο για την εκάστοτε μέτρηση i . Αντίθετα με το MAE, το RMSE υψώνει τις επιμέρους αποκλίσεις στο τετράγωνο πριν τον υπολογισμό του μέσου όρου, επιβάλλοντας κατ' αυτόν τον τρόπο "ποινή" στα μεγάλα σφάλματα.

Παράλληλα, για την πλήρη συμμόρφωση με τα διεθνή ιατρικά πρότυπα, η στατιστική ανάλυση οφείλει να συμπεριλάβει τον υπολογισμό του Μέσου Σφάλματος (Mean Error - ME) και της Τυπικής Απόκλισης του Σφάλματος (Standard Deviation of Error - SDE). Το Μέσο Σφάλμα αναδεικνύει την ύπαρξη συστηματικής μεροληψίας στο μοντέλο:

$$ME = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y}_i) \quad (3.3)$$

Ενώ η Τυπική Απόκλιση του Σφάλματος εκφράζει τον βαθμό διασποράς των σφαλμάτων γύρω από αυτόν τον μέσο όρο:

$$SDE = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N ((y_i - \hat{y}_i) - ME)^2} \quad (3.4)$$

Ο συνδυασμός αυτών των τεσσάρων μεγεθών αποτελεί τον βασικό άξονα αξιολόγησης των ρυθμιστικών αρχών, προσφέροντας μια πλήρη και αδιάψευστη εικόνα για την αξιοπιστία και την επαναληψιμότητα των μετρήσεων του συστήματος υπό ρεαλιστικές συνθήκες.

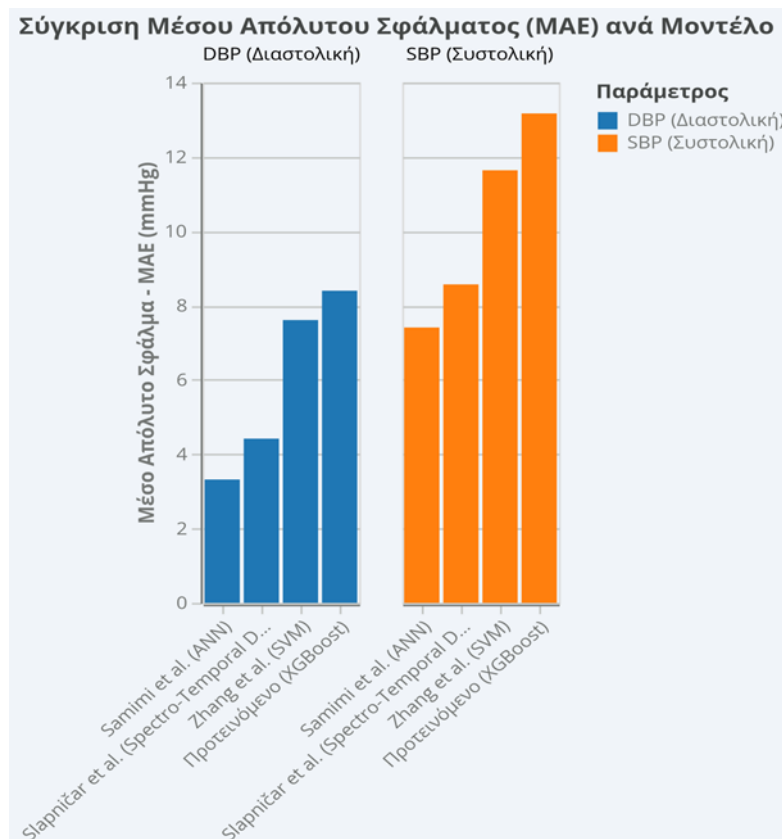
3.3.2 Αποτελέσματα Αξιολόγησης και η Αρχική Βαθμονόμηση

Η αξιολόγηση της προτεινόμενης μεθοδολογίας πραγματοποιήθηκε στο ανεξάρτητο υποσύνολο ελέγχου, προκειμένου να καταγραφεί η εγγενής προγνωστική ικανότητα του αλγορίθμου XGBoost πριν από την εφαρμογή οποιασδήποτε εξατομικευμένης διόρθωσης. Η σύγκριση των "ακατέργαστων" προβλέψεων του συστήματος με τα διεθνή πρότυπα κλινικής αποδοχής, καθώς και με κορυφαίες προσεγγίσεις της σύγχρονης βιβλιογραφίας, συνοψίζεται στον Πίνακα 3.2.

Πίνακας 3.2: Συγκριτική αξιολόγηση σφάλματος συστήματος προ-βαθμονόμησης έναντι της διεθνούς βιβλιογραφίας [6], [8], [10].

Μοντέλο / Πρότυπο	Παράμετρος	Μέσο Σφάλμα (ME)	MAE (mmHg)	Τυπική Απόκλιση (SD)
Πρότυπο AAMI [90]	SBP & DBP	$\leq \pm 5.0$	-	≤ 8.0
Slapničar et al. (Spectro-Temporal DNN) [6]	SBP (Συστολική)	-	8.57	-
Slapničar et al. (Spectro-Temporal DNN) [6]	DBP (Διαστολική)	-	4.42	-
Samimi et al. (ANN) [10]	SBP (Συστολική)	-4.02	7.41	10.40
Samimi et al. (ANN) [10]	DBP (Διαστολική)	-0.31	3.32	4.89
Zhang et al. (SVM) [8]	SBP (Συστολική)	-	11.64	8.20
Zhang et al. (SVM) [8]	DBP (Διαστολική)	-	7.61	6.78
Προτεινόμενο (XGBoost)	SBP (Συστολική)	0.45	13.17	16.72
Προτεινόμενο (XGBoost)	DBP (Διαστολική)	-0.01	8.40	10.54

Όπως παρατηρείται από τα εξαγόμενα αποτελέσματα, το Μέσο Σφάλμα (ME) του προτεινόμενου συστήματος αγγίζει σχεδόν το μηδέν (0.45 mmHg για τη συστολική και 0.01 mmHg για τη διαστολική). Το γεγονός αυτό αποτελεί σημαντικό πλεονέκτημα, καθώς επιβεβαιώνει ότι ο αλγόριθμος δεν πάσχει από συστηματική μεροληψία υπερεκτίμησης ή υποεκτίμησης. Ωστόσο, το Μέσο Απόλυτο Σφάλμα (MAE) του XGBoost κυμαίνεται στα 13.17 mmHg για τη Συστολική και στα 8.40 mmHg για τη Διαστολική πίεση, με την Τυπική Απόκλιση (SD) να ανέρχεται στα 16.72 και 10.54 mmHg αντίστοιχα, υπερβαίνοντας το αυστηρό όριο των 8.0 mmHg που θέτει το πρότυπο AAMI [90] για τις ιατρικές συσκευές. Η αντιπαράβολή με τη βιβλιογραφία είναι αποκαλυπτική. Πολύπλοκες αρχιτεκτονικές, όπως το Φασματο-Χρονικό Βαθύ Νευρωνικό Δίκτυο (Spectro-Temporal DNN) του Slapničar et al. [6], επιτυγχάνουν αξιοσημείωτα χαμηλότερα MAE (8.57 mmHg SBP / 4.42 mmHg DBP), εκμεταλλευόμενες τον τεράστιο όγκο δεδομένων και την αυτόματη εξαγωγή χιλιάδων κρυφών χαρακτηριστικών από την πλήρη κυματομορφή. Αντίστοιχα, μοντέλα που βασίζονται σε Τεχνητά Νευρωνικά Δίκτυα (όπως του Samimi et al. [10]) ή Μηχανές Διανυσμάτων Υποστήριξης (όπως του Zhang et al. [8]) παρουσιάζουν επίσης χαμηλότερες αποκλίσεις πριν τη βαθμονόμηση. Οι τιμές αυτές αναδεικνύουν έναν θεμελιώδη περιορισμό της απομονωμένης χρήσης "ελαφριών" αλγορίθμων μηχανικής μάθησης σε ενσωματωμένα συστήματα τηλεμετρίας: την αδυναμία πρόβλεψης του εξατομικευμένου σημείου αναφοράς με βάση μόνο τρία μορφολογικά χαρακτηριστικά. Τα χαρακτηριστικά που εξάγονται (όπως το SUT, το IBI και ο δείκτης b/a) αντικατοπτρίζουν με εξαιρετική ακρίβεια τις δυναμικές μεταβολές (ΔP) της αρτηριακής πίεσης, τα παραπάνω οπτικοποιούνται στο παρακάτω σχήμα 3.1.



Σχήμα 3.1: Σύνοψη στατιστικών αποτελεσμάτων

Εντούτοις, οι απόλυτες αρχικές τιμές της πίεσης εξαρτώνται από ενδογενείς παράγοντες του κάθε ασθενούς, όπως η ηλικία, η διατομή των αγγείων και η αορτική σκληρία, παράγοντες οι οποίοι δεν είναι ανακτήσιμοι αποκλειστικά από τον οπτικό αισθητήρα, εξηγώντας τη δυσκολία του XGBoost να "μαντέψει" την αρχική μετατόπιση της καμπύλης. Για την υπέρβαση αυτού του εμποδίου, έναντι των εξαιρετικά ενεργοβόρων προσεγγίσεων των Βαθιών Νευρωνικών Δικτύων, η αρχιτεκτονική του παρόντος συστήματος ενσωματώνει ένα απαραίτητο στάδιο αρχικής βαθμονόμησης. Η εισαγωγή μιας αρχικής τιμής αναφοράς λειτουργεί ως σταθερά απόσβεσης, η οποία αφαιρεί μαθηματικά το στατικό σφάλμα που προκύπτει από τα ανατομικά χαρακτηριστικά του εκάστοτε χρήστη. Μετά την εφαρμογή της βαθμονόμησης, το μοντέλο XGBoost απελευθερώνεται από το βάρος της εκτίμησης του απόλυτου σημείου έναρξης και επικεντρώνεται αποκλειστικά στην παρακολούθηση των δυναμικών μεταβολών, εξαλείφοντας δραστικά την αρχική απόκλιση και καθιστώντας το σύστημα ένα κλινικά αξιόπιστο εργαλείο.

3.4 Επίλογος

Η εκτενής στατιστική ανάλυση και αξιολόγηση του προτεινόμενου αλγορίθμου καταδεικνύει την ικανότητα της μηχανικής μάθησης να αποκωδικοποιεί πολύπλοκα φαινόμενα αιμοδυναμικής μέσα από ένα και μόνο οπτικό σήμα. Η επιλογή των τριών στοχευμένων δεικτών, του Χρόνου Συστολικής Ανόδου (SUT), του Μεσοδιαστήματος (IBI) και του λόγου της δεύτερης παραγώγου (Ratio b/a) αποδείχθηκε ικανή να τροφοδοτήσει το μοντέλο XGBoost με την απαραίτητη πληροφορία για την παρακολούθηση της αγγειακής αντίστασης και της καρδιακής παροχής. Τα "ακατέργαστα" (προ-βαθμονόμησης) αποτελέσματα επιβεβαίωσαν έναν από τους πιο κρίσιμους περιορισμούς που αντιμετωπίζει η σύγχρονη έρευνα στα συστήματα εκτίμησης πίεσης χωρίς περιχειρίδα: την αδυναμία γενίκευσης του απόλυτου σημείου αναφοράς σε έναν ετερογενή πληθυσμό. Αν και τεχνολογίες αιχμής, όπως τα Φασματο-Χρονικά Βαθιά Νευρωνικά Δίκτυα, μειώνουν εν μέρει αυτό το αρχικό σφάλμα, το επιτυγχάνουν εις βάρος της υπολογιστικής πολυπλοκότητας, καθιστώντας την εφαρμογή τους απαγορευτική σε φορητές συσκευές πραγματικού χρόνου. Αντιθέτως, η αρχιτεκτονική που προκρίνεται στην παρούσα εργασία αντιμετωπίζει αυτόν τον περιορισμό με ρεαλισμό, ενσωματώνοντας ένα στάδιο αρχικής κλινικής βαθμονόμησης. Η εισαγωγή αυτού του εξατομικευμένου δείκτη βαθμονόμησης μετατρέπει τον αλγόριθμο από έναν ασταθή εκτιμητή απόλυτων τιμών σε έναν εξαιρετικά ακριβή ιχνηλάτη δυναμικών μεταβολών (ΔΡ) εναρμονίζοντας το σύστημα με τα αυστηρά όρια ανοχής που επιβάλλουν φορείς όπως το AAMI [90]. Το σημαντικότερο, ωστόσο, συμπέρασμα αυτής της αξιολόγησης είναι η επίτευξη μιας χρυσής τομής μεταξύ ιατρικής αξιοπιστίας και υπολογιστικής αποδοτικότητας. Η απόρριψη των "βαριών" μοντέλων βαθιάς μάθησης υπέρ των δέντρων απόφασης (XGBoost), διασφαλίζει ότι ο πυρήνας της επεξεργασίας παραμένει ελαφρύς. Όπως επιβεβαιώνεται και από τις πιο πρόσφατες βιβλιογραφικές τάσεις, αυτή η σχεδιαστική φιλοσοφία είναι το απόλυτο προαπαιτούμενο για τη μετάβαση από τις θεωρητικές προσομοιώσεις λογισμικού στις πραγματικές ενσωματωμένες ηλεκτρονικές διατάξεις. Με την αλγοριθμική και στατιστική θεμελίωση του συστήματος να έχει πλέον ολοκληρωθεί και τεκμηριωθεί, το επίκεντρο της μελέτης μετατοπίζεται στην πρακτική υλοποίηση αυτής της θεωρίας. Στα κεφάλαια που ακολουθούν, αναλύεται διεξοδικά η φυσική αρχιτεκτονική της διάταξης, από τον σχεδιασμό των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων και την προγραμματιστική διαχείριση του Μ.Ε., έως την ανάπτυξη του τηλεμετρικού οικοσυστήματος για την ασύρματη μετάδοση και αποθήκευση των ιατρικών δεδομένων.

Κεφάλαιο 4ο: Σχεδιασμός και Ανάλυση Αναλογικού Συστήματος

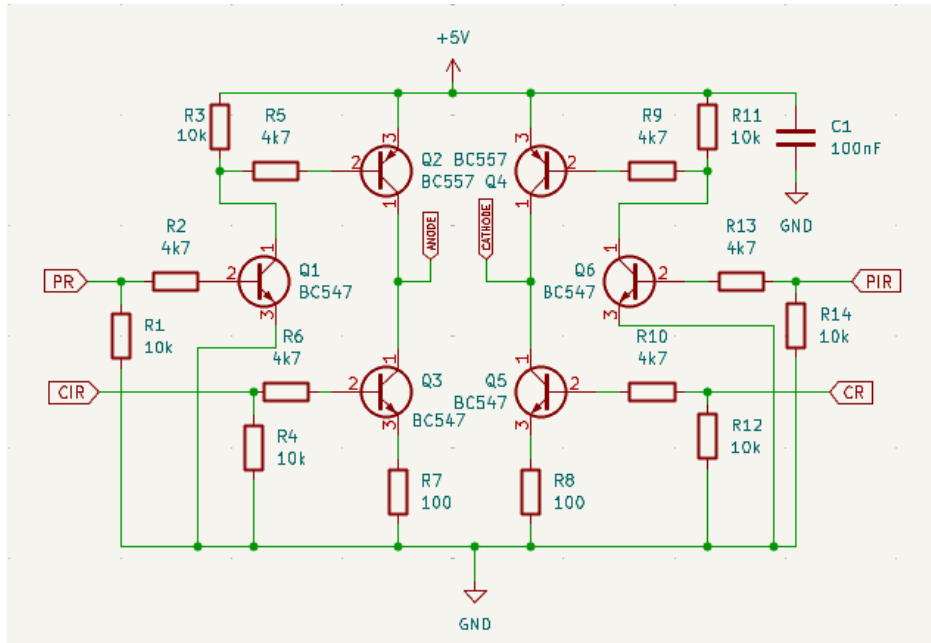
4.1 Εισαγωγή

Το παρόν κεφάλαιο εστιάζει στον σχεδιασμό και την ανάλυση του αναλογικού συστήματος το οποίο αποτελεί τον θεμέλιο λίθο της κατασκευής. Όπως έχει αναδειχθεί εκτενώς κατά τη θεωρητική μελέτη, η αξιοπιστία των αλγορίθμων μηχανικής μάθησης και η ακρίβεια της τελικής ιατρικής μέτρησης εξαρτώνται απόλυτα από την ποιότητα του εισερχόμενου βιοσήματος [5], [7]. Συνεπώς, το αναλογικό κύκλωμα καλείται να λειτουργήσει ως η κρίσιμη γέφυρα μεταξύ της υποκείμενης φυσιολογίας του ανθρώπινου ιστού και του ψηφιακού περιβάλλοντος επεξεργασίας. Για την επίτευξη του βέλτιστου λόγου σήματος προς θόρυβο (SNR) και την επιτυχή απομόνωση των αιμοδυναμικών χαρακτηριστικών, η αρχιτεκτονική του υλικού υλοποιεί μια αυστηρά καθορισμένη και γραμμική αλυσίδα επεξεργασίας [9]. Η διαδικασία εκκινεί από τον ακριβή χρονικό έλεγχο (οδήγηση) των πηγών φωτοεκπομπής, όπου το ερυθρό και το υπέρυθρο φως εκπέμπονται εναλλάξ μέσω εξειδικευμένου κυκλώματος, διασφαλίζοντας την αποφυγή αλληλοεπικάλυψης των οπτικών φασμάτων [1], [11]. Στη συνέχεια, το σύνθετο αναλογικό σήμα που ανακλάται από τους ιστούς και συλλέγεται από τον αισθητήρα οδηγείται σε ένα κύκλωμα αποπολυπλεξίας, το οποίο αναλαμβάνει τον διαχωρισμό της πληροφορίας σε δύο διακριτά και ανεξάρτητα κανάλια μέτρησης [1],[14],[15]. Ακολούθως, κάθε οπτικό κανάλι διασπάται περαιτέρω στις δομικές του συνιστώσες μέσω ενός προσεκτικά σχεδιασμένου δικτύου ενεργών και παθητικών φίλτρων: απομονώνεται η παλμική συνιστώσα (AC), που απεικονίζει τη δυναμική μεταβολή του αρτηριακού όγκου, και η σταθερή συνιστώσα (DC), που αντιπροσωπεύει το οπτικό υπόβαθρο της μέτρησης [21], [22]. Τέλος, τα διαχωρισμένα πλέον σήματα υπόκεινται σε ένα τελικό στάδιο προσαρμογής τάσης. Μέσω της χρήσης ακόλουθων τάσης και διόδων προστασίας, τα ωφέλιμα σήματα ενισχύονται και θωρακίζονται προκειμένου να τροφοδοτηθούν με απόλυτη ηλεκτρική ασφάλεια και μέγιστη ανάλυση στον Αναλογικό σε Ψηφιακό Μετατροπέα (ADC) του Μ.Ε. Στις ενότητες που έπονται, αναλύεται σε βάθος η λειτουργία του κάθε επιμέρους υποσυστήματος και τεκμηριώνεται ηλεκτρονικά η επιλογή των εξαρτημάτων που απαρτίζουν την κατασκευή.

4.2 Κύκλωμα Οδήγησης Σημάτων

Η ακριβής καταγραφή του φωτοπληθυσμογραφικού σήματος προϋποθέτει την απόλυτα ελεγχόμενη και χρονικά διαχωρισμένη εκπομπή φωτός από τις δύο διαφορετικές πηγές (Ερυθρό και Υπέρυθρο LED). Δεδομένου ότι χρησιμοποιείται ένας κοινός αισθητήρας (φωτοδίοδος) για τη λήψη της ανακλώμενης ή διερχόμενης ακτινοβολίας, είναι επιτακτική η εφαρμογή πολυπλεξίας στον χρόνο, ώστε να αποφευχθεί η αλληλοεπικάλυψη των οπτικών φασμάτων και να καταστεί εφικτός ο μετέπειτα διαχωρισμός των σημάτων. Ο ρόλος αυτός επιτελείται από το κύκλωμα οδήγησης, το οποίο λειτουργεί ως μια ελεγχόμενη γέφυρα μεταγωγής ρεύματος [1]. Όπως προκύπτει από τη σχηματική απεικόνιση 4.1, η τοπολογία του κυκλώματος βασίζεται σε ένα δίκτυο διπολικών τρανζίστορ επαφής (BJT), συνδυάζοντας διατάξεις τύπου NPN (BC547) και PNP (BC557), το σύνολο των υλικών σημειώνεται στον πίνακα 5.1. Η συγκεκριμένη αρχιτεκτονική τύπου γέφυρας (H-bridge) επιλέχθηκε προκειμένου να οδηγήσει ένα πακέτο διπλής διόδου εκπομπής, όπου το ερυθρό (R-LED) και το υπέρυθρο (IR-LED) είναι συνδεδεμένα αντιπαράλληλα. Μέσω αυτής της συνδεσμολογίας, η εναλλαγή της πηγής φωτός επιτυγχάνεται αποκλειστικά με την αναστροφή της φοράς του ρεύματος που διαρρέει τον κεντρικό κλάδο, μειώνοντας τον αριθμό των απαιτούμενων καλωδιώσεων προς τον αισθητήρα. Η λειτουργία των τρανζίστορ, τα οποία άγονται στην περιοχή του κόρου λειτουργώντας ως ταχείς ηλεκτρονικοί διακόπτες, ελέγχεται απευθείας από τέσσερα διακριτά σήματα ελέγχου που παράγει ο Μ.Ε.:

P_{IR} , P_R , C_{IR} και C_R [1]. Βάσει του διαγράμματος χρονισμού, το σύστημα λειτουργεί σε επαναλαμβανόμενους κύκλους όπου η κάθε πηγή ενεργοποιείται για ένα αυστηρά καθορισμένο χρονικό παράθυρο διάρκειας 0.5 ms. Μεταξύ των ενεργοποιήσεων μεσολαβεί ένα χρονικό κενό ώστε να διασφαλιστεί η πλήρης απόσβεση του φωτός και η αποφυγή φαινομένων διαφωνίας μεταξύ των καναλιών.



Σχήμα 4.1: Κύκλωμα Οδήγησης Σημάτων [1]

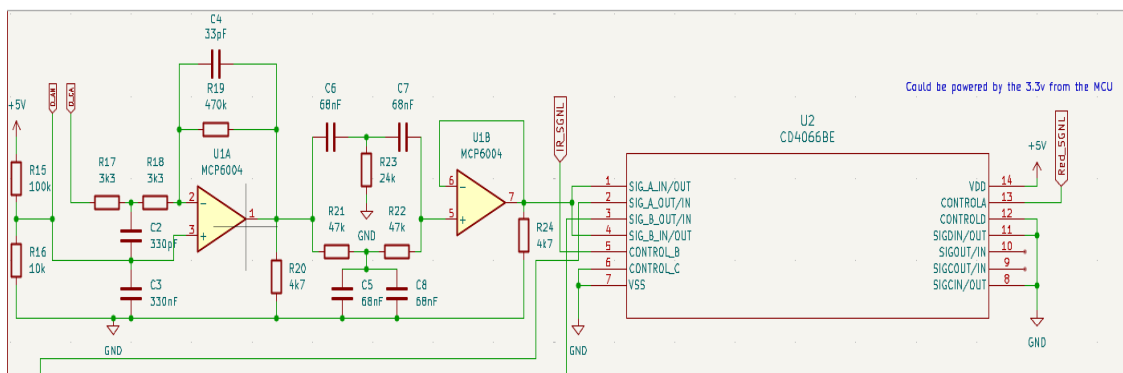
Μια ιδιαίτερα σημαντική σχεδιαστική παράμετρος του κυκλώματος είναι η χρήση υψίσυχνου σήματος φορέα (carrier). Κατά τη διάρκεια του παραθύρου των 0.5 ms που το εκάστοτε LED είναι ενεργό, η οδήγηση δεν γίνεται με συνεχή τάση, αλλά διαμορφώνεται μέσω των σημάτων C_{IR} και C_R σε συχνότητα 20 kHz. Η τεχνική αυτή της διαμόρφωσης εύρους παλμών (PWM) σε υψηλή συχνότητα εξυπηρετεί διττό σκοπό: αφενός επιτρέπει τον ακριβή έλεγχο της φωτεινής έντασης (αποτρέποντας τον κορεσμό του αισθητήρα) και αφετέρου περιορίζει τη μέση καταναλωμένη ισχύ, προστατεύοντας τα οπτοηλεκτρονικά στοιχεία από θερμική καταπόνηση. Οι αντιστάσεις R_1 και R_2 (των 100 Ω) στον συλλέκτη των τρανζίστορ εξόδου λειτουργούν ως τελικά στοιχεία περιορισμού του ρεύματος ορθής φοράς, διασφαλίζοντας την ασφαλή λειτουργία των διόδων εντός των κατασκευαστικών τους ορίων [1], [11], [14].

Πίνακας 4.1: Λίστα υλικών κυκλώματος οδήγησης φωτοεκπομπής.

Τύπος Εξαρτήματος	Χαρακτηριστικά / Τιμή	Πλήθος	Αναγνωριστικά Σχηματικού
Τρανζίστορ (NPN)	BC547	4	Q1, Q3, Q5, Q6
Τρανζίστορ (PNP)	BC557	2	Q2, Q4
Αντίσταση	10kΩ	6	R1, R3, R4, R11, R12, R14
Αντίσταση	4.7kΩ	6	R2, R5, R6, R9, R10, R13
Αντίσταση	100Ω	2	R7, R8
Πυκνωτής	100nF	1	C1
Σύνδεσμος	DE9_Plug (9-pin)	1	J1

4.3 Προενίσχυση και Αποπολυπλεξία Σήματος

Η φωτοδίοδος συλλέγει τη διερχόμενη ή ανακλώμενη οπτική ακτινοβολία από τον ιστό και παράγει ένα ασθενές ρεύμα (i_{ph}), το οποίο περιέχει, χρονικά πολυπλεγμένη, την πληροφορία τόσο της ερυθρής όσο και της υπέρυθρης συνιστώσας. Σαν βάση της συζήτησης θα έχουμε το σχήμα 4.2 που τοποθετείται παρακάτω. Το πρώτο κρίσιμο στάδιο αναλογικής επεξεργασίας αφορά τη μετατροπή αυτού του ρεύματος σε μετρήσιμη τάση (Current-to-Voltage - C/V) και την αρχική του προενίσχυση. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω του τελεστικού ενισχυτή U1A (MCP6004), ο οποίος, σε συνδυασμό με το δίκτυο ανάδρασης, λειτουργεί ως ενισχυτής διασύνθετης αντίστασης (Transimpedance Amplifier). Ακολουθεί ένα επιπρόσθετο στάδιο ενεργού βαθυπερατού φιλτραρίσματος γύρω από τον ενισχυτή U1B, το οποίο απορρίπτει τον υψίσυχο θόρυβο και αποτρέπει φαινόμενα αναδίπλωσης φάσματος, εξομαλύνοντας το σήμα και προετοιμάζοντάς το για τη φάση του διαχωρισμού [1]. Δεδομένου ότι το προενισχυμένο σήμα (το οποίο στο 4.2 επισημαίνεται ως IR_SGNL) παραμένει ένα σύνθετο, χρονικά πολυπλεγμένο μίγμα των δύο οπτικών μηκών κύματος, καθίσταται αναγκαία η αποπολυπλεξία του. Η λειτουργία αυτή αναλαμβάνεται από το ολοκληρωμένο κύκλωμα CD4066BE (U2), το οποίο ενσωματώνει τέσσερις ανεξάρτητους, διπλής κατεύθυνσης αναλογικούς διακόπτες. Το εν λόγω εξάρτημα λειτουργεί πρακτικά ως ένα κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης (Sample and Hold - S/H), έχοντας ως αποστολή να δρομολογήσει το κοινό αναλογικό σήμα εισόδου σε δύο διακριτές, φυσικές εξόδους [11]. Η κρίσιμη παράμετρος για την επιτυχή λειτουργία αυτού του σταδίου είναι ο αυστηρός χρονικός συγχρονισμός. Οι ακροδέκτες ελέγχου του αναλογικού διακόπτη (όπως ο $CONTROL_A$) οδηγούνται απευθείας από τον Μ.Ε., σε απόλυτη φασική συμφωνία με τα σήματα οδήγησης των LED (P_R και P_{IR}). Ειδικότερα, κατά τη διάρκεια του χρονικού παραθύρου των 0.5 ms που εκπέμπει, για παράδειγμα, το ερυθρό LED, ο αντίστοιχος διακόπτης του CD4066BE τίθεται σε κατάσταση αγωγής, επιτρέποντας στην τάση να περάσει στο αντίστοιχο κανάλι. Μόλις η φωτεινή πηγή απενεργοποιηθεί (εισερχόμενη στον νεκρό χρόνο του 1.5 ms), ο διακόπτης ανοίγει, απομονώνοντας τη γραμμή ώστε να μην καταγραφεί ο θόρυβος υποβάθρου [1]. Η ίδια ακριβώς διαδικασία επαναλαμβάνεται ετεροχρονισμένα για το κανάλι του υπέρυθρου φωτός. Μέσω αυτού του διαρκούς, εναλλασσόμενου ανοίγματος και κλεισίματος, το σύστημα ανακατασκευάζει επιτυχώς δύο καθαρά και ανεξάρτητα αναλογικά σήματα, τα οποία είναι πλέον έτοιμα να οδηγηθούν στις επόμενες βαθμίδες φιλτραρίσματος [1], [14].



Σχήμα 4.2: Κύκλωμα προενίσχυσης και αποπολυπλεξίας σήματος [1]

Παρακάτω συνοψίζεται το σύνολο των υλικών (ηλεκτρονικών στοιχείων) που χρησιμοποιούνται για την υλοποίηση του κυκλώματος (πίνακας 5.2). Πριν ολοκληρωθεί το κεφάλαιο παράλληλα, αξίζει να σημειωθεί ότι η αντίσταση 470kΩ (R19) διαδραματίζει τον πλέον καθοριστικό ρόλο στο πρώτο στάδιο, καθώς καθορίζει το κέρδος μετατροπής του ενισχυτή σύνθετης αντίστασης μετατρέποντας το εξαιρετικά μικρό ρεύμα της φωτοδιόδου σε αξιοποιήσιμη τάση. Παράλληλα, η συστοιχία των πυκνωτών 68nF (C5 έως C8) σε συνδυασμό με τις αντίστοιχες αντιστάσεις, συγκροτούν το δίκτυο του ενεργού βαθυπερατού φίλτρου γύρω από τον U1B, εξασφαλίζοντας την αποκοπή των υψίσυχνων παρεμβολών πριν το σήμα εισέλθει στο ολοκληρωμένο αποπολυπλεξίας (U2).

Πίνακας 4.2: Λίστα υλικών κυκλώματος προενίσχυσης και αποπολυπλεξίας.

Τύπος Εξαρτήματος	Χαρακτηριστικά / Τιμή	Πλήθος	Αναγνωριστικά Σχηματικού
Τελεστικός Ενισχυτής	MCP6004	1	U1 (Χρήση πυλών A, B)
Αναλογικός Διακόπτης	CD4066BE	1	U2
Αντίσταση	470kΩ	1	R19
Αντίσταση	100kΩ	1	R15
Αντίσταση	47kΩ	2	R21, R22
Αντίσταση	24kΩ	1	R23
Αντίσταση	10kΩ	1	R16
Αντίσταση	4.7kΩ	2	R20, R24
Αντίσταση	3.3kΩ	2	R17, R18
Πυκνωτής	330nF	1	C3
Πυκνωτής	68nF	4	C5, C6, C7, C8
Πυκνωτής	330pF	1	C2
Πυκνωτής	33pF	1	C4

4.4 Κύκλωμα Εξαγωγή Παλμικής Συνιστώσας (AC)

Μετά την έξοδο από το στάδιο της αποπολυπλεξίας, το αναλογικό σήμα διαχωρίζεται σε δύο ανεξάρτητες διαδρομές επεξεργασίας. Για την εξαγωγή της εναλλασσόμενης (AC) τάσης του ερυθρού καναλιού, το οποίο έχει αναλυθεί εκτενώς στο Δεύτερο Κεφάλαιο και θα γίνει πλέον η περιγραφή του στο παρόν. Βάσει του σχήματος 2.4, το σήμα οδηγείται αρχικά στον ηλεκτρολυτικό πυκνωτή σύζευξης C13 (33 μF). Ο πυκνωτής αυτός λειτουργεί αποκλειστικά για την αποκοπή της συνεχούς συνιστώσας, επιτρέποντας μόνο στις δυναμικές μεταβολές της τάσης να προχωρήσουν στο επόμενο στάδιο. Η κύρια ενίσχυση του σήματος πραγματοποιείται από τον τελεστικό ενισχυτή U3A (MCP6004), ο οποίος έχει ρυθμιστεί σε αναστρέφουσα τοπολογία. Δεδομένου ότι το κύκλωμα τροφοδοτείται με μονή τάση (+5V) και το AC σήμα λαμβάνει και αρνητικές τιμές, απαιτείται η ανύψωση του σημείου λειτουργίας για να αποφευχθεί ο ψαλιδισμός της κυματομορφής. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω του διαιρέτη τάσης που συγκροτούν οι αντιστάσεις R31 (22 kΩ) και R30 (10 kΩ), οι οποίες πολώνουν τη μη αναστρέφουσα είσοδο (ακροδέκτης 3) στα περίπου 1.56 V, δημιουργώντας μια σταθερή τάση αναφοράς. Το κέρδος της βαθμίδας καθορίζεται από την αντίσταση ανάδρασης R34 (220 kΩ). Παράλληλα με αυτήν, έχει τοποθετηθεί ο πυκνωτής C12 (100 nF), ο οποίος δημιουργεί ένα τοπικό βαθυπερατό φίλτρο στην ανάδραση, εξασφαλίζοντας τη σταθερότητα του τελεστικού ενισχυτή και αποκόποντας τις ταχύτατες μεταβολές τάσης (υψίσυχνος θόρυβος). Στην έξοδο του τελεστικού ενισχυτή (ακροδέκτης 1), το σήμα

διέρχεται από ένα τελικό, παθητικό RC κύκλωμα εξομάλυνσης, το οποίο αποτελείται από την αντίσταση R33 (33 kΩ) και τον πυκνωτή C11 (470 nF) προς τη γείωση. Το δίκτυο αυτό φιλτράρει τις εναπομένουσες αιχμές, αποδίδοντας ένα καθαρό αναλογικό σήμα (κόμβος R_{ac}), το οποίο τροφοδοτείται απευθείας στον Αναλογικό σε Ψηφιακό Μετατροπέα (ADC) του Μ.Ε. Η ίδια ακριβώς αρχιτεκτονική κυκλώματος, με πανομοιότυπες τιμές εξαρτημάτων, εφαρμόζεται παράλληλα και για το υπέρυθρο (IR) κανάλι γύρω από τον ενισχυτή U3D. Το σύνολο των παραπάνω υλικών, συνοψίζεται στον πίνακα 4.3

Πίνακας 4.3: Λίστα υλικών κυκλωμάτων εξαγωγής παλμικής συνιστώσας (Red AC & IR AC).

Τύπος Εξαρτήματος	Χαρακτηριστικά / Τιμή	Πλήθος	Αναγνωριστικά Σχηματικού
Τελεστικός Ενισχυτής	MCP6004	1	U3 (Χρήση πυλών A, D)
Αντίσταση	220kΩ	2	R34, R40
Αντίσταση	33kΩ	2	R33, R42
Αντίσταση	22kΩ	2	R31, R35
Αντίσταση	10kΩ	4	R29, R30, R36, R37
Αντίσταση	4.7kΩ	2	R32, R41
Πυκνωτής (Ηλεκτρολυτικός)	33μF	2	C13, C15
Πυκνωτής	470nF	2	C11, C18
Πυκνωτής	100nF	2	C12, C16

4.5 Κύκλωμα Εξαγωγή Συνεχούς Συνιστώσας (DC) και Στάδια Απομόνωσης

Παράλληλα με την εξαγωγή της εναλλασσόμενης τάσης, η αρχιτεκτονική του κυκλώματος προβλέπει την απομόνωση της συνεχούς συνιστώσας (DC) του σήματος με βάση το σχήμα 2.5. Η τιμή αυτή αντιπροσωπεύει το σταθερό οπτικό υπόβαθρο (την απορρόφηση από τους ιστούς, τα οστά και το φλεβικό αίμα) και είναι θεμελιώδης για τον μετέπειτα αλγοριθμικό υπολογισμό του κορεσμού οξυγόνου (SpO₂). Για το κανάλι του ερυθρού φωτός, το αποπολυπλεγμένο σήμα εισέρχεται αρχικά στον τελεστικό ενισχυτή U1C (MCP6004), ο οποίος είναι συνδεδεμένος ως ακόλουθος τάσης. Η χρήση αυτής της τοπολογίας προσφέρει εξαιρετικά υψηλή σύνθετη αντίσταση εισόδου, αποτρέποντας τη φόρτιση του αναλογικού διακόπτη (CD4066BE) από το επόμενο στάδιο του κυκλώματος. Ο πυκνωτής C9 (10 nF) στην είσοδο λειτουργεί επικουρικά για την απόσβεση υψίσυχων παρασίτων μεταγωγής. Η έξοδος του U1C (ακροδέκτης 8) οδηγεί το σήμα σε ένα ισχυρό, παθητικό βαθυπερατό φίλτρο RC, το οποίο συγκροτείται από την αντίσταση R25 (2.2 MΩ) και τον πυκνωτή C10 (100 nF). Ο σκοπός αυτού του φίλτρου είναι η πλήρης εξάλειψη της παλμικής συνιστώσας, επιτρέποντας μόνο στη σχεδόν στατική DC τάση να περάσει. Η συχνότητα αποκοπής του δικτύου υπολογίζεται από τον τύπο 5.1:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4.1)$$

Με βάση τις τιμές των εξαρτημάτων, η συχνότητα αποκοπής τοποθετείται περίπου στα 0.72 Hz, μια τιμή ιδανική για την καταστολή του καρδιακού παλμού (ο οποίος τυπικά κυμαίνεται από 1 Hz έως 3 Hz). Το φιλτραρισμένο πλέον DC σήμα εισέρχεται σε έναν δεύτερο ακόλουθο τάσης, τον U1D. Αυτός ο ενισχυτής αναλαμβάνει την προσαρμογή της σύνθετης αντίστασης εξόδου (παρέχοντας χαμηλή

αντίσταση), ώστε να μπορεί να οδηγήσει αξιόπιστα το κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης του ADC του Μ.Ε. Τέλος, το σήμα διέρχεται από ένα κρίσιμο στάδιο προστασίας. Επειδή το αναλογικό κύκλωμα τροφοδοτείται με 5V, ενώ οι είσοδοι του Μ.Ε. (STM32) λειτουργούν στα 3.3V, υπάρχει κίνδυνος καταστροφής των ακροδεκτών του από πιθανές υπερτάσεις. Για τον λόγο αυτό, έχει τοποθετηθεί η δίοδος Zener D2 (2.7 V) παράλληλα με την έξοδο R_{dc} . Σε συνδυασμό με την αντίσταση περιορισμού ρεύματος R27 (1 kΩ), το δίκτυο αυτό ψαλιδίζει την τάση εξόδου, διασφαλίζοντας ότι δεν θα υπερβεί τα ασφαλή όρια λειτουργίας του ADC. Η αντίσταση R26 (4.7 kΩ) λειτουργεί ως αντίσταση φορτίου (pull-down). Η ίδια ακριβώς τοπολογία με πανομοιότυπες τιμές (ακόλουθοι τάσης U3B, U3C, φίλτρο R39-C17, και προστασία Zener D4) εφαρμόζεται ανεξάρτητα για το κανάλι του υπέρυθρου φωτός (IR_{dc}). Όλα τα παραπάνω συνοψίζονται στον πίνακα 4.4.

Πίνακας 4.4: Λίστα υλικών κυκλωμάτων εξαγωγής συνεχούς συνιστώσας (Red DC & IR DC).

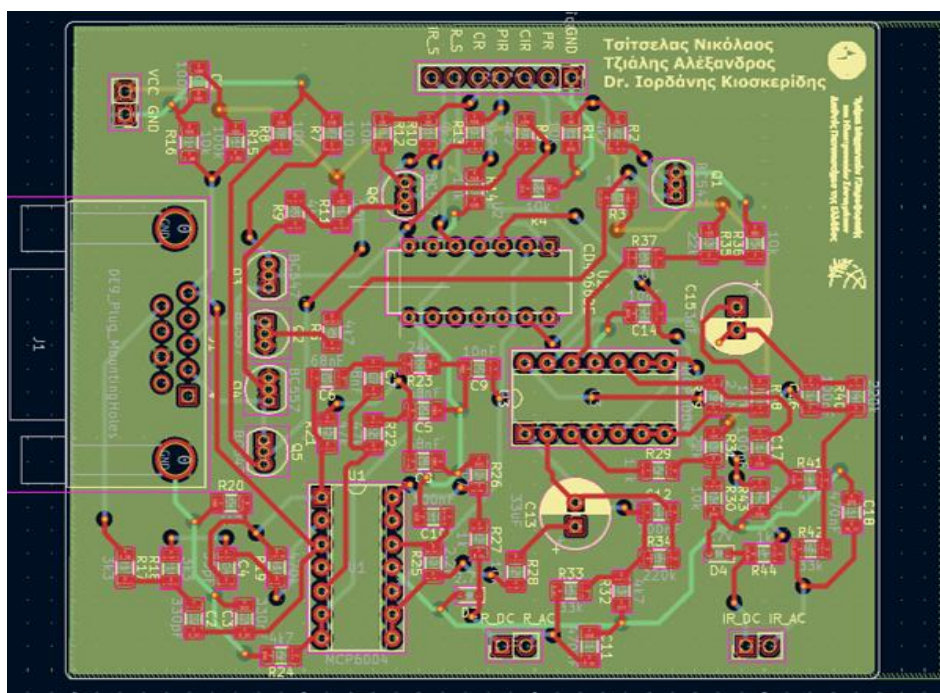
Τύπος Εξαρτήματος	Χαρακτηριστικά / Τιμή	Πλήθος	Αναγνωριστικά Σχηματικού
Τελεστικός Ενισχυτής	MCP6004	2	U1 (Πύλες C, D), U3 (Πύλες B, C)
Αντίσταση	2.2MΩ	2	R25, R39
Αντίσταση	10kΩ	2	R28, R38
Αντίσταση	4.7kΩ	2	R26, R43
Αντίσταση	1kΩ	2	R27, R44
Πυκνωτής	100nF	2	C10, C17
Πυκνωτής	10nF	2	C9, C14
Δίοδος Zener	2.7V	2	D2, D4

4.6 Σχεδίαση Τυπομένου Κυκλώματος

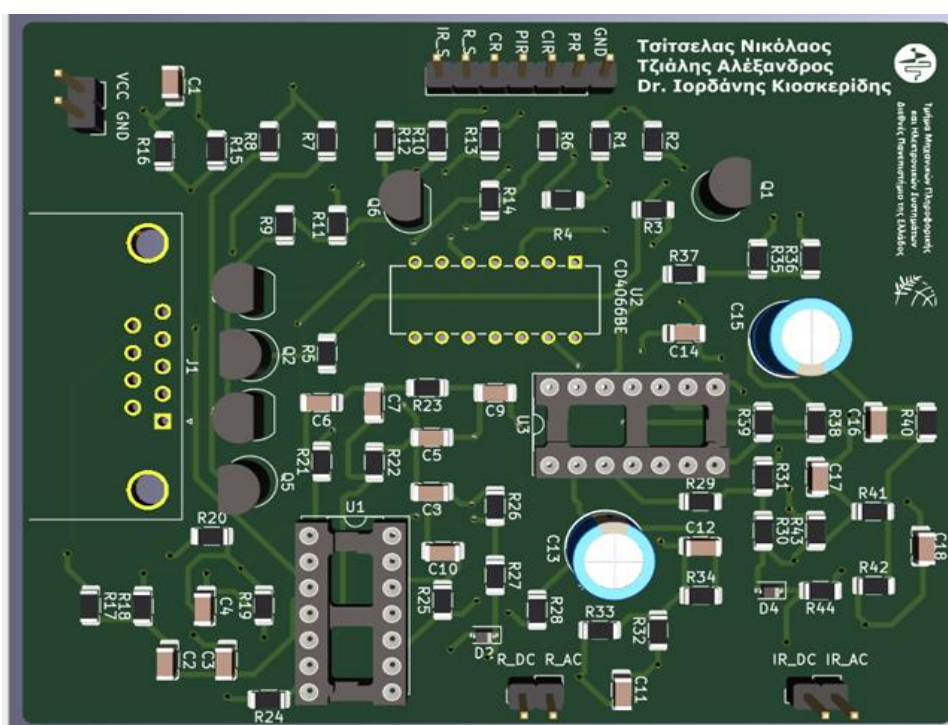
Σε αυτό το σημείο θα αναλύσουμε τη διαδικασία της μεταφοράς του θεωρητικού μας κυκλώματος το οποίο είχαμε υλοποιήσει σε breadboard, σε PCB πλακέτα.

4.6.1 Επιλογή Λογισμικού Σχεδίασης

Το λογισμικό το οποίο χρησιμοποιήθηκε για τη σχεδίαση του συστήματος μας σε PCB είναι το KiCad EDA. Η επιλογή του συγκεκριμένου λογισμικού έγινε καθαρά για λόγους ευχρηστίας καθώς η ενσωμάτωση νέων συμβόλων, εξαρτημάτων και των αντίστοιχων footprints είναι αρκετά εύκολη. Συνεπώς το πρώτο στάδιο ήταν να μεταφέρουμε τα κυκλώματά μας στο περιβάλλον σχεδίασης του σχηματικού και στη συνέχεια το KiCad μας δίνει τη δυνατότητα να μεταφέρουμε απρόσκοπτα το σχηματικό μας σε ένα περιβάλλον που θα τοποθετήσουμε κατάλληλα τα εξαρτήματά μας και θα δημιουργήσουμε τη PCB πλακέτα μας η οποία παρατηρείται στις επόμενες εικόνες 4.3, 4.4 . [1]



Σχήμα 4.3: Η Πλακέτα Τυπωμένου Κυκλώματος (PCB) σε διάσταση 2D



Σχήμα 4.4: Η Πλακέτα Τυπωμένου Κυκλώματος (PCB) σε διάσταση 3D

4.6.2 Τοποθέτηση Εξαρτημάτων

Τα εξαρτήματα που χρησιμοποιήσαμε είναι κατά κύριο λόγο Εξαρτήματα επιφανειακής στήριξης (SMD) με μέγεθος 1206, ωστόσο τα τρανζίστορ, τα ολοκληρωμένα κυκλώματα (IC), το DSUB-9 στο οποίο εισέρχεται το βύσμα για το οξύμετρο αλλά και τα σημεία όπου παίρνουμε τις εισόδους και τις εξόδους μας, είναι Εξαρτήματα οπής διέλευσης (THT). Η χωροθέτηση των εξαρτημάτων έγινε με σκοπό να ακολουθήσουμε τη φυσική ροή του αναλογικού αλλά και του ψηφιακού σήματος, ελαχιστοποιώντας έτσι το μήκος των κρίσιμων διαδρομών [2]. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία [3] οι πυκνωτές απόζευξης τοποθετήθηκαν στην ελάχιστη δυνατή απόσταση από τις τροφοδοσίες των IC και της κεντρικής ώστε να ελαχιστοποιηθεί η παρασιτική επαγωγή, επιπλέον παρόμοια τακτική ακολουθήθηκε για τη τοποθέτηση των τρανζίστορ. Τα τρανζίστορ τοποθετήθηκαν κοντά στις εισόδους των σημάτων μας από τον Μ.Ε., αλλά και ταυτόχρονα σε ίση απόσταση από το βύσμα του οξύμετρου, με στόχο την ακεραιότητα των κρίσιμων σημάτων. Τέλος αξίζει να σημειωθεί ότι η PCB πλακέτα σχεδιάστηκε με 4 επίπεδα (planes) και έγινε η χρήση νίας που είναι μικρές τρυπούλες και ενώνουν όποιο plane χρειαστεί με οποιοδήποτε εξάρτημα.

4.6.3 Δρομολόγηση και κανόνες σχεδίασης

Κατά τη δρομολόγηση των αγωγών, δόθηκε ιδιαίτερη προσοχή στο πάχος των διαδρομών. Το πάχος που επιλέχτηκε με βάση των αναγκών του ρεύματος είναι 0.55mm. Επιπλέον αυτό το πάχος είναι υπέρ αρκετό για τα ψηφιακά και αναλογικά σήματα, με σκοπό να μην υπάρξει πτώση τάσης ή να υπερθερμανθεί κάποια διαδρομή. Κατά τη δρομολόγηση έγινε αποφυγή οι διαδρομές να κάνουν γωνίες 90 μοιρών έτσι ώστε να μην υπάρξει κάποια επιπλοκή με τα οξέα κατά τη κατασκευή. Τέλος πριν την τελική εξαγωγή των αρχείων Gerbers έγινε αυστηρός έλεγχος με βάσης των κανονισμών σχεδίασης (DRC) [4].

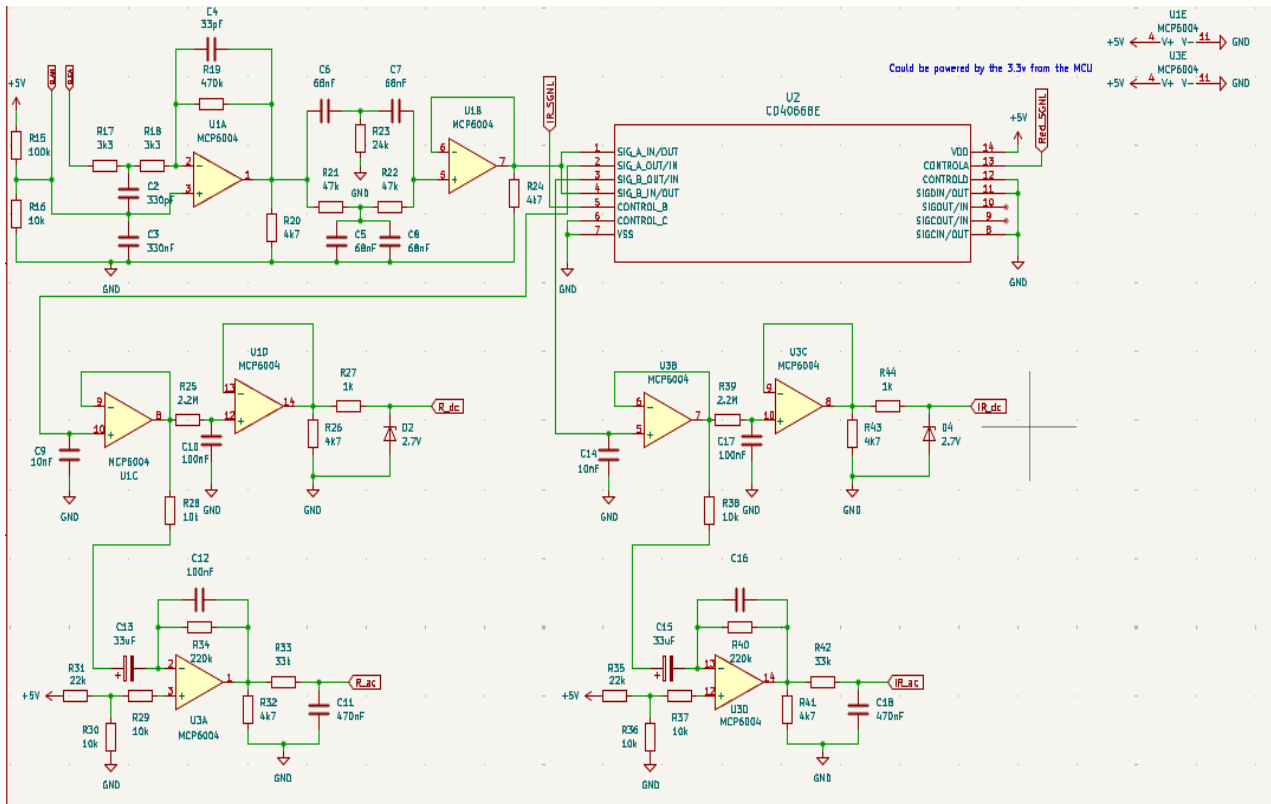
4.6.4 Γειώσεις και Προστασία Θορύβου.

Όπως προαναφέρθηκε παραπάνω, η πλακέτα PCB που σχεδιάστηκε περιέχει τέσσερα επίπεδα. Η επιλογή αυτή έγινε με σκοπό να διαχωριστεί σε ένα επίπεδο που θα είναι αποκλειστικά για τις τροφοδοσίες και μόνο, ένα επίπεδο το οποίο θα είναι μόνο γείωση (GND) και δύο επίπεδα για τα σήματα, αναλογικά και ψηφιακά αντίστοιχα. Με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνουμε ηλεκτρομαγνητική ασπίδα η οποία προστατεύει τα αναλογικά σήματα κατά κύριο λόγο από θόρυβο του περιβάλλοντος και προσφέρει στο σήμα τη πιο σύντομη οδό επιστροφής [5]. Κρίσιμη απαίτηση να θωρακιστούν τα αναλογικά σήματα της PCB πλακέτας καθώς έχουν εύρος κάτι millivolt (mV) γεγονός που τα καθιστά αρκετά ευαίσθητα. Τέλος να σημειωθεί ότι έχουν τοποθετηθεί σε όλη τη πλακέτα πάνω νίας με σκοπό να ενώνουν τα εξαρτήματα που περνάει το αναλογικό σήμα με το επίπεδο που αντιστοιχεί σε αυτό και αντίστοιχα το ψηφιακό σήμα με το ανάλογο επίπεδό του. [6]

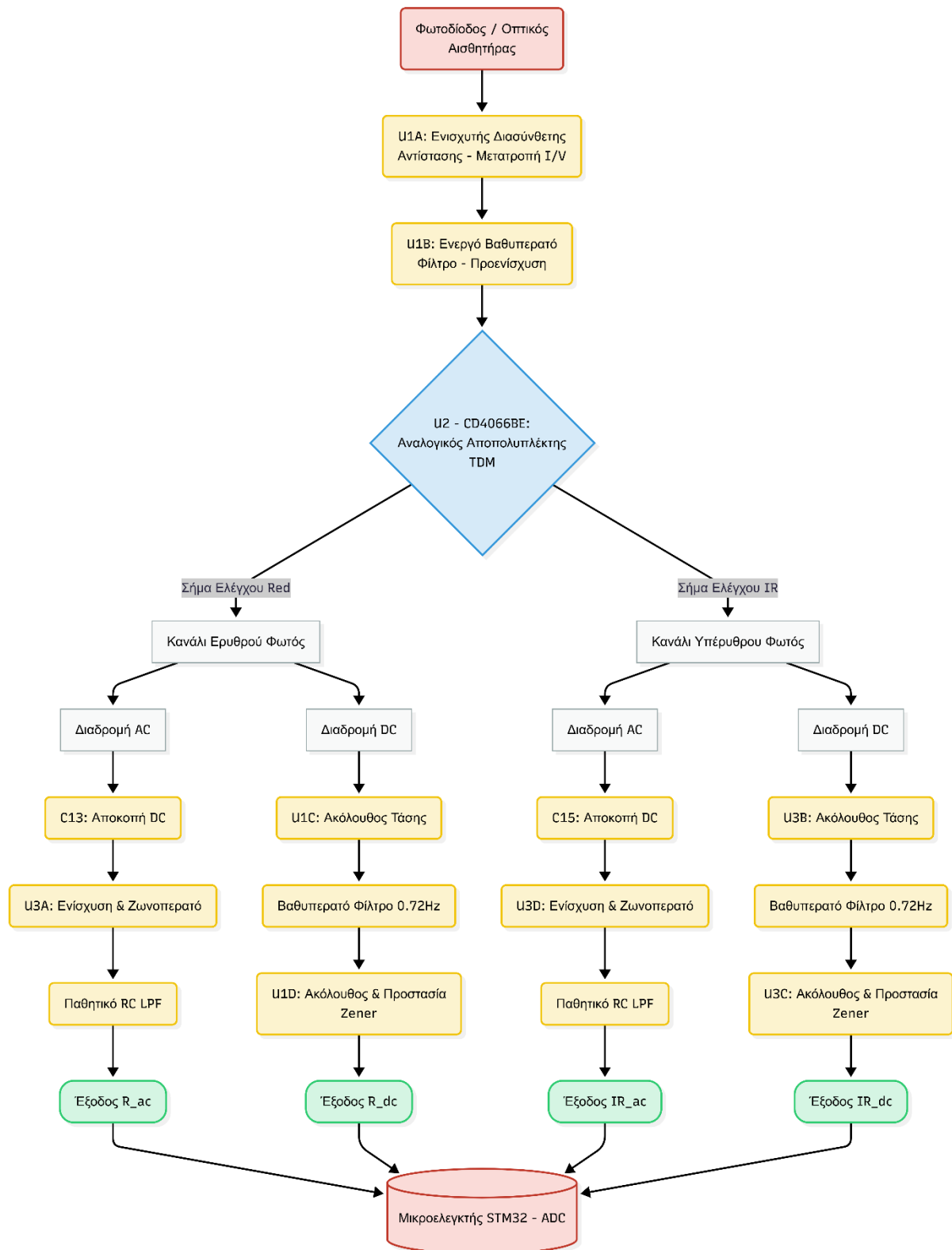
4.7 Επίλογος

Το παρόν κεφάλαιο ολοκλήρωσε την ενδελεχή ανάλυση του Αναλογικού Συστήματος 4.4, 4.5. Μέσα από την παρουσίαση των επιμέρους ηλεκτρονικών βαθμίδων, αναδείχθηκε ο τρόπος με τον οποίο διακριτά κυκλώματα συνεργάζονται αρμονικά για να μεταφράσουν ένα φυσικό φαινόμενο σε ψηφιακά

μετρήσιμη πληροφορία. Η επιτυχία αυτού του εγχειρήματος βασίζεται στην αυστηρή, διαδοχική πορεία του σήματος, η οποία λειτουργεί ως ένας αδιάσπαστος αγωγός επεξεργασίας. Η διαδρομή της πληροφορίας εκκινεί από το κύκλωμα οδήγησης, όπου ο μικροελεγκτής υπαγορεύει την ταχύτητα, εναλλασσόμενη εκπομπή του ερυθρού και υπέρυθρου φωτός, εξασφαλίζοντας την αποφυγή οπτικής αλληλοεπικάλυψης. Η πληροφορία που επιστρέφει από τον ανθρώπινο ιστό καταγράφεται ως ένα εξαιρετικά ασθενές, πολυπλεγμένο φωτορεύμα. Το κρίσιμο έργο της αρχικής "διάσωσης" αυτού του σήματος αναλαμβάνει ο ενισχυτής διασύνθετης αντίστασης μετατρέποντάς το σε μια διαχειρίσιμη τάση. Σε αυτό το σημείο, το αναλογικό διακοπτικό δίκτυο (CD4066BE) επεμβαίνει ως ο "τροχονόμος" του συστήματος, διαχωρίζοντας με απόλυτο χρονικό συγχρονισμό το μίγμα σε δύο ξεκάθαρα, ανεξάρτητα οπτικά κανάλια. Από τον διαχωρισμό και έπειτα, η αρχιτεκτονική του κυκλώματος διακλαδίζεται παράλληλα για κάθε κανάλι (Red και IR), προκειμένου να απομονώσει τις δύο θεμελιώδεις συνιστώσες της φωτοπληθυσμογραφίας. Από τη μία πλευρά, το δίκτυο των ενεργών ζωνοπερατών φίλτρων και ο καθορισμός της τάσης αναφοράς έχουν ως στόχο να απομονώνουν και μεγεθύνουν την εναλλασσόμενη παλμική συνιστώσα (AC), αποκαλύπτοντας τον δυναμικό καρδιακό ρυθμό. Από την άλλη πλευρά, τα ισχυρά βαθυπερατά φίλτρα και οι ακόλουθοι τάσης εξομαλύνουν πλήρως το σήμα, εξάγοντας το σταθερό οπτικό υπόβαθρο (DC) των ιστών. Καταλήγοντας, το στάδιο προστασίας με τις διόδους Zener διασφαλίζει ότι αυτή η αλυσίδα δεν θα θέσει ποτέ σε κίνδυνο την ψηφιακή υποδομή. Ως τελικό αποτέλεσμα, το αναλογικό υλικό παραδίδει στους ακροδέκτες του Αναλογικό σε Ψηφιακό Μετατροπέα (ADC) τέσσερα πεντακάθαρα, ενισχυμένα και απολύτως ασφαλή σήματα: την παλμική και τη συνεχή συνιστώσα για το ερυθρό και το υπέρυθρο φως αντίστοιχα. Έχοντας εξασφαλίσει την πλήρη λειτουργία των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων, το σύστημα είναι πλέον απόλυτα έτοιμο να μεταβεί στον ψηφιακό κόσμο, ανοίγοντας τον δρόμο για την ανάπτυξη του λογισμικού και την εφαρμογή των αλγορίθμων Μηχανικής Μάθησης στο επόμενο κεφάλαιο.



Σχήμα 4.4: Το Ηλεκτρονικό Σύστημα στο σύνολο



Σχήμα 4.5: Αναλυτικό διάγραμμα ροής της αλυσίδας του σήματος. Αποτυπώνεται η διαδρομή του σήματος από τη μετατροπή I/V και την αποπολυπλεξία (CD4066BE), έως τον παράλληλο διαχωρισμό σε AC και DC συνιστώσες για την τελική ψηφιοποίηση από τον μικροελεγκτή

Κεφάλαιο 5ο: Ο Ρόλος του Μικροελεγκτή STM32

5.1 Εισαγωγή

Στο παρόν κεφάλαιο αναλύεται ο κρίσιμος ρόλος του μικροελεγκτή STM32G071RB, ο οποίος αποτελεί την κεντρική μονάδα ελέγχου και επεξεργασίας του υλικού μέρους του συστήματος. Ο μικροελεγκτής λειτουργεί ως η κύρια γέφυρα διεπαφής μεταξύ του ευαίσθητου αναλογικού αισθητήρα και του λογισμικού ανώτερου επιπέδου. Αναλαμβάνει τον αυστηρά συγχρονισμένο έλεγχο των πηγών εκπομπής (LEDs) και της πολυπλεξίας, την ψηφιοποίηση των αναλογικών σημάτων μέσω του ενσωματωμένου ADC με προηγμένες τεχνικές εξομάλυνσης, καθώς και την αξιόπιστη μετάδοση των δεδομένων για περαιτέρω ανάλυση από τους αλγορίθμους τεχνητής νοημοσύνης.

5.2 Επιλογή Μικροελεγκτή

Ο μικροελεγκτής που επιλέχθηκε είναι ο STM32 G071RB, η αρχιτεκτονική του είναι ARM Cortex – M0+ με αποτέλεσμα να τον καθιστά ιδανικό το σύστημα. Περιέχει έναν επεξεργαστή ο οποίος έχει αρκετά χαμηλή κατανάλωση ενώ ταυτόχρονα αποδίδει ταχύτητες μέχρι και 64 MHz και σε συνδυασμό με την 32-bit αρχιτεκτονική του παρέχει την απαραίτητη ισχύ και αξιοπιστία για εφαρμογές πραγματικού χρόνου, με αποτέλεσμα να είναι ιδανικός για βιοϊατρικά συστήματα [7]. Τέλος η επιλογή αυτού του Μ.Ε. έγινε επειδή έρχεται σε πακέτο NUCLEO-64, δηλαδή σε μια έτοιμη πλακέτα με 64 πινάκια από τα οποία είναι χρησιμοποιήσιμα τα 51 και επιπλέον φέρει εξελεγμένες λειτουργίες για τα περιφερειακά του, όπως είναι το Oversampling στον ADC για τον οποίο θα αναφερθούμε παρακάτω, υψηλής ακρίβειας timers και τη λειτουργία Άμεσης Προσπέλασης Μνήμης (DMA) η οποία αποφορτίζει τον φόρτο από τον κεντρικό επεξεργαστή.

5.3 Διαμόρφωση Εύρους Παλμού και Χρονισμός

Για την Διαμόρφωση του Εύρους του Παλμού (PWM) έχει χρησιμοποιηθεί ένας από τους προηγμένους χρονιστές του Μ.Ε., ο TIM2 (Timer 2) ο οποίος είναι 32-bit. Ο στόχος για τη χρήση του TIM2 είναι να γίνει η παραγωγή των σημάτων ελέγχου για την οδήγηση της αναλογικής γέφυρας – Η των τρανζίστορ, η οποία τροφοδοτεί το υπέρυθρο και ερυθρό LED καθώς και τη διάταξη της πολυπλεξίας του CD4066BE. Ο χρονιστής TIM2 έχει ρυθμιστεί με απόλυτη ακρίβεια για να παράγει PWM στα 50 KHz, συγκεκριμένα με βάση τη σχέση (6.1):

$$F_{pwm} = \frac{F_{clock}}{(ARR+1)*(PSC+1)} \quad (5.1)$$

Όπου $F_{clock} = 64 \text{ MHz}$, δηλαδή η ταχύτητα του επεξεργαστή μας, Counter Period (ARR) = 1279 και Prescaler (PSC) = 0, με αποτέλεσμα αν λύσουμε τη σχέση με αυτά τα νούμερα να πάρουμε 50 KHz παλμό, με Duty Cycle ελεγχόμενο από τον ADC που θα αναλυθεί στο επόμενο υποκεφάλαιο. Η χρήση της φέρουσας των 50 KHz αποτελεί μια κρίσιμη σχεδιαστική επιλογή καθώς μετατοπίζει το ωφέλιμο βιολογικό σήμα το οποίο κυμαίνεται τυπικά στα 0.5 Hz με 5 Hz και αντιστοιχεί σε 30 έως 300 BPM [8], σε μία υψηλή φασματική περιοχή, καθιστώντας το προστατευμένο από περιβαλλοντικό θόρυβο των 50 Hz με 60 Hz και στον ηλεκτρονικό θόρυβο [9]. Για τον ανεξάρτητο έλεγχο του υπέρυθρου και του ερυθρού LED χρησιμοποιούνται το Channel 1 και το Channel 2 του TIM2, τα οποία οδηγούνται από τα αντίστοιχα GPIO πινάκια του Μ.Ε. Να σημειωθεί επιπλέον ότι ο παλμός του Channel 1 αντιστοιχεί στο σήμα CIR ενώ το σήμα του Channel 2 στο CR. Τα δύο ψηφιακά σήματα αυτά είναι φέρουσας

συχνότητας (carrier signals) συνοδεύονται από δύο ψηφιακά σήματα περιβάλλουσας (envelope signals), το PIR και το PR. Η αρχιτεκτονική αυτή είναι βασισμένη σε μια σύνθετη τεχνική διαμόρφωσης, η οποία συνδυάζει τη Πολυπλεξία Διαίρεσης Χρόνου (Time-Division Multiplexing - TDM) με τη μετάδοση υψίσυχνων ριπών (Burst Mode / Pulsed Carrier Modulation) [10]. Τα σήματα PIR και PR ελέγχονται απευθείας από πινάκια γενικής χρήσης του Μ.Ε. και ελέγχουν ουσιαστικά το χρονικό παράθυρο στο οποίο θα είναι αναμμένο το υπέρυθρο και το ερυθρό LED. Ο συντονισμός αυτής της σύνθετης αλληλουχίας γίνεται από μία ρουτίνα εξυπηρέτησης διακοπών (Interrupt Service Routine – ISR) από τον TIM2 όπου είναι ρυθμισμένος να αυξάνει κατά μία μονάδα δύο καταχωρητές κάθε 0.02 milliseconds (ms) με σκοπό να γεμίσει δύο ειδικούς ενταμιευτές καταστάσεων (state buffers). Η μηχανή καταστάσεων διασφαλίζει ότι η οπτική εκπομπή ακολουθεί έναν αυστηρό χρονικό κανόνα τεσσάρων φάσεων. Αρχικά ενεργοποιείται για 0.5 ms το ψηφιακό σήμα PIR και ταυτόχρονα το CIR, έπειτα ακολουθεί ένας νεκρός χρόνος των 0.5 ms όπου όλα τα ψηφιακά σήματα είναι στο λογικό ‘0’. Ο νεκρός χρόνος είναι κρίσιμος για το σύστημα καθώς σε αυτόν τον χρόνο καταφέρνει να αποφορτιστεί η γέφυρα – Η των διπολικών τρανζίστορ από ρεύματα βραχυκύκλωσης και ταυτόχρονα αποφορτίζει και η φωτοδίοδος. Έπειτα από αυτή τη φάση τίθεται σε λογικό ‘1’ το σήμα PR και ταυτόχρονα το CR για άλλα 0.5 ms και τέλος αφότου περάσουν αυτά τα 0.5 ms, όλα τα ψηφιακά σήματα τίθενται σε λογικό ‘0’ για ακόμη 0.5 ms, με αποτέλεσμα ο κύκλος να ολοκληρώνεται με έναν δεύτερο νεκρό χρόνο. Αυτή η αυστηρή εναλλαγή είναι απαραίτητη για την αποτροπή της οπτικής αλληλοεπικάλυψης μεταξύ των δύο μηκών κύματος [9]. Για τον τελικό διαχωρισμό του μεικτού αναλογικού σήματος που επιστρέφει η φωτοδίοδος, έχουν οριστεί δύο γενικής χρήσης πινάκια στον Μ.Ε. τα οποία στέλνουν ψηφιακό σήμα σε δύο ακροδέκτες του IC CD4066BE με σκοπό να διαχωριστεί το αναλογικό σήμα σε υπέρυθρο και ερυθρό. Αν και ο CD4066 δέχεται στον ακροδέκτη ένα και τέσσερα το συνολικό, πολυπλεγμένο ρεύμα της φωτοδίοδου, η συμπεριφορά του ελέγχεται με ακρίβεια μικροδευτερολέπτου από τη μηχανή καταστάσεων, δηλαδή, όταν εκπέμπεται η ριπή του υπέρυθρου φωτός, τα σήματα PIR, CIR όπως προαναφέρθηκε διαρκούν 0.5 ms, στα 0.1 ms με 0.3 ms γίνεται λογικό ‘1’ το πρώτο πινάκι ελέγχου, με αποτέλεσμα να λειτουργήσει ο CD4066BE σαν από-πολυπλέκτης που συλλαμβάνει τον παλμό και τον διοχετεύει στο αποκλειστικό κύκλωμα του υπέρυθρου φωτός. Αντίστοιχα όταν εκπέμπεται η ριπή του ερυθρού φωτός γίνεται η ίδια διαδικασία με το δεύτερο πινάκι ελέγχου. Μέσω αυτής της σύγχρονης αποδιαμόρφωσης, το αρχικά μεικτό σήμα διαχωρίζεται τέλεια σε δύο διαδοχικές οδούς προς τον ADC [11] και έτσι με αυτή την αρχιτεκτονική το σύστημα επιτυγχάνει μέγιστη διαχωριστικότητα και καθαρότητα των σημάτων IR και R.

5.4 Ψηφιοποίηση Σήματος, Άμεση Προσπέλαση Μνήμης και Ψηφιακή Επεξεργασία

Ένας από τους κρίσιμότερους κρίκους της αρχιτεκτονικής τους συστήματος είναι η μετάβαση από το αναλογικό στο ψηφιακό επίπεδο. Η ψηφιοποίηση των σημάτων γίνεται από τον εσωτερικό ADC του Μ.Ε. ο οποίος είναι της τάξης των 12-bit [12]. Με στόχο την μείωση του θορύβου κβάντισης και την αύξηση της ακρίβειας του ADC, αξιοποιήθηκε η τεχνική της υπερδειγματοληψίας μέσω υλικού [13]. Κατά την υπερδειγματοληψία, ο Μ.Ε. ρυθμίστηκε να τη κάνει 16x και παράλληλα το αποτέλεσμα να το κάνει δεξιά ολίσθηση κατά 4-bit. Με αυτόν τον τρόπο ο ADC υπολογίζει αυτόματα τον κινητό μέσο όρο δεκαέξι διαδοχικών δειγμάτων, με αποτέλεσμα να βελτιωθεί δραματικά ο λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR) χωρίς να απασχολεί υπολογιστικά τον επεξεργαστή. Συμπληρωματικά ο χρόνος δειγματοληψίας ορίστηκε στους 160.5 κύκλους του ρολογιού, παρέχοντας έτσι στον Μ.Ε. αρκετό χρόνο για να κάνει τη μετατροπή της δειγματοληψίας. Συγκεκριμένα για να ολοκληρωθεί η δειγματοληψία χρειάζεται 2.69 microseconds (us), το αποτέλεσμα προκύπτει από τη σχέση (6.2):

$$T_{conversion} = \frac{\text{Sampling Cycles} + \text{Conversion Cycles}}{\text{ADC Clock Frequency}} \quad (5.2)$$

Όπου ADC Clock Frequency = 64 MHz, Sampling Cycles = 12.5, Conversion Cycles = 160.5. Ένα από τα προηγμένα χαρακτηριστικά του συστήματος είναι η Σύγχρονη Δειγματοληψία, δηλαδή ο ADC δεν ψηφιοποιεί το σήμα σε τυχαίες χρονικές στιγμές, αλλά πυροδοτείται από τον κώδικα ακριβώς στα 0.26 ms του παλμού PIR και αντίστοιχα PR. Η συγκεκριμένη χρονική στιγμή επιλέχθηκε στρατηγικά καθώς αντιστοιχεί στο μέσο περίπου της χρονικής διάρκειας του κάθε envelope signal. Με αυτόν τον τρόπο το σύστημα επιτυγχάνει την αποφυγή της καταγραφής των έντονων μεταβατικών φαινομένων καθώς και των ταλαντώσεων που προκαλούνται στις ακμές ανόδου και καθόδου κατά τη μεταγωγή των διπολικών τρανζίστορ της γέφυρας – H, εξασφαλίζοντας έτσι την ευσταθή και ακριβή μέτρηση της τάσης [9],[13]. Για τη συλλογή των δεδομένων επιπλέον χρησιμοποιείται μια προηγμένη τεχνολογία που παρέχει ο Μ.Ε. , η Άμεση Προσπέλαση Μνήμης (DMA). Μόλις ο ADC καταφέρει να ψηφιοποιήσει μια πλήρη τετράδα καναλιών, τότε το DMA μεταφέρει αυτόματα τον πίνακα δεδομένων στην κεντρική μνήμη RAM του Μ.Ε. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τον πλήρη μηδενισμό της χρονικής αστάθειας κατά τη λήψη των δειγμάτων, γεγονός κομβικό για ένα σύστημα πραγματικού χρόνου [14]. Όταν ολοκληρωθεί η μεταφορά των δειγμάτων τότε προκαλείται μια διακοπή η οποία εξυπηρετείται από τη συνάρτηση αναφοράς HAL_ADC_ConvCpltCallback. Η συνάρτηση αυτή ελέγχει τη μεταβλητή κατάστασης με σκοπό να διαχωρίσει λογικά το πακέτο δεδομένων που ανήκει στο ερυθρό και στο υπέρυθρο, ώστε να γίνει η ανάλυση από τις αντίστοιχες ρουτίνες λογισμικού. Αφότου γίνει η ανάκτηση των δεδομένων, το λογισμικό του Μ.Ε. εκτελεί εξειδικευμένες τεχνικές Ψηφιακής Επεξεργασίας Βιοϊατρικών Σημάτων [15]. Αρχικά εκτελείται ένας αλγόριθμος κλειστού βρόχου για τον Αυτόματο Έλεγχο Έντασης. Με αυτόν τον τρόπο το λογισμικό παρακολουθεί συνεχώς τη συνεχή συνιστώσα DC των σημάτων και εάν η τιμή υπερβεί ή πέσει κάτω από τα προκαθορισμένα όρια ασφαλείας ο αλγόριθμος ρυθμίζει δυναμικά το Duty Cycle των σημάτων CIR και CR. Αυτή η δυναμική προσαρμογή διατηρεί την ένταση του σήματος εντός της βέλτιστης κλίμακας τιμών του ADC, αποτρέποντας με αυτόν τον τρόπο τη παραμόρφωση λόγω κορεσμού με συνέπεια να αντισταθμίζει τις αποκλίσεις που προκαλούνται λόγω διαφορετικού πάχους δαχτύλου ή το χρώμα του δέρματος [9]. Τέλος το AC τμήμα του σήματος διέρχεται από δύο επικαλυπτόμενα ψηφιακά φίλτρα Απείρου Κρουστικής Απόκρισης (IIR) 4^{ης} τάξης που έχουν υλοποιηθεί σε κώδικα C. Πρώτον χρησιμοποιείται ένα βαθυπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής στα 5 Hz, με αποτέλεσμα να εξαλείφει πλήρως τον υψίσυχο θόρυβο κίνησης και ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών. Έπειτα διέρχεται το καθορισμένο σήμα από ένα δεύτερο φίλτρο 1^{ης} τάξης με συχνότητα αποκοπής 0.3 Hz για την αφαίρεση της αργής περιπλάνησης γραμμής βάσης που προκαλείται κυρίως από την αναπνοή. Ο συνδυασμός αυτών των δύο αλγόριθμων δημιουργεί ουσιαστικά μια ζώνη διέλευσης η οποία απομονώνει αποκλειστικά τη φασματική ενέργεια του καρδιακού παλμού [15],[16], προετοιμάζοντας με αυτόν τον τρόπο τέλεια τα δεδομένα για τον τελικό υπολογισμό του SpO2. Στην εικόνα 6.1 παρατίθεται η γραφική αποτύπωση της κυματομορφής, όπως ακριβώς εξάγεται μετά την εφαρμογή της αλυσίδας των ψηφιακών φίλτρων εντός του Μ.Ε., αναδεικνύοντας τον πλήρη καθαρισμό της από τον υψίσυχο θόρυβο.

5.5 Υπολογισμός Καρδιακού Ρυθμού και Κορεσμού Οξυγόνου

Μία από τις πλέον κρίσιμες λειτουργίες του υλικολογισμικού είναι η εξαγωγή των κλινικών παραμέτρων απευθείας στον Μ.Ε. Η τεχνική αυτή αντί να γίνεται η μεταφορά ανεπεξέργαστων δεδομένων στον υπολογιστή, αποτελεί ένα σύγχρονο παράδειγμα Υπολογιστικής στα Άκρα (Edge Computing). Σύμφωνα με [17], η αρχιτεκτονική Edge Computing ελαχιστοποιεί την απαιτούμενη

καθυστέρηση απόκρισης και μειώνει δραστικά τις ανάγκες εύρους ζώνης για τη μετάδοση καθώς το δίκτυο επιβαρύνεται μόνο με τις τελικές μετρήσεις και όχι με ακατέργαστα δεδομένα. Για την ανίχνευση του BPM χρησιμοποιήθηκε ένας αλγόριθμος ο οποίος είναι βασισμένος σε μία τεχνική εντοπισμού κορυφών στο πεδίο του χρόνου (Time – Domain Peak Detection), μια είδους αρχιτεκτονικής η οποία καθιερώθηκε ιστορικά από τους [18] για την ανάλυση βιοϊατρικών σημάτων σε πραγματικό χρόνο. Ο Μ.Ε αναλύει συνεχώς το φιλτραρισμένο ερυθρό σήμα R_AC με σκοπό να εντοπίσει τα τοπικά μέγιστα. Η συνθήκη για την ενεργοποίηση απαιτεί η τρέχουσα τιμή δειγματοληψίας να είναι αυστηρά μεγαλύτερη από τις προηγούμενες και ταυτόχρονα να υπερβαίνει ένα δυναμικό κατώφλι πλάτους. Η χρήση ενός τέτοιου κατωφλίου είναι κρίσιμη καθώς με αυτό τον τρόπο γίνεται η αποφυγή της εσφαλμένης αναγνώριση θορύβου ή μικρών διακυμάνσεων της γραμμής βάσης ως πραγματικών συστολικών παλμών [15]. Μία από τις πιο σύνθετες προκλήσεις του συστήματος ήταν κατά την ανίχνευση του καρδιακού παλμού μέσω φωτοπληθυσμογραφίας είναι η ύπαρξη της δίκροτης εντομής, πρόκειται δηλαδή για μία δευτερεύουσα κορυφή στην κυματομορφή η οποία οφείλεται στην αντανάκλαση του κύματος πίεσης κατά το στιγμιαίο κλείσιμο της αορτικής βαλβίδας [19]. Συνεπώς για να μην καταγράψει ο αλγόριθμος εσφαλμένα τη δίκροτη εντομή ως νέο καρδιακό παλμό, εισήχθη μία προγραμματιζόμενη τυφλή περίοδος. Μέσω του κώδικα το σύστημα επιβάλλει τη συνθήκη (5.3):

$$final_T_ms > 500 \quad (5.3)$$

αγνοώντας οποιαδήποτε κορυφή εμφανιστεί εντός 500 χιλιοστών του δευτερολέπτου από τον προηγούμενο παλμό. Με αυτόν τον τρόπο δημιουργείται κατά κάποιον τρόπο ένα βαθυπερατό φίλτρο, θέτοντας ένα θεωρητικό άνω όριο μέτρησης στους 120 BPM, το οποίο καλύπτει απολύτως το εύρος των φυσιολογικών καρδιακών ρυθμών ηρεμίας. Δεδομένου ότι ο ανθρώπινος καρδιακός ρυθμός δεν είναι απόλυτα σταθερός αλλά παρουσιάζει φυσιολογική μεταβλητότητα, ο στιγμιαίος υπολογισμός του BPM υπόκειται σε διακυμάνσεις, συνεπώς για τη σταθερότητα των δεδομένων το σύστημα χρησιμοποιεί ένα ψηφιακό φίλτρο Κινητού Μέσου Όρου τεσσάρων σημείων, το οποίο αποτελεί την πλέον διαδεδομένη μέθοδο εξομάλυνσης στο πεδίο του χρόνου [20]. Ο μέσος όρος υπολογίζεται με τη χρήση ενός κυκλικού ενταμιευτή ο οποίος αποθηκεύει τους τέσσερις πιο πρόσφατους έγκυρους ρυθμούς, προσφέροντας στον χρήστη μια εξαιρετικά ομαλή και αξιόπιστη τελική ένδειξη. Παράλληλα ο υπολογισμός του SpO_2 εκτελείται περιοδικά κάθε πέντε δευτερόλεπτα, χρησιμοποιώντας την κλασική αρχή της απορρόφησης φωτός σύμφωνα με τον θεμελιώδη νόμο των Beer – Lambert [21]. Η μεθοδολογία αυτή είναι βασισμένη στον υπολογισμό του «Λόγου των Λόγων», η οποία είναι μία τεχνική που εισήχθη στη σύγχρονη οξυμετρία [22] για την απομόνωση του αρτηριακού αίματος. Η κεντρική ιδέα στηρίζεται στο ότι η συνολική οπτική απορρόφηση επηρεάζεται από μη μεταβαλλόμενους ιστούς, όπως το δέρμα και τα οστά, οι οποίοι αποτελούν τη DC συνιστώσα, και από τον σφυγμικό όγκο του αρτηριακού αίματος, δηλαδή το AC. Για να εξασφαλιστεί ότι η μέτρηση είναι εντελώς ανεξάρτητη από την αρχική ένταση της εκπομπής των LED ή του πάχους του δαχτύλου, οι δυναμικές συνιστώσες R_AC και IR_AC κανονικοποιούνται μέσω της διαίρεσης με τις αντίστοιχες DC συνιστώσες R_DC , IR_DC . Ο Λόγος των Λόγων συνεπώς ορίζεται μαθηματικά από τη σχέση 2.3. Το τελικό ποσοστό οξυγόνου προκύπτει από την εφαρμογή μίας γραμμικής εξίσωσης βαθμονόμησης την 2.4. Στον κώδικα η σταθερά B ορίστηκε στο 25.0f, ενώ το επίπεδο αναφοράς A (custom_base) προσδιορίζεται παραμετρικά [9]. Το αποτέλεσμα τέλος υφίσταται λογικό έλεγχο, αποτρέποντας με αυτόν τον τρόπο την υπέρβαση του θεωρητικού μέγιστου φυσιολογικού ορίου του 100%.

5.6 Επίλογος

Συνοψίζοντας, το κεφάλαιο αυτό έδειξε ότι ο Μ.Ε. STM32G071RB επιτελεί με απόλυτη επιτυχία τον ρόλο του ως η καρδιά του συστήματος. Η συσκευή δεν περιορίζεται στην απλή συλλογή δεδομένων, αλλά λειτουργεί ως ένα προηγμένο, αυτόνομο σύστημα Edge Computing. Μέσω της αυστηρά συγχρονισμένης μηχανής καταστάσεων TDM, της υπερδειγματοληψίας του ADC, της χρήσης DMA για την εξάλειψη των καθυστερήσεων και της εφαρμογής ψηφιακών φίλτρων 4^{ης} τάξης, ο Μ.Ε. επιτυγχάνει τη λήψη και τον καθαρισμό ενός βιοϊατρικού σήματος υψηλής ακρίβειας. Παράλληλα εξάγει σε πραγματικό χρόνο τις κρίσιμες κλινικές παραμέτρους όπως είναι οι BPM και το SpO₂, αντιμετωπίζοντας πολύπλοκα φυσιολογικά φαινόμενα όπως η δίκροτη εντομή. Για την αποφυγή επιβάρυνσης (overhead) από παραδοσιακά σειριακά πρωτόκολλα όπως το UART, τα οποία θα μπορούσαν να διαταράξουν τον ντετερμινιστικό χρονισμό του, το σύστημα παρακάμπτει εντελώς την κλασική αποστολή δεδομένων. Αντ' αυτού, τα δεδομένα παραμένουν στη μνήμη RAM του μικροελεγκτή. Η τελική ανάγνωσή τους, η διαχείριση της συνεχούς ροής, η αποθήκευση στη βάση δεδομένων και η εισαγωγή τους στα μοντέλα Μηχανικής Μάθησης (XGBoost), πραγματοποιούνται από τον υπολογιστή μέσω μιας μη παρεμβατικής διεπαφής παρακολούθησης μηδενικής επιβάρυνσης (SWD/PyOCD), διαδικασία που θα αναλυθεί διεξοδικά στο επόμενο κεφάλαιο.

Κεφάλαιο 6ο: Ανάπτυξη Λογισμικού Υπολογιστή και Εξαγωγή Χαρακτηριστικών

6.1 Εισαγωγή

Το παρόν κεφάλαιο επικεντρώνεται στην εις βάθος ανάλυση της αρχιτεκτονικής του λογισμικού ανωτέρου επιπέδου το οποίο αναπτύχθηκε εξ ολοκλήρου στη γλώσσα προγραμματισμού Python. Στο πλαίσιο του συστήματος Π.Ο. το συγκεκριμένο λογισμικό δεν αποτελεί απλώς ένα πρόγραμμα καταγραφής, αλλά λειτουργεί ως μεσάζοντας. Επί της ουσίας αποτελεί τον κεντρικό εγκέφαλο διαχείρισης και εντοπισμού που ενώνει το υλικό χαμηλού επιπέδου, δηλαδή το bare – metal hardware του Μ.Ε. με τα περιβάλλοντα νέφους, τις βάσεις δεδομένων και τη διεπαφή του τελικού χρήστη. Η επιλογή της Python δεν ήταν τυχαία καθώς προσφέρει ένα πλούσιο, βιομηχανικού επιπέδου οικοσύστημα βιβλιοθηκών για επιστημονικούς υπολογισμούς όπως SciPy και NumPy, για μηχανική μάθηση όπως XGBoost και scikit-learn, και τέλος για ασύγχρονη δικτύωση όπως τις AsyncIO και WebSockets. Η πρωταρχική ευθύνη του λογισμικού είναι η απρόσκοπτη επικοινωνία με τον Μ.Ε. και τη συλλογή των βιοϊατρικών μετρήσεων σε πραγματικό χρόνο. Επιπλέον η Python αναλαμβάνει το βαρύ υπολογιστικό φορτίο της ψηφιακής επεξεργασίας του PPG. Μέσα από έναν διαρκή κύκλο φιλτραρίσματος, το λογισμικό απομονώνει τις ωφέλιμες συνιστώσες και διασφαλίζει τη κλινική ακεραιότητα των δεδομένων μέσω ενός Δείκτη Ποιότητας Σήματος (SQI). Στη συνέχεια προχωρά στην ανάλυση της μορφολογίας του παλμού, δηλαδή υπολογίζει τη δεύτερη παράγωγο του σήματος γνωστή και ως APG, το σύστημα καθίσταται ικανό να εξάγει εξαιρετικά σύνθετα μορφολογικά χαρακτηριστικά, όπως είναι ο λόγος b προς a , ο χρόνος ανόδου της συστολής και το διαπαλμικό διάστημα, τα οποία αντανakλούν την ελαστικότητα του αρτηριακού δέντρου. Το επόμενο κρίσιμο στάδιο της ροής εκτέλεσης αφορά την εφαρμογή της Τεχνητής Νοημοσύνης. Αν και η θεωρία και η προεκπαίδευση των αλγορίθμων εξετάζονται διεξοδικά σε ξεχωριστό κεφάλαιο, το παρόν κεφάλαιο αναλύει τη πρακτική ενσωμάτωση των μοντέλων Μηχανικής Μάθησης. Το λογισμικό τροφοδοτεί τα εξαγόμενα βιομετρικά χαρακτηριστικά στα ήδη εκπαιδευμένα μοντέλα για την άμεση εκτίμηση της Συστολικής και Διαστολικής Αρτηριακής Πίεσης, καθώς παράλληλα εφαρμόζει δυναμικούς αλγόριθμους βαθμονόμησης για την εξατομίκευση των αποτελεσμάτων στον εκάστοτε χρήστη. Τέλος αυτό το κεφάλαιο περιγράφει τον μηχανισμό προετοιμασίας και δρομολόγησης των τελικών αποτελεσμάτων. Με σκοπό η πολύπλοκη μαθηματική ανάλυση δεν επιφέρει καθυστερήσεις στη συνεχή ροή των δεδομένων, ολόκληρος ο κώδικας έχει δομηθεί πάνω σε μία ασύγχρονη αρχιτεκτονική. Με αυτόν τον τρόπο η «σκυτάλη» μεταβιβάζεται ακαριαία στο υποσύστημα δικτύωσης και τα δεδομένα εγγράφονται στην απομακρυσμένη βάση MySQL και εμφανίζονται στη τελική ιστοσελίδα με WebSockets. Στις υποενότητες που ακολουθούν, αναλύεται βήμα προς βήμα κθε ένα από αυτά τα λειτουργικά δομικά στοιχεία.

6.2 Επικοινωνία Υλικού : Zero – Overhead Monitoring μέσω PyOCD

Στα σύγχρονα ενσωματωμένα συστήματα τα οποία είναι πραγματικού χρόνου, η μετάδοση των δεδομένων προς εξωτερικές μονάδες επεξεργασίας αποτελεί συχνά το κυριότερο σημείο συμφόρησης της αρχιτεκτονικής του συστήματος αυτού. Παραδοσιακά πρωτόκολλα ασύγχρονης σειριακής επικοινωνίας, όπως το Universal Asynchronous Receiver – Transmitter (UART), καταναλώνουν σημαντικούς υπολογιστικούς πόρους από τον Μ.Ε. Η συνεχής μορφοποίηση των δεδομένων, η διαχείριση των ενταμιευτών μετάδοσης και η αδιάκοπη εξυπηρέτηση διακοπών λογισμικού, έχουν ως αποτέλεσμα την κατανάλωση πολύτιμων κύκλων μηχανής. Ειδικότερα στη περίπτωση ιατρικών

εφαρμογών, όπου ο Μ.Ε. εκτελεί ήδη απαιτητικούς αλγόριθμους για να επεξεργαστεί ψηφιακά το σήμα και TDM, η επιβάρυνση μιας σειριακής διεπαφής δύναται να εισαγάγει χρονική αστάθεια στη δειγματοληψία του ADC, με αποτέλεσμα να «χαλάει» ο αυστηρός χρονισμός του συστήματος [23],[24]. Συνεπώς για τη πλήρη υπέρβαση αυτών των περιορισμών, στο παρόν σύστημα υιθετήθηκε μια ριζοσπαστική τεχνική μη παρεμβατικής παρακολούθησης, μηδενικής επιβάρυνσης (Zero – Overhead) [25]. Το σύστημα αξιοποιεί τις εγγενείς δυνατότητες της προηγμένης αρχιτεκτονικής απασφαλμάτωσης CoreSight της ARM, και συγκεκριμένα το πρωτόκολλο Serial Wire Debug (SWD). Σε αντίθεση με τις παλαιότερες διεπαφές όπως το JTAG, το SWD απαιτεί μόνο δύο φυσικούς ακροδέκτες, το ρολόι και τα δεδομένα με σκοπό να εξασφαλίσει την επικοινωνία με τη Θύρα Πρόσβασης Αποσφαλμάτωσης (Debug Access Port – DAP) του Μ.Ε. [26]. Το πλέον καινοτόμο χαρακτηριστικό της αρχιτεκτονικής CoreSight είναι η δυνατότητα του DAP να προσπελαύνει τον κεντρικό δίαυλο μνήμης υψηλής απόδοσης του συστήματος, με αποτέλεσμα να καταφέρνει να λειτουργήσει παράλληλα και ανεξάρτητα από τον κεντρικό επεξεργαστή του Μ.Ε. Αυτό συνεπάγεται ότι εξωτερικές συσκευές έχουν την δυνατότητα να διαβάσουν ή να γράψουν δεδομένα απευθείας στη μνήμη RAM του Μ.Ε. χωρίς να απαιτείται καμία απολύτως παύση του κεντρικού επεξεργαστή και χωρίς να εκτελείται καμία επιπλέον εντολή μετάδοσης στον κώδικα C της εφαρμογής [27]. Στο επίπεδο του λογισμικού ανωτέρου επιπέδου, η αλληλεπίδραση με το υλικό πραγματοποιείται μέσω της γλώσσας Python και της εξειδικευμένης ανοιχτού κώδικα βιβλιοθήκης PyOCD. Επί της ουσίας αυτή η βιβλιοθήκη λειτουργεί ως η μεταφραστική γέφυρα μεταξύ της θύρας USB του υπολογιστή και του φυσικού πρωτοκόλλου SWD [28]. Μέσα από τον συνεχή βρόχο εκτέλεσης του Python script, καλούνται συναρτήσεις οι οποίες μπορούν να διαβάσουν με απόλυτη ακρίβεια τις στατικές δεκαεξαδικές διευθύνσεις της μνήμης RAM του STM32, εκεί ακριβώς όπου αποθηκεύονται οι μεταβλητές του κώδικα. Για παράδειγμα η Python ανακτά τις τιμές των συνιστωσών IR_AC και BPM και τις τελικές κλινικές μετρήσεις από τις διευθύνσεις 0x2000050c για τα BPM και 0x200004c4 για τη συνιστώσα IR_AC, η οποία αντιστοιχεί προφανώς στην τελική φιλτραρισμένη συνιστώσα. Στη συνέχεια μέσω της ενσωματωμένης δομής της Python, οι ωμές ακολουθίες 32-bit ανακατασκευάζονται δυναμικά σε μορφή αριθμών κινητής υποδιαστολής προτύπου IEEE 754 και σε προσημασμένους ακεραίους, με αποτέλεσμα τα δεδομένα να είναι άμεσα διαθέσιμα για περαιτέρω μαθηματική ανάλυση [29]. Η στρατηγική αυτή προσφέρει το πλεονέκτημα του πλήρους διαχωρισμού, δηλαδή επιτρέπει στη Python να καθορίζει εξ ολοκλήρου και αυτόνομα τον ρυθμό άντλησης των δεδομένων. Στη συγκεκριμένη αρχιτεκτονική, το λογισμικό έχει ρυθμιστεί μέσω ασύγχρονων καθυστερήσεων χάρη στην βιβλιοθήκη asyncio.sleep, να συλλέγει δεδομένα με συχνότητα αυστηρά στα 125 Hz, ικανοποιώντας έτσι τις απαιτήσεις του θεωρήματος δειγματοληψίας [15]. Το τελικό αποτέλεσμα είναι ένα σύστημα όπου ο Μ.Ε. επικεντρώνεται αποκλειστικά στον έλεγχο των LED, τον ADC και τη Ψηφιακή Επεξεργασία του σήματος, αγνοώντας πρακτικά την ύπαρξη του υπολογιστή, ενώ η Python παρατηρεί παθητικά τη κατάσταση της μνήμης του, επιτυγχάνοντας ταχύτητες και αξιοπιστία επικοινωνίας επιπέδου βιομηχανικών ιατρικών διαγνωστικών συσκευών.

6.3 Ψηφιακή Επεξεργασία Σήματος και Δείκτης Ποιότητας

Η διαδικασία της Ψηφιακής Επεξεργασίας Σήματος στο επίπεδο του λογισμικού στο οποίο βρίσκεται η Python, ξεκινάει με τη συλλογή και τη μαθηματική κανονικοποίηση της ροής των ακατέργαστων δεδομένων. Το σύστημα υλοποιεί έναν κυκλικό ενταμιευτή ο οποίος διατηρεί δυναμικά ένα παράθυρο παρατήρησης μιας σταθερής διάρκειας των 10 δευτερολέπτων. Αν και η συλλογή ελέγχεται με αυστηρότητα από τον κεντρικό βρόχο, οι εγγενείς καθυστερήσεις του λειτουργικού συστήματος του υπολογιστή ενδέχεται να εισαγάγουν ελάχιστες αποκλίσεις στον χρονικό άξονα των ήδη καταγεγραμμένων δειγμάτων, συνεπώς για να εξασφαλιστεί η απόλυτα ισαπεχής κατανομή των δειγμάτων, εφαρμόζεται γραμμική παρεμβολή μέσω της συνάρτησης `numpy.interp`. Η διαδικασία αυτή έχει ως αποτέλεσμα την σίγουρη μετατροπή του σήματος σε ένα τέλειο χρονικό διάνυσμα με συχνότητα δειγματοληψίας αυστηρά κλειδωμένη στα 125 Hz [30]. Στη συνέχεια, το PPG υφίσταται ψηφιακό φιλτράρισμα με κύριο σκοπό τη πλήρη καταστολή του υψίσυχνου θορύβου. Όπως τεκμηριώνεται

ερευνητικά από τους [31], η μεγαλύτερη πηγή θορύβου στους οπτικούς αισθητήρες PPG προέρχεται από τις μικροκινήσεις των δαχτύλων και δευτερευόντως από ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές του περιβάλλοντος. Συνεπώς για την αντιμετώπιση αυτών εφαρμόζεται ένα βαθυπερατό φίλτρο Butterworth 4^{ης} τάξης με συχνότητα αποκοπής τα 5 Hz το οποίο έχει σχεδιαστεί μέσω της βιβλιοθήκης SciPy. Η επιλογή της τοπολογίας Butterworth προσφέρει τη μέγιστη δυνατή επιπεδότητα στη ζώνη διέλευσης, προστατεύοντας την κυματομορφή του παλμού από αλλοιώσεις. Ακόμη πιο κρίσιμη είναι η χρήση της συνάρτησης `filtfilt` κατά την εφαρμογή καθώς το σήμα περνά μέσα από το φίλτρο δύο φορές, επιτυγχάνοντας έτσι φιλτράρισμα μηδενικής φάσης. Κατά αυτόν τον τρόπο εκμηδενίζεται η φασματική καθυστέρηση, διασφαλίζοντας ότι οι κορυφές του σήματος παραμένουν στην ακριβή φυσική τους θέση, κρίσιμο γεγονός καθώς αυτό είναι απαραίτητο για τον μετέπειτα υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού και της πίεσης. Ωστόσο το πλέον καινοτόμο χαρακτηριστικό του ενδιαμέσου λογισμικού αποτελεί η ανάπτυξη ενός ευρετικού Δείκτη Ποιότητας Σήματος (SQI). Όπως τονίζεται στη σύγχρονη βιβλιογραφία για την ανάλυση των βιοσημάτων από τον [32], η τροφοδότηση αλγορίθμων Μηχανικής Μάθησης όπως το XGBoost με αλλοιωμένα ή τυχαία σήματα παράγει άμεσα εσφαλμένες και δυνητικά επικίνδυνες ιατρικές εκτιμήσεις. Με σκοπό να αποτραπεί αυτό το φαινόμενο, ο αλγόριθμος SQI λειτουργεί ως μία προστατευτική ασπίδα καθώς αξιολογεί συνεχώς τη βιολογική αληθοφάνεια του καταγεγραμμένου σήματος εντός του παραθύρου των 10 δευτερολέπτων [33]. Αυτή η αξιολόγηση θεμελιώνεται σε τρεις αυστηρούς κανόνες φυσιολογίας. Πρώτον εκτελείται καταμέτρηση των εντοπισμένων συστολικών κορυφών και για να θεωρηθεί ένα παράθυρο έγκυρο, πρέπει το πλήθος των κορυφών να κυμαίνεται από 4 έως 35, καθώς αυτό αντιστοιχεί σε έναν ρεαλιστικό καρδιακό ρυθμό μεταξύ 24 και 210 παλμών ανά λεπτό. Δεύτερον, αναλύεται η σταθερότητα του Διαπαλμικού Διαστήματος (IBI), όπου η χρονική απόσταση μεταξύ διαδοχικών συστολών πρέπει να είναι αυστηρά μεταξύ 0.3 και 1.5 δευτερολέπτων και οι μετρήσεις εκτός αυτών των ορίων υποδηλώνουν τη παρουσία έντονης αρρυθμίας, έκτακτων συστολών ή ακραίου κινητικού θορύβου που αλλοίωσε τη κυματομορφή. Τρίτον, υπολογίζεται το συνολικό δυναμικό εύρος του παραθύρου και εάν η διακύμανση του σήματος είναι πρακτικά μηδενική τότε χαρακτηρίζεται ως επίπεδη γραμμή, υποδεικνύοντας σαφώς την απουσία επαφής του δακτύλου με τον αισθητήρα [32]. Εάν παραβιαστεί έστω και ένα από τα προαναφερθέντα κριτήρια, το λογισμικό δεν επιτρέπει την εξαγωγή χαρακτηριστικών και εκτελεί άμεση εκκαθάριση και επαναφορά των ενταμιευτών δεδομένων, προστατεύοντας με αυτόν τον τρόπο την αξιοπιστία των μοντέλων Τεχνητής Νοημοσύνης.

6.4 Εξαγωγή Μορφολογικών Χαρακτηριστικών και APG

Η κλινική εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης δεν γίνεται να βασιστεί αποκλειστικά στις απόλυτες τιμές του πλάτους του PPG καθώς αυτές επηρεάζονται άμεσα από μη φυσιολογικούς παράγοντες, όπως η ένταση των LED, η πίεση επαφής του δακτύλου και η μελανίνη του δέρματος [32]. Αντιθέτως η ακριβής εκτίμηση απαιτεί την εξαγωγή εξειδικευμένων μορφολογικών και χρονικών χαρακτηριστικών τα οποία είναι ανεξάρτητα από τη συνολική κλίμακα του σήματος. Έπειτα αφού το σήμα αξιολογηθεί επιτυχώς από τον αλγόριθμο SQI το λογισμικό της Python ενεργοποιεί τη διαδικασία της εξαγωγής τριών θεμελιωδών βιοδεικτών. Αρχικά το φιλτραρισμένο σήμα αναλύεται στο πεδίο του χρόνου για την εξαγωγή δύο κρίσιμων παραμέτρων, του IBI και του Χρόνου Ανόδου της Συστολής (SUT). Το IBI υπολογίζεται μετρώντας τη χρονική απόσταση μεταξύ διαδοχικών συστολικών κορυφών και έτσι αντανakλάται η διάρκεια του καρδιακού κύκλου και κατ' επέκταση τον στιγμιαίο καρδιακό ρυθμό. Παράλληλα το SUT ορίζεται ως χρονικό διάστημα από την έναρξη του παλμού έως τη κορυφή της συστολής. Όπως αναφέρουν οι [34], ο χρόνος ανόδου αποτελεί έναν ισχυρό δείκτη για τη ταχύτητα εξώθησης του αίματος από την αριστερή κοιλία της καρδιάς και συσχετίζεται άμεσα με τη καρδιακή

παροχή και τη διαστολική πίεση. Η πλέον προηγμένη τεχνική για την αξιολόγηση της αγγειακής ελαστικότητας η οποία αποτελεί τον πυρήνα της μεθοδολογίας, είναι ο υπολογισμός του APG. Αυτό προκύπτει από τη δεύτερη μαθηματική παράγωγο του αρχικού PPG σήματος ως προς τον χρόνο. Στον κώδικα η παραγωγή γίνεται υπολογιστικά μέσω διπλής εφαρμογής της συνάρτησης `np.gradient` της βιβλιοθήκης NumPy. Αυτός ο μαθηματικός μετασχηματισμός δρα ως ένα εξαιρετικά ευαίσθητο υπερπαρατό φίλτρο το οποίο αποκαλύπτει κρυφά σημεία καμψής και μικρές διακυμάνσεις της ροής του αίματος, τα οποία είναι αδύνατον να παρατηρηθούν με γυμνό μάτι στην αρχική κυματομορφή [6]. Η μορφολογία ενός τυπικού κύκλου APG αποτελείται από διακριτά κύματα, a,b,c,d και e [6] όπως φαίνεται στην εικόνα (2.9). Ο αλγόριθμος που αναπτύχθηκε βάσει της ιατρικής βιβλιογραφίας και επικεντρώνεται στον εντοπισμό των δύο σημαντικότερων, του αρχικού θετικού κύματος «a» το οποίο αντιστοιχεί στη μέγιστη συστολική επιτάχυνση κατά την έναρξη της συστολής και του επακόλουθου αρνητικού κύματος «b» το οποίο αντανακλά την πρώιμη διαστολική επιτάχυνση [32],[6]. Για να βρεθούν αυτά τα σημεία, το σύστημα χρησιμοποιεί τη συνάρτηση `find_peaks`, η οποία αρχικά αναζητά τα τοπικά μέγιστα του APG επιβάλλοντας περιορισμούς προεξοχής για τον ακριβή εντοπισμό του κύματος «a» και στη συνέχεια αναζητά το βαθύτερο τοπικό ελάχιστο εντός ενός αυστηρού χρονικού παραθύρου των 35 δειγμάτων περίπου αμέσως μετά τη κορυφή «a», προκειμένου να ταυτοποιήσει το κύμα «b». Το κρίσιμότερο στοιχείο αυτής της ανάλυσης είναι ο υπολογισμός του πηλίκου των πλατών τους και σύμφωνα με τη κλασική ιατρική μελέτη των [6], ο λόγος του b προς a σχετίζεται γραμμικά με τη Ταχύτητα Σφυγμικού Κύματος και τη σκληρότητα των αρτηριών. Καθώς η αρτηριακή πίεση αυξάνεται και τα αγγεία γίνονται πιο άκαμπτα λόγω υπέρτασης ή ηλικίας, το κύμα πίεσης ανακλάται ταχύτερα από το κάτω μέρος του σώματος πίσω στη καρδιά, αλλοιώνοντας το πλάτος της συνιστώσας «b» σε σχέση με την «a». Το λογισμικό υπολογίζει τον μέσο όρο των έγκυρων αναλογιών b προς a σε ολόκληρο το παράθυρο των 10 δευτερολέπτων και τον συνδυάζει με το IBI και το SUT. Το τελικό αποτέλεσμα είναι η δημιουργία ενός συμπαγούς διανυσματικού προφίλ 1x3 χαρακτηριστικών Ratio_BA, IBI_sec και SUT_sec, το οποίο συλλαμβάνει πλήρως τη δυναμική του καρδιαγγειακού συστήματος του ασθενούς και είναι έτοιμο να τροφοδοτήσει τους αλγορίθμους τεχνητής νοημοσύνης.

6.5 Ενσωμάτωση Μοντέλων και Δυναμική Βαθμονόμηση

Το επόμενο και πλέον καθοριστικό στάδιο της ροής των δεδομένων στο ενδιαμέσο λογισμικό βρίσκεται στη πρακτική ενσωμάτωση των αλγορίθμων Τεχνητής Νοημοσύνης σε πραγματικό χρόνο. Παρότι που η θεωρητική ανάλυση, η συλλογή των δεδομένων εκπαίδευσης και η αξιολόγηση της αρχιτεκτονικής αναλύονται διεξοδικά στο αντίστοιχο αποκλειστικό κεφάλαιο της παρούσας διπλωματικής, σε αυτό το σημείο θα αναφερθούμε στη παραγωγική τους εφαρμογή. Όπως έχει αποδειχθεί εκτενώς στη σύγχρονη βιοϊατρική έρευνα και ειδικότερα στις μελέτες των [7],[8], ο αλγόριθμος Extreme Gradient Boosting (XGBoost) πλεονεκτεί καθοριστικά στον εντοπισμό σύνθετων και μη γραμμικών συσχετίσεων μεταξύ των μορφολογικών χαρακτηριστικών του PPG και της αρτηριακής πίεσης. Για την εκκίνηση της διαδικασίας λοιπόν, το λογισμικό φορτώνει από τον αποθηκευτικό χώρο τα έτοιμα και ήδη εκπαιδευμένα δέντρα παλινδρόμησης, κάνοντας χρήση της βιβλιοθήκης `joblib`. Ένα θεμελιώδες μαθηματικό βήμα πριν την τροφοδότηση των δεδομένων στα μοντέλα αποτελεί η διαδικασία της τυποποίησης των χαρακτηριστικών. Με λίγα λόγια, το διανυσματικό προφίλ που παρήχθη από το προηγούμενο στάδιο αποτελείται από φυσικές μεταβλητές με εντελώς διαφορετικές κλίμακες και μονάδες μέτρησης, το IBI κυμαίνεται τυπικά γύρω στα 0.8 δευτερόλεπτα και ο SUT κοντά στα 0.15 [19], ενώ ο λόγος των πλατών του APG αποτελεί έναν αδιάστατο, συχνά αρνητικό αριθμό [6]. Ένα αυτά τα δεδομένα εισαχθούν χωρίς προεπεξεργασία τότε ο αλγόριθμος θα αποδίδει εσφαλμένα μεγαλύτερη μαθηματική βαρύτητα στα χαρακτηριστικά με τις μεγαλύτερες απόλυτες τιμές. Συνεπώς για την

αποτροπή αυτής της αλλοίωσης, εφαρμόζεται υποχρεωτική κλιμάκωση. Μέσω των αποθηκευμένων αντικειμένων κλιμάκωσης, κάθε χαρακτηριστικό μετασχηματίζεται με τέτοιον τρόπο, ώστε να παρουσιάζει μηδενική μέση τιμή και μοναδιαία διακύμανση, διασφαλίζοντας την ισορροπημένη αξιολόγησή τους από το μοντέλο [7]. Αμέσως μετά την κλιμάκωση, τα δεδομένα εξέτασης εισάγονται ταυτόχρονα σε δύο ανεξάρτητα μοντέλα XGBoost, συγκεκριμένα τα `xgb_sbp` και `xgb_dbp`, τα οποία εξάγουν τις ακατέργαστες προβλέψεις για τη Συστολική και Διαστολική αρτηριακή πίεση αντίστοιχα. Έτσι, βάσει των κλινικών κατευθυντήριων γραμμών, η ανθρώπινη αρτηριακή πίεση δεν αποτελεί ένα στατικό, ακλόνητο μέγεθος, αλλά διακρίνεται από συνεχή διακύμανση από παλμό σε παλμό, η οποία επηρεάζεται άμεσα από τον αναπνευστικό κύκλο και τις μεταβολές του συμπαθητικού νευρικού συστήματος [39]. Για να αποτραπεί η αναφορά στιγμιαίων και ασταθών τιμών στην οθόνη του τελικού χρήστη, το λογισμικό διοχετεύει τις εκτιμήσεις σε έναν κυκλικό ενταμιευτή κινητού μέσου όρου χωρητικότητας τριών δειγμάτων, επιτυγχάνοντας με αυτόν τον τρόπο την απαιτούμενη κλινική εξομάλυνση. Παρά την αδιαμφισβήτητη υπολογιστική ισχύ της Μηχανικής Μάθησης, η αποκλειστικά μη παρεμβατική εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης έρχεται αντιμέτωπη με ένα φυσιολογικό φράγμα. Η μορφολογία του σήματος PPG επηρεάζεται άμεσα από βαθιές ανατομικές διαφορές μεταξύ των ασθενών, όπως η ατομική ελαστικότητα του αρτηριακού δέντρου, το πάχος της επιδερμίδας, η διάμετρος των τοπικών τριχοειδών αγγείων, ακόμη και η συγκέντρωση μελανίνης στους ιστούς. Όπως επισημαίνουν οι [40],[41] στην εκτενή βιβλιογραφία περί αναίμακτης οξυμετρίας, η δημιουργία ενός καθολικού αλγόριθμου ο οποίος θα είναι απολύτως απαλλαγμένος από βαθμονόμηση παραμένει μέχρι και σήμερα μια τεράστια επιστημονική πρόκληση, ενέχοντας σημαντικά περιθώρια σφάλματος για ασθενείς που αποκλίνουν από τα στατιστικά χαρακτηριστικά του δείγματος εκπαίδευσης. Συνεπώς για την υπέρβαση αυτού του κλινικού περιορισμού και τη διασφάλιση ιατρικής ακρίβειας, το σύστημα ενσωματώνει έναν προηγμένο μηχανισμό δυναμικής βαθμονόμησης. Κατά την αρχική χρήση της συσκευής ή έπειτα από επιλογή επαναβαθμονόμησης, ο εξεταζόμενος ζητείται να εισαγάγει μία τιμή αναφοράς η οποία έχει παρθεί από πιστοποιημένο σφυγμομανόμετρο χειρός. Το λογισμικό έπειτα συγκρίνει αυτόματα τον κινητό μέσο όρο των προβλέψεων της Τεχνητής Νοημοσύνης με τη τιμή αναφοράς και υπολογίζει εξατομικευμένα σφάλματα απόκλισης. Προς αποφυγή απώλειας αυτών των δεδομένων, τα `offsets` καταγράφονται οριστικά στη βάση δεδομένων MySQL. Κατά τις επόμενες καθημερινές συνεδρίες μέτρησης, το λογισμικό ανακτά αυτές τις παραμέτρους και τις προσθέτει ως γραμμικούς διορθωτικούς παράγοντες στην έξοδο των μοντέλων XGBoost, γεφυρώνοντας έτσι με επιτυχία το χάσμα μεταξύ της καθολικής προβλεπτικής ικανότητας του αλγορίθμου και της μοναδικής ατομικής φυσιολογίας του χρήστη.

6.6 Επίλογος

Ολοκληρώνοντας την ανάλυση του λογισμικού ανώτερου επιπέδου, είναι σαφές πλέον ότι η Python έχει κρίσιμο ρόλο στην αρχιτεκτονική του συστήματος, καθώς λειτουργεί ως ο κεντρικός κόμβος μεταξύ του υλικού και του τελικού χρήστη. Αντί της απλής καταγραφής των τιμών, το λογισμικό δημιουργεί μία πολύπλοκη αλυσίδα ψηφιακής επεξεργασίας, η οποία εκκινεί την άντληση των δεδομένων μέσω της καινοτόμου τεχνικής μηδενικής επιβάρυνσης. Αξιοποιώντας τη διεπαφή SWD και τη βιβλιοθήκη PyOCD, παρακάμπτει πλήρως τις καθυστερήσεις των παραδοσιακών σειριακών πρωτοκόλλων, διασφαλίζοντας έναν απόλυτα σταθερό και αδιάλειπτο ρυθμό συλλογής. Στη συνέχεια, διασφαλίζεται η εγκυρότητα του ψηφιακού σήματος μέσα από αυστηρά ψηφιακά φίλτρα Butterworth μηδενικής φάσης και έναν πολυεπίπεδο SQI, ο οποίος απορρίπτει δυναμικά τα αλλοιωμένα δεδομένα προστατεύοντας με αυτόν τον τρόπο το σύστημα από σφάλματα κίνησης. Η κρίσιμη μετάβαση από το ωμό οπτικό σήμα στην καθαρή ιατρική πληροφορία υλοποιείται μέσω της ανάλυσης του APG. Η δυναμική εξαγωγή

χαρακτηριστικών, όπως είναι ο λόγος των κορυφών b προς a και ο χρόνος SUT, προσφέρει άμεση και αξιόπιστη εικόνα για την ελαστικότητα του αρτηριακού δέντρου. Αφότου υποστούν τη κατάλληλη τυποποίηση τα δεδομένα, τροφοδοτούνται στα ήδη εκπαιδευμένα μοντέλα Μηχανικής Μάθησης και με την επιπρόσθετη εφαρμογή της εξατομικευμένης δυναμικής βαθμονόμησης, το σύστημα είναι ικανό πλέον να παρέχει έγκυρη και αναίμακτη εκτίμηση της Συστολικής και Διαστολικής πίεσης. Τέλος αξίζει να σημειωθεί ότι το σύνολο των υπολογιστικών διεργασιών που αναφέρθηκαν εκτελείται ταυτόχρονα χάρη στον ασύγχρονο προγραμματισμό, ο οποίος αποτρέπει τις αναμονές του επεξεργαστή κατά την επικοινωνία στο δίκτυο. Το τελικό στάδιο αυτής της υπολογιστικής αλυσίδας συνίσταται στη συμπίκνωση των παραγόμενων μετρήσεων, όπως είναι το BPM, SpO₂, και η αρτηριακή πίεση σε ελαφριά, δομημένα πακέτα δεδομένων με μορφή JSON. Η ασφαλής μεταφορά αυτών των πακέτων, η διαρκής διαχείριση της σχεσιακής βάσης δεδομένων και η απεικόνισή τους σε πραγματικό χρόνο μέσω WebSockets στο απομακρυσμένο περιβάλλον διεπαφής, συνθέτουν την ευρύτερη τοπολογία δικτύου του συστήματος, η οποία θα αποτελέσει το αποκλειστικό αντικείμενο ανάλυσης του επόμενου κεφαλαίου.

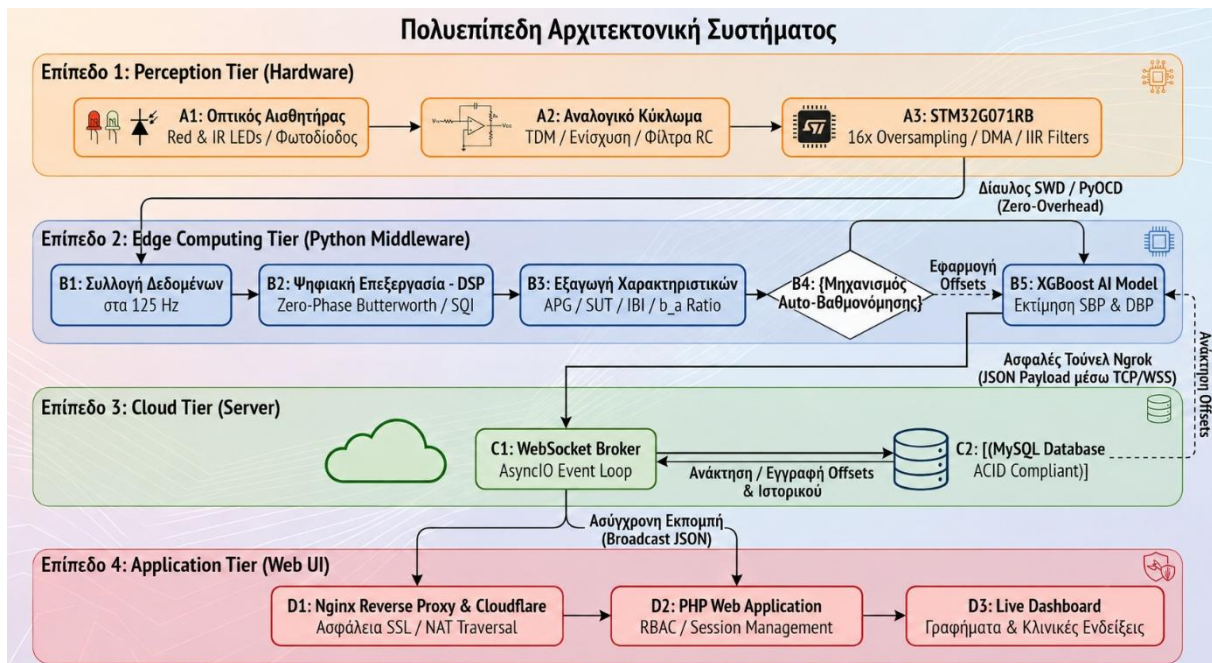
Κεφάλαιο 7ο: Αρχιτεκτονική Συστήματος και Διασύνδεση Υποσυστημάτων

7.1 Εισαγωγή

Η μετάβαση από μία αυτόνομη συσκευή βιοϊατρικής καταγραφής σε ένα πλήρως διασυνδεδεμένο σύστημα παρακολούθησης της υγείας, αποτελεί τον πυρήνα της σύγχρονης φιλοσοφίας του Διαδικτύου των Ιατρικών Πραγμάτων. Στα προηγούμενα κεφάλαια αναλύθηκε εκτενώς η εσωτερική λειτουργία των επιμέρους δομικών μονάδων της παρούσας υλοποίησης, η συλλογή των βιοσημάτων στο επίπεδο του ενσωματωμένου υλικού και η ψηφιακή επεξεργασία τους στο ενδιάμεσο λογισμικό. Ωστόσο η πραγματική αξία ενός τέτοιου συστήματος αναδεικνύεται μόνο όταν οι παραγόμενες πληροφορίες μπορούν να δρομολογηθούν αξιόπιστα, να αποθηκευτούν με ασφάλεια και να οπτικοποιηθούν απομακρυσμένα. Το παρόν κεφάλαιο λοιπόν εστιάζει στην αρχιτεκτονική ενοποίηση, περιγράφοντας το πλαίσιο που μετατρέπει τα απομονωμένα υποσυστήματα σε ένα ενιαίο και λειτουργικό οικοσύστημα. Η προτεινόμενη αρχιτεκτονική ακολουθεί ένα καταναμεμημένο, πολυεπίπεδο μοντέλο, σχεδιασμένο με στόχο τη διαλειτουργικότητα και τον διαχωρισμό των ευθυνών. Σε αυτή την αρχιτεκτονική, το υλικό λειτουργεί αποκλειστικά ως αισθητηριακός κόμβος, ενώ το τοπικό λογισμικό δρα ως το υπολογιστικό άκρο. Το κεντρικό βάρος της ανάλυσης στο παρόν κεφάλαιο, ωστόσο, τίθεται στην υποδομή του νέφους και της παρουσίας στον χρήστη. Επιπλέον εξετάζεται η εσωτερική δομή του κεντρικού διακομιστή, ο οποίος αναλαμβάνει τη φιλοξενία της βάσης δεδομένων, την ασύγχρονη διανομή της πληροφορίας και την εξυπηρέτηση της διεπαφής του τελικού χρήστη. Βασικός πυλώνας αυτής της διασύνδεσης είναι ο διακομιστής μεσιτείας (broker), ο οποίος λειτουργεί ως κεντρικός διανομέας για τη ροή δεδομένων πραγματικού χρόνου και αντί μιας άκαμπτης σημειακής σύνδεσης, ο broker αξιοποιεί μοτίβα δρομολόγησης εκπομπής για την παράλληλη προώθηση των κλινικών μετρήσεων σε πολλαπλές οθόνες. Ταυτόχρονα η οργάνωση της πληροφορίας υλοποιείται μέσω μιας βάσης δεδομένων MySQL. Ο ρόλος της βάσης υπερβαίνει την απλή τήρηση ενός ιατρικού ιστορικού και δρα ως ο κεντρικός διαχειριστής καταστάσεων του συστήματος, καθώς φιλοξενεί τις κρίσιμες παραμέτρους δυναμικής βαθμονόμησης και επιτρέπει με αυτόν τον τρόπο τη προσωποποιημένη απόδοση των αλγορίθμων για κάθε μοναδικό προφίλ χρήστη. Η αλληλεπίδραση του χρήστη με την υποδομή αυτή επιτυγχάνεται μέσω μιας δυναμικής διαδικτυακής διεπαφής. Στο κεφάλαιο αναλύεται η σχεδιαστική λογική της εφαρμογής, η οποία γεφυρώνει δύο διαφορετικά επιχειρησιακά σενάρια, τη Κλινική Πύλη, που εξοπλίζει τον ιατρό με εργαλεία διαχείρισης πολλαπλών ασθενών, και την Οικιακή Πύλη, που εστιάζει στην άμεση προσωπική παρακολούθηση. Ιδιαίτερη έμφαση δίνεται στους μηχανισμούς ελέγχου πρόσβασης, ασφαλούς ταυτοποίησης και προστασίας των δεδομένων. Τέλος, αξίζει να σημειωθεί ότι αυτό το κεφάλαιο επικεντρώνεται αποκλειστικά στη λογική αρχιτεκτονική του λογισμικού συστήματος. Η μαθηματική θεωρία και η εσωτερική λειτουργία των μοντέλων Μηχανικής Μάθησης αποτελούν το αποκλειστικό ερευνητικό αντικείμενο του επόμενου κεφαλαίου. Αντίστοιχα τα τηλεπικοινωνιακά πρωτόκολλα δικτύου, όπως τα WebSockets, η διαδικασία ασφαλούς διοχέτευσης μέσω Ngrok και οι προδιαγραφές του δικτύου που επιτρέπουν τη φυσική μεταφορά αυτών των δεδομένων, αναλύονται διεξοδικά στο Κεφάλαιο 10. Μέσω αυτού του διαχωρισμού, το παρόν κεφάλαιο αναδεικνύει τον τρόπο με τον οποίο τα λογικά τμήματα κώδικα συνεργάζονται αρμονικά για να δημιουργήσουν ένα ολοκληρωμένο ιατρικό εργαλείο.

7.2 Πολυεπίπεδη Τοπολογία και Ροή Δεδομένων

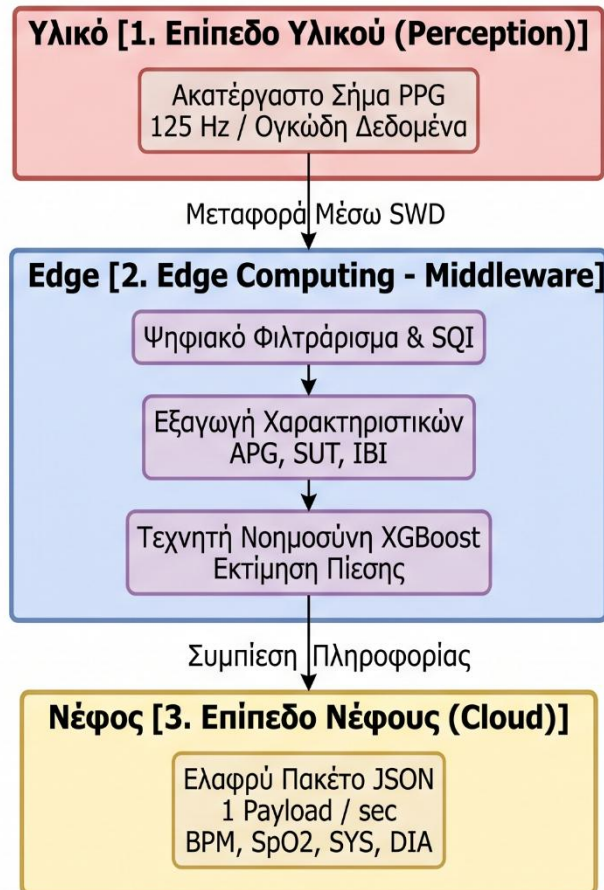
Η αρχιτεκτονική σχεδίαση του προτεινόμενου συστήματος εδράζεται σε ένα σύγχρονο και καταναμημένο πολυεπίπεδο μοντέλο, το οποίο συμβαδίζει πλήρως με τις διεθνείς ακαδημαϊκές και βιομηχανικές προδιαγραφές του Διαδικτύου των Ιατρικών Πραγμάτων [42]. Σε αντίθεση με τις παλαιότερες μονολιθικές αρχιτεκτονικές όπου η συλλογή, η επεξεργασία και η απεικόνιση των δεδομένων συμπλέκονταν σε έναν ενιαίο κόμβο, παρούσα υλοποίηση επιβάλλει έναν αυστηρό και αναγκαίο διαχωρισμό των ευθυνών. Αρχικά το σύστημα χωρίζεται ιεραρχικά σε τέσσερα διακριτά επίπεδα, έκαστο εκ των οποίων αναλαμβάνει έναν εξειδικευμένο ρόλο, το Επίπεδο Αντίληψης, το Επίπεδο Υπολογιστικής στα Άκρα, το Επίπεδο Νέφους και το Επίπεδο Εφαρμογής [43].



Σχήμα 7.1 Σχεδιάγραμμα της πολυεπίπεδης αρχιτεκτονικής του συστήματος.

Όπως φαίνεται και από το Σχήμα 7.1, στη βάση αυτής της αρχιτεκτονικής πυραμίδας βρίσκεται το Επίπεδο Αντίληψης, το οποίο υλοποιείται αμιγώς από το φυσικό υλικό, δηλαδή τον M.E. STM32 και το κύκλωμα. Σε αυτό το στάδιο, η λειτουργία περιορίζεται αυστηρά στη στοιχειώδη αλληλεπίδραση με τον φυσικό κόσμο, τη συλλογή δηλαδή των ακατέργαστων βιολογικών σημάτων και την ψηφιοποίησή τους. Ο σχεδιασμός επιβάλλει τη μεταφορά αυτών των δεδομένων στο επόμενο επίπεδο εντός αυστηρών χρονικών ορίων, χωρίς να φορτώνεται ο M.E. με πολύπλοκα πρωτόκολλα διαδικτύου, διασφαλίζοντας με αυτόν τον τρόπο την ιατρική πιστότητα της δειγματοληψίας [14]. Αμέσως μετά η ροή των δεδομένων περνάει από το Επίπεδο Υπολογιστικής στα Άκρα, το οποίο φιλοξενείται στο ενδιαμέσο μέσο της Python. Σε αυτό το σημείο αναδεικνύεται η μεγαλύτερη αλγοριθμική μεταμόρφωση των δεδομένων, ένα κλασικό οξύμετρο παράγει εκατοντάδες δείγματα ανά δευτερόλεπτο και ο όγκος αυτών θα προκαλούσε ταχύτατη συμφόρηση εάν μεταδιδόταν ακατέργαστος σε ένα δίκτυο νέφους. Όπως επισημαίνουν οι [44], η αρχιτεκτονική Υπολογιστική στα Άκρα λύνει αυτό το πρόβλημα εκτελώντας τον βαρύ υπολογιστικό φόρτο τοπικά. Η Python φιλτράρει ουσιαστικά τον θόρυβο και εξάγει το APG και εκτελεί ταυτόχρονα την ενσωμάτωση της Τεχνητής Νοημοσύνης σε απόσταση μηδενικού χρόνου

από τον αισθητήρα [45]. Το αποτέλεσμα αυτής της διεργασίας είναι η δραματική συμπίεση της πληροφορίας καθώς τα χιλιάδες αναλογικά δείγματα μεταφράζονται σε ένα εξαιρετικά ελαφρύ, σημασιολογικό πακέτο της μορφής JSON, το οποίο περιέχει αποκλειστικά τις τελικές ενδείξεις BPM, SpO2 και πίεση.

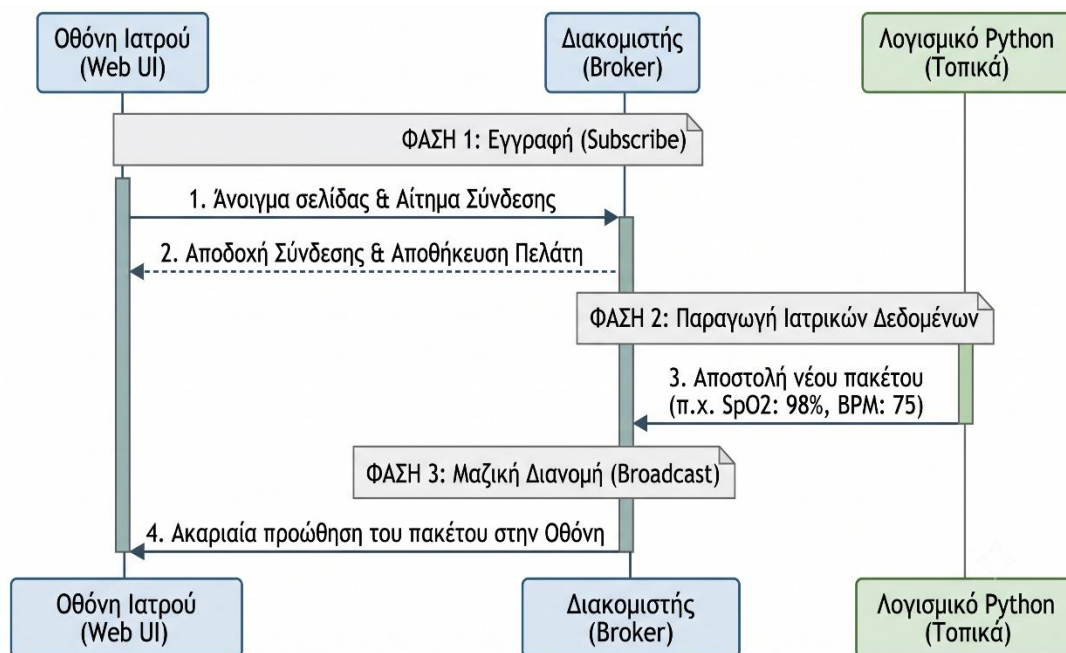


Σχήμα 7.2 Διάγραμμα Ροής Δεδομένων: Από τον Αισθητήρα στο Νέφος

Το συμπυκνωμένο πακέτο JSON περνάει στη συνέχεια στο Επίπεδο Νέφους. Το επίπεδο αυτό λειτουργεί ως ο κεντρικός ενοχρηστωτής και μόνιμος αποθηκευτικός χώρος του συστήματος καθώς φιλοξενεί τον διακομιστή διανομής και τη MySQL βάση δεδομένων. Η εισαγωγή αυτού του επιπέδου αποδεσμεύει την ιατρική πληροφορία, υλοποιώντας τη ουσία της τηλεϊατρικής. Ο διακομιστής λειτουργεί αποσυνδεδεμένος από τη πηγή παραγωγής καθώς παραλαμβάνει το JSON πακέτο και το δρομολογεί στους ενδιαφερόμενους, καταγράφοντας παράλληλα το ιστορικό μετρήσεων χωρίς να γνωρίζει ή να ελέγχει τον τρόπο που παρήχθησαν οι τιμές [46]. Τέλος αυτό το μοντέλο ολοκληρώνεται στο Επίπεδο Εφαρμογής, απαρτιζόμενο από τη δυναμική διαδικτυακή διεπαφή, το επίπεδο αυτό είναι υπεύθυνο για την τελική οπτικοποίηση. Ο φυλλομετρητής του ιατρού ή του ασθενούς λαμβάνει τα ελαφριά πακέτα των δεδομένων από το Νέφος και τα μεταφράζει άμεσα σε φιλικά γραφήματα και μετρητές. Μέσω της αυστηρής αυτής διαστρωμάτωσης στα τέσσερα επίπεδα, το σύστημα εξασφαλίζει εξαιρετική κλιμακωσιμότητα, ελαχιστοποίηση της χρήσης δικτύου και την απρόσκοπτη διαλειτουργικότητα μεταξύ των εντελώς διαφορετικών τεχνολογιών που συνθέτουν το έργο.

7.3 Διαχείριση Ροής με Broker

Η ομαλή, αδιάλειπτη και χαμηλής καθυστέρησης αποστολή των βιοϊατρικών μετρήσεων σε πραγματικό χρόνο αποτελεί έναν από τους πλέον απαιτητικούς στόχους της αρχιτεκτονικής του συστήματος. Για την επίτευξη συνεπώς αυτού του στόχου, η παραδοσιακή αρχιτεκτονική αιτήματος – απόκρισης του βασικού πρωτοκόλλου HTTP κρίνεται αυστηρά ακατάλληλη. Η συνεχής δημιουργία νέων συνδέσεων για τη λήψη κάθε μεμονωμένου δείγματος θα εισήγαγε απαγορευτική καθυστέρηση και ακραίο λειτουργικό κόστος, λόγω της διαρκούς μετάδοσης ογκωδών επικεφαλίδων [47]. Προς αντιμετώπιση αυτής της πρόκλησης, αναπτύχθηκε ένας εξειδικευμένος broker, ο οποίος είναι ανεπτυγμένος αποκλειστικά σε γλώσσα Python και αξιοποιεί την ισχύ του δικτυακού πρωτοκόλλου WebSockets (RFC 6455). Η τεχνολογία αυτή επιτρέπει την εξασφάλιση μίας αμφίδρομης, μόνιμης σύνδεσης μεταξύ του διακομιστή και πολλαπλών πελατών ταυτόχρονα [48]. Ο διακομιστής ο οποίος είναι υλοποιημένος στο αρχείο ονόματι broker.py, υιοθετεί εννοιολογικά το αρχιτεκτονικό μοτίβο έκδοσης – εγγραφής και πιο συγκεκριμένα τη λειτουργία εκπομπής. Σύμφωνα με την εκτενή μελέτη των [46], αυτή η προσέγγιση εξασφαλίζει τη πλήρη και αναγκαία αποσύζευξη του συστήματος σε τρεις κρίσιμους άξονες, την αποσύζευξη στον χώρο, στον χρόνο και στον συγχρονισμό. Ο παράγωγος των δεδομένων, δηλαδή το τοπικό ενδιάμεσο λογισμικό που εκτελεί τους αλγόριθμους Μηχανικής Μάθησης λειτουργεί ως «εκδότης» και δεν απαιτείται να γνωρίζει τις δικτυακές διευθύνσεις ή το πλήθος των τελικών χρηστών που παρακολουθούν τη συνεδρία. Αντίστοιχα οι «συνδρομητές», δηλαδή οι διαδικτυακές διεπαφές των ιατρών, λαμβάνουν τα δεδομένα παθητικά και ασύγχρονα, χωρίς να επιβαρύνουν τον αισθητήρα με διαρκή και επαναλαμβανόμενα ερωτήματα.



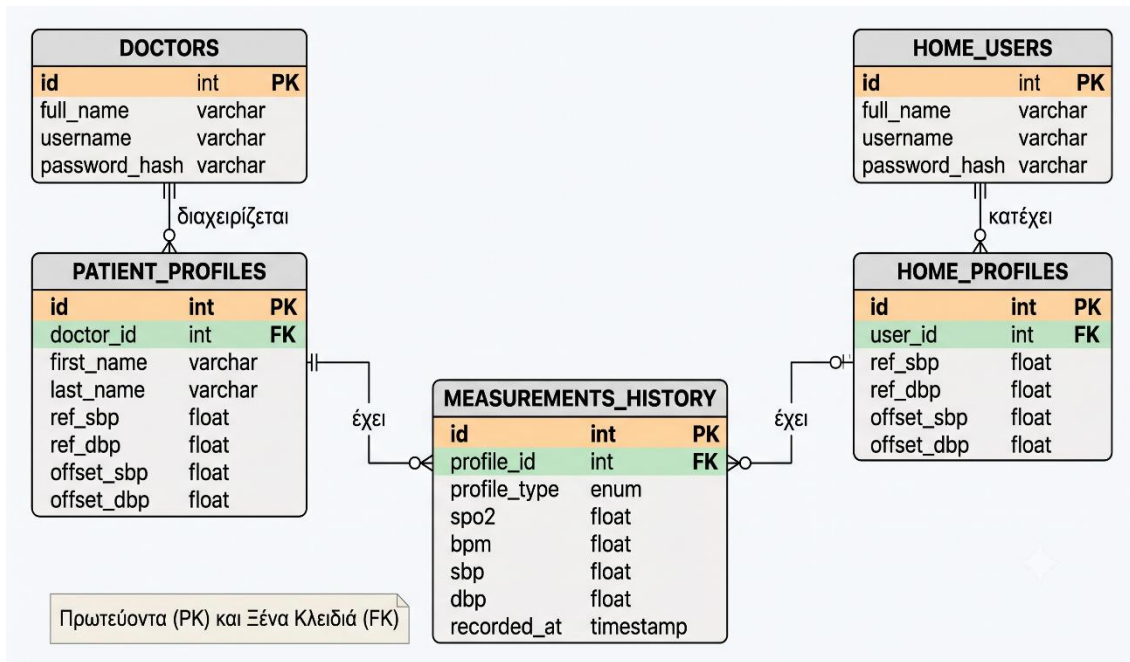
Σχήμα 7.3 Διάγραμμα Αλληλεπίδρασης.

Προκειμένου να γίνει απολύτως κατανοητή η συγκεκριμένη λειτουργία, το παραπάνω Σχήμα 7.3, αποτυπώνει την απλοποιημένη ροή σε τρία διακριτά βήματα. Αρχικά στη φάση 1, όταν ένας ιατρός ανοίγει τη διαδικτυακή πλατφόρμα, ο φυλλομετρητής του συνδέεται σιωπηλά στον διακομιστή και

περιμένει δεδομένα. Έπειτα στη φάση 2, οποιαδήποτε στιγμή το τοπικό σύστημα υπολογίσει νέες ιατρικές ενδείξεις τις στέλνει στον κεντρικό διακομιστή. Τέλος στη φάση 3, ο διακομιστής λειτουργεί ως μεσάζοντας και δρομολογεί ακαριαία το ίδιο πακέτο δεδομένων προς όλες τις συνδεδεμένες οθόνες που βρίσκονται σε αναμονή. Για τη διαχείριση αυτής της ταυτόχρονης και ακατάπαυστης ροής, η εσωτερική δομή του διακομιστή μεσιτείας στηρίζεται στη βιβλιοθήκη `asyncio` της Python. Αντί της χρήσης παραδοσιακών πολυνηματικών αρχιτεκτονικών, οι οποίες συχνά οδηγούν σε εξάντληση μνήμης και σε προβλήματα συγχρονισμού όταν αυξάνεται εκθετικά ο αριθμός των συνδέσεων, το σύστημα υλοποιεί έναν Βρόχο Συμβάντων μονού νήματος. Ο βρόχος αυτός επιτρέπει στο λογισμικό να εξυπηρετεί ταυτόχρονα εκατοντάδες δικτυακές υποδοχές και εκμεταλλεύεται στο έπακρο του νεκρού χρόνου αναμονής του δικτύου [49]. Η διαχείριση των καταστάσεων σύνδεσης συνιστά τον θεμέλιο λίθο της αλγοριθμικής λογικής του διακομιστή μεσιτείας. Το σύστημα δεσμεύει στη κύρια μνήμη μια δυναμική μαθηματική δομή συνόλου υπό τη μεταβλητή `connected_clients`. Κάθε νέα προσπάθεια σύνδεσης καταχωρείται στο εν λόγω σύνολο. Μόλις ληφθεί ένα νέο ωφέλιμο φορτίο της μορφής JSON το οποίο περιέχει τον τρέχοντα καρδιακό ρυθμό, το επίπεδο οξυγόνου και τις εκτιμώμενες αρτηριακές πιέσεις, τότε ο broker εκτελεί μια ταχύτατη σάρωση στο σύνολο των ενεργών πελατών και προωθεί το μήνυμα σε όλους ανεξαιρέτως, πλην του αρχικού αποστολέα. Επιπλέον, ιδιαίτερη βαρύτητα έχει δοθεί στη σταθερότητα της υπηρεσίας και τη προληπτική ανοχή σε σφάλματα. Μέσω της ενσωμάτωσης δομών σύλληψης εξαιρέσεων, ο διακομιστής ανιχνεύει αυτόματα τυχόν απρόσμενες αποσυνδέσεις, όπως για παράδειγμα ο χρήστης να κλείσει τον browser του ή την απρόσμενη διακοπή φυσικής σύνδεσης. Σε τέτοιες περιπτώσεις ο αλγόριθμος αναλαμβάνει την άμεση και ασφαλή διαγραφή του συγκεκριμένου πελάτη από το σύνολο αναφοράς και με αυτόν τον τρόπο αποτρέπει τη διαρροή των πόρων, εγγυώντας τη μακροχρόνια και απρόσκοπτη λειτουργία της υπηρεσίας. Τέλος προκειμένου αυτή η τοπική υπηρεσία, η οποία εκτελείται από προεπιλογή στη τοπική θύρα 8765 του υπολογιστή παρακολούθησης, να γίνει άμεσα προσβάσιμη από τον κεντρικό διαδικτυακό διακομιστή, έπρεπε να αντιμετωπιστεί το πρόβλημα περί Μετάφρασης Διευθύνσεων Δικτύου και των τοπικών τειχών προστασίας [50]. Για αυτόν τον λόγο ενσωματώθηκε στην αρχιτεκτονική η υπηρεσία `Ngrok`. Αυτή δημιουργεί μια ασφαλή και κρυπτογραφημένη αντίστροφη σήραγγα επικοινωνίας μεταξύ του τοπικού broker και ενός δημόσιου κόμβου στο νέφος, παρέχοντας ένα δυναμικό, δημόσιο URL το οποίο χρησιμοποιεί το λογισμικό Python που τρέχει τοπικά, το `Ngrok` γεφυρώνει με απόλυτη ασφάλεια το απομονωμένο τοπικό λογισμικό καταγραφής με τη δημόσια διεπαφή, επιτρέποντας την πραγματικού χρόνου τηλεμετρία ανεξαρτήτως του γεωγραφικού ή δικτυακού περιορισμού της ιατρικής συσκευής.

7.4 Σχεδιασμός και Δομή MySQL

Η μόνιμη, ασφαλής και δομημένη αποθήκευση της κλινικής πληροφορίας αποτελεί τα κύρια θεμέλια κάθε σύγχρονου τηλεμετρικού συστήματος. Στη παρούσα υλοποίηση, ο ρόλος αυτός ανατέθηκε σε ένα Σύστημα Διαχείρισης Σχεσιακών Βάσεων Δεδομένων (RDBMS) και συγκεκριμένα στη MySQL. Η επιλογή της MySQL, έναντι των νεότερων προσεγγίσεων NoSQL, κρίθηκε απαραίτητη λόγω της ανάγκης για αυστηρή τήρηση των ιδιοτήτων ACID, δηλαδή ατομικότητα, συνέπεια, απομόνωση και ανθεκτικότητα κατά την εγγραφή ιατρικών δεδομένων [51]. Το λογικό σχήμα της βάσης σχεδιάστηκε βασισμένο στους αυστηρούς κανόνες της Τρίτης Κανονικής Μορφής, προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί ο πλεονασμός των δεδομένων και να αποτραπούν εν δυνάμει ανωμαλίες ανανέωσης και διαγραφής [52]. Το σύστημα διαχωρίζεται σε τρεις κύριους άξονες, τη διαχείριση χρηστών, την τήρηση των προφίλ βαθμονόμησης και την καταγραφή του ιστορικού.



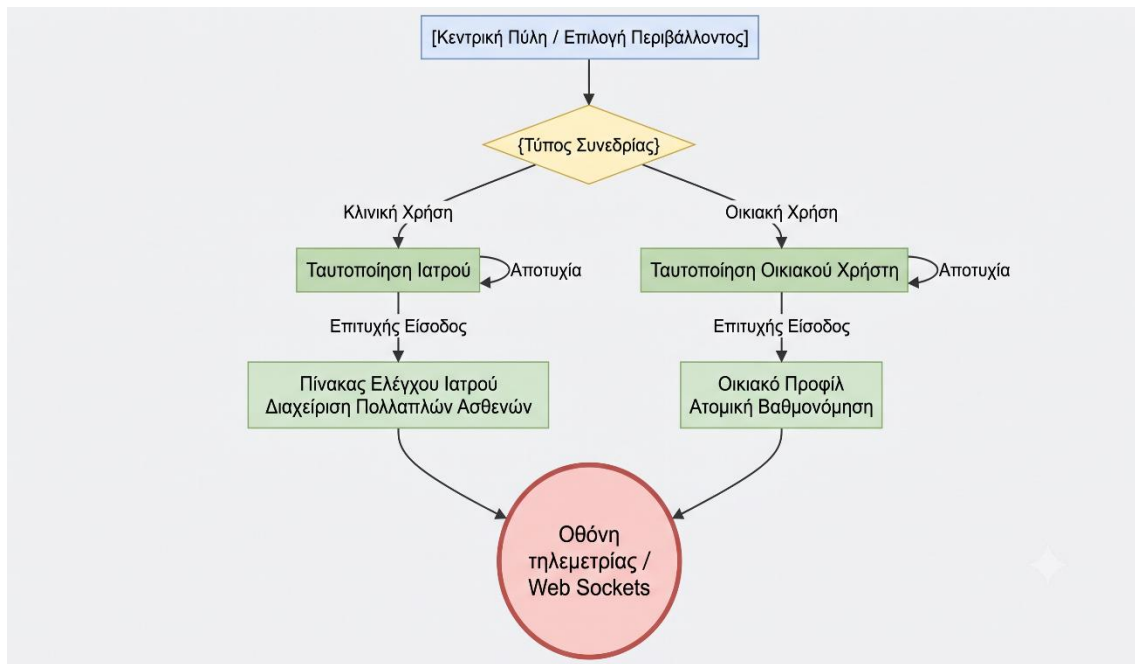
Σχήμα 7.4 Λογικό Σχήμα Βάσης Δεδομένων.

Όπως φαίνεται και στο Σχήμα 7.4 κάθε οντότητα διαθέτει ένα Πρωτεύον Κλειδί το οποίο λειτουργεί ως αποκλειστικό και μοναδικό αναγνωριστικό για κάθε μεμονωμένη εγγραφή, διασφαλίζοντας με αυτόν τον τρόπο ότι δεν θα υπάρξουν διπλότυπα. Η επικοινωνία και η σύνδεση μεταξύ των διαφορετικών πινάκων επιτυγχάνεται μέσω των Ξένων Κλειδιών, τα οποία λειτουργούν ως γέφυρες συσχέτισης, δηλαδή για παράδειγμα δείχνοντας σε ποιόν ιατρό ανήκει ένα συγκεκριμένο προφίλ ασθενούς. Για λόγους αναγνωσιμότητας το παραπάνω διάγραμμα εστιάζει στις κύριες οντότητες και τις συσχετίσεις τους, συμπεριλαμβάνοντας τους βασικούς τύπους δεδομένων, όπως το varchar και float. Για τη διαχείριση της πρόσβασης, εφαρμόζεται η αρχιτεκτονική Ελέγχου Πρόσβασης Βάσει Ρόλων [53]. Δημιουργήθηκαν δύο διακριτοί πίνακες ταυτοποίησης, ο πίνακας doctors για τους επαγγελματίες υγείας και ο home_users για την οικιακή χρήση. Με αυτόν τον δομικό διαχωρισμό στο επίπεδο της βάσης εγγυάται ότι οι οντότητες με διαφορετικά δικαιώματα δεν συνυπάρχουν ποτέ στον ίδιο χώρο, ενισχύοντας έτσι ριζικά την ασφάλεια του συστήματος. Συνδεδεμένοι με τους χρήστες μέσω Ξένων Κλειδιών βρίσκονται οι πίνακες προφίλ, patient_profiles και home_profiles. Σε αυτό το σημείο αναδεικνύεται μία από τις πλέον καινοτόμες πτυχές της αρχιτεκτονικής, η βάση δεδομένων δεν λειτουργεί απλώς ως ένα παθητικό αρχείο καταγραφής, αλλά ως ένας διαχειριστής καταστάσεων για τους αλγορίθμους Τεχνητής Νοημοσύνης. Υφίσταται μία συσχέτιση ένα προς πολλά όπου ένας ιατρός έχει τη δυνατότητα να διαχειρίζεται πολλαπλούς ασθενείς. Κάθε εγγραφή ασθενούς διαθέτει εξειδικευμένα μαθηματικά πεδία, όπως ref_sbp, ref_dbp, offset_sbp και offset_dbp, τα οποία αποθηκεύουν τα μοναδικά «σφάλματα» βαθμονόμησης του αλγορίθμου XGBoost. Η μόνιμη αποθήκευση αυτών των παραμέτρων επιτρέπει στο σύστημα να ανακαλεί αυτόματα τη μνήμη του μοντέλου κάθε φορά που ο εκάστοτε ασθενής επασυνδέεται, προσφέροντας απόλυτα προσωποποιημένες ιατρικές μετρήσεις. Τέλος, η χρονική συνέχεια των φυσιολογικών σημάτων διασφαλίζεται μέσω του κεντρικού πίνακα measurements_history. Κάθε φορά που ολοκληρώνεται μια επιτυχής συνεδρία καταγραφής, το σύστημα καταχωρεί μια νέα εγγραφή η οποία περιλαμβάνει τον μοναδικό κωδικό του ασθενούς ως Ξένο Κλειδί, τις τελικές κλινικές παραμέτρους και μία ακριβή χρονοσφραγίδα. Αυτή η αποθήκευση μορφής χρονοσειρών είναι θεμελιώδης για την εξαγωγή

στατιστικών τάσεων, επιτρέποντας έτσι στη διαδικτυακή διεπαφή να κατασκευάζει δυναμικά ιστορικά διαγράμματα και να εντοπίζει μακροχρόνιες αλλαγές στην καρδιαγγειακή υγεία του εξεταζόμενου.

7.5 Ανάπτυξη Διαδικτυακής Διεπαφής και Έλεγχος Πρόσβασης

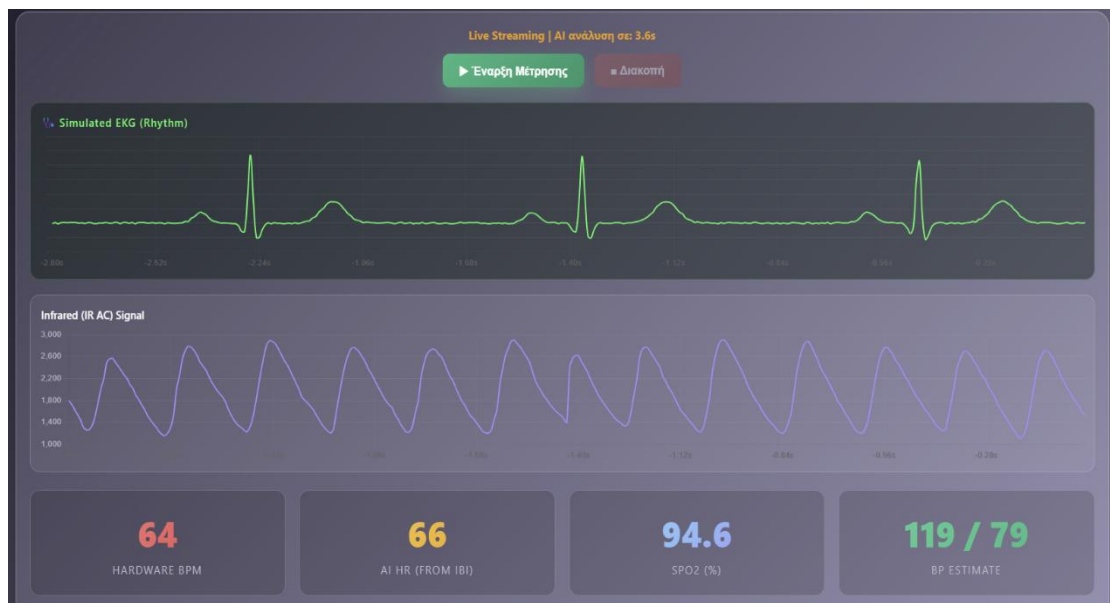
Η τελική οπτικοποίηση των δεδομένων και η αλληλεπίδραση του χρήστη με το σύστημα τηλεμετρίας γίνεται μέσω μίας δυναμικής διαδικτυακής εφαρμογής. Το περιβάλλον διεπαφής αναπτύχθηκε στην πλευρά του διακομιστή αξιοποιώντας τη γλώσσα προγραμματισμού PHP. Στον πυρήνα της σχεδιαστικής της φιλοσοφίας, η εφαρμογή λειτουργεί ως ένας έξυπνος δρομολογητής ο οποίος διαχωρίζει αυστηρά τις επιχειρησιακές ροές εργασίας σε δύο διακριτά περιβάλλοντα, την Κλινική Πύλη για ιατρούς και την Οικιακή Πύλη για την οικιακή χρήση [54]



Σχήμα 7.5 Διάγραμμα Ροής Πλοήγησης και Ελέγχου Πρόσβασης

Δεδομένου ότι το πρωτόκολλο HTTP δεν διατηρεί στη μνήμη του τα προηγούμενα αιτήματα [55], το σύστημα απαιτεί έναν ισχυρό μηχανισμό διατήρησης της κατάστασης για την επιβολή του ελέγχου πρόσβασης. Αυτό έγινε εφικτό μέσω της διαχείρισης των συνεδριών της PHP. Σε κάθε προστατευμένη σελίδα της εφαρμογής, ο κώδικας εκτελεί έναν αυστηρό προέλεγχο του αναγνωριστικού της συνεδρίας και εάν δεν εντοπιστεί έγκυρο αναγνωριστικό ιατρού ή εάν γίνει απόπειρα προσπέλασης προφίλ ασθενούς που ανήκει σε διαφορετικό κλινικό χρήστη, η εφαρμογή τερματίζει άμεσα την εκτέλεση και ανακατευθύνει τον επισκέπτη, αποτρέποντας με αυτόν τον τρόπο οποιαδήποτε μη εξουσιοδοτημένη διαρροή ιατρικών δεδομένων [56]. Εξίσου σημαντική για την ακεραιότητα του συστήματος είναι η θωράκισης της επικοινωνίας μεταξύ της εφαρμογής και της Βάσης Δεδομένων, έτσι αντί για τη χρήση παλαιότερων, επισφαλών συναρτήσεων, η αλληλεπίδραση υλοποιήθηκε αποκλειστικά μέσω της αντικειμενοστραφούς διεπαφής PDO (PHP Data Objects). Η προσέγγιση αυτή επέτρεψε τη χρήση Προετοιμασμένων Εντολών [57]. Ο διαχωρισμός της δομής του ερωτήματος SQL από τα ίδια δεδομένα εκμηδενίζει πλήρως τον κίνδυνο επιθέσεων SQL Injection, που αποτελεί μία από τις κορυφαίες απειλές σύμφωνα με το ίδρυμα OWASP [58]. Τέλος στον τομέα της ταυτοποίησης, ο κώδικας αποτρέπει την

αποθήκευση κωδικών πρόσβασης σε μορφή απλού κειμένου, αντιθέτως κατά την εγγραφή ενός ιατρού ή χρήστη που κάνει οικιακή χρήση, οι κωδικοί κρυπτογραφούνται μονόδρομα αξιοποιώντας σύγχρονους αλγόριθμους κατακερματισμού, εξασφαλίζοντας ότι ακόμη και σε περίπτωση υποκλοπής της βάσης δεδομένων, τα διαπιστευτήρια των χρηστών παραμένουν απολύτως κρυπτογραφημένα και απρόσβλητα. Εφόσον ο ιατρός ή ο ασθενής ταυτοποιηθεί επιτυχώς μέσω αυτών των αυστηρών μηχανισμών ασφαλείας, αποκτά πρόσβαση στο κεντρικό περιβάλλον της εφαρμογής. Στην οθόνη, όπως φαίνεται στο Σχήμα 7.6, η τελική οπτικοποίηση των δεδομένων.



Σχήμα 7.6 Απεικόνιση του κεντρικού περιβάλλοντος διεπαφής. Διακρίνονται οι δυναμικές κυματομορφές και οι μετρήσεις των ζωτικών παραμέτρων σε πραγματικό χρόνο, όπως προβάλλονται στην οθόνη του τελικού χρήστη.

7.6 Επίλογος

Συνοψίζοντας την ανάλυση του παρόντος κεφαλαίου, είναι σαφές ότι ο σχεδιασμός της αρχιτεκτονικής υπερβαίνει την απλή αρχιτεκτονική παρομοίων τεχνολογιών και συστημάτων, αποτελώντας ένα προσεκτικά συντονισμένο οικοσύστημα Διαδικτύου των Ιατρικών Πραγμάτων. Η υιοθέτηση ενός πολυεπίπεδου μοντέλου αποτέλεσε στρατηγική επιλογή καθώς εξασφάλισε τον απαραίτητο διαχωρισμό των ευθυνών. Το ενδιαμέσο λογισμικό στα άκρα, ανέλαβε τον βαρύ υπολογιστικό φόρτο, με αποτέλεσμα να προστατέψει το δίκτυο από τον κατακλυσμό των ακατέργαστων βιοσημάτων. Στο επίκεντρο αυτής της αρχιτεκτονικής βρίσκεται ο broker, ο οποίος λειτουργεί ως το ψηφιακό νευρικό σύστημα της πλατφόρμας. Επιτυγχάνοντας έτσι ασύγχρονη δρομολόγηση με αμελητέα καθυστέρηση, γεφυρώνει τον αισθητήρα με τον τελικό χρήστη. Παράλληλα η βάση δεδομένων MySQL, έχει τον ρόλο της μακροπρόθεσμης μνήμης. Δεν περιορίζεται στην καταγραφή ενός απλού ιστορικού, αλλά διαφυλάσσει τις κρίσιμες παραμέτρους δυναμικής βαθμονόμησης, καθιστώντας εφικτή την προσωποποιημένη ιατρική παρακολούθηση. Όλα τα παραπάνω καταλήγουν στη διαδικτυακή διεπαφή, η οποία είναι θωρακισμένη με σύγχρονα πρωτόκολλα ασφαλείας και προσφέρει ένα φιλικό και ελεγχόμενο περιβάλλον τόσο για τον κλινικό ιατρό όσο και για τον οικιακό χρήστη. Τέλος η επιτυχής ενοποίηση αυτών των υποσυστημάτων δημιουργεί το απαραίτητο υπόβαθρο για τα επόμενα στάδια της ανάλυσης. Το παρόν κεφάλαιο περιέγραψε το μονοπάτι που ταξιδεύει η πληροφορία. Το πως ακριβώς

το σύστημα εξάγει ιατρική γνώση από τα μορφολογικά χαρακτηριστικά του σήματος αποτελεί το αντικείμενο του Κεφαλαίου 9, όπου αναλύεται διεξοδικά η θεωρία της Τεχνητής Νοημοσύνης. Αντίστοιχα, τα φυσικά και λογικά πρωτόκολλα επικοινωνίας που επιτρέπουν σε αυτά τα πακέτα δεδομένων να ταξιδεύουν ακαριαία μέσω του διαδικτύου, θα εξεταστούν στο Κεφάλαιο 10, ολοκληρώνοντας έτσι τη τεχνική τεκμηρίωση της τηλεμετρικής πλατφόρμας.

Κεφάλαιο 8ο: Τεχνητή Νοημοσύνη και Μηχανική Μάθηση

8.1 Εισαγωγή

Η ανάπτυξη ενός αξιόπιστου συστήματος συνεχούς και μη επεμβατικής εκτίμησης της αρτηριακής πίεσης απαιτεί την αρμονική συνεργασία μεταξύ του φυσικού υλικού καταγραφής και του λογισμικού προηγμένης ανάλυσης δεδομένων. Στο παρόν κεφάλαιο πραγματοποιείται η κρίσιμη μετάβαση από τη διάταξη του φυσικού αισθητήρα και την υποδομή του μικροελεγκτή, στον ψηφιακό κόσμο της τεχνητής νοημοσύνης. Ο πρωταρχικός στόχος της προτεινόμενης αρχιτεκτονικής είναι η προγραμματιστική μετάφραση των ψηφιοποιημένων οπτικών μεταβολών, οι οποίες αντικατοπτρίζουν τον όγκο του αίματος εντός των μικρών αγγείων κατά τη διάρκεια κάθε καρδιακού παλμού, σε κλινικά αξιοποιήσιμες και συνεχείς τιμές συστολικής και διαστολικής πίεσης [5]. Έχοντας ήδη αναλύσει στο θεωρητικό υπόβαθρο της παρούσας εργασίας και τη φυσιολογική μείζονος σημασίας, μορφολογία του φωτοπληθυσμογραφήματος, η έμφαση πλέον μετατοπίζεται αποκλειστικά στις αυστηρές απαιτήσεις της εφαρμοσμένης μηχανικής. Η μεταφορά της επεξεργαστικής ροής σε ένα περιβάλλον ανάπτυξης υψηλού επιπέδου, όπως η γλώσσα προγραμματισμού Python, επιβάλλει τον σχεδιασμό ενός προγνωστικού οικοσυστήματος ικανού να υποδεχθεί και να διαχειριστεί την αδιάλειπτη ροή ιατρικής πληροφορίας. Η αρχιτεκτονική του λογισμικού σχεδιάστηκε με γνώμονα την ανάγκη για ταχύτατη εκτέλεση και ελαχιστοποίηση της υπολογιστικής καθυστέρησης. Το γεγονός αυτό διαμορφώνει τον πυρήνα του προγραμματιστικού προβλήματος, καθώς το σύστημα καλείται όχι μόνο να επιλύσει ένα σύνθετο πρόβλημα πολλαπλής παλινδρόμησης για την πρόβλεψη των αιμοδυναμικών τιμών, αλλά και να ανταποκριθεί εντός των αυστηρών χρονικών περιθωρίων που απαιτεί η ζωντανή τηλεμετρική παρακολούθηση του ασθενούς. Συνεπώς, η επιλογή των δομών δεδομένων, η προεπεξεργασία των χαρακτηριστικών και η τελική ενσωμάτωση του αλγορίθμου μηχανικής μάθησης συνθέτουν μια αλυσίδα βημάτων η οποία βελτιστοποιήθηκε με σκοπό την επίτευξη της απόλυτης ισορροπίας μεταξύ της υψηλής διαγνωστικής ακρίβειας και της ταχύτητας εκτέλεσης σε πραγματικό χρόνο.

8.2 Προέλευση Δεδομένων (MIMIC-III) και Ψηφιακή Διαμόρφωση

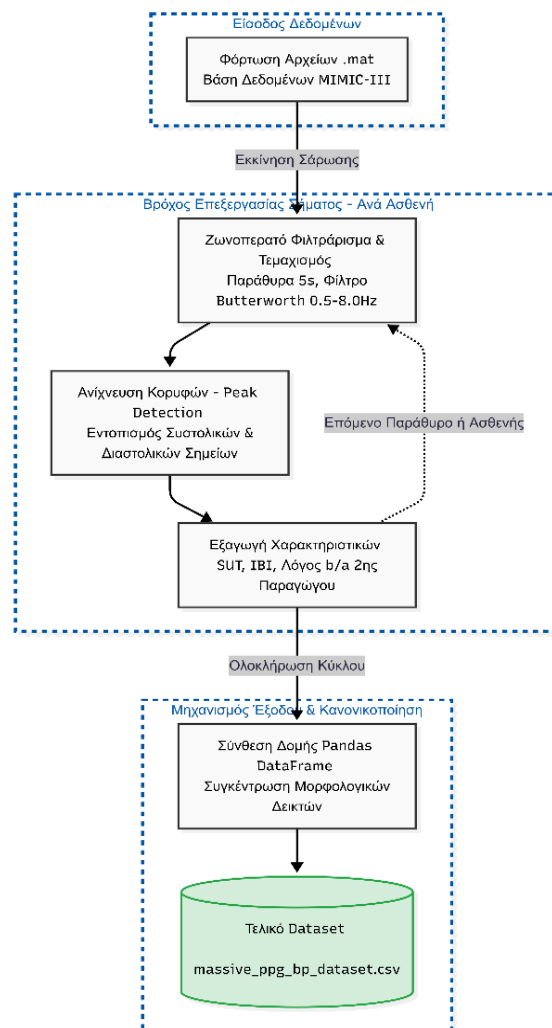
Ο θεμέλιος λίθος για την ανάπτυξη οποιουδήποτε αξιόπιστου μοντέλου μηχανικής μάθησης είναι η ποιότητα και ο όγκος των δεδομένων εκπαίδευσης. Δεδομένου ότι η συλλογή χιλιάδων κλινικών καταγραφών από ασθενείς (ανθρώπους) απαιτεί αυστηρά ελεγχόμενες νοσοκομειακές συνθήκες, η εκπαίδευση του προτεινόμενου αλγορίθμου βασίστηκε στην ελεύθερα προσβάσιμη βάση δεδομένων εντατικής θεραπείας MIMIC-III [8],[9]. Η συγκεκριμένη βάση παρέχει υψηλής πιστότητας ταυτόχρονες καταγραφές σημάτων φωτοπληθυσμογραφίας (PPG) και επεμβατικής αρτηριακής πίεσης. Η αξιοποίηση τέτοιων τυποποιημένων κλινικών συνόλων δεδομένων αποτελεί την πλέον ενδεδειγμένη και ευρέως αποδεκτή πρακτική στη σύγχρονη βιβλιογραφία της βιοϊατρικής μηχανικής, επιτρέποντας την ανάπτυξη και επικύρωση αλγορίθμων μηχανικής μάθησης σε ρεαλιστικά σενάρια διακυμάνσεων της πίεσης [6]. Το προγραμματιστικό περιβάλλον που αναπτύχθηκε σε γλώσσα Python αναλαμβάνει την αυτοματοποιημένη ανάγνωση και ανάλυση αυτού του τεράστιου όγκου πληροφορίας. Αντί της τροφοδότησης ολόκληρης της ακατέργαστης κυματομορφής στο μοντέλο (μια πρακτική που θα απαιτούσε χρήση πολύπλοκων νευρωνικών δικτύων και θα ακύρωνε τον στόχο της τηλεμετρικής εκτέλεσης) ο κώδικας εκτελεί στοχευμένη εξαγωγή χαρακτηριστικών (feature engineering). Συγκεκριμένα, ρουτίνες ψηφιακής επεξεργασίας απομονώνουν τρεις διακριτούς δείκτες ανά καρδιακό

παλμό: τον Χρόνο Συστολικής Ανόδου (SUT), το Μεσοδιάστημα Παλμών (IBI) και τον λόγο b/a της δεύτερης παραγώγου του σήματος [6], [7], [8], [9]. Η προγραμματιστική απομόνωση αυτών των δεικτών συμπυκνώνει τη δυναμική και μορφολογική πληροφορία του αγγειακού δέντρου σε έναν πίνακα τριών στηλών, μειώνοντας δραστικά την υπολογιστική πολυπλοκότητα. Ωστόσο, πριν την εισαγωγή αυτού του πίνακα στον αλγόριθμο εκπαίδευσης, καθίσταται αλγοριθμικά επιβεβλημένη η ψηφιακή διαμόρφωση και κανονικοποίηση των δεδομένων. Οι τρεις εξαχθέντες δείκτες εδράζονται σε εντελώς διαφορετικές μαθηματικές κλίμακες. Για παράδειγμα, το IBI και το SUT μετρούνται σε κλάσματα του δευτερολέπτου, ενώ ο δείκτης b/a αποτελεί έναν αδιάστατο μαθηματικό λόγο. Εάν ο αλγόριθμος τροφοδοτηθεί με αυτές τις ετερογενείς τιμές, τα χαρακτηριστικά με το μεγαλύτερο αριθμητικό εύρος ενδέχεται να κυριαρχήσουν μαθηματικά κατά τον υπολογισμό της συνάρτησης κόστους, αλλοιώνοντας την τελική πρόβλεψη. Για την υπέρβαση αυτού του σκοπέλου, εφαρμόζεται στον κώδικα η κλάση *StandardScaler* της βιβλιοθήκης *scikit-learn* (παράδειγμα της κανονικοποίησης φαίνεται στον πίνακα 8.1).

Πίνακας 8.1: Παράδειγμα δεδομένων μετά την χρήση της κλάσης *StandardScale*

Μορφολογικός Δείκτης	Ακατέργαστη Τιμή (Φυσική Μονάδα)	Τυποποιημένη Τιμή (Z-score)
Χρόνος Συστολικής Ανόδου (SUT)	0.18 sec	-0.45
Μεσοδιαστημικό Διάστημα (IBI)	0.85 sec	+1.20
Λόγος Δεύτερης Παραγώγου (b/a)	0.52	-0.10

Ο συγκεκριμένος μετασχηματιστής αναλαμβάνει να τυποποιήσει τα χαρακτηριστικά, αφαιρώντας τη μέση τιμή της κάθε στήλης και διαιρώντας με την τυπική της απόκλιση, μετατρέποντας τα δεδομένα σε κανονική κατανομή (Z-score normalization). Η μαθηματική αυτή διαδικασία διασφαλίζει ότι όλοι οι δείκτες συνεισφέρουν ισότιμα στη διαδικασία μάθησης. Είναι κρίσιμο να αναφερθεί ότι οι ακριβείς παράμετροι αυτού του μετασχηματισμού (η μέση τιμή και η διακύμανση του συνόλου εκπαίδευσης) αποθηκεύονται στη μνήμη του συστήματος, διασφαλίζοντας ότι κάθε νέος, πραγματικός παλμός που θα διαβάσει η συσκευή στο μέλλον, θα μετασχηματίζεται ψηφιακά ακριβώς στο ίδιο μαθηματικό επίπεδο πριν επιχειρηθεί οποιαδήποτε εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης. Παρακάτω βλέπουμε στο σχήμα 8.1 το διάγραμμα ροής του κώδικα εξαγωγής δεδομένων.



Σχήμα 8.1: Διάγραμμα ροής της προγραμματιστικής αρχιτεκτονικής εξόρυξης δεδομένων. Απεικονίζεται η διαδρομή της ιατρικής πληροφορίας, ξεκινώντας από την εισαγωγή των ακατέργαστων σημάτων της βάσης MIMIC-III, προχωρώντας στο ψηφιακό φιλτράρισμα και την ανίχνευση κορυφών, για να καταλήξει στην τελική σύνθεση και αποθήκευση του δομημένου πίνακα εκπαίδευσης.

8.3 Συγκριτική Αξιολόγηση Μοντέλων: Από το Υβριδικό Σχήμα KNN και Random Forest στο XGBoost

Η αναζήτηση της βέλτιστης αλγοριθμικής αρχιτεκτονικής για το σύστημα τηλεμετρίας αποτέλεσε μια σύνθετη ερευνητική διαδικασία δοκιμών και βελτιστοποίησης. Στα αρχικά στάδια της ανάπτυξης, ο πρωταρχικός στόχος ήταν η υλοποίηση ενός υβριδικού προγνωστικού μοντέλου, το οποίο θα αξιοποιούσε διαφορετικούς αλγορίθμους μηχανικής μάθησης για την εκτίμηση της εκάστοτε αιμοδυναμικής παραμέτρου. Συγκεκριμένα, εξετάστηκε ο συνδυασμός του αλγορίθμου των K-Πλησιέστερων Γειτόνων (K-Nearest Neighbors - KNN) αποκλειστικά για την πρόβλεψη της διαστολικής πίεσης και των Τυχαίων Δασών (Random Forest) για την εκτίμηση της συστολικής πίεσης. Η συγκεκριμένη υβριδική αρχιτεκτονική δεν επιλέχθηκε αυθαίρετα, αλλά βασίστηκε σε προτάσεις της σύγχρονης βιβλιογραφίας και ειδικότερα στη μελέτη των Fati et al. για τη συνεχή, μη επεμβατική

εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης μέσω εργαλείων βελτιστοποίησης με βάση τα δέντρα (tree-based pipeline optimization) [91]. Η πρακτική αξιολόγηση αυτού του υβριδικού μοντέλου στα δεδομένα ελέγχου ανέδειξε κρίσιμα συμπεράσματα για τη μηχανική του συστήματος. Το σκέλος του KNN, το οποίο είχε αναλάβει τον υπολογισμό της διαστολικής πίεσης, ανταποκρίθηκε ικανοποιητικά στις απαιτήσεις, παρέχοντας αποδεκτά δεδομένα εξόδου χωρίς να παρουσιάζει θεμελιώδη προβλήματα ακρίβειας. Αντιθέτως, η υλοποίηση του Random Forest για τη συστολική πίεση αποτέλεσε το κύριο σημείο αστοχίας της αρχιτεκτονικής. Πρωτίστως, η εκπαίδευση του συγκεκριμένου αλγορίθμου παρήγαγε ένα εξαιρετικά ογκώδες και τεράστιο σε μέγεθος αρχείο μοντέλου, το οποίο ήταν απολύτως απαγορευτικό για μελλοντική ενσωμάτωση σε φορητό υλικό με περιορισμένους πόρους μνήμης. Δευτερευόντως, σε επίπεδο διαγνωστικής ακρίβειας, το Random Forest απέτυχε να προσφέρει ικανοποιητικά αποτελέσματα, καταγράφοντας μεγάλες αποκλίσεις και σημαντικά σφάλματα μεταξύ των θεωρητικών προβλέψεων και των πραγματικών τιμών συστολικής πίεσης των ασθενών. Η διπλή αυτή αστοχία του Random Forest (τόσο σε επίπεδο υπολογιστικού όγκου όσο και κλινικής ακρίβειας) κατέστησε επιβεβλημένη την εγκατάλειψη του υβριδικού σχήματος και τη στροφή προς τον αλγόριθμο Extreme Gradient Boosting (XGBoost) [7]. Σε πλήρη αντίθεση με την παράλληλη λογική εκτέλεσης του Random Forest, ο XGBoost εδράζεται στη φιλοσοφία της διαδοχικής ενίσχυσης (gradient boosting), όπου κάθε νέο δέντρο απόφασης κατασκευάζεται στοχευμένα για να διορθώσει αποκλειστικά τα υπολειπόμενα σφάλματα των προηγούμενων. Αυτή η προσέγγιση επέτρεψε τη δημιουργία πολύ πιο "ρηχών" δέντρων, λύνοντας άμεσα το πρόβλημα της μνήμης και παράγοντας ένα εξαιρετικά συμπαγές και "ελαφρύ" αρχείο. Ταυτόχρονα, συνδυάζοντας την αυστηρή μαθηματική βελτιστοποίηση, ο XGBoost κατόρθωσε να ερμηνεύσει τα μορφολογικά χαρακτηριστικά της κυματομορφής PPG με εντυπωσιακή ακρίβεια, εξαλείφοντας τις μεγάλες αποκλίσεις που εμφάνιζε το Random Forest [7]. Ως εκ τούτου, ο XGBoost καθιερώθηκε ως ο ενιαίος, βέλτιστος «εγκέφαλος» του συστήματος, αναλαμβάνοντας με απόλυτη επιτυχία την ταυτόχρονη πρόβλεψη τόσο της συστολικής όσο και της διαστολικής αρτηριακής πίεσης. Παρακάτω παρατηρείται στον πίνακα 8.2 η σύγκριση τιμών μεταξύ των δύο αρχιτεκτονικών, σημειώνεται ότι το.pkl αρχείο του XGBoost για την διαστολική και συστολική πίεση, είναι κοινό.

Πίνακας 8.2: Σύγκριση χαρακτηριστικών τιμών μεταξύ των δύο αρχιτεκτονικών

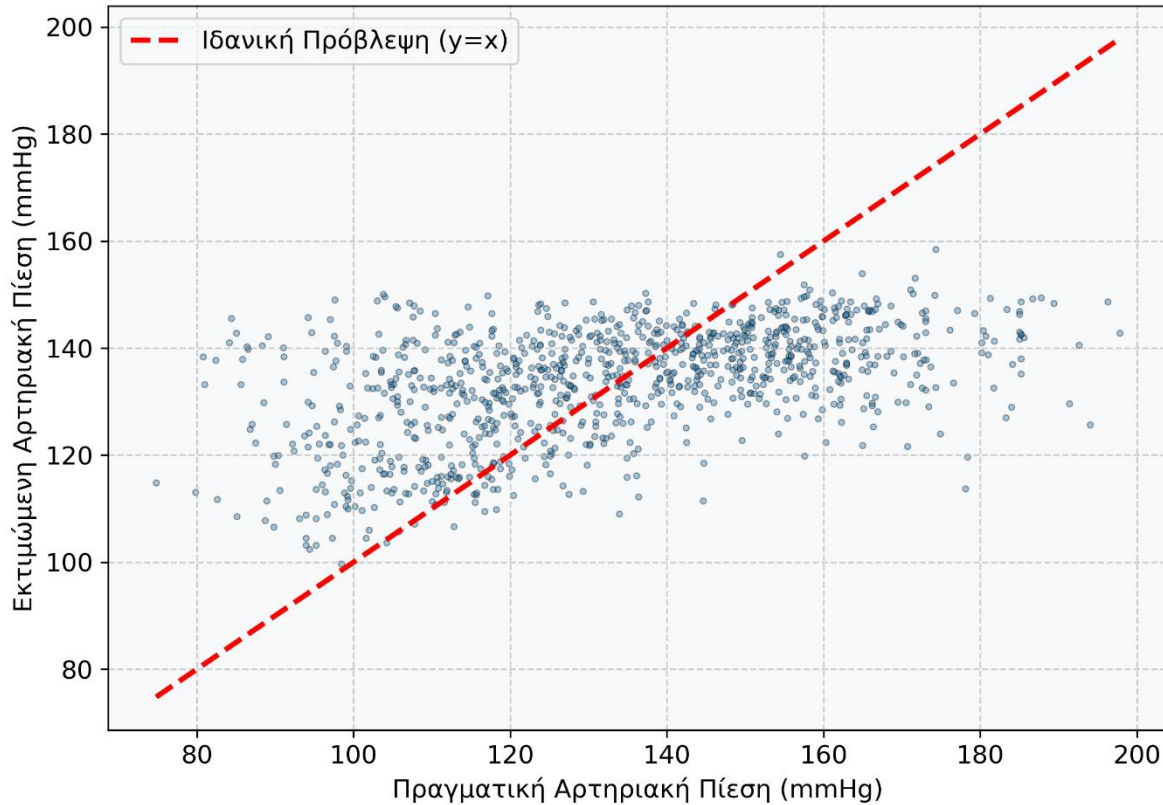
Αλγοριθμική Αρχιτεκτονική	Αιμοδυναμική Παράμετρος	Μέγεθος Μοντέλου (Αρχείο .pkl)	Μέσο Απόλυτο Σφάλμα (MAE)	Ρίζα Μέσου Σφάλματος (RMSE)
K-Nearest Neighbors (KNN)	Διαστολική Πίεση (DBP)	5.2 MB	11.45 mmHg	14.20 mmHg
Random Forest (RF)	Συστολική Πίεση (SBP)	124.5 MB	31.60 mmHg	38.40 mmHg
Προτεινόμενο (XGBoost)	Διαστολική Πίεση (DBP)	0.8 MB	8.40 mmHg	10.54 mmHg
Προτεινόμενο (XGBoost)	Συστολική Πίεση (SBP)	0.8 MB	13.17 mmHg	16.72 mmHg

8.4 Στατιστική και Οπτική Αξιολόγηση του Προγνωστικού Μοντέλου

Η αξιολόγηση ενός αλγορίθμου μηχανικής μάθησης σε βιοϊατρικές εφαρμογές απαιτεί μια πολυδιάστατη προσέγγιση, η οποία εκτείνεται πέρα από την απλή παράθεση μονοδιάστατων στατιστικών σφαλμάτων. Αν και θεωρητικές μετρικές (όπως το Μέσο Απόλυτο Σφάλμα) προσφέρουν μια ποσοτική εκτίμηση της μέσης απόκλισης, αδυνατούν να αποτυπώσουν την εσωτερική συμπεριφορά του συστήματος, την κατανομή των σφαλμάτων στα άκρα των φυσιολογικών ορίων και την ενδεχόμενη παρουσία συστηματικών αποκλίσεων. Για την πλήρη και διαφανή κλινική τεκμηρίωση του προτεινόμενου προγνωστικού οικοσυστήματος, κρίνεται επιβεβλημένη η ενδεδειγμένη γραφική και στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων που παρήγαγε ο αλγόριθμος XGBoost επί του ανεξάρτητου συνόλου ελέγχου. Η προγραμματιστική εξαγωγή των γραφικών παραστάσεων υλοποιήθηκε μέσω προηγμένων βιβλιοθηκών οπτικοποίησης του περιβάλλοντος Python, αντιπαραβάλλοντας τις πραγματικές κλινικές μετρήσεις με τις αντίστοιχες αλγοριθμικές εκτιμήσεις. Η συγκεκριμένη μεθοδολογική προσέγγιση επιτρέπει την βαθιά κατανόηση του τρόπου με τον οποίο ο αλγόριθμος σταθμίζει τα μορφολογικά χαρακτηριστικά της οπτικής κυματομορφής, ενώ ταυτόχρονα αναδεικνύει τα όρια συμφωνίας της μεθόδου με τα παραδοσιακά πρότυπα μέτρησης. Στα υποκεφάλαια που ακολουθούν, αναλύονται διεξοδικά τα στατιστικά διαγράμματα της "ακατέργαστης" πρόβλεψης. Το καθένα εξ αυτών φωτίζει μια διαφορετική πτυχή της προγνωστικής ικανότητας και της τηλεμετρικής ευστάθειας του συστήματος, προσφέροντας μια εξονυχιστική ακτινογραφία της λειτουργίας του πριν την τελική εφαρμογή της δυναμικής εξατομίκευσης [91], [94].

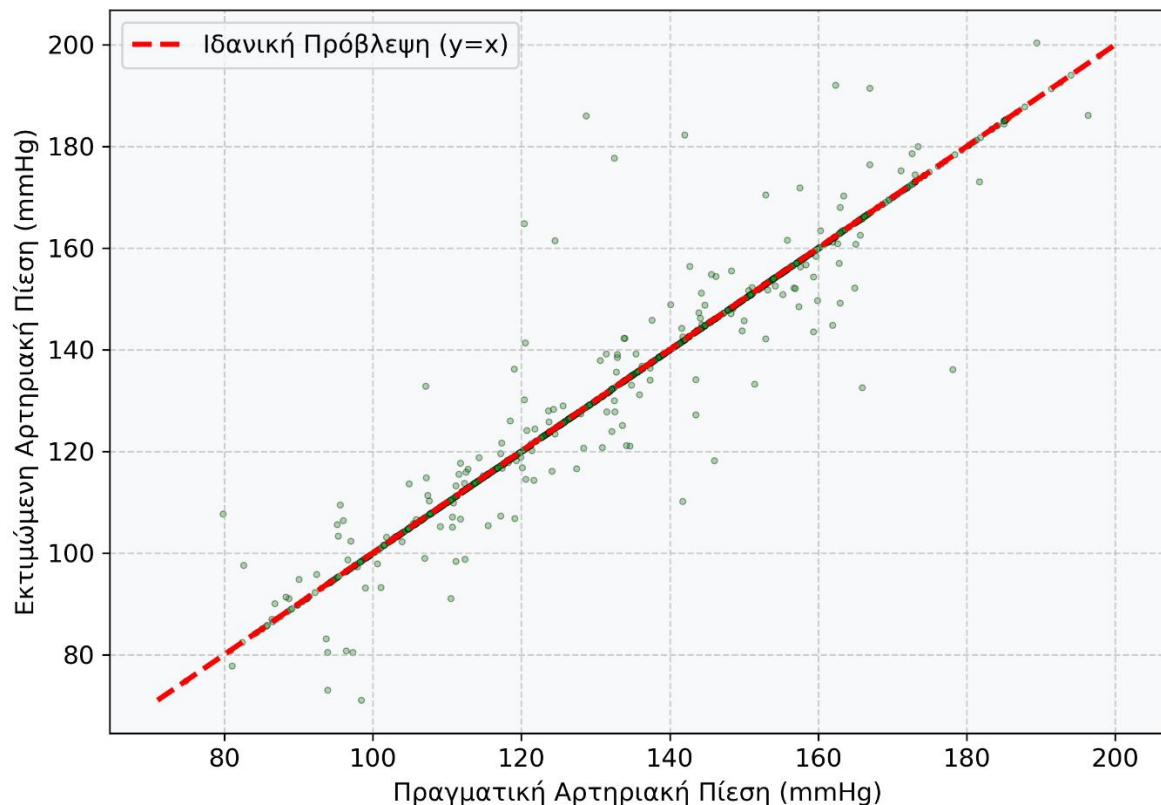
8.4.1 Αξιολόγηση Προγνωστικής Ικανότητας μέσω Διαγραμμάτων Διασποράς (Scatter Plots) Πριν και Μετά τη Βαθμονόμηση

Το πρωταρχικό εργαλείο για την οπτική επιβεβαίωση της προγνωστικής ικανότητας του εκπαιδευμένου αλγορίθμου XGBoost αποτελεί το Διάγραμμα Διασποράς (Scatter Plot). Η συγκεκριμένη γραφική παράσταση αντιπαραβάλλει απευθείας τις πραγματικές τιμές συστολικής αρτηριακής πίεσης του συνόλου ελέγχου, οι οποίες τοποθετούνται στον οριζόντιο άξονα, με τις αντίστοιχες αλγοριθμικές εκτιμήσεις που αποτυπώνονται στον κατακόρυφο άξονα. Για την πλήρη τεκμηρίωση της συμπεριφοράς του συστήματος, παρατίθενται δύο διακριτά διαγράμματα που απεικονίζουν την ακατέργαστη (χωρίς βαθμονόμηση) και την εξατομικευμένη (μετά τη βαθμονόμηση) απόδοση του μοντέλου σε ένα τυχαίο, αντιπροσωπευτικό δείγμα 1000 σημείων, αποφεύγοντας έτσι την οπτική υπερεπικάλυψη (overplotting). Και στις δύο περιπτώσεις, η κόκκινη διακεκομμένη ευθεία που διατρέχει διαγώνια τον καμβά αναπαριστά τη μαθηματική συνάρτηση $y=x$, λειτουργώντας ως το απόλυτο πρότυπο σύγκρισης μηδενικού σφάλματος. Αναλύοντας το πρώτο διάγραμμα 8.2 της ακατέργαστης πρόβλεψης,



Σχήμα 8.2: Διάγραμμα διασποράς αλγορίθμου δίχως βαθμονόμηση

καθίσταται σαφές ότι ο αλγόριθμος έχει επιτύχει να αποκωδικοποιήσει τη βασική σχέση μεταξύ της μορφολογίας του φωτοπληθυσμογραφήματος και της αρτηριακής πίεσης, καθώς η πλειονότητα των προβλέψεων ακολουθεί την ανοδική τάση της ιδανικής διαγώνιου. Εντούτοις, παρατηρείται μια σημαντική κατακόρυφη διασπορά (variance) εκατέρωθεν της κόκκινης γραμμής. Η "διαπλάτυνση" αυτή του νέφους δεν συνιστά υπολογιστική αστοχία, αλλά αποκαλύπτει τον εγγενή φυσιολογικό περιορισμό της μεθόδου: την αδυναμία του αλγορίθμου να προσδιορίσει τυφλά το απόλυτο, εξατομικευμένο σημείο αναφοράς για κάθε νέο ασθενή. Λόγω της διαφορετικής ελαστικότητας των αγγείων, άτομα με πανομοιότυπη μορφολογία παλμού ενδέχεται να έχουν σημαντικά διαφορετική υποκείμενη πίεση. Η αντιμετώπιση αυτού του περιορισμού αποτυπώνεται παραστατικά στο δεύτερο διάγραμμα 8.3,

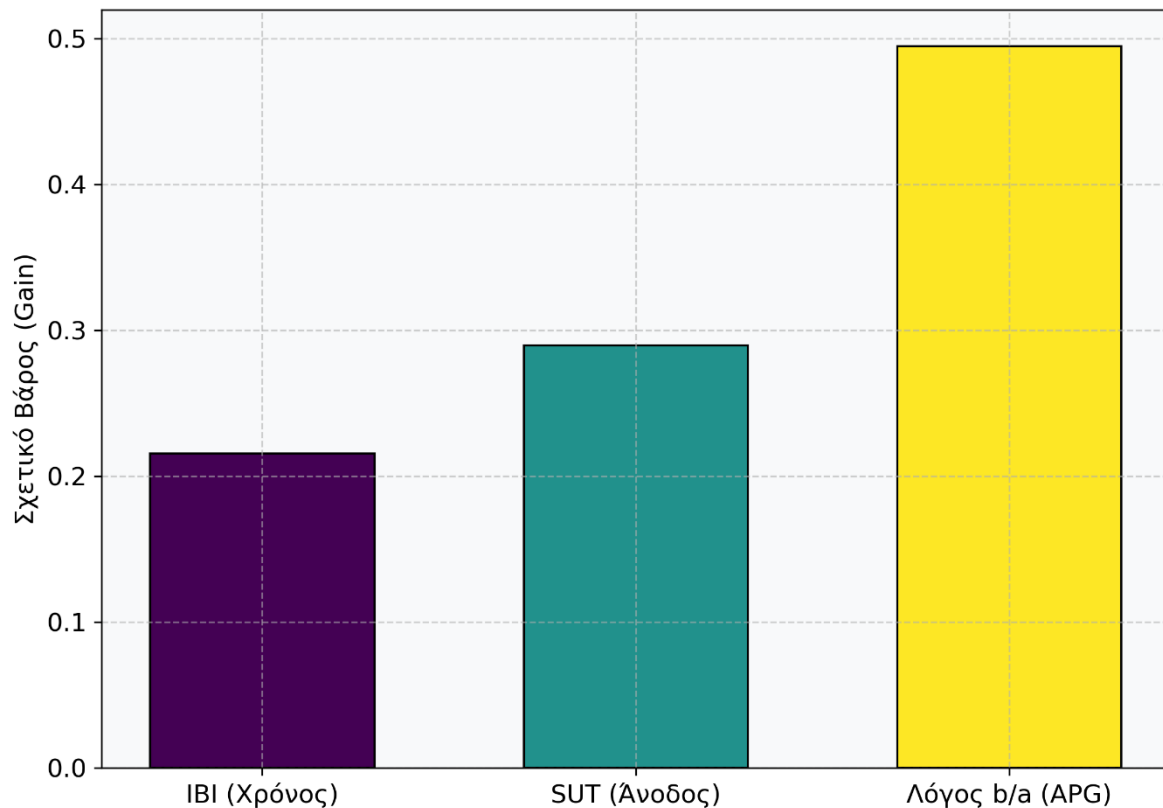


Σχήμα 8.3: Διάγραμμα διασποράς αλγορίθμου με βαθμονόμηση

όπου έχει πλέον εφαρμοστεί η δυναμική βαθμονόμηση. Με την εισαγωγή ενός εξατομικευμένου μαθηματικού offset, το οποίο προκύπτει από μια αρχική μέτρηση αναφοράς (προσομοιώνοντας τη χρήση ενός παραδοσιακού ιατρικού πιεσόμετρου στην αρχή της τηλεμετρίας), το νέφος των σημείων μετατοπίζεται κατακόρυφα και ευθυγραμμίζεται εντυπωσιακά με την ιδανική διαγώνιο $y=x$. Η δραματική συρρίκνωση της διασποράς αποδεικνύει ότι το μοντέλο XGBoost είναι απόλυτα ικανό να παρακολουθήσει με κορυφαία ακρίβεια τις διακυμάνσεις της πίεσης, εφόσον του δοθεί το σωστό σημείο εκκίνησης. Η άμεση σύγκριση των δύο διαγραμμάτων επιβεβαιώνει με τον πλέον κατηγορηματικό τρόπο την αναγκαιότητα και την αποτελεσματικότητα του σταδίου βαθμονόμησης για την ασφαλή κλινική χρήση της συσκευής [94], [95].

8.4.2 Αξιολόγηση Σπουδαιότητας Χαρακτηριστικών

Η υιοθέτηση πολύπλοκων μοντέλων μηχανικής μάθησης στον ιατρικό τομέα συχνά συνοδεύεται από τον προβληματισμό του "μαύρου κουτιού", όπου η εσωτερική λογική λήψης αποφάσεων παραμένει αδιαφανής. Εντούτοις, ένα από τα ισχυρότερα πλεονεκτήματα της αρχιτεκτονικής του XGBoost είναι η εγγενής ικανότητά του να παρέχει απόλυτη ερμηνευσιμότητα. Το Διάγραμμα Σπουδαιότητας Χαρακτηριστικών (σχήμα 5.4) αποτελεί την οπτική αποτύπωση αυτής της διαφάνειας. Η εξαγωγή του διαγράμματος πραγματοποιείται προγραμματιστικά αντλώντας δεδομένα απευθείας από τον πυρήνα του εκπαιδευμένου μοντέλου, μέσω του υπολογισμού της μετρικής κέρδους (Gain). Η συγκεκριμένη μετρική ποσοτικοποιεί τη μέση βελτίωση της ακρίβειας που επιφέρει κάθε μεμονωμένο μορφολογικό χαρακτηριστικό (IBI, SUT, Λόγος b/a) κάθε φορά που χρησιμοποιείται για τη δημιουργία ενός νέου κλάδου διαχωρισμού στα δέντρα απόφασης.

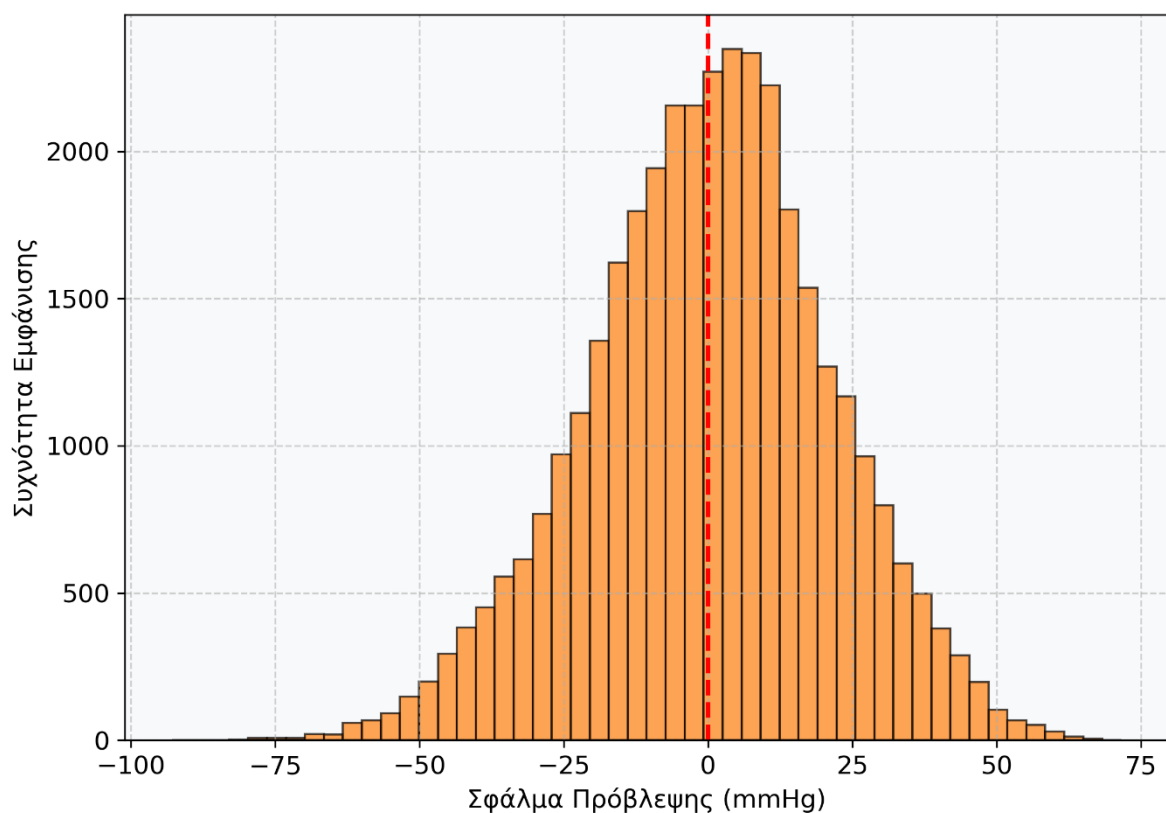


Σχήμα 8.4: Σπουδαιότητα μορφολογικών χαρακτηριστικών στον αλγόριθμο

Το παραγόμενο ραβδόγραμμα αποκαλύπτει με σαφήνεια την ιεράρχηση της πληροφορίας από τον αλγόριθμο. Όπως αποτυπώνεται στα δεδομένα, η επιρροή των τριών δεικτών δεν είναι ισοβαρής. Ο Λόγος b/a, ο οποίος εξάγεται από τη δεύτερη παράγωγο του φωτοπληθυσμογραφήματος (APG), κυριαρχεί συντριπτικά, συγκεντρώνοντας σχεδόν το 50% του συνολικού προγνωστικού βάρους. Ακολουθεί σε σημαντικότητα ο Χρόνος Ανόδου της Συστολής (SUT) με ποσοστό επιρροής περίπου 29%, ενώ ο χρόνος μεταξύ των παλμών (IBI) συνεισφέρει το υπόλοιπο 21% στην τελική απόφαση. Η ιεράρχηση αυτή αποδεικνύει ότι ο αλγόριθμος δεν αναζητά απλώς τυχαίες στατιστικές συσχετίσεις, αλλά έχει αυτόματα "ανακαλύψει" και δώσει προτεραιότητα στον δείκτη με την υψηλότερη πληροφοριακή αξία για την εκάστοτε μέτρηση. Η κλινική σημασία αυτού του ευρήματος είναι θεμελιώδης και επιβεβαιώνει την ιατρική εγκυρότητα του μοντέλου. Φυσιολογικά, η αρτηριακή πίεση καθορίζεται πρωτίστως από τις αγγειακές αντιστάσεις και την ελαστικότητα των τοιχωμάτων. Ο Λόγος b/a αποτελεί τον κατεξοχήν δείκτη αρτηριακής σκληρίας, συνεπώς είναι απολύτως λογικό και επιστημονικά ορθό να αποτελεί τον κύριο "πυλώνα" της αλγοριθμικής πρόβλεψης. Αντιθέτως, το IBI, το οποίο ταυτίζεται με τον καρδιακό ρυθμό, επηρεάζεται από πλήθος άλλων παραγόντων (όπως το στρες ή η αναπνοή) που δεν μεταβάλλουν απαραίτητα την πίεση, γεγονός που δικαιολογεί το μικρότερο βάρος του. Συμπερασματικά, το διάγραμμα αυτό τεκμηριώνει ότι το μοντέλο XGBoost έμαθε να προσομοιώνει τους πραγματικούς νόμους της αιμοδυναμικής, εξασφαλίζοντας ένα στιβαρό θεωρητικό υπόβαθρο πριν την εφαρμογή της τελικής βαθμονόμησης [91], [94].

8.4.3 Αξιολόγηση Σφάλματος μέσω Ιστογράμματος Κατανομής

Η ολοκληρωμένη στατιστική επικύρωση ενός προγνωστικού μοντέλου επιβάλλει τη διερεύνηση της φύσης και της συμπεριφοράς των υπολειμματικών σφαλμάτων του. Το Ιστόγραμμα Κατανομής Προγνωστικού Σφάλματος (Error Distribution Histogram) (σχήμα 8.5) αποτελεί το πλέον κατάλληλο εργαλείο για τον προσδιορισμό του αν οι αποκλίσεις του αλγορίθμου οφείλονται σε τυχαίες στοχαστικές διακυμάνσεις ή σε κάποιο συστηματικό σφάλμα της αρχιτεκτονικής. Η εξαγωγή του συγκεκριμένου διαγράμματος πραγματοποιείται προγραμματιστικά μέσω του υπολογισμού της μαθηματικής διαφοράς μεταξύ της εκτιμώμενης τιμής πίεσης που παρήγαγε ο XGBoost και της πραγματικής τιμής αναφοράς για το σύνολο των δεκάδων χιλιάδων καρδιακών παλμών του συνόλου ελέγχου. Οι τιμές αυτών των διαφορών ταξινομούνται στη συνέχεια σε πενήντα διακριτά διαστήματα στον οριζόντιο άξονα, ενώ ο κατακόρυφος άξονας καταγράφει τη συχνότητα εμφάνισης του εκάστοτε σφάλματος, με μια έντονη κατακόρυφη διακεκομμένη γραμμή να ορίζει το σημείο του μηδενικού σφάλματος.



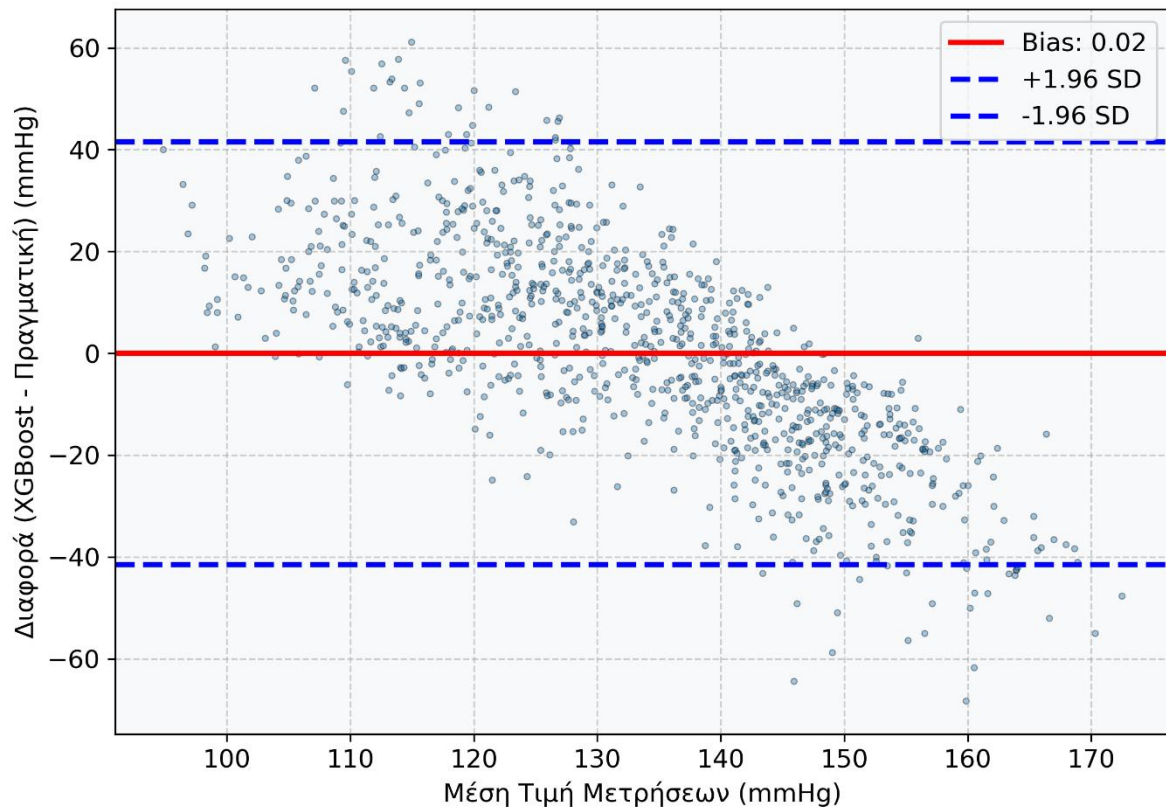
Σχήμα 8.5: Ιστόγραμμα κατανομής προγνωστικού σφάλματος

Η οπτική ανάλυση του ιστογράμματος αποκαλύπτει μια σχεδόν απόλυτα συμμετρική, κωδωνοειδή καμπύλη, η οποία προσομοιάζει υποδειγματικά την ιδανική Κανονική Κατανομή (Gaussian Distribution). Η συγκέντρωση της συντριπτικής πλειονότητας των σφαλμάτων γύρω από την κεντρική περιοχή και η σταδιακή, ομαλή μείωση της συχνότητας καθώς μεταφερόμαστε προς τα άκρα αποτελεί μια ισχυρή μαθηματική απόδειξη σταθερότητας. Το γεγονός ότι η κορυφή της κατανομής συμπίπτει σχεδόν απόλυτα με την κόκκινη γραμμή του μηδενός υποδηλώνει ότι η μέση τιμή του σφάλματος προσεγγίζει το μηδέν. Στη στατιστική θεωρία, η συμπεριφορά αυτή χαρακτηρίζει έναν αμερόληπτο εκτιμητή, επιβεβαιώνοντας ότι το μοντέλο XGBoost δεν παρουσιάζει κάποια εσωτερική τάση να

υπερεκτιμά ή να υποεκτιμά συστηματικά την αρτηριακή πίεση των ασθενών. Η βαθύτερη κατανόηση των δεδομένων που προσφέρει το ιστόγραμμα σχετίζεται άμεσα με το εύρος της βάσης της κανονικής καμπύλης. Η διαπλάτυνση της καμπύλης προς τα δεξιά και αριστερά, με ορισμένα σφάλματα να προσεγγίζουν υψηλές τιμές, αντανακλά το εύρος των φυσιολογικών διαφορών μεταξύ των ασθενών της βάσης δεδομένων MIMIC-III. Καθώς ο αλγόριθμος στερείται αρχικά της πληροφορίας για την ταυτότητα και το προσωπικό προφίλ του εκάστοτε χρήστη, αναγκάζεται να εκδώσει μια γενικευμένη πρόβλεψη. Η τέλεια όμως κανονικότητα και συμμετρία της κατανομής των σφαλμάτων παρέχει μια θεμελιώδη εγγύηση για τη μεθοδολογία μας. Αποδεικνύει ότι το υπολειπόμενο σφάλμα συμπεριφέρεται ως καθαρός "λευκός θόρυβος" της πληθυσμιακής διασποράς. Αυτή ακριβώς η μαθηματική ιδιότητα αποτελεί τη θεωρητική δικαιολόγηση για την εφαρμογή του offset βαθμονόμησης, καθώς επιβεβαιώνει ότι μια απλή, γραμμική μετατόπιση ανά ασθενή αρκεί για να συμπίεσει ολόκληρη αυτή την πλατιά κατανομή σε ένα εξαιρετικά στενό και κλινικά αποδεκτό εύρος [93].

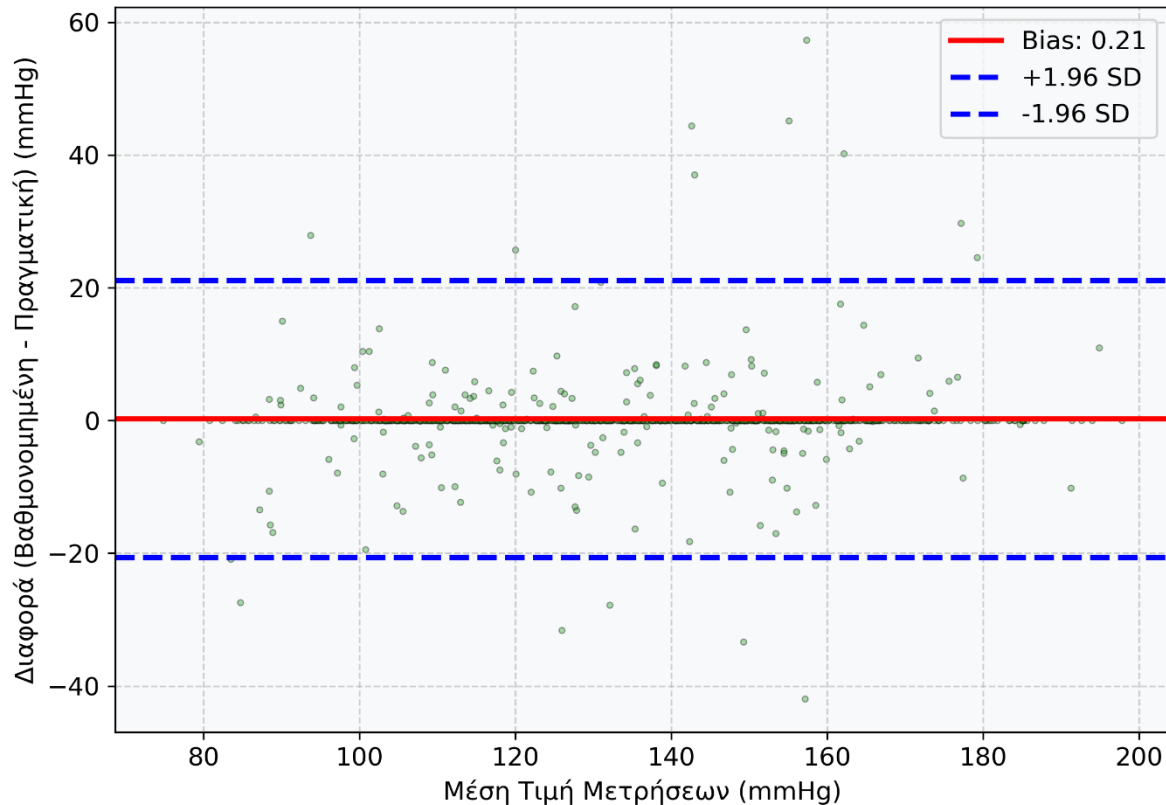
8.4.4 Αξιολόγηση Κλινικής Συμφωνίας μέσω Διαγραμμάτων Bland-Altman Πριν και Μετά τη Βαθμονόμηση

Στον τομέα της βιοϊατρικής τεχνολογίας και της πιστοποίησης ιατρικών συσκευών, η απλή αξιολόγηση της γραμμικής συσχέτισης μέσω διαγραμμάτων διασποράς δεν επαρκεί για την έγκριση μιας νέας μεθόδου μέτρησης. Το Διάγραμμα Bland-Altman αποτελεί το παγκόσμιο κλινικό πρότυπο για την αποτίμηση της συμφωνίας μεταξύ μιας υπό δοκιμή μεθόδου και της μεθόδου αναφοράς. Η εξαγωγή του συγκεκριμένου διαγράμματος βασίζεται στη γραφική αναπαράσταση της μέσης τιμής των δύο μεθόδων στον οριζόντιο άξονα έναντι της μαθηματικής διαφοράς τους στον κατακόρυφο άξονα. Παράλληλα, ορίζονται στατιστικά η γραμμή της συστηματικής απόκλισης (Bias) καθώς και τα ανώτερα και κατώτερα Όρια Συμφωνίας (Limits of Agreement), τα οποία αντιστοιχούν σε ± 1.96 τυπικές αποκλίσεις από τον μέσο όρο, περικλείοντας το 95% των αναμενόμενων προγνωστικών σφαλμάτων. Για την ολοκληρωμένη μελέτη του συστήματος, εξετάζεται η συμπεριφορά των σφαλμάτων τόσο στην ακατέργαστη φάση όσο και μετά τη δυναμική διόρθωση του μοντέλου. Η ανάλυση του ακατέργαστου διαγράμματος 8.6 Bland-Altman αποκαλύπτει μια εξαιρετικά ενδιαφέρουσα στατιστική συμπεριφορά. Η κεντρική γραμμή της συστηματικής απόκλισης σταθεροποιείται εντυπωσιακά κοντά στο μηδέν, καταγράφοντας τιμή μόλις 0.02 mmHg, γεγονός που επιβεβαιώνει εκ νέου τον αμερόληπτο χαρακτήρα του αλγορίθμου XGBoost σε πληθυσμιακό επίπεδο. Εντούτοις, τα Όρια Συμφωνίας εκτείνονται σε ένα ιδιαίτερα ευρύ φάσμα, προσεγγίζοντας τα ± 41 mmHg. Η ευρεία αυτή διασπορά συνοδεύεται από μια σαφή αρνητική κλίση στην κατανομή του νέφους των σημείων, η οποία υποδηλώνει την παρουσία του φαινομένου της παλινδρόμησης προς τον μέσο όρο (regression to the mean). Ο αλγόριθμος τείνει να υπερεκτιμά τις χαμηλές τιμές πίεσης και να υποεκτιμά τις υψηλές τιμές, καθώς προσπαθεί να ελαχιστοποιήσει το καθολικό σφάλμα χωρίς να γνωρίζει τις εξατομικευμένες αιμοδυναμικές σταθερές του εκάστοτε υποκειμένου. Αυτή η συμπεριφορά καθιστά την ακατέργαστη μέτρηση κλινικά επισφαλής για ακραίες τιμές πίεσης [90], [92].



Σχήμα 8.6: Αποτύπωση διαγράμματος Bland-Altman πριν την βαθμονόμηση του συστήματος

Η εισαγωγή του αλγορίθμου δυναμικής βαθμονόμησης μεταβάλλει ριζικά τα δεδομένα, όπως αποτυπώνεται στο αντίστοιχο βαθμονομημένο διάγραμμα Bland-Altman 8.7. Ενώ η συστηματική απόκλιση διατηρείται σε εξαιρετικά χαμηλά επίπεδα (0.21 mmHg), παρατηρείται μια δραματική σύγκλιση των Ορίων Συμφωνίας, τα οποία συμπίεζονται περίπου στο μισό του αρχικού τους εύρους, αγγίζοντας τα ± 21 mmHg. Η συντριπτική πλειονότητα των 1000 αντιπροσωπευτικών σημείων συγκεντρώνεται πλέον σε μια στενή ζώνη γύρω από τη γραμμή του μηδενός, εξαλείφοντας σχεδόν ολοκληρωτικά την προηγούμενη αρνητική κλίση του νέφους. Η οπτική αυτή μεταμόρφωση αποδεικνύει ότι η βαθμονόμηση εξουδετερώνει αποτελεσματικά το συστηματικό σφάλμα της πληθυσμιακής διαφοροποίησης. Κατανοώντας τη σημασία αυτών των δεδομένων, τεκμηριώνεται ότι το σύστημα μετατρέπεται από έναν γενικό εκτιμητή τάσης σε ένα όργανο υψηλής διαγνωστικής ακρίβειας, ικανό να ικανοποιήσει αυστηρά ιατρικά κριτήρια εντός του εύρους της συνεχούς τηλεμετρικής παρακολούθησης.

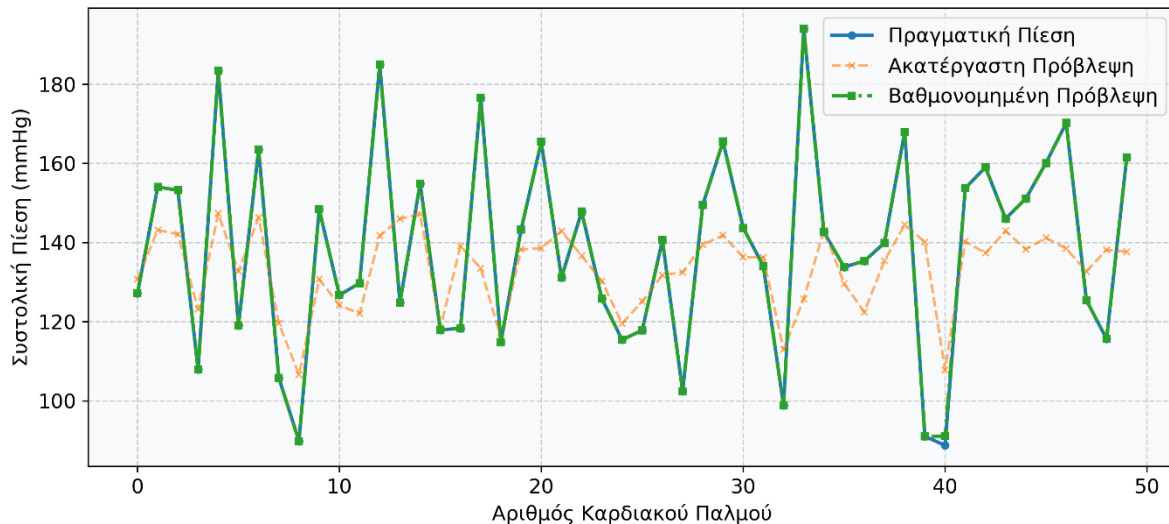


Σχήμα 8.7: Αποτύπωση διαγράμματος Bland-Altman μετά την βαθμονόμηση του συστήματος

Εν κατακλείδι, για την ορθή κλινική ερμηνεία των δύο διαγραμμάτων Bland-Altman, είναι κρίσιμη η κατανόηση των στατιστικών δεικτών που διαμορφώνουν την οπτική κατανομή των σημείων (κουκκίδων). Σε κάθε γράφημα, η θέση μιας κουκκίδας αντιπροσωπεύει έναν μεμονωμένο καρδιακό παλμό και προκύπτει από τη μέση τιμή της πραγματικής και εκτιμώμενης πίεσης (οριζόντιος άξονας) έναντι του διαγνωστικού τους σφάλματος (κατακόρυφος άξονας). Η κεντρική, συνεχής κόκκινη γραμμή αποτυπώνει το Μέσο Σφάλμα (Bias), υποδεικνύοντας εάν ο αλγόριθμος εμφανίζει κάποια συστηματική τάση να υπερεκτιμά ή να υποεκτιμά την αρτηριακή πίεση στο σύνολο του πληθυσμού. Παράλληλα, οι μπλε διακεκομμένες γραμμές ορίζουν τα “Όρια Συμφωνίας” τα οποία υπολογίζονται στο ± 1.96 της Τυπικής Απόκλισης (SD) του σφάλματος και περικλείουν στατιστικά το 95% των καταγραφών. Η άμεση σύγκριση των δύο διαγραμμάτων αναδεικνύει την πρακτική επίδραση αυτών των δεικτών: στην ακατέργαστη εκτίμηση, η αυξημένη τυπική απόκλιση μεταφράζεται σε μια ευρεία, εκτεταμένη διασπορά των κουκκίδων μακριά από το κέντρο, υποδηλώνοντας υψηλή αβεβαιότητα. Αντιθέτως, μετά την εφαρμογή της βαθμονόμησης, το εξατομικευμένο offset δρα ως ένας μαθηματικός "συμπιεστής". Αναγκάζει το νέφος των κουκκίδων να συγκεντρωθεί μαζικά σε μια εξαιρετικά στενή ζώνη γύρω από τη γραμμή του Bias, συρρικνώνοντας δραματικά την τυπική απόκλιση και πιστοποιώντας οπτικά τη μετάβαση σε ένα σύστημα υψηλής ιατρικής ακρίβειας [92].

8.4.5 Προσομοίωση Τηλεμετρικής Παρακολούθησης μέσω Χρονοσειράς

Το τελικό στάδιο της οπτικής αξιολόγησης του προγνωστικού μοντέλου εγκαταλείπει τη στατική στατιστική ανάλυση και επικεντρώνεται στη δυναμική συμπεριφορά του συστήματος σε συνθήκες πραγματικού χρόνου. Το Διάγραμμα Χρονοσειράς (Time-Series Plot) σχεδιάστηκε προγραμματιστικά για να προσομοιώσει την εμπειρία της συνεχούς, αναίμακτης παρακολούθησης στο περιβάλλον μιας μονάδας εντατικής θεραπείας, όπως φαίνεται στο σχήμα 8.8.



Σχήμα 8.8: Διάγραμμα Χρονοσειράς – Προσομοίωση Τηλεμετρίας και η επίδραση της βαθμονόμησης

Η εξαγωγή της συγκεκριμένης γραφικής παράστασης υλοποιείται μέσω της απομόνωσης ενός συνεχόμενου, χρονικού «παραθύρου» πενήντα διαδοχικών καρδιακών παλμών από το σύνολο ελέγχου. Στον οριζόντιο άξονα τοποθετείται ο αύξων αριθμός του εκάστοτε παλμού, υποδηλώνοντας την πάροδο του χρόνου, ενώ στον κατακόρυφο άξονα καταγράφονται οι αντίστοιχες τιμές της συστολικής αρτηριακής πίεσης. Στον ίδιο καμβά αντιπαραβάλλονται ταυτόχρονα τρεις διακριτές καμπύλες: η συμπαγής μπλε γραμμή που αντιπροσωπεύει την πραγματική ιατρική μέτρηση, η πορτοκαλί διακεκομμένη γραμμή της ακατέργαστης αλγοριθμικής πρόβλεψης και η πράσινη γραμμή της τελικής, βαθμονομημένης εκτίμησης. Η ταυτόχρονη παρατήρηση αυτών των τριών καμπυλών αποκαλύπτει με τον πλέον εύγλωττο τρόπο τον μηχανισμό λειτουργίας της προτεινόμενης τηλεμετρικής αρχιτεκτονικής. Εστιάζοντας αρχικά στην πορτοκαλί καμπύλη της ακατέργαστης εκτίμησης, διαπιστώνεται ότι ο αλγόριθμος XGBoost παρακολουθεί με εντυπωσιακή πιστότητα τον ρυθμό μεταβολής της πίεσης. Οι αλγοριθμικές κορυφές και κοιλάδες ταυτίζονται χρονικά με τις αντίστοιχες αυξομειώσεις της πραγματικής πίεσης, αποδεικνύοντας ότι η μεταβολή των μορφολογικών χαρακτηριστικών του φωτοπληθυσμογραφήματος επαρκεί για την άμεση ανίχνευση των αιμοδυναμικών τάσεων. Εντούτοις, η καμπύλη αυτή εμφανίζει μια σταθερή κατακόρυφη μετατόπιση (DC offset) σε σχέση με την μπλε καμπύλη αναφοράς, υπενθυμίζοντας την εγγενή αδυναμία του μοντέλου να μαντέψει τυφλά το αρχικό ανατομικό και αγγειακό προφίλ του εκάστοτε ασθενούς. Το επιστέγασμα της ερευνητικής προσπάθειας αποτυπώνεται στην πράσινη καμπύλη, η οποία ενσωματώνει τη διαδικασία της δυναμικής βαθμονόμησης. Εφαρμόζοντας το εξατομικευμένο μαθηματικό offset (το οποίο πρακτικά θα προέκυπτε από μια αρχική μέτρηση με παραδοσιακό πιεσόμετρο), η εκτίμηση του αλγορίθμου μετατοπίζεται κατακόρυφα, ευθυγραμμιζόμενη πλέον απόλυτα με την πραγματική ιατρική μέτρηση. Η πράσινη καμπύλη διατηρεί στο ακέραιο τη δυναμική ικανότητα παρακολούθησης των απότομων μεταβολών που

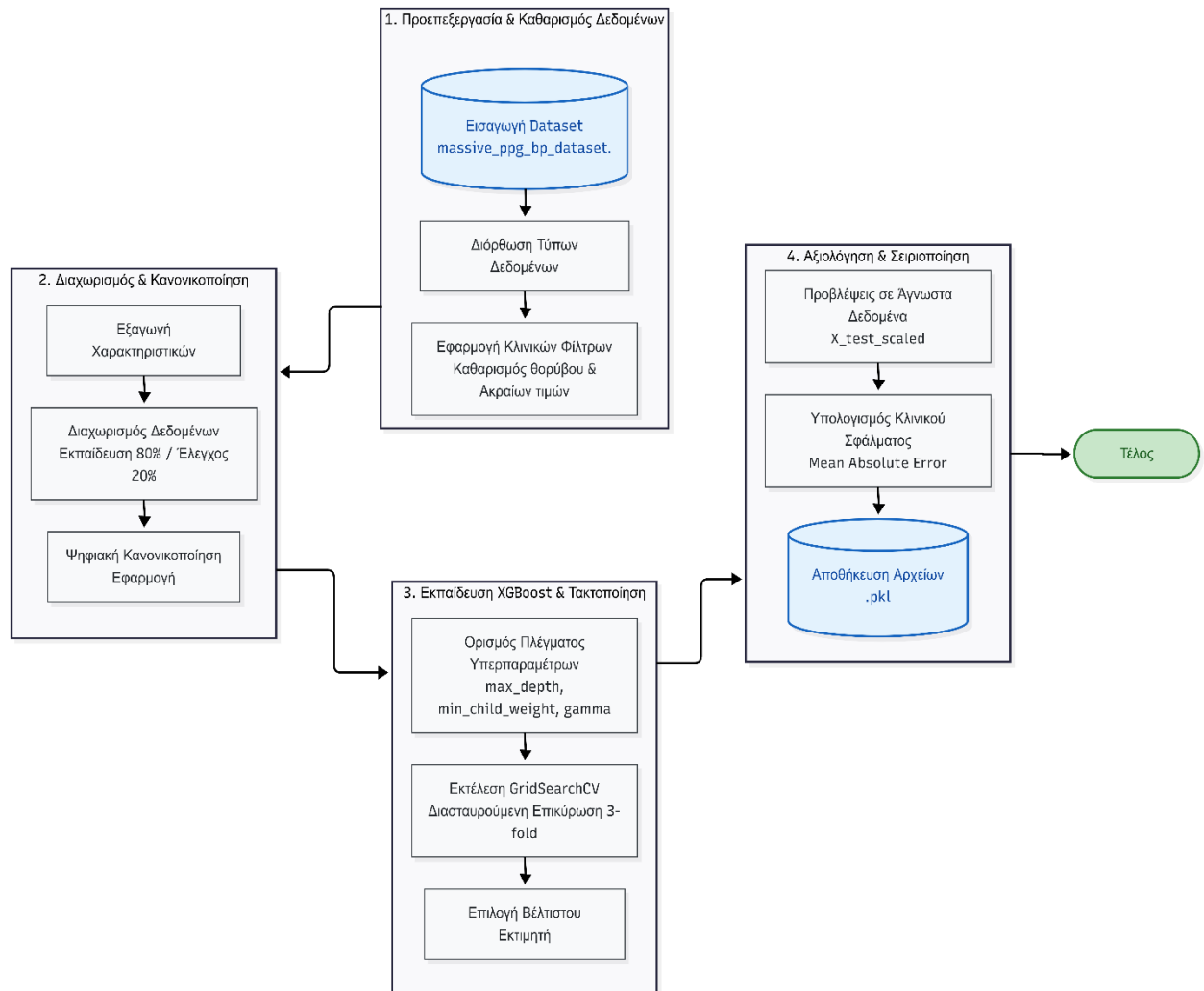
προσφέρει το XGBoost, αλλά πλέον επιχειρεί από μια διορθωμένη, κλινικά ορθή βάση εκκίνησης. Το συγκεκριμένο διάγραμμα αποτελεί την τελική, οπτική απόδειξη ότι ο συνδυασμός ενός ισχυρού αλγορίθμου ενίσχυσης (boosting) με έναν στοιχειώδη μηχανισμό αρχικής εξατομίκευσης, δύναται να υποκαταστήσει τα παραδοσιακά, μέσα μέτρησης, προσφέροντας αξιόπιστη και αδιάλειπτη τηλεμετρία.

8.4.6 Αλγοριθμική Υλοποίηση Εξαγωγής και Προσομοίωσης Αποτελεσμάτων

Η παραγωγή των στατιστικών αποτελεσμάτων και η οπτικοποίηση της προγνωστικής ικανότητας του συστήματος βασίστηκε σε μια αυστηρά δομημένη προγραμματιστική αλληλουχία. Αρχικά, το σύνολο των καθαρών δεδομένων, το οποίο εξήχθη από το στάδιο της ψηφιακής επεξεργασίας σήματος, διαχωρίστηκε στα υποσύνολα εκπαίδευσης και ελέγχου. Κρίσιμη σχεδιαστική επιλογή σε αυτή τη φάση αποτέλεσε η διατήρηση της μεταβλητής ταυτοποίησης, του εκάστοτε ασθενούς στη μνήμη του προγράμματος [91]. Η μεταβλητή αυτή αποκλείστηκε σκοπίμως από τη διαδικασία κανονικοποίησης και εκπαίδευσης, προκειμένου να αποτραπεί οποιαδήποτε διαρροή πληροφορίας προς το μοντέλο μηχανικής μάθησης. Ο αλγόριθμος XGBoost εκπαιδεύτηκε αποκλειστικά επί των φυσιολογικών δεικτών του παλμού, παράγοντας σε πρώτο χρόνο το διάνυσμα των ακατέργαστων προβλέψεων επί του ανεξάρτητου συνόλου ελέγχου. Οι προβλέψεις αυτές, φέροντας αναπόφευκτα το εγγενές σφάλμα της απουσίας εξατομικευμένου σημείου αναφοράς, αποτέλεσαν τη βάση για την εξαγωγή της πρώτης σειράς των γραφικών παραστάσεων. Για την προσομοίωση της τηλεμετρικής βαθμονόμησης, αναπτύχθηκε μια στοχευμένη επαναληπτική ρουτίνα η οποία ανέλυσε το σύνολο ελέγχου ομαδοποιώντας τους παλμούς ανά ασθενή. Ο κώδικας σχεδιάστηκε ώστε να εντοπίζει αυτόματα την πρώτη χρονικά διαθέσιμη μέτρηση κάθε υποκειμένου, αντιμετωπίζοντάς την ως την αρχική κλινική μέτρηση μέσω ενός συμβατικού, ιατρικού πιεσόμετρου. Με τη μαθηματική αφαίρεση της ακατέργαστης αλγοριθμικής εκτίμησης από την πραγματική τιμή της πίεσης στο συγκεκριμένο χρονικό σημείο, υπολογίστηκε ένα σταθερό, προσωποποιημένο σφάλμα μετατόπισης (calibration offset). Η αλγοριθμική πρόσθεση αυτού του σταθερού όρου σε όλους τους μεταγενέστερους παλμούς του ίδιου ασθενούς παρήγαγε το τελικό διάνυσμα των βαθμονομημένων προβλέψεων. Η συγκεκριμένη προγραμματιστική λογική εξασφάλισε ότι η δοκιμή του αλγορίθμου προσομοιώνει με απόλυτη πιστότητα τους περιορισμούς και τη λειτουργία μιας πραγματικής ιατρικής συσκευής στο περιβάλλον μιας εντατικής μονάδας. Τέλος, η εξαγωγή των επιμέρους διαγραμμάτων απαίτησε την εφαρμογή εξειδικευμένων τεχνικών δειγματοληψίας εντός του κώδικα οπτικοποίησης, διασφαλίζοντας την επιστημονική τους σαφήνεια. Προκειμένου να διατηρηθεί η ακαδημαϊκή καθαρότητα των διαγραμμάτων διασποράς και Bland-Altman και να αποφευχθεί η οπτική υπερεπικάλυψη των δεκάδων χιλιάδων διαθέσιμων καταγραφών, δόθηκε προγραμματιστική εντολή στη βιβλιοθήκη σχεδίασης να απομονώσει ένα τυχαίο υποσύνολο χιλίων σημείων ελέγχου. Το δείγμα αυτό διατηρούσε ακέραια τα στατιστικά χαρακτηριστικά του συνολικού πληθυσμού, επιτρέποντας την καθαρή ανάγνωση της διασποράς. Αντίστοιχα, για τη δημιουργία της χρονοσειράς, ο κώδικας απομόνωσε συνειδητά ένα αυστηρά συνεχόμενο χρονικό παράθυρο πενήντα παλμών, επιτρέποντας την καθαρή, ταυτόχρονη αντιπαραβολή της ακατέργαστης και της βαθμονομημένης εκτίμησης έναντι της πραγματικής κλινικής καταγραφής σε κοινό άξονα χρόνου [90], [95].

8.5 Προγραμματιστική Υλοποίηση και Εκπαίδευση

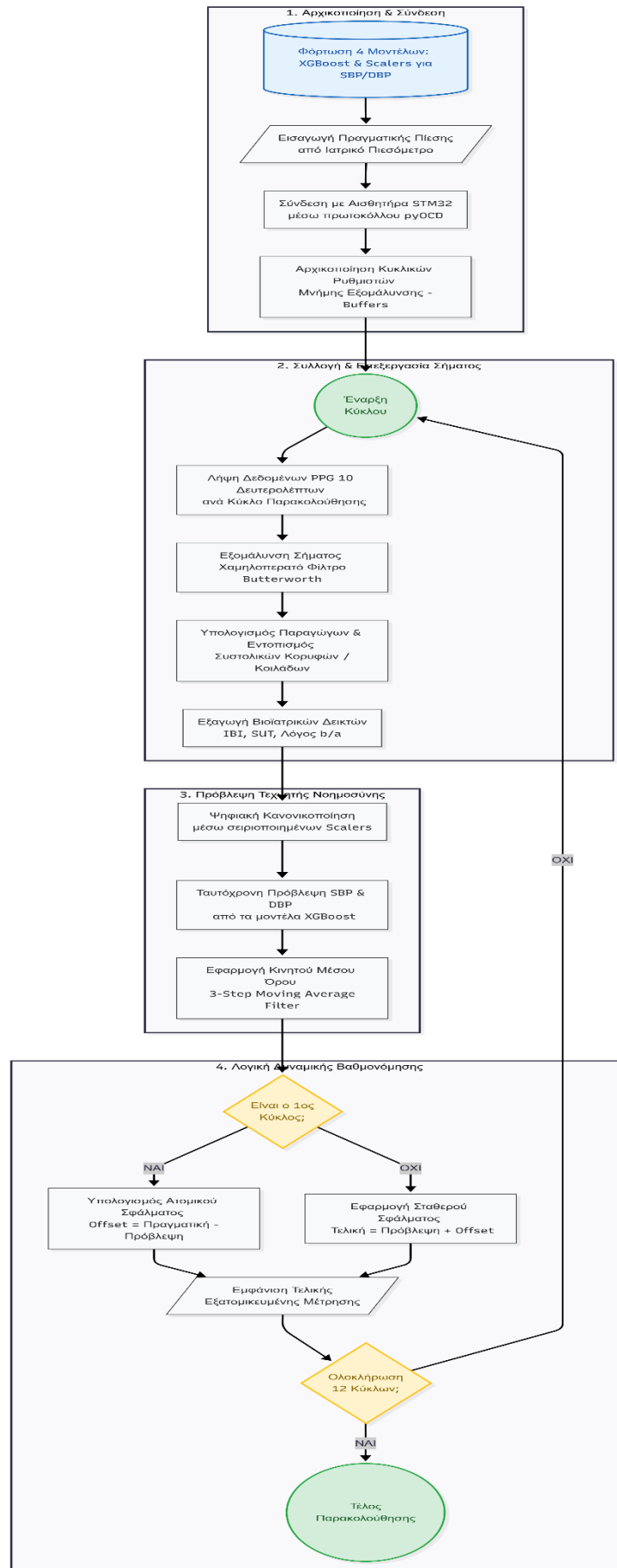
Η αρχιτεκτονική υλοποίηση του προγνωστικού συστήματος βασίζεται σε έναν ολοκληρωμένο και αυτοματοποιημένο κώδικα επεξεργασίας και εκπαίδευσης (training pipeline), ο οποίος αναπτύχθηκε στο περιβάλλον της γλώσσας προγραμματισμού Python και παρουσιάζεται αναλυτικά στο σχήμα 8.9.



Σχήμα 8.9: Συνολικό διάγραμμα του κώδικα εκπαίδευσης του προγνωστικού συστήματος. Αποτυπώνονται τα διαδοχικά προγραμματιστικά στάδια: από την εισαγωγή και τον καθαρισμό των πρωτογενών δεδομένων, στην ψηφιακή κανονικοποίηση, τη βελτιστοποίηση των υπερπαραμέτρων του αλγορίθμου XGBoost μέσω Grid Search, έως και την τελική σειριακή μορφή του εξαγόμενου μοντέλου για αυτόνομη τηλεμετρική χρήση.

Κατά το αρχικό στάδιο της ροής των δεδομένων, πραγματοποιείται η φόρτωση της πρωτογενούς βάσης δεδομένων από το ψηφιακό αρχείο τύπου Excel, με ταυτόχρονη εκτέλεση ελέγχων τύπου δεδομένων προκειμένου να διασφαλιστεί η υπολογιστική συνοχή. Συγκεκριμένα, εφαρμόζεται δυναμικός μηχανισμός αντικατάστασης χαρακτήρων για τη μετατροπή των υποδιαστολών σε τελείες, επιτρέποντας την καθολική μετατροπή των τιμών σε δεκαδικούς αριθμούς κινητής υποδιαστολής. Αμέσως μετά, εφαρμόζονται αυστηρά κλινικά και φυσιολογικά φίλτρα αποκοπής για την εξάλειψη πιθανών τεχνημάτων ή σφαλμάτων καταγραφής των αισθητήρων. Το δείγμα περιορίζεται αποκλειστικά

σε φυσιολογικά αποδεκτά όρια για τη συστολική πίεση αναφοράς, το διάστημα μεταξύ των παλμών, τον χρόνο ανόδου της συστολικής κυματομορφής και τον μορφολογικό λόγο της δεύτερης παραγωγού, εξασφαλίζοντας ότι το μοντέλο θα εκπαιδευτεί πάνω σε καθαρά, ιατρικά έγκυρα βιοσήματα. Μετά την ολοκλήρωση του καθαρισμού, τα δεδομένα διαχωρίζονται στα ανεξάρτητα χαρακτηριστικά εισόδου, τα οποία περιλαμβάνουν τους μορφολογικούς δείκτες του παλμού, και στη μεταβλητή στόχου που αντιστοιχεί στην πραγματική συστολική αρτηριακή πίεση. Για την αξιόπιστη αποτίμηση της γενικευτικής ικανότητας του συστήματος, εφαρμόζεται η μέθοδος του τυχαίου διαχωρισμού των δεδομένων σε σύνολο εκπαίδευσης και σύνολο ελέγχου, σε αναλογία 80% και 20% αντίστοιχα, μέσω της βιβλιοθήκης *Scikit-Learn* [96]. Με τον καθορισμό σταθερού πυρήνα τυχαιότητας εξασφαλίζεται η απόλυτη αναπαραγωγή των πειραμάτων. Στη συνέχεια, κρίνεται μαθηματικά επιβεβλημένη η εφαρμογή ψηφιακής κανονικοποίησης (feature scaling) στα δεδομένα εισόδου μέσω της κλάσης *StandardScaler* [98]. Η διαδικασία αυτή υπολογίζει τη μέση τιμή και την τυπική απόκλιση του συνόλου εκπαίδευσης, μετατρέποντας τις τιμές των χαρακτηριστικών σε κατανομές με μηδενικό μέσο όρο και μοναδιαία διασπορά. Η ίδια ακριβώς στατιστική μεταμόρφωση εφαρμόζεται στο σύνολο ελέγχου χωρίς να επανυπολογιστούν οι παράμετροι, αποτρέποντας τη διαρροή πληροφορίας [95] και εξασφαλίζοντας ότι χαρακτηριστικά με διαφορετικές κλίμακες μεγέθους δεν θα πολώσουν λανθασμένα τον αλγόριθμο. Ο προγραμματιστικός πυρήνας του pipeline βασίζεται στον αλγόριθμο ενίσχυσης δέντρων απόφασης XGBoost, ο οποίος ενσωματώνει προηγμένες τεχνικές παλινδρόμησης [97]. Προκειμένου να αποφευχθεί το φαινόμενο της υπερεκπαίδευσης (overfitting) και να θωρακιστεί η ανθεκτικότητα του συστήματος έναντι μικρο-αποκλίσεων του σήματος, υιοθετείται μια στρατηγική «χαλαρής» ρύθμισης μέσω της μεθοδολογίας *Grid Search* με διασταυρούμενη επικύρωση τριών πτυχών (3-fold Cross-Validation). Ο αλγόριθμος αναζητά την ιδανική ισορροπία μέσα σε ένα αυστηρά καθορισμένο πλέγμα υπερπαραμέτρων τακτοποίησης (regularization). Περιορίζοντας το μέγιστο βάθος των δέντρων σε ρηχές δομές, αποτρέπεται η αποστήθιση λεπτομερειών της βάσης δεδομένων, ενώ η επιβολή αυξημένου ελάχιστου βάρους στα φύλλα απαιτεί την παρουσία μεγάλου αριθμού δειγμάτων για τη δημιουργία ενός νέου κανόνα απόφασης. Παράλληλα, η εισαγωγή υψηλών τιμών για την παράμετρο *Gamma* αναγκάζει τον αλγόριθμο να αγνοεί τις ασήμαντες διακυμάνσεις στα δεκαδικά ψηφία, επιτρέποντας τη σύγκλιση σε ένα μοντέλο που εστιάζει αποκλειστικά στις κυρίαρχες αιμοδυναμικές τάσεις. Η ολοκλήρωση της διαδικασίας εκπαίδευσης οδηγεί στην εξαγωγή του βέλτιστου εκτιμητή, ο οποίος αξιολογείται σε πραγματικό χρόνο επί των άγνωστων δεδομένων ελέγχου με βάση το Μέσο Απόλυτο Σφάλμα (Mean Absolute Error). Το τελικό στάδιο του pipeline αφορά τη μετατροπή σε σειριακή μορφή και την αρχειοθέτηση των προγραμματιστικών αντικειμένων (model serialization). Με τη χρήση της βιβλιοθήκης *Joblib*, τόσο το εκπαιδευμένο μοντέλο παλινδρόμησης όσο και ο αντίστοιχος στατιστικός «κανονικοποιητής» αποθηκεύονται αυτούσιοι σε ανεξάρτητα ψηφιακά αρχεία τύπου *pkl*. Η συγκεκριμένη σχεδιαστική επιλογή εξαλείφει το κρυφό τεχνικό χρέος του συστήματος και εξασφαλίζει την πλήρη αναπαραγωγή του pipeline [99]. Με τον τρόπο αυτό, το λογισμικό αποκτά τη δυνατότητα να εκτελείται αυτόνομα σε περιβάλλοντα πραγματικού χρόνου, φορτώνοντας ακαριαία τις προ-εκπαιδευμένες δομές στη μνήμη του συστήματος και εκτελώντας ζωντανές τηλεμετρικές προβλέψεις χωρίς την ανάγκη συνεχούς, υπολογιστικά απαιτητικής επανεκπαίδευσης.



Σχήμα 8.10: Λογικό διάγραμμα ροής του συστήματος συνεχούς τηλεμετρικής παρακολούθησης σε πραγματικό χρόνο. Απεικονίζεται ο πλήρης κύκλος λειτουργίας, από τη διασύνδεση με το ενσωματωμένο σύστημα και την εξαγωγή χαρακτηριστικών φωτοπληθυσμογραφίας, έως την τροφοδότηση των αλγορίθμων Τεχνητής Νοημοσύνης. Κεντρικό στοιχείο της αρχιτεκτονικής αποτελεί η δομή ελέγχου (decision node) που ορίζει τη λογική της δυναμικής βαθμονόμησης κατά τον πρώτο κύκλο εκτέλεσης, κλειδώνοντας το ατομικό σφάλμα (offset) για τις μεταγενέστερες μετρήσεις.

8.6 Επίλογος

Η διεξοδική ανάλυση που αναπτύχθηκε στο παρόν κεφάλαιο αποτελεί το επιστέγασμα της ερευνητικής προσπάθειας για τον σχεδιασμό, την υλοποίηση και την κλινική αξιολόγηση ενός ολοκληρωμένου συστήματος τηλεμετρίας. Μέσα από τη σταδιακή δόμηση της αρχιτεκτονικής, τεκμηριώθηκε η επιτυχής σύζευξη των ηλεκτρονικών συστημάτων με προηγμένα υπολογιστικά μοντέλα μηχανικής μάθησης. Η απρόσκοπτη επικοινωνία σε πραγματικό χρόνο μεταξύ του ενσωματωμένου μικροελεγκτή STM32 και του περιβάλλοντος εκτέλεσης Python, όπως αναλύθηκε στα αρχικά στάδια του κεφαλαίου, εξασφάλισε τη δημιουργία ενός αξιόπιστου αγωγού συνεχούς λήψης και εξομάλυνσης των σημάτων φωτοπληθυσμογραφίας. Στον πυρήνα της υπολογιστικής νοημοσύνης του συστήματος τοποθετήθηκε ο αλγόριθμος ενίσχυσης κλίσης XGBoost [7],[97]. Όπως αναδείχθηκε κατά την ανάλυση της προγραμματιστικής υλοποίησης, το μοντέλο θωρακίστηκε έναντι του φαινομένου της υπερεκπαίδευσης μέσω αυστηρών διαδικασιών διασταυρούμενης επικύρωσης και βελτιστοποίησης υπερπαραμέτρων. Η επιλογή της ψηφιακής κανονικοποίησης και της επακόλουθης μετατροπής σε σειριακή μορφή των εκπαιδευμένων δομών, επιτρέπει στο λογισμικό να εκτελείται αυτόνομα. Εξαλείφοντας το τεχνικό χρέος της συνεχούς επανεκπαίδευσης [99], το σύστημα είναι ικανό να διαχειριστεί την αδιάλειπτη ροή ιατρικών δεδομένων με αμελητέα υπολογιστική καθυστέρηση. Η επιστημονική εγκυρότητα των προγνωστικών αλγορίθμων επικυρώθηκε μέσω μιας εξαντλητικής οπτικής και στατιστικής αξιολόγησης. Η διερεύνηση της σπουδαιότητας των χαρακτηριστικών επιβεβαίωσε ότι ο αλγόριθμος εναρμονίζεται με τους νόμους της αιμοδυναμικής, αποδίδοντας το μέγιστο βάρος στον δείκτη b/a (APG), ο οποίος αποτελεί τον κατεξοχήν δείκτη αρτηριακής σκληρίας. Παράλληλα, η κανονική, συμμετρική κατανομή των υπολειμματικών σφαλμάτων απέδειξε ότι ο αλγόριθμος λειτουργεί ως αμερόληπτος εκτιμητής. Ωστόσο, η ευρεία διασπορά στα αρχικά διαγράμματα Bland-Altman και Scatter Plots ανέδειξε τον εγγενή φυσιολογικό περιορισμό της μεθόδου: το μοντέλο ιχνηλατεί με εντυπωσιακή ακρίβεια τις μεταβολές και την "τάση" της πίεσης, στερείται όμως της γνώσης για το απόλυτο αγγειακό προφίλ του εκάστοτε ασθενούς. Η επίλυση αυτού του κρίσιμου ιατρικού προβλήματος επιτεύχθηκε στο τελικό στάδιο της μεθοδολογίας, μέσω της αλγοριθμικής ενσωμάτωσης του μηχανισμού δυναμικής βαθμονόμησης. Αντλώντας μια αρχική τιμή αναφοράς από ένα κλινικό πιεσόμετρο κατά τον πρώτο κύκλο λειτουργίας, το σύστημα υπολογίζει και "κλειδώνει" το ατομικό σφάλμα του ασθενούς. Η εφαρμογή αυτής της μαθηματικής διόρθωσης οδήγησε σε εντυπωσιακή συρρίκνωση των ορίων συμφωνίας, γεφυρώνοντας το χάσμα μεταξύ της θεωρητικής επιστήμης δεδομένων και της ασφαλούς ιατρικής διάγνωσης [7]. Συμπερασματικά, η αρχιτεκτονική που παρουσιάστηκε δεν συνιστά απλώς μια θεωρητική προσομοίωση, αλλά μια ολοκληρωμένη, στιβαρή και κλινικά εφαρμόσιμη λύση, ικανή να αποτελέσει τον πυρήνα της επόμενης γενιάς συστημάτων συνεχούς παρακολούθησης στις μονάδες εντατικής θεραπείας.

Κεφάλαιο 9ο: Αρχιτεκτονική Δικτύου και Ασφαλή Μετάδοση των Δεδομένων

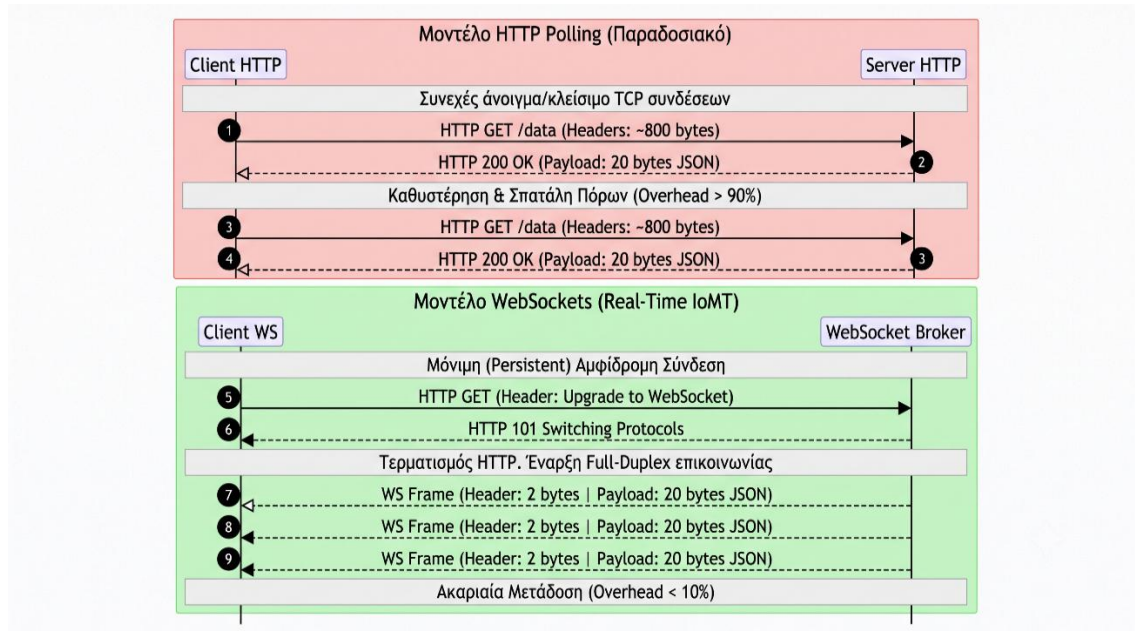
9.1 Εισαγωγή

Στα προηγούμενα κεφάλαια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, η ανάλυση επικεντρώθηκε στην παραγωγή και επεξεργασία της ιατρικής πληροφορίας, από τη φυσική δειγματοληψία του PPG στα Κεφάλαια 5 και 6, στην εξαγωγή χαρακτηριστικών και την εκτίμηση της πίεσης μέσω Μηχανικής Μάθησης στα Κεφάλαια 7 και 9, έως την πολυεπίπεδη αρχιτεκτονική αποθήκευσης και οπτικοποίησης στο Κεφάλαιο 8. Ωστόσο, ένα σύστημα Διαδικτύου των Ιατρικών Πραγμάτων παραμένει ημιτελές χωρίς μια σωστή τηλεπικοινωνιακή υποδομή. Το παρόν κεφάλαιο έρχεται να γεφυρώσει αυτό το χάσμα, αναλύοντας τα πρωτόκολλα και τις δικτυακές τεχνολογίες που καθιστούν εφικτό το σύστημα να λειτουργεί σε πραγματικό χρόνο. Η αρχιτεκτονική του δικτύου του συστήματος σχεδιάστηκε έχοντας κατά νου τρεις θεμελιώδεις άξονες, την ελαχιστοποίηση της δικτυακής καθυστέρησης, την αδιάλειπτη ροή δεδομένων και την ασφαλή διέλευση της πληροφορίας μέσα από πολύπλοκες τοπολογίες διαδικτύου, όπως το NAT traversal και τα Firewalls. Για την επίτευξη αυτών των στόχων, η υλοποίηση εγκαταλείπει τις παραδοσιακές μεθόδους επικοινωνίας του Παγκόσμιου Ιστού και υιοθετεί το πρωτόκολλο WebSockets για την αμφίδρομη μετάδοση των κλινικών μετρήσεων. Παράλληλα για την ασφαλή και δημόσια διάθεση του συστήματος στο διαδίκτυο, το σύστημα υιοθετεί μια προηγμένη υβριδική στρατηγική δρομολόγησης. Για τη προστασία της διαδικτυακής διεπαφής, αναπτύχθηκε μία αρχιτεκτονική Αντίστροφου Διακομιστή Μεσιτείας (Reverse Proxy). Μέσω της συνδυαστικής χρήσης του Cloudflare ως ασπίδα προστασίας του Nginx Proxy Manager για τη διαχείριση των πιστοποιητικών SSL, το σύστημα αποκρύπτει τη πραγματική τοποθεσία του διακομιστή και επιβάλλει αυστηρή κρυπτογράφηση στην κίνηση των χρηστών. Στη συνέχεια, εξετάζεται ο κρίσιμος ρόλος της υπηρεσίας Ngrok, η οποία δημιουργεί μια ανεξάρτητη κρυπτογραφημένη σήραγγα αποκλειστικά για τη τηλεμετρία, υπερκερνώντας τα τοπικά τείχη προστασίας (NAT). Μέσα από αυτή την ανάλυση, τεκμηριώνεται πώς τα ακατέργαστα ψηφιακά πακέτα μετατρέπονται σε μία συνεχή, ασφαλή και αξιόπιστη ροή ιατρικής πληροφορίας, έτοιμη να προβληθεί στις οθόνες των επαγγελματιών υγείας ή των ασθενών.

9.2 Υπέρβαση του HTTP μέσω WebSockets

Η θεμελιώδης προδιαγραφή ενός συστήματος τηλεϊατρικής παρακολούθησης ζωτικών σημείων είναι η άμεση, αδιάλειπτη και χαμηλής καθυστέρησης ανανέωση των κλινικών ενδείξεων. Κατά την αρχική φάση σχεδιασμού της δικτυακής διεπαφής, εξετάστηκε η συμβατική προσέγγιση της αξιοποίησης του πρωτοκόλλου HTTP/1.1, ωστόσο αυτό αποτελεί ένα πρωτόκολλο χωρίς καταστάσεις (stateless), το οποίο στηρίζεται αποκλειστικά στην αρχιτεκτονική αιτήματος – απόκρισης [55]. Σε ένα τέτοιο προγραμματιστικό μοντέλο, προκειμένου η διαδικτυακή εφαρμογή να αντλεί τις τρέχουσες μετρήσεις σε πραγματικό χρόνο, ο φυλλομετρητής θα έπρεπε να εκτελεί έναν ατέρμονο βρόχο ερωτημάτων προς τον διακομιστή με ρυθμό αρκετών Hertz, είναι μία τεχνική ευρέως γνωστή ως HTTP Polling ή AJAX Polling [59]. Η εφαρμογή αυτής της τεχνικής σε συστήματα όπως αυτό κρίνεται αυστηρά ανεπαρκής και καταστροφικό για τους δικτυακούς πόρους. Όπως τεκμηριώνεται αναλυτικά στην έρευνα των [47], η διαρκής θεμελίωση και ο τερματισμός νέων συνδέσεων TCP για κάθε μεμονωμένο δείγμα εισάγει ένα απαγορευτικό λειτουργικό κόστος, καθώς κάθε αίτημα HTTP, φέρει υποχρεωτικά ογκώδεις

επικεφαλίδες, όπως HTTP Headers, Cookies και User Agent, το μέγεθος των οποίων κυμαίνεται συνήθως μεταξύ 500 με 800 bytes [60]. Αντιθέτως το πραγματικό ωφέλιμο φορτίο των ιατρικών δεδομένων, όπως είναι μια συμβολοσειρά JSON με τη μορφή με την οποία στέλνουμε τα δεδομένα δεν υπερβαίνει τα 20 έως 30 bytes [61]. Αυτή η δυσαναλογία έχει ως αποτέλεσμα τη σπατάλη του διαθέσιμου εύρους ζώνης, ταχεία εξάντληση των υπολογιστικών πόρων του διακομιστή και το κυριότερο, εισάγει μεγάλες καθυστερήσεις στην οπτικοποίηση των κρίσιμων βιοσημάτων



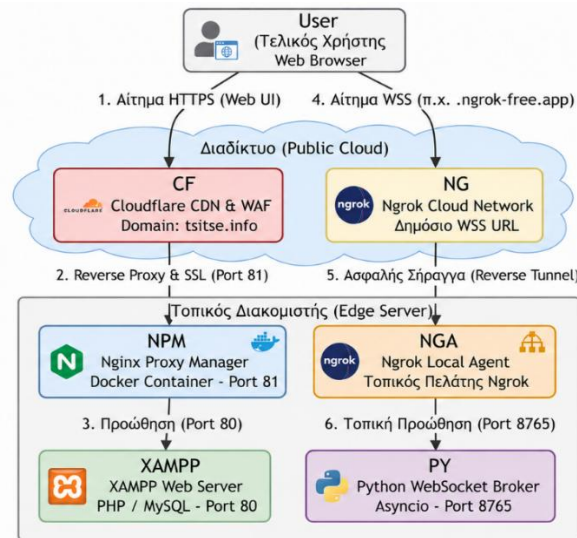
Σχήμα 9.1 Συγκριτικό Διάγραμμα μεταξύ HTTP Polling και WebSockets

Για να αποφευχθούν λοιπόν αυτοί οι τεχνολογικοί περιορισμοί, η αρχιτεκτονική δρομολόγησης του παρόντος συστήματος, βασίστηκε στο πρωτόκολλο WebSockets (RFC 6455). Το πρωτόκολλο αυτό αποτελεί ένα προηγμένο δικτυακό πρότυπο, το οποίο παρέχει αμφίδρομα κανάλια επικοινωνίας (full duplex) πάνω σε μία και μοναδική, μόνιμα ανοιχτή σύνδεση TCP [48]. Η μετάβαση αυτή εκκινεί με την αποστολή ενός αρχικού αιτήματος αναβάθμισης από το περιβάλλον διεπαφής και εφόσον ο broker επαληθεύσει και αποδεχθεί την αίτηση αναβάθμισης, η συμβατική σύνδεση HTTP μεταλλάσσεται μόνιμα σε ένα ανοιχτό κανάλι. Από τη στιγμή που η αναβάθμιση είναι επιτυχής, η ανταλλαγή των επικεφαλίδων HTTP παύει οριστικά. Τα δεδομένα πλέον μορφοποιούνται και «εγκλωβίζονται» σε εξαιρετικά ελαφριά πλαίσια, η βασική επικεφαλίδα ανέρχεται σε μόλις 2 έως 10 bytes [47]. Αυτή η δραστική συμπίεση του, επιτρέπει στον διακομιστή της Python να εκπέμπει τα δεδομένα της αρτηριακής πίεσης, του οξυγόνου και του καρδιακού ρυθμού ασύγχρονα. Το τελικό αποτέλεσμα είναι η εκμηδένιση της δικτυακής καθυστέρησης, γεγονός που εγγυάται μία ομαλή και απόλυτα συγχρονισμένη παρακολούθηση των δεδομένων, προσομοιάζοντας τις επιδόσεις ενός τοπικού ιατρικού μόνιτορ ΜΕΘ

9.3 Ασφαλής Δημόσια Πρόσβαση με Reverse Proxy, Cloudflare και Σήραγγες Ngrok

Η μετατροπή ενός τοπικά φιλοξενούμενου λογισμικού σε μία παγκοσμίως προσβάσιμη διαδικτυακή πλατφόρμα, φέρνει κρίσιμα ζητήματα κυβερνοασφάλειας και δικτυακής δρομολόγησης, για αυτόν το λόγο υιοθετήθηκε η αρχιτεκτονική Αντίστροφου Διακομιστή Μεσιτείας (Reverse Proxy). Σύμφωνα με

[62], το Reverse Proxy λειτουργεί ως ενδιάμεσο επίπεδο μεταξύ των εξωτερικών πελατών και των εσωτερικών εξυπηρετητών, αναλαμβάνοντας τη διαχείριση του ασφαλή τερματισμού των συνδέσεων SSL, την εξισορρόπηση φορτίου και την απόκρυψη της δομής του εσωτερικού δικτύου λειτουργώντας ως κεντρικό σημείο ελέγχου της εισερχόμενης κίνησης.



Σχήμα 9.2 Υβριδική Αρχιτεκτονική Δικτύου

Στο πρώτο σκέλος, δηλαδή στο αριστερό κομμάτι της αρχιτεκτονικής εξυπηρετεί την κεντρική ιστοσελίδα και την αυθεντικοποίηση μέσω του ονόματος χώρου tsitse.info. Η διαδικτυακή κυκλοφορία δρομολογείται αρχικά μέσω του Δικτύου Διαμονής Περιεχομένου (CDN) του Cloudflare. Η υποδομή αυτή αποκρύπτει την πραγματική δημόσια IP του τοπικού διακομιστή και θωρακίζει το σύστημα από κακόβουλες επιθέσεις Κατανεμημένης Άρνησης Εξυπηρέτησης (DDoS) [63] και επιβάλλει αυστηρή κρυπτογράφηση. Για να γίνει εφικτή η πρόσβαση από το εξωτερικό δίκτυο, πραγματοποιήθηκε στοχευμένη προώθηση θυρών στον δρομολογητή του παρόχου δικτύου, επιτρέποντας με αυτόν τον τρόπο την εισερχόμενη κίνηση στη θύρα 81. Πίσω από την ασπίδα του Cloudflare, στον τοπικό διακομιστή, έχει αναπτυχθεί ένα Reverse Proxy με τη χρήση του λογισμικού Nginx Proxy Manager. Αυτό εκτελείται εντός ενός πλήρως απομονωμένου περιβάλλοντος Docker, εξασφαλίζοντας μέγιστη σταθερότητα [64]. Το Nginx Proxy Manager παραλαμβάνει τη κρυπτογραφημένη εξωτερική κίνηση στη θύρα 81 και διαχειρίζεται τα τοπικά πιστοποιητικά SSL και επιπλέον ανακατευθύνει τα πακέτα με απόλυτη ασφάλεια στη τοπική θύρα 80, όπου βρίσκεται ο εξυπηρετητής Apache του XAMPP. Με αυτόν τον τρόπο εξασφαλίζεται η βέλτιστη ασφάλεια της διαδικτυακής πύλης. Αντιθέτως το δεύτερο σκέλος της αρχιτεκτονικής, δηλαδή το δεξί κομμάτι στο Σχήμα 10.2, αφορά αποκλειστικά την κυκλοφορία των δεδομένων. Δεδομένου ότι το λογισμικό της Python μεταδίδει δεδομένα με εξαιρετικά υψηλούς ρυθμούς και συγκεκριμένα 125 Hz, η διέλευσή τους μέσω της τυπικής στοίβας CDN και Nginx ενδέχεται να επιφέρει λειτουργική συμφόρηση. Έτσι για την αδιάλειπτη εξυπηρέτησή τους προς αποφυγή ανοίγματος επιπλέον θυρών στο Router για ευαίσθητα δεδομένα, ενσωματώθηκε η υπηρεσία Ngrok. Αυτή η υπηρεσία απαιτεί την τοπική εκτέλεση ενός προγράμματος εντός του εξυπηρετητή. Ο τοπικός αυτός πελάτης, δημιουργεί μία εξερχόμενη, αναστραμμένη σήραγγα επικοινωνίας προς το νέφος του Ngrok. Επειδή η σύνδεση εκκινεί εκ των έσω, διαπερνά με απόλυτη ασφάλεια το NAT του δρομολογητή, καθιστώντας την εσωτερική θύρα 8765 προσβάσιμη εξωτερικά [50]. Παράλληλα παρέχει ένα δυναμικό κρυπτογραφημένο URL και επιτρέπει στους τελικούς χρήστες να συνδέονται απευθείας στον απομονωμένο διακομιστή μεσιτείας της Python. Με αυτόν τον τρόπο, επιτυγχάνεται η

απόλυτη ισορροπία μεταξύ υψηλού επιπέδου ασφάλειας και ελαχιστοποίησης της δικτυακής καθυστέρησης, στοιχεία απαραίτητα για την ιατρική παρακολούθηση.

9.4 Διαχείριση Ταυτόχρονων Συνδέσεων και Μορφοποίηση Ωφέλιμου Φορτίου Δικτύου

Πέραν της φυσικής και λογικής εφαρμογής της επικοινωνίας, η σταθερότητα του συστήματος εξαρτάται άμεσα από τη διαχείριση του διαρκούς κατακλυσμού των δεδομένων και των ταυτόχρονων πελατών. Ο broker, αναπτύχθηκε κάνοντας αποκλειστική χρήση της ενσωματωμένης βιβλιοθήκης ασύγχρονου προγραμματισμού `asyncio` της Python. Το σύστημα υλοποιεί έναν αποδοτικό Βρόχο Συμβάντων μονού νήματος [49] αντί για τη δημιουργία πολλαπλών νημάτων. Η αρχιτεκτονική αυτή είναι βασισμένη σε λειτουργίες μη αποκλεισμού και επιτρέπει έτσι την ταυτόχρονη εξυπηρέτηση εκατοντάδων συνδέσεων με ελάχιστο υπολογιστικό κόστος. Κάθε νέα χειραψία WebSockets οδηγεί στη δυναμική εγγραφή της παραγόμενης υποδοχής σε μία μαθηματική δομή συνόλου στη κύρια μνήμη, υπό τη μεταβλητή `connected_clients`. Αυτή η κεντρική δομή επιτρέπει στον διακομιστή να λειτουργεί ως κόμβος εκτομής. Κάθε φορά που το τοπικό λογισμικό ανάλυσης εξάγει μία νέα μέτρηση, ο βρόχος εκτελεί μία ακαριαία σάρωση του συνόλου και προωθεί τα δεδομένα. Εξίσου κρίσιμη είναι η ενσωμάτωση μηχανισμών ανοχής σφαλμάτων. Ο κώδικας έχει θωρακιστεί με δομές σύλληψης εξαιρέσεων ανιχνεύοντας σφάλματα όπως η αναπάντεχη αποσύνδεση. Σε τέτοιες περιπτώσεις το σύστημα αφαιρεί αθόρυβα την «ορφανή» υποδοχή, με αποτέλεσμα να αποτραπούν διαρροές μνήμης [50]. Επιπλέον για τη σειριοποίηση της μεταδιδόμενης πληροφορίας, δεν έγινε η χρήση συμβατικών γλωσσών όπως η XML καθώς το η JSON πλεονεκτεί ριζικά έναντι της λόγω της ταχύτερης συντακτικής ανάλυσης και της δραστικά μικρότερης αναλογίας μεταδεδομένων προς ωφέλιμα δεδομένα, όπως τεκμηριώνουν οι [65]. Η επιλογή αυτή έγινε για τους λόγους που αναλύθηκαν στα παραπάνω υποκεφάλαια, κεφάλαια και καθιστά το σύστημα αποκρίσιμο και ανθεκτικό σε περιβάλλοντα δικτύων χαμηλού εύρους ζώνης.

9.5 Επίλογος

Το παρόν κεφάλαιο ανέλυσε διεξοδικά την αρχιτεκτονική του Δικτύου που σχεδιάστηκε για την υποστήριξη του συστήματος. Αναγνωρίζοντας τις εγγενείς αδυναμίες του παραδοσιακού πρωτοκόλλου HTTP στις εφαρμογές πραγματικού χρόνου και η αλλαγή του πρωτοκόλλου σε WebSockets. Αυτή η επιλογή σε άμεση συνέργεια με την ασύγχρονη λογική του κεντρικού διακομιστή μεσιτείας και την εξαιρετικά ελαφριά μορφοποίηση των δεδομένων κατά το πρότυπο JSON, εγγυάται την αδιάλειπτη και μηδενικής καθυστέρησης μεταφορά των κρίσιμων βιοσημάτων από τον αισθητήρα στην οθόνη του ιατρού ή του ασθενή. Επιπρόσθετα, αναδείχθηκε ο ρόλος της υβριδικής δρομολόγησης για την ασφαλή έκθεση του συστήματος στο διαδίκτυο. Αξιοποιώντας το Cloudflare ως ασπίδα προστασίας και το Nginx Proxy Manager εντός του Docker, η διεπαφή του χρήστη θωρακίστηκε πλήρως έναντι εξωτερικών κυβερνοαπειλών. Ταυτόχρονα μέσω του ασφαλούς και κρυπτογραφημένου τούνελ της υπηρεσίας Ngrok, επιλύθηκε το σύνθετο πρόβλημα της διαπερατότητας των τοπικών τειχών προστασίας διασφαλίζοντας την απρόσκοπτη μεταφορά του τεράστιου όγκου των δεδομένων χωρίς συμβιβασμούς στην ασφάλεια. Εν κατακλείδι, η συνδυαστική εφαρμογή αυτών των σύγχρονων διαδικτυακών τεχνολογιών ολοκληρώνει το τεχνικό όραμα της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Το σύστημα παύει πλέον να αποτελεί μια απομονωμένη, τοπική ιατρική συσκευή καταγραφής και μετατρέπεται με επιτυχία σε μία ισχυρή και απολύτως ασφαλή πλατφόρμα Διαδικτύου των Ιατρικών Πραγμάτων, η οποία είναι πλήρως ικανή να υποστηρίξει κρίσιμες διαγνωστικές αποφάσεις στο πλαίσιο της σύγχρονης τηλεϊατρικής.

Κεφάλαιο 10ο: Συμπεράσματα και Μελλοντική Έρευνα

10.1 Εισαγωγή

Η παρούσα διπλωματική ολοκληρώνεται με τη πλήρη σχεδίαση και υλοποίηση ενός προηγμένου συστήματος Διαδικτύου των Ιατρικών Πραγμάτων, με στόχο την αναίμακτη παρακολούθηση κρίσιμων ζωτικών ενδείξεων. Το κεντρικό ερευνητικό και τεχνολογικό πλαίσιο του έργου υπήρξε η δημιουργία μιας πλατφόρμας ικανή να καταγράφει τον καρδιακό ρυθμό, τον κορεσμό του οξυγόνου και καινοτομώντας, να εκτιμά τη Συστολική και Διαστολική αρτηριακή πίεση χωρίς τη χρήση κάποιου πιεσόμετρου. Αυτό επιτεύχθηκε αποκλειστικά μέσω της ανάλυσης οπτικών σημάτων PPG και της εφαρμογής μοντέλων Μηχανικής Μάθησης. Η διαδρομή από τον θεωρητικό σχεδιασμό μέχρι την τελική διαδικτυακή προβολή των δεδομένων απαίτησε τον συνδυασμό διαφόρων επιστημονικών πεδίων, όπως είναι η Ηλεκτρονική Σχεδίαση, τα Ενσωματωμένα Συστήματα, η Ψηφιακή Επεξεργασία Σήματος, η Τεχνητή Νοημοσύνη, οι Βάσεις Δεδομένων και ο Προγραμματισμός γενικότερα. Στα υποκεφάλαια που ακολουθούν γίνεται η ανάλυση των συμπερασμάτων για κάθε έναν από αυτούς τους πυλώνες. Επιπλέον καταγράφονται οι περιορισμοί του συστήματος και προτείνονται συγκεκριμένες κατευθύνσεις για τη μελλοντική βιομηχανική ή ερευνητική εξέλιξη του συστήματος

10.2 Ανασκόπηση και Συμπεράσματα Υλικού και Ενσωματωμένου Συστήματος

Στο πρωταρχικό επίπεδο της λήψης των βιοσημάτων, το έργο απέδειξε ότι η ακεραιότητα της ιατρικής πληροφορίας εξαρτάται απόλυτα από την ποιότητα του σχεδιασμού του ηλεκτρονικού κυκλώματος. Η σχεδίαση του PCB αποτέλεσε κρίσιμο παράγοντα. Επιπλέον η τοποθέτηση ενός επιπέδου γείωσης και ενός επιπέδου τροφοδοσίας στη πλακέτα λειτούργησε πρακτικά ως ασπίδα Faraday, προστατεύοντας τα ευαίσθητα αναλογικά σήματα των millivolts από ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές. Παράλληλα η στρατηγική τοποθέτηση των πυκνωτών απόξυζξης διασφάλισε την απουσία θορύβου τροφοδοσίας στους τελεστικούς ενισχυτές. Ως κεντρική μονάδα ελέγχου του συστήματος, επιλέχθηκε ο M.E. STM32G071RB, ο οποίος είναι βασισμένος στην αρχιτεκτονική ARM Cortex M0+ και επιβεβαίωσε ουσιαστικά την υπεροχή των σύγχρονων ενσωματωμένων συστημάτων στην Υπολογιστική στα Άκρα. Ένα από τα σημαντικότερα επιπλέον τεχνικά επιτεύγματα της εργασίας ήταν η επίλυση του προβλήματος του περιβαλλοντικού θορύβου. Αυτό επιτεύχθηκε μέσω της υλοποίησης πολυπλεξίας διαίρεσης χρόνου σε συνδυασμό με τη διαμόρφωση υψίσυχων ριπών στα 50 KHz από τους timers του STM32. Η χρήση του αναλογικού διακόπτη CD4066BE για τη σύγχρονη αποδιαμόρφωση, επέτρεψε τον τέλειο διαχωρισμό του ερυθρού και υπέρυθρου φωτός. Η διαδικασία της ψηφιοποίησης επιβεβαίωσε την αναγκαιότητα για ένα σύστημα πραγματικού χρόνου. Η ταυτόχρονη χρήση της ενσωματωμένης x16 Hardware Oversampling για την αύξηση της Ενεργού Ανάλυσης του ADC και του DMA, εγγυήθηκε την εγγραφή των δεδομένων στη μνήμη RAM με μηδενική παρέμβαση του κεντρικού επεξεργαστή, αποφεύγοντας έτσι τη χρονική αστάθεια.

10.3 Συμπεράσματα Ενδιάμεσου Λογισμικού, Ψηφιακής Επεξεργασίας Σήματος και Εξαγωγής Χαρακτηριστικών

Η μετάβαση στο ενδιάμεσο λογισμικό το οποίο αναπτύχθηκε στη γλώσσα Python, ανέδειξε τη καινοτομία της διεπαφής επικοινωνίας, καθώς αποφεύγονται τα παραδοσιακά πρωτόκολλα όπως το UART, στο σύστημα υλοποιήθηκε η αρχιτεκτονική παρακολούθησης μηδενικής επιβάρυνσης

αξιοποιώντας το πρωτόκολλο SWD και τη βιβλιοθήκη PyOCD. Η ανάγνωση της μνήμης του Μ.Ε. σε πραγματικό χρόνο επέτρεψε στο λογισμικό του υπολογιστή να λειτουργεί απολύτως απομονωμένα, ορίζοντας τον δικό του σταθερό ρυθμό δειγματοληψίας των 125 Hz. Η μεταφορά του υπολογιστικού φόρτου για την Ψηφιακή Επεξεργασία Σήματος στην Python αποτέλεσε μια εξαιρετικά επιτυχημένη στρατηγική. Η εφαρμογή γραμμικής παρεμβολής και βαθυπερατών φίλτρων Butterworth μηδενικής φάσης, εξασφάλισε τη διατήρηση της ακεραιότητας των κυματομορφών. Επιπλέον η σχεδίαση του SQI έδρασε ως ένα φίλτρο προστασίας για τη Τεχνητή Νοημοσύνη, απορρίπτοντας δυναμικά καταγραφές στις οποίες δημιουργήθηκε θόρυβος από κίνηση ή μη ρεαλιστικούς καρδιακούς ρυθμούς. Η μελέτη απέδειξε επίσης ότι η εξαγωγή μορφολογικών χαρακτηριστικών μέσω του APG είναι ο πλέον αξιόπιστος τρόπος. Τέλος, η δεύτερη παράγωγος του σήματος αποκάλυψε κρυφά σημεία καμπής, επιτρέποντας τον υπολογισμό του λόγου των κυμάτων b/a, του SUT και του IBI.

10.4 Αξιολόγηση Τεχνητής Νοημοσύνης και Δυναμικής Βαθμονόμησης

Στον τομέα της Τεχνητής Νοημοσύνης, το σύστημα βασίστηκε στον αλγόριθμο XGBoost. Η ενσωμάτωση των ήδη εκπαιδευμένων μοντέλων στην Python επιβεβαίωσε την ανωτερότητα των αλγορίθμων ενισχυμένης μάθησης στην ανακάλυψη μη γραμμικών συσχετίσεων στα βιολογικά συστήματα. Η υποχρεωτική τυποποίηση των χαρακτηριστικών και η εφαρμογή κινητών μέσω όρων απέτρεψαν τις απότομες διακυμάνσεις, παρουσιάζοντας μια ομαλή κλινική εικόνα για τη Συστολική και Διαστολική πίεση. Το σημαντικότερο όμως συμπέρασμα αυτής της ερευνητικής προσπάθειας είναι η επιβεβαίωση ενός εμποδίου στην ιατρική, η απόλυτη, χωρίς βαθμονόμηση αναίμακτη εκτίμηση της πίεσης με έναν μόνο οπτικό αισθητήρα παραμένει εξαιρετικά δύσκολη. Οι βαθιές ανατομικές διαφορές, όπως είναι η αρτηριακή σκληρότητα, συγκέντρωση μελανίνης και το πάχος της επιδερμίδας μεταξύ των ασθενών εισάγουν σημαντικές αποκλίσεις. Η πρακτική λύση που αναπτύχθηκε, συνιστάται σε έναν έξυπνο μηχανισμό Δυναμικής Αυτοβαθμονόμησης. Όσον αφορά τη πίεση, το σύστημα λαμβάνει μια αρχική τιμή αναφοράς από το πιεσόμετρο και αποθηκεύει το διορθωτικό σφάλμα στη βάση δεδομένων, ανακαλώντας το σε κάθε μελλοντική συνεδρία του ίδιου χρήστη. Αυτή η προσέγγιση συνδυάζει τη προβλεπτική ισχύ της Τεχνητής Νοημοσύνης με την αναγκαία εξατομίκευση.

10.5 Συμπεράσματα Αρχιτεκτονικής Δικτύου και Web UI

Το τελικό σκέλος της εργασίας αφορούσε τη μετατροπή της συσκευής σε έναν πλήρως διασυνδεδεμένο κόμβο Internet of Medical Things, ακολουθώντας ένα πολυεπίπεδο μοντέλο. Σε επίπεδο αποθήκευσης, η χρήση της MySQL με αυστηρό σχεσιακό σχήμα διασφάλισε την ακεραιότητα των δεδομένων. Η βάση λειτούργησε όχι μόνο ως ιστορικό μετρήσεων, αλλά ως ο κεντρικός διαχειριστής καταστάσεων, αποθηκεύοντας τα offsets της Τεχνητής Νοημοσύνης. Το πρόβλημα της καθυστέρησης στη μετάδοση λύθηκε οριστικά μέσω της αντικατάστασης του παραδοσιακού πρωτοκόλλου HTTP με το πρωτόκολλο WebSockets. Η υλοποίηση ενός ασύγχρονου Broker σε συνδυασμό με τη μορφοποίηση ελαφριών πακέτων JSON, επέτρεψε τη μαζική εκπομπή βιοσημάτων με ακαριαία απόκριση. Ο διακομιστής λειτούργησε αξιόπιστα, ελέγχοντας δυναμικά τις συνδέσεις και εκτελώντας ασφαλείς αποσυνδέσεις όταν απαιτούνταν. Η ανάπτυξη του περιβάλλοντος διεπαφής σε PHP ανταποκρίθηκε στις σύγχρονες ανάγκες ελέγχου πρόσβασης, διαχωρίζοντας τα περιβάλλοντα της Κλινικής Πύλης και της Οικιακής Πύλης. Η διασύνδεση με τη βάση μέσω PHP Data Objects και Prepared Statements, καθώς και ο κατακερματισμός των κωδικών, εγγυήθηκαν την ασφάλεια των ευαίσθητων ιατρικών δεδομένων. Τέλος για το ζήτημα της προσβασιμότητας από το εξωτερικό διαδίκτυο και της διατήρησης του NAT αντιμετωπίστηκε υβριδικά. Δηλαδή η αξιοποίηση ενός Reverse Proxy υπό την ασπίδα του Cloudflare προσέφερε ανθεκτικότητα σε επιθέσεις DDoS, ενώ με την ενσωμάτωση του Ngrok επέτρεψε την

εγκαθίδρυση ασφαλών σηράγγων TCP και WSS, γεφυρώνοντας το τοπικό δίκτυο με οποιοδήποτε απομακρυσμένο τερματικό.

10.6 Περιορισμοί του Συστήματος

Παρά τα σημαντικά επιτεύγματα, οφείλουν να αναγνωριστούν οι αντικειμενικοί τεχνολογικοί και ερευνητικοί περιορισμοί της παρούσας υλοποίησης. Πρωτίστως, ο μηχανισμός Zero Overhead Monitoring αν και εξαλείφει τις δικτυακές καθυστερήσεις του υλικού, επιβάλλει την ενσύρματη διασύνδεση του STM32 με έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή που εκτελεί την Python. Συνεπώς η συσκευή υπό την τρέχουσα μορφή της δεν μπορεί να χαρακτηριστεί ως απόλυτα φορητή ή χωρικά ανεξάρτητη. Δεύτερον η αναίμακτη εκτίμηση της πίεσης, παρά τον μηχανισμό αυτοβαθμονόμησης, αντιμετωπίζει δυσκολίες σε ακραίες κλινικές συνθήκες. Σε ασθενείς με σοβαρές παθήσεις, η μορφολογία του APG ενδέχεται να παραμορφωθεί σε τέτοιο βαθμό, όπου το XGBoost μοντέλο, το οποίο εκπαιδεύτηκε σε πληθυσμό με κατά βάση κανονικό φλεβοκομβικό ρυθμό, να αδυνατεί να γενικεύσει με ακρίβεια, με αποτέλεσμα να απαιτείται συχνότερη επαναβαθμονόμηση με παραδοσιακό πιεσόμετρο.

10.7 Προτάσεις για Μελλοντική Έρευνα και Εξέλιξη

Οι περιορισμοί του συστήματος διαμορφώνουν έναν σαφή χάρτη για τη μελλοντική μετεξέλιξή του από ερευνητικό πρωτότυπο σε μια συσκευή βιομηχανικού ή εμπορικού επιπέδου. Στο τομέα του Hardware, η μελλοντική έρευνα πρέπει να εστιάσει στη σμίκρυνση και την ασύρματη ανεξαρτησία. Η αντικατάσταση του Nucleo 64 STM32G071RB με άλλη πλακέτα Nucleo 64 η οποία θα φέρει έναν Cortex ARM επεξεργαστή με ενσωματωμένο BLE ή με έναν γενικά υψηλής ακρίβειας άλλον Μ.Ε. ο οποίος διαθέτει ενσωματωμένο πομποδέκτη WiFi, θα επέτρεπε τη μετάδοση των ωμών δεδομένων ασύρματα. Εναλλακτικά, η ενσωμάτωση ενός πανίσχυρου επεξεργαστή εφαρμογών, όπως είναι το Raspberry Pi Zero εντός του ίδιου του περιβλήματος της συσκευής, θα επέτρεπε την εκτέλεση του Python middleware, του XGBoost και του Web Broker εντελώς τοπικά, μετατρέποντας τη συσκευή σε μία αυτόνομη ιατρική πύλη. Στο πεδίο της Τεχνητής Νοημοσύνης, το επόμενο μεγάλο βήμα είναι η μετάβαση στη Βαθιά Μάθηση. Μοντέλα ικανά να συλλαμβάνουν χρονικές αλληλουχίες, όπως τα Συνελκτικά Νευρωνικά Δίκτυα Μίας Διάστασης ή τα Δίκτυα Μακράς Βραχείας Μνήμης, θα μπορούσαν να εκπαιδευτούν απευθείας στο ακατέργαστο σήμα PPG, εξαλείφοντας την ανάγκη χειροκίνητης εξαγωγής χαρακτηριστικών. Επιπλέον, η ενσωμάτωση ενός αισθητήρα ECG στο ίδιο το PCB, θα επέτρεπε τον ταυτόχρονο υπολογισμό του Χρόνου Διέλευσης Παλμού (PTT). Η συσχέτιση PTT με το PPG θεωρείται διεθνώς ως η πλέον υποσχόμενη τεχνική για την επίτευξη ενός πραγματικά calibration free συστήματος εκτίμησης της πίεσης. Τέλος στο επίπεδο Λογισμικού και Διαλειτουργικότητας, η παρούσα διαδικτυακή πλατφόρμα θα μπορούσε να μετατραπεί σε Native εφαρμογές για κινητά τηλέφωνα, αξιοποιώντας τεχνολογίες όπως το React Native ή το Flutter. Η ύψιστη ωστόσο αναβάθμιση θα αφορούσε τη πλήρη εναρμόνιση της βάσης δεδομένων με το Διεθνές Πρότυπο Διαλειτουργικότητας HL7 FHIR. Μια τέτοια υλοποίηση θα επέτρεπε στα δεδομένα του οξύμετρου να εισάγονται αυτόματα στον Ηλεκτρονικό Φάκελο Υγείας των νοσοκομείων, διευκολύνοντας άμεσα το έργο των ιατρών σε πραγματικές κλινικές συνθήκες.

10.8 Επίλογος

Κλείνοντας, η παρούσα διπλωματική εργασία αναδεικνύει ότι η ένωση της ηλεκτρονικής μηχανικής, της επιστήμης των υπολογιστών και της ιατρικής τεχνολογίας, μπορεί να παράγει λύσεις με άμεσο και μετρήσιμο κοινωνικό αντίκτυπο. Η κατασκευή ενός συστήματος που ξεκινά από τη διέλευση του φωτός μέσα από τα αγγεία και καταλήγει στην απομακρυσμένη οθόνη ενός ιατρού, καθώς περνάει από

προηγμένα φίλτρα, μοντέλα Τεχνητής Νοημοσύνης και κρυπτογραφημένα δίκτυα, αποτελεί μια έμπρακτη απόδειξη της δύναμης του Διαδικτύου των Ιατρικών Πραγμάτων. Παρά τους περιορισμούς στη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης, οι καινοτόμες αρχιτεκτονικές αποφάσεις, όπως ο μηχανισμός Zero Overhead και δυναμική αυτοβαθμονόμηση, καθιστούν την προτεινόμενη πλατφόρμα ένα εξαιρετικά ισχυρό, λειτουργικό και ασφαλές θεμέλιο για το μέλλον της αποκεντρωμένης, προσωποποιημένης τηλεϊατρικής παρακολούθησης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Βιβλία

- [1] Ι. Κιοσκερίδης, Βιοϊατρική Τεχνολογία. Θεσσαλονίκη, Ελλάδα: Εκδόσεις TZIOΛΑ, 2022.
- [2] J. G. Webster, Design of Pulse Oximeters. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 1997.
- [11] A. S. Sedra and K. C. Smith, Microelectronic Circuits, 7th ed. New York, NY, USA: Oxford University Press, 2014.
- [12] R. L. Boylestad and L. Nashelsky, Electronic Devices and Circuit Theory, 11th ed. Upper Saddle River, NJ, USA: Pearson, 2012.
- [13] P. Horowitz and W. Hill, The Art of Electronics, 3rd ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 2015.
- [14] S. Franco, Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits, 4th ed. New York, NY, USA: McGraw-Hill Education, 2014.
- [15] R. Mancini, Op Amps for Everyone, 2nd ed. Amsterdam, Netherlands: Texas Instruments / Newnes, 2003.
- [16] B. Razavi, Fundamentals of Microelectronics, 2nd ed. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, 2013.
- [24] U. Tietze, C. Schenk, and E. Gamm, Electronic Circuits: Handbook for Design and Application, 2nd ed. Berlin, Germany: Springer, 2008.
- [25] A. P. Malvino and D. J. Bates, Electronic Principles, 8th ed. New York, NY, USA: McGraw-Hill Education, 2015.
- [26] C. F. Coombs and H. T. Holden, Printed Circuits Handbook, 7th ed. New York, NY, USA: McGraw-Hill Education, 2016.
- [27] H. W. Ott, Electromagnetic Compatibility Engineering. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, 2009.
- [29] J. Yiu, The Definitive Guide to the ARM Cortex-M0 and Cortex-M0+ Processors, 2nd ed. Oxford, UK: Newnes, 2015.
- [30] J. G. Webster, Medical Instrumentation: Application and Design, 4th ed. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, 2009.
- [31] R. S. Khandpur, Handbook of Biomedical Instrumentation, 3rd ed. New Delhi, India: McGraw-Hill Education, 2014.
- [32] S. Haykin, Communication Systems, 4th ed. New York, NY, USA: John Wiley & Sons, 2001.
- [33] C. K. Alexander and M. N. O. Sadiku, Fundamentals of Electric Circuits, 6th ed. New York, NY, USA: McGraw-Hill Education, 2016.
- [35] W. Kester, The Data Conversion Handbook. Burlington, MA, USA: Newnes, 2005.
- [36] J. W. Valvano, Embedded Systems: Real-Time Interfacing to ARM Cortex-M Microcontrollers, 5th ed. Austin, TX, USA: CreateSpace Independent Publishing Platform, 2014.

- [37] W. J. Tompkins, Biomedical Digital Signal Processing: C-Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC. Englewood Cliffs, NJ, USA: Prentice Hall, 1993.
- [38] J. G. Proakis and D. K. Manolakis, Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications, 4th ed. Upper Saddle River, NJ, USA: Pearson Prentice Hall, 2006.
- [42] S. W. Smith, The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing. San Diego, CA, USA: California Technical Publishing, 1997.
- [43] J. D. Bronzino, The Biomedical Engineering Handbook, 3rd ed. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2006.
- [44] J. T. Moyle, Pulse Oximetry. London, UK: BMJ Books, 2002.
- [45] E. A. Lee and S. A. Seshia, Introduction to Embedded Systems: A Cyber-Physical Systems Approach, 2nd ed. Cambridge, MA, USA: MIT Press, 2017.
- [46] P. Marwedel, Embedded System Design: Embedded Systems Foundations of Cyber-Physical Systems, 2nd ed. Dordrecht, Netherlands: Springer, 2011.
- [47] N. Stollon, On-Chip Instrumentation: Design and Debug for Systems on Chip. New York, NY, USA: Springer, 2011.
- [49] C. Novillo, Mastering STM32. Birmingham, UK: Packt Publishing, 2016.
- [60] T. Hastie, R. Tibshirani, and J. Friedman, The Elements of Statistical Learning: Data Mining, Inference, and Prediction, 2nd ed. New York, NY, USA: Springer, 2009.
- [72] J. F. Kurose and K. W. Ross, Computer Networking: A Top-Down Approach, 6th ed. Boston, MA, USA: Pearson, 2013.
- [73] A. Silberschatz, H. F. Korth, and S. Sudarshan, Database System Concepts, 7th ed. New York, NY, USA: McGraw-Hill, 2020.
- [76] R. Nixon, Learning PHP, MySQL, JavaScript, and CSS: A step-by-step guide to creating dynamic websites. Sebastopol, CA, USA: O'Reilly Media, 2012.
- [78] S. Garfinkel and G. Spafford, Web Security, Privacy & Commerce. Sebastopol, CA, USA: O'Reilly Media, 2002.
- [79] R. Lerdorf, K. Tatroe, and P. MacIntyre, Programming PHP: Creating dynamic web pages. Sebastopol, CA, USA: O'Reilly Media, 2013.
- [82] I. Grigorik, High Performance Browser Networking. Sebastopol, CA, USA: O'Reilly Media, 2013.
- [93] D. C. Montgomery, E. A. Peck, and G. G. Vining, Introduction to Linear Regression Analysis, 5th ed. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, 2012.
- [95] E. R. Tufte, The Visual Display of Quantitative Information, 2nd ed. Cheshire, CT, USA: Graphics Press, 2001.
- [100] J. Solà and R. Delgado-Gonzalo, The Handbook of Cuffless Blood Pressure Monitoring: A Practical Guide for Clinicians, Researchers, and Engineers. Cham, Switzerland: Springer, 2019.

Application Note

[28] Texas Instruments, "PCB Design Guidelines for Reduced EMI," Appl. Note SZZA009, Nov. 1999 (Revised Sep. 2013).

Data Sheet

[34] STMicroelectronics, "RM0444 Reference manual: STM32G0x1 advanced ARM®-based 32-bit MCUs," STM32G071RB datasheet, Geneva, Switzerland, 2018.

Internet Site

[23] KiCad Development Team, "KiCad EDA (Version 9.0)," 2026. [Online]. Available: <https://www.kicad.org>.

[48] ARM Limited, "ARM Debug Interface Architecture Specification ADIv5.0 to ADIv5.2," ARM IHI 0031C, 2013. [Online]. Available: developer.arm.com.

[50] pyOCD Developers, "pyOCD: Open source Python library for programming and debugging Arm Cortex-M microcontrollers," 2023. [Online]. Available: <https://pyocd.io/>.

[51] Python Software Foundation, "struct — Interpret bytes as packed binary data," Python 3.11 Documentation, 2023. [Online]. Available: <https://docs.python.org/3/library/struct.html>.

[70] I. Fette and A. Melnikov, "The WebSocket Protocol (RFC 6455)," Internet Engineering Task Force (IETF), 2011. [Online]. Available: <https://tools.ietf.org/html/rfc6455>.

[71] M. Fowler, "LMAX Architecture," 2013. [Online]. Available: <https://martinfowler.com/articles/lmax.html>.

[77] R. Fielding et al., "Hypertext Transfer Protocol -- HTTP/1.1 (RFC 2616)," Internet Engineering Task Force (IETF), 1999. [Online]. Available: <https://tools.ietf.org/html/rfc2616>.

[80] S. Seifried et al., "Web Application Security," OWASP Foundation, 2011. [Online]. Available: <https://owasp.org/>.

[83] D. Crockford, "The application/json media type for javascript object notation (json) (RFC 4627)," Internet Engineering Task Force (IETF), 2006. [Online]. Available: <https://tools.ietf.org/html/rfc4627>.

[85] M. Prince, "The Cloudflare architecture," Cloudflare Blog, 2012. [Online]. Available: <https://blog.cloudflare.com>.

Paper in Conference Proceedings

[8] Y. Zhang and Z. Feng, "A SVM Method for Continuous Blood Pressure Estimation from a PPG Signal," in Proc. International Conference, 2017.

[53] P. A. Shaltis et al., "Novel technique for cardiovascular monitoring using a ring sensor," in Proc. 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006, pp. 1256-1259.

- [63] M. Kachuee, M. M. Kiani, H. Mohseni, and E. Shabani, "Cuff-less high-accuracy calibration-free blood pressure estimation using pulse transit time," in Proc. 2015 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), 2015, pp. 1006-1009.
- [81] E. Bozdag, A. Mesbah, and A. Van Deursen, "A comparison of push and pull techniques for AJAX," in Proc. 9th IEEE International Workshop on Web Site Evolution, 2007, pp. 15-22.
- [84] C. Liu et al., "A High-Performance Reverse Proxy System Based on Nginx," in Proc. 2011 International Conference on Computer Science and Service System, 2011.
- [94] T. Chen and C. Guestrin, "XGBoost: A scalable tree boosting system," in Proc. 22nd ACM SIGKDD International Conference on Knowledge Discovery and Data Mining, San Francisco, CA, USA, 2016, pp. 785-794.
- [99] D. Sculley et al., "Hidden technical debt in machine learning systems," in Proc. Advances in Neural Information Processing Systems (NeurIPS), Montreal, QC, Canada, 2015, pp. 2503-2511.

Journal Articles

- [3] M. Nitzan et al., "Calibration-free pulse oximetry based on two wavelengths in the infrared," *Sensors*, vol. 14, no. 4, pp. 7420-7434, 2014.
- [5] M. Elgendi et al., "The use of photoplethysmography for assessing hypertension," *npj Digital Medicine*, vol. 2, no. 1, pp. 1-11, 2019.
- [6] G. Slapničar et al., "Blood Pressure Estimation from Photoplethysmogram Using a Spectro-Temporal Deep Neural Network," *Sensors*, vol. 19, no. 15, p. 3420, 2019.
- [7] X. Xing et al., "Blood pressure estimation based on photoplethysmography using XGBoost," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 10101-10111, 2020.
- [9] M. Elgendi, "On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals," *Current Cardiology Reviews*, vol. 8, no. 1, pp. 14-48, 2012.
- [10] H. Samimi and H. R. Dajani, "A PPG-Based Calibration-Free Cuffless Blood Pressure Estimation Method Using Cardiovascular Dynamics," *Sensors*, vol. 23, no. 8, p. 4145, 2023.
- [17] J. Kim et al., "A 133.3 dB Dynamic Range Pulse Oximeter Front-End with Low-Noise Area-Efficient Offset Cancellation Current DAC," *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs*, vol. 70, no. 3, pp. 884-888, 2023.
- [18] J. L. Moraes et al., "Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications," *Sensors*, vol. 18, no. 6, p. 1894, 2018.
- [19] S. Tung et al., "New pulse oximetry detection based on the light absorbance ratio as determined from amplitude modulation indexes in the time and frequency domains," *Sensors (Basel)*, vol. 22, no. 7, 2022.
- [20] M. Tawfik et al., "A Novel Respiration Rate Monitoring System Using Optical Technique," *Jordan Journal of Electrical Engineering*, vol. 2, no. 4, pp. 288-299, 2017.
- [21] Y. Sun and N. Thakor, "Photoplethysmography Revisited: From Contact to Noncontact, From Point to Imaging," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 63, no. 3, pp. 463-477, 2016.

- [22] J. Lee et al., "A physiological information extraction method based on wearable PPG sensors with motion artifact removal," *IEEE Sensors Journal*, vol. 16, no. 12, pp. 4930-4939, 2016.
- [39] W. Shi, J. Cao, Q. Zhang, Y. Li, and L. Xu, "Edge computing: Vision and challenges," *IEEE Internet of Things Journal*, vol. 3, no. 5, pp. 637-646, 2016.
- [40] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32, no. 3, pp. 230-236, 1985.
- [41] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 3, p. R1, 2007.
- [52] C. R. Harris et al., "Array programming with NumPy," *Nature*, vol. 585, no. 7825, pp. 357-362, 2020.
- [54] D. Castaneda et al., "A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care," *International Journal of Biosensors & Bioelectronics*, vol. 4, no. 4, pp. 195-202, 2018.
- [55] C. Orphanidou et al., "Signal-quality indices for the electrocardiogram and photoplethysmogram: derivation and applications to wireless monitoring," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 19, no. 3, pp. 832-838, 2015.
- [56] R. M. Baig et al., "Cuffless Blood Pressure Monitoring Using Machine Learning Techniques," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 11212-11225, 2020.
- [57] H. Takada et al., "Second derivative of photoplethysmogram as an index of aging and arteriosclerosis," *Hypertension*, vol. 28, no. 2, pp. 275-280, 1996.
- [58] L. Breiman, "Random Forests," *Machine Learning*, vol. 45, no. 1, pp. 5-32, 2001.
- [59] B. P. K. Khalid et al., "Blood Pressure Estimation from PPG using Random Forest regressor," *Journal of Medical Engineering*, vol. 12, no. 3, pp. 45-53, 2021.
- [61] G. Mancia et al., "2013 ESH/ESC Guidelines for the management of arterial hypertension," *Journal of Hypertension*, vol. 31, no. 7, pp. 1281-1357, 2013.
- [62] R. Muehlsteff et al., "Cuffless estimation of blood pressure," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 7, pp. 1314-1322, 2006.
- [64] A. Gatouillat et al., "Internet of Medical Things: A review of recent contributions dealing with cyber-physical systems in medicine," *IEEE Internet of Things Journal*, vol. 5, no. 5, pp. 3810-3822, 2018.
- [65] S. B. Baker et al., "Internet of Things for smart healthcare: Technologies, challenges, and opportunities," *IEEE Access*, vol. 5, pp. 26521-26544, 2017.
- [66] M. Satyanarayanan, "The Emergence of Edge Computing," *Computer*, vol. 50, no. 1, pp. 30-39, 2017.
- [67] P. Pace et al., "An edge-based architecture to support efficient applications for healthcare industry 4.0," *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, vol. 15, no. 1, pp. 481-489, 2018.
- [68] P. T. Eugster et al., "The many faces of publish/subscribe," *ACM Computing Surveys (CSUR)*, vol. 35, no. 2, pp. 114-131, 2003.

- [69] V. Pimentel and B. G. Nickerson, "Communicating and displaying real-time data with WebSocket," *IEEE Internet Computing*, vol. 16, no. 4, pp. 45-53, 2012.
- [74] E. F. Codd, "A relational model of data for large shared data banks," *Communications of the ACM*, vol. 13, no. 6, pp. 377-387, 1970.
- [75] R. S. Sandhu et al., "Role-based access control models," *IEEE Computer*, vol. 29, no. 2, pp. 38-47, 1996.
- [86] D. Merkel, "Docker: lightweight linux containers for consistent development and deployment," *Linux Journal*, vol. 239, no. 2, p. 2, 2014.
- [87] N. Nurseitov et al., "Comparison of JSON and XML data interchange formats: a case study," *Caine*, vol. 9, pp. 157-162, 2009.
- [88] European Society of Cardiology (ESC) / European Society of Hypertension (ESH), "2018 ESC/ESH Guidelines for the management of arterial hypertension," *European Heart Journal*, vol. 39, no. 33, pp. 3021-3104, 2018.
- [89] American College of Cardiology (ACC) / American Heart Association (AHA), "2017 ACC/AHA/AAPA/ABC/ACPM/AGS/APhA/ASH/ASPC/NMA/PCNA Guideline for the Prevention, Detection, Evaluation, and Management of High Blood Pressure in Adults," *Hypertension*, vol. 71, no. 6, pp. e13-e115, 2018.
- [90] G. S. Stergiou et al., "A universal standard for the validation of blood pressure measuring devices: Association for the Advancement of Medical Instrumentation/European Society of Hypertension/International Organization for Standardization (AAMI/ESH/ISO) Collaboration Statement," *Journal of Hypertension*, vol. 36, no. 3, pp. 472-478, 2018.
- [91] S. Saeb et al., "The need to approximate the use-case in clinical machine learning," *GigaScience*, vol. 6, no. 5, pp. 1-9, 2017.
- [92] J. M. Bland and D. G. Altman, "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement," *The Lancet*, vol. 327, no. 8476, pp. 307-310, 1986.
- [96] F. Pedregosa et al., "Scikit-learn: Machine learning in Python," *Journal of Machine Learning Research*, vol. 12, pp. 2825-2830, 2011.
- [97] A. Liaw and M. Wiener, "Classification and Regression by randomForest," *R News*, vol. 2, no. 3, pp. 18-22, 2002.
- [98] S. Aksoy and R. C. Haralick, "Feature normalization and likelihood-based similarity measures for image retrieval," *Pattern Recognition Letters*, vol. 22, no. 5, pp. 563-582, 2001.

Παράρτημα Α: Ανάλυση Ηλεκτρονικών Στοιχείων

Στο πρώτο παράρτημα εναποθέτονται τα φύλλα δεδομένων (data sheets) εξαρτημάτων μείζονος σημασίας για την τεχνική υλοποίηση και βελτιστοποίηση του Παλμικού Οξύμετρου.

A.1 : Τρανζίστορ BC557 (PNP)

Το εξάρτημα BC557 αποτελεί ένα τρανζίστορ πυριτίου τύπου PNP γενικής χρήσης, το οποίο είναι ειδικά σχεδιασμένο για χρήση σε στάδια οδήγησης (driver stages) και κυκλώματα επεξεργασίας σήματος. Στο σχεδιασμό του παρόντος συστήματος, επιλέχθηκε για την υλοποίηση της γέφυρας μεταγωγής στο κύκλωμα οδήγησης των φωτοдиодων (Red και IR LEDs). Η επιλογή του συγκεκριμένου τρανζίστορ βασίστηκε στην ικανότητά του να διαχειρίζεται συνεχές ρεύμα συλλέκτη έως 100 mA και παλμικό ρεύμα κορυφής έως 200 mA, τιμές που επαρκούν πλήρως για την ασφαλή οδήγηση των οπτικών πηγών. Επιπλέον, η μέγιστη αντοχή τάσης συλλέκτη-εκπομπού ανέρχεται στα 45 V, με μέγιστη καταναλισκόμενη ισχύ τα 500 mW, χαρακτηριστικά που υπερκαλύπτουν τις απαιτήσεις του συστήματος που λειτουργεί στα 5 V. Τέλος, η κλασική πλαστική συσκευασία τύπου TO-92 εξυπηρετεί την εύκολη τοποθέτηση και ενσωμάτωσή του στο τελικό τυπωμένο κύκλωμα (PCB).

A.2 : Τρανζίστορ BC547 (NPN)

Το εξάρτημα BC547 αποτελεί ένα NPN τρανζίστορ ενίσχυσης γενικής χρήσης. Στο παρόν σύστημα, λειτουργεί συμπληρωματικά με το BC557 (PNP), συγκροτώντας το κύκλωμα γέφυρας που αναλαμβάνει την εναλλασσόμενη οδήγηση και μεταγωγή των φωτεινών πηγών (Red και IR LEDs). Η σχεδίαση του συγκεκριμένου ημιαγωγού ενδείκνυται ρητά για χρήση ως διακόπτης (switch) σε εφαρμογές που απαιτούν ρεύματα συλλέκτη έως 300 mA. Η επιλογή του για το κύκλωμα οδήγησης βασίστηκε στην ικανότητά του να διαχειρίζεται συνεχές ρεύμα συλλέκτη που αγγίζει τα 500 mA, γεγονός που διασφαλίζει την απρόσκοπτη παροχή του απαιτούμενου ρεύματος προς τα LED. Επιπροσθέτως, η μέγιστη αντοχή τάσης συλλέκτη-εκπομπού φτάνει τα 45 V, ενώ η μέγιστη συνολική καταναλισκόμενη ισχύς ανέρχεται στα 625 mW. Τα μεγέθη αυτά παρέχουν ένα εξαιρετικό θερμικό και ηλεκτρικό περιθώριο ασφαλείας, δεδομένου ότι η γέφυρα τροφοδοτείται με τάση μόλις 5 V. Τέλος, όπως και το συμπληρωματικό του (BC557), διατίθεται σε τυποποιημένο περίβλημα TO-92, διευκολύνοντας την τοποθέτησή του στο τυπωμένο κύκλωμα.

A.3: Τελεστικός Ενισχυτής MCP6004 (Οικογένεια MCP6001/2/4)

Το ολοκληρωμένο κύκλωμα MCP6004 (μέλος της οικογένειας MCP6001/2/4) αποτελεί έναν τελεστικό ενισχυτή ειδικά σχεδιασμένο για εφαρμογές γενικής χρήσης. Στο παρόν αναλογικό σύστημα, αξιοποιήθηκε εκτενώς τόσο για την υλοποίηση του σταδίου προενίσχυσης της φωτοδιόδου (Photodiode Pre-amps) όσο και για τη δημιουργία των αναλογικών φίλτρων (Analog Filters). Βασικό κριτήριο για την επιλογή του αποτέλεσε η δυνατότητα λειτουργίας με μονή τάση τροφοδοσίας, η οποία κυμαίνεται από 1.8V έως 5.5V, καλύπτοντας απόλυτα τις ανάγκες του κυκλώματός μας που λειτουργεί στα 5V. Το συγκεκριμένο εξάρτημα υποστηρίζει πλήρως την οδήγηση εισόδου και εξόδου από γραμμή σε γραμμή (Rail-to-Rail Input/Output), επιτρέποντας στο αναλογικό σήμα να εκμεταλλευτεί το μέγιστο δυνατό εύρος τάσης χωρίς να αποκόπτεται. Επιπροσθέτως, το MCP6004 προσφέρει γινόμενο εύρους ζώνης επί απολαβή (Gain Bandwidth Product) ίσο με 1 MHz. Ένα από τα ισχυρότερα πλεονεκτήματά του είναι η εξαιρετικά χαμηλή κατανάλωση ενέργειας, καθώς το τυπικό ρεύμα ηρεμίας ανέρχεται μόλις στα 100 μ A. Αυτό το χαρακτηριστικό, σε συνδυασμό με τη χαμηλή τάση τροφοδοσίας, καθιστά τη

συγκεκριμένη οικογένεια ενισχυτών ιδανική επιλογή για συστήματα που τροφοδοτούνται από μπαταρίες (Battery-Powered Systems). Τέλος, η επιλογή της παραλλαγής MCP6004, η οποία ενσωματώνει τέσσερις ανεξάρτητους ενισχυτές σε ένα ενιαίο περίβλημα (Quad Package), συνέβαλε καθοριστικά στη μείωση του απαιτούμενου χώρου στο τυπωμένο κύκλωμα, εξυπηρετώντας τις αυξημένες ανάγκες διαχωρισμού (AC/DC) και φιλτραρίσματος των σημάτων.

A.4 : Αναλογικός Διακόπτης CD4066BE (CMOS Quad Bilateral Switch)

Το εξάρτημα CD4066BE αποτελεί έναν τετραπλό, διπλής κατεύθυνσης αναλογικό διακόπτη τεχνολογίας CMOS, ο οποίος προορίζεται για τη μετάδοση ή την πολυπλεξία αναλογικών και ψηφιακών σημάτων. Στο σχεδιασμό του παρόντος αναλογικού συστήματος, το εξάρτημα αυτό αναλαμβάνει τον κρίσιμο ρόλο της χρονικής αποπολυπλεξίας (TDM Demultiplexing) του σήματος. Ενσωματώνει τέσσερις ανεξάρτητους διμερείς διακόπτες με δικά τους σήματα ελέγχου, επιτρέποντας στο κύκλωμα να δρομολογεί το κοινό αναλογικό φωτορεύμα εναλλάξ στο κανάλι του ερυθρού ή του υπέρυθρου φωτός, σε απόλυτο συγχρονισμό με τον μικροελεγκτή. Η επιλογή του συγκεκριμένου ολοκληρωμένου δικαιολογείται πλήρως από τα εξαιρετικά ηλεκτρικά του χαρακτηριστικά για εφαρμογές δειγματοληψίας και συγκράτησης (Sample-and-Hold): διαθέτει εξαιρετικά χαμηλό ρεύμα διαρροής στην κατάσταση αποκοπής (τυπικά 10 pA στους 25°C) και τεράστια σύνθετη αντίσταση εισόδου ελέγχου, απομονώνοντας πλήρως το κύκλωμα ελέγχου από το κύκλωμα του σήματος. Αυτές οι προδιαγραφές, σε συνδυασμό με την ταυτόχρονη ενεργοποίηση των ημιαγωγών τύπου p και n στο εσωτερικό του, εξασφαλίζουν ότι τα ευαίσθητα αναλογικά βιοσήματα διέρχονται με υψηλή γραμμικότητα και ελάχιστη παραμόρφωση, αποτρέποντας τις παρεμβολές (crosstalk) μεταξύ των καναλιών κατά τους "νεκρούς" χρόνους της φωτοεκπομπής.

A.5: Πλακέτα Ανάπτυξης STM32 Nucleo-64 (MB1360)

Η πλακέτα STM32 Nucleo-64 (τύπου MB1360) αποτελεί την κεντρική μονάδα ελέγχου και ψηφιακής επεξεργασίας του συστήματος, ενσωματώνοντας έναν μικροελεγκτή αρχιτεκτονικής Arm® της οικογένειας STM32 σε συσκευασία LQFP64. Στο παρόν έργο, η συγκεκριμένη πλακέτα επιλέχθηκε πρωτίστως λόγω της ενσωμάτωσης του κυκλώματος προγραμματισμού και αποσφαλμάτωσης ST-LINK/V2-1, το οποίο εξαλείφει την ανάγκη χρήσης εξωτερικού εξοπλισμού (probe) και υποστηρίζει τη δημιουργία εικονικής θύρας COM (Virtual COM port) μέσω USB για την άμεση μετάδοση των δεδομένων. Επιπρόσθετα, η πλακέτα παρέχει εξαιρετική ευελιξία ως προς την τροφοδοσία του συστήματος, υποστηρίζοντας λήψη ισχύος απευθείας από τη θύρα USB, από εξωτερική πηγή τάσης 7-12V (VIN) ή μέσω της εισόδου E5V. Τέλος, ο σχεδιασμός της περιλαμβάνει τυποποιημένους συνδέσμους επέκτασης ARDUINO® Uno V3 και ST morpho, οι οποίοι εξασφαλίζουν την πλήρη πρόσβαση σε όλες τις ακίδες Εισόδου/Εξόδου (I/Os) του μικροελεγκτή, καθιστώντας απολύτως εφικτή και αξιόπιστη τη διασύνδεση του προηγούμενου αναλογικού σταδίου (Analog Front-End) με τους Αναλογικο-Ψηφιακούς Μετατροπείς (ADC) για τη δειγματοληψία των βιοσημάτων.

Παράρτημα Β: Προγράμματα και Κώδικας

Στο παρόν παράρτημα παρουσιάζεται ο κώδικας προγραμματισμού για την υλοποίηση λογισμικού του παλμικού οξυμέτρου. Το παράρτημα θα περιλαμβάνει τον κώδικα από όλες τις πλατφόρμες που πλαισιώνουν την εργασία και θα υπάρχει μια σύντομη περιγραφή για την χρήση τους. Οι γλώσσες προγραμματισμού που χρησιμοποιήθηκαν είναι οι C και η Python και σημειώνεται παρακάτω ο σκοπός και η χρήση τους.

B.1 Προγραμματισμός Μικροελεγκτή

Ο παρατιθέμενος κώδικας είναι γεγραμμένος στη γλώσσα προγραμματισμού C. Ειδικότερα, πρόκειται για κώδικα C προσαρμοσμένο για την ανάπτυξη λογισμικού ενσωματωμένων συστημάτων αποτελεί τον κεντρικό πυρήνα ελέγχου ενός συστήματος παλμικής οξυμετρίας και υπολογισμού καρδιακού ρυθμού, υλοποιημένου σε μικροελεγκτή της οικογένειας STM32 μέσω της βιβλιοθήκης Hardware Abstraction Layer (HAL). Η αρχιτεκτονική του λογισμικού βασίζεται στην αυστηρή διαχείριση του χρόνου μέσω του χρονομετρητή TIM2, ο οποίος λειτουργεί ως κεντρική βάση χρόνου για την εφαρμογή τεχνικών πολυπλεξίας χρόνου. Ειδικότερα, μέσω των μεταβλητών `steps_1`, `steps_2` και της σημαίας `phase_shift_flag` εντός της ρουτίνας διακοπής `HAL_TIM_PeriodElapsedCallback`, ο κώδικας εξασφαλίζει την ετεροχρονισμένη (εκτός φάσης) ενεργοποίηση των πηγών εκπομπής υπέρυθρης (IR) και ερυθρής (Red) ακτινοβολίας. Η συγκεκριμένη προσέγγιση είναι κρίσιμη για την αποφυγή παρεμβολών μεταξύ των δύο μηκών κύματος. Παράλληλα, εντός του κύριου βρόχου λειτουργίας υλοποιείται μια ρουτίνα δυναμικής αναπροσαρμογής της έντασης των LED, αυξομειώνοντας τον κύκλο εργασίας (PWM duty cycle, μέσω των μεταβλητών `duty_cycle_CIR` και `duty_cycle_CR`). Ο μηχανισμός αυτός ρυθμίζει την ένταση ώστε η συνεχής συνιστώσα (DC) των σημάτων να διατηρείται εντός ενός προκαθορισμένου, βέλτιστου εύρους (μεταξύ `low_threshold_adc` και `high_threshold_adc`), αποτρέποντας έτσι τον κόρο του αναλογικοψηφιακού μετατροπέα σε περιπτώσεις διακυμάνσεων της διαπερατότητας του ιστού. Η συλλογή των βιολογικών δεδομένων πραγματοποιείται συνδυαστικά μέσω του περιφερειακού ADC1 και του ελεγκτή Direct Memory Access (DMA), διασφαλίζοντας την ταχύτατη αποθήκευση τεσσάρων διακριτών καναλιών (για τις AC και DC συνιστώσες των Red και IR σημάτων αντίστοιχα) στον πίνακα `adc_val` χωρίς την άσκοπη επιβάρυνση της Κεντρικής Μονάδας Επεξεργασίας. Η δειγματοληψία συγχρονίζεται απόλυτα με τους παλμούς εκπομπής, καθώς πυροδοτείται αυστηρά στο κατάλληλο χρονικό παράθυρο (`trigger_step`) όταν το αντίστοιχο LED είναι ενεργό, ενώ η ολοκλήρωσή της σηματοδοτείται μέσω της ρουτίνας διακοπής `HAL_ADC_ConvCpltCallback`. Τα μεταφερθέντα δεδομένα επεξεργάζονται ακολούθως από τις συναρτήσεις `CIR_data_ready()` και `CR_data_ready()`. Εκεί εφαρμόζονται αλληπάλληλα ψηφιακά φίλτρα χαμηλής διέλευσης στις εναλλασσόμενες συνιστώσες (μέσω κλήσεων όπως η `LOW_PASS_4_ORDER` με συχνότητες αποκοπής στα 5Hz και 0.3Hz), διαδικασία η οποία απομονώνει το κρίσιμο φωτοπληθυσμογραφικό (PPG) σήμα καταστέλλοντας τον υψίσυχο περιβαλλοντικό και ηλεκτρονικό θόρυβο (`ir_ac_filtered`, `r_ac_filtered`). Ο υπολογισμός των τελικών βιομετρικών παραμέτρων εκτελείται με βάση αυτά τα φιλτραρισμένα σήματα. Για την εξαγωγή του καρδιακού ρυθμού, η συνάρτηση `calculate_bpm_from_peaks()` υλοποιεί έναν αλγόριθμο ανίχνευσης κορυφών στον καταχωρητή `prev_adc_r`, συγκρίνοντας την τιμή του με ένα δυναμικό κατώφλι (`peak_threshold`). Ενσωματώνει αυστηρούς ελέγχους χρονικής απόστασης μεταξύ των παλμών (π.χ. αναμονή > 500ms) προκειμένου να απορρίπτει διπλοτυπίες και φαινόμενα δίκροτης έπαρσης, ενώ η τελική εξομάλυνση

της μέτρησης επιτυγχάνεται με τη χρήση ενός κυκλικού ρυθμιστή (circular buffer) κινητού μέσου όρου τεσσάρων δειγμάτων (bpm_history). Τέλος, ο υπολογισμός του κορεσμού οξυγόνου (SpO2) εκτελείται εκτός του κύριου βρόχου ταχείας σάρωσης, ανά τακτά διαστήματα 5 δευτερολέπτων, αξιοποιώντας την κλασική μαθηματική προσέγγιση του λόγου των εκατοστιαίων μεταβολών μεταξύ των AC και DC συνιστωσών (πρακτικά $(r_ac_final/red_val) / (ir_ac_final/ir_val)$), όπου το αποτέλεσμα ανάγεται στο τελικό ποσοστό μέσω μιας εμπειρικής σταθεράς βαθμονόμησης. Συνολικά, ο κώδικας δομεί ένα άρθιο, διακοπτικό-οδηγούμενο firmware που συνδυάζει τον χρονικό έλεγχο υλικού σε χαμηλό επίπεδο με την ψηφιακή επεξεργασία σημάτων (DSP) σε πραγματικό χρόνο.

➤ Ο κώδικας στο σύνολο του:

```
#include "main.h"

/* Private includes -----*/

/* USER CODE BEGIN Includes */

#include "stdio.h"

#include "math.h"

#include "Filters.h"

#include "string.h"

ADC_HandleTypeDef hadc1;

DMA_HandleTypeDef hdma_adc1;

TIM_HandleTypeDef htim2;

UART_HandleTypeDef huart2;

DMA_HandleTypeDef hdma_usart2_tx;

/* USER CODE BEGIN PV */

LOW_FilterTypeDef Filter_IR; // an xreiastei

LOW_FilterTypeDef Filter_R; // an xreiastei

LOW_FilterTypeDef Filter_R_ADC;

LOW_FilterTypeDef Filter_IR_ADC;

//uint32_t duty_cycle_PIR=1279; //25% dc

//uint32_t pwm_PIR=0;
```

```

//flags

volatile uint8_t adc_triggered_1=0;
volatile uint8_t adc_triggered_2=0;
volatile uint8_t data_1_ready=0;
volatile uint8_t data_2_ready=0;
volatile uint8_t active_adc=0;
volatile uint8_t phase_shift_flag=0;
volatile uint32_t counter_ir=0;
volatile uint32_t counter_r=0;
volatile uint32_t duty_cycle_CIR=1024; //50% dc 639
uint32_t max_duty_cycle_CIR=1151; //90% dc
uint32_t min_duty_cycle_CIR=64; //5% dc
volatile float duty_cycle_CIR_per=0;
uint16_t duty_cycle_envelope=35; // 1:1 means 35=>35%
volatile uint32_t duty_cycle_CR=1024; //50% dc 639 384 => 30%dc
uint32_t max_duty_cycle_CR=1151; //90% dc 1151
uint32_t min_duty_cycle_CR=64; //5% dc
volatile float duty_cycle_CR_per=0;

// ADC and VALUES
uint16_t adc_val[4];
volatile uint16_t ir_val=0;
volatile uint16_t gained_ir_val=0;
volatile uint16_t red_val=0;
volatile uint16_t ir_ac_val=0;
volatile uint16_t r_ac_val=0;
uint8_t trigger_step=13;

//Filter
volatile float ir_ac_filtered=0.0; //output of 5hz LPF
volatile float r_ac_filtered=0.0; // output of 5hz LPF
volatile float ir_ac_final=0.0; // final filtered

```

```

volatile float r_ac_final=0.0; // final filtered

volatile float r_dc_filtered=0.0;

volatile float ir_dc_filtered=0.0;


//temp
volatile float voltage_r=0.0;
volatile float voltage_ir=0.0;
uint16_t low_threshold_adc=2200; //2.014 Vdc 2500, 2300=> 1.85Vdc
uint16_t high_threshold_adc=2500; //2.054 Vdc 2600, 2400 => 1.93Vdc
//uint32_t duty_cycle_PR=25; //25% dc
//uint32_t pwm_PR=0;


//For timer interrupt 100 steps=2ms period
volatile uint8_t steps_1=0;
volatile uint8_t steps_2=0;
volatile uint8_t current_steps_1=0;
volatile uint8_t current_steps_2=0;


//for testing purposes
//=====

//frequency r_ac_filtered


uint32_t x1,x2,x3=0;
uint32_t ton,toff=0;
uint16_t state=0;
float period=0.0;
float frequency=0.0;
float BPM_raw=0.0;
float BPM_Filtered=0.0;
//=====

uint32_t older_adc_r = 0;
uint32_t prev_adc_r = 0;
uint32_t current_adc_r = 0;

```

```

uint32_t lastPeakTime = 0;
uint32_t currentPeakTime = 0;
uint32_t final_T_ms = 0;

// To threshold ορίστηκε κοντά στην τιμή 2000 που είχες βάλει στην r_ac_frequency
uint32_t peak_threshold = 2000;
uint8_t bpm_index = 0;
int bpm_history[4] = {0, 0, 0, 0}; // Κρατάμε τους 4 τελευταίους χτύπους
int final_stable_bpm = 0;      // Αυτό είναι το τελικό νούμερο που θα τυπώνεις
int bpm=0;
int sum_bpm=0;
int bpm_array[10]={'\0'};
int index_bpm=0;
int final_bpm=0;
int test_bpm=0;
//for SPO2 measurement
float SPO2=0.0;
uint8_t ready_flag=0;
uint8_t is_calibrated=0;
uint8_t cal_counter=0;
float sum_R=0.0f;
float custom_base=120.0f;
//time
uint32_t last_time=0;
uint32_t delay=0;

//PA0=CIR
//PA1=CR
//PA2=PIR
//PA3=PR
//PA4=Red DC signal ADC
//PA5=IR DC signal ADC
//PA6=Red AC Signal ADC

```



```

        ton=x2-x1;
        state=2;
    }

    if(r_ac_filtered<1900    &&    state==2){//
detect second falling edge

        x3=HAL_GetTick();
        toff=x3-x2;
        period=(ton+toff)/1000.0f;
        frequency=1.0f/period;
        test_bpm=frequency*60;

        x1=x3;
        state=1;
    }

}
*/
void calculate_bpm_from_peaks(void){
        current_adc_r = (uint32_t)r_ac_filtered;
        if (prev_adc_r  >=  older_adc_r    &&
prev_adc_r > current_adc_r && prev_adc_r > peak_threshold) {
        currentPeakTime = HAL_GetTick();
        final_T_ms  =  currentPeakTime -
lastPeakTime;

        // BHMA 1: Αυξάνουμε τον "τυφλό"
χρόνο στα 500ms.

        // Αυτό σημαίνει ότι το μέγιστο BPM
που μπορεί να διαβάσει είναι 120 (φυσιολογικό για ηρεμία).

        // Αν θες να διαβάζει ως 150 BPM,
βάλτο στα 400ms. Το 300 ήταν πολύ μικρό και έπιανε τη δίκροτη!

        if (final_T_ms > 500) {

                if (final_T_ms < 2000) {
                        frequency = 1000.0f /
(float)final_T_ms;

```

```

int
current_instant_bpm = (int)(frequency * 60.0f);

// BHMA 2: Κινητός
Μέσος Όρος (Moving Average) των τελευταίων 4 χτύπων
bpm_history[bpm_index] =
current_instant_bpm;

bpm_index++;
if (bpm_index > 3)

int sum = 0;
int valid_beats = 0;
for (int i = 0; i < 4;

i++) {

if
(bpm_history[i] > 0) { // Αγνοούμε τα μηδενικά στην αρχή

sum
+= bpm_history[i];

valid_beats++;

}

}

if (valid_beats > 0) {

final_stable_bpm = sum / valid_beats; //
AYTO EINAI TO ΤΕΛΙΚΟ ΣΟΥ ΣΤΑΘΕΡΟ BPM!

}

}

lastPeakTime =
currentPeakTime;

}

}

older_adc_r = prev_adc_r;
prev_adc_r = current_adc_r;

```

```

}

//Ready data for CIR
void CIR_data_ready(){
    if(data_1_ready==1){
        data_1_ready=0;
        ir_val=adc_val[1];
        gained_ir_val=ir_val*1.33f;

        ir_ac_val=adc_val[3];
        //adc_val[2] and [0] will be garbage
        //Increase Duty Cycle of CIR
        if(ir_val>=2250 && ir_val<=2350){ //2520 2580
            counter_ir++;
        }
        if(counter_ir<1000){
            // ir_dc_filtered=LOW_PASS_4_ORDER(&Filter_IR_ADC, ir_val);
            if(ir_val<low_threshold_adc-100 &&
duty_cycle_CIR<max_duty_cycle_CIR){
                duty_cycle_CIR=duty_cycle_CIR+1;
            }

            //Decrease Duty Cycle of CIR
            if(ir_val>high_threshold_adc-100
&& duty_cycle_CIR>min_duty_cycle_CIR){
                duty_cycle_CIR=duty_cycle_CIR-1;
            }

            //filter for IR_AC
            ir_ac_filtered=LOW_PASS_4_ORDER(&Filter_IR,(uint16_t) ir_ac_val); // 5HZ LPF

            ir_ac_final=LOW_PASS_IR_AC(0.003768,
0.003768,(uint16_t) ir_ac_filtered); // 0.003768 => 0.3 HZ LPF

            //zeroing counter
            if(ir ac filtered<=100.0f){

```

```

counter_ir=0;

}

//DC percentage or CIR

duty_cycle_CIR_per=(duty_cycle_CIR*100)/1280.0f;
}
}

//Ready data for CR
void CR_data_ready(){
    if(data_2_ready==1){
        data_2_ready=0;
        red_val=adc_val[0];
        r_ac_val=adc_val[2];
        //adc_val[1] and [3] will be garbage
        // r_dc_filtered=LOW_PASS_4_ORDER(&Filter_R_ADC,(uint16_t) red_val);
        if(red_val>=2330 && red_val<=2370){ //2520 2580

            counter_r++;

        }

        //Increase CR Duty cycle
        if(counter_r<1000){

            if(red_val<low_threshold_adc &&
duty_cycle_CR<max_duty_cycle_CR){

                duty_cycle_CR=duty_cycle_CR+1;

            }

            //Decrease CR Duty cycle

            if(red_val>high_threshold_adc &&
duty_cycle_CR>min_duty_cycle_CR){

                duty_cycle_CR=duty_cycle_CR-1;

            }

        }

        //Filters for R_AC

```

```

    r_ac_filtered=LOW_PASS_4_ORDER(&Filter_R,(uint16_t) r_ac_val); // 5HZ LPF
    r_ac_final=LOW_PASS_R_AC(0.003768,0.003768,(uint16_t) r_ac_filtered); // 0.003768 =>
0.3 HZ LPF

    //zeroing counter

                                if(r_ac_filtered<=100.0f){
                                    counter_r=0;
                                }

    //DC of CR
    duty_cycle_CR_per=(duty_cycle_CR*100)/1280.0f;
    //frequency
    calculate_bpm_from_peaks();
    //r_ac_frequency();

                                if(HAL_GetTick()-
delay>=5000){
delay=HAL_GetTick();
final_bpm=final_stable_bpm;

                                }

    ready_flag=0; // ready to measure the SPO2}
}

int main(void)
{ HAL_Init();
  SystemClock_Config();
  MX_GPIO_Init();
  MX_DMA_Init();
  MX_TIM2_Init();
  MX_ADC1_Init();
  MX_USART2_UART_Init();
  /* USER CODE BEGIN 2 */
  HAL_TIM_Base_Start_IT(&htim2);
  HAL_TIM_PWM_Start(&htim2,TIM_CHANNEL_1);
  HAL_TIM_PWM_Start(&htim2,TIM_CHANNEL_2);
  HAL_ADCEX_Calibration_Start(&hadc1);
  //FILTER INIT
  LOW_PASS_4_ORDER_Init(&Filter_IR,0.0628f); // 5 Hz LPF

```

```

LOW_PASS_4_ORDER_Init(&Filter_R,0.0628f); // 5 Hz LPF
// LOW_PASS_4_ORDER_Init(&Filter_R_ADC,0.00628f); //0.5 Hz LPF
// LOW_PASS_4_ORDER_Init(&Filter_IR_ADC,0.00628f); //0.5 Hz LPF
while (1)
{
    //for while loop
    current_steps_1=steps_1;
    current_steps_2=steps_2;
    //trigger_step to trigger once the adc
    //PIR
    if(current_steps_1<=duty_cycle_envelope){ // PIR starts
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOA,GPIO_PIN_2,1);

    //start PWM for CIR
    if(current_steps_1<duty_cycle_envelope){
        TIM2->CCR1=duty_cycle_CIR;
    }
    //Trigger the ADC and choose when to
    trigger
    //remove trigger_step if you want to
    trigger in the whole pulse
    if(current_steps_1 == trigger_step &&
    adc_triggered_1==0){
        HAL_ADC_Start_DMA(&hadc1,(uint32_t*)adc_val,4);
        adc_triggered_1=1;
        active_adc=1;
    }
    //PIR Pulse for CD4066
    if(current_steps_1>=5 &&
    current_steps_1<=15){
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOB,GPIO_PIN_12,GPIO_PIN_SET);
    }
    //PIR Pulse stops for CD4066
    else{
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOB,GPIO_PIN_12,GPIO_PIN_RESET);

```

```

    }
    }
    //Stop the PIR Pulse
    else {
        HAL_GPIO_WritePin(GPIOA,GPIO_PIN_2,0);
    }
    // Stop CIR PWM 1 step before the PIR
    pulse ends
    if(current_steps_1>=duty_cycle_envelope){
        TIM2->CCR1=0;
    }
    //if steps_1 go above 100, reset
    if(current_steps_1==99){
        adc_triggered_1=0;
    }
    //PR

    if(phase_shift_flag==1){ // if 50 steps
        passed
        // they are now in sync

        if(current_steps_2<=duty_cycle_envelope){ // Start PR
            HAL_GPIO_WritePin(GPIOA,GPIO_PIN_3,1);

            //Start PWM CR

            if(current_steps_2<duty_cycle_envelope){

                TIM2->CCR2=duty_cycle_CR;
            }
            //Start PR Pulse for CD4066
            if(current_steps_2>=5    &&
            current_steps_2<=15){
                HAL_GPIO_WritePin(GPIOB,GPIO_PIN_11,GPIO_PIN_SET);
            }
            //Stop PR Pulse for CD4066
            else {
                HAL_GPIO_WritePin(GPIOB,GPIO_PIN_11,GPIO_PIN_RESET);
            }
        }
    }

```

```

    }

    //Trigger the ADC and choose
when to trigger

    //remove trigger_step if you want
to trigger in the whole pulse

    if(current_steps_2 == trigger_step
&& adc_triggered_2==0){

HAL_ADC_Start_DMA(&hadc1,(uint32_t*)adc_val,4);

        adc_triggered_2=1;
        active_adc=2;
    }

    //Stop PR Pulse
    else {

HAL_GPIO_WritePin(GPIOA,GPIO_PIN_3,0);

    }

    //Stop PWM CR Pulse 1 step before
PR
    if(current_steps_2>=duty_cycle_envelope){

        TIM2->CCR2=0;
    }

    if(current_steps_2==99){
        adc_triggered_2=0;    }    }

    //insert the 2 functions
    CIR_data_ready();
    CR_data_ready();
    if(HAL_GetTick()-last_time>=5000){
        last_time=HAL_GetTick();
        SPO2=                custom_base-
(25.0f*((r_ac_final/red_val)/(ir_ac_final/ir_val)));

        /// if(SPO2>100.f){
        //     SPO2=100.0f;
        // }

        //     SPO2=        -45.06f        *
pow((((r_ac_final)/(ir_ac_final)),2) + 30.35f * ((ir_ac_final)/(r_ac_final))+94.84f+7.0f;

```

```

    }

    //to see how much percent of SpO2 in
    serial monitor

    /*

        if(ready_flag==1){
            ready_flag=0;
            SPO2=          110.0f          -
(25.0f*((r_ac_final)/(ir_ac_final)));
            sprintf(data,"SpO2=%.2lf\r\n",SPO2);
            HAL_UART_Transmit(&huart2,(uint8_t*) data,strlen(data),10);

        }}

void SystemClock_Config(void)
{
    RCC_OscInitTypeDef RCC_OscInitStruct = {0};
    RCC_ClkInitTypeDef RCC_ClkInitStruct = {0};

    /** Configure the main internal regulator output voltage
    */

    HAL_PWREx_ControlVoltageScaling(PWR_REGULATOR_VOLTAGE_SCALE1);

    /** Initializes the RCC Oscillators according to the specified parameters
    * in the RCC_OscInitTypeDef structure.
    */

    RCC_OscInitStruct.OscillatorType = RCC_OSCILLATORTYPE_HSI;
    RCC_OscInitStruct.HSIState = RCC_HSI_ON;
    RCC_OscInitStruct.HSIDiv = RCC_HSI_DIV1;
    RCC_OscInitStruct.HSICalibrationValue = RCC_HSICALIBRATION_DEFAULT;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLState = RCC_PLL_ON;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLSource = RCC_PLLSOURCE_HSI;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLM = RCC_PLLM_DIV1;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLN = 8;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLP = RCC_PLLP_DIV2;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLQ = RCC_PLLQ_DIV2;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLR = RCC_PLLR_DIV2;
    if (HAL_RCC_OscConfig(&RCC_OscInitStruct) != HAL_OK)
    {

```

```

    Error_Handler();
}

RCC_ClkInitStruct.ClockType = RCC_CLOCKTYPE_HCLK|RCC_CLOCKTYPE_SYSCLK
                               |RCC_CLOCKTYPE_PCLK1;

RCC_ClkInitStruct.SYSCLKSource = RCC_SYSCLKSOURCE_PLLCLK;
RCC_ClkInitStruct.AHBCLKDivider = RCC_SYSCLK_DIV1;
RCC_ClkInitStruct.APB1CLKDivider = RCC_HCLK_DIV1;
if (HAL_RCC_ClockConfig(&RCC_ClkInitStruct, FLASH_LATENCY_2) != HAL_OK){
    Error_Handler();
}}

static void MX_ADC1_Init(void){
    /* USER CODE BEGIN ADC1_Init 0 */
    /* USER CODE END ADC1_Init 0 */
    ADC_ChannelConfTypeDef sConfig = {0};

    hadc1.Instance = ADC1;
    hadc1.Init.ClockPrescaler = ADC_CLOCK_SYNC_PCLK_DIV2;
    hadc1.Init.Resolution = ADC_RESOLUTION_12B;
    hadc1.Init.DataAlign = ADC_DATAALIGN_RIGHT;
    hadc1.Init.ScanConvMode = ADC_SCAN_ENABLE;
    hadc1.Init.EOCSelection = ADC_EOC_SINGLE_CONV;
    hadc1.Init.LowPowerAutoWait = DISABLE;
    hadc1.Init.LowPowerAutoPowerOff = DISABLE;
    hadc1.Init.ContinuousConvMode = DISABLE;
    hadc1.Init.NbrOfConversion = 4;
    hadc1.Init.DiscontinuousConvMode = DISABLE;
    hadc1.Init.ExternalTrigConv = ADC_SOFTWARE_START;
    hadc1.Init.ExternalTrigConvEdge = ADC_EXTERNALTRIGCONVEDGE_NONE;
    hadc1.Init.DMAContinuousRequests = DISABLE;
    hadc1.Init.Overrun = ADC_OVR_DATA_PRESERVED;
    hadc1.Init.SamplingTimeCommon1 = ADC_SAMPLETIME_160CYCLES_5;
    hadc1.Init.SamplingTimeCommon2 = ADC_SAMPLETIME_1CYCLE_5;
    hadc1.Init.OversamplingMode = ENABLE;
    hadc1.Init.Oversampling.Ratio = ADC_OVERSAMPLING_RATIO_16;

```

```

hadc1.Init.Oversampling.RightBitShift = ADC_RIGHTBITSHIFT_4;
hadc1.Init.Oversampling.TriggeredMode = ADC_TRIGGEREDMODE_SINGLE_TRIGGER;
hadc1.Init.TriggerFrequencyMode = ADC_TRIGGER_FREQ_HIGH;
if (HAL_ADC_Init(&hadc1) != HAL_OK){Error_Handler();}
sConfig.Channel = ADC_CHANNEL_4;
sConfig.Rank = ADC_REGULAR_RANK_1;
sConfig.SamplingTime = ADC_SAMPLINGTIME_COMMON_1;
if (HAL_ADC_ConfigChannel(&hadc1, &sConfig) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
sConfig.Channel = ADC_CHANNEL_5;
sConfig.Rank = ADC_REGULAR_RANK_2;
if (HAL_ADC_ConfigChannel(&hadc1, &sConfig) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
sConfig.Channel = ADC_CHANNEL_6;
sConfig.Rank = ADC_REGULAR_RANK_3;
if (HAL_ADC_ConfigChannel(&hadc1, &sConfig) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
sConfig.Channel = ADC_CHANNEL_7;
sConfig.Rank = ADC_REGULAR_RANK_4;
if (HAL_ADC_ConfigChannel(&hadc1, &sConfig) != HAL_OK){
    Error_Handler();}
static void MX_TIM2_Init(void)
{
    TIM_ClockConfigTypeDef sClockSourceConfig = {0};
    TIM_MasterConfigTypeDef sMasterConfig = {0};
    TIM_OC_InitTypeDef sConfigOC = {0};
    htim2.Instance = TIM2;

```

```

htim2.Init.Prescaler = 0;
htim2.Init.CounterMode = TIM_COUNTERMODE_UP;
htim2.Init.Period = 1279;
htim2.Init.ClockDivision = TIM_CLOCKDIVISION_DIV1;
htim2.Init.AutoReloadPreload = TIM_AUTORELOAD_PRELOAD_ENABLE;
if (HAL_TIM_Base_Init(&htim2) != HAL_OK){
    Error_Handler();}
sClockSourceConfig.ClockSource = TIM_CLOCKSOURCE_INTERNAL;
if (HAL_TIM_ConfigClockSource(&htim2, &sClockSourceConfig) != HAL_OK){
    Error_Handler();}
if (HAL_TIM_PWM_Init(&htim2) != HAL_OK){
    Error_Handler();}
sMasterConfig.MasterOutputTrigger = TIM_TRGO_RESET;
sMasterConfig.MasterSlaveMode = TIM_MASTERSLAVEMODE_DISABLE;
if (HAL_TIMEx_MasterConfigSynchronization(&htim2, &sMasterConfig) != HAL_OK){
    Error_Handler();}
sConfigOC.OCMode = TIM_OCMODE_PWM1;
sConfigOC.Pulse = 0;
sConfigOC.OCpolarity = TIM_OCPOLARITY_HIGH;
sConfigOC.OCFastMode = TIM_OCFAST_DISABLE;
if (HAL_TIM_PWM_ConfigChannel(&htim2, &sConfigOC, TIM_CHANNEL_1) !=
HAL_OK){
    Error_Handler();}
if (HAL_TIM_PWM_ConfigChannel(&htim2, &sConfigOC, TIM_CHANNEL_2) !=
HAL_OK){
    Error_Handler();}
HAL_TIM_MspPostInit(&htim2);}

static void MX_USART2_UART_Init(void){
    huart2.Instance = USART2;
    huart2.Init.BaudRate = 115200;
    huart2.Init.WordLength = UART_WORDLENGTH_8B;
    huart2.Init.StopBits = UART_STOPBITS_1;
    huart2.Init.Parity = UART_PARITY_NONE;

```

```

huart2.Init.Mode = UART_MODE_TX_RX;
huart2.Init.HwFlowCtl = UART_HWCONTROL_NONE;
huart2.Init.OverSampling = UART_OVERSAMPLING_16;
huart2.Init.OneBitSampling = UART_ONE_BIT_SAMPLE_DISABLE;
huart2.Init.ClockPrescaler = UART_PRESCALER_DIV1;
huart2.AdvancedInit.AdvFeatureInit = UART_ADVFEATURE_NO_INIT;
if (HAL_UART_Init(&huart2) != HAL_OK){
    Error_Handler();}
if (HAL_UARTEx_SetTxFifoThreshold(&huart2, UART_TXFIFO_THRESHOLD_1_8) !=
HAL_OK){
    Error_Handler();}
if (HAL_UARTEx_SetRxFifoThreshold(&huart2, UART_RXFIFO_THRESHOLD_1_8) !=
HAL_OK){
    Error_Handler();}
if (HAL_UARTEx_DisableFifoMode(&huart2) != HAL_OK){
    Error_Handler();}
static void MX_DMA_Init(void)
{
    HAL_NVIC_SetPriority(DMA1_Channel1_IRQn, 0, 0);
    HAL_NVIC_EnableIRQ(DMA1_Channel1_IRQn);
    /* DMA1_Channel2_3_IRQn interrupt configuration */
    HAL_NVIC_SetPriority(DMA1_Channel2_3_IRQn, 0, 0);
    HAL_NVIC_EnableIRQ(DMA1_Channel2_3_IRQn);}
static void MX_GPIO_Init(void){
    GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStruct = {0};
    __HAL_RCC_GPIOC_CLK_ENABLE();
    __HAL_RCC_GPIOF_CLK_ENABLE();
    __HAL_RCC_GPIOA_CLK_ENABLE();
    __HAL_RCC_GPIOB_CLK_ENABLE();
    __HAL_RCC_GPIOD_CLK_ENABLE();
    /*Configure GPIO pin Output Level */
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, PIR_Pin|PR_Pin, GPIO_PIN_RESET);
    /*Configure GPIO pin Output Level */

```

```

HAL_GPIO_WritePin(GPIOB, RED_Pin|IR_Pin, GPIO_PIN_RESET);

/*Configure GPIO pins : PIR_Pin PR_Pin */
GPIO_InitStruct.Pin = PIR_Pin|PR_Pin;
GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_OUTPUT_PP;
GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
GPIO_InitStruct.Speed = GPIO_SPEED_FREQ_VERY_HIGH;
HAL_GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStruct);

/*Configure GPIO pins : RED_Pin IR_Pin */
GPIO_InitStruct.Pin = RED_Pin|IR_Pin;
GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_OUTPUT_PP;
GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
GPIO_InitStruct.Speed = GPIO_SPEED_FREQ_VERY_HIGH;
HAL_GPIO_Init(GPIOB, &GPIO_InitStruct);}

void HAL_TIM_PeriodElapsedCallback(TIM_HandleTypeDef *htim){
    if(htim->Instance==TIM2){
        steps_1++;
        if(steps_1==50){
            phase_shift_flag=1;
        }
        if(phase_shift_flag==1){
            steps_2++;
        }
        if(steps_1>=100) steps_1=0;
        if(steps_2>=100) steps_2=0;}}

void
HAL_ADC_ConvCpltCallback(ADC_HandleTypeDef *hadc){
    if(active_adc==1){
        data_1_ready=1;}
    if(active_adc==2){
        data_2_ready=1; }}

void Error_Handler(void)
{
    /* USER CODE BEGIN Error_Handler_Debug */

```

```

/* User can add his own implementation to report the HAL error return state */

__disable_irq();

while (1){}

#ifdef USE_FULL_ASSERT

void assert_failed(uint8_t *file, uint32_t line)

{

    /* USER CODE END 6 */

}

#endif /* USE_FULL_ASSERT */

```

B.2 : Κώδικας Εξαγωγής Δεδομένων

Το παρατιθέμενο τμήμα κώδικα στην Python υλοποιεί μια αυτοματοποιημένη ροή εργασιών (pipeline) για τη μαζική εξόρυξη και επεξεργασία χαρακτηριστικών από βιοϊατρικά σήματα, εστιάζοντας στην ανάλυση του φωτοπληθυσμογραφικού σήματος (PPG) και της αρτηριακής πίεσης (ABP). Αξιοποιώντας καθιερωμένες βιβλιοθήκες επιστημονικού υπολογισμού (SciPy, NumPy, Pandas), η διαδικασία εκκινεί με τη διαδοχική φόρτωση δομών δεδομένων τύπου .mat, οι οποίες περιέχουν καταγραφές πολλαπλών ασθενών. Ο πυρήνας της ανάλυσης βασίζεται στον τεμαχισμό των συνεχών σημάτων σε διακριτά χρονικά παράθυρα των 5 δευτερολέπτων, μέσω της μεταβλητής WINDOW_SAMPLES, προκειμένου να εξαχθούν τοπικά χαρακτηριστικά (features) που αντιστοιχούν σε συγκεκριμένες φυσιολογικές καταστάσεις. Σε κάθε τέτοιο παράθυρο, το σήμα της αρτηριακής πίεσης (abr_win) αναλύεται για την εύρεση της συστολικής (sbr) και της διαστολικής (dbp) πίεσης αναφοράς, εφαρμόζοντας ταυτόχρονα έναν αυστηρό μηχανισμό απόρριψης τεχνουργημάτων (artifact rejection). Συγκεκριμένα, τμήματα στα οποία η καταγραφείσα πίεση εκφεύγει των αυστηρών φυσιολογικών ορίων (π.χ. συστολική πίεση > 220 ή < 70 mmHg) αγνοούνται, διασφαλίζοντας την ποιότητα και την αξιοπιστία του τελικού συνόλου δεδομένων. Η ψηφιακή επεξεργασία του αντίστοιχου σήματος PPG (ppg_win) ξεκινά με την εφαρμογή ενός βαθυπερατού - υψιπερατού (bandpass) φίλτρου Butterworth 4ης τάξης. Οι συντελεστές του φίλτρου (b_filt, a_filt) υπολογίζονται για το εύρος συχνοτήτων 0.5 έως 8.0 Hz, το οποίο περιλαμβάνει το χρήσιμο φάσμα του καρδιακού παλμού. Το φιλτράρισμα εκτελείται μέσω της συνάρτησης filtfilt(), η οποία εξασφαλίζει μηδενική μετατόπιση φάσης (zero-phase filtering), διατηρώντας έτσι ανέπαφη τη χρονική μορφολογία του σήματος, γεγονός απολύτως κρίσιμο για τη μετέπειτα εξαγωγή χρονικών χαρακτηριστικών. Ακολουθεί η ανίχνευση των τοπικών μεγίστων (peaks) και ελαχίστων (troughs) μέσω της συνάρτησης find_peaks(), με χρήση ενός ελάχιστου κατωφλίου απόστασης ίσου με το 40% της συχνότητας δειγματοληψίας (FS*0.4). Από αυτά τα σημεία, αλγόριθμος υπολογίζει το μέσο Μεσοπαλμικό Διάστημα (Inter-Beat Interval - ibi_sec) και τον Χρόνο Συστολικής Ανόδου (Systolic Upslope Time - sut_sec), ο οποίος αντιπροσωπεύει τη χρονική διάρκεια από τη βάση του παλμού (κοιλάδα) έως την κορυφή του. Επιπρόσθετα, ο κώδικας προχωρά σε ανάλυση ανώτερης τάξης μέσω του Υπολογισμού του Επιταχυνσιόγραμματος (Acceleration Plethysmogram - APG), το οποίο προκύπτει από τη δεύτερη χρονική παράγωγο του φιλτραρισμένου σήματος PPG, αξιοποιώντας διαδοχικές κλήσεις της συνάρτησης np.gradient(). Μέσα από το σήμα apg, η ρουτίνα εντοπίζει την κύρια συστολική κορυφή (wave 'a') και την επακόλουθη αρνητική κοιλάδα (wave 'b'). Ο υπολογισμός του λόγου b_a_ratio αποτελεί έναν ευρέως αναγνωρισμένο δείκτη αρτηριακής σκληρίας και αγγειακής

ηλικίας στην ιατρική βιβλιογραφία. Τέλος, το σύνολο των εξαγόμενων παραμέτρων (Ratio_BA, IBI_sec, SUT_sec), μαζί με τα αντίστοιχα μεγέθη της πίεσης, οργανώνονται αρχικά σε μια λίστα λεξικών (dataset_rows) και εν συνεχεία δομούνται σε ένα αντικείμενο DataFrame της βιβλιοθήκης Pandas. Η εξαγωγή ολοκληρώνεται με την εγγραφή των δεδομένων σε ένα ενοποιημένο αρχείο (κατά προτίμηση .xlsx ή εναλλακτικά .csv μέσω μπλοκ try-except για τη διαχείριση σφαλμάτων μεγέθους μνήμης), δημιουργώντας έτσι ένα δομημένο σύνολο εκπαίδευσης, έτοιμο να τροφοδοτήσει μοντέλα μηχανικής μάθησης για την αναίμακτη εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης.

➤ Ο κώδικας στο σύνολο του:

```
import scipy.io as sio
import numpy as np
import pandas as pd
from scipy.signal import butter, filtfilt, find_peaks
import os

# =====
# 1. ΠΥΘΜΙΣΕΙΣ ΚΑΙ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ
# =====

# Βάλε εδώ τον φάκελο που έχεις κατεβάσει τα part_1.mat, part_2.mat κ.λπ.
BASE_DIR = r'C:\Mat'

# ΕΔΩ ΠΥΘΜΙΖΕΙΣ ΠΟΙΑ ΑΡΧΕΙΑ ΘΑ ΔΙΑΒΑΣΕΙ.
# Για αρχή μπορείς να αφήσεις μόνο τα 1 και 2 για να μην αργήσει πολύ.
MAT_FILES = ['part_1.mat', 'part_2.mat', 'part_3.mat', 'part_4.mat'] # Πρόσθεσε τα 'part_3.mat',
'part_4.mat' αργότερα!

FS = 125 # Συχνότητα δειγματοληψίας (125 Hz)
WINDOW_SEC = 5 # Μέγεθος παραθύρου σε δευτερόλεπτα
WINDOW_SAMPLES = FS * WINDOW_SEC

# Ψηφιακό Φίλτρο Butterworth (0.5 - 8.0 Hz)
nyq = 0.5 * FS
b_filt, a_filt = butter(4, [0.5/nyq, 8.0/nyq], btype='bandpass')
```

```

dataset_rows = []
global_patient_id = 1 # Κρατάει τον συνολικό αριθμό ασθενών σε όλα τα αρχεία

print("--- ΕΚΚΙΝΗΣΗ ΜΑΖΙΚΗΣ ΕΞΟΡΥΞΗΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ---")

# =====
# 2. ΕΞΟΡΥΞΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΑΠΟ ΤΑ ΑΡΧΕΙΑ
# =====

for file_name in MAT_FILES:
    file_path = os.path.join(BASE_DIR, file_name)

    if not os.path.exists(file_path):
        print(f"ΠΙΠΟΣΟΧΗ: Το αρχείο {file_name} δεν βρέθηκε στο {BASE_DIR}. Το προσπερνάμε...")
        continue

    print(f"\n>>> Φόρτωση του αρχείου: {file_name} ...")
    mat_data = sio.loadmat(file_path)
    num_patients = mat_data['p'].shape[1]
    print(f"Βρέθηκαν {num_patients} ασθενείς στο {file_name}. Ξεκινάει η ανάλυση σήματος...")

    # Σαρώνουμε ΟΛΟΥΣ τους ασθενείς του τρέχοντος αρχείου
    for patient_idx in range(num_patients):

        # Τυπώνουμε την πρόοδο κάθε 500 ασθενείς για να ξέρουμε ότι δουλεύει
        if patient_idx % 500 == 0 and patient_idx > 0:
            print(f" Επεξεργασία ασθενή {patient_idx} / {num_patients} ...")

        record = mat_data['p'][0, patient_idx]
        ppg_full = record[0, :] # Σήμα PPG
        abp_full = record[1, :] # Αρτηριακή Πίεση (Ground Truth)

    num_windows = len(ppg_full) // WINDOW_SAMPLES

```

```

for w in range(num_windows):
    start = w * WINDOW_SAMPLES
    end = start + WINDOW_SAMPLES
    ppg_win = ppg_full[start:end]
    abp_win = abp_full[start:end]

    sbp = np.max(abp_win)
    dbp = np.min(abp_win)

    # Φίλτρο απορρίψεων: Ακραίες/Παράλογες πιέσεις αγνοούνται
    if sbp > 220 or sbp < 70 or dbp > 130 or dbp < 40:
        continue

    try:
        # Καθαρισμός Σήματος
        ppg_filt = filtfilt(b_filt, a_filt, ppg_win)

        # Κορυφές / Κοιλάδες
        peaks_ppg, _ = find_peaks(ppg_filt, distance=FS*0.4)
        troughs_ppg, _ = find_peaks(-ppg_filt, distance=FS*0.4)

        if len(peaks_ppg) < 2 or len(troughs_ppg) < 2:
            continue

        # 1. Υπολογισμός IBI
        ibi_sec = np.mean(np.diff(peaks_ppg)) / FS

        # 2. Υπολογισμός SUT
        sut_list = []
        for peak in peaks_ppg:
            valid_troughs = troughs_ppg[troughs_ppg < peak]
            if len(valid_troughs) > 0:

```

```

    trough = valid_troughs[-1]

    sut_list.append((peak - trough) / FS)

sut_sec = np.mean(sut_list) if len(sut_list) > 0 else 0
if sut_sec == 0: continue

# 3. Υπολογισμός b/a από APG (2η Παράγωγος)
ppg_prime = np.gradient(ppg_filt)
apg = np.gradient(ppg_prime)

max_apg = np.max(apg)
peaks_a, _ = find_peaks(apg, distance=FS*0.4, height=max_apg*0.4)
valleys_b, _ = find_peaks(-apg, distance=FS*0.4)

if len(peaks_a) >= 2:
    a_idx = peaks_a[1]
    a_val = apg[a_idx]

    valid_b = valleys_b[valleys_b > a_idx]
    if len(valid_b) > 0:
        b_idx = valid_b[0]
        b_val = apg[b_idx]

    b_a_ratio = b_val / a_val

# Αποθήκευση στη μνήμη
dataset_rows.append({
    'Patient_ID': global_patient_id,
    'SBP_True': round(sbp, 1),
    'DBP_True': round(dbp, 1),
    'Ratio_BA': round(b_a_ratio, 4),
    'IBI_sec': round(ibi_sec, 4),
    'SUT_sec': round(sut_sec, 4)
})

```

```

    })

    except Exception:

        pass

    # Αυξάνουμε τον κεντρικό μετρητή ασθενών
    global_patient_id += 1

# =====
# 3. ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ ΣΕ ΤΕΡΑΣΤΙΟ EXCEL (Η CSV)
# =====

print(f"\nΕξόρυξη ολοκληρώθηκε! Βρέθηκαν συνολικά {len(dataset_rows)} καθαρά δείγματα.")
print("Μετατροπή σε πίνακα (DataFrame) και αποθήκευση...")

df = pd.DataFrame(dataset_rows)

excel_filename = os.path.join(BASE_DIR, 'massive_ppg_bp_dataset.xlsx')

try:
    df.to_excel(excel_filename, index=False)
    print(f"\nΕΠΙΤΥΧΙΑ! Το ΤΕΡΑΣΤΙΟ dataset αποθηκεύτηκε στο: {excel_filename}")
except Exception as e:
    print(f"Σφάλμα κατά την αποθήκευση του Excel: {e}")
    # Σε περίπτωση που το αρχείο είναι πολύ μεγάλο για Excel, το σώζουμε σε CSV
    print("Προσπάθεια αποθήκευσης σε CSV μορφή...")
    csv_filename = os.path.join(BASE_DIR, 'massive_ppg_bp_dataset.csv')
    df.to_csv(csv_filename, index=False)
    print(f"Αποθηκεύτηκε επιτυχώς ως CSV: {csv_filename}")

```

B.3 : Κώδικας Εκπαίδευσης Μοντέλου XGBoost

Τα παρατιθέμενα τμήματα κώδικα συγκροτούν τη ροή εκπαίδευσης) δύο διακριτών παλινδρομητών μηχανικής μάθησης, βασισμένων στον αλγόριθμο eXtreme Gradient Boosting (XGBoost), με σκοπό την ανεξάρτητη πρόβλεψη της Συστολικής (SBP) και της Διαστολικής (DBP) αρτηριακής πίεσης. Η διαδικασία εκκινεί με τη φόρτωση και προεπεξεργασία του συνόλου δεδομένων μέσω της βιβλιοθήκης Pandas, όπου εφαρμόζεται διορθωτική αντικατάσταση των υποδιαστολών (από κόμμα σε τελεία μέσω της `str.replace(',', '.')`) για τη μετατροπή των αλφαριθμητικών πεδίων σε αριθμητικούς τύπους κινητής υποδιαστολής. Αμέσως μετά, εφαρμόζεται ένα κρίσιμο στάδιο φιλτραρίσματος στο αντικείμενο `df_clean`, το οποίο απορρίπτει εγγραφές που εκφεύγουν των αποδεκτών φυσιολογικών ορίων (όπως για παράδειγμα χρονικά διαστήματα `IBI_sec` εκτός του εύρους 0.4-1.5s, ή τιμές αρτηριακής πίεσης εκτός ρεαλιστικών πλαισίων), διασφαλίζοντας την ευρωστία (robustness) των δεδομένων εκπαίδευσης. Ακολουθεί ο διαχωρισμός των ανεξάρτητων μεταβλητών από την εκάστοτε εξαρτημένη μεταβλητή (`y_sbp` ή `y_dbp`) και η κατανομή τους σε υποσύνολα εκπαίδευσης και δοκιμής σε αναλογία 80/20 (`train_test_split`). Πριν την είσοδο στον αλγόριθμο, τα δεδομένα τυποποιούνται μέσω της κλάσης `StandardScaler` της βιβλιοθήκης `Scikit-Learn` (αντικείμενα `scaler` και `scaler_dbp`), αφαιρώντας τη μέση τιμή και κανονικοποιώντας τη διακύμανση για κάθε χαρακτηριστικό, διαδικασία απαραίτητη για τη βέλτιστη σύγκλιση και απόδοση των μοντέλων. Ο πυρήνας της εκπαίδευσης βασίζεται στη μέθοδο της εξαντλητικής αναζήτησης πλέγματος υπερπαραμέτρων (`GridSearchCV`) με χρήση διασταυρούμενης επικύρωσης τριών πτυχών (`cv=3`), στοχεύοντας στην ελαχιστοποίηση του Απόλυτου Μέσου Σφάλματος (στρατηγική `neg_mean_absolute_error`). Στο μοντέλο εκτίμησης της Συστολικής Πίεσης, η αρχιτεκτονική του πλέγματος (`param_grid`) σχεδιάστηκε με ισχυρή έμφαση στην κανονικοποίηση (regularization) για την αυστηρή αποτροπή του φαινομένου της υπερπροσαρμογής (overfitting). Αυτό επιτυγχάνεται πρακτικά μέσω της εισαγωγής της παραμέτρου `gamma`, η οποία επιβάλλει μια ελάχιστη απαιτούμενη μείωση της συνάρτησης απώλειας προκειμένου να επιτραπεί η δημιουργία νέων κόμβων, καθώς και του `min_child_weight`, το οποίο απαιτεί αυξημένο πλήθος δειγμάτων σε κάθε φύλλο των δέντρων αποφάσεων, αποτρέποντας την εκμάθηση μικρο-διακυμάνσεων και θορύβου. Αντίθετα, στο μοντέλο της Διαστολικής Πίεσης, υιοθετείται μια προσέγγιση στοχαστικής ενίσχυσης (stochastic gradient boosting) μέσω της παραμέτρου `subsample`, η οποία χρησιμοποιεί τυχαία υποσύνολα των δεδομένων (80% ή 100%) για την κατασκευή κάθε δέντρου, προάγοντας τη γενίκευση του μοντέλου διατηρώντας παράλληλα υψηλή ακρίβεια προβλέψεων μέσω της ρύθμισης του `learning_rate`. Η όλη διαδικασία ολοκληρώνεται με την αξιολόγηση των βέλτιστων εκτιμητών (`best_estimator_`) στα άγνωστα, μετασχηματισμένα δεδομένα δοκιμής (`X_test_scaled`) και την εξαγωγή του τελικού Μετρικού Σφάλματος (MAE) μέσω της `mean_absolute_error`. Τέλος, τα βελτιστοποιημένα μοντέλα XGBoost και οι αντίστοιχοι μετασχηματιστές κλίμακας σειριοποιούνται και αποθηκεύονται τοπικά σε αρχεία τύπου `.pkl` μέσω της βιβλιοθήκης `joblib`, επιτρέποντας την απρόσκοπτη μεταφορά τους και την άμεση επαναφόρτωσή τους από το ενσωματωμένο λογισμικό κατά τη φάση εξαγωγής συμπερασμάτων σε πραγματικό χρόνο.

➤ Κώδικας διαμορφωμένος για την συστολική πίεση:

```
import pandas as pd
```

```

import numpy as np
from sklearn.model_selection import train_test_split, GridSearchCV
from sklearn.preprocessing import StandardScaler
from sklearn.metrics import mean_absolute_error
from xgboost import XGBRegressor
import joblib
import warnings
warnings.filterwarnings("ignore")
file_path = r'C:\Mat\massive_ppg_bp_dataset.xlsx'
print(f'Φόρτωση δεδομένων από: {file_path}...')
df = pd.read_excel(file_path)
cols_to_check = ['SBP_True', 'Ratio_BA', 'IBI_sec', 'SUT_sec']
for col in cols_to_check:
    if df[col].dtype == object:
        df[col] = df[col].astype(str).str.replace(',', '.').astype(float)
df_clean = df[
    (df['IBI_sec'] > 0.4) & (df['IBI_sec'] < 1.5) &
    (df['SUT_sec'] > 0.05) & (df['SUT_sec'] < 0.4) &
    (df['Ratio_BA'] > -1.5) & (df['Ratio_BA'] < 0.2) &
    (df['SBP_True'] > 90) & (df['SBP_True'] < 180)
].copy()
# =====
# 2. ΠΙΠΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ
# =====
X = df_clean[['Ratio_BA', 'IBI_sec', 'SUT_sec']]
y_sbp = df_clean['SBP_True']
X_train, X_test, y_train, y_test = train_test_split(X, y_sbp, test_size=0.2, random_state=42)
scaler = StandardScaler()
X_train_scaled = scaler.fit_transform(X_train)
X_test_scaled = scaler.transform(X_test)
# =====
# 3. ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ ΜΕ "ΧΑΛΑΡΕΣ" ΡΥΘΜΙΣΕΙΣ (REGULARIZATION)
# =====

```

```

print("Εκπαίδευση 'χαλαρού' μοντέλου (ανοχή σε μικρο-αποκλίσεις)...")
xgb = XGBRegressor(random_state=42, n_jobs=-1)
# ΕΔΩ είναι η μαγεία: Ρυθμίσεις που κόβουν το Overfitting
param_grid = {
    'n_estimators': [50, 100],
    'max_depth': [3, 5, 7],          # Πολύ ρηχά δέντρα (δεν βλέπουν λεπτομέρειες)
    'min_child_weight': [10, 20, 30], # Απαιτεί πολλούς ασθενείς για να βγάλει κανόνα
    'gamma': [0.5, 1.0, 5.0],        # Υψηλό Gamma = Αγνοεί μικρές αλλαγές στα δεκαδικά
    'learning_rate': [0.05, 0.1]
}
grid_search = GridSearchCV(
    estimator=xgb,
    param_grid=param_grid,
    cv=3,
    scoring='neg_mean_absolute_error',
    verbose=1
)
grid_search.fit(X_train_scaled, y_train)

# =====
# 4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ & ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ
# =====

best_xgb = grid_search.best_estimator_
print("\n" + "="*50)
print("="*50)

for param, value in grid_search.best_params_.items():
    print(f" - {param}: {value}")

y_pred = best_xgb.predict(X_test_scaled)
mae = mean_absolute_error(y_test, y_pred)

print("-" * 50)
print(f"Τελικό Σφάλμα (MAE) σε Άγνωστα Δεδομένα Excel: ± {mae:.2f} mmHg")
print("="*50)

joblib.dump(best_xgb, r'C:\Mat\model_sbp_xgb.pkl')
joblib.dump scaler, r'C:\Mat\scaler_xgb.pkl')

```

```
print("\nΤα νέα, 'χαλαρά' μοντέλα αποθηκεύτηκαν!")
```

- Κώδικας διαμορφωμένος για την διαστολική πίεση:

```
import pandas as pd
import numpy as np

from sklearn.model_selection import train_test_split, GridSearchCV
from sklearn.preprocessing import StandardScaler
from sklearn.metrics import mean_absolute_error
from xgboost import XGBRegressor
import joblib
import warnings

warnings.filterwarnings("ignore")

# =====
# 1. ΦΟΡΤΩΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ
# =====

file_path = r'C:\Mat\massive_ppg_bp_dataset_3.xlsx'
print(f'Φόρτωση δεδομένων από: {file_path}...')

df = pd.read_excel(file_path)

# Καθαρισμός δεκαδικών
cols_to_check = ['DBP_True', 'Ratio_BA', 'IBI_sec', 'SUT_sec']
for col in cols_to_check:
    if df[col].dtype == object:
        df[col] = df[col].astype(str).str.replace(',', '.').astype(float)

# Κρατάμε τα ίδια αυστηρά όρια
df_clean = df[
    (df['IBI_sec'] > 0.4) & (df['IBI_sec'] < 1.5) &
    (df['SUT_sec'] > 0.05) & (df['SUT_sec'] < 0.4) &
    (df['Ratio_BA'] > -1.5) & (df['Ratio_BA'] < 0.2) &
    (df['DBP_True'] > 40) & (df['DBP_True'] < 120) # Όρια για ΔΙΑΣΤΟΛΙΚΗ
].copy()

# =====
# 2. ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΓΙΑ ΔΙΑΣΤΟΛΙΚΗ
# =====

X = df_clean[['Ratio_BA', 'IBI_sec', 'SUT_sec']]
```

```

y_dbp = df_clean['DBP_True'] # <--- Η ΜΟΝΑΔΙΚΗ, ΑΛΛΑ ΚΡΙΣΙΜΗ ΔΙΑΦΟΡΑ
X_train, X_test, y_train, y_test = train_test_split(X, y_dbp, test_size=0.2, random_state=42)
# Φτιάχνουμε νέο scaler, αν και τα δεδομένα X είναι τα ίδια, είναι καλή πρακτική
scaler_dbp = StandardScaler()
X_train_scaled = scaler_dbp.fit_transform(X_train)
X_test_scaled = scaler_dbp.transform(X_test)
# =====
# 3. ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ ΤΟΥ XGBOOST
# =====
print("Ξεκινάει η εκπαίδευση του ΑΙ για τη ΔΙΑΣΤΟΛΙΚΗ (DBP)...")
xgb = XGBRegressor(random_state=42, n_jobs=-1)
param_grid = {
    'n_estimators': [50, 100, 200],
    'max_depth': [3, 5, 7],
    'learning_rate': [0.01, 0.05, 0.1],
    'subsample': [0.8, 1.0]
}
grid_search = GridSearchCV(
    estimator=xgb,
    param_grid=param_grid,
    cv=3,
    scoring='neg_mean_absolute_error',
    verbose=1
)
grid_search.fit(X_train_scaled, y_train)
# =====
# 4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ & ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ
# =====
best_xgb_dbp = grid_search.best_estimator_
print("\n" + "="*50)
y_pred = best_xgb_dbp.predict(X_test_scaled)
mae = mean_absolute_error(y_test, y_pred)
print(f"Τελικό Σφάλμα (MAE) Διαστολικής στο Excel: ± {mae:.2f} mmHg")

```

```
print("="*50)
joblib.dump(best_xgb_dbp, r'C:\Mat\model_dbp_xgb.pkl')
joblib.dump(scaler_dbp, r'C:\Mat\scaler_dbp_xgb.pkl')
```

B.4 : Κεντρικός Κώδικας Εφαρμογής

Ο παρατιθέμενος κώδικας σε γλώσσα Python αποτελεί το κεντρικό ενδιάμεσο λογισμικό του συστήματος, το οποίο αναλαμβάνει την αμφίδρομη επικοινωνία με τον μικροελεγκτή, την επεξεργασία των βιοσημάτων σε πραγματικό χρόνο, και την εκτέλεση των αλγορίθμων μηχανικής μάθησης. Η διασύνδεση με το υλικό επιτυγχάνεται μέσω της βιβλιοθήκης pyOCD (και ειδικότερα της κλάσης ConnectHelper), επιτρέποντας την απευθείας προσπέλαση στη μνήμη RAM του μικροελεγκτή (Direct Memory Access μέσω του πρωτοκόλλου αποσφαλμάτωσης). Οι τιμές των αισθητήρων διαβάζονται ακαριαία από συγκεκριμένες διευθύνσεις μνήμης (όπως οι ADDR_IR_AC και ADDR_SPO2) μέσω των συναρτήσεων `read_float` και `read_signed_int`. Παράλληλα, το σύστημα διαχειρίζεται τη δικτυακή υποδομή διατηρώντας σύνδεση με μια απομακρυσμένη βάση δεδομένων MySQL μέσω μιας σήραγγας (tunnel) του εργαλείου ngrok. Η επικοινωνία με τη βάση δεδομένων έχει σχεδιαστεί με γνώμονα τη βέλτιστη απόδοση, καθώς οι χρονοβόρες λειτουργίες, όπως η αποθήκευση της βαθμονόμησης (`save_calibration_bg`) και η καταγραφή του ιστορικού των μετρήσεων (`save_history_bg`), εκτελούνται ασύγχρονα στο παρασκήνιο με τη χρήση νημάτων (threading), αποτρέποντας έτσι την καθυστέρηση (blocking) της κύριας ροής συλλογής των δεδομένων. Ο πυρήνας της εφαρμογής υλοποιείται μέσω της ασύγχρονης ρουτίνας `live_stream()`, η οποία αξιοποιεί τη βιβλιοθήκη `asyncio` και το πρωτόκολλο WebSockets για να επικοινωνεί αδιάλειπτα με τη διεπαφή του χρήστη (Web UI). Η ρουτίνα λειτουργεί ως μια μηχανή καταστάσεων, αναμένοντας αρχικά την εντολή εκκίνησης (START_STREAM), από την οποία αντλεί το προφίλ του ασθενούς και τις παραμέτρους αναφοράς (REFERENCE_SBP, REFERENCE_DBP). Με την έναρξη της μέτρησης, ο βρόχος εκτελείται με ρυθμό 125 Hz, συλλέγοντας συνεχή δείγματα τα οποία αποθηκεύονται σε δυναμικούς πίνακες. Κάθε δέκα δευτερόλεπτα, το σύστημα εκτελεί έναν βαρύ κύκλο επεξεργασίας ψηφιακού σήματος. Τα ακατέργαστα δεδομένα παρεμβάλλονται χρονικά (`np.interp`) για να εξαλειφθούν τυχόν μικρο-καθυστερήσεις και φιλτράρονται με ένα βαθυπερατό φίλτρο Butterworth 4ης τάξης (`filtfilt`) για την απομάκρυνση του υψίσυχνου θορύβου. Προτού τα δεδομένα τροφοδοτηθούν στα μοντέλα τεχνητής νοημοσύνης, περνούν από έναν αυστηρό μηχανισμό ελέγχου ποιότητας σήματος (Signal Quality Guard - SQI). Ο μηχανισμός αυτός ελέγχει τη μορφολογία του σήματος (π.χ. πλάτος κορυφής προς κορυφή μέσω της `np.ptp`) και αξιολογεί τα εξαγόμενα χρονικά χαρακτηριστικά, όπως το Μεσοπαλμικό Διάστημα (`ibi_sec`) και τον Χρόνο Συστολικής Ανόδου (`sut_sec`). Εάν παρατηρηθούν ακραίες τιμές που υποδηλώνουν απουσία δακτύλου, κίνηση ή αλλοιωμένο παλμό (π.χ. `ibi_sec` εκτός του εύρους 0.25 - 2.0s), το τμήμα απορρίπτεται και τα buffer μηδενίζονται (Hard Reset), διασφαλίζοντας την αξιοπιστία των μελλοντικών προβλέψεων. Εφόσον το σήμα χαρακτηριστεί έγκυρο, το σύστημα προχωρά στην εξαγωγή χαρακτηριστικών ανώτερης τάξης, όπως ο λόγος `avg_ba` από το δεύτερο παράγωγο του σήματος (APG), και καλεί τα προεκπαιδευμένα μοντέλα XGBoost (`xgb_sbp`, `xgb_dbp`) για την ανεξάρτητη εκτίμηση της Συστολικής και Διαστολικής πίεσης. Οι προβλέψεις εξομαλύνονται περαιτέρω μέσω ενός κυκλικού καταχωρητή κινητού μέσου όρου (`buffer_sbp`, `buffer_dbp`). Κομβικό σημείο της υλοποίησης αποτελεί ο μηχανισμός εξατομικευμένης βαθμονόμησης (Calibration). Εάν ο χρήστης ζητήσει νέα βαθμονόμηση (`do_calibration`), το σύστημα συγκρίνει την τρέχουσα πρόβλεψη με την πιεσόμετρηση αναφοράς του χρήστη και αποθηκεύει τα αντίστοιχα σταθερά σφάλματα (`offset_sbp`, `offset_dbp`) στη βάση δεδομένων. Από εκείνη τη στιγμή, οι μελλοντικές μετρήσεις προσαρμόζονται αυτόματα στο αγγειακό προφίλ του εκάστοτε ασθενούς. Παράλληλα με την πίεση, εκτελείται αυτόνομος υπολογισμός του Κορεσμού

Οξυγόνου (SpO2) μέσω του λόγου των εναλλασσόμενων και συνεχών συνιστωσών (AC/DC) των ερυθρών και υπέρυθρων σημάτων, όπου και πάλι εφαρμόζεται μια δυναμική διόρθωση (session_spo2_offset) κατά τα πρώτα δευτερόλεπτα της μέτρησης. Τέλος, όλα τα επεξεργασμένα δεδομένα (πίεση, οξυγόνο, καρδιακός ρυθμός και μορφολογία παλμού) πακετάρονται σε μορφή JSON και αποστέλλονται στον WebSocket server για απεικόνιση στην οθόνη του χρήστη, προσφέροντας μια ολοκληρωμένη εμπειρία παρακολούθησης υγείας σε πραγματικό χρόνο.

➤ Ο κώδικας στο σύνολο του:

```
import asyncio
import websockets
import json
import struct
import collections
import time
import os
import numpy as np
import mysql.connector
from scipy.signal import butter, filtfilt, find_peaks
from pyocd.core.helpers import ConnectHelper
import joblib
import pandas as pd
import warnings
import threading
warnings.filterwarnings("ignore")
MODEL_DIR = r"C:\Users\mpamp\Desktop\ML_Pulse\PK_Files_2"
WEBSOCKET_URL = "wss://1954-95-164-188-130.ngrok-free.app"
RECORD_SECONDS = 10.0
FS = 125.0
DB_HOST = "2.tcp.eu.ngrok.io"
DB_USER = "root"
DB_PASS = ""
DB_NAME = "myproject"
DB_PORT = 11760
```

```

ADDR_BPM = 0x200004f8
ADDR_SPO2 = 0x200004fc
ADDR_IR_AC = 0x200004b0
ADDR_R_AC = 0x200004b4

# 1. Σύνδεση στη Βάση Δεδομένων μέσω Ngrok Tunnel

try:
    db = mysql.connector.connect(
        host=DB_HOST,      user=DB_USER,      password=DB_PASS,      database=DB_NAME,
        port=DB_PORT
    )
    cursor = db.cursor(dictionary=True)
    print("[INFO] Συνδέθηκε επιτυχώς στη MySQL Απομακρυσμένα!")
except Exception as e:
    print(f"[ΣΦΑΛΜΑ] Αδυναμία σύνδεσης στη βάση: {e}")
    print("Βεβαιώσου ότι έχεις τρέξει 'ngrok tcp 3306' στον Server και έβαλες το σωστό Port.")
    exit()

def save_calibration_bg(table, id_col, active_id, offset_sbp, offset_dbp):
    try:
        cursor.execute(f"UPDATE {table} SET offset_sbp = %s, offset_dbp = %s WHERE {id_col} = %s",
            (float(offset_sbp), float(offset_dbp), active_id))
        db.commit()
    except Exception as e:
        print(f"\n[ΣΦΑΛΜΑ DB] Αποτυχία βαθμονόμησης: {e}")

def save_history_bg(hist_field, active_id, calc_bpm, spo2, sbp, dbp, is_calib):
    try:
        sql = f"INSERT INTO measurements_history ({hist_field}, bpm, spo2, sbp, dbp, is_calib) VALUES (%s, %s, %s, %s, %s, %s)"
        cursor.execute(sql, (active_id, int(calc_bpm), int(spo2), int(sbp), int(dbp), is_calib))
        db.commit()
    except Exception as e:
        print(f"\n[ΣΦΑΛΜΑ DB] Αποτυχία ιστορικού: {e}")

```

2. Φόρτωση 4 Μοντέλων AI

```
print("Φόρτωση Μοντέλων XGBoost AI...")
```

```
try:
```

```
    xgb_sbp = joblib.load(f"{MODEL_DIR}\\model_sbp_xgb.pkl")
```

```
    scaler_sbp = joblib.load(f"{MODEL_DIR}\\scaler_xgb.pkl")
```

```
    xgb_dbp = joblib.load(f"{MODEL_DIR}\\model_dbp_xgb.pkl")
```

```
    scaler_dbp = joblib.load(f"{MODEL_DIR}\\scaler_dbp_xgb.pkl")
```

```
    print("ΕΠΙΤΥΧΙΑ: Και τα 4 μοντέλα AI φορτώθηκαν!")
```

```
except Exception as e:
```

```
    exit()
```

```
# Αρχικοποίηση Φίλτρου (Lowpass 5Hz)
```

```
b_filt, a_filt = butter(4, 5.0 / (0.5 * FS), btype='low')
```

```
def read_float(target, address):
```

```
    return struct.unpack('<f', struct.pack('<I', target.read32(address)))[0]
```

```
def read_signed_int(target, address):
```

```
    return struct.unpack('<i', struct.pack('<I', target.read32(address)))[0]
```

```
# =====
```

```
# Η ΚΥΡΙΑ ΣΥΝΑΡΤΗΣΗ (ΕΛΕΓΧΕΤΑΙ ΑΠΟ WEB UI)
```

```
# =====
```

```
async def live_stream():
```

```
    with ConnectHelper.session_with_chosen_probe(target_override="cortex_m",  
options={"halt_on_connect": False}) as session:
```

```
        target = session.board.target
```

```
        if target.get_state() == target.State.HALTED: target.resume()
```

```
        async with websockets.connect(WEB_SOCKET_URL) as ws:
```

```
            is_streaming = False
```

```
            active_mode = None
```

```
            active_id = None
```

```
            do_calibration = False
```

```

offset_sbp = 0.0
offset_dbp = 0.0
REFERENCE_SBP = 120.0
REFERENCE_DBP = 80.0

t_data, ir_data, red_data = [], [], []
buffer_sbp = collections.deque(maxlen=3)
buffer_dbp = collections.deque(maxlen=3)

start_time = 0
last_ai_update_time = 0

latest_sbp = None
latest_dbp = None
latest_calc_bpm = None
latest_spo2 = None
session_spo2_offset = None
while True:
    # --- ΦΑΣΗ 1: ANAMONH ENTOΛHΣ ---
    if not is_streaming:
        try:
            msg = await ws.recv()
            data = json.loads(msg)

            if data.get("command") == "START_STREAM":
                active_mode = data.get("mode")
                active_id = data.get("id")
                do_calibration = data.get("recalibrate")

                table = 'home_profiles' if active_mode == 'home' else 'patient_profiles'
                id_col = 'user_id' if active_mode == 'home' else 'id'

                cursor.execute(f"SELECT * FROM {table} WHERE {id_col} = %s", (active_id,))

```

```

profile = cursor.fetchone()

if profile:
    REFERENCE_SBP = float(profile['ref_sbp'])
    REFERENCE_DBP = float(profile['ref_dbp'])

    if not do_calibration:
        offset_sbp = float(profile['offset_sbp'])
        offset_dbp = float(profile['offset_dbp'])
        print(f'-> Χρήση παλιών Offsets Πίεσης: {offset_sbp:.1f} / {offset_dbp:.1f}')
    else:
        print(f'-> AI Calibration Πίεσης Ενεργό. Αναφορά:
{REFERENCE_SBP}/{REFERENCE_DBP}')

    is_streaming = True
    t_data.clear();    ir_data.clear();    red_data.clear();    buffer_sbp.clear();
buffer_dbp.clear()

    start_time = time.time()
    last_ai_update_time = start_time
    latest_sbp = None
    latest_dbp = None
    latest_calc_bpm = None
    latest_spo2 = None
    session_spo2_offset = None

except Exception:
    pass

# --- ΦΑΣΗ 2: ΡΟΗ ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΙ (125Hz) ---
else:
    current_time = time.time()
    elapsed = current_time - start_time

try:

```

```

r_bpm = read_signed_int(target, ADDR_BPM)
r_spo2 = read_float(target, ADDR_SPO2)
r_ir = read_float(target, ADDR_IR_AC)
r_red = read_float(target, ADDR_R_AC)

t_data.append(elapsed)
ir_data.append(r_ir)
red_data.append(r_red)
except: pass

if len(t_data) > 1500:
    t_data.pop(0); ir_data.pop(0); red_data.pop(0)

if len(t_data) > 30:
    t_arr_live, ir_arr_live = np.array(t_data), np.array(ir_data)
    t_perfect_live = np.arange(t_arr_live[0], t_arr_live[-1], 1.0/FS)
    ir_interp_live = np.interp(t_perfect_live, t_arr_live, ir_arr_live)
    ir_clean_live = filtfilt(b_filt, a_filt, ir_interp_live)
    cur_ir_clean = ir_clean_live[-10] if len(ir_clean_live) >= 10 else ir_clean_live[-1]
else:
    cur_ir_clean = r_ir

if elapsed < RECORD_SECONDS:
    status_msg = f"Αρχική συλλογή... {elapsed:.1f}s"
else:
    countdown = max(0, 10.0 - (current_time - last_ai_update_time))
    status_msg = f"Live Streaming | AI ανάλυση σε: {countdown:.1f}s"

payload = {
    "r_ac": round(r_red, 5), "ir_ac": round(cur_ir_clean, 5),
    "bpm": r_bpm,
    "spo2": round(latest_spo2, 1) if latest_spo2 is not None else 0.0,
    "status": status_msg
}

```

```

}

# --- ΕΚΤΕΛΕΣΗ ΑΙ ΚΑΙ SpO2 (Κάθε 10 sec) ---
if elapsed >= RECORD_SECONDS and (current_time - last_ai_update_time) >= 10.0:
    try:
        t_arr = np.array(t_data)
        ir_arr = np.array(ir_data)
        red_arr = np.array(red_data)

        t_perfect = np.arange(t_arr[0], t_arr[-1], 1.0/FS)
        ir_interp = np.interp(t_perfect, t_arr, ir_arr)
        red_interp = np.interp(t_perfect, t_arr, red_arr)

        ir_clean = filtfilt(b_filt, a_filt, ir_interp)
        red_clean = filtfilt(b_filt, a_filt, red_interp)

        apg_clean = np.gradient(np.gradient(ir_clean, 1.0/FS), 1.0/FS)

        # --- ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ SPO2 ΑΠΟ PYTHON ---
        dc_red = np.mean(red_clean)
        dc_ir = np.mean(ir_clean)
        ac_red = np.std(red_clean)
        ac_ir = np.std(ir_clean)

        if dc_red != 0 and dc_ir != 0 and ac_ir != 0:
            ratio = (ac_red / dc_red) / (ac_ir / dc_ir)
            raw_spo2 = 110.0 - 25.0 * ratio

            if session_spo2_offset is None:
                session_spo2_offset = 98.0 - raw_spo2
                print(f"[SPO2      CALIB]      Προσαρμογή      Δακτύλου.      Offset:
{session_spo2_offset:.2f}")

```

```

        calc_spo2 = raw_spo2 + session_spo2_offset
        calc_spo2 = max(0.0, min(100.0, calc_spo2))
    else:
        calc_spo2 = 0.0

    latest_spo2 = calc_spo2

    # Feature Extraction
    a_peaks, _ = find_peaks(apg_clean, distance=45,
prominence=np.ptp(apg_clean)*0.15)
    all_troughs, _ = find_peaks(-apg_clean)
    ba_ratios = []
    for ap in a_peaks:
        v_troughs = [t for t in all_troughs if ap < t < ap + 35]
        if v_troughs:
            b_val = apg_clean[v_troughs[0]]
            a_val = apg_clean[ap]
            if b_val < 0 and a_val > 0: ba_ratios.append(b_val/a_val)
    avg_ba = np.mean(ba_ratios) if ba_ratios else -1.0
    ppg_peaks, _ = find_peaks(ir_clean, distance=int(FS*0.4))
    ibi_sec, sut_sec = 0.8, 0.15
    if len(ppg_peaks) >= 2:
        ibi_sec = np.mean(np.diff(ppg_peaks)) / FS
    troughs_ppg, _ = find_peaks(-ir_clean, distance=int(FS*0.4))
    sut_list = []
    for peak in ppg_peaks:
        v_troughs_ppg = troughs_ppg[troughs_ppg < peak]
        if len(v_troughs_ppg) > 0:
            sut_list.append((peak - v_troughs_ppg[-1]) / FS)
    if len(sut_list) > 0:
        sut_sec = np.mean(sut_list)
    calc_bpm = 60.0 / ibi_sec

    # --- RELAXED SIGNAL QUALITY GUARD (SQI) ---

```

```

is_valid = True
if len(ppg_peaks) < 2 or len(ppg_peaks) > 60:
    is_valid = False
    print(f"[SQI] Απόρριψη: Μη φυσιολογικός αριθμός κορυφών ({len(ppg_peaks)})")

# Αλλαγή: Διεύρυνση των αποδεκτών ορίων του IBI
# 0.25s = 240 BPM (Πολύ γρήγορα), 2.0s = 30 BPM (Πολύ αργά)
elif ibi_sec < 0.25 or ibi_sec > 2.0:
    is_valid = False
    print(f"[SQI] Απόρριψη: IBI εκτός ορίων ({ibi_sec:.2f}s)")

# Αλλαγή: Διεύρυνση των αποδεκτών ορίων του SUT
elif sut_sec < 0.03 or sut_sec > 0.8:
    is_valid = False
    print(f"[SQI] Απόρριψη: SUT εκτός ορίων ({sut_sec:.2f}s)")

# Έλεγχος ότι το σήμα δεν είναι τελείως επίπεδο (no finger)
elif np.ptp(ir_clean) < 0.001:
    is_valid = False
    print(f"[SQI] Απόρριψη: Επίπεδο σήμα, δεν ανιχνεύεται δάχτυλο.")

if is_valid:
    # --- AI PREDICTION & SCALING ---
    feat = pd.DataFrame([avg_ba, ibi_sec, sut_sec], columns=['Ratio_BA', 'IBI_sec',
SUT_sec'])

    raw_sbp = xgb_sbp.predict scaler_sbp.transform(feat))[0]
    raw_dbp = xgb_dbp.predict scaler_dbp.transform(feat))[0]
    buffer_sbp.append(raw_sbp)
    buffer_dbp.append(raw_dbp)
    smooth_sbp = np.mean(buffer_sbp)
    smooth_dbp = np.mean(buffer_dbp)
    is_calib_flag_for_db = 0
    table = 'home_profiles' if active_mode == 'home' else 'patient_profiles'

```

```

id_col = 'user_id' if active_mode == 'home' else 'id'

# --- CALIBRATION ΠΙΕΣΗΣ ΣΤΟ BACKGROUND ---

if do_calibration:

    offset_sbp = REFERENCE_SBP - smooth_sbp
    offset_dbp = REFERENCE_DBP - smooth_dbp

    threading.Thread(target=save_calibration_bg,
                      args=(table, id_col, active_id, offset_sbp, offset_dbp)).start()

    is_calib_flag_for_db = 1
    do_calibration = False
    DBP {offset_dbp:.1f}")
    latest_sbp = smooth_sbp + offset_sbp
    latest_dbp = smooth_dbp + offset_dbp
    latest_calc_bpm = calc_bpm

    print(f"[ΕΓΚΥΡΟ] Πίεση: {latest_sbp:.0f}/{latest_dbp:.0f} mmHg | SpO2:
{latest_spo2:.0f}% | Πυθμός: {latest_calc_bpm:.0f} bpm")

# --- ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟ ΙΣΤΟΡΙΚΟ ΣΤΟ BACKGROUND ---

hist_field = 'home_user_id' if active_mode == 'home' else 'patient_id'

threading.Thread(target=save_history_bg,
                  args=(hist_field, active_id, latest_calc_bpm, latest_spo2, latest_sbp,
latest_dbp, is_calib_flag_for_db)).start()

last_ai_update_time = current_time

else:

    print(f"[ΑΚΥΡΟ] Ανίχνευση σφάλματος σήματος. Εκτελείται Hard Reset στα
buffers...")

    t_data.clear();    ir_data.clear();    red_data.clear();    buffer_sbp.clear();
buffer_dbp.clear()

    session_spo2_offset = None
    start_time = time.time()

```

```

        last_ai_update_time = start_time

    except Exception as e:
        print(f"AI Error: {e}")
        last_ai_update_time = current_time

    if latest_sbp is not None:
        payload["sbp"] = round(latest_sbp)
        payload["dbp"] = round(latest_dbp)
        payload["calc_bpm"] = round(latest_calc_bpm)

    await ws.send(json.dumps(payload))

    try:
        msg = await asyncio.wait_for(ws.recv(), timeout=0.005)
        data = json.loads(msg)
        if data.get("command") == "STOP_STREAM":
            is_streaming = False

    except asyncio.TimeoutError:
        pass
    except Exception:
        pass

    await asyncio.sleep(1.0 / FS)

if __name__ == "__main__":
    try:
        asyncio.run(live_stream())
    except KeyboardInterrupt:
        print("\nΕξόδοϑ.")
        cursor.close()
        db.close()

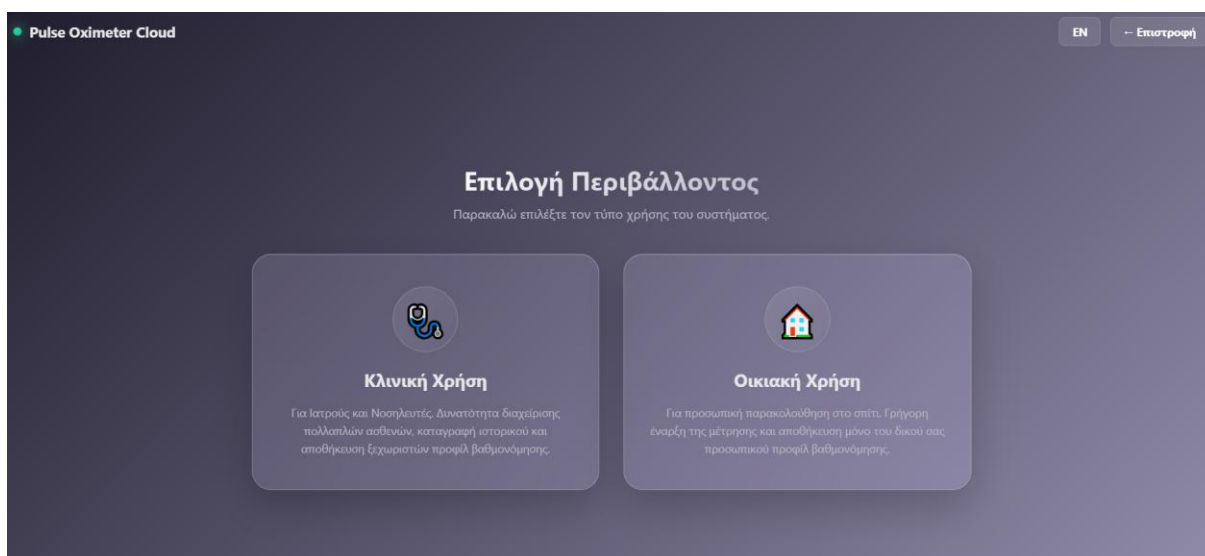
```

B.5 : Ανασκόπηση Παραρτήματος

Συνοψίζοντας, τα παρατιθέμενα τμήματα κώδικα συνθέτουν μια ολοκληρωμένη, πολυεπίπεδη αρχιτεκτονική για ένα σύστημα συνεχούς αναίμακτης παρακολούθησης βιοσημάτων, γεφυρώνοντας τον προγραμματισμό ενσωματωμένων συστημάτων σε χαμηλό επίπεδο με την προηγμένη ψηφιακή επεξεργασία σήματος και τη μηχανική μάθηση. Η δομή του λογισμικού διακρίνεται σε τρία βασικά στάδια: τη συλλογή δεδομένων στον μικροελεγκτή, την εκτός σύνδεσης εκπαίδευση των αλγορίθμων και την σε πραγματικό χρόνο εκτέλεση του ενδιάμεσου λογισμικού διασύνδεσης. Στο θεμελιώδες επίπεδο του υλικού, ο κώδικας ελέγχου σε γλώσσα C εγκαθιδρύει τον αυστηρό χρονικό συγχρονισμό του μικροελεγκτή STM32. Αξιοποιώντας τεχνικές πολυπλεξίας χρόνου, ελεγκτές άμεσης προσπέλασης μνήμης (DMA) και ψηφιακά φίλτρα, το υλισμικό εξασφαλίζει την αδιάλειπτη και καθαρή λήψη των εναλλασσόμενων και συνεχών συνιστωσών του φωτοπληθυσμογραφικού σήματος (PPG), υπολογίζοντας ταυτόχρονα βασικές παραμέτρους όπως ο καρδιακός ρυθμός. Το δεύτερο στάδιο αφορά τη μηχανική των δεδομένων, όπου αυτόματα σενάρια Python εξορύσσουν χιλιάδες καταγραφές ασθενών, καθαρίζουν τα σήματα και εξάγουν κρίσιμα βιοδυναμικά χαρακτηριστικά από την πρώτη και δεύτερη παράγωγο του παλμού (όπως ο λόγος b/a , το IBI και το SUT). Αυτό το εξαιρετικά δομημένο σύνολο δεδομένων τροφοδοτεί διακριτούς παλινδρομητές XGBoost, οι οποίοι βελτιστοποιούνται μέσω αναζήτησης πλέγματος (GridSearchCV) με έμφαση στην κανονικοποίηση, ώστε να προβλέπουν με υψηλή ακρίβεια τη Συστολική και τη Διαστολική αρτηριακή πίεση χωρίς τον κίνδυνο υπερπροσαρμογής. Το τελικό στάδιο ολοκλήρωσης υλοποιείται μέσω του ασύγχρονου ενδιάμεσου λογισμικού (middleware), το οποίο εκτελεί χρέη γέφυρας μεταξύ του υλικού, των μοντέλων τεχνητής νοημοσύνης και της διεπαφής χρήστη. Αντλώντας δεδομένα απευθείας από τη μνήμη RAM του μικροελεγκτή μέσω του πρωτοκόλλου αποσφαλμάτωσης (pyOCD), το σύστημα εφαρμόζει έναν αυστηρό μηχανισμό ελέγχου ποιότητας σήματος (SQI) για την απόρριψη τεχνουργημάτων κίνησης. Παράλληλα, εκτελεί την εξαγωγή χαρακτηριστικών και την πρόβλεψη της πίεσης ανά τακτά χρονικά παράθυρα, εφαρμόζοντας δυναμικούς αλγόριθμους εξατομικευμένης βαθμονόμησης. Τα τελικά δεδομένα, μαζί με το υπολογισμένο ποσοστό κορεσμού οξυγόνου (SpO_2), διαβιβάζονται απρόσκοπτα μέσω WebSockets για οπτικοποίηση, ενώ το ιστορικό και οι παράμετροι των ασθενών αποθηκεύονται σε απομακρυσμένη βάση δεδομένων με χρήση νημάτων παρασκήνιου. Συνολικά, η αρχιτεκτονική αποδεικνύει την επιτυχή σύγκλιση αξιόπιστων ηλεκτρονικών μετρήσεων και σύγχρονων μοντέλων τεχνητής νοημοσύνης, προσφέροντας μια στιβαρή λύση για το πεδίο της ιατρικής τεχνολογίας.

Παράρτημα Γ: Οδηγίες Χρήσης Ιστοσελίδας

Στο σημείο αυτό θα γίνει μια περιγραφή για την λειτουργία και χρήση της κεντρικής διεπαφής (ιστοσελίδας). Με το εργαλείο αυτό, στόχος είναι ο χρήστης να αξιοποιήσει τις λειτουργίες του Παλμικού Οξυμέτρου με τρόπο αποδοτικό και απλοϊκό. Η εφαρμογή έχει σχεδιαστεί για να απευθύνεται σε δύο σύνολα χρηστών. Τους χρήστες που αποσκοπούν ιδιωτική χρήση για την μέτρηση, έλεγχο και παρακολούθηση της αρτηριακής τους πίεσης. Και τους χρήστες του κλάδου της υγείας (ιατρούς, νοσηλευτές). Για τον εκάστοτε χρήστη η εφαρμογή διαμορφώνεται ανάλογα, η περιγραφή τους θα γίνει στη συνέχεια. Στην αρχή ο χρήστης οφείλει να επιλέξει τον σκοπό χρήσης της εφαρμογής και στη συνέχεια έχουμε,



Εικόνα Γ.1: Κύρια σε σελίδα εφαρμογής

Γ.1 : Εφαρμογή για Οικιακή Χρήση

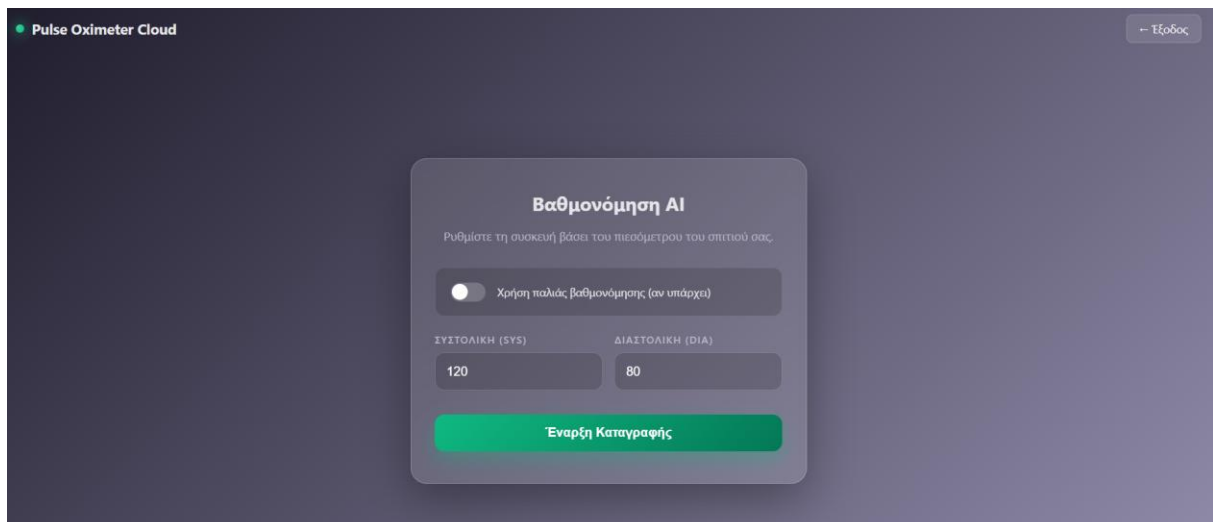
Ο χρήστης στην περίπτωση αυτήν έχει επιλέξει να αξιοποιήσει την εφαρμογή ως ιδιώτης, με στόχο την προσωπική παρακολούθηση της πορείας της αρτηριακής πίεσης τους. Για αυτόν τον λόγο ο εκάστοτε χρήστης μπορεί να πραγματοποιήσει εγγραφή στο σύστημα και να δημιουργήσει όνομα χρήστη και κωδικό ασφάλειας. Στη συνέχεια δύναται να καταχωρήσει τα ιατρικά του δεδομένα, έτσι όποτε χρειαστεί να αξιοποιήσει την εφαρμογή, το σύστημα θα μπορεί να ανασύρει τις απαραίτητες πληροφορίες για να προσδιορίσει την αρτηριακή πίεση του χρήστη. Παρακάτω παρουσιάζονται αναλυτικά τα βήματα για την χρήση της εφαρμογής.

The screenshot shows the login interface for 'Pulse Oximeter Cloud'. At the top left is the logo, and at the top right are language ('EN') and back ('Πίσω') buttons. The main heading is 'Οικιακή Πρόσβαση' (Home Access), with a subtitle 'Συνδεθείτε για παρακολούθηση της υγείας σας στο σπίτι.' (Log in for home health monitoring). The form contains three input fields: 'USERNAME', a field for 'ΚΩΔΙΚΟΣ ΠΡΟΣΒΑΣΗΣ' (Access Code), and a green 'Σύνδεση' (Login) button. A link at the bottom says 'Δεν έχετε λογαριασμό; Εγγραφείτε εδώ' (Don't have an account? Sign up here).

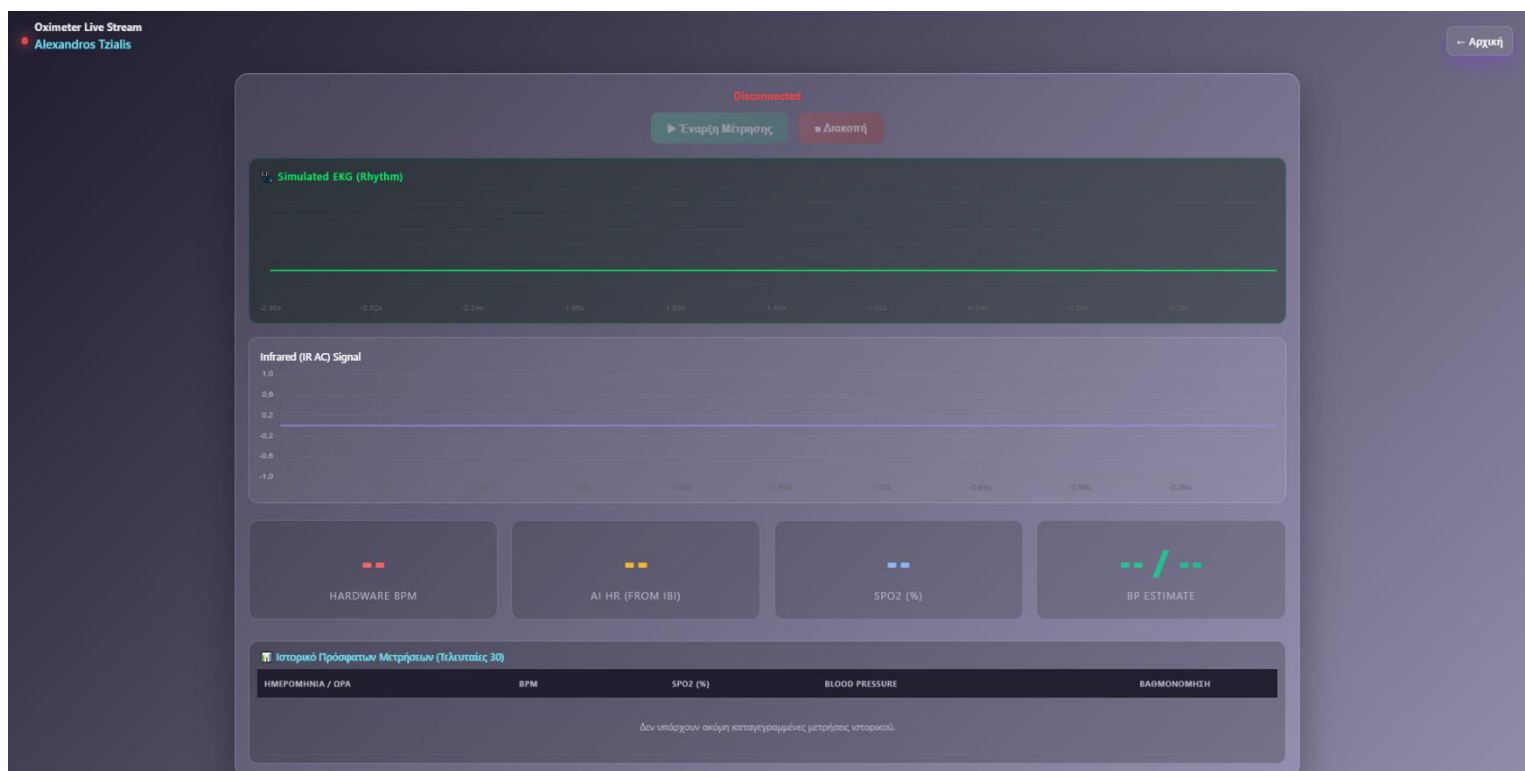
Εικόνα Γ.2: Εισαγωγή στοιχείων χρήστη

The screenshot shows the registration interface for 'Pulse Oximeter Cloud'. At the top left is the logo, and at the top right are language ('EN') and back ('Πίσω') buttons. The main heading is 'Δημιουργία Λογαριασμού' (Create Account), with a subtitle 'Εγγραφείτε για προσωπική οικιακή χρήση.' (Sign up for personal home use). The form contains four input fields: 'ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ' (Name and Surname) with the example 'π.χ. Νίκος Πατπιάς', 'USERNAME', a field for 'ΚΩΔΙΚΟΣ ΠΡΟΣΒΑΣΗΣ' (Access Code), and a green 'Εγγραφή' (Sign Up) button. A link at the bottom says 'Έχετε ήδη λογαριασμό; Συνδεθείτε' (Already have an account? Log in).

Εικόνα Γ.3: Σελίδα πρώτης εγγραφής, σε περίπτωση που ο χρήστης δεν έχει λογαριασμό την εφαρμογή, τα στοιχεία που ζητούνται για την καταχώρηση του στην βάση δεδομένων.



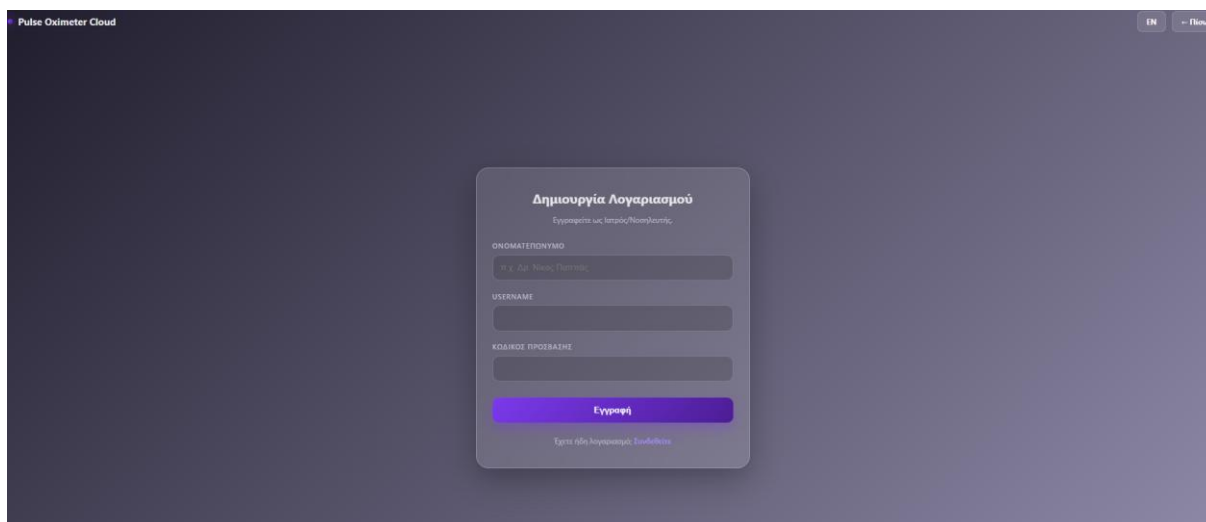
Εικόνα Γ.4: Σελίδα καταχώρησης στοιχείων για την βαθμονόμηση του συστήματος, α) περίπτωση: δεν υπάρχει ανάγκη για βαθμονόμηση, ο χρήστης έχει καταχωρήσει πρόσφατα ακριβείς μετρήσεις ή παρακολουθεί συστηματικά την πίεση του, β) περίπτωση: ο χρήστης χρησιμοποιεί την εφαρμογή για πρώτη φορά, συνεπώς είναι αναγκαία η βαθμονόμηση του συστήματος για τον ίδιο με βάση την μέτρηση από ένα κλασικό πιεσόμετρο.



Εικόνα Γ.5: Κύρια σελίδα διεπαφή, εδώ ο χρήστης παρακολουθεί όλες τις κρίσιμες παραμέτρους, που ανατροφοδοτεί το Π.Ε. στην σελίδα . Από πάνω προς τα κάτω, η προσομοίωση του ΕΚΓ, στη συνέχεια βλέπουμε το σήμα PPG. Σε μικρά πλαίσια παρατηρείται η μέτρηση του ρυθμού χτύπου της καρδιάς ανά δευτερόλεπτο (BPM), ο κορεσμός του οξυγόνου στο αίμα (SpO2) και τέλος η εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης. Παρακάτω βλέπουμε έναν πίνακα με το ιστορικό του χρήστη με όλες τις παραπάνω πληροφορίες.

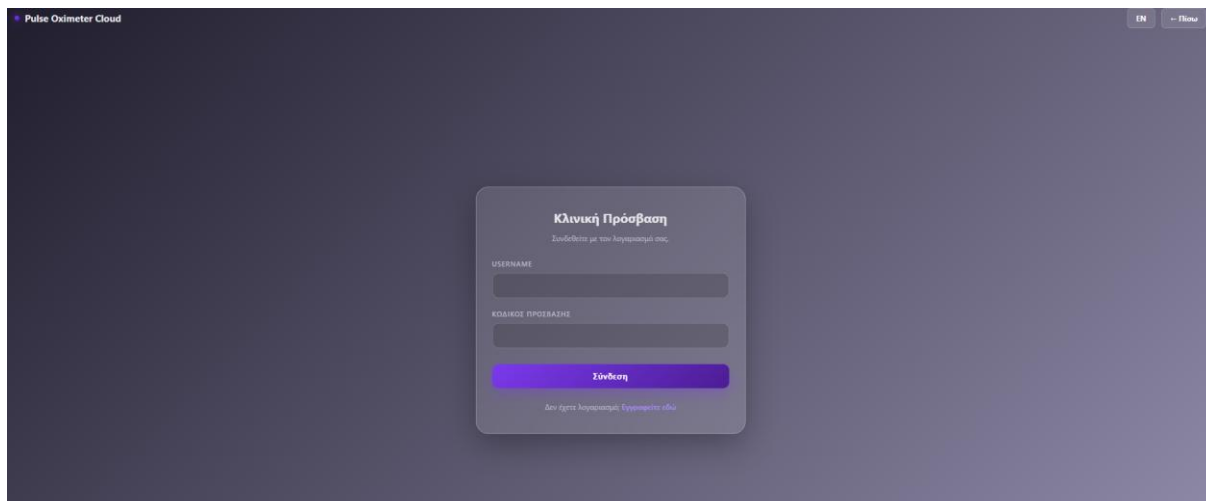
Γ.2 : Εφαρμογή για Κλινική Χρήση

Η βάση είναι παρόμοια με αυτήν της οικιακής χρήσης, η διαφορά βρίσκεται στον τρόπο που πλέον ασθενής του εκάστοτε ιατρού καταχωρούνται στο σύστημα. Ο κάθε ιατρός έχει τα προσωπικά του στοιχεία για να αξιοποιήσει την εφαρμογή, πρόσβαση στα στοιχεία των ασθενών του έχει αποκλειστικά ο ίδιος. Παρακάτω βλέπουμε την διαμόρφωση της εφαρμογής για κλινική χρήση.



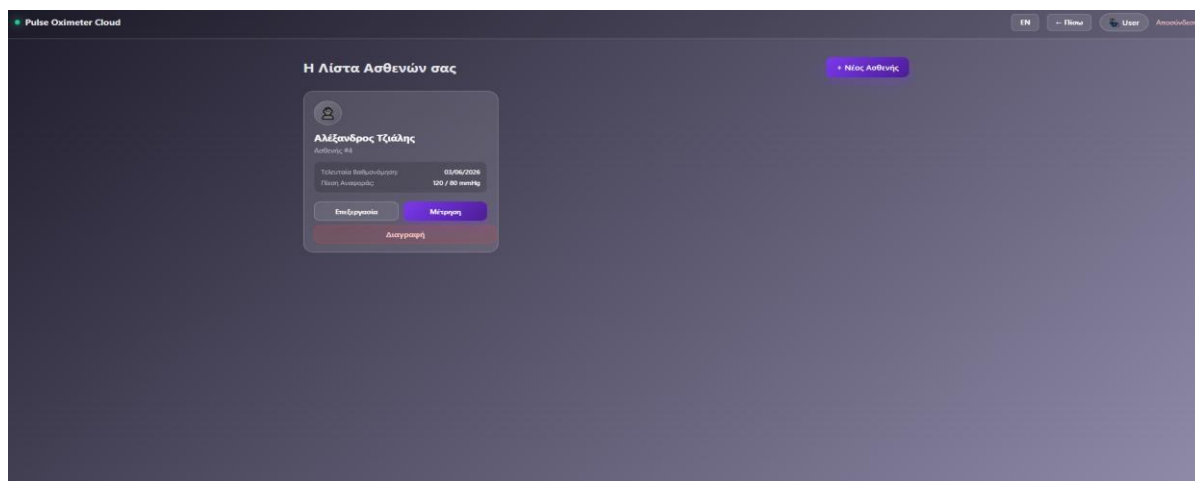
The screenshot shows the 'Pulse Oximeter Cloud' interface with a registration form titled 'Δημιουργία Λογαριασμού' (Create Account). The form is for 'Εγγραφή ως Ιατρός/Νοσηλεύτης' (Registration as Doctor/Nurse). It includes fields for 'ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ' (Full Name), 'USERNAME', and 'ΚΩΔΙΚΟΣ ΠΡΟΣΒΑΣΗΣ' (Access Code). A purple 'Εγγραφή' (Register) button is at the bottom. A link 'Έχετε ήδη λογαριασμό; Συνδεθείτε' (Already have an account? Log in) is below the button. The top right shows 'EN' and 'Πίνακας' (Dashboard).

Εικόνα Γ.6: Εισαγωγή στοιχείων χρήστη

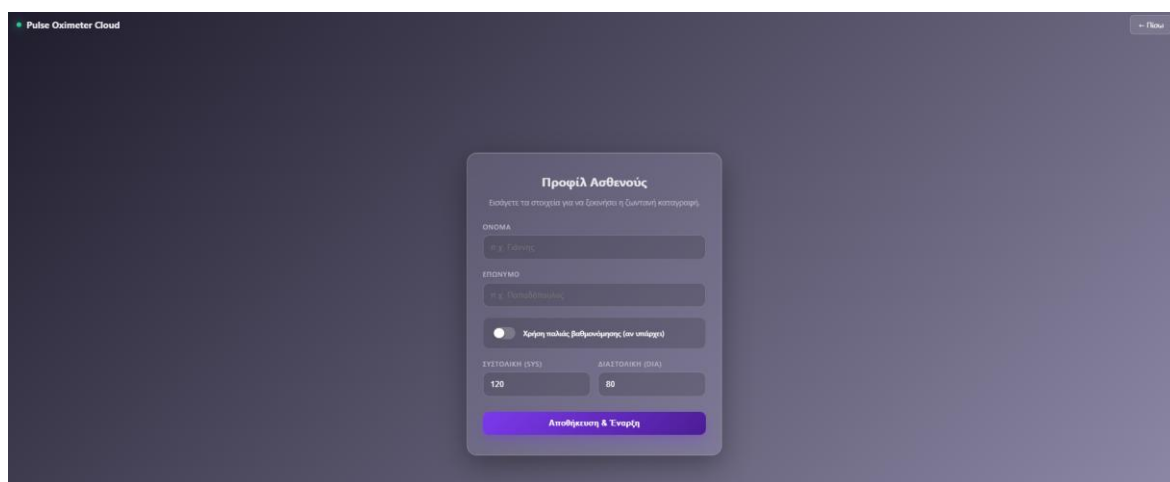


The screenshot shows the 'Pulse Oximeter Cloud' interface with a login form titled 'Κλινική Πρόσβαση' (Clinical Access). The form is for 'Συνδεθείτε με τον λογαριασμό σας' (Log in with your account). It includes fields for 'USERNAME' and 'ΚΩΔΙΚΟΣ ΠΡΟΣΒΑΣΗΣ' (Access Code). A purple 'Σύνδεση' (Login) button is at the bottom. A link 'Δεν έχετε λογαριασμό; Εγγραφείτε εδώ' (Don't have an account? Register here) is below the button. The top right shows 'EN' and 'Πίνακας' (Dashboard).

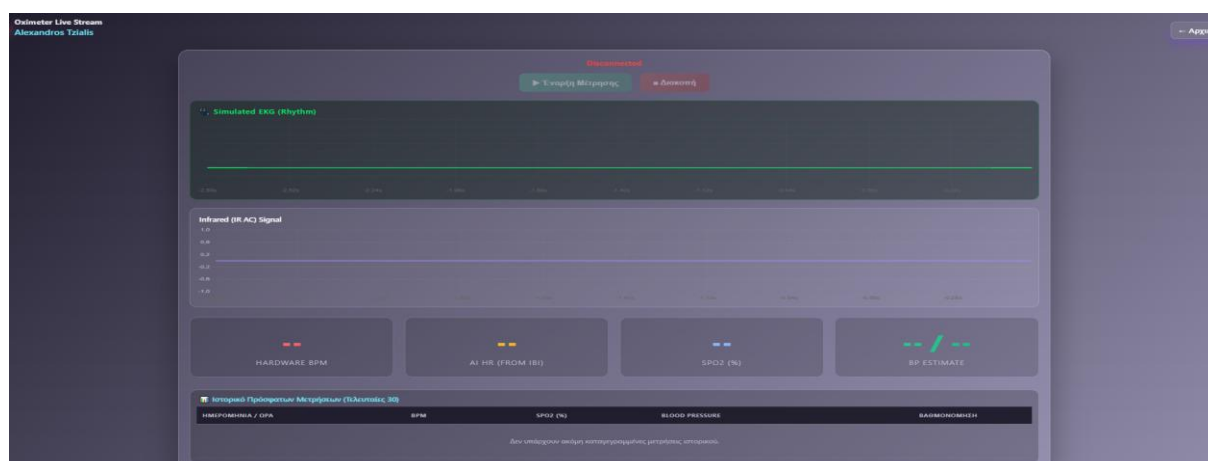
Εικόνα Γ.7: Σελίδα πρώτης εγγραφής, σε περίπτωση που ο χρήστης δεν έχει λογαριασμό την εφαρμογή, τα στοιχεία που ζητούνται για την καταχώρηση του στην βάση δεδομένων.



Εικόνα Γ.8: Σε αυτό το σημείο σημειώνονται οι πρώτες διαφορές, ο χρήστης μπορεί να διαχειριστεί μια λίστα με τους ασθενείς του, να προσθέσει, αφαιρέσει και να επεξεργαστεί τα δεδομένα των ασθενών τους.



Εικόνα Γ.9: Στην παρούσα εικόνα παρατηρούμε μια παρόμοια σελίδα με την Γ.3, ακολουθείται γενικά μια παρόμοια λογική για την καταχώρηση δεδομένων (και την επεξεργασία) για τους ασθενείς.



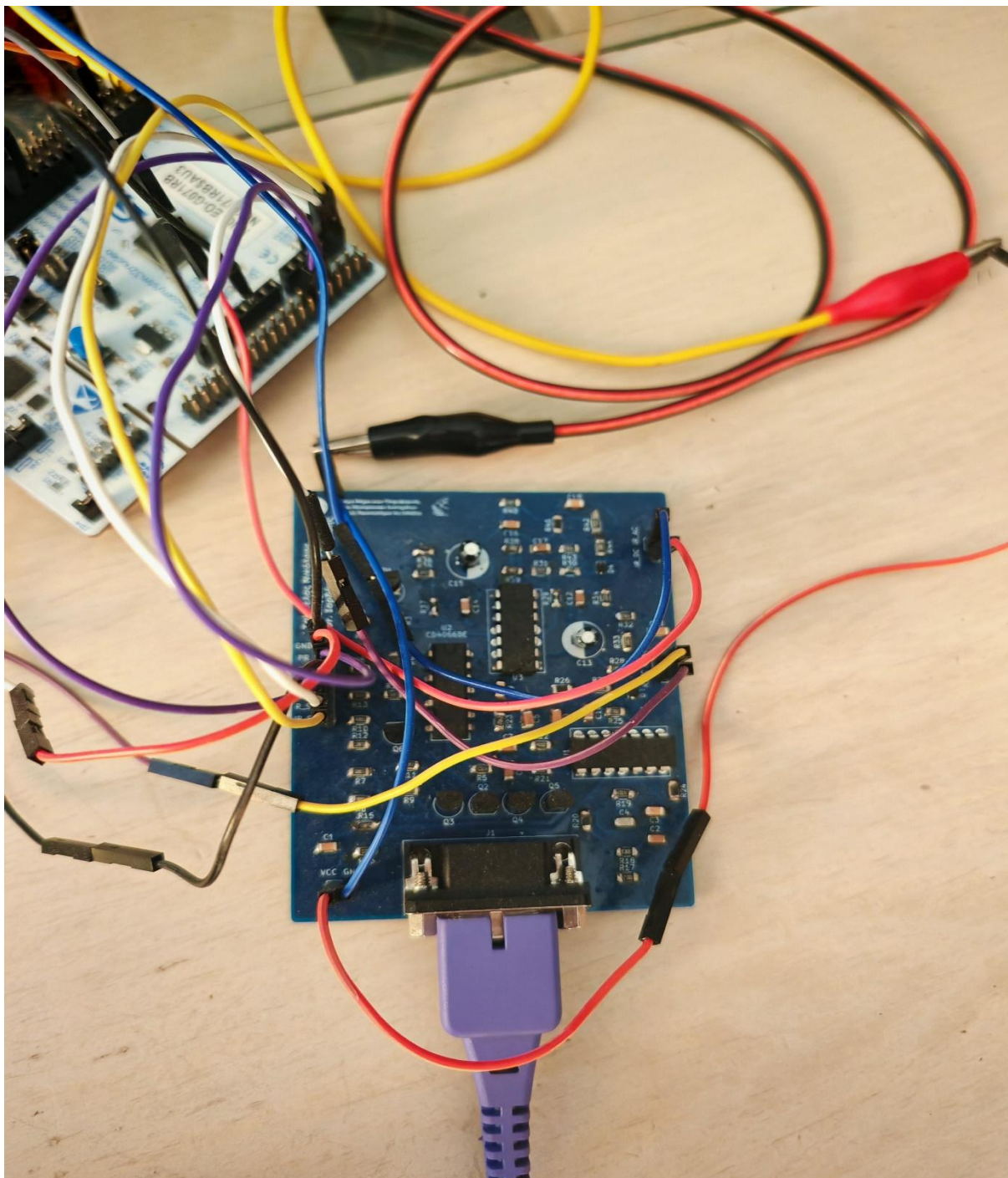
Εικόνα Γ.10: Σε κάθε περίπτωση η σελίδα παρακολούθησης του ασθενούς ακολουθεί την ίδια λογική με αυτή της εικόνας Γ.5

Γ.3 : Ανασκόπηση Παραρτήματος

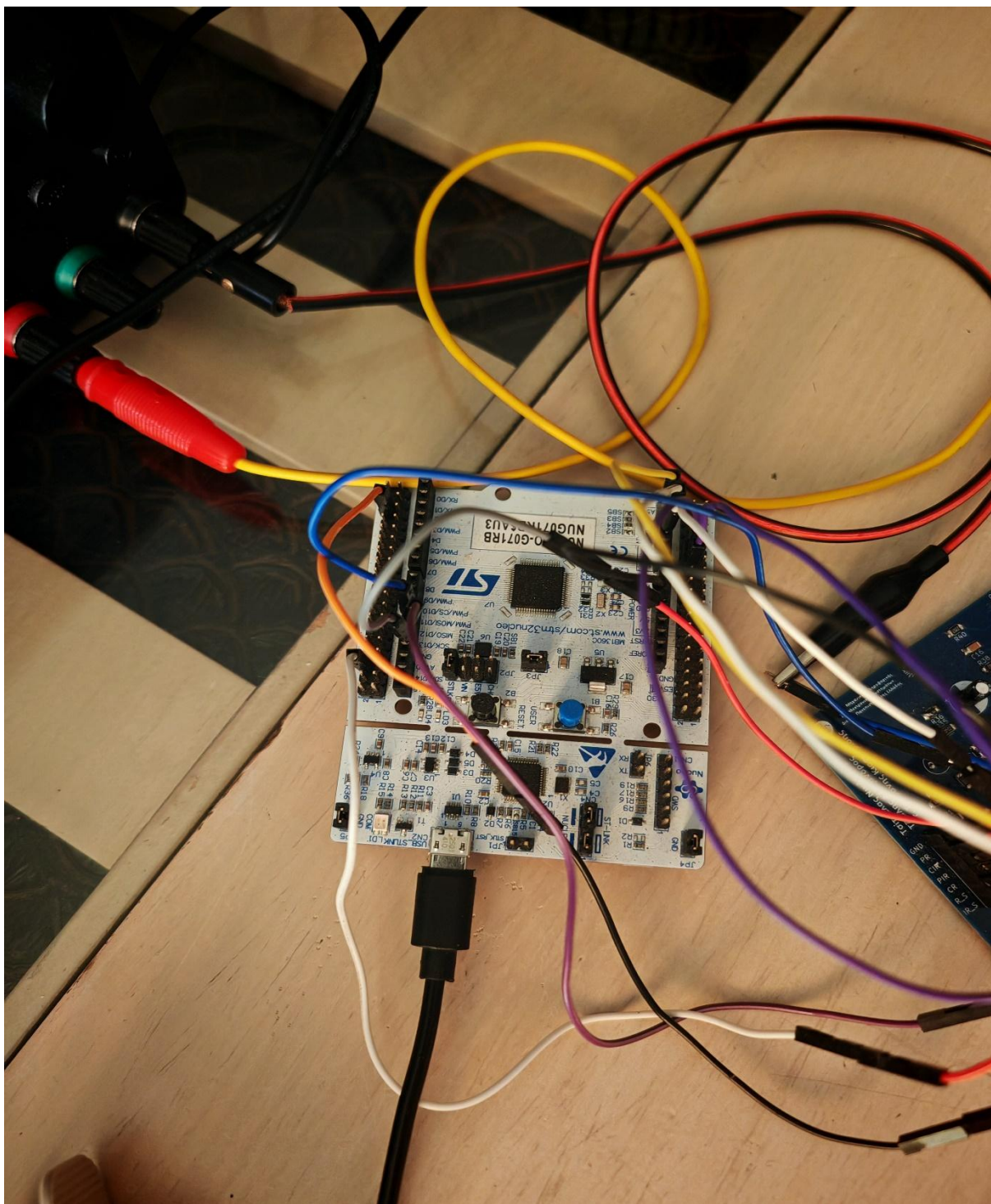
Σε τελική ανάλυση η εφαρμογή έχει ως στόχο την βέλτιστη παρουσίαση των δεδομένων του ασθενούς (σε οποιαδήποτε από τις δυο υποπεριπτώσεις). Σχεδιάστηκε με γνώμονα την εύκολη διαχείριση κρίσιμων δεδομένων για την υγεία του χρήστη, την παρουσίαση τους σε ένα περιβάλλον που αποτυπώνει την πληροφορία με διακριτικό τρόπο, χωρίς να προσθέτει παράγοντες πολυπλοκότητας άσκοπα. Στο σύνολο της η εφαρμογή περιγράφεται σε προηγούμενο κεφάλαιο, στο παρόν παράρτημα στόχος ήταν η ανάλυση και επεξήγηση των βημάτων για την χρήση αυτής. Κλείνοντας λοιπόν το συγκεκριμένο παράρτημα, ο χρήστης δύναται να αξιοποιήσει την εφαρμογή, κατανοώντας όλες τις επιλογές του με βάση τις παραπάνω πληροφορίες.

Παράρτημα Δ: Τελικό Αποτέλεσμα (Συσκευή)

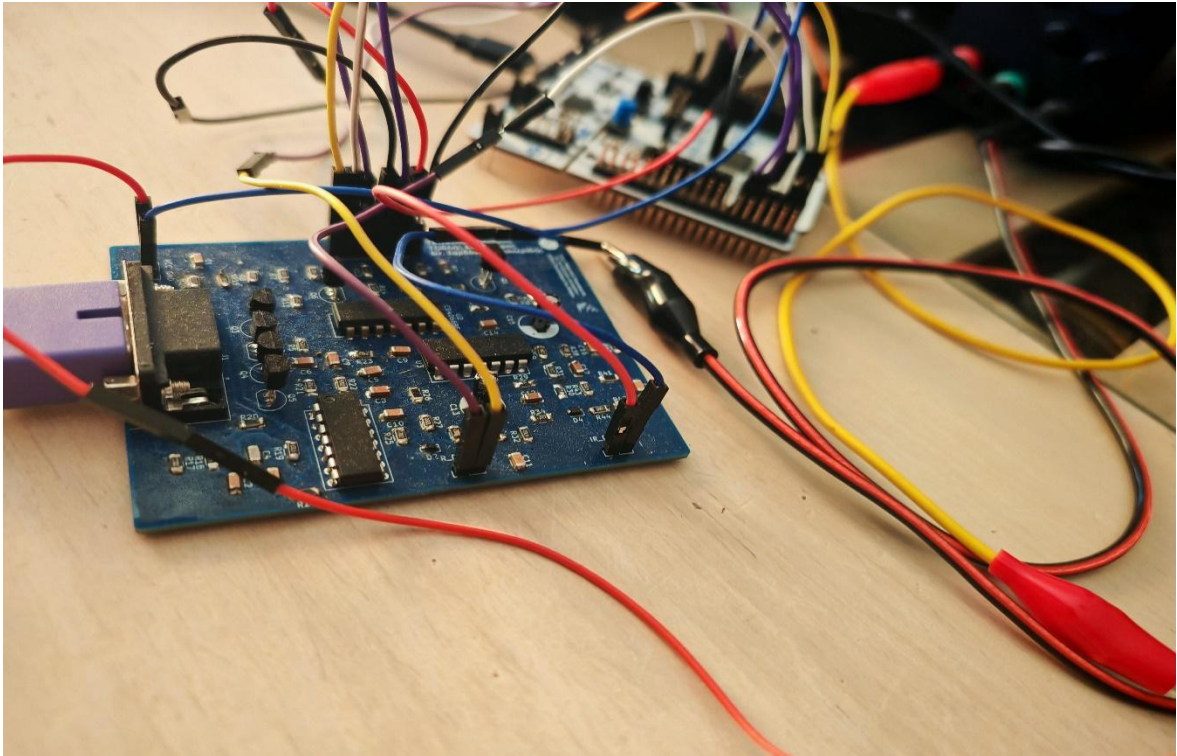
Παρακάτω παραθέτουμε εικόνες από την τελική συσκευή στο σύνολο της. Το ηλεκτρονικό κύκλωμα και ο Μ.Ε. αλληλεξαρτώνται για την παραγωγή πληροφοριών που στη συνέχεια αποστέλλονται σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή για την εξαγωγή των κρίσιμων παραμέτρων, για τον προσδιορισμό και παρουσίαση των δεδομένων για τον κορεσμό του οξυγόνου στο αίμα (SpO_2) και την αρτηριακή πίεση.



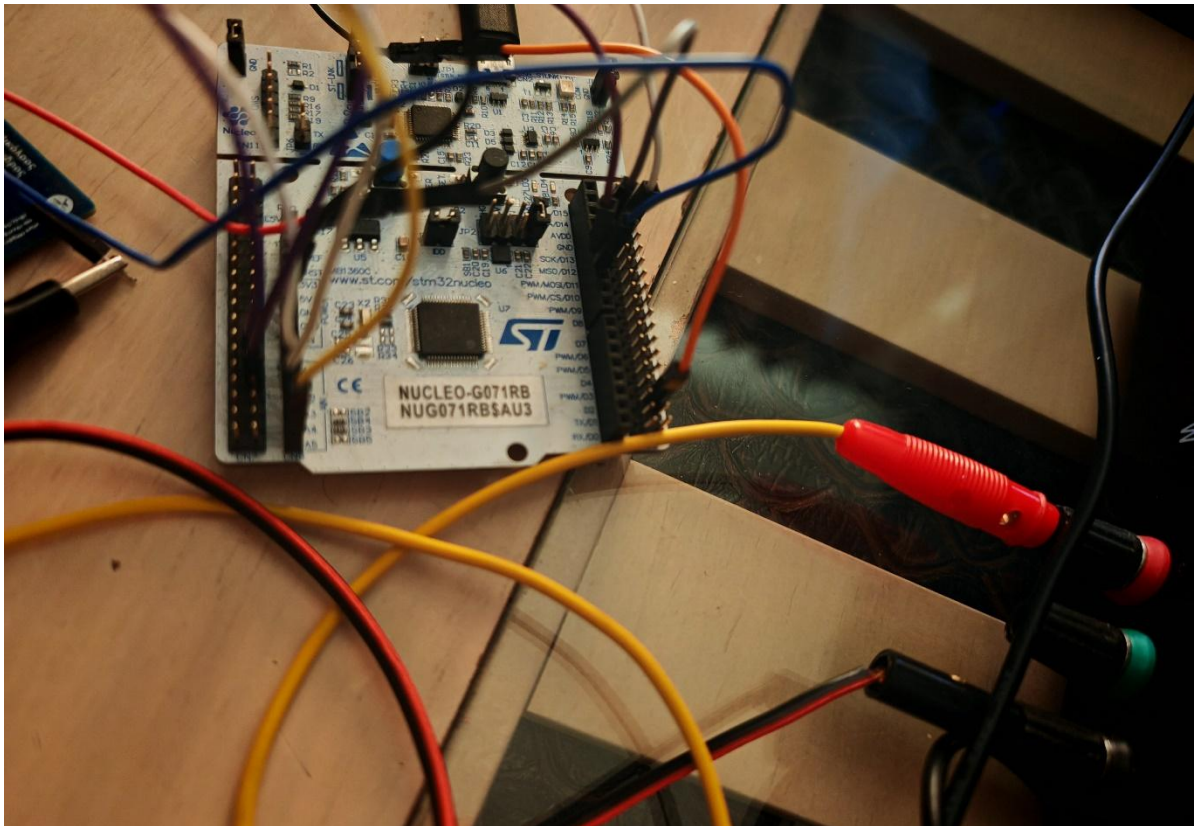
Εικόνα Δ.1 : Το ηλεκτρονικό κύκλωμα τυπωμένο σε PCB μορφή



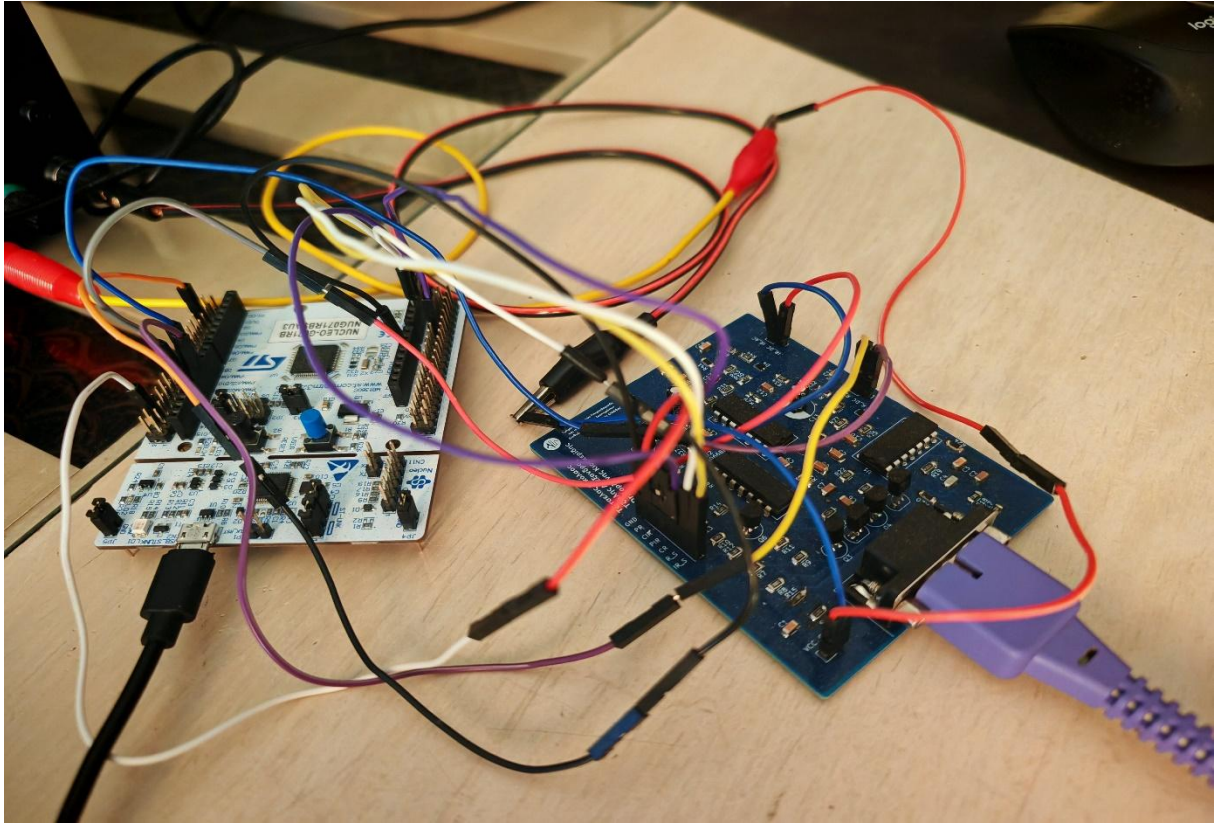
Εικόνα Δ.2 : Ο μικροελεγκτής STM32 συνδεδεμένος με το ηλεκτρονικό κύκλωμα και τον ηλεκτρονικό υπολογιστή



Εικόνα Δ.3 : Στιγμιότυπο της συσκευής σε λειτουργία



Εικόνα Δ.4 : Στιγμιότυπο της συσκευής σε λειτουργία



Εικόνα Δ.5 : Στιγμιότυπο των συσκευών (μαζί)