



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

**Σύστημα για τη Συλλογή, Αποθήκευση και Επεξεργασία Μετρήσεων
Φωτοπληθυσμογραφήματος**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Βασιλεία Ι. Φραγκιαδάκη

Επιβλέπων: Παναγιώτης Τσανάκας
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Μάιος 2016



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

**Σύστημα για τη Συλλογή, Αποθήκευση και Επεξεργασία Μετρήσεων
Φωτοπληθυσμογραφήματος**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Βασιλεία Ι. Φραγκιαδάκη

Επιβλέπων: Παναγιώτης Τσανάκας
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 26^η Μαΐου 2016.

.....
Π.Τσανάκας
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Δ-Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Η. Μαγκλογιάννης
Αναπληρωτής Καθηγητής ΠΑ.ΠΕΙ.

Αθήνα, Μάιος 2016

.....

Βασιλεία Ι. Φραγκιαδάκη

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

Copyright © Βασιλεία Ι. Φραγκιαδάκη, 2016

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Περίληψη

Αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι ο σχεδιασμός και η υλοποίηση υπολογιστικής διάταξης με στόχο τη συλλογή, αποθήκευση και επεξεργασία μετρήσεων Φωτοπληθυσμογραφήματος (Photoplethysmograph – PPG). Συλλέξαμε ιατρικά δεδομένα με χρήση κατάλληλης εφαρμογής Android, η οποία μπορεί να εκτελεστεί σε οποιαδήποτε κινητή συσκευή αφής με λειτουργικό σύστημα Android έκδοσης 4.4 “KitKat” και άνω. Στη συνέχεια, τα δεδομένα αποθηκεύτηκαν σε μία βάση από όπου έγινε η άντληση και επεξεργασία τους με χρήση γραφικών παραστάσεων.

Συγκεκριμένα, η εφαρμογή γράφτηκε στη γλώσσα προγραμματισμού Java στο Ολοκληρωμένο Περιβάλλον Ανάπτυξης (Integrated Development Environment - IDE) «Android Studio». Οι ιατρικές μετρήσεις που συλλέχθηκαν αφορούν στον Καρδιακό Παλμό, τη Συστολική και Διαστολική Πίεση, το Φωτοπληθυσμογράφημα και τον Κορεσμό του αίματος σε Οξυγόνο και λαμβάνονται με χρήση ενός Πιεσόμετρου και ενός Παλμικού Οξύμετρου (Pulse Oximeter). Μέρος των δεδομένων εισάγεται από το χρήστη και τα υπόλοιπα ιατρικά δεδομένα στέλνονται στην κινητή συσκευή αφής από το οξύμετρο, μέσω της τεχνολογίας Bluetooth Χαμηλής Ενέργειας (Bluetooth Low Energy – BLE). Η εφαρμογή στέλνει τα δεδομένα σε κατάλληλη μορφοποίηση σε έναν Εξυπηρετητή (Server), σχεδιασμένο ώστε να τηρεί τις αρχές του πρωτοκόλλου επικοινωνίας “REST” (RESTful Server) και υλοποιημένο στο Τεχνικό Πλαίσιο Υλοποίησης “Spring” σε Java, από όπου αποθηκεύονται σε μία βάση υλοποιημένη στο εγγραφοκεντρικό μοντέλο Mongo. Στη συνέχεια, είμαστε σε θέση να αντλήσουμε τα δεδομένα από τη βάση για την περαιτέρω επεξεργασία τους με σκοπό το συσχετισμό τους σε γραφικές παραστάσεις.

Το υπολογιστικό αυτό σύστημα δίνει ενθαρρυντικά αποτελέσματα και μπορεί να γίνει οδηγός για τη συσχέτιση της Αρτηριακής Πίεσης με το Φωτοπληθυσμογράφημα και την εκτίμησή της μέσω ενός παλμικού οξύμετρου. Αυτό θα μπορούσε να υλοποιηθεί με την εκπαίδευση ενός Νευρωνικού Δικτύου (Neural Network) με έναν αλγόριθμο μάθησης, όπου τα σύνολα εκπαίδευσης, αξιολόγησης και ελέγχου θα συλλέγονται με το παρόν υπολογιστικό σύστημα, με σκοπό τον διαχωρισμό των δεδομένων σε τρία σύνολα, φυσιολογικής, υψηλής και χαμηλής Αρτηριακής Πίεσης που θα καταστήσει δυνατή την πρόβλεψη της Αρτηριακής Πίεσης του ατόμου μέσω του Φωτοπληθυσμογραφήματος.

Λέξεις – Κλειδιά

Φωτοπληθυσμογράφημα, Φωτοπληθυσμογράφος, Αρτηριακή Πίεση, Πιεσόμετρο, Bluetooth Χαμηλής Ενέργειας, Αισθητήρας, Παλμικό Οξύμετρο, Κορεσμός σε Οξυγόνο

Abstract

The scope of this thesis is the design and implementation of a computing system in order to collect, store and process Photoplethysmograph measurements. We collected medical data using an Android application especially designed for this goal. It runs on any mobile device with an Android Operating System of a version 4.4 “KitKat” or higher. The data collected was stored in a Database from where it was pumped and processed using graphs.

More specifically, the application is written in Java Programming language in the Integrated Development Environment (IDE) “Android Studio”. The medical measurements collected are related to the Heart Rate, the Systolic and Diastolic Blood Pressure, the Photoplethysmogram (PPG) and the Oxygen Saturation which are obtained using a Pulse Oximeter and a Blood Pressure Monitor. Part of the data is entered by the user and the rest is sent to a mobile device from the Pulse Oximeter via Bluetooth Low Energy (ble) technology. The application sends data in a suitable format to a Server (Server) designed to respect the principles of the “REST” communication protocol (RESTful Server) and it is implemented in the Technical Framework “Spring” in Java. The data is stored in a Database implemented in document-oriented Mongo model. Finally, we are able to draw the data from the Database for further processing, for its evaluation and association in graphs.

The computing system shown in this thesis gives encouraging results and can be a guide to the association of Arterial Blood Pressure with Photoplethysmogram and its estimation through a Pulse Oximeter. This could be achieved by training a Neural Network with a learning algorithm, where the training, validation and testing sets are collected via the presented computing system, in order to divide data into three sets, normal, high and low Arterial Blood Pressure so as to enable the prediction of a person’s Blood Pressure through his Photoplethysmogram measurements.

KeyWords

Photoplethysmogram, Photoplethysmograph, Arterial Blood Pressure, Blood Pressure Monitor, Bluetooth Low Energy, Sensor, Pulse Oximeter, Oxygen Saturation

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά, αρχικά τον καθηγητή μου στο Ε.Μ.Π. κ.Τσανάκα που μου επέτρεψε να εκπονήσω τη διπλωματική μου εργασία στο εργαστήριό του και έδειξε πίστη σε μένα. Επίσης, τον κ.Μενύχτα, μεταδιδακτορικό φοιτητή του Ε.Μ.Π., που με βοήθησε σημαντικά στην πραγματοποίηση της διπλωματικής αυτής εργασίας καθώς και στην επίλυση σημαντικών προβλημάτων που προέκυπταν. Ακόμα, τον κ.Ανδρίκο, διδακτορικό φοιτητή του Ε.Μ.Π. για την πολύτιμη βοήθειά του σε πρόβλημα που προέκυψε στην Εικονική Μηχανή που φιλοξενεί τον Εξυπηρετητή στον Ωκεανό. Επίσης, τον κ.Ζαμπετάκη, προγραμματιστή στο Πανεπιστήμιο της Κρήτης για την αμέριστη βοήθειά του σε απορίες ή πρακτικά προβλήματα που είχα. Τέλος, ευχαριστώ τόσο την οικογένειά μου όσο και τους φίλους μου, για τη στήριξή τους κατά την εκπόνηση της διπλωματικής εργασίας και τη συνοδοιπορία στα φοιτητικά μου έτη.

Πίνακας Περιεχομένων

Κεφάλαιο 1. Εισαγωγή	13
1.1 Σκοπός Διπλωματικής	13
1.2 Δομή Διπλωματικής	15
Κεφάλαιο 2. Θεωρητικό, Τεχνολογικό και Ερευνητικό Υπόβαθρο	17
2.1 Θεωρητικό Υπόβαθρο – Βασικές Έννοιες	17
2.1.1 Η Καρδιά.....	17
2.1.2 Η Πίεση του Αίματος	27
2.1.3 Τα Ιατρικά Όργανα, Πιεσόμετρο και Παλμικό Οξύμετρο, και οι Φυσικές Παράμετροι που μετρούν, Κορεσμός σε Οξυγόνο, Φωτοπληθυσμογράφημα και Δείκτης Διάχυσης	33
2.2 Τεχνολογικό Υπόβαθρο	49
2.2.1 Ολοκληρωμένα Προγραμματιστικά Περιβάλλοντα – IDE.....	49
2.2.2 ReST Services και Spring.....	50
2.2.3 Αισθητήρες.....	52
2.2.4 Bluetooth Low Energy – Ble	54
2.3 Ερευνητικό Υπόβαθρο.....	57
2.3.1 Δημοσιεύσεις (Papers)	57
2.3.2 Ευρεσιτεχνίες (Patents).....	62
2.3.3 Διδακτορική Διατριβή (Ph.D dissertation)	65
Βιβλιογραφία 2^{ου} Κεφαλαίου	67
Κεφάλαιο 3. Αρχιτεκτονική	73
3.1 Διάγραμμα Αρχιτεκτονικής του Συστήματος	73
3.2 Σχεδιαστικές Αποφάσεις και Διασύνδεση των Ψηφίδων του Συστήματος.....	74
3.3 Σχεδιασμός Android Εφαρμογής	75
3.3.1 Διεπαφή Χρήστη	75
3.3.2 Συλλογή Δεδομένων Μετρήσεων με σκοπό την αποστολή τους στον Εξυπηρετητή.....	76
3.4 Σχεδιασμός RESTful Εξυπηρετητή (Server) – Service Calls	78
Κεφάλαιο 4. Υλοποίηση	83
4.1 Υλοποίηση Android Εφαρμογής – Rest Client.....	83
4.1.1 Διεπαφή Χρήστη	83
4.1.2 Λειτουργία Ble και Λήψη Ιατρικών Δεδομένων.....	97
4.1.3 Ανάγνωση Ιατρικών Δεδομένων και Προβολή τους στην Οθόνη.....	103
4.1.4 Αποστολή Ιατρικών Δεδομένων στον Εξυπηρετητή	109

4.2 Υλοποίηση Εξυπηρετητή	114
4.2.1 Υλοποίηση Rest Μεθόδων	114
4.2.2 Δημιουργία αρχείου .csv.....	116
4.2.3 Αποθήκευση στη Mongo Βάση Δεδομένων.....	119
Κεφάλαιο 5. Αποτελέσματα	121
5.1 Γραφικές Παραστάσεις Χρηστών που Εμφάνισαν Ιδανική Αρτηριακή Πίεση.....	122
5.2 Γραφικές Παραστάσεις Χρηστών που Εμφάνισαν Φυσιολογική Αρτηριακή Πίεση.....	128
5.3 Γραφικές Παραστάσεις Χρηστών που Εμφάνισαν Οριακή Υπέρταση.....	132
5.4 Γραφικές Παραστάσεις Χρηστών που Εμφάνισαν Υπέρταση.....	135
5.5 Γραφικές Παραστάσεις Χρηστών που Εμφάνισαν Μεμονωμένη Συστολική Πίεση.....	136
5.6 Γραφικές Παραστάσεις Χρηστών που Εμφάνισαν Υπόταση	137
Κεφάλαιο 6. Συμπεράσματα και Επεκτάσεις (Μελλοντική Εργασία)	139

Πίνακας Σχημάτων

Σχήμα 1. Σχήμα της Καρδιάς ως Ανεστραμμένης Πυραμίδας.....	18
Σχήμα 2. Μορφολογία της Καρδιάς.....	19
Σχήμα 3. Αορτή.....	20
Σχήμα 4. Το Αρτηριακό Σύστημα του Ανθρώπινου Οργανισμού.....	21
Σχήμα 5. Η Ανατομία της Καρδιάς και η Ροή της Κυκλοφορίας του Αίματος.....	25
Σχήμα 6. Η μεγάλη και η μικρή κυκλοφορία της καρδιάς.....	26
Σχήμα 7. Ανεροειδές πιεσόμετρο.....	35
Σχήμα 8. Κλινικό Πιεσόμετρο Υδραργύρου.....	37
Σχήμα 9. Συσκευή απομακρυσμένου αισθητήρα τοποθετημένη στον καρπό που μετρά και πληθυσμόγραμμα.....	40
Σχήμα 10. Τα φάσματα απορρόφησης της κορεσμένης σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνης (HbO ₂) και της φτωχής σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνης (Hb) για κόκκινα και υπέρυθρα μήκη κύματος.....	42
Σχήμα 11. Οι στιβάδες του δέρματος.....	46
Σχήμα 12. Μία τυπική κυματομορφή PPG και οι τυπικές της παράμετροι.....	46
Σχήμα 13. Πρώιμες κοιλιακές συστολές (PVC) ορατές στο PPG.....	48
Σχήμα 14. Η επίδραση της κοιλιακής ταχυκαρδίας στην κυματομορφή του παλμικού οξύμετρου (Pleth), της αρτηριακής πίεσης (BP) και του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG).....	61
Σχήμα 15. Απόκριση της κυματομορφής του παλμικού οξύμετρου σε χειρουργικό ερέθισμα.....	62
Σχήμα 16. Σύστημα εκτίμησης της αρτηριακής πίεσης χωρίς τη χρήση περιβραχιόνιου (cuff), όπως παρουσιάζεται στην ευρεσιτεχνία του Yang και των συνεργατών του.....	63
Σχήμα 17. Το φίλτρο Kalman που εκτιμά τις εσωτερικής μεταβλητές κατάστασης, όπως η αρτηριακή πίεση βάσει των σημάτων που συλλέγουν οι μη παρεμβατικοί αισθητήρες του συστήματος.....	63
Σχήμα 18. Σύστημα για τον καθορισμό της αρτηριακής πίεσης με τη χρήση Φωτοπληθυσμογράφου.....	64
Σχήμα 19. Σχηματικό διάγραμμα (block diagram) του αλγόριθμου της ευρεσιτεχνίας του Jones και των συνεργατών του, με σκοπό τον καθορισμό της αρτηριακής πίεσης με τη χρήση Φωτοπληθυσμογράφου.....	65
Σχήμα 20. Διάγραμμα αρχιτεκτονικής του υπολογιστικού συστήματος της παρούσας εργασίας, που σκοπό έχει να συλλέξει, να αποθηκεύσει και να επεξεργαστεί μετρήσεις Φωτοπληθυσμογραφήματος με τη χρήση παλμικού οξύμετρου.....	73
Σχήμα 21. Διάγραμμα αντικειμένων του συστήματος (Object Model Diagram) με τα πεδία δεδομένων που αποστέλλονται μεταξύ των ψηφίδων (component).....	82
Σχήμα 22. Η πρώτη Σχεδιαστική Διάταξη που εμφανίζεται όταν εκτελείται η εφαρμογή στην οποία ο χρήστης συνδέεται με την εισαγωγή της διεύθυνσης του ηλεκτρονικού ταχυδρομείου του (e-mail).....	85
Σχήμα 23. Η δεύτερη Σχεδιαστική Διάταξη που εμφανίζεται όταν εκτελείται η εφαρμογή στην οποία ο χρήστης εισάγει τις μετρήσεις του πιεσόμετρου πριν προχωρήσει στη χρήση του	

παλμικού οξύμετρου.....	88
Σχήμα 24. Η τρίτη Σχεδιαστική Διάταξη που εμφανίζεται όταν εκτελείται η εφαρμογή στην οποία ο χρήστης παρακολουθεί τις μετρήσεις όπως μετρώνται σε πραγματικό χρόνο από το παλμικό οξύμετρο το οποίο φορά.....	90
Σχήμα 25. Η τέταρτη Σχεδιαστική Διάταξη που εμφανίζεται όταν εκτελείται η εφαρμογή στην οποία ο χρήστης εισάγει τις μετρήσεις του πιεσόμετρου μετά που έχει ολοκληρώσει τη χρήση του παλμικού οξύμετρου.....	91
Σχήμα 26. Η πέμπτη και τελευταία Σχεδιαστική Διάταξη που εμφανίζεται όταν εκτελείται η εφαρμογή στην οποία ο χρήστης εισάγει εισάγει ένα σχόλιο για το πώς αισθάνεται και την τοποθεσία στην οποία ευρίσκεται και επιλέγει αν θα αποθηκεύσει ή όχι τη συνεδρία (session).....	92

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1. Όρια Αρτηριακής Πίεσης και Παθήσεις.....	31
Πίνακας 2. Φυσιολογικές τιμές κορεσμού σε οξυγόνο στο αίμα.....	43
Πίνακας 3. Παράγοντες που επηρεάζουν το συστολικό πλάτος του PPG.....	47

Κεφάλαιο 1. Εισαγωγή

1.1 Σκοπός Διπλωματικής

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι ο σχεδιασμός και η υλοποίηση υπολογιστικής διάταξης που στόχο έχει τη συλλογή, αποθήκευση και επεξεργασία μετρήσεων Φωτοπληθυσμογραφήματος. Για το σκοπό αυτό, χρησιμοποιήθηκαν δύο ιατρικά όργανα, το πιεσόμετρο και το παλμικό οξύμετρο που καθιστούν δυνατή τη συλλογή μετρήσεων καρδιακού παλμού και συστολικής – διαστολικής αρτηριακής πίεσης καθώς και κορεσμού του αίματος σε οξυγόνο, Φωτοπληθυσμογραφήματος (PPG) και δείκτη διάχυσης σε πραγματικό χρόνο αντίστοιχα. Ακόμα, σχεδιάστηκε εφαρμογή που καθιστά δυνατή τη συλλογή των απαραίτητων μετρήσεων και μεταφορά τους σε εγγραφοκεντρική βάση Mongo, η οποία φιλοξενείται στην Υπηρεσία Cloud του «Ωκεανού». Στη συνέχεια, επεξεργαζόμαστε τα αποθηκευμένα δεδομένα με τη βοήθεια γραφικών παραστάσεων με σκοπό την παρατήρηση και τον τυχόν συσχετισμό τους.

Η υπολογιστική αυτή διάταξη στηρίζεται στα ενθαρρυντικά αποτελέσματα δημοσιεύσεων που υποδεικνύουν ή και υλοποιούν τη συσχέτιση μεταξύ του Φωτοπληθυσμογραφήματος που συλλέγεται σε πραγματικό χρόνο με τη βοήθεια ενός απλού Παλμικού Οξύμετρου, με την αρτηριακή πίεση και στα οποία θα γίνει αναφορά στο επόμενο κεφάλαιο [1,2,78,79,80]. Μέχρι τώρα, για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης, όταν δε μετράται με τη χρήση στηθοσκοπίου από το Ιατρικό Προσωπικό βάσει των ήχων Korotkoff, μέθοδος που θα παρουσιαστεί στο επόμενο κεφάλαιο, χρησιμοποιούνται συνήθως είτε συστήματα με περιβραχιόνιο (*cuff-type systems*) είτε πιο εξελιγμένα συστήματα που χρησιμοποιούν καθετήρες με πιεζοηλεκτρικούς μετατροπείς πίεσης (*piezoelectric-type systems*) και επιτρέπουν τη συνεχή παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης κατά τη διάρκεια πλήρων καρδιακών κύκλων. Στα πρώτα υπάρχει ο περιορισμός ότι δεν υποστηρίζουν τη συνεχή παρακολούθηση ενώ για τη λειτουργία τους απαιτούν τον περιορισμό της ροής του αίματος, κάτι που θα γίνει καλύτερα κατανοητό στο επόμενο κεφάλαιο στην ενότητα της παρουσίασης του τρόπου λειτουργίας ενός πιεσόμετρου. Τα δεύτερα συστήματα έχουν το μειονέκτημα ότι απαιτούν επεμβατικές μεθόδους, ακριβά υλικά καθώς και χρόνο και ειδικές ικανότητες για τη λειτουργία τους. Σε κρίσιμες, όμως, καταστάσεις, όπως κατά τη διάρκεια χειρουργικών επεμβάσεων, η συνεχής παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης είναι απαραίτητη [79]. Επομένως, θα ήταν ωφέλιμο να υπήρχε ένα τέτοιο σύστημα, αξιόπιστο και μη επεμβατικό, όπως και ήδη έχουν εφευρεθεί τέτοια και παρουσιάζονται στις ευρεσιτεχνίες στο ερευνητικό υπόβαθρο του 2^{ου} Κεφαλαίου, αλλά υπάρχει ακόμη δρόμος για περαιτέρω πρόοδο. Η παρούσα υπολογιστική διάταξη βασίζεται σε αυτή ακριβώς την ανάγκη και αποσκοπεί στο να αποτελέσει οδηγό για την περαιτέρω επέκτασή της με στόχο την εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης του ατόμου ως

φυσιολογικής ή μη, από τις μετρήσεις του Φωτοπληθυσμογραφήματός του. Αυτό μπορεί να υλοποιηθεί με την εκπαίδευση ενός Νευρωνικού Δικτύου για την ταξινόμηση των δεδομένων των μετρήσεων σε δύο ομάδες φυσιολογικής ή υψηλής πίεσης ή και τρεις (υπέρτασης, υπότασης και φυσιολογικής πίεσης). Η εφαρμογή αυτή θα υποστηρίζει μία ευκολότερη, πιο προσβάσιμη και πιο φθηνή εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης του ατόμου, με τη χρήση μόνο ενός παλμικού οξύμετρου και του κινητού τηλεφώνου του χρήστη, αν και θα υπολείπεται σε ακρίβεια σε σχέση με ένα κανονικό πιεσόμετρο. Να σημειωθεί, επίσης, ότι η διάταξη αυτή μάς δίνει τη δυνατότητα να κρατάμε το ιστορικό κάθε χρήστη σε Βάση Δεδομένων, με ό,τι οφέλη έχει αυτό, όπως και τη δυνατότητα να ανατρέχουμε σε παλαιότερες μετρήσεις και να παρακολουθούμε την εξέλιξή τους στο χρόνο.

Η εφαρμογή εκτελείται σε περιβάλλον Android 4.4 "KitKat" καθιστώντας δυνατή την παροχή ιατρικών υπηρεσιών από κινητές συσκευές αφής (smartphones, tablets) και άρα την κινητή υγεία (*mobile health – m-health*). Αυτό διευκολύνει την ιατρική διαδικασία και τη ζωή του ατόμου σε καθημερινή βάση. Επίσης, δίνει τη δυνατότητα μη επεμβατικής καταγραφής των μετρήσεων μέσω του δέρματος, γεγονός πολύ σημαντικό διότι η παρεμβατική λήψη μετρήσεων μπορεί να είναι δυσχερής και δυσάρεστη για το άτομο [1]. Το όργανο λήψης των μετρήσεων είναι το Παλμικό Οξύμετρο (*Pulse Oximeter*), το οποίο λειτουργεί με αισθητήρα και λαμβάνει μετρήσεις όταν προσαρτάται σε οποιοδήποτε δάχτυλο ενός χεριού εκτός από τον αντίχειρα. Θα γίνει αναλυτικότερη αναφορά στο επόμενο κεφάλαιο. Η χρήση αισθητήρων που προσαρτώνται στο ανθρώπινο σώμα (*wearable sensors*) είναι πολλά υποσχόμενη στη συνεχή παρακολούθηση της υγείας ενός ατόμου. Έχει αναπτυχθεί πληθώρα τέτοιων αισθητήρων, όπως αισθητήρας καρδιακού ρυθμού, ηλεκτροκαρδιογραφήματος (*ECG*) και αρτηριακής πίεσης [2]. Συγκεκριμένα, οι αισθητήρες αρτηριακής πίεσης παίζουν σημαντικό ρόλο στη διάγνωση και ανίχνευση υπέρτασης και καρδιαγγειακών παθήσεων επιτρέποντας, έτσι, την εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης χωρίς τη χρήση του συμβατικού περιβραχιόνιου (*cuff*) που συναντάμε σε ένα πιεσόμετρο, ο οποίος μπορεί να είναι ενοχλητικός και να περιορίζει την κίνηση του ατόμου. Η δική μας εφαρμογή δεν προορίζεται απαραίτητα για συνεχή παρακολούθηση του ατόμου, αφ' ενός γιατί κάτι τέτοιο δεν είναι απαραίτητο για τη συλλογή και επεξεργασία των δεδομένων ή για την περαιτέρω εκτίμηση της πίεσης και αφετέρου γιατί τέτοιου είδους διαδικασία μπορεί να είναι δυσάρεστη στο χρήστη ή να τον κάνει να αισθάνεται «ασθενής», κάτι το οποίο θέλουμε να αποφύγουμε και δεν είναι επιθυμητό για την ψυχολογία του ατόμου. Θα μπορούσε, όμως να επιτρέψει την εκτίμηση-πρόβλεψη της αρτηριακής πίεσης του χρήστη χωρίς τη χρήση του συμβατικού περιβραχιόνιου.

Η Υπέρταση ή Υψηλή Αρτηριακή Πίεση (*Hypertension*, *HTN* ή *HT*) είναι μία χρόνια πάθηση η οποία μπορεί να σχετίζεται με Καρδιαγγειακά Νοσήματα και εγκεφαλικά επεισόδια και αναγνωρίζεται ως μία από τις υψηλότερες αιτίες θανάτου παγκοσμίως

στις σύγχρονες βιομηχανοποιημένες κοινωνίες [3]. Η υπόταση, από την άλλη πλευρά, είναι ασθένεια η οποία σχετίζεται με τη χαμηλή αρτηριακή πίεση και ταλανίζει μεγάλο μέρος του πληθυσμού. Η διευκόλυνση της μέτρησης ή μη επεμβατική παρακολούθηση του ασθενούς έχει σημασία. Το Παλμικό Οξύμετρο μπορεί να είναι ένα πιο φθινό όργανο σε σχέση με το πιεσόμετρο ενώ είναι πιο εύκολο στη χρήση και επιτρέπει τη μη επεμβατική μέτρηση του ασθενούς. Η υπολογιστική διάταξη που παρουσιάζεται σε αυτή τη διπλωματική εργασία μπορεί να επιτρέψει μία ευκολότερη μη επεμβατική παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης του ασθενούς κατά τη διάρκεια της ημέρας, όποτε αυτό χρειάζεται, συνεπάγοντας τη διευκόλυνση και βελτίωση της καθημερινής του ζωής ή ακόμη και της θεραπείας του.

1.2 Δομή Διπλωματικής

Η διπλωματική είναι οργανωμένη με τον ακόλουθο τρόπο. Μετά την παρούσα εισαγωγή, ακολουθούν τα εξής κεφάλαια.

Στο **Κεφάλαιο 2** παρουσιάζεται το θεωρητικό, τεχνολογικό και ερευνητικό υπόβαθρο της διπλωματικής. Στο θεωρητικό υπόβαθρο γίνεται λόγος για τα αλληλένδετα ιατρικά φαινόμενα του καρδιακού κύκλου και της αρτηριακής πίεσης ενώ παρουσιάζονται οι τρόποι μέτρησης της Αρτηριακής Πίεσης, ο τρόπος λειτουργίας του Πιεσόμετρου και του Παλμικού Οξύμετρου αλλά και βασικές έννοιες όπως ο Κορεσμός του αίματος σε Οξυγόνο, ο Καρδιακός Ρυθμός, το Φωτοπληθυσμογράφημα και ο Δείκτης Διάχυσης που ένα παλμικό οξύμετρο μετρά. Στο τεχνολογικό υπόβαθρο, γίνεται αναφορά στις τεχνολογίες που χρησιμοποιήθηκαν για να πραγματοποιηθεί η υπολογιστική διάταξη της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Τέλος, γίνεται αναφορά στα ευρήματα δημοσιεύσεων και τις εφευρέσεις ευρεσιτεχνιών από την παγκόσμια βιβλιογραφία, που μελετούν τη συσχέτιση του Φωτοπληθυσμογραφήματος με την Αρτηριακή Πίεση.

Το **Κεφάλαιο 3** πραγματεύεται την Αρχιτεκτονική του συστήματος της διπλωματικής εργασίας και το ρόλο κάθε ψηφίδας (component) σε αυτό.

Στο **Κεφάλαιο 4** παρουσιάζεται η υλοποίηση της αρχιτεκτονικής αυτής, ο κώδικας, η διαπροσωπεία (*interface*) της εφαρμογής, η λειτουργία του Εξυπηρετητή (*Server*) και της Βάσης Δεδομένων (*Database*).

Στο **Κεφάλαιο 5** περιλαμβάνονται τα αποτελέσματα της εργασίας και οι γραφικές παραστάσεις των ιατρικών δεδομένων που συλλέξαμε.

Στο **Κεφάλαιο 6**, τέλος, καταγράφονται τα συμπεράσματα και οι πιθανές επεκτάσεις της διπλωματικής εργασίας.

Κεφάλαιο 2. Θεωρητικό, Τεχνολογικό και Ερευνητικό Υπόβαθρο

2.1 Θεωρητικό Υπόβαθρο – Βασικές Έννοιες

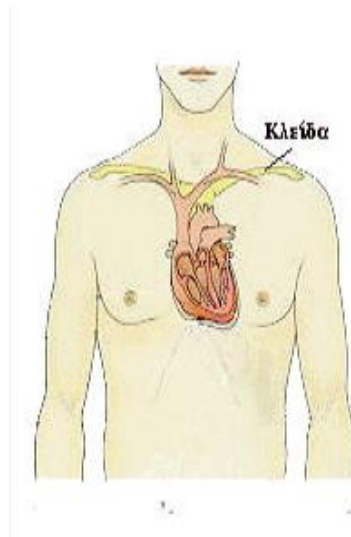
Η αρτηριακή πίεση είναι άρρηκτα συνδεδεμένη με την καρδιά και τον τρόπο που λειτουργεί ως αντλία διοχετεύοντας αίμα διαμέσου των αγγείων στους περιφερικούς ιστούς μέσω ενός κλειστού κυκλώματος. Γι' αυτό το λόγο, οι βασικές έννοιες που θα περιγραφούν στο παρόν κεφάλαιο δεν μπορούν να γίνουν κατανοητές αν δεν μιλήσουμε πρώτα για τον τρόπο λειτουργίας της καρδιάς και τον καρδιακό κύκλο.

2.1.1 Η Καρδιά

Η καρδιά είναι η φυσική αντλία αίματος, η οποία διοχετεύει αίμα στο κλειστό σύστημα των αγγείων με σκοπό την οξυγόνωση και αιμάτωση των ιστών. Στο υποκεφάλαιο αυτό θα γίνει λόγος για τη μορφολογία της καρδιάς, τις τέσσερις βαλβίδες που διαθέτει, τα αιμοφόρα αγγεία, τον καρδιακό κύκλο καθώς και για τη μεγάλη και μικρή κυκλοφορία της καρδιάς ώστε να έχουμε μία συνολική εικόνα και να συνεχίσουμε με την έννοια της αρτηριακής πίεσης στο επόμενο υποκεφάλαιο.

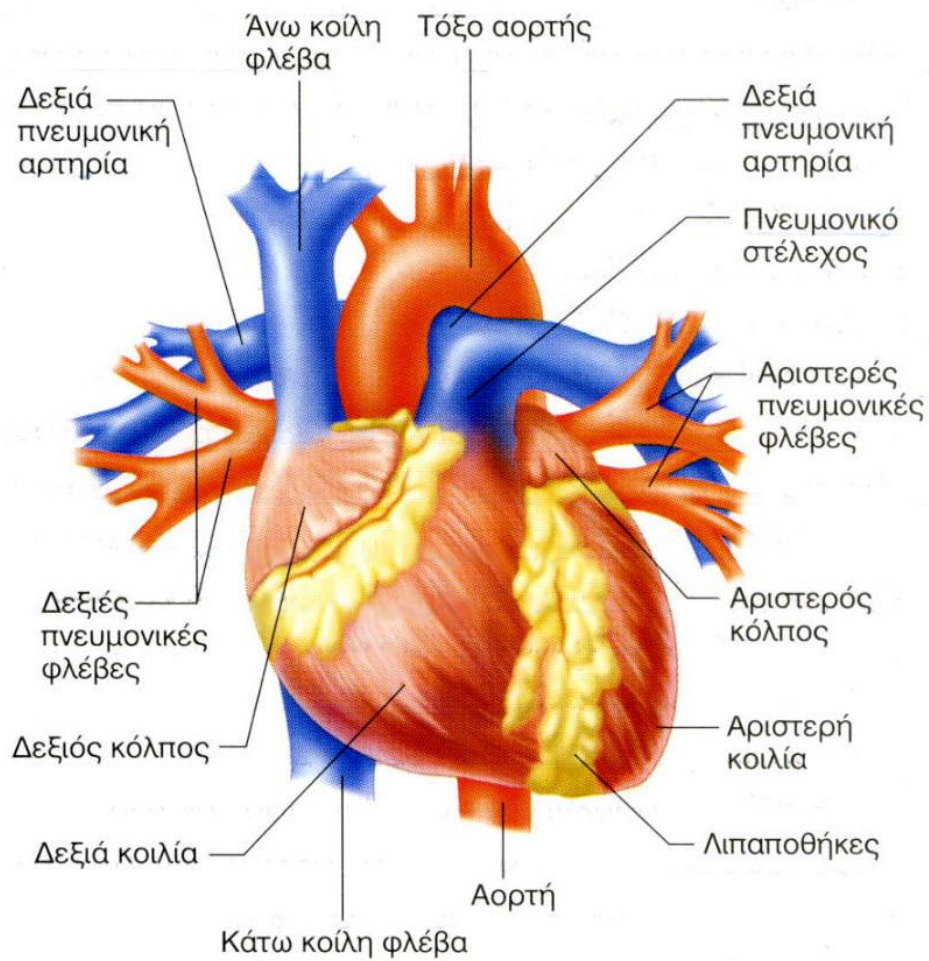
2.1.1.1 Η Μορφολογία της Καρδιάς

Η καρδιά είναι κοίλο μυώδες όργανο σχήματος ανεστραμμένης πυραμίδας με την κορυφή προς τα κάτω και αριστερά και τη βάση προς τα πάνω και βρίσκεται στη θωρακική κοιλότητα ανάμεσα στους δύο πνεύμονες (βλ. Σχήμα 1). *Περικάρδιο (pericardium)* ονομάζεται ο ινώδης σάκος που περικλείει τον καρδιακό μυ και *ενδοκάρδιο (endocardium)* μία σκληρή μεμβράνη που καλύπτει το εσωτερικό της καρδιάς [7]. [4,5,7]



Σχήμα 1. Σχήμα της Καρδιάς ως ανεστραμμένης πυραμίδας με την κορυφή προς τα κάτω και αριστερά και τη βάση προς τα πάνω. [5]

Η καρδιά έχει τέσσερις χώρους, τους δύο κόλπους που χωρίζονται μεταξύ τους από το μεσοκολπικό διάφραγμα και τις δύο κοιλίες που χωρίζονται μεταξύ τους από το μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Ο Δεξιός Κόλπος (*Right Atrium*) έχει λεπτό τοίχωμα, σε αυτόν εκβάλλουν η άνω και κάτω κοίλη φλέβα και ο στεφανιαίος κόλπος και επικοινωνεί με τη δεξιά κοιλία (*Right Ventricle*) με στόμιο που φράσσεται από την τριγλώχινα βαλβίδα. Ο Αριστερός Κόλπος (*Left Atrium*) έχει επίσης λεπτό τοίχωμα, εκβάλλουν σε αυτόν οι τέσσερις ή πέντε πνευμονικές φλέβες και επικοινωνεί με την Αριστερή Κοιλία (*Left Ventricle*) με στόμιο που φράσσεται από τη διγλώχινα ή μητροειδή βαλβίδα. Από τον Δεξιό Κόλπο ξεκινά η μικρή κυκλοφορία της καρδιάς που διοχετεύει το αίμα διαμέσου της πνευμονικής αρτηρίας στους πνεύμονες και από τον Αριστερό Κόλπο ξεκινάει η μεγάλη κυκλοφορία της καρδιάς που διοχετεύει το αίμα μέσα από τα περιφερικά όργανα του σώματος διαμέσου της αορτής [6]. Η Αριστερή Κοιλία έχει τοίχωμα τριπλάσιου πάχους από τη Δεξιά καθώς ακριβώς εκβάλλει στην αορτή και οι πιέσεις που ασκούνται σε αυτήν ώστε να μπορεί να κυκλοφορήσει το οξυγονομένο αίμα στο υψηλών αντιστάσεων περιφερικό αρτηριακό δίκτυο μέχρι τα τριχοειδή και τους περιφερικούς ιστούς σε όλο το ανθρώπινο σώμα είναι πολύ υψηλότερες σε σχέση με την πίεση στην πνευμονική αρτηρία όπου διοχετεύεται το φλεβικό αίμα στους πνεύμονες προς οξυγόνωση (βλ. Σχήμα 2) [5,6].



Σχήμα 2. Μορφολογία της Καρδιάς. [6]

2.1.1.2 Οι Βαλβίδες της Καρδιάς

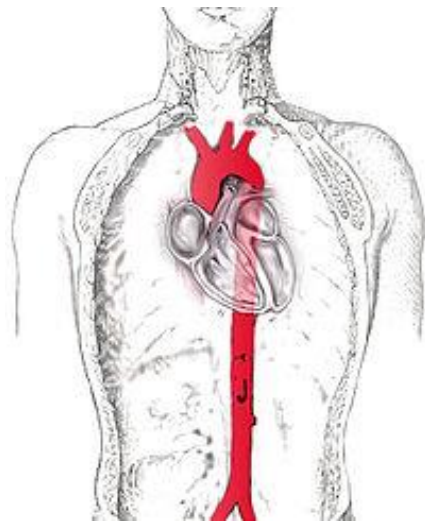
Η καρδιά έχει τέσσερις βαλβίδες, δύο κολποκοιλιακές (*atrioventricular valves*) και δύο μηννοειδείς (*semilunar valves*), που βρίσκονται στους τέσσερις ινώδεις δακτυλίους της. Οι δύο κολποκοιλιακές βαλβίδες είναι η δεξιά ή τριχλώχινα (*tricuspid valve*) που αποτελείται από τρεις γλωχίνες και η αριστερά ή μιτροειδής (*mitral valve*), που αποτελείται από δύο γλωχίνες. Στο ελεύθερο άκρο των γλωχίνων στην οπίσθια επιφάνειά τους προσφύονται πολλές λεπτές και ισχυρές χορδές, οι τενόντιες χορδές, που χρησιμεύουν για να σταθεροποιούν τις γλωχίνες των βαλβίδων στη θέση σύγκλισης. Οι βαλβίδες έχουν τέτοια κατασκευή ώστε να επιτρέπουν τη ροή του αίματος προς μία κατεύθυνση μόνο, από τους κόλπους προς τις κοιλίες. Οι δύο μηννοειδείς βαλβίδες, από την άλλη πλευρά, είναι της πνευμονικής αρτηρίας και της αορτής και βρίσκονται στη βάση των αγγείων αυτών. Η καθεμία αποτελείται από τρεις γλωχίνες. Και οι βαλβίδες αυτές επιτρέπουν τη ροή του αίματος μόνο προς μία κατεύθυνση, από τις κοιλίες προς τα αιμοφόρα αγγεία [6].

2.1.1.3 Τα Αιμοφόρα Αγγεία

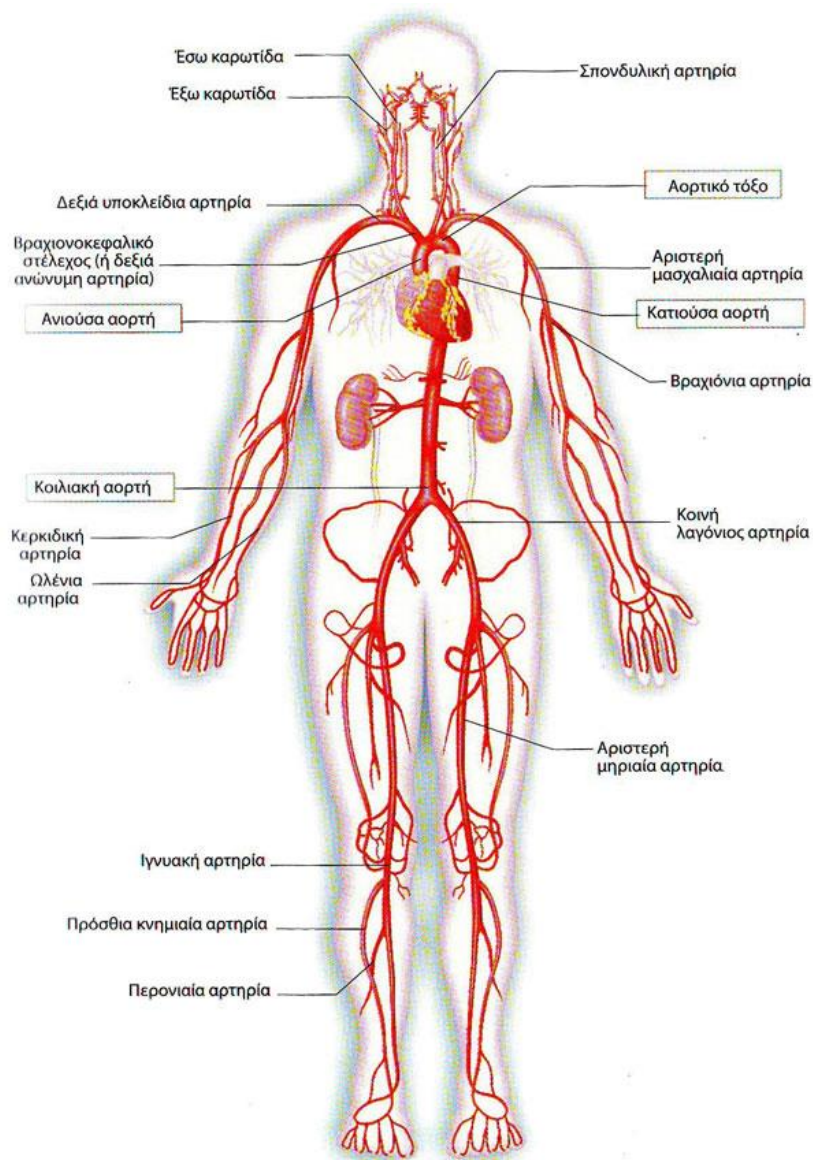
Τα αιμοφόρα αγγεία είναι οι αρτηρίες (*arteries*), τα αρτηρίδια (*arterioles*), τα τριχοειδή (*capillaries*), τα φλεβίδια (*venules*) και οι φλέβες (*veins*). Με το αρτηριακό δίκτυο (*arterial network*) το αίμα φεύγει από την καρδιά και μεταφέρεται στους ιστούς ή στις πνευμονικές κυψελίδες ενώ με το φλεβικό δίκτυο (*venous network*) επανέρχεται στην καρδιά.

Να αναφέρουμε σε αυτό το σημείο τι είναι η αορτή, οι καρωτίδες αρτηρίες, οι στεφανιαίες αρτηρίες, η πνευμονική αρτηρία, η άνω και κάτω κοίλη φλέβα και οι πνευμονικές φλέβες για τις οποίες έγινε λόγος παραπάνω στο υποκεφάλαιο «2.1.1.1 Η Μορφολογία της Καρδιάς» καθώς οι έννοιες αυτές θα χρειαστούν στις επόμενες ενότητες του Καρδιακού Κύκλου και της Μικρής και Μεγάλης Κυκλοφορίας της καρδιάς.

Η αορτή (*aorta*) είναι η πρώτη και κυριότερη αρτηρία του σώματος καθώς αποτελεί το βασικό κορμό από όπου ξεκινούν και διακλαδίζονται όλες οι μεγάλες αρτηρίες της κυκλοφορίας. Όπως αναφέρθηκε, μέσω της αορτής διοχετεύεται το οξυγονωμένο αίμα από την καρδιά στους περιφερικούς ιστούς ολόκληρου του οργανισμού. Η αορτή εκφύεται από το αρτηριακό στόμιο της αριστερής κοιλίας της καρδιάς. Χωρίζεται από την αριστερή κοιλία με τη μηννοειδή βαλβίδα της αορτής, η οποία εξασφαλίζει τη μονόδρομη ροή του αίματος μόνο από τις κοιλίες προς την αορτή. Μετά την έκφυσή της, η αορτή στρέφεται προς τα άνω. Το τμήμα αυτό λέγεται ανιούσα αορτή (*ascending aorta*). Όταν φτάσει πίσω από το δεύτερο δεξιό πλευρικό χόνδρο, οι οποίοι χόνδροι είναι επιμήκη τμήματα υαλοειδούς χόνδρου που συνδέουν τις επτά πρώτες πλευρές απευθείας με το στέρνο και την 8^η, 9^η και 10^η πλευρά με τον αμέσως υπερκείμενο χόνδρο, τότε κάμπτεται σε σχήμα τόξου [14]. Το τμήμα αυτό λέγεται αορτικό τόξο (*aortic arch*). Μετά η αορτή κατέρχεται και σχηματίζει την κατιούσα αορτή (*descending aorta*). Κατευθύνεται προς τη μπροστινή επιφάνεια των σπονδύλων, οπότε το τμήμα αυτό λέγεται θωρακική αορτή (*thoracic aorta*). Τέλος, φτάνει στην κοιλία (κοιλιακή αορτή). Από την ανιούσα αορτή εκφύονται οι δυο στεφανιαίες αρτηρίες της καρδιάς (βλ. Σχήματα 3, 4) [8]. Έτσι, η αορτή διακλαδίζεται σε πολλές μεγάλες αρτηρίες και στη συνέχεια σε όλο και μικρότερες αρτηρίες, αρτηρίδια και τέλος τριχοειδή που καταλήγουν σε όλους τους ιστούς του σώματος.



Σχήμα 3. Αορτή. [8]



Σχήμα 4. Το αρτηριακό Σύστημα του Ανθρώπινου Οργανισμού. [13]

Οι καρωτίδες αρτηρίες (*carotid arteries*) – από μία σε κάθε πλευρά του λαιμού – είναι δύο μεγάλα αιμοφόρα αγγεία που παρέχουν οξυγονωμένο αίμα στο κεφάλι. Κάθε καρωτιδική αρτηρία, ονομάζεται κοινή, μέχρι που χωρίζεται σε δύο κλάδους, την έσω καρωτίδα (*internal carotid artery* – με πορεία προς το εσωτερικό του κρανίου) και την έξω καρωτίδα (*external carotid artery* – με πορεία εξωτερικά). Οι δύο έσω καρωτίδες τροφοδοτούν με αίμα το πρόσθιο τμήμα του εγκεφάλου, εκεί που βρίσκονται τα κέντρα στα οποία ελέγχονται η νοητική επεξεργασία, η ομιλία, η προσωπικότητα, η αισθητικότητα και η κινητική λειτουργία του σώματος. Οι δύο έξω καρωτίδες τροφοδοτούν με αίμα το πρόσωπο και την κεφαλή. Οι παλμοί της καρδιάς γίνονται αισθητοί όταν ψηλαφίζουμε τις καρωτίδες στα πλάγια του λαιμού, λίγο πιο χαμηλά από την κάτω γνάθο (βλ. Σχήμα 4). Στο σημείο που κάθε κοινή καρωτίδα χωρίζεται σε δύο, ονομάζεται καρωτιδικός κόλπος ή βολβός (*carotid sinus* ή *bulb*). Ο καρωτιδικός κόλπος είναι ρυθμιστής της κυκλοφορίας του αίματος στο κεφάλι και είναι ιδιαίτερα ευαίσθητος

σε αλλαγές της πίεσης του αίματος, μέσω των αισθητηριακών κυττάρων που υπάρχουν σε αυτό το σημείο (τασεούποδοχείς - *baroreceptors*) [20,21].

Όπως και σε όλες τις αρτηρίες, έτσι και στις καρωτίδες αρτηρίες υπάρχει κίνδυνος να συσσωρευτεί πλάκα και να αποφραχθούν στο εσωτερικό τους (στένωση) μερικά ή και πλήρως. Η πλάκα αυτή, η οποία συντίθεται από λιπαρές ουσίες και αποθέματα χοληστερόλης, ονομάζεται *αθηρωματική πλάκα (atherosclerosis plaque)* και η ασθένεια *αθηροσκλήρυνση, αθηροσκλήρωση ή αθηρωμάτωση (atherosclerosis)*. Σε περίπτωση αυξημένης ή πλήρους στένωσης, όπου υπάρχει μειωμένη ροή αίματος στον εγκέφαλο, αυξάνεται σημαντικά ο κίνδυνος για εγκεφαλικό επεισόδιο [17,19].

Οι *στεφανιαίες αρτηρίες (coronary arteries)* είναι οι αρτηρίες που αιματώνουν την καρδιά. Η σημασία κάθε στεφανιαίας αρτηρίας είναι ευθέως ανάλογη με το τμήμα της καρδιάς που τροφοδοτεί. Οι στεφανιαίες αρτηρίες ξεκινούν από την αορτή, η οποία αποτελεί την κεντρική αρτηρία του σώματος, που μεταφέρει το αίμα από την καρδιά σε όλα τα υπόλοιπα όργανα μέσω διαφορετικών αρτηριών. Τα στόμια των στεφανιαίων αρτηριών βρίσκονται στην αρχή της αορτής, ακριβώς στο σημείο που αυτή ξεκινάει από την καρδιά [18].

Η *πνευμονική αρτηρία (pulmonary artery)* είναι η αρτηρία που ξεκινά από την Δεξιά Κοιλία της καρδιάς διαμέσου της οποίας διοχετεύεται το φλεβικό αίμα – αίμα που φέρει διοξείδιο του άνθρακα και τα απόβλητα από τους περιφερικούς ιστούς, με σκοπό την οξυγόνωση του αίματος. Διαιρείται αμέσως στη δεξιά και αριστερή πνευμονική αρτηρία, οι οποίες με τη σειρά τους διαιρούνται σε όλο και μικρότερες αρτηρίες σχηματίζοντας τα πνευμονικά αρτηριόλια και εν συνεχεία τα πνευμονικά τριχοειδή, τα οποία καλύπτουν τους πνεύμονες. Η ανιούσα αορτή μαζί με την πνευμονική αρτηρία βρίσκονται κλεισμένες στο περικάρδιο [9].

Η *άνω κοίλη φλέβα (superior vena cava)* συλλέγει το αίμα της κεφαλής, του τραχήλου, των άνω άκρων και των τοιχωμάτων και σπλάχνων του θώρακα. Αρχίζει με τη συμβολή δύο ανώνυμων φλεβών και εκβάλλει στο άνω τοίχωμα του δεξιού κόλπου της καρδιάς. Η *κάτω κοίλη φλέβα (inferior vena cava)* αθροίζει το αίμα από τα δύο κάτω άκρα, από τα τοιχώματα και τα σπλάγχνα της κοιλιάς και της πυέλου και από το κάτω μέρος του νωτιαίου μυελού και των μηνίγγων του. Σχηματίζεται μέσα στο κύτος της κοιλιάς από τη συμβολή της δεξιάς και της αριστερής κοινής λαγόνιας φλέβας.

Οι *πνευμονικές φλέβες (pulmonary veins)* είναι δύο ανά πνεύμονα και επαναφέρουν το οξυγονωμένο αίμα στον αριστερό κόλπο [9,10].

2.1.1.4 Ο Καρδιακός Κύκλος ή Παλμός και το Δυναμικό Δράσης

Η καρδιά καταφέρνει να επιτελεί το έργο της μέσω των καρδιακών κύκλων ή αλλιώς παλμών, δηλαδή της διαδοχής της διαστολής και συστολής της καρδιάς. Με τον όρο *καρδιακό κύκλο (cardiac cycle)* εννοούμε το χρόνο ενός πλήρους παλμού της καρδιάς, από τη γένεσή του μέχρι την αρχή του επόμενου παλμού [11]. Περιλαμβάνει τα φαινόμενα της συστολής των κόλπων, της συστολής των κοιλιών και της διαστολής ή χάλασης του μυοκαρδίου. Κατά τη *διαστολή (diastole)* της καρδιάς, φλεβικό αίμα – δηλαδή χαμηλής περιεκτικότητας σε οξυγόνο – επανέρχεται από τους περιφερικούς ιστούς μέσω της άνω και κάτω κοίλης φλέβας και γεμίζει το δεξιό κόλπο ενώ ταυτόχρονα αρτηριακό – δηλαδή οξυγονωμένο – αίμα επανέρχεται από τους πνεύμονες στον αριστερό κόλπο μέσω των πνευμονικών φλεβών. Όλες οι βαλβίδες της καρδιάς είναι κλειστές. Όταν η πίεση στους κόλπους ξεπεράσει την πίεση στις κοιλίες οι κολποκοιλιακές βαλβίδες ανοίγουν και αίμα ρέει από τους κόλπους προς τις κοιλίες. Έτσι, το μεγαλύτερο μέρος των κοιλιών γεμίζει κατά τη διάρκεια της διαστολής της καρδιάς. Ακολουθεί η *φάση της συστολής των κόλπων (atrial systole)* όπου το υπόλοιπο αίμα που περιέχεται στους κόλπους διοχετεύεται στις κοιλίες. Στη συνέχεια, οι *κοιλίες συστέλλονται (ventricular systole)* οπότε η πίεση μέσα στις κοιλίες αρχίζει να αυξάνεται και οι κολποκοιλιακές βαλβίδες κλείνουν. Η συστολή συνεχίζεται, οι ενδοκοιλιακές πιέσεις συνεχίζουν να αυξάνονται και μόλις οι πιέσεις των κοιλιών ξεπεράσουν τις πιέσεις της πνευμονικής αρτηρίας και της αορτής, οι μηννοειδείς βαλβίδες ανοίγουν και το αίμα ρέει προς τα αιμοφόρα αγγεία. Ακολουθεί η φάση της χάλασης, οπότε οι ενδοκοιλιακές πιέσεις πέφτουν και οι μηννοειδείς βαλβίδες κλείνουν, οπότε και διασφαλίζεται η μονόδρομη ροή του αίματος από τις κοιλίες προς τα αγγεία χωρίς να υπάρχει κίνδυνος να επιστρέψει το αίμα πίσω στις κοιλίες [6]. Ο καρδιακός κύκλος δεν είναι σταθερά. Εάν η καρδιά αντλεί στο όριο των δυνατοτήτων της, όπως κατά τη διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων ή περιόδων άγχους, ο καρδιακός κύκλος μπορεί να κυμαίνεται σημαντικά [1].

Ο *όγκος παλμού (stroke volume - SV)* είναι ο όγκος αίματος που προωθείται από την αριστερή κοιλία κατά τη διάρκεια μιας συστολής. Υπολογίζεται χρησιμοποιώντας μετρήσεις του όγκου του αίματος των κοιλιών από το *ηχοκαρδιογράφημα (echocardiography)*, το οποίο είναι υπερηχογράφημα της καρδιάς, και αφαιρώντας τον όγκο αίματος που μένει σε κάθε κοιλία στο τέλος της συστολής (*τελοσυστολικός όγκος – end-systolic volume*) από τον όγκο του αίματος των κοιλιών πριν τη συστολή, δηλαδή στο τέλος της διαστολής (*τελοδιαστολικός όγκος – end-diastolic volume*). Η ποσότητα αίματος που προωθεί η καρδιά ανά λεπτό ονομάζεται *καρδιακή παροχή (cardiac output - mL blood/min)* και δίνεται από το γινόμενο του όγκου παλμού και του καρδιακού ρυθμού. Το πηλίκο του όγκου παλμού προς τον τελοδιαστολικό όγκο ονομάζεται *κλάσμα ή ποσοστό διοχέτευσης (ejection fraction)*. Επειδή ο όγκος παλμού, που φυσιολογικά είναι

περίπου 70 ml, μειώνεται σε ορισμένες παθολογικές καταστάσεις, είναι άμεσα συνδεδεμένος με την καρδιακή λειτουργία [7, 15].

Η συχνότητα του καρδιακού κύκλου περιγράφεται από τον *καρδιακό ρυθμό (heart rate)*, ο οποίος μετράται σε *παλμούς-σφυγμούς ανά λεπτό (beats per minute ή bpm)*. Ο φυσιολογικός σφυγμός ενός ενήλικα σε κατάσταση ηρεμίας κυμαίνεται στο εύρος 60-80 παλμούς ανά λεπτό. Σε περίπτωση που υπάρχει αυξημένη ανάγκη οξυγόνωσης του οργανισμού, όπως κατά τη φυσική άσκηση οι παλμοί της καρδιάς μπορούν να φτάσουν έως και 220 ανά λεπτό, όριο που ποικίλλει από άτομο σε άτομο και μειώνεται καθώς αυξάνεται η ηλικία.

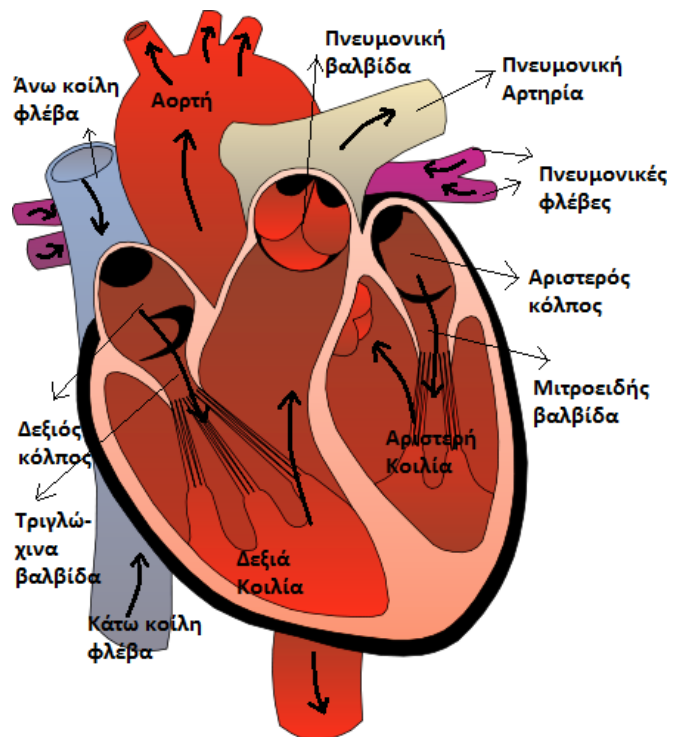
Είναι ενδιαφέρον να δούμε από πού προέρχεται ο χαρακτηριστικός ήχος ενός παλμού της καρδιάς. Θα χρησιμοποιήσουμε τον αγγλικό όρο για τον ήχο της καρδιάς, *“lubb-dubb”*. Το κλείσιμο της μητροειδούς και τριγλώχινας βαλβίδας (κολποκοιλιακές βαλβίδες) στην αρχή της συστολής των κοιλιών προκαλεί το πρώτο τμήμα του ήχου *“lubb”*, γνωστό και ως **S1**. Στην πραγματικότητα, λοιπόν, ο S1 αποτελείται από δύο ήχους, **M1**, **T1**, καθένας από τους οποίους συνδέεται με το κλείσιμο καθεμίας από τις δύο κολποκοιλιακές βαλβίδες, μητροειδούς και τριγλώχινας αντίστοιχα. Το δεύτερο τμήμα του ήχου (*“dubb”*) ή **S2**, προκαλείται από το κλείσιμο της αορτικής και της πνευμονικής βαλβίδας στο τέλος της κοιλιακής συστολής ενώ και αυτό συντίθεται από δύο ήχους **A2** και **P2** αντίστοιχα. Η αορτική βαλβίδα κλείνει όταν η πίεση της αριστερής κοιλίας πέφτει χαμηλότερα από αυτή της αορτής ενώ η βαλβίδα της πνευμονικής αρτηρίας κλείνει όταν η πίεση της δεξιάς κοιλίας πέφτει χαμηλότερα από εκείνη της πνευμονικής αρτηρίας. Η αορτική βαλβίδα κλείνει νωρίτερα από την πνευμονική βαλβίδα και μπορούν να γίνουν αντιληπτές ξεχωριστά κατά τη διάρκεια της εισπνοής. Κάποιες παθολογικές καταστάσεις που σχετίζονται με ανωμαλίες καρδιακής αγωγιμότητας δημιουργούν αλλοίωση των χρονικών διαστημάτων μεταξύ των ήχων A2 και P2, η οποία μπορεί να γίνει αντιληπτή [11].

Ο καρδιακός μυς, λοιπόν, συστέλλεται και διαστέλλεται διαδοχικά. *Μυοκάρδιο (myocardium)* ονομάζεται το συστατικό μέρος της καρδιάς, το οποίο αποτελεί ένα εξειδικευμένο τμήμα μυϊκού ιστού. Η εντολή για τη συστολή του καρδιακού μυός δίνεται με τη διάδοση του δυναμικού δράσης (*action potential*), το οποίο γεννάται στο φλεβόκομβο, ο οποίος και γι' αυτό το λόγο ονομάζεται και φυσικός βηματοδότης της καρδιάς. Ο *φλεβόκομβος (sinoatrial node)* ευρίσκεται στο οπίσθιο τμήμα του δεξιού κόλπου, κοντά στην εκβολή της άνω κοίλης φλέβας. Υπάρχουν και άλλα τμήματα της καρδιάς που μπορεί να εμφανίζουν ρυθμική συστολή, όμως λόγω του μεγαλύτερου ρυθμού συστολής του φλεβόκομβου και τη σταδιακή διάδοσή του σε όλη την καρδιά, αυτά τα τμήματα δεν προλαβαίνουν να αυτοδιεγερθούν, παρά μόνο σε παθολογικές καταστάσεις.

Ένα ιδιαίτερο χαρακτηριστικό του καρδιακού μυός, ο οποίος κατά τα άλλα παρουσιάζει αναλογίες με τους γραμμωτούς μύες, είναι ότι εξαιτίας της μορφολογίας των κυτταρικών μεμβρανών των γειτονικών κυττάρων που τείνουν να συγχωνεύονται δημιουργώντας ένα ενιαίο μόρφωμα, ένας μεγάλος αριθμός μυϊκών ινών συστέλλονται σαν ένα σύνολο. Έτσι, ο καρδιακός μυς λέμε ότι αποτελεί ένα λειτουργικό σύνολο, όπου ο ερεθισμός μιας μυοκαρδιακής ίνας οδηγεί σε εξάπλωση του δυναμικού δράσης σε ολόκληρη τη μυϊκή μάζα. Το δυναμικό δράσης επεκτείνεται με ταχύτητα και στους δύο κόλπους, και από εκεί, μέσα από το κολποκοιλιακό δεμάτιο προς τις κοιλίες. Το κολποκοιλιακό δεμάτιο (*atrioventricular bundle*) αποτελείται από πολλαπλές μικρές δεσμίδες, οι οποίες διέρχονται μέσα από τον ινώδη συνδετικό ιστό που διαχωρίζει τους κόλπους από τις κοιλίες. Εξαιτίας ειδικής διαρρύθμισης του συστήματος αγωγής από τους κόλπους προς τις κοιλίες, παρατηρείται καθυστέρηση μεγαλύτερη από 0.1 sec για τη διάδοση της διέγερσης από τους κόλπους προς τις κοιλίες. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα οι κόλποι να συστέλλονται πριν από τις κοιλίες και να προλαβαίνει το αίμα των κόλπων να προωθείται προς τις κοιλίες πριν από την έντονη κοιλιακή συστολή. Να σημειωθεί επίσης, ότι το 75% του αίματος που περιέχεται στους κόλπους διοχετεύεται στις κοιλίες πριν ακόμα συσταλούν οι κόλποι ενώ το υπόλοιπο 25% προωθείται προς τις κοιλίες λόγω της συστολής των κόλπων [6].

2.1.1.5 Μεγάλη και Μικρή Κυκλοφορία

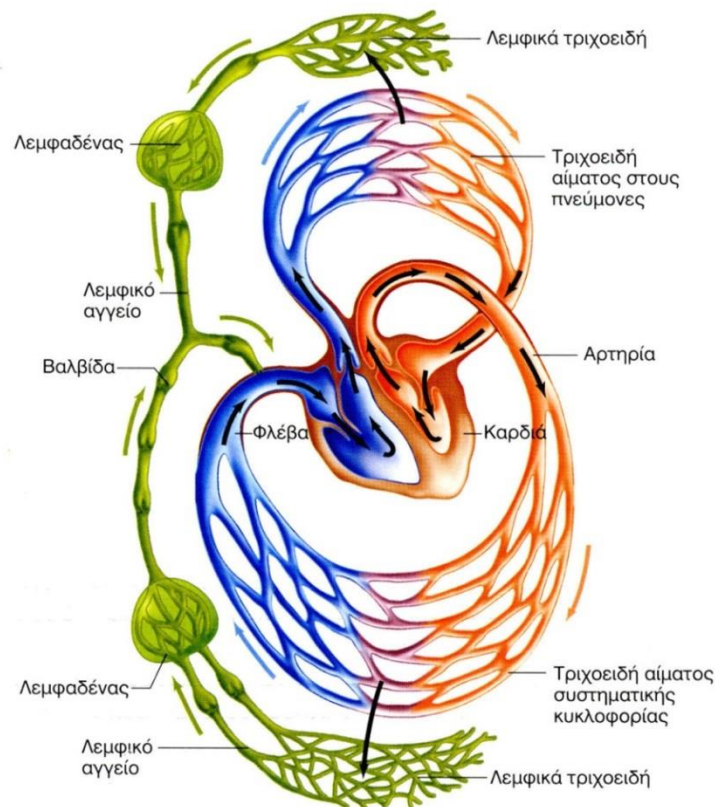
Η διαδρομή του αίματος από το Δεξιό Κόλπο προς τους πνεύμονες και τον Αριστερό Κόλπο ονομάζεται μικρή ή πνευμονική κυκλοφορία (*pulmonary circulation*). Το φλεβικό (χαμηλό σε περιεκτικότητα οξυγόνου) αίμα ξεκινά από το Δεξιό Κόλπο, από όπου διοχετεύεται στη Δεξιά Κοιλία και από εκεί μέσω της πνευμονικής αρτηρίας κατευθύνεται στους πνεύμονες όπου καταλήγει στα πνευμονικά τριχοειδή, τα οποία βρίσκονται σε επαφή με τις πνευμονικές κυψελίδες. Εκεί το αίμα οξυγονώνεται και στη συνέχεια, μέσω των πνευμονικών φλεβών



Σχήμα 5. Η Ανατομία της καρδιάς και η ροή της κυκλοφορίας του αίματος. [12]

επιστρέφει στον Αριστερό Κόλπο.

Η διαδρομή του αίματος από την Αριστερή Κοιλία σε ολόκληρο το σώμα και η επάνοδός του στο Δεξιό Κόλπο είναι η *μεγάλη ή συστηματική κυκλοφορία (systemic circulation)*. Το αρτηριακό (πλούσιο σε οξυγόνο) αίμα ξεκινά από την Αριστερή Κοιλία και μέσω της αορτής διοχετεύεται μέχρι τα τριχοειδή σε όλους τους περιφερικούς ιστούς του ανθρώπινου σώματος. Εκεί το αίμα των αρτηριακών τριχοειδών τροφοδοτεί τους ιστούς με οξυγόνο και θρεπτικά στοιχεία και με το αίμα των φλεβικών τριχοειδών απάγονται το διοξείδιο του άνθρακα και τα άχρηστα προϊόντα του μεταβολισμού. Τα φλεβικά τριχοειδή σχηματίζουν φλεβίδια και μεγαλύτερες φλέβες και τελικά το αίμα επιστρέφει στο Δεξιό Κόλπο μέσω της άνω και κάτω κοίλης φλέβας (βλ. Σχήματα 5,6). Περισσότερες πληροφορίες και υλικό για την ανατομία της καρδιάς, τον καρδιακό κύκλο και το κυκλοφορικό σύστημα στο διαδικτυακό σύνδεσμο του *Khan Academy* (βλ βιβλιογραφία [32]).



Σχήμα 6. Η μεγάλη και η μικρή κυκλοφορία της καρδιάς. [7]

2.1.1.6 Η ενδογενής ρύθμιση της αντλητικής λειτουργίας της καρδιάς – Ο νόμος της καρδιάς των Frank - Starling

Σε κατάσταση ηρεμίας του ατόμου, η καρδιά προωθεί 4-6 λίτρα αίματος ανά λεπτό. Κατά τη διάρκεια μυϊκής δραστηριότητας μπορεί οι απαιτήσεις του οργανισμού σε παροχή αίματος να είναι τετραπλάσια έως και επταπλάσια. Η καρδιά, όμως, έχει τη δυνατότητα να προσαρμόζεται στις εκάστοτε απαιτήσεις της καρδιακής παροχής, ακόμη και σε απότομες διακυμάνσεις.

Η ενδογενής ικανότητα της καρδιάς να προσαρμόζεται στις μεταβολές του όγκου του εισερχόμενου αίματος λέγεται *Νόμος της καρδιάς των Frank – Starling*, σε εκτίμηση της προσφοράς των δύο μεγάλων φυσιολόγων του 19^{ου} αιώνα. Ένας πολύ σημαντικός παράγοντας που καθορίζει την ποσότητα του αίματος που προωθεί η καρδιά ανά λεπτό είναι ο ρυθμός με τον οποίο το αίμα εισρέει στην καρδιά από τις φλέβες, ο οποίος ονομάζεται φλεβική επάνοδος. Ο κάθε περιφερικός ιστός ρυθμίζει τη δική του αιμάτωση ενώ ολόκληρη η ποσότητα του αίματος από όλους τους περιφερικούς ιστούς του οργανισμού επανέρχεται στο Δεξιό Κόλπο μέσω των φλεβών. Η καρδιά προσαρμόζεται σε μεγάλες διακυμάνσεις της προσφοράς αίματος ανά χρονική στιγμή [7].

2.1.2 Η Πίεση του Αίματος

Η πίεση ορίζεται ως το μονόμετρο φυσικό μέγεθος που δίνεται από το πηλίκο του μέτρου της δύναμης F που πιέζει κάθετα και ομοιόμορφα επιφάνεια εμβαδού A προς το εμβαδόν της επιφάνειας A . Με τον όρο *Πίεση του Αίματος (Blood Pressure)* εννοούμε τη δύναμη που εξασκείται από το αίμα σε κάθε μονάδα επιφάνειας του αγγειακού τοιχώματος. Αφού η πίεση είναι το μονόμετρο φυσικό μέγεθος που εκφράζεται ως το πηλίκο του μέτρου της δύναμης F που πιέζει κάθετα και ομοιόμορφα επιφάνεια εμβαδού A προς το εμβαδόν της επιφάνειας A , η Πίεση του Αίματος αντίστοιχα ορίζεται ως το πηλίκο της δύναμης F που ασκεί το αίμα στη μονάδα επιφάνειας του αγγειακού τοιχώματος προς τη μονάδα της επιφάνειας του αγγειακού τοιχώματος:

$$P=F/A$$

Η πίεση αίματος είναι η παράμετρος που έχει μετρηθεί πιο συχνά και έχει μελετηθεί πιο εντατικά στην Ιατρική. Εκφράζει τη δυναμική διαδικασία της συστολής και διαστολής της καρδιάς και της διοχέτευσης του αίματος στο αρτηριακό σύστημα. Η περιοδικότητα του φαινομένου της συστολής των κοιλιών αντικατοπτρίζεται και στην περιοδικότητα των τιμών της πίεσης του αίματος. Οι τιμές της πίεσης του αίματος έχουν μεγάλη διαγνωστική αξία, διότι επιτρέπουν την εξαγωγή πληροφορίας που αφορά στην

ποιότητα των αρτηριών, δηλαδή πόσο εύκολα οι αρτηρίες διοχετεύουν το αίμα ώστε να εξασφαλίσουν την απαραίτητη μικρή και μεγάλη κυκλοφορία, την κατάσταση της καρδιάς και την ικανότητά της να δρα αποτελεσματικά ως φυσική αντλία αίματος αλλά και την ηλικία του ατόμου. Η ελαστικότητα των αρτηριών είναι σημαντική πληροφορία καθώς, πέραν του ότι συνδέεται με την ηλικία ενός ατόμου, συνδέεται και με άλλες παθολογικές καταστάσεις. Για παράδειγμα, υψηλή αρτηριακή πίεση μπορεί να σημαίνει ότι οι αρτηρίες έχουν φράξει ή ότι δε διατηρούν την ελαστικότητά τους. Με τη σειρά της αυτή η πληροφορία συνδέεται με την καρδιά και την ικανότητά της να διοχετεύει αίμα σε όλο τον οργανισμό ικανοποιώντας την ανά χρονική στιγμή ανάγκη παροχής αίματος. Για το λόγο αυτό, η πίεση του αίματος και η καρδιά είναι άρρηκτα συνδεδεμένες, και μελετώντας τις τιμές της πίεσης, ειδικά όταν συνδυάζονται με άλλες φυσικές παραμέτρους, είμαστε σε θέση να εξάγουμε πολύτιμη πληροφορία που σχετίζεται με την υγεία της καρδιάς και την ομαλότητα του καρδιακού κύκλου [1,7].

Οι πιέσεις που πιο συχνά παρακολουθούνται και έχουν κλινική χρησιμότητα σε μέση και μακροχρόνια παρακολούθηση είναι η *αρτηριακή (arterial pressure)* και η *φλεβική πίεση (venous pressure)*. Η μέτρηση καθεμίας από αυτές παρέχει σημαντικές αλλά διαφορετικές καρδιαγγειακές παραμέτρους ενώ εδώ θα γίνει αναφορά μόνο στην αρτηριακή πίεση.

2.1.2.1 Η Αρτηριακή Πίεση

Η *Αρτηριακή Πίεση (Arterial Pressure)* εκφράζεται κατ' αναλογία με την πίεση του αίματος, ως το πηλίκο της δύναμης F που ασκεί το αίμα στη μονάδα επιφάνειας μιας αρτηρίας προς τη μονάδα της επιφάνειας της αρτηρίας ($P=F/A$). Αν καταγράψουμε την πίεση σε μία αρτηρία καθ' όλη τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, παρατηρούμε ότι κατά τη φάση της συστολής των κοιλιών η πίεση λαμβάνει μία μέγιστη τιμή, τη λεγόμενη *συστολική πίεση ή «μεγάλη πίεση» (systolic pressure)*, και κατά τη διάρκεια της διαστολής - χάλασης η πίεση φτάνει στην ελάχιστη τιμή της, τη λεγόμενη *διαστολική ή «μικρή» πίεση (diastolic pressure)*. Κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου η πίεση λαμβάνει όλες τις ενδιάμεσες τιμές μεταξύ της συστολικής και της διαστολικής. Σε έναν υγιή νέο, που βρίσκεται σε ηρεμία, οι τυπικές τιμές της αρτηριακής πίεσης είναι 120 mm Hg για τη συστολική πίεση και 80 mm Hg για τη διαστολική πίεση, τιμές που αυξάνονται συνήθως καθώς αυξάνεται η ηλικία, ιδιαίτερα οι συστολικές τιμές, καθώς το αρτηριακό σύστημα γίνεται πιο δύσκαμπτο εμποδίζοντας περισσότερο την κυκλοφορία του αίματος μέσω αυτού [6].

Η μέτρηση της διαστολικής και συστολικής πίεσης παρέχει διαγνωστική πληροφορία που σχετίζεται με την αποτελεσματικότητα της συστολής της αριστερής κοιλίας, την

ελαστικότητα του αρτηριακού τοιχώματος, την κατάσταση της περιφερειακής κυκλοφορίας και τη λειτουργική ακεραιότητα της αορτικής βαλβίδας.

Η αρτηριακή πίεση υπολογίζεται έμμεσα, από το μήκος στο οποίο η άσκηση αυτής της πίεσης ανυψώνει στήλη υγρού που περιέχει υδράργυρο. Έτσι, μονάδες μέτρησης της αρτηριακής πίεσης είναι τα *mm Hg*. Ο υδράργυρος έχει επιλεγεί λόγω του ειδικού του βάρους που είναι 13.6 ενώ του νερού, για παράδειγμα, είναι μόλις 1.

Υπάρχουν πολλοί παράγοντες που επηρεάζουν το ύψος της συστολικής πίεσης, όπως ο συστολικός όγκος αίματος, η πίεση και η ταχύτητα που διοχετεύεται το αίμα στην αριστερή κοιλία καθώς και η διατασιμότητα του τοιχώματος της αορτής και των μεγάλων αρτηριών. Παράγοντες από τους οποίους εξαρτάται η διαστολική πίεση είναι οι περιφερικές αγγειακές αντιστάσεις, η διάρκεια μεταξύ των συστολών (δηλαδή ο καρδιακός ρυθμός), η διατασιμότητα του τοιχώματος της αορτής και η συστολική πίεση.

2.1.2.2 Μηχανισμοί Ρύθμισης της Αρτηριακής Πίεσης

Ο ανθρώπινος οργανισμός διαθέτει φυσικούς μηχανισμούς, οι οποίοι ρυθμίζουν την αρτηριακή πίεση ώστε να την επαναφέρουν στα φυσιολογικά όρια και λειτουργούν ως κλασικά κυκλώματα αρνητικής ανάδρασης. Να σημειώσουμε εδώ ότι τα συστήματα ανάδρασης είναι εκείνα στα οποία η έξοδος του συστήματος ανατροφοδοτείται στην είσοδό του. Στα συστήματα *αρνητικής ανάδρασης (negative feedback)* το σήμα εξόδου αφαιρείται από το σήμα εισόδου, με αποτέλεσμα η είσοδος ελέγχου να τείνει να αποκαταστήσει την ισορροπία σε περίπτωση που η έξοδος απομακρύνεται από τη θέση ισορροπίας. Αντίθετα, στα συστήματα *θετικής ανάδρασης (positive feedback)* το σήμα εξόδου προστίθεται στο σήμα εισόδου και ενισχύει οποιαδήποτε μεταβολή κατάστασης, για παράδειγμα αύξηση της εξόδου προστίθεται στην είσοδο και προκαλεί περαιτέρω αύξηση. Στον οργανισμό, υπάρχουν αισθητικοί υποδοχείς, οι *τασεοϋποδοχείς (baroreceptors)* οι κυριότεροι από τους οποίους βρίσκονται στο αρτηριακό τόξο και τον καρωτιδικό κόλπο, δηλαδή στο σημείο διχασμού της κοινής καρωτίδας. Είναι αισθητήρες της πίεσης του αίματος που αναμεταδίδουν την πληροφορία στο *Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ – Central Nervous System – CNS)*, το οποίο ευρίσκεται στον εγκέφαλο και τη σπονδυλική στήλη, με σκοπό τη διατήρηση της πίεσης σε φυσιολογικές τιμές. Έτσι, αν για παράδειγμα η αρτηριακή πίεση αυξηθεί πέραν του φυσιολογικού ορίου, προκαλείται διάταση του τοιχώματος των αγγείων, διέγερση των τασεοϋποδοχέων και αποστολή νευρικών ώσεων στο κέντρο που βρίσκεται στον προμήκη μυελό. Το κέντρο προκειμένου να δράσει αρνητικά στο ερέθισμα, δηλαδή να μειώσει την αρτηριακή πίεση, θα μεταβάλει τη δραστηριότητα της καρδιάς ως προς την ένταση και τη συχνότητα συστολής καθώς και τον τόνο των αγγείων, δηλαδή θα προκληθεί μείωση της έντασης συστολής, βραδυκαρδία και αγγειοδιαστολή. Αντίθετα, σε περίπτωση μείωσης της

αρτηριακής πίεσης, τα αντανακλαστικά μέσω των υποδοχέων επαναφέρουν την αρτηριακή πίεση στα φυσιολογικά επίπεδα μέσω αύξησης του καρδιακού ρυθμού [6, 16].

2.1.2.3 Παθήσεις της Αρτηριακής Πίεσης

Οι παθήσεις που σχετίζονται με την αρτηριακή πίεση, αφορούν σε μη φυσιολογικές τιμές της. Συγκεκριμένα, η αυξημένη αρτηριακή πίεση σχετίζεται με την ασθένεια της *Υπέρτασης (Hypertension - HTN)* ενώ η χαμηλή αρτηριακή πίεση με την ασθένεια της *Υπότασης (Hypotension)*. Στην ενότητα αυτή, θα συζητηθούν συνοπτικά τα συμπτώματα κάθε ασθένειας, και οι τρόποι αντιμετώπισης ή θεραπείας που ακολουθούνται σήμερα.

Η Υπέρταση είναι μία χρόνια πάθηση κατά την οποία η αρτηριακή πίεση είναι αυξημένη. Στην **Προϋπέρταση ή Οριακή Υπέρταση (Prehypertension)** η αρτηριακή πίεση είναι ελαφρώς αυξημένη, δηλαδή η συστολική πίεση κυμαίνεται από 130-139 mmHg, ή η διαστολική πίεση κυμαίνεται από 85-89 mm Hg. Η προϋπέρταση μπορεί να εξελιχθεί σε υπέρταση αν δεν υιοθετηθεί από το άτομο ένας διαφορετικός τρόπος ζωής, με περισσότερη άσκηση και πιο υγιεινή διατροφή. Να σημειώσουμε εδώ ότι **Φυσιολογική Πίεση** έχουμε όταν η συστολική κυμαίνεται από 120-129 mm Hg και η διαστολική κυμαίνεται στο διάστημα 80-84 mm Hg. **Ιδανική Αρτηριακή Πίεση** μάλιστα παρατηρείται όταν η συστολική πίεση είναι μικρότερη από 120 mm Hg και η διαστολική μικρότερη από 80 mm Hg. Στην **Υπέρταση** η συστολική πίεση είναι μεγαλύτερη ή ίση από 140 mm Hg ή η διαστολική πίεση ισούται ή υπερβαίνει τα 90 mm Hg. Επίσης, να σημειώσουμε τη **Μεμονωμένη Συστολική Πίεση**, που είναι η κατάσταση όπου η συστολική πίεση είναι μεγαλύτερη ή ίση από 140 mm Hg ενώ η διαστολική πίεση παραμένει φυσιολογική, δηλαδή μικρότερη από 90 mm Hg (βλ. Πίνακα 1). Υπάρχουν αρκετές παθολογικές καταστάσεις που μπορεί να οδηγήσουν σε μεμονωμένη συστολική υπέρταση, όπως η αναιμία ή η δυσλειτουργία της αορτικής βαλβίδας, αλλά η συνηθέστερη αιτία είναι η δυσκαμψία του τοιχώματος των μεγάλων αρτηριών, η οποία επέρχεται καθώς αυξάνεται η ηλικία του ατόμου [25]. Τέλος, **Υπόταση** παρατηρείται όταν η συστολική πίεση είναι μικρότερη από 90 mm Hg ή η διαστολική είναι μικρότερη από 60 mm Hg. Υπάρχουν μικρές διαφωνίες ως προς τα παραπάνω όρια από διαφορετικές πηγές, αλλά εμείς υιοθετήσαμε την παραπάνω ταξινόμηση και για την κατηγοριοποίηση των μετρήσεων που πραγματοποιήσαμε. Περισσότερες λεπτομέρειες θα συζητηθούν στα Κεφάλαια 4 και 5.

Πίνακας 1. Όρια αρτηριακής πίεσης και παθήσεις

Πάθηση	Συστολική Πίεση (mm Hg)	ή / και	Διαστολική Πίεση (mm Hg)
Ιδανική Πίεση	<120	και	<80
Φυσιολογική Πίεση	120-129	και	80-84
Οριακή Υπέρταση	130-139	ή	85-89
Υπέρταση	>=140	ή	>=90
Μεμονωμένη Συστολική Υπέρταση	>=140	και	<90
Υπόταση	<90	ή	<60

Ισχυρούς και ανεξάρτητους παράγοντες που πυροδοτούν την **Υπέρταση** είναι η παχυσαρκία και η αύξηση του σωματικού βάρους. Έχει εκτιμηθεί ότι το 60% των υπερτασικών είναι πάνω από 20% υπέρβαροι. Άλλες αιτίες είναι η αυξημένη πρόσληψη NaCl (μαγειρικό αλάτι). Άλλοι περιβαλλοντικοί παράγοντες κινδύνου είναι η κατανάλωση οιοπνευματωδών, το ψυχοκοινωνικό στρες και η έλλειψη σωματικής άσκησης. Η υπέρταση που οφείλεται σε άλλες παθήσεις, όπως η νεφρική νόσος, το φαιοχρωμοκύττωμα, ο υπερθυρεοειδισμός και άλλες, ονομάζεται δευτεροπαθής υπέρταση και αντιμετωπίζεται παράλληλα με την πρωτοπαθή νόσο.

Ένα σύμπτωμα της νόσου είναι σε βαριά υπέρταση ή υπερτασική κρίση, η κεφαλαλγία. Η κεφαλαλγία της υπέρτασης εκδηλώνεται το πρωί και εντοπίζεται στην ινιακή περιοχή. Άλλα συμπτώματα είναι το αίσθημα ζάλης, το αίσθημα παλμών, η εύκολη κόπωση και η ανικανότητα.

Η θεραπεία επιτυγχάνεται με αλλαγή του τρόπου ζωής, με αύξηση της σωματικής άσκησης και βελτίωση της διατροφής. Πέραν αυτού, μπορεί να χρειαστεί φαρμακευτική αγωγή με αντιυπερτασικά φάρμακα.

Η διάγνωση και θεραπεία της Υπέρτασης είναι μείζονος σημασίας, καθώς είναι παράγοντας κινδύνου για το εγκεφαλικό, το έμφραγμα του μυοκαρδίου, την καρδιακή ανεπάρκεια, τα ανευρύσματα των αρτηριών, την περιφερική αρτηριακή νόσο και είναι η αιτία της χρόνιας νεφρικής νόσου. Ακόμα και η μέτρια αυξημένη αρτηριακή πίεση σχετίζεται με το μειωμένο προσδόκιμο ζωής [22,24].

Σε αντίθεση με την Υπέρταση, η **Υπόταση** δεν έχει τόσο σαφή όρια αρτηριακής πίεσης προς τη διάγνωσή της. Συνήθως η διάγνωση γίνεται μέσω της συμπτωματολογίας, ενώ συνήθη όρια θεωρούνται κάτω από 90 mm Hg η συστολική πίεση ή κάτω από 60 mm Hg η διαστολική πίεση. Πολλοί είναι εκείνοι που έχουν χαμηλή υπόταση αλλά δεν εμφανίζουν συμπτώματα, οπότε σε αυτές τις περιπτώσεις η υπόταση είναι φυσιολογική. Τα συμπτώματα της υπότασης είναι αίσθημα ζάλης, τάση για λιποθυμία, ψυχρό και υγρό

δέρμα, έντονη κόπωση, θάμβος οράσεως, ναυτία ή τάση για έμετο. Σε ακραίες περιπτώσεις η υπόταση μπορεί να οδηγήσει σε σοκ. Υπάρχουν τρεις μορφές υπότασης, η *ορθοστατική (orthostatic ή postural hypotension)*, η *νευρογενής (neurogenic hypotension)* και η *σοβαρή υπόταση (severe hypotension)*.

Ορθοστατική υπόταση παρουσιάζεται όταν κάποιος που είναι καθιστός ή ξαπλωμένος σηκώνεται απότομα όρθιος. Ένα είδος ορθοστατικής πίεσης είναι και η πτώση της αρτηριακής πίεσης αμέσως μετά το γεύμα. Είναι πιο σύνηθες σε ηλικιωμένα άτομα, ειδικά εκείνους που έχουν τη Νόσο του Parkinson [26]. Στην ορθοστατική υπόταση, ο οργανισμός αδυνατεί να προσαρμοστεί γρήγορα ώστε να αποκαταστήσει την αρτηριακή πίεση κατά την αλλαγή της θέσης του σώματος. Η πτώση της πίεσης είναι συνήθως παροδική ενώ σε μερικές περιπτώσεις θα πρέπει το άτομο να καθίσει ή να ξαπλώσει ώστε να επανέλθει η αρτηριακή πίεση στα φυσιολογικά της επίπεδα. Αυτού του είδους η υπόταση μπορεί να παρουσιαστεί σε οποιαδήποτε ηλικία, αν και είναι πιο συχνή στα ηλικιωμένα άτομα. Μπορεί να οφείλεται σε αφυδάτωση ή σε λήψη φαρμάκων ενώ μπορεί να παρατηρηθεί και κατά την περίοδο της εγκυμοσύνης. Επίσης, κάποιες φορές μπορεί να είναι δευτερογενής και να υποκρύπτει άλλη πάθηση, όπως για παράδειγμα καρδιοπάθεια, αναιμία, παθήσεις των ενδοκρινών αδένων και άλλες. Σε αυτές τις περιπτώσεις, η θεραπεία της επικεντρώνεται συνήθως στην αντιμετώπιση της υποκείμενης ασθένειας.

Η **Νευρογενής υπόταση** είναι η μορφή της υπότασης που παρουσιάζεται όταν ένα άτομο στέκεται όρθιο για μεγάλο χρονικό διάστημα ή όταν βρίσκεται σε μια έντονα δυσάρεστη ή τρομακτική κατάσταση. Πυροδοτείται από τον εγκέφαλο, ο οποίος δίνει λανθασμένες πληροφορίες στην καρδιά ότι η πίεση είναι υψηλή, ενεργοποιώντας μηχανισμούς για τη μείωσή της. Παρατηρείται πιο συχνά σε παιδιά ή νεαρά άτομα, αλλά μπορεί να εμφανιστεί σε οποιαδήποτε ηλικία. Τα παιδιά συνήθως σταματούν να παρουσιάζουν νευρογενή υπόταση όταν μεγαλώνουν.

Τέλος, η **σοβαρή υπόταση** που σχετίζεται με το σοκ είναι μια απειλητική για τη ζωή κατάσταση, γιατί η πτώση της πίεσης είναι μεγαλύτερη από τις άλλες μορφές υπότασης και μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρή δυσλειτουργία των ζωτικών οργάνων λόγω της έλλειψης επαρκούς αιμάτωσης τους.

Η αντιμετώπιση της υπότασης πραγματοποιείται με φυσικά μέτρα και πρόληψη εφόσον δεν οφείλεται σε παθολογική αιτία. Για παράδειγμα, αν προκαλείται από κάποια φάρμακα θα πρέπει να διακοπεί η χρήση αυτών. Επίσης, η χρήση περισσότερου αλατιού στο φαγητό και η αύξηση περισσότερων υγρών θα αυξήσει τον όγκο του αίματος που κυκλοφορεί στα αγγεία και κατ' επέκταση θα οδηγήσει σε αύξηση της αρτηριακής πίεσης, αντιμετώπιση που επαρκεί όταν δεν υπάρχουν παθολογικές αιτίες. Η δε φαρμακευτική αγωγή δεν είναι απαραίτητη, εκτός εάν συντρέχει σοβαρός λόγος, θέμα το οποίο εναπόκειται στην κρίση του ιατρού [23].

2.1.2.4 Τρόποι μέτρησης της Πίεσης

Υπάρχουν πολλές μέθοδοι για τη μέτρηση της πίεσης του αίματος. Κατ' αρχάς, μία πρώτη εκτίμηση μπορεί να γίνει με *ψηλάφηση (palpation)* με τα χέρια. Η πιο δημοφιλής μέθοδος είναι με τη χρήση ειδικού *περιβραχιόνιου (cuff)* που αρχικά φουσκώνει με αέρα με σκοπό να σταματήσει την κυκλοφορία του αίματος (διαστολική πίεση) και στη συνέχεια «ξεφουσκώνει» με ελεγχόμενο τρόπο ώστε να απελευθερώσει την κυκλοφορία του αίματος (συστολική πίεση). Ο χειρισμός του περιβραχιόνιου μπορεί να γίνεται είτε χειροκίνητα από ειδικό ιατρό, διότι είναι εύκολο να γίνει με εσφαλμένο τρόπο, είτε γίνεται με αυτόματο τρόπο καθιστώντας τη χρήση του πιεσόμετρου ευκολότερη για το άτομο [1]. Περισσότερες λεπτομέρειες για τον τρόπο λειτουργίας του πιεσόμετρου, το οποίο χρησιμοποιήθηκε για τη συλλογή των δικών μας μετρήσεων, παρατίθενται στην επόμενη ενότητα.

2.1.3 Τα Ιατρικά Όργανα, Πιεσόμετρο και Παλμικό Οξύμετρο, και οι Φυσικές Παράμετροι που μετρούν, Κορεσμός σε Οξυγόνο, Φωτοπληθυσμογράφημα και Δείκτης Διάχυσης

Στην παρούσα διπλωματική εργασία χρησιμοποιήθηκαν δύο ιατρικά όργανα για τη λήψη των μετρήσεων των απαραίτητων φυσιολογικών παραμέτρων, το Πιεσόμετρο και το Παλμικό Οξύμετρο. Στην ενότητα αυτή θα γίνει λόγος για αυτά τα όργανα καθώς και για τις τιμές που μετρούν, ώστε να γίνουν κατανοητές έννοιες – κλειδιά, για τη διπλωματική αυτή.

2.1.3.1. Πιεσόμετρο

Το *πιεσόμετρο* ή *σφυγμομανόμετρο (blood pressure monitor ή sphygmomanometer ή blood pressure meter ή blood pressure gauge)* είναι μία συσκευή η οποία, όπως προαναφέρθηκε, χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της πίεσης του αίματος. Αποτελείται από ένα *περιβραχιόνιο (cuff)* το οποίο συμπιέζεται ώστε να ασκήσει πίεση στο βραχίονα και να σταματήσει την κυκλοφορία και αποσυμπιέζεται ώστε να απελευθερώσει ξανά την κυκλοφορία με ελεγχόμενο τρόπο, μία μονάδα μέτρησης της πίεσης (ένα *μανόμετρο υδραργύρου – mercury manometer – ή ανεροειδή – aneroid gauge*) και ένα μηχανισμό *εμφύσησης (inflation)*, ο οποίος μπορεί να λειτουργεί είτε χειροκίνητα με *βολβό (bulb)* και *βαλβίδα αέρα (valve)*, είτε αυτόματα με *ηλεκτρική αντλία (electric pump)*.

➤ Ιστορικά Στοιχεία

Η λέξη (>σφυγμός + μανόμετρο, *sphygmōs + manometer*) προέρχεται από την ελληνική λέξη *σφυγμός (pulse)* και τον επιστημονικό όρο *μανόμετρο (manometer)* που είναι συσκευή μέτρησης της πίεσης. Η κυκλοφορία του αίματος είναι αντικείμενο μελέτης για χιλιάδες χρόνια. Πρώτοι οι Κινέζοι, κατά τα αρχαία χρόνια, αναγνώρισαν το γεγονός ότι το αίμα κυκλοφορεί μέσω των αιμοφόρων αγγείων και ανέπτυξαν μοντέλα για το πώς λειτουργούν αυτά τα συστήματα. Υπάρχουν, επίσης, τεκμήρια ότι μελετητές στην Ινδία είχαν κάνει βήματα στην κατανόηση του κυκλοφορικού συστήματος.

Μία ευρύτερη μελέτη και κατανόηση του κυκλοφορικού συστήματος έγινε στις αρχές του 1600 από το γιατρό *William Harvey*, ο οποίος και ξεκίνησε να διδάσκει πάνω στο θέμα αυτό το 1615 ενώ το 1628 δημοσίευσε την εργασία του, με τίτλο «Για την Κίνηση της Καρδιάς και του Αίματος στα Ζώα», εργασία – θεμέλιο για τη μελέτη του κυκλοφορικού συστήματος έως και σήμερα. Με την ανακάλυψη της συσχέτισης της καρδιάς με την πίεση του αίματος, ήταν δυνατόν να προσδιορισθεί ο όγκος και η πίεση του αίματος. Η πρώτη μέτρηση πίεσης του αίματος έγινε το 1733 σε άλογο, από τον *Reverend Stephen Hales*, ο οποίος εισήγαγε ένα *γυάλινο μακρύ σωλήνα (tube)* σε αρτηρία και κατόρθωσε να μετρήσει την πίεση παρατηρώντας την αύξηση της πίεσης του αίματος καθώς εξαναγκαζόταν να κυκλοφορήσει μέσω αυτού [27].

Το πρώτο σφυγμομανόμετρο εφευρέθηκε από τον *Samuel Siegfried Karl Ritter von Basch* το 1881. Αποτελούνταν από ένα *βολβό (bulb)* από καουτσούκ, γεμάτο με νερό, που σκοπό είχε να περιορίσει τη ροή του αίματος στην αρτηρία. Ο βολβός συνδεόταν σε *στήλη υδραργύρου (mercury column)*, η οποία «μετέφραζε» την πίεση σε mm Hg. Ο *Scipione Riva-Rocci* βελτίωσε τη συσκευή αυτή και εισήγαγε μία πιο εύκολη στη χρήση της το 1896. Για το σκοπό αυτό, εισήγαγε ένα *περιβραχιόνιο (cuff)* το οποίο μπορούσε να τοποθετηθεί γύρω από το βραχίονα ώστε να μπορεί να ασκεί ομοιόμορφη πίεση στο χέρι, μοντέλο που έγινε πρότυπο σχεδιασμού για τις συσκευές που ακολούθησαν, ενώ το 1901, ο *Harvey Cushing* εκμοντέρνισε τη συσκευή εδραιώνοντας τη χρήση της στην ιατρική κοινότητα [27,28].

Το σύγχρονο τρόπο μέτρησης της πίεσης εισήγαγε το 1905 ο Ρώσος γιατρός *Dr. Nikolai Korotkoff*, ο οποίος ανακάλυψε τη διαφορά μεταξύ της συστολικής και της διαστολικής πίεσης, όταν εργαζόταν στην Ιατρική Ακαδημία της Αγίας Πετρούπολης, στην Ρωσική Αυτοκρατορία [30]. Αυτές οι πιέσεις συνδεόνται με την εμφάνιση και την εξαφάνιση ήχων εντός αρτηρίας, όταν ασκείται σε αυτήν πίεση, ώστε να σταματήσει την κυκλοφορία του αίματος, και στη συνέχεια, απελευθερώνεται με ελεγχόμενο τρόπο [28]. Συγκεκριμένα, οι ήχοι αυτοί, οι οποίοι ονομάστηκαν ήχοι *Korotkoff (Korotkoff sounds)* προς τιμήν του Ρώσου ιατρού, επιτρέπουν τη μέτρηση της πίεσης με *μη επεμβατική μέθοδο (non-invasive method)* από ιατρικό προσωπικό, το οποίο τους ακούει μέσω στηθοσκοπίου. Οι ήχοι Korotkoff είναι 5 [30]:

- *Φάση I (Phase I)*: Η πρώτη εμφάνιση ενός αχνού, επαναλαμβανόμενου ήχου που σταδιακά δυναμώνει σε ένταση για τουλάχιστον δύο συνεχόμενους παλμούς σηματοδοτεί την *συστολική πίεση*
- *Φάση II (Phase II)*: Ακολουθεί σύντομη περίοδος όπου οι ήχοι είναι πιο απαλοί και διαφορετικής ποιότητας.
- *Φάση III (Phase III)*: Η επιστροφή πιο έντονων ήχων, που γίνονται όλο και πιο κοφτοί ώστε καταφέρνουν να φτάσουν ή ακόμη και να ξεπεράσουν σε ένταση τους ήχους της *Φάσης I*.
- *Φάση IV (Phase IV)*: Η ποιότητα των ήχων αλλάζει απότομα και γίνονται πιο μαλακοί.
- *Φάση V (Phase V)*: Το σημείο όπου όλοι οι ήχοι εξαφανίζονται εντελώς σηματοδοτεί τη *διαστολική πίεση*.

Ο 2^{ος} και 3^{ος} ήχος δεν έχουν καμία κλινική σημασία. Περισσότερες πληροφορίες και ακουστικό υλικό στο σύνδεσμο του *Youtube* [31]. Από τότε, έχει σημειωθεί περαιτέρω πρόοδος όσον αφορά στα σφυγμομανόμετρα, ενώ η χρήση τους έχει εδραιωθεί στην ιατρική κοινότητα και η μέτρηση της πίεσης είναι ζωτικής σημασίας για τη σωστή διάγνωση σε κάθε ασθενή. Περισσότερα για τα είδη πιεσόμετρων που χρησιμοποιούνται σήμερα, στην ακόλουθη ενότητα.

➤ **Είδη Πιεσόμετρου**

Υπάρχουν δύο τύποι πιεσόμετρου:

- Τα *χειροκίνητα πιεσόμετρα (manual sphygmomanometers)*, τα οποία απαιτούν ένα *στηθοσκόπιο (stethoscope)* για *ακρόαση (auscultation)*. Χρησιμοποιούνται από εκπαιδευμένους επαγγελματίες λόγω της αυξημένης πιθανότητας να χρησιμοποιηθούν εσφαλμένα. Είναι δυνατόν να ληφθεί μία πρώτη εκτίμηση της πίεσης με ψηλάφηση με τα χέρια, αλλά αυτό αποδίδει μόνο τη συστολική («μεγάλη») πίεση.

- Τα *σφυγμομανόμετρα υδραργύρου (mercury sphygmomanometers)* θεωρούνται ότι είναι το χρυσό πρότυπο. Μετρούν την πίεση του αίματος παρατηρώντας το ύψος μια στήλης υδραργύρου, η οποία δεν απαιτεί *αναβαθμονόμηση (recalibration)*.



Σχήμα 7. Ανεροειδές πιεσόμετρο. [27]

Έχουν μεγάλη ακρίβεια και γι' αυτό το λόγο συχνά χρησιμοποιούνται σε κλινικές δοκιμές των φαρμακευτικών προϊόντων και σε κλινικές αξιολογήσεις του

προσδιορισμού της αρτηριακής πίεσης σε ασθενείς υψηλού κινδύνου, συμπεριλαμβανομένων των εγκύων (βλ Σχήμα 8).

- Τα *ανεροειδή σφυμομανόμετρα (aneroid sphygmomanometers)* είναι κοινά στη χρήση τους και δε χρησιμοποιούν υδράργυρο. Σε αντίθεση με τα υδραργύρου, μπορεί να χρειάζονται ελέγχους βαθμονόμησης. Επίσης, σε σύγκριση με τα υδραργύρου θεωρούνται ασφαλέστερα αν και τα πιο φθηνά είναι λιγότερο ακριβή (βλ Σχήμα 7).
- Τα *ψηφιακά (digital)*, τα οποία χρησιμοποιούν *παλμογραφικές (oscillometric)* μετρήσεις και ηλεκτρονικούς υπολογισμούς αντί της ακρόασης με στηθοσκόπιο. Λειτουργούν είτε με χειροκίνητη είτε με αυτόματη εμφύσηση. Είναι εύκολα στη χρήση, έχουν το πλεονέκτημα ότι μπορούν να χρησιμοποιηθούν και σε θορυβώδη περιβάλλοντα, δεν είναι, όμως, τόσο ακριβή όσο τα πιεσόμετρα υδραργύρου. Μετρούν τη συστολική και διαστολική πίεση με ταλαντομετρική ανίχνευση, χρησιμοποιώντας έναν πιεζοηλεκτρικό αισθητήρα πίεσης και ηλεκτρονικά στοιχεία συμπεριλαμβανομένου ενός μικροεπεξεργαστή. Με την οσιλομετρική μέθοδο, μετριέται το μέγεθος της δόνησης που προκαλεί το αίμα καθώς κυλάει μέσα στις αρτηρίες. Στη συνέχεια, η μέτρηση της δόνησης αυτής μετατρέπεται μέσω ενός αλγορίθμου του πιεσομέτρου σε αριθμούς (π.χ. 120/80) και απεικονίζεται στην ψηφιακή οθόνη. Τα πιεσόμετρα αυτά δε μετρούν τη συστολική και διαστολική πίεση απευθείας αλλά την υπολογίζουν μέσω της *μέσης πίεσης (mean pressure)* και εμπειρικές στατιστικές οσιλομετρικές παραμέτρους. Η βαθμονόμηση αποτελεί κάποια ανησυχία για αυτού του τύπου τα πιεσόμετρα. Τα περισσότερα εμφανίζουν και καρδιακό παλμό. Λόγω της έλλειψης ακρίβειας, δε συνιστανται σε άτομα με *αρτηριοσκλήρυνση (arteriosclerosis)*, *αρρυθμία (arrhythmia)*, *προεκλαμψία (preeclampsia)*, διαταραχή που σχετίζεται με υψηλή αρτηριακή πίεση κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης και υψηλή συγκέντρωση πρωτεϊνών στο αίμα, *pulsus alternans*, ασθένεια που σχετίζεται με την εναλλαγή των δυνατών και αδύναμων παλμών στην κυματομορφή της αρτηριακής πίεσης και *pulsus paradoxus*, ασθένεια που σχετίζεται με μη φυσιολογική πτώση της συστολικής πίεσης και του πλάτους του κύματος παλμού πίεσης κατά την αναπνοή [33,34,35]. Σε αυτές τις περιπτώσεις θα πρέπει να γίνεται μέτρηση από ειδικό ιατρό με αναλογικό πιεσόμετρο. Επίσης, κάποια από αυτά μετρούν την *αρτηριακή δυσκαμψία (arterial stiffness)* με χαμηλό, όμως, ποσοστό ακρίβειας ή είναι σε θέση να εντοπίσουν τυχόν καρδιακές αρρυθμίες. Να σημειωθεί εδώ ότι ο όρος *κυματομορφή παλμού (pulse wave)* αποδίδει την προοδευτική αύξηση της πίεσης που μεταδίδεται μέσω των αρτηριών σε κάθε συστολή της αριστερής κοιλίας της καρδιάς [27].



Σχήμα 8. Κλινικό πιεσόμετρο υδραργύρου. [27]

Σε αυτή την εργασία χρησιμοποιήθηκαν ψηφιακά πιεσόμετρα για τις μετρήσεις που πραγματοποιήσαμε ενώ οι φυσικές παράμετροι που μετρήσαμε με αυτά είναι η συστολική (*systolic*) και η διαστολική πίεση (*diastolic pressure*) και ο καρδιακός ρυθμός (*heart rate*).

➤ Τρόπος Χρήσης / Λειτουργίας

Το περιβραχιόνιο τοποθετείται εφαρμοστά, ψηλά στο βραχίονα του αριστερού χεριού, περίπου στο ύψος της καρδιάς. Στα ζώα αντίστοιχα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί στο περύγιο ή την ουρά. Είναι σημαντική η σωστή επιλογή του μεγέθους του περιβραχιόνιου για κάθε ασθενή καθώς πολύ μεγάλο περιβραχιόνιο μπορεί να αλλοιώνει τη μέτρηση της πίεσης προς τα πάνω και πολύ μικρό περιβραχιόνιο μπορεί να αλλοιώνει τη μέτρηση προς τα κάτω. Επίσης, σε κλινικές περιπτώσεις μετράται η πίεση και στα δύο χέρια για να διαπιστωθεί τυχόν υψηλή διαφορά μεταξύ των. Συνήθως διαφορά έως 10 mm Hg θεωρείται φυσιολογική ενώ μεγαλύτερη διαφορά μπορεί να υποδηλώνει στένωση του ισθμού της αορτής (*coarctation of the aorta*). Το περιβραχιόνιο συμπιέζεται μέχρι να αποκλείσει εντελώς την αρτηρία [27,29].

Στα χειροκίνητα πιεσόμετρα, ο ιατρός απελευθερώνει αργά την πίεση στο περιβραχιόνιο ακούγοντας με ένα στηθοσκόπιο τη βραχιόνια αρτηρία (*brachial artery*) στον αγκώνα. Καθώς η πίεση του περιβραχιόνιου μειώνεται, ένας ήχος σαν χτύπος (*1st ήχος Korotkoff – 1st Korotkoff sound* - a "whooshing" ή rounding ήχος) ακούγεται όταν η ροή του αίματος ξεκινά ξανά στην αρτηρία. Η πίεση που καταγράφεται όταν ο ήχος αυτός ξεκινά αποτελεί τη συστολική πίεση. Η πίεση του περιβραχιόνιου απελευθερώνεται περαιτέρω μέχρις

όπου ο ήχος αυτός δεν ακούγεται πλέον (*5^{ος} ήχος Korotkoff*). Τότε η πίεση καταγράφεται, και αποτελεί τη διαστολική πίεση. Σε θορυβώδη περιβάλλοντα, όπου η ακρόαση δεν μπορεί να διενεργηθεί, όπως σε πληθώρα επειγόντων περιστατικών, μπορεί να προσδιορισθεί μόνο η συστολική πίεση κατά την απελευθέρωση της πίεσης, όταν ψηλαφηθεί ένας ακτινικός παλμός (*radial pulse*). Αυτή είναι και η περίπτωση στην Κτηνιατρική Ιατρική, όπου σπάνια χρησιμοποιείται η μέθοδος της ακρόασης.

Στα ψηφιακά όργανα, το περιβραχιόνιο μπορεί να χρησιμοποιηθεί γύρω από τον άνω βραχίονα, τον καρπό ή το δάχτυλο. Σε όλες αυτές τις περιπτώσεις ανυψώνεται ώστε να βρίσκεται στο ύψος της καρδιάς. Η διαφορά είναι, όπως έχει αναφερθεί, ότι η μέτρηση γίνεται με την οσλομετρική/ παλμογραφική/ ταλαντομετρική μέθοδο και όχι μέσω της ακρόασης με στηθοσκόπιο [27].

➤ Σημασία

Η σημασία της μέτρησης της πίεσης του αίματος είναι τεράστια και χρησιμοποιείται για τη θεραπεία της Υπέρτασης καθώς και άλλων παθήσεων. Η δε δυνατότητα μέτρησης της πίεσης στο σπίτι, έχει σημαντικά πλεονεκτήματα, καθώς υπάρχουν πληθώρα παραγόντων που μπορεί να επηρεάσουν την πίεση, όπως η σωματική κούραση, οι συναισθηματικές διακυμάνσεις, το άγχος, η λήψη ορισμένων φαρμάκων. Η δυνατότητα μέτρησης στο σπίτι δίνει τη δυνατότητα να γίνουν μετρήσεις σε ένα ήρεμο περιβάλλον και διαφορετικές στιγμές μέσα στη μέρα, γεγονός που αυξάνει την ακρίβεια και αξιοπιστία των μετρήσεων και παρέχει στον ιατρό ένα ιστορικό μετρήσεων που τον βοηθά να εκτιμήσει καλύτερα την πορεία της πάθησης και της αγωγής. Επίσης, η μέτρηση της πίεσης στο σπίτι, μπορεί να καταστήσει δυνατή την εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης σε περιπτώσεις όπου αυτό δε θα ήταν δυνατό [27,29]. Συγκεκριμένα, υπάρχουν δύο τέτοιες καταστάσεις:

- *Υπέρταση της Λευκής Μπλούζας (White Coat Hypertension ή White Coat Syndrome)*, όπου το άτομο παρουσιάζει υψηλότερη πίεση στο ιατρείο λόγω του άγχους της εξέτασης ενώ στην πραγματικότητα έχει χαμηλότερη,
- *Συγκεκριαυμμένη Υπέρταση (Masked Hypertension – MH)*, όπου το άτομο στο ιατρείο εμφανίζει χαμηλότερη πίεση, λόγω του ήρεμου περιβάλλοντος ή του λιγότερου άγχους που έχει κατά την εξέταση σε σχέση με το σπίτι του, ενώ στην πραγματικότητα έχει υψηλότερη πίεση

2.1.3.2 Παλμικό Οξύμετρο

Το παλμικό οξύμετρο (*pulse oximeter*) είναι το δεύτερο ιατρικό όργανο που χρησιμοποιήσαμε για τις μετρήσεις μας, με τη βοήθεια του οποίου μετρήθηκε ο κορεσμός σε οξυγόνο του περιφερικού αίματος (*Peripheral Oxygen Saturation – SpO₂*), ο καρδιακός παλμός (*heart rate – beats per minute – bpm*), ο δείκτης διάχυσης (*Perfusion*

Index – PI) και το *φωτοπληθυσμογράφημα (Photoplethysmogram – PPG)* σε πραγματικό χρόνο.

Το παλμικό οξύμετρο είναι μία συσκευή που αποτελείται από έναν αισθητήρα, η λειτουργία του οποίου θα αναλυθεί παρακάτω, και η οποία επιτρέπει τη μη επεμβατική παρακολούθηση των επιπέδων του οξυγόνου στο αίμα, ή όπως λέγεται του *κορεσμού σε οξυγόνο του αίματος (oxygen saturation – SO₂)*. Το βασικό πλεονέκτημα των οπτικών αισθητήρων, όπως και στην περίπτωση του παλμικού οξύμετρου, στις ιατρικές εφαρμογές είναι ότι έχουν εγγενή ασφάλεια καθώς δεν υπάρχει καμία ηλεκτρική επαφή μεταξύ του ασθενούς και του εξοπλισμού [38]. Η παλμική οξυμετρία παρέχει έναν μη επεμβατικό, ανώδυνο, εύκολα προσβάσιμο και φθινό τρόπο της μέτρησης του οξυγόνου στο αίμα σε πραγματικό χρόνο. Επίσης, τα περισσότερα οξύμετρα σήμερα επιτρέπουν την παρακολούθηση σε *πραγματικό χρόνο (real-time)* του καρδιακού παλμού ενώ κάποια παρέχουν επιπλέον και μετρήσεις φωτοπληθυσμογραφήματος, όπως αυτά που χρησιμοποιήσαμε εμείς.

Στην πιο συνήθη τρόπο λειτουργίας του, εκείνον της *μετάδοσης (transmissive)*, ο οποίος χρησιμοποιείται σε αυτή την εργασία, μία *συσκευή αισθητήρα (sensor device)* τοποθετείται σε κάποιο λεπτό μέρος του ανθρώπινου σώματος, συνήθως στο δάχτυλο ή το λοβό του αυτιού ή στην περίπτωση βρέφους στην πατούσα. Η συσκευή μεταδίδει φως δύο μηκών κύματος μέσω του σώματος σε έναν *φωτοανιχνευτή (photodetector)*. Μετρώντας την αλλαγή στην απορρόφηση καθενός από τα δύο μήκη κύματος, προσδιορίζει πόσο απορροφήθηκαν λόγω του παλμικού αρτηριακού αίματος, αποκλείοντας το φλεβικό αίμα, το δέρμα, τα κόκκαλα, τους μύες, το λίπος και στις περισσότερες περιπτώσεις το βερνίκι νυχιών.

Εναλλακτικός τρόπος λειτουργίας του οξύμετρου είναι αυτός της *ανάκλασης (reflectance pulse oximetry)*, ο οποίος σε αντίθεση με τον μετάδοσης, δεν απαιτεί κάποιο λεπτό μέρος του σώματος και μπορεί να χρησιμοποιηθεί πιο καθολικά, στα πόδια, το μέτωπο, το στήθος αλλά έχει κάποιους περιορισμούς. Σε περιπτώσεις μειωμένης φλεβικής επιστροφής της καρδιάς, όπως στη *συγγενή κυανωτική καρδιοπάθεια*, εκ γενετής ασθένεια που σχετίζεται με δυσχρωμία του δέρματος (μπλε χρώμα) λόγω της χαμηλής συγκέντρωσης οξυγόνου στο αίμα (*congenital cyanotic heart disease*) ή σε ασθενείς σε θέση *Trendelenburg* (δηλαδή σε κληνήρη στάση με κλίση προς τα πάνω), προκαλείται αγγειοδιαστολή και συγκέντρωση φλεβικού αίματος στο κεφάλι που μπορεί να προκαλέσει φλεβικούς και αρτηριακούς παλμούς στο μέτωπο και να οδηγήσει σε αμφίβολης αξιοπιστίας SrO_2 αποτελέσματα [36].



Σχήμα 9. Συσκευή απομακρυσμένου αισθητήρα τοποθετημένη στον καρπό που μετρά και φωτοπληθυσμογράφημα. [36]

➤ Ιστορικά Στοιχεία

Τη δεκαετία του 1930 κατασκευάστηκαν οι πρώτες συσκευές για τη μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στο ανθρώπινο αίμα οι οποίες δούλευαν με χρωματιστό φως. Αυτές οι συσκευές δεν μπορούσαν να διακρίνουν τη διαφορά μεταξύ αρτηριακού και φλεβικού (ή τριχοειδούς) αίματος. Στη συνέχεια, έγινε προσπάθεια για τη συμπερίληψη του φλεβικού και του τριχοειδούς αίματος χρησιμοποιώντας μία από τις δύο ακόλουθες μεθόδους. Η πρώτη αφορούσε στο μηδενισμό του οξύμετρου με τη λήψη αναίμακτης μέτρησης από το λοβό του αυτιού όταν συμπιεζόταν από δύο δάχτυλα. Η δεύτερη μέθοδος, που αναπτύχθηκε κατά το Β΄ Παγκόσμιο Πόλεμο με σκοπό την κατανόηση της απώλειας συνείδησης που υφίσταντο οι πιλότοι της Βασιλικής Αεροπορίας κατά τη διάρκεια αερομαχιών, περιλάμβανε θέρμανση του αίματος στους 43°C. Το πρόβλημα, όμως, και στις δύο μεθόδους ήταν ότι το φως που μεταδιδόταν στο αυτί ή το δάχτυλο, εξασθενούσε από το αρτηριακό, φλεβικό και τριχοειδές αίμα, όπως και από το δέρμα του οποίου το χρώμα και άρα η απορρόφηση διαφέρει σε κάθε άνθρωπο, αλλά και από ιστούς όπως οι μύες, τα κόκκαλα και άλλα [38].

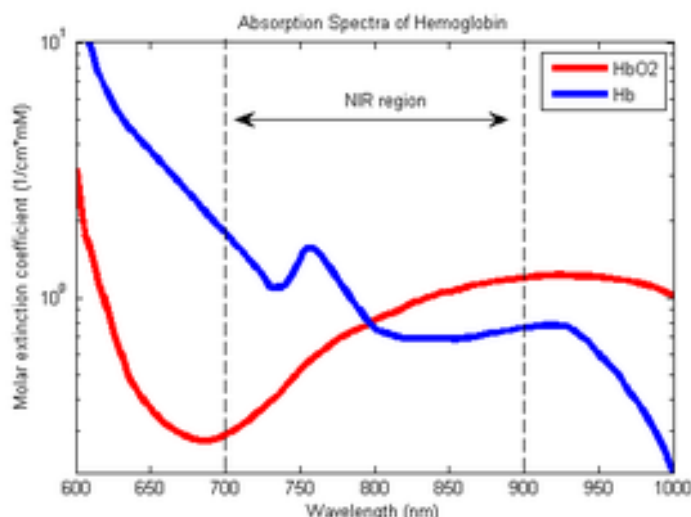
Το 1964 ένας χειρουργός, ο *Robert Shaw* πρώτος κατασκεύασε το πρώτο οξύμετρο αυτιού χρησιμοποιώντας οκτώ διαφορετικά μήκη κύματος. Η συσκευή βγήκε στο εμπόριο από την εταιρεία *Hewlett-Packard*. Δεν έτυχε ευρύτερης αποδοχής λόγω του μεγέθους και του κόστους της και η χρήση της περιορίστηκε σε πνευμονικές λειτουργίες και σε εργαστήρια μελέτης του ύπνου. Η παλμική οξυμετρία αναπτύχθηκε το 1972 από τους μηχανικούς Βιοϊατρικής *Takuo Aoyagi* και *Michio Kishi* και από τον *Nihon Kohden* χρησιμοποιώντας την αναλογία απορρόφησης της κόκκινης προς την υπέρυθρη ακτινοβολία παλλόμενων εξαρτημάτων στην περιοχή μέτρησης. Η συσκευή εμπορευματοποιήθηκε το 1981 από την εταιρεία *Biox* και το 1983 από την *Nellcor*. Μέχρι το 1987 η χρήση της παλμικής οξυμετρίας είχε βρει τη θέση της στο πρότυπο της φροντίδας για τη χορήγηση της γενικής αναισθησίας στα αμερικανικά νοσοκομεία και η χρήση της σταδιακά εδραιώθηκε και στους υπόλοιπους τομείς των νοσοκομείων [36]. Οι συσκευές, όμως, που κατασκευάστηκαν τη δεκαετία του '80 στήριζαν τη λειτουργία τους στο Νόμο *Beer-Lambert*, ο οποίος αγνοεί τη διάχυση του φωτός λόγω των ερυθρών

αιμοσφαιρίων με αποτέλεσμα οι μετρήσεις να μην είναι ορθές. Στη συνέχεια, όπως γίνεται και σήμερα, χρησιμοποιείται ειδικός πίνακας βασισμένος σε εμπειρικά δεδομένα για το συσχετισμό μίας συγκεκριμένης αναλογίας (*ratio*) R , που υπολογίζεται εσωτερικά στη συσκευή από την απόσβεση του φωτός, και του κορεσμού σε οξυγόνο και οι μετρήσεις είναι ορθές. Να σημειωθεί εδώ ότι ο Νόμος Beer-Lambert συσχετίζει την απόσβεση του φωτός με τις ιδιότητες του υλικού διαμέσου του οποίου μεταδίδεται το φως. Η παλμική οξυμετρία σήμερα έχει ευρεία χρήση, τόσο σε ιατρεία και νοσοκομεία (έως και σε Μονάδες Εντατικής Θεραπείας) αλλά και στο σπίτι.

➤ Αρχή Λειτουργίας

Το ατμοσφαιρικό οξυγόνο εισέρχεται στις κυψελίδες του πνεύμονα σε κάθε εισπνοή. Από τις κυψελίδες περνά στο αίμα. Εκεί, ανακαλύφθηκε το 1860, ότι συνδέεται κατά το μεγαλύτερο ποσοστό με την αιμοσφαιρίνη (*haemoglobin*), πρωτεΐνη που βρίσκεται μέσα στα ερυθρά αιμοσφαίρια, και μέσω αυτής μεταφέρεται στη συνέχεια στην κυκλοφορία ώστε να φτάσει σε όλους τους περιφερικούς ιστούς του σώματος. Έτσι, το παλμικό οξύμετρο μετρά το ποσοστό του αίματος που έχει συνδεθεί με οξυγόνο, και πιο συγκεκριμένα το ποσοστό της αιμοσφαιρίνης που έχει συνδεθεί με οξυγόνο.

Η τεχνολογία της παλμικής οξυμετρίας χρησιμοποιεί τα χαρακτηριστικά της απορρόφησης του φωτός από την αιμοσφαιρίνη και τον παλμικό τρόπο ροής του αίματος στις αρτηρίες. Συγκεκριμένα, παρατηρήθηκε το 1860 ότι η απορρόφηση του ορατού φωτός διαμέσου διαλύματος αιμοσφαιρίνης διέφερε με την οξυγόνωση. Αυτό συμβαίνει γιατί οι δύο κοινές μορφές του μορίου, η *αρτηριακή αιμοσφαιρίνη*, που είναι κορεσμένη σε οξυγόνο (*oxidised haemoglobin (HbO₂)*) και έχει έντονο κόκκινο χρώμα και η *φλεβική*, που είναι φτωχή σε οξυγόνο (*reduced haemoglobin (Hb)*) και έχει πιο σκούρο χρώμα, έχουν σημαντικά διαφορετικά οπτικά φάσματα σε μήκη κύματος που κυμαίνονται από 500 nm έως 1000 nm, όπως φαίνεται στο Σχήμα 10. Τη διαφορά αυτή του χρώματος, και άρα τη διαφορετική απορρόφηση σε φως ορισμένου μήκους κύματος, εκμεταλλεύεται η παλμική οξυμετρία. Επίσης, σε κάθε παλμό, υπάρχει μία ελαφρά αύξηση του όγκου του αίματος που ρέει μέσω των αρτηριών, η οποία συνεπάγεται και μία αύξηση στην πλούσια σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνη. [36,37,38].



Σχήμα 10. Τα φάσματα απορρόφησης της κορεσμένης σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνης (HbO₂) και της φτωχής σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνης (Hb) για κόκκινα και υπέρυθρα μήκη κύματος

Το σύνολο σχεδόν του οξυγόνου στο αίμα είναι συνδεδεμένο με την αιμοσφαιρίνη. Ένα μικρό μόνο μέρος είναι διαλυμένο στο πλάσμα. Ο κορεσμός σε οξυγόνο του αίματος (*oxygen saturation – spO₂ ή saO₂*) ορίζεται ως το ποσοστό της αρτηριακής αιμοσφαιρίνης (HbO₂) προς τη συνολική συγκέντρωση της αιμοσφαιρίνης στο αίμα. Εκφράζεται ως ποσοστό %. Τα σύμβολα *SpO₂ (Peripheral Oxygen Saturation)* και *SaO₂ (arterial oxygen saturation)* εκφράζουν και τα δύο τον κορεσμό σε οξυγόνο του αίματος, όμως, έχουν προκύψει με διαφορετικό τρόπο. Το *SpO₂* προκύπτει με έμμεση (*indirect*) μέτρηση, με τη χρήση της παλμικής οξυμετρίας, για παράδειγμα από το δάχτυλο του χεριού, γι' αυτό και εκφράζει την περιφερική τριχοειδή (*peripheral capillary*) κυκλοφορία. Από την άλλη πλευρά, το *SaO₂* προκύπτει με απευθείας (*direct*) μέτρηση με ανάλυση από δείγμα αίματος, για παράδειγμα με την *Ανάλυση Αερίων Αρτηριακού Αίματος (AAAA – AGB – Arterial Blood Gases)* από δείγμα που έχει ληφθεί από αρτηρία [39,40]. Οι δύο μετρήσεις διαφέρουν ελάχιστα στις τιμές, αποτελούν αξιόπιστες πηγές και χρησιμοποιούνται σαν γενικός δείκτης της μεταφοράς του οξυγόνου στους περιφερικούς ιστούς, αν και σύμφωνα με δημοσιευμένη εργασία στο Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο *Henri Mondor* του Παρισιού *UPEC* το 2001, στις Μονάδες Εντατικής Θεραπείας, σε ασθενείς σε κρίσιμη κατάσταση ίσως υπάρχει ανάγκη διασταύρωσης της μέτρησης *SpO₂*, με το εξαγόμενο από δείγμα αίματος, *SaO₂* [41]. Υπό φυσιολογικές συνθήκες, το αρτηριακό αίμα είναι 97% κορεσμένο σε οξυγόνο ενώ το φλεβικό αίμα είναι 75% κορεσμένο σε οξυγόνο [38].

Φυσιολογική ένδειξη για τον κορεσμό του οξυγόνου σε ασθενείς χωρίς καμία πνευμονική παθολογία είναι άνω του 95%. 92% ή λιγότερο υποδηλώνει υποξαιμία ή

υποξία (hyroxia, hyroxiation), παθολογική κατάσταση κατά την οποία ολόκληρο το σώμα (γενικευμένη υποξία) ή ένα μέρος του στερείται επαρκούς οξυγόνωσης. Τιμές κάτω του 89% υποδηλώνουν αναπνευστική ανεπάρκεια, που σημαίνει ότι εάν δεν υπάρχει κάποιος αναστρέψιμος παράγοντας ο ασθενής χρήζει συμπληρωματικής χορήγησης οξυγόνου [37] (βλ. Πίνακα 2).

Πίνακας 2. Φυσιολογικές τιμές κορεσμού σε οξυγόνο του αίματος

Κατάσταση	Έυρος τιμών (% SpO ₂)
Φυσιολογική	> 95
Υποξαιμία	<= 92
Αναπνευστική Ανεπάρκεια	< 89

Το παλμικό οξύμετρο είναι μικρή ιατρική συσκευή, η οποία τοποθετείται συνήθως σε ένα από τα δάχτυλα του χεριού και έχει έναν *αισθητήρα (sensor)*. Ο αισθητήρας αυτός φιλοξενεί μία πηγή φωτός, έναν ανιχνευτή φωτός και έναν μικροεπεξεργαστή, ο οποίος συγκρίνει και υπολογίζει τις διαφορές μεταξύ της πλούσιας και της πτωχής σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνης [37]. Η μία πλευρά του αισθητήρα έχει μια πηγή φωτός, η οποία αποτελείται από ένα ζεύγος μικρών *διόδων εκπομπής φωτός (Light Emitting Diode – LEDs)* μέσα από μία *φωτοδίοδο (photodiode)*, και έτσι εκπέμπεται φως σε δύο μήκη κύματος, *κόκκινο (red – 660 nm)* και *υπέρυθρο (InfraRed – IR – 940 nm)*, τα οποία μεταδίδονται στην πλευρά του *ανιχνευτή φωτός (photodetector)* διαμέσου μέρους του σώματος που είναι σχετικά "διαφανές" και με καλή παλμική ροή αρτηριακού αίματος, όπως το δάχτυλο ή ο λοβός του αυτιού. Η πλούσια σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνη, καθώς έχει έντονο κόκκινο χρώμα απορροφά περισσότερο το υπέρυθρο φως και αφήνει να περάσει περισσότερο το κόκκινο, ενώ η φτωχή σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνη που έχει πιο σκούρο κόκκινο χρώμα, απορροφά περισσότερο το κόκκινο φως και αφήνει να περάσει το υπέρυθρο. Η κόκκινη ακτινοβολία έχει μήκη κύματος εύρους 630 – 700 nm και η υπέρυθρη ακτινοβολία έχει μήκη κύματος εύρους 750 – 10⁶ nm (βλ Σχήμα 10). Το φως που δεν απορροφάται αλλά διαπερνά το μέρος του σώματος και μεταδίδεται στην άλλη πλευρά του οξύμετρου, ανιχνεύεται από τη φωτοδίοδο, ενισχύεται και μετατρέπεται σε τάση. Η παλμική οξυμετρία υποθέτει ότι η απόσβεση του φωτός μπορεί να χωριστεί σε τρεις ανεξάρτητες συνιστώσες, αυτήν που οφείλεται στο αρτηριακό αίμα, τη συνιστώσα που οφείλεται στο φλεβικό αίμα και τέλος στους ιστούς. Ο μικροεπεξεργαστής, αφαιρώντας τις δύο τελευταίες χρησιμοποιεί μόνο τη συνιστώσα που οφείλεται στην εισροή του αρτηριακού αίματος για τον υπολογισμό του κορεσμού σε οξυγόνο, όπως αναφέρθηκε νωρίτερα στον τρόπο λειτουργίας της μετάδοσης (*transmissive*) [38]. Κάνει στη συνέχεια κάποιους υπολογισμούς και με τη χρήση ειδικού πίνακα βασισμένου σε εμπειρικά δεδομένα εξάγει τον κορεσμό σε οξυγόνο του αίματος. Μετατρέπει, τέλος, το αποτέλεσμα σε ψηφιακή ανάγνωση, ορατό στην οθόνη της συσκευής. Αυτές οι μετρήσεις βοηθούν τον ιατρό να εκτιμήσει την ποσότητα του οξυγόνου που μεταφέρεται στο αίμα και να αξιολογήσει την ανάγκη για συμπληρωματικό οξυγόνο. Τα περισσότερα

οξύμετρα εμφανίζουν επίσης τον αριθμό των καρδιακών παλμών ενώ κάποια, όπως αυτά που χρησιμοποιήθηκαν στις μετρήσεις της παρούσας εργασίας εμφανίζουν και το φωτοπληθυσμογράφημα, έννοια που θα αναλυθεί στη συνέχεια [36,37,38] Περισσότερες πληροφορίες για τον τρόπο λειτουργίας του οξύμετρου στο σχετικό έγγραφο του Πανεπιστημίου της Οξφόρδης από το Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών (βλ βιβλιογραφία [38]).

➤ Ενδείξεις: Πλεονεκτήματα και Περιορισμοί

Τα οξύμετρα είναι χρήσιμα σε πληθώρα περιπτώσεων όπου υπάρχει ανάγκη εκτίμησης των επιπέδων οξυγόνου στο αίμα με μη επεμβατικό τρόπο. Εναλλακτικός τρόπος εκτίμησης των επιπέδων οξυγόνου στο αίμα είναι στο εργαστήριο σε δείγμα αίματος που έχει ληφθεί επεμβατικά. Λόγω της ταχύτητας της εξέτασης η παλμική οξυμετρία είναι πολύ χρήσιμη σε τομείς όπως, στην ιατρική των επειγόντων, για παράδειγμα στην εκτίμηση της οξείας δύσπνοιας, ακόμη στη χειρουργική, σε διαδικασίες όπου χορηγείται καταστολή, όπως κατά τη βρογχοσκόπηση (διαγνωστική μέθοδο επισκόπησης των αναπνευστικών οδών των πνευμόνων ή αλλιώς των αεραγωγών) ή για την παρακολούθηση κατά τη μεταφορά βαρέως πασχόντων ασθενών. Έπειτα, σε ασθενείς με αναπνευστικά ή καρδιολογικά προβλήματα όπου ενδέχεται να απαιτείται συμπληρωματική χορήγηση οξυγόνου, για να εκτιμηθεί η αποτελεσματικότητα της θεραπείας ή σε ασθενείς σε κίνδυνο αναπνευστικής ανεπάρκειας (*respiratory failure*) πρέπει να ελέγχεται η αποτελεσματικότητα της ανταλλαγής αερίων στους πνεύμονες, όπως για παράδειγμα πόσο καλά οξυγονώνεται το αρτηριακό αίμα στους πνεύμονες, σε συνεχή βάση [38]. Επίσης η χρησιμότητά τους είναι ανεκτίμητη στην εντατική θεραπεία (*intensive care*) για τη συνεχή παρακολούθηση των ασθενών υπό μηχανικό αερισμό. Χρησιμοποιείται και σε διαταραχές του ύπνου, συγκεκριμένα στην άπνοια ύπνου και την υπόπνοια όπου γίνεται ολονύκτια καταγραφή με ειδικά καταγραφικά οξύμετρα (νυκτερινή οξυμετρία) για διαγνωστικούς λόγους. Τέλος, στα μεγάλα υψόμετρα η πυκνότητα του οξυγόνου στην ατμόσφαιρα είναι μικρότερη και έτσι τα φορητά οξύμετρα μπορεί να είναι χρήσιμα στους ορειβάτες, όπως επίσης και στους πιλότους που πετάνε πάνω από 10.000 πόδια, όπου μπορεί να απαιτείται συμπληρωματικό οξυγόνο [37].

Η παλμική οξυμετρία εκτιμά μόνο την οξυγόνωση, όχι το μεταβολισμό του οξυγόνου ή τις απόλυτες τιμές του οξυγόνου στο αίμα, όπως για παράδειγμα στη σοβαρή αναιμία όπου το αίμα μεταφέρει λιγότερο οξυγόνο, η αιμοσφαιρίνη όμως είναι 100% κορεσμένη. Γι' αυτό το σκοπό, πρέπει να προσδιορισθούν και τα επίπεδα του διοξειδίου του άνθρακα στο αίμα (*carbon dioxide – CO₂*). Έτσι, δεν υποκαθιστά τα αέρια αίματος που ελέγχονται στο εργαστήριο, διότι δεν παρέχει καμία ένδειξη για άλλες πολύ χρήσιμες παραμέτρους της αναπνευστικής λειτουργίας (διοξείδιο του άνθρακα, pH, διττανθρακικό HCO₃⁻ κ.ά.) [36,37].

➤ Παράγοντες που μπορεί να επηρεάσουν την εξέταση

Παράγοντες που μπορεί να επηρεάσουν τα αποτελέσματα της εξέτασης είναι:

- Μειωμένη ροή του αίματος προς τα περιφερικά αγγεία (αγγειοπάθειες)
- Ψυχρά άκρα ή εφίδρωση της περιοχής όπου συνδέεται ο αισθητήρας
- Κίνηση της περιοχής όπου συνδέεται ο αισθητήρας, π.χ. ρίγη
- Πολλαπλοί κάλοι στο δέρμα
- Πρόσφατη χορήγηση σκιαγραφικής ουσίας
- Κάπνισμα
- Εσφαλμένη εφαρμογή του αισθητήρα
- Σοβαρή αναιμία
- Δηλητηρίαση από μονοξείδιο του άνθρακα ή κυανούχα
- Μεθαιμοσφαιριναιμία (υψηλότερη από τη φυσιολογική παρουσία μεθαιμοσφαιρίνης – metHb)

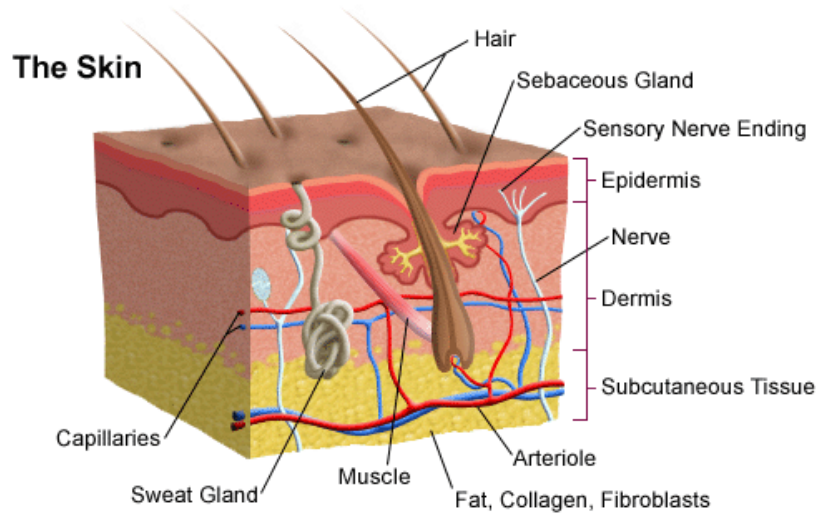
Για να εξασφαλιστεί η ακρίβεια, θα πρέπει ο αισθητήρας να επιστρέφει σταθερές ενδείξεις, σταθερό παλμό και κορεσμό σε οξυγόνο. Απότομες αποκλίσεις μπορεί να υπονοούν λανθασμένες μετρήσεις για κάποιον από τους παραπάνω λόγους [36,37].

➤ Φωτοπληθυσμογράφημα

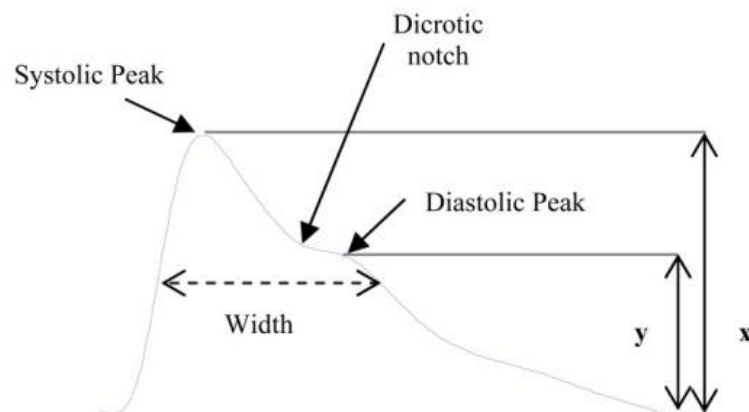
Κάποια παλμικά οξύμετρα, όπως αναφέρθηκε, παρέχουν και μετρήσεις φωτοπληθυσμογραφήματος. Το *φωτοπληθυσμογράφημα* (*photoplethysmogram – PPG*) είναι ένα *πληθυσμογράφημα* (*plethysmogram*) που λαμβάνεται οπτικά και αποτελεί μία ογκομετρική μέτρηση ενός οργάνου του σώματος. Συγκεκριμένα, ο όρος που συντίθεται από δύο αρχαίες ελληνικές λέξεις, «πληθυσμός» με την έννοια της αύξησης και «γράφημα» («*plethysmos*» + «*graph*»), δηλαδή καταγράφει τις διακυμάνσεις στον όγκο αίματος (ουσιαστικά στο μήκος της διαδρομής του φωτός) ή στη ροή αίματος στο σώμα που συμβαίνουν με κάθε παλμό της καρδιάς. Συχνά λαμβάνεται με παλμικό οξύμετρο όπως στην παρούσα εργασία, το οποίο ακτινοβολεί με φως το δέρμα μέσω μιας φωτοδιόδου και από την απόσβεση που έχει υποστεί το φως που λαμβάνεται στην άλλη πλευρά του οξύμετρου, στο φωτοανιχνευτή, υπολογίζει την απορρόφηση του φωτός και τελικά τον κορεσμό σε οξυγόνο του αίματος. Σε αυτή την περίπτωση το παλμικό οξύμετρο ονομάζεται *φωτοπληθυσμογράφος* (*photoplethysmograph*). Να σημειωθεί εδώ ότι ένα συμβατικό οξύμετρο παρακολουθεί την αιμάτωση στο *χόριο* (*dermis*) και τον *υποδόριο ιστό* (*subcutaneous tissue*) του δέρματος, που βρίσκονται κάτω από την επιδερμίδα (βλ Σχήμα 11) [42,69].

Η κυματομορφή του φωτοπληθυσμογραφήματος (PPG) χωρίζεται σε δύο φάσεις, την ανερχόμενη ακμή του παλμού (*anacrotic phase*) και την πτωτική ακμή του παλμού (*catacrotic phase*). Η πρώτη φάση υποδηλώνει κυρίως τη συστολή της καρδιάς και η δεύτερη τη διαστολή και τα ανακλαστικά κύματα από την περιφέρεια. Η οδόντωση

(*dicrotic notch*) που φαίνεται στο Σχήμα 12, παρατηρείται συνήθως στη δεύτερη φάση των ατόμων με υγιώς συμμορφούμενες αρτηρίες. Το μέγιστο *συστολικό πλάτος* (*systolic peak amplitude*) της κυματομορφής PPG μπορεί να επηρεαστεί από πλήθος παραγόντων, όπως φαίνεται στον Πίνακα 3 [44]. Επίσης, η κίνηση κατά την εξέταση δημιουργεί *θόρυβο* (*artifacts*) στο γράφημα, γεγονός που επηρεάζει την ποιότητα των μετρήσεων.



Σχήμα 11. Οι στιβάδες του δέρματος. [43]



Σχήμα 12. Μία τυπική κυματομορφή PPG και οι τυπικές της παράμετροι. [44]

Πίνακας 3. Παράγοντες που επηρεάζουν το συστολικό πλάτος του PPG. [44]

Μέγιστο συστολικό Πλάτος	Παράγοντας	Επίδραση
Χαμηλό	Ανύψωση της θέσης μέτρησης	Μειωμένοι παλμοί του όγκου αίματος και μειωμένος όγκος φλεβικού αίματος
	Αύξηση της Αρτηριακής Πίεσης λόγω αυξημένης περιφερικής αντίστασης	Μειωμένοι παλμοί του όγκου αίματος
	Σοβαρή Υποβολαιμία	Μειωμένοι παλμοί του όγκου αίματος
	Τοπική Υποθερμία	Περιφερική Αγγειοσυστολή
	Ενεργοποίηση του συμπαθητικού νευρικού συστήματος* (άγχος, κρύο)	Περιφερική Αγγειοσυστολή
	Αγγειοσυσπαστικά (π.χ. νοραδρεναλίνη)	Περιφερική Αγγειοσυστολή
Υψηλό	Αυξημένος όγκος αίματος λόγω αυξημένης καρδιακής παροχής	Αυξημένοι παλμοί του όγκου αίματος
	Τα περισσότερα αναισθητικά	Περιφερική Αγγειοσυστολή
	Επισκληρίδιος Αναισθησία	Περιφερική Αγγειοσυστολή

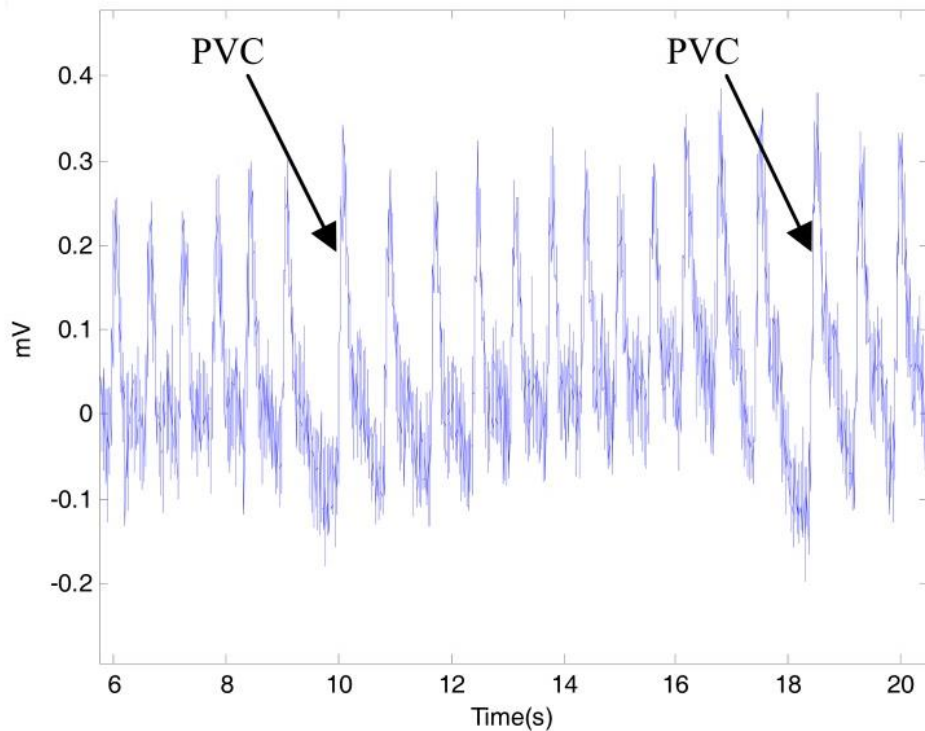
*Η διέγερση του συμπαθητικού νευρικού συστήματος προετοιμάζει τον οργανισμό απέναντι σε κάθε κατάσταση που απειλεί την ομοιόσταση του, και δίνει μία απάντηση μάχης ή φυγής στο ερέθισμα. Σε κάθε όργανο έχει ξεχωριστή δράση, π.χ. στα αγγεία προκαλεί συστολή (αγγειοσυστολή- vasoconstriction) [45].

➤ Χρήσεις του Φωτοπληθυσμογράφηματος

Το Φωτοπληθυσμογράφημα χρησιμοποιείται στην παρακολούθηση του καρδιακού κύκλου και του καρδιακού παλμού, στην παρακολούθηση της αναπνοής, της κατάστασης την αναισθησίας και της υποβολαιμίας (ή υποογκαιμία) και υπερβολαιμίας (ή υπερογκαιμία), αλλαγές του όγκου του αίματος που γίνονται ορατές στο PPG όπως βρέθηκε από τους Shamir, Eidelman και λοιπούς συνεργάτες το 1999 στη σχετική δημοσίευση [42,46].

Συγκεκριμένα, όσον αφορά στην παρακολούθηση του καρδιακού πλάτους και καρδιακού κύκλου, είναι δυνατόν να ανιχνευθεί η παλμική συνιστώσα του καρδιακού κύκλου. Η DC συνιστώσα αυτού του σήματος οφείλεται στη μαζική απορρόφηση του φωτός από τον ιστό του δέρματος ενώ η AC συνιστώσα σχετίζεται άμεσα με τη διακύμανση του όγκου του αίματος, λόγω της παλμικής πίεσεως του καρδιακού κύκλου, που επαναλαμβάνεται

σε κάθε παλμό. Έχει βρεθεί ότι η AC συνιστώσα του PPG είναι ανάλογη της πίεσης που προκαλεί ο παλμός, της διαφοράς δηλαδή μεταξύ διαστολικής και συστολικής πίεσης στις αρτηρίες. Είναι δυνατόν μέσω των χαρακτηριστικών που εξάγονται από το PPG να εντοπιστούν *πρώιμες κοιλιακές συστολές (Premature Ventricular Contractions (PVCs))*, όπου το πλάτος της κυματομορφής είναι μειωμένο (βλ Σχήμα 13), ενώ είναι δυνατόν να ανιχνευθούν και η *κοιλιακή ταχυκαρδία (ventricular tachycardia)* καθώς και η *κοιλιακή μαρμαρυγή (ventricular fibrillation)* [42].



Σχήμα 13. Πρώιμες κοιλιακές συστολές (PVC) ορατές στο PPG. [44]

Η αναπνοή επηρεάζει τον καρδιακό κύκλο μεταβάλλοντας την ενδοπλευρική πίεση (πίεση μεταξύ του θωρακικού τοιχώματος και των πνευμόνων) και αντίστοιχα τους όγκους παλμού, μεταβολές που γίνονται αντιληπτές στο PPG.

Η φωτοπληθυσμογραφία βρίσκει εφαρμογή και στην παρακολούθηση της αναισθησίας, όπου ο αναισθησιολόγος πρέπει να κρίνει υποκειμενικά αν ο ασθενής βρίσκεται σε κατάσταση επαρκούς αναισθησίας. Σε αυτή την περίπτωση, η τομή μπορεί να προκαλέσει άμεση απόκριση του συμπαθητικού νευρικού συστήματος, ορατή στο πλάτος του PPG [42].

Το φωτοπληθυσμογράφημα έχει αποτελέσει αντικείμενο έρευνας και μελέτης για την εξαγωγή χαρακτηριστικών και συσχετισμών με την αρτηριακή πίεση και άλλες φυσικές παραμέτρους για την εφαρμογή του σε νέες διαγνωστικές εφαρμογές. Το σχετικό ερευνητικό υπόβαθρο από τη διεθνή βιβλιογραφία θα παρουσιαστεί στην αντίστοιχη ενότητα.

➤ **Δείκτης Διάχυσης (Perfusion Index – PI)**

Ο δείκτης διάχυσης που εμφανίζεται στην οθόνη του παλμικού οξύμετρου αποτελεί μετρική αξιολόγησης της δύναμης του παλμού στην εκάστοτε τοποθεσία μέτρησης. Είναι ο λόγος του παλμικού αίματος προς το μη-παλμικό αίμα στους περιφερικούς ιστούς ενός ατόμου. Κυμαίνεται από 0.02%, πολύ αδύναμος παλμός έως 20% για πολύ δυνατό παλμό. Αποτελεί μία αριθμητική μέτρηση που υποδεικνύει το ποσοστό της υπέρυθρης (IR) ακτινοβολίας που επιστρέφει στο φωτοανιχνευτή. Μεταβάλλεται ανάλογα με τον ασθενή, την τοποθεσία μέτρησης και τις εκάστοτε φυσιολογικές συνθήκες. Αποτελεί μέτρο της αξιοπιστίας της εκάστοτε μέτρησης, καθώς αυξάνει ο PI αυξάνει και η αξιοπιστία των μετρήσεων. Έτσι, κάθε ασθενής πρέπει να προσδιορίσει το δικό του δείκτη διάχυσης για τον οποίο η μέτρηση είναι αξιόπιστη. Γενικά, κάτω από 0.4% οι τιμές του οξύμετρου είναι αναξιόπιστες. Το PI χρησιμοποιείται, μαζί με άλλες παραμέτρους, για την παρακολούθηση βαρέως πασχόντων ασθενών. Έχει πολλές εφαρμογές, όπως για παράδειγμα σαν πρώτη προειδοποίηση σε περίπτωση αποτυχίας αναισθησίας, όπου έρευνες έχουν δείξει ότι η αύξηση του PI είναι ένας πρώιμος δείκτης ότι η γενική ή επισκληρίδιος αναισθησία εκκίνησε τη διαστολή των περιφερικών αιμοφόρων αγγείων, το οποίο τυπικά συμβαίνει πριν την εκκίνηση της αναισθησίας. Οπότε η έλλειψη αυτής της *αιχμής (spike)* υποδεικνύει την αποτυχία του επιθυμητού αποτελέσματος της αναισθησίας [74].

2.2 Τεχνολογικό Υπόβαθρο

2.2.1 Ολοκληρωμένα Προγραμματιστικά Περιβάλλοντα – IDE

Για την υλοποίηση της παρούσας εργασίας χρησιμοποιήθηκαν για προγραμματισμό σε Java τα ολοκληρωμένα προγραμματιστικά περιβάλλοντα (*IDE – Integrated Development Environment*) *Android Studio* και *IntelliJ IDEA*. Το *IntelliJ* έχει αναπτυχθεί από την εταιρεία *JetBrains*, παλαιότερα γνωστή με το όνομα *IntelliJ*. Η πρώτη έκδοση του εν λόγω περιβάλλοντος έγινε διαθέσιμη τον Ιανουάριο 2001 και ήταν από τα πρώτα διαθέσιμα περιβάλλοντα για Java. Το 2010 σημείωσε την υψηλότερη βαθμολογία σε έκθεση του περιοδικού τεχνολογίας της πληροφορίας (IT – Information Technology) *Infoworld*, έναντι των λοιπών κορυφαίων εργαλείων παγκοσμίως: *Eclipse*, *Netbeans* και *JDeveloper* [47]. Το *Android Studio* είναι περιβάλλον ανοιχτού λογισμικού το οποίο προορίζεται για ανάπτυξη εφαρμογών στην *Android* πλατφόρμα και παρουσιάστηκε από την *Google* το Μάιο του 2013 ενώ η πρώτη σταθερή έκδοση, η έκδοση 1.0, έγινε διαθέσιμη το Δεκέμβριο του 2014 [48].

2.2.2 ReST Services και Spring

Ο Εξυπηρετητής (*Server*) που υλοποιήσαμε ακολουθεί τις αρχές του ReST και υλοποιείται με την τεχνολογία *Spring*. Το *ReST (Representational State Transfer (REST))*, το οποίο αντικατέστησε με τα χρόνια το παλαιότερο *SOAP*, λόγω της ευκολίας στη χρήση του και τη μεγαλύτερη απλότητά του, είναι ένα σχεδιαστικό πρότυπο λογισμικού του Παγκόσμιου Ιστού (*WWW –World Wide Web*) το οποίο ορίζει πώς διευθυσιοδοτούνται και μεταφέρονται οι πόροι (*resources*) ενός συστήματος πάνω στο πρωτόκολλο HTTP από πελάτες που είναι γραμμένοι σε διαφορετικές γλώσσες προγραμματισμού [52]. Συγκεκριμένα, συντίθεται από κάποιους περιορισμούς – αρχές που πρέπει να ικανοποιούν οι *ψηφίδες (components)* ενός συστήματος και οι μεταξύ τους *διασυνδέσεις (connectors)*, και σε αυτή την περίπτωση το σύστημα λέγεται *Restful* [49].

Το ReST εισήγαγε το 2000 στη διδακτορική διατριβή του με τίτλο «Αρχιτεκτονικά πρότυπα και Σχεδιασμός του Δικτύου με βάση Αρχιτεκτονικές Λογισμικού» ο *Roy Thomas Fielding*, στο Πανεπιστήμιο της Καλιφόρνια στην πόλη *Irvine*. Οι αρχές του Rest είναι έξι [49,50]:

1. *Ομοιόμορφη Διεπαφή (Uniform Interface)*. Θεμελιώδης αρχή του ReST, ορίζει τη διαπροσωπεία μεταξύ πελατών και διακομιστών. Απλοποιεί και αποσυνδέει την αρχιτεκτονική πελάτη – διακομιστή, επιτρέποντας σε κάθε πλευρά να εξελιχθεί ανεξάρτητα.
2. *Χωρίς Κατάσταση (Stateless)*. Η απαραίτητη κατάσταση για το χειρισμό του αιτήματος περιέχεται στο ίδιο το αίτημα, ως μέρος του αναγνωριστικού *URI (Uniform Resource Identifier)*, του σώματος (*body*), των κεφαλίδων (*headers*), των αλφαριθμητικών παραμέτρων του ερωτήματος (*query-string parameters*).
3. *Ένα σύστημα ιεραρχημένο με τη χρήση της cache μνήμης (Cacheable)*. Πρέπει να ορίζεται αν οι αποκρίσεις μπορούν να «κρυφτούν» στη μνήμη cache ή όχι, ώστε οι πελάτες να μην επαναχρησιμοποιούν άκυρα ή ακατάλληλα δεδομένα. Έτσι βελτιώνεται η επεκτασιμότητα και η απόδοση.
4. *Πελάτης – Διακομιστής (ή Εξυπηρετητής) (Client – Server)*. Το ότι η ομοιόμορφη διεπαφή διασφαλίζει το χωρισμό των πελατών από τους εξυπηρετητές, συνεπάγεται ότι οι πελάτες δεν απασχολούνται με θέματα όπως η αποθήκευση των δεδομένων, το οποίο αποτελεί εσωτερική λειτουργία του κάθε εξυπηρετητή. Βελτιώνεται έτσι, η φορητότητα του κώδικα-πελάτη. Ισοδύναμα, ζητήματα όπως η διεπαφή χρήστη του πελάτη ή η κατάσταση χρήστη, δεν αφορούν τους εξυπηρετητές, οι οποίοι είναι απλούστεροι και ευκολότερα επεκτάσιμοι.
5. *Διαστρωματωμένο Σύστημα (Layered System)*. Ο χρήστης-πελάτης δεν μπορεί να γνωρίζει εάν συνδέεται άμεσα με τον Εξυπηρετητή ή με ένα ενδιάμεσο επίπεδο. Οι ενδιάμεσοι εξυπηρετητές μπορεί να βελτιώνουν την επεκτασιμότητα του συστήματος αλλά και την ασφάλειά του.

6. *Κώδικας κατά Ζήτηση (Code on Demand)* (προαιρετικό). Οι διακομιστές πρέπει να είναι σε θέση να παρατείνουν προσωρινά ή να προσαρμόζουν τη λειτουργικότητα ενός πελάτη με τη μεταφορά κώδικα που μπορεί να εκτελέσει, για παράδειγμα μεταγλωτισμένες ψηφίδες, όπως βοηθητικές εφαρμογές Java.

Όπως όλες οι Web εφαρμογές, έτσι και οι Restful εφαρμογές έχουν τα ακόλουθα χαρακτηριστικά [51]:

- Είναι ανεξάρτητες της πλατφόρμας στην οποία τρέχουν (*Platform-independent*), π.χ. Εξυπηρετητής μπορεί να τρέχει σε Unix, ο πελάτης να τρέχει σε Mac
- Είναι ανεξάρτητες της γλώσσας προγραμματισμού στην οποία έχουν υλοποιηθεί (*language independent*) (π.χ. η C# μπορεί να επικοινωνεί με Java)
- Βασίζονται σε πρότυπα (*standard-based*), π.χ. τρέχουν «πάνω» στο πρωτόκολλο HTTP
- Μπορούν να εκτελούνται παρουσία τείχους προστασίας από τους ιούς (*firewall*)

Όπως αναφέρθηκε, σε όλες σχεδόν τις εφαρμογές ReST (*ReST APIs – Application Programming Interface*), χρησιμοποιείται το πρωτόκολλο *HTTP (Hypertext Transfer Protocol)*, το οποίο προσφέρει τις τέσσερις CRUD (Δημιουργία – Create, Ανάγνωση – Read, Ανανέωση – Update, Διαγραφή – Delete) μεθόδους με τις αντίστοιχες υλοποιήσεις POST, GET, PUT, DELETE και τις λοιπές http μεθόδους.

Περισσότερες πληροφορίες για το ReST στο σύνδεσμο βιβλιογραφίας του *IBM developerWorks* [52] αλλά και στο σχετικό βίντεο “What is REST Anyway?” διαθέσιμο στο σύνδεσμο *Rest Api Tutorial* [51].

Στην παρούσα εργασία, το υπολογιστικό σύστημα στηρίζεται στη σχέση πελάτη – διακομιστή, αρχιτεκτονική η οποία θα αναλυθεί στο επόμενο κεφάλαιο. Ο διακομιστής είναι Restful server και ο πελάτης είναι Android εφαρμογή η οποία εκτελείται σε έξυπνες συσκευές αφής (smartphones κλπ.). Η ανταλλαγή των δεδομένων μεταξύ τους γίνεται με *JSON (JavaScript Object Notation)*, το οποίο είναι ένα ανοιχτό πρότυπο που χρησιμοποιεί γλώσσα αναγνωρίσιμη από τον άνθρωπο για να μεταδώσει αντικείμενα δεδομένων. Το JSON δεν εξαρτάται από την εκάστοτε γλώσσα προγραμματισμού. Ο *Douglas Crockford* πρώτος όρισε τη μορφή JSON, το οποίο ορίζεται από δύο πρότυπα, RFC 7159 και το ECMA-404 [53]. Ένα αντικείμενο που εκφράζεται σε JSON, περιέχεται πάντα σε αγκύλες {}. Ένα απλό JSON παράδειγμα, το οποίο ορίζει ένα αντικείμενο υπαλλήλων, με ένα πίνακα τριών εγγραφών είναι [54]:

```
{"employees": [
  {"firstName": "Alex", "lastName": "Smith"},
  {"firstName": "Samantha", "lastName": "Evergreen"},
  {"firstName": "Peter", "lastName": "Jones"}
]}
```

Το *Spring Πλαίσιο Εφαρμογής (Spring Framework)* είναι λογισμικό ανοιχτού κώδικα που παρέχει τη δυνατότητα υλοποίησης Java εφαρμογών με εύκολο και αποδοτικό τρόπο. Συγκεκριμένα παρέχει υποστήριξη και διαχείριση υποδομών δίνοντας τη δυνατότητα στον προγραμματιστή να ασχοληθεί με την εφαρμογή καθεαυτή. Αναπτύχθηκε πρώτα από τον *Rod Johnson* για το *Apache 2.0* το 2003. Περισσότερες πληροφορίες για το τεχνικό πλαίσιο Spring στο σύνδεσμο βιβλιογραφίας της *Wikipedia* [55].

Για την αποθήκευση των μετρήσεων, η Βάση Δεδομένων υλοποιήθηκε στην πλατφόρμα *Mongo (Mongo Database)*. Η *Mongo* βάση είναι μία εγγραφοκεντρική βάση δεδομένων εγγράφων, στην παρούσα εργασία *JSON* εγγράφων, ενώ αποφεύγει το παραδοσιακό μοντέλο της σχεσιακής βάσης δεδομένων. Περισσότερες πληροφορίες στο σύνδεσμο της *Wikipedia* [56].

2.2.3 Αισθητήρες

Στην ενότητα του Θεωρητικού Υπόβαθρου παρουσιάστηκαν τα δύο ιατρικά όργανα που χρησιμοποιούνται σε αυτή την εργασία, το πιεσόμετρο και το παλμικό οξύμετρο. Το παλμικό οξύμετρο έχει έναν αισθητήρα, με τον οποίο ανιχνεύει τον κορεσμό του οξυγόνου στο αίμα, τον καρδιακό παλμό και το φωτοπληθυσμογράφημα και τα μετατρέπει σε αναγνώσιμες μετρήσεις, τις οποίες ο μικροεπεξεργαστής εμφανίζει στην οθόνη. Ένας αισθητήρας, στο γενικότερο ορισμό του, είναι μία συσκευή που ανιχνεύει ένα φυσικό μέγεθος και παράγει από αυτό μία μετρήσιμη έξοδο. Οι αισθητήρες χρησιμοποιούνται σε καθημερινά αντικείμενα, όπως κουμπιά ανελκυστήρων ευαίσθητα στην αφή ενώ έχουν εφαρμογές στα αυτοκίνητα, τη ρομποτική, την ιατρική και άλλα.

Στη βιβλιογραφία αναφέρονται πολλοί τρόποι κατηγοριοποίησης των αισθητήρων, εδώ αναφέρονται τρεις. Αρχικά, οι αισθητήρες κατηγοριοποιούνται με βάση το τι μετρούν και διακρίνονται σε φυσικούς και χημικούς. Οι φυσικοί αισθητήρες μετρούν φυσικά μεγέθη, όπως θέση, ρεύμα, χρόνο, μάζα ενώ οι χημικοί ελέγχουν την παρουσία διαφορετικών αερίων σε συγκεκριμένη ατμόσφαιρα. Ο δεύτερος τρόπος σχετίζεται με τα υλικά στις φυσικές ιδιότητες των οποίων στηρίζεται η λειτουργία του αισθητήρα, και έτσι υπάρχουν οι κατηγορίες των ημιαγωγικών, αγωγικών, διηλεκτρικών, μαγνητικών και υπεραγωγικών αισθητήρων. Τέλος, ένας τρίτος τρόπος κατηγοριοποίησης αναφέρεται στη χρήση του αισθητήρα με σημαντικότερες κατηγορίες τους βιομηχανικούς, ιατρικούς, περιβαλλοντικούς, στρατιωτικούς καθώς και τους αισθητήρες μεταφοράς και αυτοματισμού [58].

Για την επιλογή κάθε φορά του κατάλληλου αισθητήρα εξετάζονται τα χαρακτηριστικά του, τα οποία διαμορφώνονται από το φαινόμενο στο οποίο βασίζει τη λειτουργία του ο κάθε αισθητήρας. Βασικά χαρακτηριστικά των αισθητήρων είναι [57, 58]:

- *Συμβατότητα*, ένα μέγεθος που περιγράφει κατά πόσον η εγκατάσταση του οργάνου θα επηρεάσει την τιμή της παραμέτρου που πρόκειται να μετρήσει.
- *Εύρος Λειτουργίας*, ορίζεται από τα όρια στα οποία η μηχανή λειτουργεί αξιόπιστα.
- *Αβεβαιότητα*, προσδιορίζεται από το σφάλμα της μέτρησης, τη διαφορά ανάμεσα στην μετρούμενη και την πραγματική τιμή.
- *Ακρίβεια*, καθορίζεται από το μέγιστο σφάλμα που μπορεί να περιέχεται στην ένδειξή του. Στην πράξη όλες οι συσκευές περιέχουν σφάλμα στις μετρήσεις τους, το ζητούμενο είναι να είναι το μικρότερο δυνατό.
- *Διακριτικότητα*, η μικρότερη τιμή της εισόδου που μπορεί να ανιχνεύσει.
- *Ευαισθησία*, ο λόγος της εξόδου προς την είσοδο του αισθητήρα, προσδιορίζει πόσο εύκολα ένας αισθητήρας μπορεί να μετρήσει ένα φυσικό μέγεθος.
- *Θόρυβος*, δημιουργείται κατά τη διάρκεια μια μέτρησης από τους εξωτερικούς παράγοντες, π.χ. γειτνίαση με πηγές τάσης υψηλής συχνότητας.
- *Διαστάσεις*, δηλαδή μέγεθος του αισθητήρα.
- *Βαθμονόμηση*, βαθμολόγηση της κλίμακας σε μονάδες.
- *Νεκρή ζώνη*, το μέγιστο ποσό αλλαγής της εισόδου που δεν επιφέρει αλλαγή στην έξοδο
- *Γραμμικότητα*, ο βαθμός στον οποίο η σχέση μεταξύ της εξόδου και της εισόδου του αισθητήρα προσεγγίζει μια ευθεία γραμμή.
- *Απόκριση*, ο χρόνος που απαιτείται για να λάβει την τελική τιμή η έξοδος.
- *Καθυστερήση*, η καθυστέρηση της αλλαγής της εξόδου ως προς την είσοδο.
- *Ευστάθεια*, η μεταβολή της εξόδου σε μεγάλη χρονική περίοδο, χωρίς μεταβολή της εισόδου και των συνθηκών.
- *Υστέρηση*, οι διαφορές στην έξοδο όταν η κατεύθυνση της μεταβολής της εισόδου αντιστραφεί. Έτσι παράγεται σφάλμα και επηρεάζεται η ακρίβεια της συσκευής.
- *Επαναληψιμότητα*, η παραγωγή του ίδιου αποτελέσματος, σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, με την ίδια είσοδο.
- *Χρόνος λειτουργίας*, ο εκτιμώμενος χρόνος λειτουργίας στα πλαίσια των προδιαγραφών του.

Οι αισθητήρες έχουν πρωτεύοντα ρόλο στη συνεχή παρακολούθηση φυσικών παραμέτρων σε άτομα, όπως καρδιακού παλμού ή αρτηριακής πίεσης, για διαγνωστικούς ή θεραπευτικούς λόγους. Σε δημοσίευση των *Masayaki Nakamura* και *Jiro Nakamura* και των συνεργατών τους, στο περιοδικό *Sensors*, το 2011, σχεδιάστηκε σύστημα ασύρματων και περιβαλλοντικών αισθητήρων, με στόχο την παρακολούθηση των ζωτικών σημάτων ενός ατόμου, όπως ο καρδιακός παλμός και η πίεση του αίματος. Συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκαν δύο αισθητήρες, οι οποίοι προσαρτώνται στην κατάλληλη θέση στο σώμα του ατόμου, και ένας κόμβος αισθητήρων περιβάλλοντος οι

οποίοι ελέγχουν την παρουσία του ατόμου στο σηματοδοτούμενο χώρο. Οι τρεις αισθητήρες στέλνουν τα δεδομένα που συλλέγουν σε ένα PC, μέσω Bluetooth και των IEEE 802.15.4 ασύρματων τεχνολογιών, ενώ απαραίτητος είναι ο σωστός συγχρονισμός των αισθητήρων για την επεξεργασία των δεδομένων ώστε να είναι δυνατή η παρακολούθηση του καρδιακού ρυθμού και της πίεσης αίματος του ατόμου [2].

Περισσότερες πληροφορίες για τους αισθητήρες και την αρχή λειτουργίας τους στο σύνδεσμο βιβλιογραφίας [58].

2.2.4 Bluetooth Low Energy – Ble

Στην παρούσα διπλωματική εργασία η αποστολή των δεδομένων που ανιχνεύονται από το παλμικό οξύμετρο στέλνονται μέσω της τεχνολογίας *Bluetooth Low Energy (Ble)* στην android εφαρμογή και γίνονται ορατά στην οθόνη της συσκευής αφής.

Αρχικά, το Bluetooth είναι ένα βιομηχανικό πρότυπο για ασύρματα προσωπικά δίκτυα υπολογιστών (*Wireless Personal Area Networks, WPAN*). Πρόκειται για μια ασύρματη τηλεπικοινωνιακή τεχνολογία μικρών αποστάσεων, η οποία μπορεί να μεταδώσει σήματα μέσω μικροκυμάτων σε ψηφιακές συσκευές. Επομένως, το Bluetooth είναι ένα πρωτόκολλο το οποίο παρέχει προτυποποιημένη, ασύρματη επικοινωνία ανάμεσα σε κινητά τηλέφωνα, φορητούς υπολογιστές, προσωπικούς υπολογιστές, εκτυπωτές, καθώς και ψηφιακές φωτογραφικές μηχανές ή ψηφιακές κάμερες, μέσω μιας ασφαλούς, φθηνής και παγκοσμίως διαθέσιμης, χωρίς ειδική άδεια ραδιοσυχνότητας μικρής εμβέλειας. Αυτό που επιτυγχάνεται, είναι η «διασύνδεση» μεταξύ των προαναφερθέντων συσκευών χωρίς, όμως, να χρειάζεται η παρουσία καλωδίων, με χαμηλό κόστος και χαμηλή κατανάλωση ισχύος. Πρώτη η *Ericsson* δημοσίευσε αυτό το πρότυπο το 1999 καθότι μέχρι τότε δεν υπήρχε κάποιο ευρέως αποδεκτό πρότυπο για ασύρματα προσωπικά δίκτυα υπολογιστών (*Wireless Personal Area Networks, WPAN*). Το Bluetooth λειτουργεί στο «αδέσμευτο» φάσμα συχνοτήτων των 2,4 GHz, ώστε οι συσκευές που ενσωματώνουν την τεχνολογία αυτή να μπορούν να λειτουργήσουν απροβλημάτιστα σε οποιοδήποτε σημείο του πλανήτη [59].

Η τεχνολογία Bluetooth Low Energy (*Ble*), ή αλλιώς *Bluetooth Smart* ή αλλιώς Έκδοση 4.0+ του εγγράφου προδιαγραφών Bluetooth, είναι ένα υποσύνολο της κλασικής Bluetooth τεχνολογίας, το οποίο, όμως, έχει τα πλεονεκτήματα της χαμηλότερης κατανάλωσης ενέργειας και έτσι μπορεί να «τρέχει» για την ανάπτυξη εφαρμογών σε συσκευές που λειτουργούν με τυπικές μπαταρίες σε σχήμα νομίσματος (*coin cell batteries*) έως και για 2 χρόνια και τυποποιημένης αρχιτεκτονικής, που οδηγεί σε χαμηλό κόστος [61,63].

Η τεχνολογία αυτή εισηγήθηκε πρώτα από τη *Nokia* το 2006 ως μέρος του εσωτερικού της έργου «Wibree», υιοθετήθηκε, όμως, αργότερα από την εταιρεία *Bluetooth SIG* το 2010. Στήριξη για το Ble προσφέρουν οι περισσότερες πλατφόρμες σήμερα [60,61]:

- iOS5+ (προτιμότερα iOS7+)
- Android 4.3+ (πολλά σφάλματα διορθώθηκαν στην έκδοση 4.4+)
- Apple OS X 10.6+
- Windows 8 (XP, Vista and 7 υποστηρίζουν μόνο το Bluetooth 2.1)
- GNU/Linux Vanilla BlueZ 4.93+
- Windows phone
- Blackberry

Η εταιρεία *Bluetooth SIG* προβλέπει ότι μέχρι το 2018 περισσότερα από το 90% των έξυπνων τηλεφώνων με Bluetooth θα υποστηρίζουν το Bluetooth Smart [60].

Δύο από τα χαμηλότερα επίπεδα του BLE, είναι το *Φυσικό* (Physical – PHY) και το *Στρώμα Ζεύξης* (Link Layer – LL) [65]. Το Φυσικό Στρώμα φροντίζει για την εκπομπή και τη λήψη σε επίπεδο bits. Το Στρώμα Ζεύξης παρέχει μέση πρόσβαση, εγκαθίδρυση της σύνδεσης, έλεγχο σφαλμάτων και έλεγχο ροής. Τα ανώτερα στρώματα είναι ο *Έλεγχος Λογικού Συνδέσμου* (Logical Link Control), το *Πρωτόκολλο Προσαρμογής* (Adaptation Protocol – L2CAP), το *Πρωτόκολλο Γενικών Χαρακτηριστικών* (Generic Attribute protocol – GATT) και το *Προφίλ Γενικής Πρόσβασης* (Generic Access Profile – GAP). Το στρώμα L2CAP είναι σε θέση να πολλαπλέξει τα κανάλια δεδομένων των ανώτερων στρωμάτων, να κατατμήσει (κατάτμηση – segmentation) και να επανασυνδέσει (reassembly) τα μεγάλα πακέτα δεδομένων. Το στρώμα GAP είναι αυτό το οποίο καθιστά τη συσκευή ορατή στον εξωτερικό κόσμο και ορίζει πώς οι δύο συσκευές αλληλεπιδρούν μεταξύ τους. Το στρώμα GATT έρχεται μετά το GAP, όπου έχουν συνδεθεί οι δύο συσκευές, και είναι υπεύθυνο για την επικοινωνία των δύο συσκευών, καθώς ορίζει τον τρόπο με τον οποίο οι δύο Ble συσκευές στέλνουν τα δεδομένα χρησιμοποιώντας έννοιες οι οποίες ονομάζονται *Υπηρεσίες* (Services) και *Χαρακτηριστικά* (Characteristics). Γίνεται χρήση ενός γενικότερου πρωτοκόλλου το οποίο ονομάζεται *ATT* (Attribute Protocol). Παρόμοια με το κλασικό Bluetooth (BT), το Ble χρησιμοποιεί *εξάπλωση σφάσματος με προσαρμοστική μεταπήδηση συχνοτήτων* (adaptive frequency hopping spread spectrum) ώστε να αποκτήσει πρόσβαση στο κοινόχρηστο κανάλι. Ο αριθμός των *μεταπηδήσεων* (hops) είναι 43 και το πλάτος του καναλιού 2 Mhz, σε αντίθεση με τις 79 μεταπηδήσεις και πλάτος καναλιού 1 Mhz στο κλασικό BT [65,67,68,69].

Το στρώμα GAP ορίζει διάφορους ρόλους για τις συσκευές, αλλά οι δύο πιο βασικοί είναι οι *Κεντρικές* (central) και οι *Περιφερειακές* (peripheral) συσκευές ή όπως αλλιώς αναφέρεται ο ρόλος του «αφέντη» (master) και του «σκλάβου» (slave) αντίστοιχα. Οι περιφερειακές συσκευές είναι μικρές, χαμηλής ισχύος και περιορισμένων πόρων που μπορούν να συνδεθούν σε πιο δυνατές κεντρικές συσκευές, όπως για παράδειγμα σε μία συσκευή παρακολούθησης του καρδιακού ρυθμού. Οι κεντρικές συσκευές είναι συνήθως οι συσκευές αφής (τα κινητά τηλέφωνα, τα tablet), στα οποία συνδέονται οι περιφερειακές συσκευές, και έχουν πολύ μεγαλύτερη επεξεργαστική ισχύ και μνήμη. Η κεντρική συσκευή μπορεί να διαχειριστεί πολλαπλές ταυτόχρονες συνδέσεις με περιφερειακές συσκευές ενώ η περιφερειακή συσκευή μπορεί να συνδεθεί μόνο σε μία

κεντρική. Επομένως, η τοπολογία του Ble δικτύου είναι αστέρα. Εν αντιθέσει με το κλασικό BT, η «ανακάλυψη» των συσκευών γίνεται ώστε η συσκευή – «σκλάβος» να δηλώσει την παρουσία της σε ένα από τα τρία προς αυτό το σκοπό κανάλια (*advertisement channels*). Αυτά τα κανάλια βρίσκονται σε διαφορετικά μέρη του φάσματος για να παρέχουν προστασία από παρεμβολές με το *Ασύρματο Δίκτυο 802.11 (802.11/Wi-Fi)*. Η συσκευή – «αφέντης» ανιχνεύει αυτά τα κανάλια ώστε να ανακαλύψει τις συσκευές – «σκλάβους». Μετά την ανίχνευση, λαμβάνει χώρα η μετάδοση των δεδομένων κατά την οποία η συσκευή – «αφέντης» και η συσκευή – «σκλάβος» έχουν συνδεθεί και συγχρονίζονται για την ανταλλαγή των πακέτων. Στον υπόλοιπο χρόνο και οι δύο συσκευές *αδρανούν (sleep)* [65,67].

Στην τεχνολογία αυτή, υπάρχει ένας εκπομπέας Ble σήματος, στην περίπτωση μας το παλμικό οξύμετρο, ο οποίος στέλνει περιοδικά δεδομένα με την Ble τεχνολογία, τα οποία λαμβάνει μία συσκευή αφής (smartphone, tablet) δεδομένου ότι διαθέτει το κατάλληλο λογισμικό. Σε σύγκριση με το κλασικό Bluetooth, το Ble διαφέρει, γιατί στέλνει λιγότερα δεδομένα σε μικρότερες αποστάσεις (περίπου 50 μέτρα) χρησιμοποιώντας πολύ λιγότερη ισχύ. Είναι σχεδιασμένο ώστε να στέλνει μικρές ποσότητες δεδομένων ανά ένα καθορισμένο χρονικό διάστημα, π.χ. 100 msec. Έτσι βρίσκει εφαρμογές, για την αποστολή επί παραδείγματι, μετρήσεων γλυκόζης στην οθόνη ελέγχου του ασθενή ή στο κινητό του ιατρού ή όπως συμβαίνει στην περίπτωση της παρούσας εργασίας, για την αποστολή των μετρήσεων που ανιχνεύει ο αισθητήρας του παλμικού οξύμετρου στην έξυπνη συσκευή του ατόμου. Υπάρχουν μάλιστα ειδικά *προφίλ (profiles)* του Ble για τη χρήση του σε τομείς όπως στον Τομέα της Υγείας, των Αθλητικών, στη Δικτύωση του Διαδικτύου, σε γενικού σκοπού Αισθητήρες καθώς και άλλες εφαρμογές. Στον τομέα της Υγείας συγκεκριμένα, υπάρχουν τα ακόλουθα τέσσερα προφίλ: [60,62,65]

- *BLP (Blood Pressure Profile)*, για την παρακολούθηση της Πίεσης του Αίματος.
- *HTP (Health Thermometer Profile)*, για ιατρικές συσκευές μέτρησης θερμοκρασίας.
- *GLP (Glucose Profile)*, για συσκευές παρακολούθησης της γλυκόζης στο αίμα.
- *CGMP (Continuous Glucose Monitor Profile)*, για συνεχή παρακολούθηση της γλυκόζης.

Σε δημοσίευση των *Matti Siekkinen, Markus Hienkari, Jukka K. Nurminen*, το 2012, οι οποίοι μελέτησαν της κατανάλωση ισχύος του Ble και πραγματοποίησαν μετρήσεις σε σύγκριση με την τεχνολογία *ZigBee/802.15.4* (πρωτόκολλο της IEEE), διαπίστωσαν ότι όντως οι Ble συσκευές εξοικονομούν περισσότερη ενέργεια σε σχέση με τον αριθμό των *ψηφιολέξεων (bytes)* που στέλνονται ανά μονάδα Joule που καταναλίσκεται. Επιπρόσθετα, υποδεικνύουν κάποιους περιορισμούς, που αν καταργηθούν, θα μπορούσε να βελτιωθεί σημαντικά η χρήση της ενέργειας στην Ble τεχνολογία [65].

Για περισσότερες πληροφορίες πάνω στο θέμα του *Bluetooth Smart*, προτείνεται ο σύνδεσμος βιβλιογραφίας του *Safari Books Online* [64], στη δημοσίευση που προαναφέρθηκε "*How Low Energy is Bluetooth Low Energy? Comparative Measurements with ZigBee/802.15.4*" [65] και ο σύνδεσμος βιβλιογραφίας του *Argenox* "*A BLE Advertising Primer*" [66].

2.3 Ερευνητικό Υπόβαθρο

Σε αυτή την ενότητα παρατίθενται κάποιες ερευνητικές εργασίες και δημοσιεύσεις από την παγκόσμια βιβλιογραφία αναφορικά με την έννοια και τις χρήσεις του Φωτοπληθυσμογραφήματος και τις φυσικές παραμέτρους που μπορούμε να μετρήσουμε μέσω αυτού.

2.3.1 Δημοσιεύσεις (Papers)

Στη δημοσίευση του *Reisner*, καθηγητή στον Τομέα της Επείγουσας Ιατρικής του Τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου του *Harvard* και στον Τομέα των Επιστημών Υγείας και Τεχνολογίας του Πανεπιστημίου του *MIT*, του *Shaltis*, σύμβουλου έρευνας και των συνεργατών τους στο περιοδικό *Anesthesiology* το 2008, μελετάται η χρησιμότητα του Φωτοπληθυσμογραφήματος (PPG) στην παρακολούθηση του κυκλοφορικού συστήματος. Διαπιστώνεται ότι όντως το PPG αποτελεί πηγή πλούτου πληροφοριών για το κυκλοφορικό σύστημα, όμως η σύνθετη αιτιολογία του μπορεί να αποτελεί περιορισμό για νέες εφαρμογές. Επειδή, η παλμική οξυμετρία είναι μη επεμβατική και έχει ευρεία χρήση στα νοσοκομεία ενώ η δεύτερη απαιτεί επεμβατική μέτρηση, αποτελεί δημοφιλές αντικείμενο της σύγχρονης έρευνας η εξαγωγή πληροφοριών για το κυκλοφορικό σύστημα από το Φωτοπληθυσμογράφημα [69].

Το PPG είναι παρόμοιο γραφικά με την κυματομορφή της αρτηριακής πίεσης του αίματος. Είναι συνήθως μία ποιοτική μέτρηση, όπου στον τρόπο λειτουργίας της μετάδοσης (*transmission mode*), μειώσεις στην απορρόφηση φωτός υποδεικνύουν ανάλογες αυξήσεις στον όγκο αίματος και το αντίστροφο. Η ποσοτική σχέση μεταξύ του όγκου αίματος, ο οποίος διανέμεται σε ένα μη κανονικό δίκτυο αγγείων, και του κλάσματος των εκπεμπόμενων φωτονίων που διαπερνά τον ιστό είναι πολύπλοκη. Έως κάποιο βαθμό αντιπροσωπεύεται από το νόμο *Beer – Lambert*, κατά τον οποίο εάν μία ακτίνα φωτός προσπίπτει κάθετα σε ένα ομογενές επίπεδο αίματος, η έντασή του φθίνει εκθετικά ως συνάρτηση της απόστασης, π.χ. $Μετ\acute{\alpha}δοση = e^{-alc}$, όπου a ο συντελεστής απορρόφησης του υλικού, l το μήκος του επιπέδου και c η συγκέντρωση του υλικού. Ο περιορισμός του νόμου *Beer – Lambert* έγκειται στο γεγονός ότι λαμβάνει υπόψη μόνο τη διάχυση του φωτός, το μέγιστο παράγοντα της απόσβεσης του φωτός και όχι τους άλλους παράγοντες της απόσβεσης (διασπορά, ανάκλαση, σκέδαση). Επίσης, υποθέτει μία απλοποιημένη ομογενή γεωμετρία ιστού, η οποία αποτελεί καλή προσέγγιση στην περίπτωση ομοιόμορφα διαχεόμενου αγγειακού στρώματος, όπως το λοβό του αυτιού ή την άκρη του δαχτύλου. Στην ίδια δημοσίευση διατυπώνεται ότι στην περίπτωση μεγαλύτερων περιοχών του σώματος όπως στο λαιμό ή το μέτωπο, τα οπτικά φαινόμενα που λαμβάνουν χώρα είναι πιο σύνθετα τα διακριτά αγγεία μπορεί να αλλοιώσουν την

ακρίβεια του PPG και των παλμικών οξύμετρων. Η διάδοση του φωτός μέσω ετερογενούς μέσου έχει αποτελέσει αντικείμενο ουσιώδους θεωρητικής μελέτης. Τα συστατικά που συναντά πρώτα το φως στη διαδρομή του, συνεισφέρουν περισσότερο στο Φωτοπληθυσμογράφημα ενώ τα συστατικά των ιστών που υπάρχουν περιφερικά είναι λιγότερο σημαντικά. Άλλοι παράγοντες που κάνουν ακόμα πιο σύνθετη τη σχέση μεταξύ του όγκου του αίματος και του PPG είναι οι ιδιότητες της φωτοδιόδου, όπως η θέση, το μέγεθος, η ένταση αλλά και το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που εκπέμπει, και του φωτοανιχνευτή, όπως η θέση, το μέγεθος και οι φωτοβολταϊκές του ιδιότητες. Ένας επιπλέον παράγοντας είναι η ταχύτητα της ροής του αίματος, πιθανότατα λόγω της συσσώρευσης ή αναπροσανατολισμού των ερυθρών αιμοσφαιρίων (*red blood cells* ή *erythrocytes*), που εξαρτάται από τη ροή, η οποία καθώς αυξάνει, αυξάνει και το PPG. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι ένας παλμός αίματος αυξάνει και την οπτική πυκνότητα αλλά και το μήκος της διαδρομής διαμέσου του ακτινοβολούμενου ιστού, λόγω της ενδοαγγειακής αύξησης των ερυθρών αιμοσφαιρίων και της αιμοσφαιρίνης η οποία απορροφά το φως. Είναι δύσκολο *in vivo* (πειράματα που πραγματοποιούνται σε ιστούς έμβιων οργανισμών) να γίνει διάκριση μεταξύ των επιδράσεων της αιματικής ροής και των όγκων παλμού [69].

Στον δεύτερο τρόπο λειτουργίας του παλμικού οξύμετρου, αυτόν της ανάκλασης (*reflectance-mode*), ένας φωτοανιχνευτής μπορεί να τοποθετηθεί παράλληλα με τη φωτοδίοδο και να καταγράψει το φως που επιστρέφει πίσω. Σε αυτόν τρόπο λειτουργίας, τα εκπεμπόμενα φωτόνια που ανιχνεύονται από τον φωτοανιχνευτή, ακολουθούν μία διαδρομή φωτός μέσω από τον ιστό (σύνολο κυττάρων με παρόμοια μορφή και λειτουργία), σε σχήμα μπανάνας, και μετά βίας διεισδύουν βαθύτερα από το δέρμα [69]. Η λογική είναι εντελώς διαφορετική σε σύγκριση με τον τρόπο λειτουργίας της μετάδοσης, όπου τα εκπεμπόμενα φωτόνια διανύουν κατά μήκος τον ανθρώπινο ιστό και ανιχνεύονται στο άλλο άκρο της εκπομπής. *In vitro* (πειράματα σε δοκιμαστικό σωλήνα) η ανακλαστική φωτοπληθυσμογραφία αναδεικνύει μία εντελώς διαφορετική σχέση μεταξύ του όγκου του αίματος και της έντασης του φωτός. Όσο μεγαλύτερη η ένταση του φωτός στο φωτοανιχνευτή τόσο μεγαλύτερος ο όγκος αίματος στο αγγείο. Αυτό οφείλεται στην αιμόλυση των ερυθρών αιμοσφαιρίων (όταν καταστρέφονται και τα συστατικά τους διαλύονται στο περιβάλλον υγρό, π.χ. πλάσμα [70]), τα οποία λειτουργούν σαν μικροί καθρέφτες και εντείνουν, με αυτόν τον τρόπο, το φαινόμενο της ανάκλασης. Παρ' όλα αυτά, *in vivo* η σχέση μεταξύ του όγκου του αίματος και της έντασης του φωτός είναι παρόμοια με τον τρόπο λειτουργίας της μετάδοσης. Αυτό συμβαίνει γιατί καθώς το φως της διόδου εισέρχεται στον ιστό, ανακλάται από τις βαθύτερες δομές και καθώς επιστρέφει, φωτίζει από πίσω τα επιφανειακά αιμοφόρα αγγεία. Στη συνέχεια, καθώς αυτά γεμίζουν με περισσότερο αίμα, απορροφούν και περισσότερο φως και τελικά η ένταση του φωτός που ανιχνεύεται στον φωτοανιχνευτή είναι μειωμένη σε σχέση με την αρχική [69].

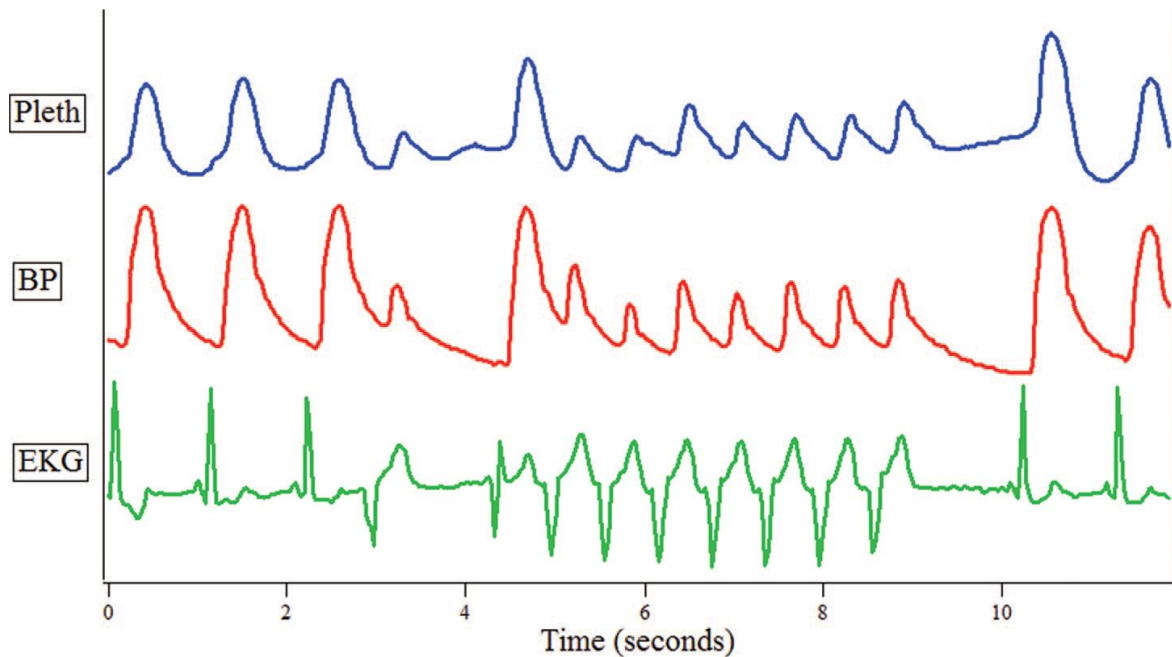
Μία διαφορά μεταξύ των δύο τρόπων λειτουργίας είναι ότι το παλμικό οξύμετρο στον ανακλαστικό τρόπο λειτουργίας προσκολλάται στο δέρμα και αυτή η χαμηλότερη πίεση που ασκείται, σε σχέση με την πίεση που ασκεί ένα παλμικό οξύμετρο στον μεταδοτικό τρόπο λειτουργίας του, καθιστά τις φλεβικές ταλαντώσεις (*venous oscillations*) στο PPG εμφανέστερες. Οφείλονται εν μέρει στην προσπάθεια του οργανισμού για τη λειτουργία της αναπνοής, γεγονός που καθιστά τον τρόπο ανάκλασης ευνοϊκό για εξαγωγή δεδομένων σχετικά με τον αναπνευστικό ρυθμό και όγκο από το PPG. Από την άλλη πλευρά, αυτή ακριβώς η μικρή πίεση στο δέρμα αυξάνει την αναλογία σήματος προς θόρυβο στο PPG. Σε κάθε περίπτωση, δεν υπάρχει ακόμη επαρκής έρευνα που να υποδεικνύει ποιος τρόπος λειτουργίας ενδείκνυται καλύτερα για τις αιμοδυναμικές εφαρμογές εκτίμησης του όγκου του αίματος στα αγγεία, του καρδιακού ή του αναπνευστικού ρυθμού [69].

Ο *Leonard* και οι συνεργάτες του το 2006 στο Βασιλικό Νοσοκομείο του Εδιμβούργου πραγματοποίησαν μετρήσεις για τη μέτρηση του αναπνευστικού ρυθμού από 12 υγιείς εθελοντές οι οποίοι ανέπνεαν φυσιολογικά με τη χρήση πλήρως αυτοματοποιημένου αλγόριθμου εφαρμοσμένου στο Φωτοπληθυσμογράφημα που λάμβαναν από κάθε άτομο. Τα άτομα καλούνταν σε κάθε αναπνοή τους να κινούν ένα κουμπί με το δεξί τους χέρι. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι ο αναπνευστικός ρυθμός κυμαίνεται από 6.56 έως 18.89 αναπνοές το λεπτό και μέσω εκπαίδευσης του αλγορίθμου κατέστη δυνατή η μέτρηση του αναπνευστικού ρυθμού με μέγιστο σφάλμα μεταξύ της μεθόδου του PPG και της χειροκίνητης μέτρησης 7.9% . Το σφάλμα αυτό είναι αρκετά μικρό ενώ ο αλγόριθμος αυτός κάνει πιο εφικτή την ανάπτυξη στο μέλλον ενός μη επεμβατικού, αξιόπιστου συστήματος παρακολούθησης του αναπνευστικού ρυθμού σε ασθενείς σε κρίσιμη κατάσταση [75].

Έχει αποτελέσει αντικείμενο έρευνας η συσχέτιση της AC συνιστώσας του Φωτοπληθυσμογραφήματος με την αρτηριακή πίεση αίματος (*ABP – Arterial Blood Pressure*). Γραφικά υπάρχουν πολλές ομοιότητες μεταξύ των δύο γραφημάτων. Ένα χαρακτηριστικό του Φωτοπληθυσμογραφήματος είναι το πλάτος του γραφήματος. Δεν πρέπει, όμως, να θεωρηθεί ότι το πλάτος παλμού είναι ανάλογο της αρτηριακής πίεσης ή το αντίστροφο. Δεν είναι ασύνηθες να μειώνεται το πλάτος της κυματομορφής του PPG ενώ η αρτηριακή πίεση αυξάνεται [77]. Για την εύρεση και αξιοποίηση αυτής της σχέσης έχουν κατασκευαστεί υπολογιστικές συσκευές με τις τεχνικές γραμμικών συναρτήσεων μεταφοράς και των νευρωνικών δικτύων. Σε δημοσίευσή τους το 2000, ο *Millesseau* και οι συνεργάτες του έδειξαν ότι το σχήμα αλλά όχι η απόλυτη τιμή του ABP μπορεί να εκτιμηθεί από το PPG χρησιμοποιώντας κατάλληλη συνάρτηση μεταφοράς [71]. Επίσης, οι *Allen* και *Murray* το 1999, έδειξαν ότι με τη χρήση νευρωνικού δικτύου, το οποίο βαθμονομούσαν ξεχωριστά σε κάθε άτομο, το ABP μπορούσε να εκτιμηθεί από το PPG σε ελεγχόμενες εργαστηριακές συνθήκες [72]. Το 1988 ο *Yamakoshi* και οι συνεργάτες

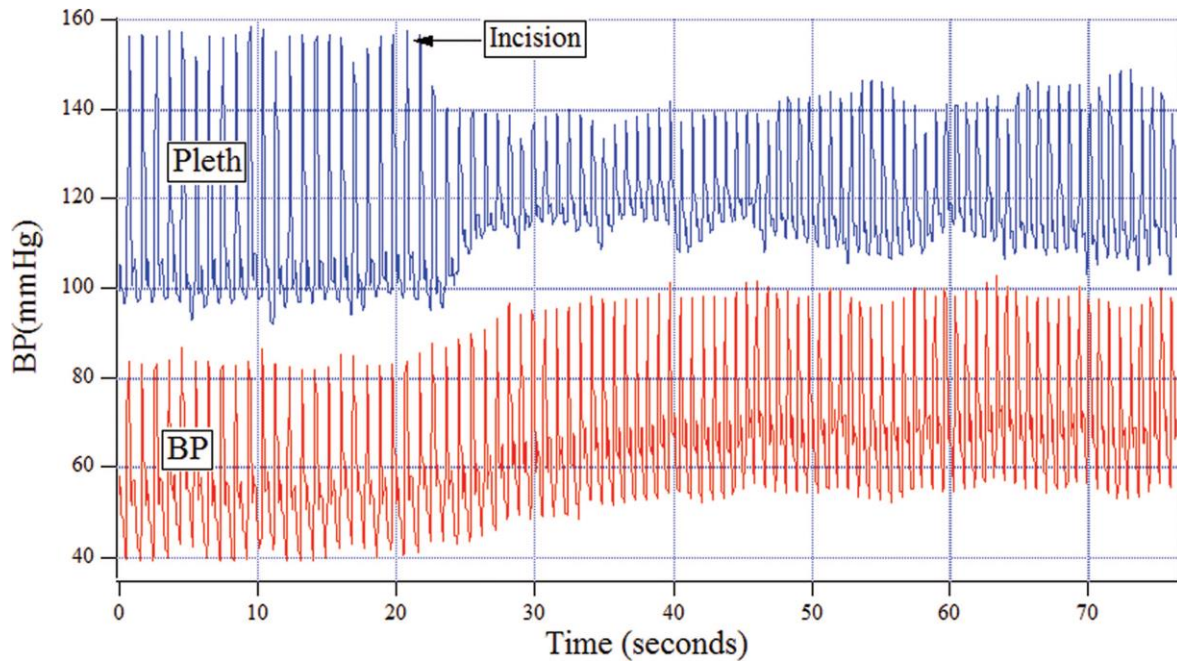
του χρησιμοποίησαν τη Φωτοπληθυσμογραφία σε διάφορες οσilloμετρικές μεθόδους [73].

Η πιο τυπική εφαρμογή του Φωτοπληθυσμογραφήματος είναι η δοκιμή για την παρουσία ή απουσία *μετρήσιμης αιμάτωσης (measurable perfusion)*. Ένα παράδειγμα χρήσης της με ανάμικτα αποτελέσματα επιτυχίας, είναι ως δείκτη των αποτελεσματικών θωρακικών πιέσεων κατά την καρδιακή ανακοπή, όπου οι πιέσεις στο στήθος μπορεί να οδηγήσουν σε φωτοπληθυσμογράφημα απατηλά παλμικό, το οποίο θα σχετίζεται π.χ. με απότομες κινήσεις και όχι με αγγειακή παλμικότητα. Εκεί, έχει προταθεί ότι η χρήση του οξύμετρου π.χ. στο δάχτυλο του χεριού και η προσεκτική παρατήρηση του PPG για τον εντοπισμό της χαρακτηριστικής οδόντωσης (*dicrotic notch*) μπορεί να είναι χρήσιμο στην καρδιοπνευμονική ανάνηψη (βλ. Σχήμα 12). Επίσης, έχει χρησιμοποιηθεί ως συνεχής δείκτης βιωσιμότητας του μοσχεύματος (*graft viability*). Να σημειωθεί, όμως, ότι η φωτοπληθυσμογραφία μπορεί να είναι παραπλανητική στην περίπτωση της *φλεβικής απόφραξης (venous obstruction)*, καθώς το PPG φαίνεται παλμικό γιατί οι επιφανειακές αρτηρίες μπορεί ακόμα να πάλλονται αλλά δεν υπάρχει ροή αίματος στους ιστούς. *Φλεβική απόφραξη* συχνά προκαλείται από την αντίδραση του σώματος σε ξένα σώματα με το να αναπτύσσονται θρόμβοι και να μην επιτρέπεται η ροή του αίματος. Μία ακόμη εφαρμογή του PPG είναι η μέτρηση του Χρόνου Μετάδοσης Παλμού, *PTT (Pulse Transit Time)*, που είναι ο χρόνος για να διαδοθεί η κυματομορφή παλμού πίεσης (*Pulse Pressure waveform*) κατά μήκος ενός αρτηριακού δέντρου (από το κεντρική αρτηρία ως τα περιφερικά τριχοειδή). Το PTT σχετίζεται άμεσα με την αρτηριακή πίεση, αν και περισσότερο αποτελεί συνάρτηση της *ταχύτητας του κύματος παλμού (pulse wave velocity)*. Επίσης, εφαρμογή του PPG αποτελεί η μέτρηση και παρακολούθηση του καρδιακού παλμού και της αλλαγής στον καρδιακό ρυθμό ενώ χρησιμοποιείται και ως βοηθητικό του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (*Electrocardiogram – ECG*) για τον εντοπισμό αρρυθμιών. Σε δημοσίευση του *Shelley*, το 2007 στο Τμήμα Αναισθησιολογίας του Πανεπιστημίου του Yale, αναφέρεται η χρήση του PPG στη χρήση εντοπισμού των αρρυθμιών, ειδικά σε συνδιασμό με το Ηλεκτροκαρδιογράφημα [69]. Όπως φαίνεται στο Σχήμα 14 μετά από κάθε πρώιμη κοιλιακή συστολή ακολουθεί μία παύση, η οποία δίνει χρόνο στην κοιλία να γεμίσει. Έτσι, στον επόμενο φυσιολογικό παλμό υπάρχει αυξημένος όγκος παλμού (*stroke volume*) (βλέπε Σχήμα 14) [77]. Το PPG, όμως, δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση του φυσιολογικού καρδιακού ρυθμού στη θέση του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος, καθώς ένας κανονικός παλμός μπορεί να έχει λιγότερο χαρακτηριστικό σχήμα σε σχέση με τα QRS επάρματα του ECG, ειδικά αν ληφθεί υπόψη ο θόρυβος στο σήμα λόγω κίνησης. Οι πρόσφατες έρευνες δείχνουν επίσης ότι το PPG θα μπορούσε να είναι χρήσιμο στη μη επεμβατική παρακολούθηση του κυκλοφορικού συστήματος, όπου αν και υπάρχουν πολλές δυσκολίες στο σχεδιασμό και υλοποίηση, εν τούτοις νέες συσκευές μπορεί να εκμεταλλευτούν τον πλούτο πληροφοριών που προσφέρει το PPG [69].



Σχήμα 14. Η επίδραση της κοιλιακής ταχυκαρδίας στην κυματομορφή του παλμικού οξύμετρου (Pleth), της αρτηριακής πίεσης (BP) και του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG). Η ξαφνική μείωση του πλάτους της κυματομορφής του παλμικού οξύμετρου σε συνδιασμό με την αλλοιωμένη μορφή του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG) προειδοποιεί για την παρουσία μιας παθολογικής επικίνδυνης κατάστασης. [77]

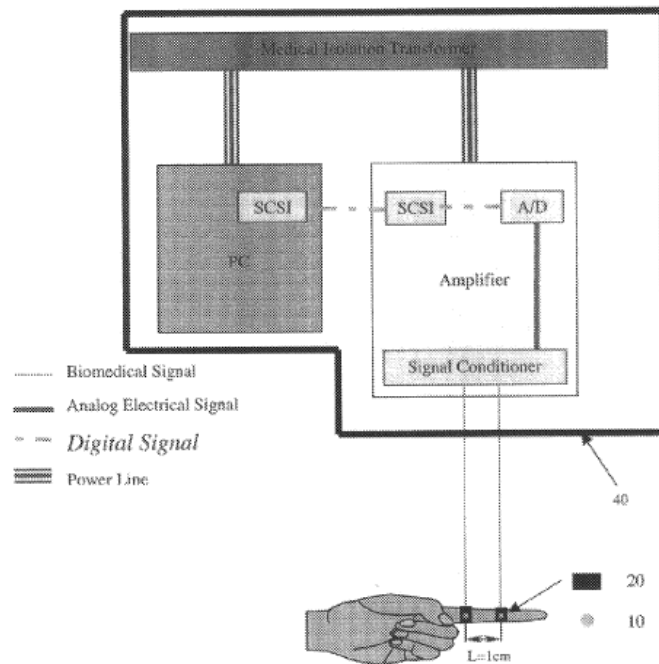
Σε δημοσίευση των Takazawa και των συνεργατών του το 1998 στο Ιατρικό Κολλέγιο στο Τόκιο της Ιαπωνίας πραγματοποιήθηκαν μελέτες με χορήγηση φαρμάκων και επιδημιολογικές μελέτες, σύμφωνα με τις οποίες η δεύτερη παράγωγος του Φωτοπληθυσμογραφήματος μπορεί να είναι χρήσιμη για την αξιολόγηση της γήρανσης των αγγείων και τον έλεγχο της αθηροσκληρωτικής νόσου ή αρτηριοσκλήρυνσης [76]. Άλλες εφαρμογές της περιλαμβάνουν τη χρήση του παλμικού οξύμετρου στην παρακολούθηση της αντίδρασης του οργανισμού, κατά τη γενική αναισθησία. Στο Σχήμα 15 φαίνεται ότι μετά την πρώτη τομή σε χειρουργική επέμβαση, το πλάτος του PPG μειώνεται, ενώ η αρτηριακή πίεση αυξάνεται λόγω της ενεργοποίησης του συμπαθητικού συστήματος που προκαλεί αγγειοσυστολή [77].



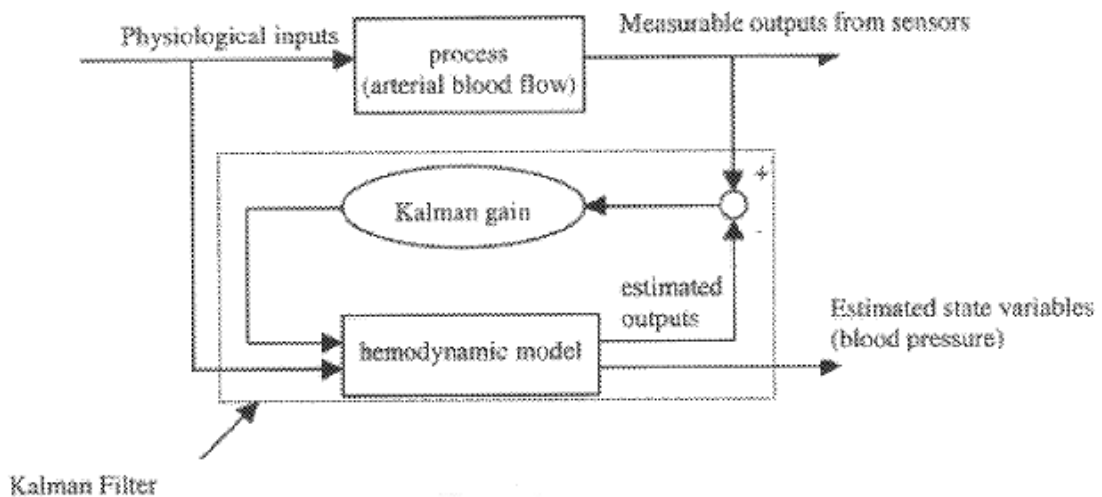
Σχήμα 15. Απόκριση της κυματομορφής του παλμικού οξύμετρου σε χειρουργικό ερέθισμα. Μετά την πρώτη τομή (*incision*) το πλάτος του Φωτοπληθυσμογραφήματος μειώνεται σημαντικά, ένδειξη του ερεθίσματος του συμπαθητικού νευρικού συστήματος, που αντιδρά στη μεταβολή και προκαλεί περιφερική αγγειοσυστολή. Η συνακόλουθη αύξηση της αρτηριακής πίεσης υποστηρίζει αυτή την εξήγηση. [77]

2.3.2 Ευρεσιτεχνίες (Patents)

Σε αμερικανική ευρεσιτεχνία του *Yang* και των συνεργατών του το 2002, εφευρέθηκε σύστημα που επιτρέπει τη μη επεμβατική συνεχή παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης σε προχωρημένα καρδιαγγειακά νοσήματα χωρίς τη χρήση περιβραχιόνιου (*cuff*). Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιεί δύο φωτοπληθυσμογράφους δαχτύλου (*finger photoplethysmographs*) σε δύο διαφορετικές τοποθεσίες του σώματος, οι οποίοι παρέχουν μετρήσεις σχετικά με την αλλαγή της διαμέτρου της αρτηρίας στις δύο τοποθεσίες αντίστοιχα. Οι μετρήσεις αυτές μαζί με τις μετρήσεις ενός φωτοπληθυσμογράφου ειδικής αντίστασης (*Electrical Impedance Photoplethysmograph – EIP*), ο οποίος τοποθετείται μέσω ηλεκτρικής επαφής στο δάχτυλο του ασθενούς και παρέχει μετρήσεις για την αλλαγή της ηλεκτρικής αντίστασης του τμήματος της αρτηρίας μεταξύ των δύο τοποθεσιών, εισάγονται ως είσοδοι σε έναν ελεγκτή (*controller*) για την εξαγωγή της στιγμιαίας αρτηριακής πίεσης του ασθενούς βάσει ενός αιμοδυναμικού μοντέλου, η οποία μετατρέπεται σε αναπαράσταση κατάστασης – χώρου (*state – space representation*). Εφαρμόζεται, τέλος, ένα φίλτρο Kalman για τον υπολογισμό των εσωτερικών μεταβλητών κατάστασης, όπως η πίεση του αίματος βάσει των σημάτων που συλλέγουν οι μη επεμβατικοί αισθητήρες του συστήματος (βλ Σχήματα 16 και 17) [78].

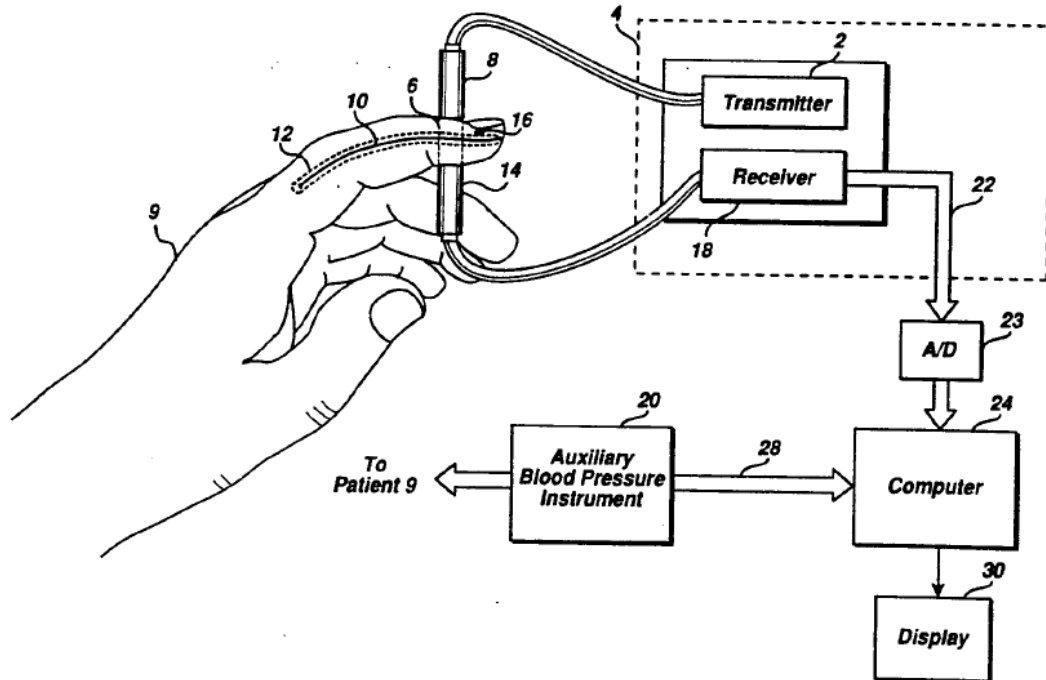


Σχήμα 16. Σύστημα εκτίμησης της αρτηριακής πίεσης χωρίς τη χρήση περιβραχιόνιου (cuff), όπως παρουσιάζεται στην ευρεσιτεχνία του Yang και των συνεργατών του. [78]



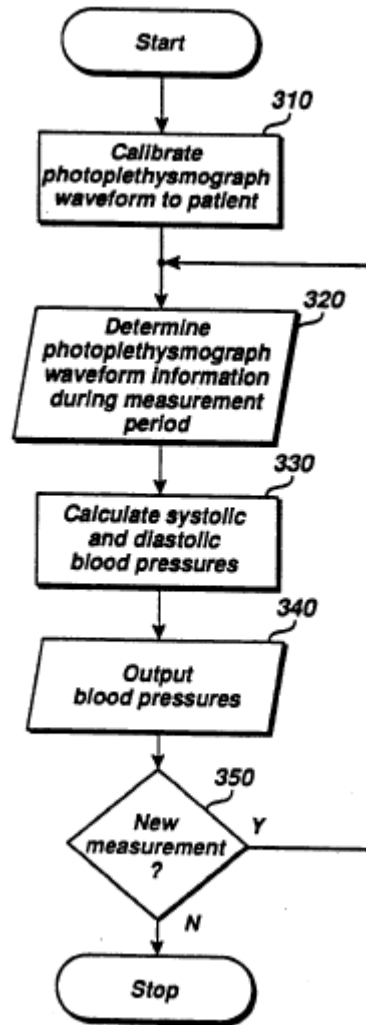
Σχήμα 17. Το φίλτρο Kalman που εκτιμά τις εσωτερικές μεταβλητές κατάστασης, όπως η αρτηριακή πίεση βάσει των σημάτων που συλλέγουν οι μη επεμβατικοί αισθητήρες του συστήματος. [78]

Σε αμερικανική ευρεσιτεχνία του Jones και των συνεργατών του το 1992, εφευρέθηκε συσκευή για τον καθορισμό της αρτηριακής πίεσης με τη χρήση Φωτοπληθυσμογράφου (βλ Σχήμα 18).



Σχήμα 18. Σύστημα για τον καθορισμό της αρτηριακής πίεσης με τη χρήση Φωτοπληθυσμογράφου. [79]

Ο αλγόριθμος της συγκεκριμένης συσκευής περιλαμβάνει τη βαθμονόμηση της κυματομορφής του φωτοπληθυσμογραφήματος (PPG) στον ασθενή για τον καθορισμό μιας αρτηριακής σταθεράς, την εξαγωγή πληροφορίας από το PPG, τον περαιτέρω καθορισμό της συστολικής και διαστολικής πίεσης με τη βοήθεια υπολογιστή βάσει των δεδομένων που έχουν συλλεχθεί και της αρτηριακής σταθεράς, και την εξαγωγή των αποτελεσμάτων στην οθόνη. Τέλος, εάν αυτό είναι επιθυμητό επαναλαμβάνεται η μέτρηση (βλ Σχήμα 19). Για περισσότερες πληροφορίες στο σύνδεσμο της βιβλιογραφίας [79].



Σχήμα 19. Σχηματικό διάγραμμα (*block diagram*) του αλγόριθμου της ευρεσιτεχνίας του Jones και των συνεργατών του, με σκοπό τον καθορισμό της αρτηριακής πίεσης με τη χρήση Φωτοπληθυσμογράφου. [79]

2.3.3 Διδακτορική Διατριβή (Ph.D dissertation)

Ο Carós στη διδακτορική του διατριβή την οποία πραγματοποίησε στο Πολυτεχνείο της Καταλονίας και υπέβαλε στο Πανεπιστήμιο ΕΤΗ της Ζυρίχης το 2011, αφού αναφέρεται στις μη επεμβατικές (*non-invasive*) και μη αποφρακτικές (*non-occlusive*) μεθόδους που έχει χρησιμοποιήσει για την παρακολούθηση των καρδιαγγειακών παραμέτρων της έρευνάς του, το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (*ECG*), το Φωτοπληθυσμογράφημα (*PPG*), το Φωνοκαρδιογράφημα (*Phono-cardiography – PCG*), την Καρδιογραφία Αντίστασης (*Impedance-cardiography – ICG*) και την Τομογραφία Ηλεκτρικής Αντίστασης (*Electrical Impedance Tomography – EIT*), αναγνωρίζει τη μέθοδο της Ταχύτητας του Παλμικού Κύματος *PWV (Pulse Wave Velocity)* ως την πιο υποσχόμενη οδό για τη συνεχή μη επεμβατική παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης. Αυτό συμβαίνει γιατί η τεχνική

αυτή στηρίζεται στο γεγονός ότι η ταχύτητα στην οποία οι παλμοί της αρτηριακής πίεσης διαδίδονται κατά μήκος του αρτηριακού δέντρου εξαρτάται από την υποκείμενη αρτηριακή πίεση (*BP*). Επομένως, η συνεχής παρακολούθηση της ταχύτητας *PWV* κατά μήκος του αρτηριακού δέντρου παρέχει τιμές της μέσης αρτηριακής πίεσης σε κάθε παλμό της καρδιάς. Αυτή η αρχή μπορεί, όμως, να αξιοποιηθεί μόνο σε ελαστικές αρτηρίες όπου δεν παρατηρείται το φαινόμενο της αγγειοκίνησης (*vasomotion*). Η κύρια συνεισφορά της διατριβής αυτής είναι η ανάπτυξη και η δοκιμή μεθόδων που στηρίζονται στην προαναφερθείσα τεχνική με σκοπό τη συνεχή, μη επεμβατική και μη αποφρακτική μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Συγκεκριμένα, γίνεται μελέτη δύο νέων μεθόδων για την αξιολόγηση του Χρόνου Μετάδοσης Παλμού *PTT* (*Pulse Transit Time*) των παλμών πίεσης κατά μήκος των κεντρικών τμημάτων του αρτηριακού δέντρου. Αυτές οι μέθοδοι βασίζονται στη χρήση της Τομογραφίας Ηλεκτρικής Αντίστασης - *EIT* και σε έναν αισθητήρα που τοποθετείται στο στήθος υλοποιώντας τεχνικές ανίχνευσης, όπως *ECG*, *PPG*, *ICG*, *PCG* που αναφέρθηκαν πρωτύτερα. Η *EIT* τεχνολογία επιτρέπει τη μη επεμβατική παρακολούθηση βάσει της ανάλυσης σημάτων βιοαντίστασης. Η εν λόγω διατριβή παρέχει μία πρώτη απόδειξη ότι αυτή η τεχνολογία μπορεί να παρέχει πληροφορίες σχετικά με την παλμικότητα του αρτηριακού τοίχους της αορτής, σαν να ήταν τοποθετημένος στην κατιούσα αορτή ένας εικονικός καθετήρας, ενώ για το σκοπό αυτό έχει προσδιοριστεί ένα καρδιαγγειακό μοντέλο. Η δεύτερη συνεισφορά έγκειται στην εισαγωγή ενός νέου επεξεργαστικού εργαλείου σημάτων που καθιστά δυνατό τον αξιόπιστο καθορισμό του χρόνου αφίξεως των παλμών της αρτηριακής πίεσης ακόμη και σε θορυβώδη περιβάλλοντα και αποτελεί εργαλείο - κλειδί στην υλοποίηση νέων μη επεμβατικών τεχνολογιών για τη μέτρηση του *PWV* σε κεντρικές τοποθεσίες αρτηριών [80]. Το εργαλείο αυτό ονομάζεται *παραμετρική εκτίμηση των Χρόνων Άφιξης των Παλμών* (*PAT – Pulse Arrival Times*). Οι τεχνολογικές και αλγοριθμικές στρατηγικές που εισάγονται στην εν λόγω διατριβή είναι πολλά υποσχόμενες και ανοίγουν το δρόμο στην υλοποίηση συσκευών συνεχούς παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης χωρίς τη χρήση περιβραχιόνιου, μη επεμβατικά και ακόμη κι όταν το άτομο βρίσκεται σε κίνηση.

Βιβλιογραφία 2^ο Κεφαλαίου

- [1] Lambert Spaanenburg, Suleyman Malki, Geert H. Spaanenburg, "General Health Diagnosis by Single Smartphone"
- [2] Masayuki Nakamura, Jiro Nakamura, Guillaume Lopez, Masaki Shuzo and Ichiro Yamada, "Collaborative Processing of Wearable and Ambient Sensor System for Blood Pressure Monitoring", *Sensors*, June 2011, 11, 6760-6770
- [3] *Wikipedia*, [Online]. Available:
https://el.wikipedia.org/wiki/Αρτηριακή_υπέρταση. [Accessed: 29- Feb- 2016].
- [4] *Wikipedia*, [Online]. Available:
<https://el.wikipedia.org/wiki/Καρδιά>. [Accessed: 29-Feb- 2016].
- [5] *Incardiology*, [Online]. Available:
<http://www.incardiology.gr/kardia/kardia.html>. [Accessed: 01- Mar- 2016].
- [6] Υβόννη Δημουλά, Καθηγήτρια Φυσιολογίας ΤΕΙ-Α, "Μαθήματα Φυσιολογίας του Ανθρώπου", [Online]. Available:
<https://www.google.gr/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0ahUKEwjE5ilzLjLAhXM2xoKHdiuDDAQFggBMAA&url=http%3A%2F%2Fwww.teiath.gr%2Fuserfiles%2Fakanellou%2Fkardia%2520kai%2520aggeia%2520YD.doc&usg=AFQjCNF7gLdAqyIJNdOJrJK5-ejiNvxngA&sig2=1jdhR0kwwW3C9DkocrzRzg>. [Accessed: 16- Feb- 2016].
- [7] Δ. Κουτσούρης, Σ. Παυλόπουλος, Α. Πρέντζα "Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων", Εκδόσεις Τζιόλα, Θεσσαλονίκη, 2003
- [8] *Wikipedia*, [Online]. Available:
<https://el.wikipedia.org/wiki/Αορτή>. [Accessed: 02- Mar- 2016].
- [9] *Wikipedia*, [Online]. Available:
https://el.wikipedia.org/wiki/Καρδιαγγειακό_σύστημα. [Accessed: 02- Mar- 2016].
- [10] *Care*, [Online]. Available:
<http://www.care.gr/post/60/fleves-tou-somatos>. [Accessed: 05- Mar- 2016].
- [11] *Wikipedia*, [Online]. Available:
https://en.wikipedia.org/wiki/Cardiac_cycle. [Accessed: 04- Mar- 2016].
- [12] *Google Αναζήτηση*, [Online]. Available: Στοιχεία Αναζήτησης: «καρδιά ανατομία». [Accessed: 02- Mar- 2016].
- [13] *E-cardiologist*, [Online]. Available:
<http://www.e-cardiologist.gr/>. [Accessed: 02- Mar- 2016].
- [14] *Εύδοξος, βιβλία*, [Online]. Available:
http://books.eudoxus.gr/publishers/CID_52/CID_00052-0341-ABS.pdf. [Accessed: 05- Mar- 2016].
- [15] *Wikipedia*, [Online]. Available:
https://en.wikipedia.org/wiki/Stroke_volume. [Accessed: 08- Mar- 2016].
- [16] *Doctor4all*, [Online]. Available:
http://www.doctor4all.gr/portal/index.php?option=com_content&view=article&id=496:2015-11-17-11-51-27&catid=11:-&Itemid=34. [Accessed: 09- Mar- 2016].
- [17] *Onmed*, [Online]. Available:

<http://www.onmed.gr/ygeia/item/327557-karotides-artiries-poy-vriskontai--ti-symvainei-otan-frazoun>. [Accessed: 09- Mar- 2016].

[18] *Incardiology*, [Online]. Available:

http://www.incardiology.gr/pathiseis_stefaniaia/aggeiosi_stefaniaies_artiries.html.

[Accessed: 09- Mar- 2016].

[19] *Neuroradiology*, [Online]. Available:

<http://www.neuroradiology.gr/index.php/%CF%80%CE%B1%CE%B8%CE%AE%CF%83%CE%B5%CE%B9%CF%82/%CE%BD%CF%8C%CF%83%CE%BF%CF%82-%CF%84%CF%89%CE%BD-%CE%BA%CE%B1%CF%81%CF%89%CF%84%CE%AF%CE%B4%CF%89%CE%BD>. [Accessed:

10- Mar- 2016].

[20] *Angionet*, [Online]. Available:

<http://www.angionet.gr/aggeiakos-pathiseis/apofraktiki-nosos-karotidas/>. [Accessed: 11-

Mar- 2016].

[21] *Bioneurologics*, [Online]. Available :

<http://www.bioneurologics.gr/astheneies/nevrologia/dysaytonomia-orthostatikh-taxykardia/karotidikos-kolpos-eggefalika/>. [Accessed: 11- Mar- 2016].

[22] *Wikipedia*, [Online]. Available:

https://el.wikipedia.org/wiki/Αρτηριακή_υπέρταση. [Accessed: 12- Mar- 2016].

[23] *Onmed*, [Online]. Available:

<http://www.onmed.gr/ygeia/item/302360-ypotasi-ta-sumptomata-oi-times-kai-i-antimetopisi-tis>. [Accessed: 12- Mar- 2016].

[24] *Iatropedia*, [Online]. Available:

<http://www.iatropedia.gr/encyclopedia/artiriaki-ipertasi/>. [Accessed: 12- Mar- 2016].

[25] *Fonirodopis*, [Online]. Available:

<http://fonirodopis.gr/press/54225>. [Accessed: 12- Mar- 2016].

[26] *Healthline*, [Online]. Available:

<http://www.healthline.com/symptom/low-blood-pressure>. [Accessed: 12- Mar- 2016].

[27] *Wikipedia*, [Online]. Available:

<https://en.wikipedia.org/wiki/Sphygmomanometer>. [Accessed: 16- Mar- 2016].

[28] *American Diagnostic Corporation*, [Online]. Available:

<http://adctoday.com/learning-center/about-sphygmomanometers/history-sphygmomanometer>. [Accessed: 16- Mar- 2016].

[29] *LEOUSSIS S.A.* <http://www.leoussis.gr/syxnes-erotiseis/piesometra.aspx>. [Accessed: 16- Mar- 2016].

[30] *Wikipedia*, [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Korotkoff_sounds.

[Accessed: 16- Mar- 2016].

[31] *Youtube*, Haydn Allbutt [Online]. Available:

<https://www.youtube.com/watch?v=VJrLHePNDQ4>. [Accessed: 16- Mar- 2016].

[32] *Khan Academy*, [Online]. Available: <https://www.khanacademy.org/science/health-and-medicine/human-anatomy-and-physiology/heart-introduction/v/lub-dub>. [Accessed:

17- Mar- 2016].

[33] *Wikipedia*, [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Pre-eclampsia>.

[Accessed: 17- Mar- 2016].

[34] *Wikipedia*, [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Pulsus_paradoxus.

[Accessed: 17- Mar- 2016].

- [35] *Wikipedia*, [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Pulsus_alternans. [Accessed: 17- Mar- 2016].
- [36] *Wikipedia*, [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Pulse_oximetry. [Accessed: 19- Mar- 2016].
- [37] *Pneumonologos*, [Online]. Available: <http://www.pneumonologos.net/#!faq-oxymetry/c1e9p>. [Accessed: 20- Mar- 2016].
- [38] *Department of Engineering Science, The University of Oxford*, [Online]. Available: https://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/notes6.pdf. [Accessed: 22- Mar- 2016].
- [39] *Yahoo Answers*, [Online]. Available: <https://answers.yahoo.com/question/index?qid=20101009083024AAAd197>. [Accessed: 23- Mar- 2016].
- [40] *Allnurses*, [Online]. Available: <http://allnurses.com/nursing-student-assistance/spo2-vs-sao2-266863.html>. [Accessed: 23- Mar- 2016].
- [41] Van de Louw A, Cracco C, Cerf C, Harf A, Duvaldestin P, Lemaire F, Brochard L. "Accuracy of pulse oximetry in the intensive care unit", *Intensive Care Med*, 2001 Oct, 27(10):1606-13
- [42] *Wikipedia*, [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Photoplethysmogram>. [Accessed: 23- Mar- 2016].
- [43] *Medical Center, University of Rochester*, [Online]. Available: <https://www.urmc.rochester.edu/Encyclopedia/Content.aspx?ContentTypeID=85&ContentID=P01336>. [Accessed: 23- Mar- 2016].
- [44] Mohamed Elgendi, "On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals", *Curr Cardiol Rev*, 2012 Feb, 8(1): 14–25.
- [45] *Wikipedia*, [Online]. Available: https://el.wikipedia.org/wiki/Συμπαθητικό_νευρικό_σύστημα. [Accessed: 24- Mar- 2016].
- [46] M. Shamir, L. A. Eidelman, Y. Floman, L. Kaplan, and R. Pi-zov, "Pulse Oximetry Plethysmographic Waveform During Changes in Blood Volume", *Br. J. Anaesth.*, vol. 82, pp. 178-181, 1999
- [47] *Wikipedia*, [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/IntelliJ_IDEA. [Accessed: 25- Mar- 2016].
- [48] *Wikipedia*, [Online]. Available: https://el.wikipedia.org/wiki/Android_Studio. [Accessed: 25- Mar- 2016].
- [49] *Wikipedia*, [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Representational_state_transfer. [Accessed: 26- Mar- 2016].
- [50] *RestApiTutorial*, [Online]. Available: <http://www.restapitutorial.com/lessons/whatisrest.html>. [Accessed: 26- Mar- 2016].
- [51] *Rest.Elkstein*, Dr. M. Elkstein, [Online]. Available: <http://rest.elkstein.org/>. [Accessed: 26- Mar- 2016].
- [52] *IBM DeveloperWorks*, [Online]. Available: <http://www.ibm.com/developerworks/library/ws-restful/>. [Accessed: 26- Mar- 2016].
- [53] *Wikipedia*, [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/JSON>. [Accessed: 26- Mar- 2016].
- [54] *W3Schools*, [Online]. Available: <http://www.w3schools.com/json/>. [Accessed: 27- Mar- 2016].

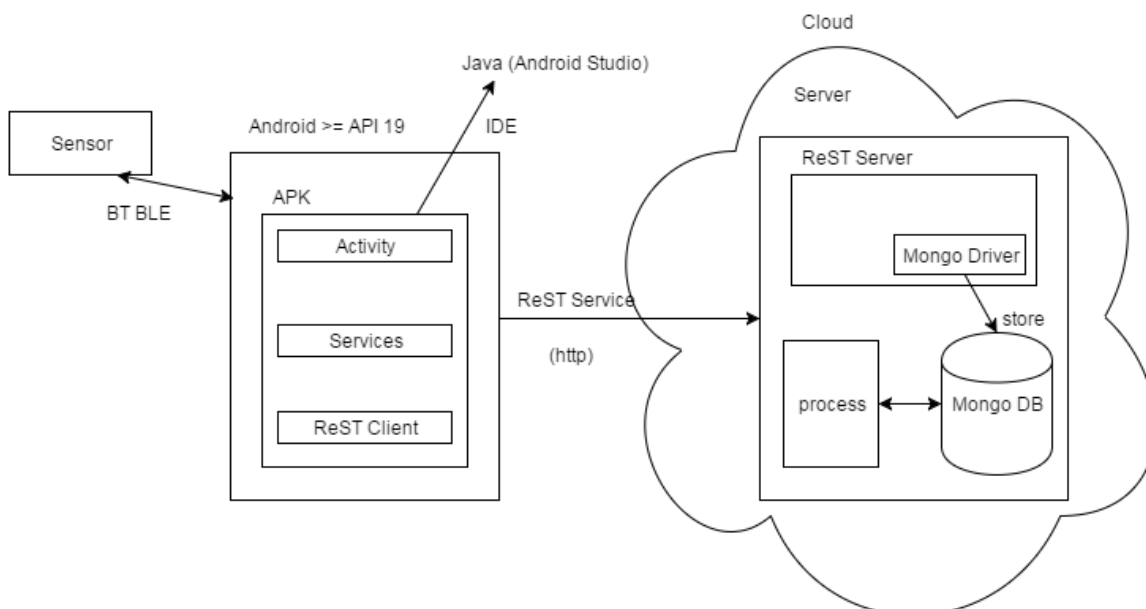
- [55] *Wikipedia*, [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Spring_Framework. [Accessed: 27- Mar- 2016].
- [56] *Wikipedia*, [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/MongoDB>. [Accessed: 27- Mar- 2016].
- [57] *Wikipedia*, [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Αισθητήρας>. [Accessed: 28- Mar- 2016].
- [58] *Metal NTUA*, [Online]. Available: <http://www.metal.ntua.gr/uploads/4701/1180/chap7.pdf>. [Accessed: 28- Mar- 2016].
- [59] *Wikipedia*, [Online]. Available: <https://el.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>. [Accessed: 28- Mar- 2016].
- [60] *Wikipedia*, [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Bluetooth_low_energy. [Accessed: 29- Mar- 2016].
- [61] *Adafruit*, [Online]. Available: <https://learn.adafruit.com/introduction-to-bluetooth-low-energy/introduction>. [Accessed: 29- Mar- 2016].
- [62] *ShopperTrack*, [Online]. Available: <http://www.shoppertrak.com/what-is-bluetooth-low-energy-ble-bluetooth-smart/>. [Accessed: 29- Mar- 2016].
- [63] *Bluetooth.com*, [Online]. Available: <https://www.bluetooth.com/what-is-bluetooth-technology/bluetooth-technology-basics/low-energy>. [Accessed: 29- Mar- 2016].
- [64] *Safari Books Online*, [Online]. Available: <https://www.safaribooksonline.com/library/view/getting-started-with/9781491900550/ch01.html>. [Accessed: 29- Mar- 2016].
- [65] Matti Siekkinen, Markus Hienkari, Jukka K. Nurminen, “How Low Energy is Bluetooth Low Energy? Comparative Measurements with ZigBee/802.15.4”, *WCNC, 2012 Workshop on Internet of Things Enabling Technologies, Embracing Machine-To-Machine Communications and Beyond*
- [66] *Argenox*, “A BLE Advertising Primer”, [Online]. Available: <http://www.argenox.com/bluetooth-low-energy-ble-v4-0-development/library/a-ble-advertising-primer/>. [Accessed: 29- Mar- 2016].
- [67] *Adafruit*, [Online]. Available: <https://learn.adafruit.com/introduction-to-bluetooth-low-energy/gap>. [Accessed: 31- Mar- 2016].
- [68] *Adafruit*, [Online]. Available: <https://learn.adafruit.com/introduction-to-bluetooth-low-energy/gatt>. [Accessed: 31- Mar- 2016].
- [69] Andrew Reisner, Phillip A. Shaltis, Devin McCombie, H. Harry Asada, “Utility of the Photoplethysmogram in Circulatory Monitoring”, *Anesthesiology*, V 108 No 5, May 2008
- [70] *Wikipedia*, [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Hemolysis>. [Accessed: 2- Apr- 2016].
- [71] Millasseau SC, Guigui FG, Kelly RP, Prasad K, Cockcroft JR, Ritter JM, Chowienczyk PJ, “Noninvasive assessment of the digital volume pulse: Comparison with the peripheral pressure pulse”, *Hypertension*, 36:952–6, 2000
- [72] Allen J, Murray A, “Modelling the relationship between peripheral blood pressure and blood volume pulses using linear and neural network system identification techniques”, *Physiol Meas*, 20:287–301, 1999

- [73] Yamakoshi K, Rolfe P, Murphy C, "Current developments in non-invasive measurement of arterial blood pressure", *J Biomed Eng*, 10:130–7, 1988
- [74] *Amperor Direct USA*, [Online]. Available: <https://www.amperordirect.com/pc/help-pulse-oximeter/z-what-is-pi.html>. [Accessed: 3- Apr- 2016].
- [75] Paul A. Leonard, Graham Douglas, Neil R. Grubb, David Clifton, Paul S. Addison, James N. Watson, "A Fully Automated Algorithm For The Determination Of Respiratory Rate From The Photoplethysmogram", *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 20: 33–36, 2006
- [76] Kenji Takazawa, Nobuhiro Tanaka, Masami Fujita, Osamu Matsuoka, Tokuyu Saiki, Masaru Aikawa, Sinobu Tamura, Chiharu Ibukiyama "Assessment of Vasoactive Agents and Vascular Aging by the Second Derivative of Photoplethysmogram Waveform", *Hypertension*, 32:365-370, 1998
- [77] Kirk H. Shelley, "Photoplethysmography Beyond the Calculation of Arterial Oxygen Saturation and Heart Rate", *Anesthesia & Analgesia*, Vol. 105, No. 6, Dec. 2007
- [78] Boo-Ho Yang, Yi Zhang, Haruhiko H. Asada, *Massachusetts Institute of Technology, Cambridge*, "Cuffless Continuous Blood Pressure Monitor", U.S. Patent 6 413 223 B1, July 2, 2002
- [79] Paul H. Jones, Wei-Min Wang, *SpaceLabs, Inc., Redmond, Wash*, "Method Of Measuring Blood Pressure With a Photoplethysmogram", U.S. Patent 5 140 990, Aug. 25, 1992
- [80] Josep Maria Solà i Carós, "Continuous non-invasive blood pressure estimation", Ph.D. dissertation, ETH, Zurich, 2011

Κεφάλαιο 3. Αρχιτεκτονική

3.1 Διάγραμμα Αρχιτεκτονικής του Συστήματος

Στο ακόλουθο σχήμα απεικονίζεται η αρχιτεκτονική του συστήματος της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Ο αισθητήρας (*sensor*), δηλαδή το παλμικό οξύμετρο, αφού τοποθετηθεί στο δάχτυλο του ατόμου, καθώς συλλέγει τα δεδομένα των μετρήσεων, τα στέλνει μέσω της τεχνολογίας *Bluetooth Low Energy* στη συσκευή Android, η οποία απαιτείται να έχει λογισμικό έκδοσης 4.4 “KIT KAT” και άνω, ή ισοδύναμα *Διεπαφή Προγραμματισμού Εφαρμογών – API (Application Programming Interface)* μεγαλύτερο ή ίσο του 19. Στη συσκευή Android, εκτελείται η εφαρμογή που έχουμε σχεδιάσει και υλοποιήσει προς αυτό το σκοπό, όπως έχει ήδη αναφερθεί, σε Java στο Ολοκληρωμένο Περιβάλλον Ανάπτυξης IDE του Android Studio. Στην εφαρμογή εκτελείται η δραστηριότητα (*activity*) του Android, οι Υπηρεσίες (*Services*) ReST και ο Πελάτης ReST (*ReST Client*), ο οποίος επικοινωνεί μέσω των ReST υπηρεσιών με τον Εξυπηρετητή (*Server*), ο οποίος «τρέχει» σε Εικονική Μηχανή (*Virtual Machine*) με λογισμικό Ubuntu 12.04, στο Cloud του «Ωκεανού», με σκοπό την αποστολή των δεδομένων των μετρήσεων. Η Εικονική Μηχανή έχει δύο κεντρικές μονάδες επεξεργασίας (CPU – Central Processing Unit). Αυτά τα δεδομένα αποθηκεύονται εν συνεχεία στη Mongo Βάση Δεδομένων μας η οποία βρίσκεται στον Εξυπηρετητή. Από εκεί, μπορούμε να τα εξαγάγουμε και να τα αποθηκεύσουμε τοπικά για περαιτέρω επεξεργασία.



Σχήμα 20. Διάγραμμα αρχιτεκτονικής του συστήματος της παρούσας εργασίας, που σκοπό έχει να συλλέξει, να αποθηκεύσει και να επεξεργαστεί μετρήσεις Φωτοπληθυσμογραφήματος με τη χρήση παλμικού οξύμετρου.

3.2 Σχεδιαστικές Αποφάσεις και Διασύνδεση των Ψηφίδων του Συστήματος

Για το σχεδιασμό της παραπάνω διασύνδεσης του συστήματος, αρχικά καλούμαστε να διασαφηνίσουμε τα πεδία που στέλνει ο αισθητήρας στην Android εφαρμογή. Σε αυτήν την ενότητα θα γίνει συνοπτική εξήγηση της διασύνδεσης των ψηφίδων (component) του συστήματος ενώ λεπτομερέστερη περιγραφή των πεδίων και του *Διαγράμματος Αντικειμένων (Object Diagram)* παρατίθεται στην επόμενη ενότητα. Οι δύο συσκευές επικοινωνούν με Bluetooth Low Energy. Διαβάζοντας το φύλλο χαρακτηριστικών του αισθητήρα, μαθαίνουμε με ποιο τρόπο κωδικοποιούνται τα δεδομένα και πώς μπορεί να τα «διαβάσει» η εφαρμογή. Σχεδιαστικά, πριν την υλοποίηση του κώδικα της εφαρμογής, έχουμε επιλέξει τα πεδία αυτά που «διαβάζει» η εφαρμογή και παρουσιάζονται στην οθόνη του χρήστη και είναι τα ακόλουθα:

- 1) **Κορεσμός σε Οξυγόνο του Αίματος (SpO₂)**, ακέραιος αριθμός, με επιτρεπτές τιμές 35-100
- 2) **Καρδιακός Ρυθμός (bpm – beats per minute)**, ακέραιος αριθμός, με επιτρεπτό εύρος 25-250
- 3) **Δείκτης Διάχυσης (PI)**, διπλής ακριβείας δεκαδικός αριθμός, με επιτρεπτό εύρος 0-200 με το 0 να είναι άκυρη τιμή
- 4) **Φωτοπληθυσμογράφημα (PPG)**, πίνακας ακεραίων με μήκος μεταβλητό έως 10 θέσεων και επιτρεπτές τιμές 0-100

Το παλμικό οξύμετρο στέλνει τα δεδομένα στην Android συσκευή περιοδικά σε πακέτα. Αποστέλλει δύο ειδών πακέτα: το πρώτο αφορά στις μετρήσεις του καρδιακού παλμού, του κορεσμού σε οξυγόνο του αίματος και του δείκτη διάχυσης, *SpO₂ and Pulse rate (PR) data*, και στέλνονται κάθε ένα δευτερόλεπτο (1 sec) και το δεύτερο είδος, *Plethysmogram data*, αφορά στην αποστολή των μετρήσεων του Φωτοπληθυσμογραφήματος και αποστέλλεται κάθε 200 msec. Συγκεκριμένα αποστέλλονται κάθε 200 msec 10 διαδοχικές στο χρόνο τιμές PPG, εκ των οποίων απορρίπτουμε εκείνες που δεν εμπίπτουν στο επιτρεπτό όριο τιμών και κρατάμε τις έγκυρες τις οποίες αποθηκεύουμε σε έναν πίνακα. Γι' αυτό το λόγο το μήκος του πίνακα αυτού είναι μεταβλητό. Πρέπει να γίνεται έλεγχος κάθε φορά ως προς το τι είδους πακέτο έχει ληφθεί, ώστε να διαβάζονται σωστά τα δεδομένα και να αποθηκεύονται στις κατάλληλες μεταβλητές.

Τα δεδομένα αφού αποθηκευτούν, εμφανίζονται στην οθόνη της συσκευής (π.χ. κινητού τηλεφώνου) του ατόμου, σε πραγματικό χρόνο. Το άτομο είναι σε θέση να βλέπει τις μετρήσεις του παλμικού οξύμετρου που έχει τοποθετήσει σε κάποιο δάχτυλο του χεριού του (πλην του αντίχειρα) και κατά προτίμηση στο δείκτη, σε πραγματικό χρόνο και για όσο χρόνο το φοράει, στην οθόνη της συσκευής του. Γι' αυτό το λόγο οι μετρήσεις που λαμβάνονται από την εφαρμογή της συσκευής ανανεώνονται συνέχεια στην οθόνη. Αν το άτομο σταματήσει να χρησιμοποιεί το παλμικό οξύμετρο αλλά έχει ανοιχτή την εφαρμογή στο κινητό του, «παγώνουν» στην οθόνη οι τελευταίες τιμές πλην του PPG το οποίο παύει να εμφανίζεται, ενώ εάν συνεχίσει να το χρησιμοποιεί, ανανεώνονται ανάλογα και οι τιμές στην οθόνη. Εν συνεχεία, αφού η εφαρμογή έχει συλλέξει όλες τις μετρήσεις σε λίστα αντικειμένων, τα στέλνει στον Εξυπηρετητή μέσω των υπηρεσιών REST, ο οποίος τα αποθηκεύει στη Mongo Βάση Δεδομένων με τη μορφή εγγράφων σε

μορφή JSON.

3.3 Σχεδιασμός Android Εφαρμογής

3.3.1 Διεπαφή Χρήστη

Η Android εφαρμογή, όπως έχει ήδη αναφερθεί, θα μπορεί να εκτελείται σε κάθε Android συσκευή αφής (κινητό τηλέφωνο, tablet κλπ.) με λογισμικό με API μεγαλύτερο ή ίσο με 19 ή ισοδύναμα λογισμικό έκδοσης 4.4 “KITKAT” και άνω. Θέλουμε ουσιαστικά να καθοδηγήσουμε το χρήστη από την πρώτη οθόνη, όπου καλείται να συνδεθεί, στις επόμενες όπου πρέπει να εισαγάγει τις μετρήσεις του πιεσόμετρου πριν και μετά τη χρήση του παλμικού οξύμετρου αλλά και την οθόνη που απεικονίζει τις μετρήσεις όπως λαμβάνονται από το παλμικό οξύμετρο. Τέλος, αφού συμπληρώσει κάποιο σχόλιο για το πώς νιώθει, αποφασίζει αν θέλει να υποβάλει τις μετρήσεις στη Βάση Δεδομένων ή να τις απορρίψει. Έτσι, συγκεκριμένα η διεπαφή χρήστη συντίθεται από πέντε (5) διαδοχικές οθόνες ως εξής:

1) Οθόνη Σύνδεσης (Login Screen), όπου ο χρήστης καλείται να εισαγάγει τη διεύθυνση του ηλεκτρονικού του ταχυδρομείου (*e-mail*). Αυτό το αναγνωριστικό χρησιμοποιείται αντί ονόματος χρήστη ή κωδικού λόγω της μοναδικότητάς του ενώ δεν υπάρχει κάποια περαιτέρω επιβεβαίωση *e-mail*. Επίσης, θέλουμε το *e-mail* που έχει εισαχθεί τελευταίο να το «θυμάται» η εφαρμογή και να το εμφανίζει την επόμενη φορά που η εφαρμογή εκκινηθεί.

2) Οθόνη για την Εισαγωγή των Τιμών του Πιεσόμετρου από το Χρήστη πριν από τη Μέτρηση με το Οξύμετρο, όπου ο χρήστης καλείται να συμπληρώσει τρία πεδία όπως εμφανίζονται στην οθόνη του πιεσόμετρου, τη διαστολική και συστολική πίεση καθώς και τον καρδιακό ρυθμό. Ο χρήστης για να τα συμπληρώσει πρέπει να έχει πραγματοποιήσει εκείνη τη στιγμή μέτρηση με το πιεσόμετρό του.

3) Οθόνη για την Απεικόνιση των Μετρήσεων του Οξύμετρου σε Πραγματικό Χρόνο, όπου απεικονίζονται οι πραγματικού χρόνου μετρήσεις όπως στέλνονται από το παλμικό οξύμετρο. Γι' αυτό το σκοπό θα πρέπει ο χρήστης να τοποθετήσει σωστά το παλμικό οξύμετρο στο δείκτη του χεριού του.

4) Οθόνη για την Εισαγωγή των Τιμών του Πιεσόμετρου από το Χρήστη μετά από τη Μέτρηση με το Οξύμετρο, όπου ο χρήστης καλείται να συμπληρώσει τρία πεδία, τη διαστολική και συστολική πίεση καθώς και τον καρδιακό ρυθμό, όπως έκανε και στη 2^η οθόνη. Για να τα συμπληρώσει πρέπει να ξαναμετρήσει την αρτηριακή του πίεση με χρήση πιεσόμετρου.

5) Οθόνη για την Αποθήκευση ή Όχι των Μετρήσεων, η τελευταία οθόνη, όπου ο χρήστης καλείται να συμπλρώσει κάποιο σχόλιο για το πώς αισθάνεται (π.χ. αν ζαλίζεται, αν πριν γυμναζόταν κλπ.) και την τοποθεσία του και να επιλέξει εάν θέλει να κρατήσει τις μετρήσεις αυτές και να αποθηκευτούν στη Βάση Δεδομένων (ΒΔ) ή επιθυμεί να τις απορρίψει.

Να σημειώσουμε εδώ ότι σε κάθε οθόνη γίνεται έλεγχος για κενή είσοδο (*blank input*) και σε αυτή την περίπτωση εμφανίζεται μήνυμα στο χρήστη για υπόδειξη προς συμπλήρωση των κενών πεδίων. Επίσης, σε κάθε οθόνη πρέπει να παρέχεται η δυνατότητα στο χρήστη να τερματίσει την εφαρμογή, μέσω ενός κουμπιού ακύρωσης (“Cancel”) ή να υποβάλει και να συνεχίσει την πορεία του στην εφαρμογή, μέσω ενός κουμπιού που τον καθοδηγεί στην επόμενη οθόνη. Ακόμα, ο χρήστης καλείται να μετρείται με πιεσόμετρο πριν και μετά τη χρήση του παλμικού οξύμετρου. Αυτό γίνεται γιατί αυτή η πληροφορία είναι αξιοποιήσιμη, καθώς μετά τη συλλογή επαρκών δεδομένων στη βάση, ερευνάται η σχέση της μορφής του PPG του ατόμου με την αρτηριακή πίεση που έχει εκείνη τη στιγμή και γίνεται προσπάθεια σύγκρισης των δύο μεγεθών και εξαγωγής κάποιων χαρακτηριστικών. Αυτή η σχέση, όπως ειπώθηκε και στο Ερευνητικό Υπόβαθρο του 2^{ου} Κεφαλαίου, είναι πολύπλοκη και μοντελοποιείται δύσκολα αλλά υπάρχουν ενθαρρυντικά αποτελέσματα προς αυτή την κατεύθυνση.

3.3.2 Συλλογή Δεδομένων Μετρήσεων με σκοπό την αποστολή τους στον Εξυπηρετητή

Τα δεδομένα που στέλνονται στη συσκευή αφής, όπως αναφέρθηκε πρότερα, αναγιγνώσκονται και προβάλλονται στην οθόνη της συσκευής του χρήστη. Σκοπός μας είναι να συλλέξουμε όλες τις μετρήσεις του χρήστη, τόσο αυτές του πιεσόμετρου που εισάγει πριν και μετά το παλμικό οξύμετρο όσο και αυτές καθ’ όλη τη διάρκεια που φοράει το οξύμετρο, ώστε να σταλούν τελικά στον Restful Εξυπηρετητή. Επιλέξαμε γι’ αυτό το σκοπό να δημιουργούμε μία λίστα οντοτήτων (*object list*) *Βιοσημάτων (Biosignals)*, στην οποία η πρώτη και η τελευταία οντότητα έχουν σχεδιαστεί ώστε να φέρουν τις μετρήσεις του πιεσόμετρου και ορίζονται ως τύπου “brm”, ενώ οι ενδιάμεσες οντότητες ορίζονται ως τύπου “oximeter” και φέρουν την πληροφορία από τις μετρήσεις του οξύμετρου. Νέα οντότητα τύπου “oximeter” έχουμε επιλέξει να δημιουργείται κάθε φορά που έρχεται ένα νέο πακέτο με δεδομένα PPG, δηλαδή κάθε 200 msec περίπου, ένα διάστημα που ορίζεται από το παλμικό οξύμετρο, και αυτή η νέα οντότητα Βιοσημάτων περιέχει και τις μετρήσεις των υπόλοιπων πεδίων με τις πιο πρόσφατες τιμές τους: spo2, brm και pi. Στη συνέχεια, την προσθέτουμε στην υπάρχουσα λίστα των Βιοσημάτων (Biosignal).

Πέραν, όμως, από την κύρια πληροφορία που φέρει, κάθε οντότητα **Biosignal** έχει και κάποια άλλα πεδία που είναι απαραίτητα και αυτά είναι:

- **id (String)**, μοναδικό αναγνωριστικό το οποίο συμπληρώνεται αυτόματα από τον Εξυπηρετητή και δεν έχει σημασιολογικό ενδιαφέρον
- **measurementId (String)**, η ταυτότητα του κάθε συνόλου μέτρησης, η οποία είναι μοναδική
- **userId (String)**, η ταυτότητα χρήστη, που παίρνει τιμή από το e-mail που έχει εισάγει και είναι μοναδική για κάθε χρήστη
- **date (Date)**, η ημερομηνία που δημιουργείται αυτόματα εκείνη τη στιγμή από τον κώδικα του προγράμματος και αναφέρεται στη χρονική στιγμή που αποθηκεύεται κάθε οντότητα, η οποία πρακτικά είναι ίδια με τη χρονική στιγμή που λαμβάνεται η μέτρηση
- **type (String)**, ο τύπος της οντότητας, μπορεί να πάρει δύο τιμές: “bpm” και “oximeter” και καθένας έχει διαφορετικά πεδία που θα αναλυθούν στη συνέχεια. Σε περίπτωση που επιλεγθεί “bpm”, τότε πρέπει να συμπληρωθεί το πεδίο bpmMeasurement, ενώ το oximeterMeasurement μένει κενό. Αντίστοιχα, όταν επιλεγθεί “oximeter”, τότε πρέπει να συμπληρωθεί το πεδίο oximeterMeasurement, ενώ το bpmMeasurement μένει κενό.
- **oximeterMeasurement (OximeterMeasurement)**, περιέχει ουσιαστικά την ιατρική πληροφορία των μετρήσεων του οξύμετρου. Τα πεδία του θα αναλυθούν στη συνέχεια.
- **bpmMeasurement (BpmMeasurement)**, περιέχει την ιατρική πληροφορία από τις μετρήσεις του πιεσόμετρου. Τα πεδία του θα αναλυθούν στη συνέχεια.

Να σημειώσουμε εδώ ότι στις παρενθέσεις σημειώνεται ο τύπος του πεδίου.

Η οντότητα – κλάση **BpmMeasurement** φέρει τις τιμές των μετρήσεων που λαμβάνονται με το πιεσόμετρο, δηλαδή της συστολικής και διαστολικής αρτηριακής πίεσης και του καρδιακού ρυθμού. Έχει, επομένως, τα ακόλουθα πεδία:

- **systolic (Measurement)**, η συστολική αρτηριακή πίεση
- **diastolic (Measurement)**, η διαστολική αρτηριακή πίεση
- **heartRate (Measurement)**, ο καρδιακός ρυθμός (ή παλμός ή σφυγμός)

Η οντότητα – κλάση **OximeterMeasurement** φέρει τις τιμές των μετρήσεων που λαμβάνονται με το παλμικό οξύμετρο, δηλαδή του κορεσμού του αίματος σε οξυγόνο, του καρδιακού ρυθμού, του δείκτη διάχυσης και του Φωτοπληθυσμογραφήματος. Έχει, επομένως, τα ακόλουθα πεδία:

- **oxygenSaturation (Measurement)**, ο κορεσμός του αίματος σε οξυγόνο
- **heartRate (Measurement)**, ο καρδιακός ρυθμός (ή παλμός ή σφυγμός)
- **pi (Measurement)**, ο δείκτης διάχυσης
- **ppg (List<Integer>)**, ο πίνακας με τις τιμές (έως 10) του Φωτοπληθυσμογραφήματος ή PPG

Είδαμε ότι στις δύο παραπάνω οντότητες χρησιμοποιείται ο τύπος **Measurement** (μέτρηση). Η οντότητα – κλάση **Measurement** χρησιμοποιείται, όπως μαρτυρά και το όνομά της, για να αποθηκεύσει μία μέτρηση ενός βαθμωτού μεγέθους. Έτσι, συντίθεται από τη μονάδα μέτρησης και την τιμή της εκάστοτε μέτρησης που θέλουμε να αποθηκεύσουμε. Τα πεδία, επομένως, είναι τα εξής:

- **unit (String)**, η μονάδα μέτρησης
- **value (int)**, η τιμή της μέτρησης

Υπάρχει μία ακόμη οντότητα – κλάση, η **Comment (Σχόλιο)**, που ορίζει τη μορφή για τη μεταφορά του μηνύματος που εισάγει ο χρήστης στον Εξυπηρετητή. Ένα πεδίο της είναι το μοναδικό αναγνωριστικό του εκάστοτε συνόλου μετρήσεων **measurementId**, ώστε να μπορούμε να τα συσχετίσουμε μοναδικά. Τα πεδία της είναι:

- **id (String)**, μοναδικό αναγνωριστικό το οποίο συμπληρώνεται αυτόματα από τον Εξυπηρετητή και δεν έχει σημασιολογικό ενδιαφέρον
- **measurementId (String)**, η ταυτότητα του κάθε συνόλου μέτρησης, η οποία είναι μοναδική
- **userId (String)**, η ταυτότητα χρήστη, που παίρνει τιμή από το e-mail που έχει εισάγει και είναι μοναδική για κάθε χρήστη
- **Date (Date)**, η ημερομηνία που δημιουργείται αυτόματα εκείνη τη στιγμή από τον κώδικα του προγράμματος και αναφέρεται στη χρονική στιγμή που αποθηκεύεται κάθε οντότητα, η οποία πρακτικά είναι ίδια με τη χρονική στιγμή που λαμβάνεται η μέτρηση από το χρήστη
- **Message (String)**, το μήνυμα - σχόλιο που εισάγει ο χρήστης για το πώς αισθάνεται και σε ποια τοποθεσία ευρίσκεται. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν χαρακτήρες οποιασδήποτε γλώσσας. Η τοποθεσία χρησιμεύει περισσότερο για την αναγωγή της ώρας της μέτρησης, όπως σημειώνεται από την καθολική ώρα της Java, στην πραγματική ώρα που έγινε η μέτρηση ανάλογα με τον τόπο όπου βρισκόταν ο χρήστης. Χρησιμεύει περισσότερο κατά την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων ενώ θα ήταν καλύτερο σχεδιαστικά να εισαγόταν η τοποθεσία από το χρήστη με τη χρήση προεπιλεγμένης (default) μπάρας επιλογής.

3.4 Σχεδιασμός RESTful Εξυπηρετητή (Server) – Service Calls

Ο Server μας είναι **Restful** νοοτροπίας υλοποιημένος σε **Spring**. Έγινε μεταφόρτωση από τον ιστότοπο του **Open mHealth** και περαιτέρω προσαρμογή στις δικές μας ανάγκες και απαιτήσεις, ώστε να μπορεί να λαμβάνει μία λίστα οντοτήτων biosignals, όπως στέλονται από την Android εφαρμογή, εκ των οποίων η πρώτη και η τελευταία είναι τύπου “bpm”, με τις μετρήσεις του πιεσόμετρου, και οι ενδιάμεσες είναι τύπου “oximeter” για τις μετρήσεις του οξύμετρου. Αφού διαβάσει τα δεδομένα, τα αποθηκεύει στη Mongo ΒΔ,

σε μορφή εγγράφων σε JSON. Ο εξυπηρετητής “τρέχει” στο Cloud του Ωκεανού, στο λειτουργικό σύστημα **Ubuntu 12.04** σε **Tomcat 8**.

Όπως αναφέρθηκε και στο Τεχνικό Υπόβαθρο του 2^{ου} Κεφαλαίου, ο Εξυπηρετητής έχει σχεδιαστεί ώστε να ικανοποιεί τις REST αρχές. Έτσι, στη Βάση Δεδομένων, όπου τα δεδομένα είναι αποθηκευμένα σε έγγραφα σε JSON, μπορούμε να έχουμε πρόσβαση με τη **GET** μέθοδο στις ακόλουθες διευθύνσεις πόρων URL:

1) “http://83.212.117.117:8080/biosignals/status”

για να ελεγχθεί εάν «τρέχει» ο Εξυπηρετητής κανονικά, όπου σε αυτή την περίπτωση στέλνει το μήνυμα “OK”

2) “http://83.212.117.117:8080/biosignals/biosignals”

για να ανατρέξουμε σε όλα τα στιγμιότυπα της κλάσης Biosignals που έχουν αποθηκευτεί, δηλαδή σε όλες τις μετρήσεις όλων των χρηστών

3) “http://83.212.117.117:8080/biosignals/comments”

για να ανατρέξουμε σε όλα τα σχόλια των χρηστών που έχουν καταγραφεί, όπου, βέβαια, κάθε σχόλιο αντιστοιχεί σε ένα σετ – σύνολο μετρήσεων

4) “http://83.212.117.117:8080/biosignals/getCSV/{measurementId}.csv”

για να εξαγάγουμε όλα τα απαραίτητα δεδομένα από τη ΒΔ σε αρχείο «.csv» με σκοπό την περαιτέρω επεξεργασία τους στο excel

Όπως φαίνεται στη διεύθυνση πόρου 4) στις GET μεθόδους, έχουμε ορίσει έναν αυτόματο τρόπο ώστε να εξαγάγουμε τα πεδία των μετρήσεων που μας ενδιαφέρουν σε ένα αρχείο “**{measurementId}.csv**” όπου τα δεδομένα χωρίζονται μεταξύ τους με το σημείο στίξης της αγγλικής άνω τελείας «;», όπου *{measurementId}* είναι η ταυτότητα του εκάστοτε συνόλου μετρήσεων που μας ενδιαφέρει. Συγκεκριμένα, επιλέγουμε να βάλουμε σε κάθε στήλη τα εξής χαρακτηριστικά κατά σειρά:

1) userId, η τιμή από το ομώνυμο πεδίο

2) measurementId, η τιμή από το ομώνυμο πεδίο

3) Ppg, οι διαδοχικές τιμές του ομώνυμου πεδίου συναρτήσει του χρόνου

4) Time, επιλέγουμε με βάση το πεδίο *Date* τη χρονική αρχή ενός συνόλου μετρήσεων για να μπορέσουμε να έχουμε τα δεδομένα για την εξέλιξη του χρόνου

5) Systolic Pressure, υπολογίζουμε το Μέσο Όρο των δύο τιμών της συστολικής πίεσης, όπως εισάγεται από το χρήστη πριν και μετά τη μέτρηση με το παλμικό οξύμετρο

6) Diastolic Pressure, υπολογίζουμε το Μέσο Όρο των δύο τιμών της διαστολικής πίεσης, όπως εισάγεται από το χρήστη πριν και μετά τη μέτρηση με το παλμικό οξύμετρο

7) Real Time Heart Rate, οι τιμές του καρδιακού ρυθμού όπως καταγράφονται από το παλμικό οξύμετρο σε πραγματικό χρόνο

- 8) Perfusion Index**, οι τιμές του δείκτη διάχυσης όπως καταγράφονται από το παλμικό οξύμετρο σε πραγματικό χρόνο

Αυτό συμβαίνει γιατί θέλουμε να επεξεργαστούμε τα δεδομένα μας σε ένα αρχείο excel, με σκοπό τη δημιουργία γραφικών παραστάσεων. Συγκεκριμένα, θα συμπεριλάβουμε τέσσερις γραφικές παραστάσεις σε ένα γράφημα ώστε να δούμε τη μεταβολή των ακόλουθων τεσσάρων φυσικών παραμέτρων στο χρόνο, με σκοπό την εξαγωγή τυχόν συσχετισμών και συμπερασμάτων:

- 1) **Συστολική αρτηριακή πίεση**
- 2) **Διαστολική αρτηριακή πίεση**
- 3) **Καρδιακός ρυθμός**
- 4) **PPG – Φωτοπληθυσμογράφημα**

Μπορούμε, επίσης, να δημιουργήσουμε νέες μετρήσεις σε JSON και να τα αποθηκεύσουμε χειροκίνητα στη ΒΔ μας με τη **POST** μέθοδο, στις ακόλουθες διευθύνσεις πόρων URL:

- 1) **“http://83.212.117.117:8080/biosignals/biosignals”**
για να δημιουργήσουμε μία οντότητα είτε τύπου «bpm» είτε τύπου «oximeter»
- 2) **“http://83.212.117.117:8080/biosignals/custombiosignals”**
για να δημιουργήσουμε πολλές οντότητες biosignal είτε τύπου “bpm” είτε τύπου “Oximeter”

Ακολούθως δίνονται δύο παραδείγματα οντοτήτων biosignal σε **JSON**:

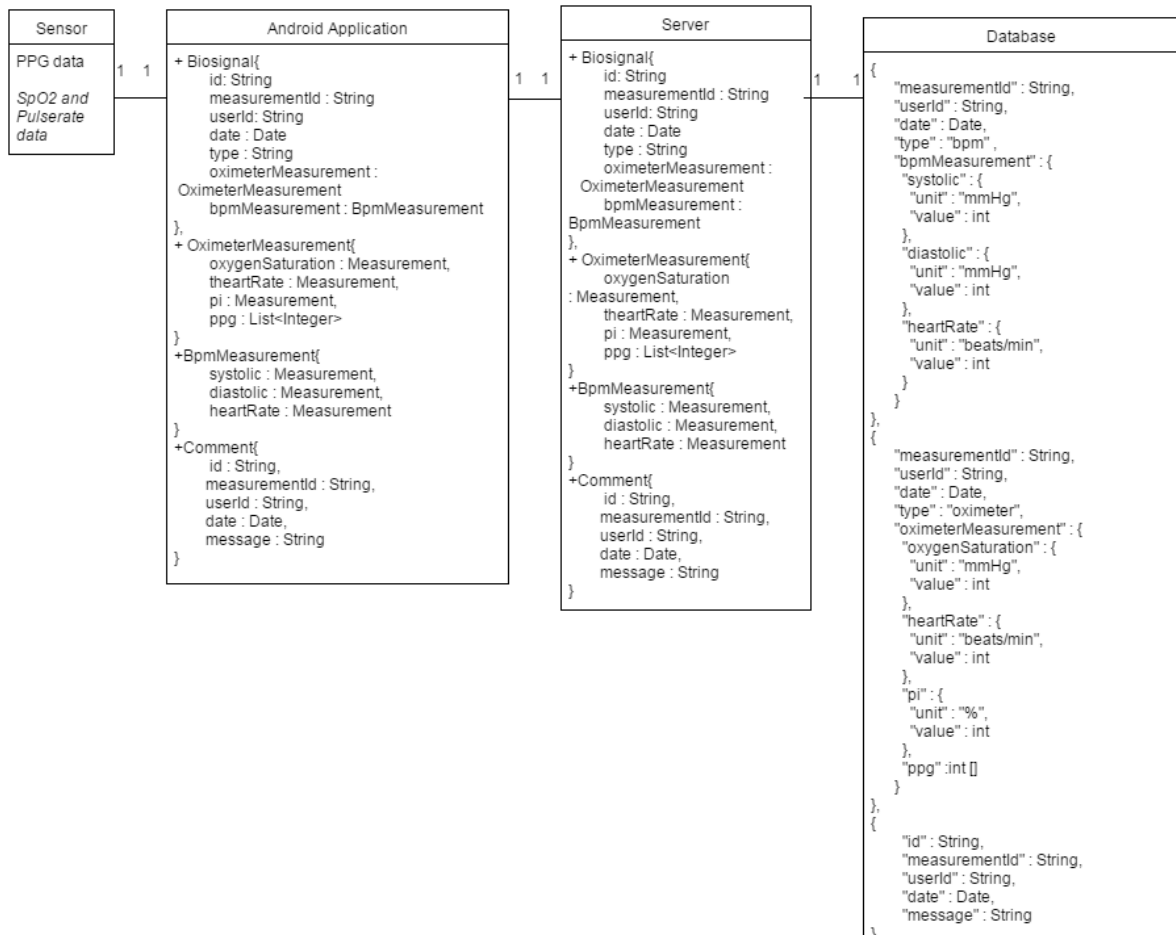
- **τύπου “bpm”**

```
{
  "measurementId" : "00b18a19-0676-4a52-8931-54c6dbe4c8bf",
  "userId" : "valia@gmail.com",
  "date" : "2016-01-19T08:25:42.100+0000",
  "type" : "bpm",
  "bpmMeasurement" : {
    "systolic" : {
      "unit" : "mmHg",
      "value" : 109
    },
    "diastolic" : {
      "unit" : "mmHg",
      "value" : 72
    },
    "heartRate" : {
      "unit" : "beats/min",
      "value" : 75
    }
  }
}
```


- **τύπου “oximeter”**

```
{
  "measurementId" : "00b18a19-0676-4a52-8931-54c6dbe4c8bf",
  "userId" : "valia@gmail.com",
  "date" : "2016-01-19T08:25:42.100+0000",
  "type" : "oximeter",
  "oximeterMeasurement" : {
    "oxygenSaturation" : {
      "unit" : "mmHg",
      "value" : 99
    },
    "heartRate" : {
      "unit" : "beats/min",
      "value" : 74
    },
    "pi" : {
      "unit" : "%",
      "value" : 52
    },
    "ppg" : [ 93, 93, 93, 93, 94, 95, 96, 97, 98, 99 ]
  }
}
```

Ακολουθεί το διάγραμμα οντοτήτων (object model diagram) του συστήματος, όπου φαίνονται οι οντότητες με τα πεδία τους, καθώς η ιατρική πληροφορία μεταφέρεται ξεκινώντας από το παλμικό οξύμετρο και καταλήγοντας στη Βάση Δεδομένων όπου και αποθηκεύεται.



Σχήμα 21. Διάγραμμα αντικειμένων (Object Model Diagram) του συστήματος με τα πεδία δεδομένων που αποστέλλονται μεταξύ των ψηφίδων (component).

Κεφάλαιο 4. Υλοποίηση

Η Android εφαρμογή που έχουμε σχεδιάσει πρέπει κατ' αρχάς να «επικοινωνεί» με κατάλληλη διεπαφή με το χρήστη και ακόμη να επικοινωνεί με το παλμικό οξύμετρο μέσω Bluetooth low energy για τη λήψη των ιατρικών πληροφοριών. Επίσης, καλείται να λειτουργήσει ως Rest Πελάτης (Client) για την αποστολή των ιατρικών δεδομένων στον Εξυπηρετητή. Ο Εξυπηρετητής από την πλευρά του, καλείται να λαμβάνει τα ιατρικά δεδομένα που στέλνει σε αυτόν η Android εφαρμογή και να τα αποθηκεύει στη Βάση Δεδομένων. Η υλοποίηση όλου του κώδικα του συστήματος, τόσο της εφαρμογής όσο και του Εξυπηρετητή παρουσιάζεται σε αυτό το κεφάλαιο.

4.1 Υλοποίηση Android Εφαρμογής – Rest Client

4.1.1 Διεπαφή Χρήστη

Αρχικά θα παρουσιάσουμε τον κώδικα και τον τρόπο υλοποίησης της διεπαφής χρήστη. Έχουν ήδη περιγραφεί, στο προηγούμενο Κεφάλαιο της Αρχιτεκτονικής, οι πέντε διαδοχικές οθόνες που καθοδηγούν το χρήστη κατά της διάρκεια εκτέλεσης της εφαρμογής στο κινητό του (ή σε άλλη έξυπνη συσκευή με API μεγαλύτερο του 19). Στο έργο (project) της Android εφαρμογής, το οποίο είναι γραμμένο σε Java και έχουμε ονομάσει **“BleExperiments”**, έχουμε υλοποιήσει τις πέντε αντίστοιχες σχεδιαστικές διατάξεις (*layouts*) της οθόνης ως εξής:

- 1) **login_page.xml**, όπου ο χρήστης συνδέεται με τη διεύθυνση του e-mail του
- 2) **monitor_values_before.xml**, όπου ο χρήστης εισάγει τις τιμές της συστολικής και διαστολικής αρτηριακής πίεσης ως προς τα 100 (όχι δηλαδή ως δεκαδικό αριθμό) και του καρδιακού του παλμού, όπως μετρούνται από το πιεσόμετρο (*blood pressure monitor*) πριν ξεκινήσει τη χρήση του παλμικού οξύμετρου
- 3) **oximeter_screen.xml**, όπου ο χρήστης παρακολουθεί τις τιμές των φυσικών παραμέτρων που μετρά το οξύμετρο σε πραγματικό χρόνο
- 4) **monitor_values_after.xml**, όπου ο χρήστης εισάγει τις τιμές της συστολικής και διαστολικής αρτηριακής πίεσης ως προς τα 100 (όχι δηλαδή ως δεκαδικό αριθμό) και του καρδιακού του παλμού, όπως μετρούνται από το πιεσόμετρο (*blood pressure monitor*) μετά που θα ολοκληρώσει τη χρήση του παλμικού οξύμετρου
- 5) **final_submit.xml**, όπου ο χρήστης συμπληρώνει ένα σχόλιο για το πώς νιώθει και την τοποθεσία όπου ευρίσκεται και επιλέγει αν επιθυμεί ή όχι να αποθηκευτεί αυτή η συνεδρία (*session*)

Παρακάτω παρατίθενται σημαντικά τμήματα κώδικα των σχεδιαστικών διατάξεων με τις αντίστοιχες εικόνες και κάποια απαραίτητα σχόλια.

1) “login_page.xml”

```
<?xml version="1.0" encoding="utf-8"?>
<RelativeLayout xmlns:android="http://schemas.android.com/apk/res/android"
    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="match_parent">
```

```

<TextView
    android:layout_width="wrap_content"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:text="@string/title"
    android:gravity="center"
    android:textSize="@dimen/text_size_big"
    android:textStyle="bold"
    android:id="@+id/textView"
    android:layout_alignParentTop="true"
    android:layout_alignEnd="@+id/button_login"
    android:layout_alignStart="@+id/button_login"
    android:layout_marginBottom="@dimen/margin"
    android:inputType="textEmailAddress"/>

<EditText
    android:layout_width="wrap_content"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:id="@+id/login_mail"
    android:hint="@string/login_hint"
    android:layout_marginTop="@dimen/margin_top"
    android:gravity="center"
    android:layout_below="@+id/textView"
    android:layout_centerHorizontal="true" />

<TextView
    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:layout_marginTop="30dp"
    android:textSize="@dimen/text_size_small"
    android:gravity="center"
    android:text="@string/login_direction"
    android:id="@+id/textView9"
    android:layout_below="@+id/textView" />

<Button
    android:layout_width="160dp"
    android:layout_height="60dp"
    android:text="@string/button_text"
    android:id="@+id/button_login"
    android:onClick="onButtonlogIn"
    android:layout_below="@+id/login_mail"
    android:layout_centerHorizontal="true"
    android:layout_marginTop="41dp" />

</RelativeLayout>

```

Όπως ορίζεται από τον παραπάνω κώδικα, σε σχετική διάταξη (*Relative Layout*) υπάρχει ένα *TextView* με τον τίτλο της σελίδας “**Log In**”, ένα *EditText* που δέχεται είσοδο τύπου *e-mail* (διεύθυνση ηλεκτρονικού ταχυδρομείου) και έχει υπόδειξη (*hint*) για το χρήστη που τον βοηθά να το συμπληρώσει, ένα *TextView* για να ορίσει το κενό που πρέπει να υπάρχει μεταξύ της φόρμας και του κουμπιού υποβολής και τέλος, το κουμπί υποβολής “**Log In**” στο κέντρο της οθόνης. Η εικόνα της σχεδιαστικής αυτής διάταξης φαίνεται στο Σχήμα 22.



Σχήμα 22. Η πρώτη Σχεδιαστική Διάταξη που εμφανίζεται όταν εκτελείται η εφαρμογή στην οποία ο χρήστης συνδέεται με την εισαγωγή της διεύθυνσης του ηλεκτρονικού ταχυδρομείου του (e-mail).

2) "monitor_values_before.xml"

```
<?xml version="1.0" encoding="utf-8"?>
<LinearLayout xmlns:android="http://schemas.android.com/apk/res/android"
    android:orientation="vertical"
    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="match_parent"
    android:weightSum="1">

    <TextView
        android:layout_width="match_parent"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:text="@string/monitor_before_title"
        android:textStyle="bold"
        android:layout_marginBottom="@dimen/margin"
        android:textSize="@dimen/text_size_big"
        android:id="@+id/textView4"
        android:gravity="center"
        android:layout_weight="0.11" />

    <TextView
        android:layout_width="wrap_content"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:textSize="@dimen/text_size_small"
        android:text="@string/monitor_before_directions"
        android:id="@+id/textView10"
        android:layout_marginStart="@dimen/margin_start"
        android:layout_marginBottom="@dimen/margin"/>
```

```

<LinearLayout
    android:layout_width="wrap_content"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:orientation="horizontal">

    <TextView
        android:layout_width="wrap_content"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:layout_weight="0.02"/>

    <TextView
        android:layout_width="wrap_content"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:text="@string/systolic_field_title"
        android:textSize="@dimen/text_size_small"
        android:id="@+id/textView2"
        android:layout_marginStart="@dimen/margin_start2"
        android:layout_weight="2"/>

    <EditText
        android:layout_width="wrap_content"
        android:hint="@string/systolic_hint"
        android:gravity="center"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:id="@+id/systolic_press"
        android:layout_marginBottom="10dp"
        android:inputType="number"
        android:layout_weight="2"/>

    <TextView
        android:layout_width="wrap_content"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:layout_weight="0.02"/>

</LinearLayout>

<LinearLayout
    android:layout_width="wrap_content"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:orientation="horizontal">

    <TextView
        android:layout_width="match_parent"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:text="@string/diastolic_field_title"
        android:gravity="center"
        android:layout_marginStart="@dimen/margin_start2"
        android:textSize="@dimen/text_size_small"
        android:id="@+id/textView3" />

    <EditText
        android:layout_width="wrap_content"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:hint="@string/diastolic_hint"
        android:id="@+id/diast_pressure"
        android:gravity="center"
        android:layout_marginBottom="10dp"
        android:inputType="number"/>

</LinearLayout>

<LinearLayout
    android:layout_width="wrap_content"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:orientation="horizontal">

```

```

<TextView
    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:layout_marginStart="@dimen/margin_start2"
    android:text="@string/hearttrate_field_title"
    android:id="@+id/textView5"
    android:textSize="@dimen/text_size_small" />

<EditText
    android:layout_width="wrap_content"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:id="@+id/beats_pm"
    android:gravity="center"
    android:hint="@string/hearttrate_hint"
    android:layout_marginBottom="20dp"
    android:inputType="number"/>

</LinearLayout>

<LinearLayout
    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:orientation="horizontal">

    <Button
        android:layout_width="wrap_content"
        android:layout_height="@dimen/button_height"
        android:text="@string/button_cancel"
        android:onClick="onCancelClicked"
        android:textSize="@dimen/text_size_big"
        android:id="@+id/button_cancel"
        android:layout_marginLeft="@dimen/margin"
        android:layout_weight="1" />

    <TextView
        android:layout_width="wrap_content"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:layout_weight="0.1"/>

    <Button
        android:layout_width="wrap_content"
        android:layout_height="match_parent"
        android:text="@string/button_submit"
        android:onClick="onButtonToOximeter"
        android:id="@+id/button"
        android:layout_marginRight="@dimen/margin"
        android:textSize="@dimen/text_size_big"
        android:layout_gravity="right"
        android:layout_weight="1" />
</LinearLayout>

</LinearLayout>

```

Ορίζεται Γραμμική Διάταξη (*Linear Layout*) με κάθετο προσανατολισμό η οποία περιλαμβάνει τον τίτλο, τις οδηγίες συμπλήρωσης της φόρμας και τέσσερις γραμμικές υποδιατάξεις. Οι τρεις πρώτες οριζόντιες γραμμικές υποδιατάξεις συντίθενται κατά κύριο λόγο από ένα *TextView* για καθεμία από τις τρεις φυσικές παραμέτρους που καλείται να συμπληρώσει ο χρήστης, και ένα *EditText* που δέχεται ως είσοδο μόνο αριθμούς και έχει υπόδειξη (*hint*) που βοηθά το χρήστη να το συμπληρώσει. Η τελευταία οριζόντια γραμμική υποδιάταξη, περιλαμβάνει δύο κουμπιά, ένα **“Cancel”** (Ακύρωση) αριστερά και ένα **“Submit”** (Υποβολή) δεξιά. Εικόνα για την παρούσα σχεδιαστική διάταξη παρατίθεται

παρακάτω.



Σχήμα 23. Η δεύτερη Σχεδιαστική Διάταξη που εμφανίζεται όταν εκτελείται η εφαρμογή στην οποία ο χρήστης εισάγει τις μετρήσεις του πιεσόμετρου πριν προχωρήσει στη χρήση του παλμικού οξύμετρου.

3) "oximeter_screen.xml"

```
<LinearLayout xmlns:android="http://schemas.android.com/apk/res/android"
    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="match_parent"
    android:orientation="horizontal">

    <View
        android:layout_width="0dp"
        android:layout_height="match_parent"
        android:layout_weight="0.01"></View>

    <LinearLayout xmlns:android="http://schemas.android.com/apk/res/android"
        android:layout_width="wrap_content"
        android:layout_height="match_parent"
        android:layout_gravity="center"
        android:orientation="vertical"
        android:layout_weight="0.04">

        <TextView
            android:id="@+id/status_textView"
            android:layout_width="match_parent"
            android:layout_height="wrap_content"
            android:gravity="center_horizontal"
            android:textSize="15sp" />
```



```

<TextView
    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:layout_marginTop="10dp"
    android:text="@string/oxygen_view"
    android:id="@+id/spo2_textView"
    android:textSize="30sp"
    android:gravity="center"
    android:layout_weight="0.003" />

<LinearLayout

    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="wrap_content" >

    <View
        android:layout_width="0dp"
        android:layout_height="match_parent"
        android:layout_weight="2.5"></View>

    <ImageView
        android:id="@+id/heart_image"
        android:src="@drawable/heart"
        android:layout_width="0dp"
        android:layout_height="match_parent"
        android:layout_weight="1.0"/>

    <TextView
        android:layout_width="0dp"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:text="@string/hearttrate_view"
        android:layout_gravity="center"
        android:id="@+id/bpm_textView"
        android:textSize="30sp"
        android:layout_weight="4.5"/>

    <View
        android:layout_width="0dp"
        android:layout_height="match_parent"
        android:layout_weight="2.5"></View>

</LinearLayout>

<TextView
    android:id="@+id/pi_textView"
    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:gravity="center"
    android:textSize="30sp"
    android:text="@string/pi_view"
    android:layout_weight="0.0025"/>

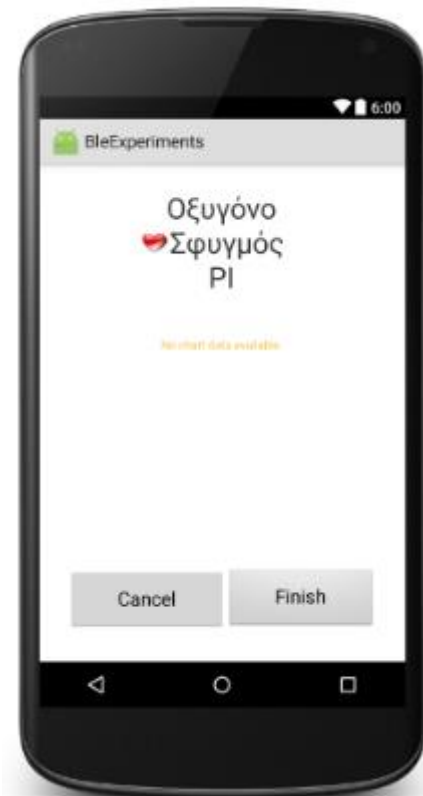
<com.github.mikephil.charting.charts.LineChart
    android:id="@+id/chart"
    android:layout_width="200dp"
    android:layout_height="100dp"
    android:layout_gravity="center"
    android:layout_weight="0.03" />

<LinearLayout
    android:layout_width="wrap_content"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:layout_marginBottom="5dp"

```

```
        android:layout_weight="0.4">
        </LinearLayout>
    [...]
</LinearLayout>
```

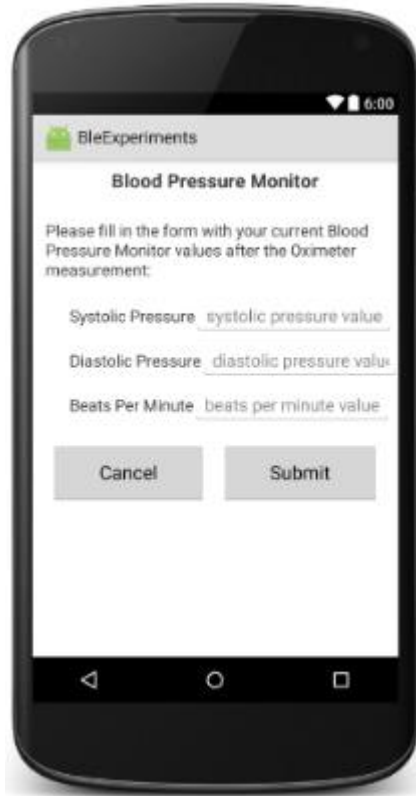
Υπάρχει μία γραμμική διάταξη με κάθετο προσανατολισμό, όπου στην πρώτη «γραμμή» τοποθετείται η μέτρηση του Κορεσμού του Οξυγόνου, στη δεύτερη μία γραμμική υποδιάταξη με οριζόντιο προσανατολισμό για την τοποθέτηση γραφικής εικόνας της καρδιάς, δίπλα στη μέτρηση του Καρδιακού Ρυθμού, και τέλος η μέτρηση του Δείκτη Διάχυσης. Ακολουθεί ένα γράφημα όπου παρουσιάζεται σε πραγματικό χρόνο το Φωτοπληθυσμογράφημα και τέλος τα δύο κλασικά κουμπιά, του "Cancel" και "Finish". Το σύμβολο [. . .] υπονοεί ότι έχει παραλειφθεί κώδικας.



Σχήμα 24. Η τρίτη Σχεδιαστική Διάταξη που εμφανίζεται όταν εκτελείται η εφαρμογή στην οποία ο χρήστης παρακολουθεί τις μετρήσεις όπως μετρώνται σε πραγματικό χρόνο από το παλμικό οξύμετρο.

4) "monitor_values_after.xml"

Παρόμοιος είναι ο κώδικας και για την εισαγωγή των τιμών του πιεσόμετρου μετά τη χρήση του παλμικού οξύμετρου, γι' αυτό και δεν παρατίθεται ξεχωριστά. Η σχεδιαστική διάταξη φαίνεται στο παρακάτω σχήμα.



Σχήμα 25. Η τέταρτη Σχεδιαστική Διάταξη που εμφανίζεται όταν εκτελείται η εφαρμογή στην οποία ο χρήστης εισάγει τις μετρήσεις του πιεσόμετρου μετά που έχει ολοκληρώσει τη χρήση του παλμικού οξύμετρου.

5) "final_submit.xml"

```
<?xml version="1.0" encoding="utf-8"?>
<LinearLayout xmlns:android="http://schemas.android.com/apk/res/android"
    android:orientation="vertical"
    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="match_parent"
    android:weightSum="1">

    <TextView
        android:layout_width="match_parent"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:text="@string/final_submit_title"
        android:gravity="center"
        android:textSize="@dimen/text_size_big"
        android:textStyle="bold"
        android:id="@+id/final_title" />

    <TextView
        android:layout_marginLeft="15dp"
        android:layout_width="match_parent"
        android:layout_height="wrap_content"
        android:text="@string/comment_directions"
        android:id="@+id/comment_message"
        android:textSize="@dimen/text_size_small"
        android:layout_below="@+id/final_title"
        android:layout_marginStart="@dimen/margin_start"
        android:layout_marginTop="@dimen/margin_start2" />
```

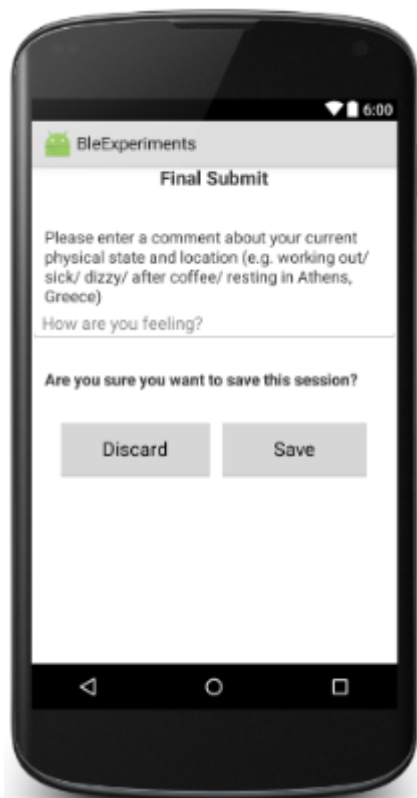
```
<EditText
    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:id="@+id/comment_submit"
    android:hint="@string/comment_hint" />

<TextView
    android:layout_marginStart="@dimen/margin_start"
    android:layout_width="wrap_content"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:text="@string/question_to_save"
    android:id="@+id/question"
    android:textSize="@dimen/text_size_small"
    android:textStyle="bold"
    android:layout_marginTop="30dp"
    android:layout_marginBottom="30dp"/>

[...]

</LinearLayout>
```

Σε γραμμική διάταξη παρουσιάζεται ο τίτλος **“Final Submit”** της τελευταίας οθόνης της εφαρμογής, με τις οδηγίες συμπλήρωσης της φόρμας που ακολουθεί. Ακολουθεί ένα *EditText* με τη σχετική υπόδειξη και τέλος ερώτηση στο χρήστη εάν επιθυμεί να αποθηκεύσει τη συνεδρία. Τέλος, ακολουθούν σε γραμμική υποδιάταξη με οριζόντιο προσανατολισμό τα δύο κουμπιά, **“Cancel”** και **“Save”** (βλ Σχήμα 26).



Σχήμα 26. Η πέμπτη και τελευταία Σχεδιαστική Διάταξη που εμφανίζεται όταν εκτελείται η εφαρμογή στην οποία ο χρήστης εισάγει ένα σχόλιο για το πώς αισθάνεται και την τοποθεσία στην οποία βρίσκεται και επιλέγει εάν θα αποθηκεύσει ή όχι τη συνεδρία.

Οι παραπάνω διατάξεις ορίζονται από το αρχείο *“MainActivity.java”*. Έτσι, στην πρώτη μέθοδο που καλείται όταν αρχίζει η εφαρμογή να εκτελείται, την *onCreate()* η εφαρμογή ορίζει ως διεπαφή την *“login_page”* και στη συνέχεια επαναφέρει το e-mail του χρήστη που είχε εισαχθεί τελευταίο και το οποίο έχει αποθηκεύσει. Αυτό συμβαίνει γιατί θέλουμε η εφαρμογή να «θυμάται» το τελευταίο *e-mail* που πληκτρολόγησε ο χρήστης. Γι’ αυτό το σκοπό χρησιμοποιείται ένα αντικείμενο **«Μοιρασμένων Προτιμήσεων»** (*Shared Preferences*). Ένα τέτοιο αντικείμενο λειτουργεί ως δείκτης σε ένα αρχείο όπου υπάρχουν **ζεύγη κλειδιών – τιμών** (*key-value pairs*) και παρέχει απλές μεθόδους για την ανάγνωση και την εγγραφή τους. Εδώ χρησιμοποιείται το κλειδί *“saved mail”* με την αντίστοιχη τιμή που εγγράφεται κάθε φορά στην αρχή του αρχείου *“MyPrefsFile”*. Παρακάτω παρατίθεται ο σχετικός κώδικας.

“MainActivity.java”

```
public static final String PREFS_SAVE = "MyPrefsFile";

[...]

@Override
protected void onCreate(Bundle savedInstanceState) {
    uuid = UUID.randomUUID().toString();

    super.onCreate(savedInstanceState);

    setContentView(R.layout.login_page); // ορισμός διάταξης

    // Restore preferences
    //δημιουργία αρχείου
    SharedPreferences settings = getSharedPreferences(PREFS_SAVE, 0);
    String lastUserMail= settings.getString("saved mail" ,""); //ανάγνωση
    τιμής
    setMail(lastUserMail); //κλήση μεθόδου
}

public void setMail(String loginMail){
    //ορισμός τελευταίου e-mail στη οθόνη στο κατάλληλο πεδίο
    EditText login_info = (EditText) findViewById(R.id.login_mail);
    login_info.setText(loginMail);
}
```

Στη συνέχεια, με το πάτημα του κουμπιού **“Log In”**, καλείται η μέθοδος **onButtonlogin(View view)**, όπου γίνεται έλεγχος αν έχει συμπληρωθεί το πεδίο της οθόνης. Εάν έχει συμπληρωθεί η εκτέλεση προχωράει και ορίζεται στην οθόνη η επόμενη διάταξη **“monitor_values_before”**. Επίσης, αποθηκεύεται στο αρχείο **“MyPrefsFile”** το *e-mail* που έχει υποβληθεί, απ’ όπου θα αναγνωστεί την επόμενη φορά που η εφαρμογή εκτελεστεί από το χρήστη. Εάν το πεδίο είναι κενό εμφανίζεται μήνυμα στο χρήστη που τον προτρέπει να συμπληρώσει το πεδίο με τη διεύθυνση του ηλεκτρονικού του ταχυδρομείου και η εκτέλεση της εφαρμογής δεν «προχωράει». Ο σχετικός κώδικας παρατίθεται παρακάτω.

“MainActivity.java”

```
public void onButtonlogIn(View view) {  
  
    // print to log the e-mail  
    EditText lo"gin_info = (EditText) findViewById(R.id.login_mail);  
    mail = String.valueOf(login_info.getText());  
    if (login_info.length() == 0) { //error message in blank input  
        Log.d(TAG, "errorMessage: Blank Input");  
  
        //show error message  
        Toast toast = Toast.makeText(getApplicationContext(), "Please type in  
your e-mail to log in", Toast.LENGTH_LONG);  
        toast.setGravity(Gravity.TOP | Gravity.CENTER_HORIZONTAL, 0, 400);  
        TextView v = (TextView)  
toast.getView().findViewById(android.R.id.message);  
        v.setTextColor(Color.WHITE);  
        toast.getView().setBackgroundColor(Color.DKGRAY);  
        toast.show();  
    } else { //mail submitted  
        setContentView(R.layout.monitor_values_before);  
        Log.d(TAG, "mail login: " + mail);  
  
        // We need an Editor object to make preference changes.  
        // ALL objects are from android.context.Context  
        SharedPreferences settings = getSharedPreferences(PREFS_SAVE, 0);  
        SharedPreferences.Editor editor = settings.edit();  
        editor.putString("saved mail", mail);  
  
        // Commit the edits!  
        editor.commit();  
  
    }  
}
```

Όταν ο χρήστης μεταφερθεί στην επόμενη σχεδιαστική διάταξη για την εισαγωγή των τιμών του πιεσόμετρου, εκτελείται ο παρακάτω κώδικας. Και αυτός με τη σειρά του ελέγχει για κενή είσοδο, οπότε και με μήνυμα προτρέπει το χρήστη να συμπληρώσει τη φόρμα, διαφορετικά αποθηκεύει της τιμές που εισήχθησαν σε μεταβλητές και η εκτέλεση της εφαρμογής συνεχίζει στη σχεδιαστική διάταξη του παλμικού οξύμετρου.

“MainActivity.java”

```
public void onButtonToOximeter(View view) {  
  
    // print to log the blood pressure monitor values before  
    EditText systPressBefore = (EditText) findViewById(R.id.systolic_press);  
    EditText diastPressBefore = (EditText) findViewById(R.id.diast_pressure);  
    EditText bpmBefore = (EditText) findViewById(R.id.beats_pm);  
  
    String systolic = String.valueOf(systPressBefore.getText());  
    String diastolic = String.valueOf(diastPressBefore.getText());  
    String heartRate = String.valueOf(bpmBefore.getText());  
  
    if ((systPressBefore.length() == 0) || (diastPressBefore.length() == 0)  
        || (heartRate.length() == 0)) { //error message in blank input  
        Log.d(TAG, "errorMessage: Blank Input");  
  
        //show error message
```

```

        Toast toast = Toast.makeText(getApplicationContext(), "Please fill in
the form with your blood pressure values",
        Toast.LENGTH_LONG);
        toast.setGravity(Gravity.TOP | Gravity.CENTER, 0, 150);
        TextView v = (TextView)
toast.getView().findViewById(android.R.id.message);
        v.setTextColor(Color.WHITE);
        toast.getView().setBackgroundColor(Color.DKGRAY);
        toast.show();
    } else {
        oximeter_measure();
        Log.d(TAG, "systolic pressure before: " + systolic);
        Log.d(TAG, "diastolic pressure before: " + diastolic);
        Log.d(TAG, "beats per minute before: " + heartRate);

[ . . . ]

    }
}

```

Στη σχεδιαστική διάταξη του οξύμετρου, καλείται η μέθοδος **oximeter_measure()**. Στην αρχή της μεθόδου αυτής, ορίζονται τα πεδία των τιμών που ανανεώνονται στη διεπαφή του χρήστη, όπως φαίνεται στον κώδικα που ακολουθεί. Επίσης, ορίζεται το διάγραμμα και οι ιδιότητές του στο οποίο θα παρουσιάζεται το PPG σε πραγματικό χρόνο. Τέλος, καλείται η **activateScan()** που ενεργοποιεί τη σάρωση των συσκευών Ble, όπως θα παρουσιαστεί πιο αναλυτικά στην επόμενη ενότητα.

“MainActivity.java”

```

public void oximeter_measure() {

    oximeterEnabled = 1;
    Log.d(TAG, "Oximeter Enabled on oximetermeasure(): " + oximeterEnabled);
    setContentView(R.layout.oximeter_screen);

    // Sets up UI references.
    mStatusTextView = (TextView) findViewById(R.id.status_textView);
    Spo2TextView = (TextView) findViewById(R.id.spo2_textView);
    BpmTextView = (TextView) findViewById(R.id.bpm_textView);
    PiTextView = (TextView) findViewById(R.id.pi_textView);
    mButtonCancel = (Button) findViewById(R.id.cancel_button);

    mChart = (LineChart) findViewById(R.id.chart);
    mChart.setDrawGridBackground(false);
    mChart.setDescription("");

    // enable touch gestures
    mChart.setTouchEnabled(true);

    // enable scaling and dragging
    mChart.setDragEnabled(true);
    mChart.setScaleEnabled(true);
    mChart.setDrawGridBackground(false);

    // if disabled, scaling can be done on x- and y-axis separately
    mChart.setPinchZoom(true);

    // set an alternative background color

```

```

mChart.setBackgroundColor(Color.LTGRAY);

    /*Axis*/

    YAxis yAxis = mChart.getAxisLeft();
//    LeftAxis.setTypeface(tf);
yAxis.setAxisMaxValue(100f);
yAxis.setAxisMinValue(0f);
yAxis.setDrawGridLines(false);
yAxis.setDrawLabels(false);

    YAxis yAxis2 = mChart.getAxisRight();
yAxis2.setEnabled(false);

    XAxis xAxis = mChart.getXAxis();
xAxis.setPosition(XAxis.XAxisPosition.BOTTOM);
xAxis.setDrawGridLines(false);
xAxis.setDrawLabels(false);

    List<Entry> list = new ArrayList<>();
    LineDataSet dataSet = new LineDataSet(list, "ppg");
    List<LineDataSet> dataSets = new ArrayList<>();
    dataSets.add(dataSet);

    dataSet.setColor(Color.BLUE);
    LineData data = new LineData();
    data.setHighlightEnabled(false);

    // add empty data
    mChart.setData(data);
    mChart.invalidate();
    activateScan();
}

```

Παρόμοιος είναι ο κώδικας και για τις επόμενες διατάξεις, οπότε για λόγους συντομίας δε θα παρατεθεί εδώ. Αναλυτικά ο κώδικας της εφαρμογής παρατίθεται στο σύνδεσμο : «<https://bitbucket.org/ValiaFr/>» στο έργο (project) “PPG Ble”. Στον ίδιο σύνδεσμο βρίσκεται και ο κώδικας του Εξυπηρετητή (Server) στο έργο “Biosignals Server”. Απλά θα αναφέρουμε ονομαστικά τις μεθόδους που καλούνται σε κάθε πάτημα του κεντρικού κουμπιού της οθόνης διαδοχικά:

- 1) **onButtonlogin()**
- 2) **onButtonToOximeter()**
- 3) **onButtonSubmit()**
- 4) **onButtonSave()**

Σε περίπτωση που ο χρήστης πατήσει “Cancel” η εφαρμογή τερματίζει:

“MainActivity.java”

```

public void onCancelClicked(View view) {
    Log.d(TAG, "Cancel Pressed");

    finishActivity();
}

```


4.1.2 Λειτουργία Ble και Λήψη Ιατρικών Δεδομένων

Το τμήμα του κώδικα που αφορά στη σύνδεση της εφαρμογής με το παλμικό οξύμετρο και τη λήψη των ψηφιολέξεων (*byte*) που αποστέλλει μέσω Bluetooth Low Energy, μού δόθηκε έτοιμο από το εργαστήριο. Θα γίνει συνοπτική αναφορά για την πληρότητα της εργασίας, και στην επόμενη ενότητα θα γίνει αναφορά στο πώς υλοποιήθηκε η ανάγνωση των αποστελλόμενων ψηφιολέξεων για τη λήψη της ιατρικής πληροφορίας του οξύμετρου.

4.1.2.1 Σάρωση Συσκευών και Σύνδεση μέσω Ble

Η σύνδεση μέσω Ble με το παλμικό οξύμετρο γίνεται μόνο σε εκείνο το σημείο εκτέλεσης της εφαρμογής όπου ο χρήστης φοράει το παλμικό του οξύμετρο και βλέπει τις τιμές των φυσικών παραμέτρων (του κορεσμού σε οξυγόνο, του καρδιακού ρυθμού, του PPG, του δείκτη διάχυσης) στην οθόνη του. Έτσι, στο σημείο της εκτέλεσης **onButtonToOximeter()**, καλείται η μέθοδος **oximeter_measure()**, που είναι υπεύθυνη για την εμφάνιση των τιμών των φυσικών μεγεθών στην οθόνη. Χρησιμοποιείται η μεταβλητή *oximeterEnabled*, η οποία, όντας αρχικοποιημένη στο 0, τίθεται ίση με 1, για να σηματοδοτήσει ότι η εφαρμογή βρίσκεται στο σημείο όπου γίνεται χρήση του οξύμετρου, κάτι που θα χρησιμοποιηθεί στη μέθοδο **onResume()** αργότερα. Αμέσως μετά την εμφάνιση των τιμών στην οθόνη από την **oximeter_measure()** και την ανανέωση του PPG γραφήματος, καλείται η μέθοδος **activateScan()** που ενεργοποιεί για πρώτη φορά τη σάρωση Ble συσκευών από την εφαρμογή. Αυτή με τη σειρά της καλεί τη μέθοδο **onResume()**, η οποία αφού ελέγξει ότι η τιμή της μεταβλητής *oximeterEnabled* έχει γίνει 1, καλεί τη **startScan()**, μέθοδος που υλοποιεί τη σάρωση των συσκευών Ble στον περιβάλλοντα χώρο, εν προκειμένω του παλμικού οξύμετρου.

“MainActivity.java”

```
public void oximeter_measure() {  
  
    oximeterEnabled = 1;  
    Log.d(TAG, "Oximeter Enabled on oximetermeasure(): " + oximeterEnabled);  
    setContentView(R.layout.oximeter_screen);  
  
    // Sets up UI references.  
  
    [...]   
  
    activateScan();  
}
```

“MainActivity.java”

```
protected void activateScan() {
    Log.d(TAG, "onResume Called");

    super.onResume();
    Log.d(TAG, "OximeterEnabled on Resume : " + oximeterEnabled);
    getWindow().addFlags(WindowManager.LayoutParams.FLAG_KEEP_SCREEN_ON);

    IntentFilter filter = new IntentFilter();
    filter.addAction(SensorsService.INTENT_SENSORS_START_SCAN);
    filter.addAction(SensorsService.INTENT_SENSORS_SCAN_FAILED);
    filter.addAction(SensorsService.INTENT_SENSORS_CONNECTED);
    filter.addAction(SensorsService.INTENT_SENSORS_MEASURING);
    filter.addAction(SensorsService.INTENT_SENSORS_DISCONNECTED);

    LocalBroadcastManager.getInstance(getApplicationContext()).registerReceiver(sensor
    Receiver, filter);

    startScan();
}
```

“MainActivity.java”

```
@Override
protected void onResume() {
    Log.d(TAG, "onResume Called");

    super.onResume();
    Log.d(TAG, "OximeterEnabled on Resume : " + oximeterEnabled);
    if (oximeterEnabled == 1) { //control when the oximeter measurement
    starts-ButtonOximeter only
        getWindow().addFlags(WindowManager.LayoutParams.FLAG_KEEP_SCREEN_ON);

        IntentFilter filter = new IntentFilter();
        filter.addAction(SensorsService.INTENT_SENSORS_START_SCAN);
        filter.addAction(SensorsService.INTENT_SENSORS_SCAN_FAILED);
        filter.addAction(SensorsService.INTENT_SENSORS_CONNECTED);
        filter.addAction(SensorsService.INTENT_SENSORS_MEASURING);
        filter.addAction(SensorsService.INTENT_SENSORS_DISCONNECTED);

        LocalBroadcastManager.getInstance(getApplicationContext()).registerReceiver(sensor
        Receiver, filter);

        startScan();
        Log.d(TAG, "Scan Start");
    }
}
```

Η μέθοδος **startScan()** καλεί μεθόδους για την ενεργοποίηση του Ble. Συγκεκριμένα, σε αυτό το πεδίο «συνεργάζονται» τα αρχεία «**SensorsService.java**», «**BleManager.java**» και «**BleCallback.java**» που υλοποιούν τις απαραίτητες μεθόδους για την λειτουργία της Ble τεχνολογίας στην εφαρμογή και τη σύνδεσή της με το οξύμετρο. Συγκεκριμένα στο αρχείο «**SensorsService.java**», ξεκινάει η διαδικασία σάρωσης και η χρονομέτρησή της ενώ υλοποιούνται όλες οι σημαντικές λειτουργίες για τη λειτουργία του Ble και τη

σύνδεση με τη συσκευή. Στο αρχείο «**BleManager.java**» υλοποιούνται οι μέθοδοι **connect()** για τη σύνδεση μέσω Ble με μία συγκεκριμένη συσκευή και **disconnect()** για τη διακοπή μιας υπάρχουσας σύνδεσης. Το αποτέλεσμα της αποσύνδεσης αναφέρεται με ασύγχρονο τρόπο. Στο αρχείο «**BleCallback.java**» υλοποιούνται οι μέθοδοι του επιπέδου **GATT** που έχει αναφερθεί στο Τεχνικό Υπόβαθρο, το οποίο είναι υπεύθυνο για την επικοινωνία των δύο συσκευών και άρα και για τη λήψη των ψηφιολέξεων (*bytes*) που στέλνει η συσκευή.

“SensorsService.java”

```
/**
 * This method starts the bluetooth scan process.
 */
private synchronized void startBluetoothScan() {
    if (initializeBluetooth()) {
        Log.i(TAG, "Scanning (BLE)...");
        mBluetoothAdapter.startLeScan(mLeScanCallback);
    }
}

/**
 * Connect to a BLE device.
 *
 * @param deviceAddress The address of the BLE device to connect.
 */
private synchronized void connectBle(String deviceAddress) {
    BluetoothDevice remoteDevice =
mBluetoothAdapter.getRemoteDevice(deviceAddress);
    BleDriver bleDriver = BluetoothHelper.getDriver(remoteDevice.getName());

    if (bleDriver != null) {
        setScanTimer(SENSORS_CONNECTING_BLE);

        mBleManager = new BleManager(getApplicationContext());
        mBleManager.connect(remoteDevice, bleDriver);
    } else {
        Log.i(TAG, "BLE Device " + remoteDevice.getName() + " - " +
remoteDevice.getAddress() + " not supported.");
    }
}
}
```

“MainActivity.java”

```
private void startScan() {
    Log.d(TAG, "startScan Called");

    setReturnTimer(false);
    sensorServiceActive = true;

    Intent intent = new Intent(getApplicationContext(),
SensorsService.class);
    intent.setAction(SensorsService.INTENT_SENSORS_START_SCAN);
    startService(intent);

    mStatusTextView.setText(R.string.scanning);
}
}
```

“BleManager.java”

```
/**
 * Connects to a specific device
 *
 * @param device The BLE device to connect.
 * @param bleDriver The driver instance that should be used to communicate
 with the device.
 */
public void connect(BluetoothDevice device, BleDriver bleDriver) {
    Log.i(TAG, "Connecting to device " + device.getName() + " - " +
device.getAddress());
    if (mBluetoothGatt != null) {
        disconnect();
    }
    // We want to directly connect to the device, so we are setting the
autoConnect
// parameter to false
    mBluetoothGatt = device.connectGatt(mContext, bleDriver.isAutoConnect(),
BleCallback.getInstance(bleDriver));
}
```

```
/**
 * Disconnects an existing connection or cancel a pending connection. The
disconnection result
 * is reported asynchronously through the
 * {@code
BluetoothGattCallback#onConnectionStateChange(android.bluetooth.BluetoothGatt,
int, int)}
 * callback.
 */
public void disconnect() {
    if (mBluetoothGatt != null) {
        try {
            mBluetoothGatt.disconnect();
        } catch (Exception e) {
        }
        mBluetoothGatt.close();
        mBluetoothGatt = null;
        Log.i(TAG, "BLE Devices Disconnected");
    }
}
```

4.1.2.2 Λήψη Ιατρικών Δεδομένων

Υπεύθυνη για τη λήψη των δεδομένων σε επίπεδο ψηφιολέξεων (bytes) είναι η μέθοδος **processCharacteristic()** στο αρχείο **“BleCallback.java”** η οποία επίσης επεξεργάζεται τα χαρακτηριστικά τους, όπως το μήκος των ψηφιολέξεων, και καλεί την πολύ σημαντική μέθοδο **processData()** η οποία βρίσκεται στο αρχείο **“MedicalDriver.java”**. Η μέθοδος αυτή, η οποία παρουσιάζεται στην επόμενη ενότητα, είναι υπεύθυνη για την ανάγνωση των ψηφιολέξεων και την εξαγωγή των τιμών των φυσικών παραμέτρων, τις οποίες έχει στείλει το οξύμετρο βάσει του προτύπου κατασκευής και λειτουργίας του, όπως

αναγράφονται στο εμπιστευτικό Φυλλάδιο Χαρακτηριστικών. Οι τιμές που επιστρέφει η **processData()** ανατίθενται σε ένα στιγμιότυπο της κλάσης **sensorData**. Η κλάση αυτή, που αναλυτικότερα θα παρουσιαστεί στην επόμενη ενότητα, φέρει την ιατρική πληροφορία, δηλαδή τις τιμές του κορεσμού σε οξυγόνο, του καρδιακού παλμού, του δείκτη διάχυσης και του Φωτοπληθυσμογραφήματος.

“BleCallback.java”

```
public void processCharacteristic(BluetoothGatt gatt,
                                BluetoothGattCharacteristic characteristic) {

    //Process only the relevant data
    if (!sBleDriver.getCharacteristicUuid().equals(characteristic.getUuid())) {
        return;
    }

    //Check if measurement has been received in the last 5sec, and if not,
    disconnect
    if (lastMeasurementTime == 0 || System.currentTimeMillis() -
    lastMeasurementTime < 10000) {
        final byte[] data = characteristic.getValue();
        if (data != null) {
            Log.d(TAG, "Received " + data.length + " bytes..."); //μήκος δεδομένων

            mSensorData = sBleDriver.processData(data, gatt.getDevice().getName(),
            gatt.getDevice().getAddress()); //κλήση μεθόδου για επεξεργασία και ανάθεση στη
            μεταβλητή των πιο πρόσφατων δεδομένων
            if (mSensorData != null){
                Log.d(TAG, "Valid data.");

                lastMeasurementTime = System.currentTimeMillis();

                BluetoothHelper.sensorDataPrintFormat_spo2(mSensorData);
                BluetoothHelper.sensorDataPrintFormat_bpm(mSensorData);
                BluetoothHelper.sensorDataPrintFormat_pi(mSensorData);
                SensorsService.sendMessage(SensorsService.SENSORS_MEASURING,
                mSensorData);

            } else {
                if (mSensorData == null) {
                    Log.d(TAG, "Invalid data: mSensorData == null");
                } else {
                    Log.d(TAG, "Invalid data: mSensorData empty");
                }
            }
        }
    } else {
        //Post measurement and disconnect
    }
}

[...]
```

Όταν ξεκινήσει η λήψη των Ιατρικών Δεδομένων καλείται αυτόματα η μέθοδος **onReceive()**, η οποία δημιουργεί ένα αντικείμενο τύπου **SensorData** με τις πιο πρόσφατες μετρήσεις που έχουν ληφθεί και σε περίπτωση που έχει εγκατασταθεί η σύνδεση με τη συσκευή και έχει ξεκινήσει η ανταλλαγή πακέτων, γίνεται εγγραφή στο

Ιστορικό (Log) ότι έχει ξεκινήσει η μέτρηση (“Measuring”) και καλείται η μέθοδος **showMeasurement(sensorData)**, η οποία αναλαμβάνει να προσθέσει αυτές τις πιο πρόσφατες μετρήσεις στην υπάρχουσα λίστα βιοσημάτων (Biosignal) και να τα προβάλλει στην οθόνη ώστε να ανανεωθούν οι τιμές στην οθόνη και να παρουσιαστούν σε πραγματικό χρόνο. Ο σχετικός κώδικας παρατίθεται παρακάτω. Η κλάση **Biosignal**, που θα παρουσιαστεί αναλυτικότερα στη συνέχεια, είναι η οντότητα με τη μορφή της οποίας στέλνεται η ιατρική πληροφορία στον Εξυπηρετητή για αποθήκευση. Οι οντότητες αυτές, έχουν αναφερθεί και πρότερα, στο 3^ο Κεφάλαιο της Αρχιτεκτονικής.

“MainActivity.java”

```
private BroadcastReceiver sensorReceiver = new BroadcastReceiver() {
    @Override
    public void onReceive(Context context, Intent intent) {
        SensorData sensorData = (SensorData)
intent.getSerializableExtra(SensorsService.SENSOR_DATA);
        switch (intent.getAction()) {
            case SensorsService.INTENT_SENSORS_START_SCAN:
                break;
            case SensorsService.INTENT_SENSORS_SCAN_FAILED:
                if (oximeterEnabled ==1) {
                    if (++scanFails < SCAN_ITERATIONS) {
                        Log.i(TAG, "Scan fail #" + scanFails + ".
Restarting...");
                        startScan();
                    } else {
                        Log.i(TAG, "Scan fail #" + scanFails + ".
Finishing...");
                        finishActivity();
                    }
                }
                break;
            case SensorsService.INTENT_SENSORS_CONNECTED:
                mStatusTextView.setText("Connected\n");
                break;
            case SensorsService.INTENT_SENSORS_MEASURING:
                mStatusTextView.setText("Measuring\n");
                lastSensorData = sensorData;
                showMeasurement(sensorData); //προβολή στην οθόνη
                break;
            case SensorsService.INTENT_SENSORS_DISCONNECTED:
                //This check is required to ignore the disconnect messages
                after measuring is finished
                if (sensorServiceActive) {
                    stopScan();

                    Log.i(TAG, "Disconnected...");

                    mStatusTextView.setText("Disconnected\n");

                    //Restart if disconnected during connecting...
                    if (++scanFails < SCAN_ITERATIONS) {
                        Log.i(TAG, "Scan fail #" + scanFails + ".
Restarting...");
                        startScan();
                    }
                }
                break;
        }
    }
}
```

```
};  
}
```

4.1.3 Ανάγνωση Ιατρικών Δεδομένων και Προβολή τους στην Οθόνη

4.1.3.1 Ανάγνωση Ιατρικών Δεδομένων

Η ανάγνωση των δεδομένων πραγματοποιείται, όπως προαναφέρθηκε, από τη μέθοδο **processData()** που περιλαμβάνεται στο αρχείο **“MedicalDriver.java”**. Στη μέθοδο αυτή, αρχικά δημιουργείται ένα καινούριο αντικείμενο τύπου **Sensor Data** με μηδενικές τιμές. Η κλάση **SensorData** έχει πεδία το PPG, τον κορεσμό σε οξυγόνο του αίματος, τον καρδιακό ρυθμό και το δείκτη διάχυσης. Επίσης, κληρονομεί τα πεδία της υπερκλάσης **Sensor**, η οποία έχει πεδία το όνομα και τη διεύθυνση της συσκευής στην οποία γίνεται η σύνδεση και την ημερομηνία στην οποία καταγράφεται η μέτρηση. Στη συνέχεια, η **processData()** ελέγχει εάν το πακέτο που έχει σταλεί έχει μετρήσεις PPG ή τις μετρήσεις των υπόλοιπων φυσικών μεγεθών, γιατί όπως έχουμε πει στο Κεφάλαιο της Αρχιτεκτονικής υπάρχουν δύο ειδών πακέτα. Γίνεται, έπειτα, ανάγνωση του κάθε πακέτου σε επίπεδο ψηφιολέξης για την εξαγωγή των ιατρικών δεδομένων και οι τιμές ανατίθενται στο στιγμιότυπο του αντικειμένου **sensorData** που δημιουργήθηκε. Ο σχετικός κώδικας παρατίθεται παρακάτω.

“Sensor.java”

```
//Sensor constructor  
public Sensor(String deviceName, String deviceAddress, Date date) {  
    this.deviceName = deviceName;  
    this.deviceAddress = deviceAddress;  
    this.date = date;  
}
```

“SensorData.java”

```
public class SensorData extends Sensor{  
    private int[] ppg;  
    private int spo2;  
    private int bpm;  
    private double pi;  
  
    //SensorData constructor  
    public SensorData(String deviceName, String deviceAddress, Date date, int spo2,  
int bpm, double pi, int[] ppg) {  
        super(deviceName, deviceAddress, date);  
    }  
}
```

```
        this.ppg = ppg;
        this.spo2 = spo2;
        this.bpm = bpm;
        this.pi = pi;
    }
    [...]
```

“MedicalDriver.java”

```
public class MedicalDriver implements BleDriver {
    private static final String TAG = MedicalDriver.class.getSimpleName();

    public static final String NAME = "Medical";
    private static final String DRAWABLE = "icon_sensor_medical";

    private static final UUID SERVICE_UUID =
        UUID.fromString("CDEACB80-5235-4C07-8846-93A37EE6B86D");
    private static final UUID CHARACTERISTIC_UUID =
        UUID.fromString("cdeacb81-5235-4c07-8846-93a37ee6b86d");

    private static final int STABLE_MEASUREMENT_COUNT = 4;

    private Queue<Integer> spo2MeasurementsQueue = new LinkedList<>();
    private Queue<Integer> pulseMeasurementsQueue = new LinkedList<>();
    private int spo2Sum = 0;
    private int pulseSum = 0;

    private int spo2 = 0;
    private int bpm=0;
    private double pi=0;
    private int sum=0;
    private int [] ppg;

    [...]
```

```
public SensorData processData(byte[] data, String deviceName, String
deviceAddress) { //process paketa
    int num;
    int[] ppg_local = new int[10]; //local ppg gia euresh sum kai ignore
invalid data
    sum=0;

    SensorData sensorData = new SensorData(
        deviceName,
        deviceAddress,
        new Date(), spo2, bpm, pi, ppg);

    if ((data != null)
        && (data.length == 4)
        && (data[0] == (byte) 0x81)) {

        int cur02Measurement = data[2] & 0xff;
        int curPulseMeasurement = data[1] & 0xff;

        if (cur02Measurement >= 35 && cur02Measurement <= 100 //elegxos oti
den einai skoupidi
            && curPulseMeasurement >= 25 && curPulseMeasurement <= 250) {
```



```

        pi = (data[3] & 0xff) / 10.0;

        spo2 = curO2Measurement;
        bpm = curPulseMeasurement;

        sensorData.setSpo2(spo2);
        sensorData.setBpm(bpm);
        sensorData.setPi(pi);

        spo2MeasurementsQueue.offer(curO2Measurement);
        spo2Sum += curO2Measurement;
        if (spo2MeasurementsQueue.size() > STABLE_MEASUREMENT_COUNT) {
            spo2Sum -= spo2MeasurementsQueue.poll();
        }

        pulseMeasurementsQueue.offer(curPulseMeasurement);
        pulseSum += curPulseMeasurement;
        if (pulseMeasurementsQueue.size() > STABLE_MEASUREMENT_COUNT) {
            pulseSum -= pulseMeasurementsQueue.poll();
        }

        //Check if the values are stable - if they are not reset start
time
        if (Math.abs(spo2Sum / STABLE_MEASUREMENT_COUNT -
curO2Measurement) <= 1 &&
            Math.abs(pulseSum / STABLE_MEASUREMENT_COUNT -
curPulseMeasurement) <= 1) {
            Log.d(TAG, "Stable Measurement"); // se ti xrhsimeuei
        } else {
            Log.d(TAG, "Unstable Measurement");
        }
    }
} else if ((data != null)
    && (data.length == 11)
    && (data[0] == (byte) 0x80)) {

    for (int i = 1; i < data.length; i++) {
        num = data[i] & 0xff;
        if (num <= 100) { //elegxos oti oi times einai <=100 k den einai
127
            ppg_local[i - 1] = num;
            sum += 1;
        }
    }

    ppg = new int[sum]; //gia na agnoountai oi invalid times
    for (int i = 0; i < ppg.length; i++) {
        ppg[i] = ppg_local[i];
    }

    sensorData.setSpo2(spo2);
    sensorData.setBpm(bpm);
    sensorData.setPi(pi);
    sensorData.setPpg(ppg);

}
return sensorData;
}
[...]
```

4.1.3.2 Προβολή Ιατρικών Δεδομένων στην Οθόνη

Η ανανέωση των τιμών στην οθόνη γίνεται κάθε φορά που λαμβάνεται ένα πακέτο, όπου ενημερώνεται το στιγμιότυπο **sensorData** και ενημερώνονται ανάλογα οι τιμές στην οθόνη, δηλαδή, στη περίπτωση του γραφήματος του PPG, περίπου κάθε 200 msec που το παλμικό οξύμετρο στέλνει ένα τέτοιο πακέτο ενώ για τις υπόλοιπες τιμές, περίπου κάθε 1 sec, όταν το οξύμετρο στέλνει ένα πακέτο με αυτά τα δεδομένα (*Spo2*, *bpm*, *pi*). Υπεύθυνη για την προβολή των δεδομένων στην οθόνη είναι η μέθοδος **showMeasurement()** που βρίσκεται στο αρχείο **“MainActivity.java”**. Η μέθοδος αυτή εκτυπώνει τα πεδία του πιο πρόσφατου στιγμιότυπου **SensorData** στην οθόνη με τη βοήθεια της μεθόδου **sensorDataPrintFormat_spo2()** και των άλλων αντίστοιχων μεθόδων που βρίσκονται στο αρχείο **“BluetoothHelper.java”**. Στη συνέχεια, καλεί την **updatePPG()** για την ανανέωση του γραφήματος του PPG στην οθόνη με τις πιο πρόσφατες τιμές.

“MainActivity.java”

```
private void showMeasurement(SensorData sensorData) {  
  
    Spo2TextView.setText(BluetoothHelper.sensorDataPrintFormat_spo2(sensorData));  
  
    BpmTextView.setText(BluetoothHelper.sensorDataPrintFormat_bpm(sensorData));  
  
    PiTextView.setText(BluetoothHelper.sensorDataPrintFormat_pi(sensorData));  
  
  
        updatePPG(sensorData.getPpg());  
  
        //create biosignal  
        int [] ppg=sensorData.getPpg();  
  
        // int j =0;  
        List<Integer> ppg_list = new ArrayList<Integer>();  
        for (int i = 0; i < ppg.length; i++){  
            ppg_list.add(ppg[i]);  
            Log.d(TAG,"PPG: "+ppg[i]);  
        }  
  
    [...]
```

“BluetoothHelper.java”

```
public static String sensorDataPrintFormat_spo2(SensorData sensorData) {  
    StringBuilder sb = new StringBuilder();  
  
        sb.append("Οξυγόνο: ");  
        if(sensorData.getSpo2()!=0){  
            sb.append(Integer.toString(sensorData.getSpo2()));  
            sb.append("%");  
        }  
        sb.append('\n');
```

```
        return sb.toString();  
    }
```

Η μέθοδος **updatePPG()** η οποία καλείται από τη **showMeasurement()** ανανεώνει τις τιμές του PPG στην οθόνη, όπως φανερώνει και το όνομά της. Για τη δημιουργία του γραφήματος έχει χρησιμοποιηθεί η βιβλιοθήκη *MPAndroidChart*, όπως φαίνεται και στον κώδικα του αρχείου **“build.gradle”**, στο τμήμα των εξαρτήσεων (*dependencies*). Στο γράφημα του PPG έχει οριστεί να φαίνονται οι τιμές για τα τρία (3) τελευταία δευτερόλεπτα και ολισθαίνει προς τα δεξιά, κάθε φορά που μπαίνουν στα αριστερά οι δέκα (10), κατά κανόνα, νέες τιμές. Επειδή περίπου κάθε 200 msec λαμβάνεται ένα πακέτο με δέκα τιμές PPG, εκ των οποίων αποκλείουμε κατά την ανάγνωση τις μη έγκυρες, αν για 200 msec απαιτούνται δέκα θέσεις στον άξονα των x, για 3 sec απαιτούνται 150 θέσεις, όπως φαίνεται και στον κώδικα που ακολουθεί. Στη συνέχεια, ελέγχεται εάν οι τιμές που έχουν εισαχθεί στο γράφημα έχουν ξεπεράσει τις 150, οπότε και πρέπει το γράφημα να ολισθήσει προς τα δεξιά και τα καινούρια στοιχεία να εισαχθούν στα αριστερά του γραφήματος. Εάν οι θέσεις είναι λιγότερες των 150, τότε ελέγχεται εάν υπάρχει αρκετός χώρος ώστε τα νέα στοιχεία PPG να εισαχθούν δεξιά, ή διαφορετικά όσα χωράνε και τα υπόλοιπα εισάγονται αριστερά.

“build.gradle”

```
dependencies {  
    compile 'com.android.support:support-v4:23.1.1'  
    compile 'com.github.PhilJay:MPAndroidChart:v2.1.6'  
    compile 'org.springframework.android:spring-android-rest-template:2.0.0.M3'  
    compile 'com.fasterxml.jackson.core:jackson-databind:2.3.2'  
  
    //for debugging  
    compile 'com.google.code.gson:gson:2.5'  
}
```

“MainActivity.java”

```
private void updatePPG(int[] ppg) {  
  
    LineData data2 = mChart.getData();  
  
    //150 8eseis gia 3 deuterolepta  
  
    if (data2 != null) {  
  
        int count = (data2.getDataSetCount());  
        int num_x = data2.getXValCount();  
        Log.d(TAG, String.valueOf("num_x: " + num_x));  
  
        //1st case  
        if (data2.getXValCount() < 150) {
```

```

Log.d(TAG, "eisodos1");

ArrayList<Entry> yVals = new ArrayList<Entry>();

// add 10 x-entries
Log.d(TAG, String.valueOf("index: " + num_x));
int diff = 150 - num_x;
if (diff < ppg.length) {
    for (int i = 0; i < diff; i++) {
        data2.addXValue("" + i);
        Log.d(TAG, String.valueOf(data2.getXValCount()));
        Log.d(TAG, String.valueOf("dif1: " + diff));

        int cur_pos = num_x + i;
        yVals.add(new Entry(ppg[i], cur_pos));
    }
    current_position = 0;
    for (int i = 0; i < (ppg.length - diff); i++) {
        int cur_pos = current_position + i;
        yVals.add(new Entry(ppg[i], cur_pos));
    }
} else { //normal case
    for (int i = 0; i < ppg.length; i++) {
        data2.addXValue("" + i);
        Log.d(TAG, String.valueOf(data2.getXValCount()));
        Log.d(TAG, String.valueOf("dif2: " + diff));
        int cur_pos = num_x + i;
        yVals.add(new Entry(ppg[i], cur_pos));
    }
}

LineDataSet set = new LineDataSet(yVals, "DataSet ");
data2.addDataSet(set);

LineData data_show = new LineData(data2.getXVals(),
data2.getDataSets());

mChart.setData(data_show);
set.setColor(Color.BLUE);
set.setDrawValues(false);
set.setCircleSize(0f);

mChart.notifyDataSetChanged(); // Let the chart know its data
changed

mChart.invalidate();
} else if (data2.getXValCount() == 150) { //2nd case
    Log.d(TAG, "eisodos2");
    Log.d(TAG, "ppg.length: " + ppg.length);

    data2 = mChart.getData();

    /*remove oldest dataset*/
    data2.removeDataSet(0);

    Log.d(TAG, String.valueOf("DataSetCount_NEW: " +
data2.getDataSetCount()));

    ArrayList<Entry> yVals = new ArrayList<Entry>();

    /*add new ppg entries in the end*/
    int diff = 150 - current_position;
    if (diff >= ppg.length) {
        for (int i = 0; i < ppg.length; i++) {
            int cur_pos = current_position + i;
            yVals.add(new Entry(ppg[i], cur_pos));
        }
    }
}

```

```

        current_position += ppg.length;
        if (current_position >= 150)
            current_position = 0;
    } else { //diff < ppg.Length
        for (int i = 0; i < diff; i++) {
            int cur_pos = current_position + i;
            yVals.add(new Entry(ppg[i], cur_pos));
        }
        current_position = 0;
        for (int i = 0; i < (ppg.length - diff); i++) {
            int cur_pos = current_position + i;
            yVals.add(new Entry(ppg[i], cur_pos));
        }
        current_position += (ppg.length - diff);
    }
    LineDataSet set = new LineDataSet(yVals, "DataSet ");
    data2.addDataSet(set);

    LineData data_show = new LineData(data2.getXVals(),
data2.getDataSets());

    mChart.setData(data_show);
    set.setColor(Color.BLUE);
    set.setDrawValues(false);
    set.setCircleSize(0f);

    mChart.notifyDataSetChanged(); // Let the chart know it's data
changed
    mChart.invalidate();
}
}
}

```

4.1.4 Αποστολή Ιατρικών Δεδομένων στον Εξυπηρετητή

Σκοπός του παρόντος συστήματος είναι η αποστολή στον Εξυπηρετητή όλων των μετρήσεων που έχουν πραγματοποιηθεί και επιπλέον του σχολίου που έχει εισάγει ο χρήστης. Γι' αυτό το σκοπό, όπως παρουσιάστηκε και στο Κεφάλαιο της Αρχιτεκτονικής, όλες οι μετρήσεις συλλέγονται σε μία λίστα βιοσημάτων, πιο συγκεκριμένα μία λίστα στιγμιότυπων τύπου Biosignal (Βιοσήματος). Όπως έχει αναφερθεί, υπάρχουν δύο τύποι Biosignal, ο "brm" που φέρει τις μετρήσεις του πιεσόμετρου και ο "oximeter" που φέρει τις μετρήσεις του οξύμετρου. Έτσι, το πρώτο και το τελευταίο στοιχείο της λίστας είναι τύπου "brm", οι μετρήσεις που εισάγει ο χρήστης και τις οποίες έχει λάβει με τη χρήση πιεσόμετρου, ενώ ενδιάμεσα περιλαμβάνονται όλες οι μετρήσεις που έχει λάβει με τη χρήση οξύμετρου, όπου κάθε στοιχείο της λίστας δημιουργείται περίπου κάθε 200 msec, δηλαδή όποτε έρχεται ένα νέο πακέτο τύπου PPG, ενώ οι υπόλοιπες τιμές ανανεώνονται κάθε 1 sec και δίνουν τις τιμές τους στα εκάστοτε στιγμιότυπα που δημιουργούνται. Να σημειώσουμε ότι το πεδίο pi (perfusion index) είναι ακέραιος και γι' αυτό το λόγο η δεκαδική τιμή που στέλνει το οξύμετρο δεκαπλασιάζεται ώστε να μπορεί να αποθηκευτεί ως ακέραιος. Αυτά αποτυπώνονται στα τμήματα του κώδικα από το αρχείο "MainActivity.java" που παρατίθενται παρακάτω. Επίσης, στέλνεται στον Εξυπηρετητή

και ένα αντικείμενο τύπου *Comment* (Σχόλιο) που φέρει το σχόλιο του χρήστη. Οι κλάσεις **Biosignal**, **BpmMeasurement**, **OximeterMeasurement** και **Comment** έχουν τα πεδία που έχουν αναφερθεί και στο προηγούμενο Κεφάλαιο της Αρχιτεκτονικής. Αυτά υλοποιούνται στον παρακάτω κώδικα.

“Biosignal.java”

```
public class Biosignal {
    private String id;

    private String measurementId;

    private String userId;

    private Date date;
    private String type;           //If it is blood pressure
    or oximeter, e.g. values bpm and oximeter

    private OximeterMeasurement oximeterMeasurement; //either this field will be
    filled in case of oximeter type
    private BpmMeasurement bpmMeasurement;           //or this one, in case of
    bpm

    //Biosignal constructor
    public Biosignal(String id, String measurementId, String userId, Date date,
    String type, OximeterMeasurement oximeterMeasurement, BpmMeasurement
    bpmMeasurement) {
        this.id = id;
        this.measurementId = measurementId;
        this.userId = userId;
        this.date = date;
        this.type = type;
        this.oximeterMeasurement = oximeterMeasurement;
        this.bpmMeasurement = bpmMeasurement;
    }

    [... getters, setters ...]
```

“BpmMeasurement.java”

```
public class BpmMeasurement {
    private Measurement systolic;
    private Measurement diastolic;
    private Measurement heartRate;

    public BpmMeasurement(Measurement systolic, Measurement diastolic, Measurement
    heartRate) {
        this.systolic = systolic;
        this.diastolic = diastolic;
        this.heartRate = heartRate;
    }

    [... getters, setters ...]
```

“OximeterMeasurement.java”

```
public class OximeterMeasurement {
    private Measurement oxygenSaturation;
    private Measurement heartRate;
    private Measurement pi;
    private List<Integer> ppg;

    public OximeterMeasurement(Measurement oxygenSaturation, Measurement heartRate,
Measurement pi, List<Integer> ppg) {
        this.oxygenSaturation = oxygenSaturation;
        this.heartRate = heartRate;
        this.ppg = ppg;
        this.pi = pi;
    }

    [... getters, setters ...]
```

“Comment.java”

```
public class Comment {
    private String id;

    private String measurementId;

    private String userId;

    private Date date;
    private String message;

    //Comment constructor
    public Comment(String id, String measurementId, String userId, Date date,
String message) {
        this.id = id;
        this.measurementId = measurementId;
        this.userId = userId;
        this.date = date;
        this.message = message;
    }

    [... getters, setters ...]
```

“MainActivity.java”

```
//list of biosignals
private List<Biosignal> biosignals = new ArrayList<Biosignal>();
//Comment instance
private Comment comment;

//Generates a unique uuid. Use it in both the biosignals and the comments
private String uuid = null;

[...]
```

```

@Override
protected void onCreate(Bundle savedInstanceState) {
    uuid = UUID.randomUUID().toString();

    [...]

    public void onButtonToOximeter(View view) {

        [...]

        if ((systPressBefore.length() == 0) || (diastPressBefore.length() == 0)
            || (heartRate.length() == 0)) { //error message in blank input

            [...]

        } else {
            oximeter_measure();
            Log.d(TAG, "systolic pressure before: " + systolic);
            Log.d(TAG, "diastolic pressure before: " + diastolic);
            Log.d(TAG, "beats per minute before: " + heartRate);

            BpmMeasurement firstMonitorValuesToSave =
            createBpmMeasurement(systolic, diastolic, heartRate);

            // create and add biosignal to list_of_biosignals
            Biosignal biosignal = new Biosignal(null, uuid, mail, new Date(),
            "bpm", null, firstMonitorValuesToSave);
            biosignals.add(biosignal);
        }

        [...]

        public void onButtonSubmit(View view) {
        if ((systPressAfter.length() == 0) || (diastPressAfter.length() == 0)
            || (heartRate.length() == 0)) { //error message in blank input
            Log.d(TAG, "errorMessage: Blank Input");

            [...]
        } else {
            [...]

            BpmMeasurement lastMonitorValuesToSave =
            createBpmMeasurement(systolic, diastolic, heartRate);

            Biosignal biosignal = new Biosignal(null,uuid, mail, new Date(),
            "bpm", null, lastMonitorValuesToSave);

            biosignals.add(biosignal);

            //print biosignal list to log
            Log.d(TAG,"Size_biosignals: " +biosignals.size());
            for (int i=0;i<biosignals.size();i++) {
                Log.d(TAG, "ValiaPrintBiosignals: " +
                String.valueOf(biosignals.get(i)));
            }

            [...]

        private void showMeasurement(SensorData sensorData) {
        //create biosignal
            int [] ppg=sensorData.getPpg();

            // int j =0;
            List<Integer> ppg_list = new ArrayList<Integer>();
    
```



```

        for (int i = 0; i < ppg.length; i++){
            ppg_list.add(ppg[i]);
            Log.d(TAG,"PPG: "+ppg[i]);
            // if (ppg[i]==0)
            //     j++;
        }

        Log.d(TAG,"test : Spo2, Bmp, Pi :"+ sensorData.getSpo2()+ " "
+sensorData.getBpm()+ " " + sensorData.getPi());
        int pi = (int) (10 * sensorData.getPi());

        if ((sensorData.getBpm() != 0) && ppg.length!=0) { //not dummy data
            OximeterMeasurement OximeterValuesToSave =
            createOximeterMeasurement(sensorData.getSpo2(), sensorData.getBpm(),
            pi, ppg_list);

            Biosignal biosignal = new Biosignal(null,uuid, mail, new Date(),
            "oximeter", OximeterValuesToSave, null);

            //add biosignal to list of biosignals
            biosignals.add(biosignal);
        }
    }
    [...]

```

Η αποστολή των συλλεγόμενων δεδομένων προς τον Εξυπηρετητή (Server) υλοποιείται από τον ακόλουθο κώδικα, τμήμα του αρχείου *“MainActivity.java”*. Εκτελείται ασύγχρονα στο φόντο του προγράμματος σε ένα νήμα – «εργαζόμενο» (*worker thread*) ώστε να τρέχει παράλληλα με την εκτέλεση του προγράμματος, δηλαδή το νήμα της διεπαφής χρήστη (*UI thread*), στην οποία και επιστρέφει τα αποτελέσματα χωρίς να χρειάζεται να χειριστεί ο προγραμματιστής κάποιο νήμα. Περισσότερες πληροφορίες για το ασύγχρονο έργο – αγγαρεία (**Async Task**) στο σύνδεσμο:

“<http://developer.android.com/guide/components/processes-and-threads.html>”

Η αποστολή των δεδομένων στο Restful Εξυπηρετητή γίνεται με υλοποίηση των Rest μεθόδων, και συγκεκριμένα της μεθόδου **postForObject()** η οποία υλοποιεί το αίτημα της αποθήκευσης (*POST*). Η μέθοδος αυτή έχει τρία ορίσματα, το πρώτο είναι η διεύθυνση (*url*) στην οποία γίνεται το αίτημα, το δεύτερο ορίζει το αντικείμενο προς αποστολή και το τρίτο όρισμα ορίζει τον τύπο της απόκρισης, το οποίο στη συγκεκριμένη περίπτωση είναι αλφαριθμητικό (*String*). Η μέθοδος αυτή καλείται δύο φορές, μία για την αποστολή της λίστας βιοσημάτων και μία για την αποστολή του στιγμιότυπου του σχολίου του χρήστη. Να παρατηρήσουμε επίσης, ότι για εσωτερικούς λόγους ελέγχου τυπώνουμε τη λίστα των Biosignal σε μορφή JSON. Σε περίπτωση εσωτερικού λάθους κατά την εκτέλεση (*Runtime Exception*), η εφαρμογή πετάει μήνυμα εξαίρεσης και τερματίζει.

“MainActivity.java”

```

Private class DownloadFilesTask extends AsyncTask<URL, Integer, String> {
    protected String doInBackground(URL... urls) {

```

```
Gson gson = new Gson();

//print Biosignals list
for(Biosignal b : biosignals) {
    System.out.println(gson.toJson(b));
}

//many biosignals
String url =
"http://83.212.117.117:8080/biosignals/custombiosignals";

String urlComments =
"http://83.212.117.117:8080/biosignals/comments";

// Create a new RestTemplate instance
try {
    RestTemplate restTemplate = new RestTemplate();

    // Add the String message converter
    restTemplate.getMessageConverters().add(new
StringHttpMessageConverter());

    //Post Request for Biosignals list
    restTemplate.postForObject(url, biosignals, String.class);

    //Post Request for Comment instance
    restTemplate.postForObject(urlComments, comment,
String.class);

} catch (RuntimeException e){
    //show error message
    Log.d(TAG, "Runtime exception, An error occurred");
    finishActivity();
}
return url;
}
```

4.2 Υλοποίηση Εξυπηρετητή

Η υλοποίηση του Εξυπηρετητή περιγράφεται στις ενότητες που ακολουθούν. Ολόκληρος ο κώδικας παρατίθεται στο σύνδεσμο: ["https://bitbucket.org/ValiaFr/"](https://bitbucket.org/ValiaFr/), στο έργο "Biosignals Server". Ο κώδικας μεταφορτώθηκε έτοιμος από το διαδικτυακό τόπο του "Open mHealth" και προσαρμόστηκε στις ανάγκες της παρούσας εργασίας.

4.2.1 Υλοποίηση Rest Μεθόδων

Κατ' αρχάς, πέραν των ορισμών των κλάσεων "Comment", "Biosignal", "Measurement", "OximeterMeasurement" και "BpmMeasurement" που δε θα αναφερθούν εδώ για λόγους συντομίας, υλοποιούνται οι Rest μέθοδοι που περιγράφηκαν στο Κεφάλαιο της Αρχιτεκτονικής. Έτσι έχουμε:

- **GET** μέθοδοι

1) Απόκριση “OK” για ερώτημα λειτουργίας του Εξυπηρετητή

“Status Controller.java”

```
public class StatusController {  
    @RequestMapping(value = "/status", method = RequestMethod.GET, produces =  
        MediaType.APPLICATION_JSON_VALUE)  
    public ResponseEntity<?> status() {  
        Status s = new Status("OK");  
  
        return new ResponseEntity<>(s, HttpStatus.OK);  
    }  
}
```

2) Εύρεση καταχωρήσεων μετρήσεων με κριτήριο τον τύπο της μέτρησης, την ταυτότητα του συνόλου μέτρησης και την ταυτότητα χρήστη (*e-mail*)

“BiosignalRepository.java”

```
@RepositoryRestResource(collectionResourceRel = "biosignals", path =  
    "biosignals")  
public interface BiosignalRepository extends MongoRepository<Biosignal,  
    String> {  
    List<Biosignal> findByType(@Param("type") String type);  
  
    List<Biosignal> findById(@Param("measurementId") String  
        measurementId);  
  
    List<Biosignal> findById(@Param("userId") String userId);  
}
```

3) Εύρεση καταχωρήσεων σχολίων με κριτήριο την ταυτότητα του χρήστη

“CommentRepository.java”

```
@RepositoryRestResource(collectionResourceRel = "comments", path = "comments")  
public interface CommentRepository extends MongoRepository<Comment, String> {  
    List<Comment> findById(@Param("userId") String type);  
}
```

- POST μέθοδοι

1) Αποθήκευση στη Βάση Δεδομένων πολλών οντοτήτων τύπου biosignals

“BiosignalController.java”

```

@RestController

public class BiosignalController {

    @Autowired
    BiosignalRepository biosignalRepository;

    [...]

    @RequestMapping(value = "/custombiosignals", method = RequestMethod.POST,
        produces = MediaType.APPLICATION_JSON_VALUE)
    public ResponseEntity<?> custombiosignals(@RequestBody List<Biosignal>
        biosignals) {

        List<Biosignal> storedBiosignals =
        biosignalRepository.save(biosignals);

        return new ResponseEntity<>(storedBiosignals, HttpStatus.OK);
    }

    [...]
    
```

4.2.2 Δημιουργία αρχείου .csv

Για την περαιτέρω επεξεργασία των δεδομένων αποφασίσαμε να δημιουργείται αυτόματα ένα αρχείο με κατάληξη “.csv” όταν εισάγουμε στη γραμμή αναζήτησης της διεύθυνσης: “<http://83.212.117.117/biosignals/getCSV/{measurementId}.csv>”. Αυτό το αρχείο περιλαμβάνει όλες τις απαραίτητες μετρήσεις προς επεξεργασία και οι στήλες του έχουν περιγραφεί στο Κεφάλαιο της Αρχιτεκτονικής. Η υλοποίηση φαίνεται στον κώδικα που ακολουθεί και περιλαμβάνεται στο αρχείο “BiosignalController.java”. Αυτό που ουσιαστικά συμβαίνει, είναι ότι σε ένα στιγμιότυπο τύπου **StringBuilder**, δηλαδή σε μία μεταβαλλόμενη ακολουθία χαρακτήρων, προστίθενται οι επιθυμητές μετρήσεις που θα γραφτούν τελικά στο αρχείο “{measurementId}.csv”, όπου το {measurementId} είναι η ταυτότητα του προς επεξεργασία συνόλου μετρήσεων. Αρχικά προστίθενται τα ονόματα των φυσικών παραμέτρων, που χωρίζονται από το χαρακτήρα της αγγλικής άνω τελείας “;”. Εν συνεχεία, από κάθε οντότητα τύπου **Biosignal** λαμβάνονται οι τιμές με τη σωστή σειρά και προστίθενται στην ακολουθία χαρακτήρων. Να σημειωθεί ότι για τη λήψη των τιμών του άξονα του χρόνου ουσιαστικά βρίσκουμε τη χρονική διαφορά (μεταβλητή *timeRelative*) μεταξύ των χρόνων σε msec δύο διαδοχικών οντοτήτων.

“BiosignalController.java”

```

@RestController
public class BiosignalController {

    @Autowired
    
```

```

BiosignalRepository biosignalRepository;

[...]

public ResponseEntity<?> getCSV(@PathVariable("measurementId") String
measurementId) {
    List<Biosignal> biosignals =
biosignalRepository.findByMeasurementId(measurementId);

    StringBuilder sb = new StringBuilder();
    int flag =0;
    int count=0;
    int diasValue = 0;
    int diasValue1 = 0;
    int diasValue2;
    int systValue = 0;
    int systValue1 = 0;
    int systValue2;
    long timeStamp =0;
    long timeRelative =0;

    sb.append("UserId");
    sb.append(',');
    sb.append("MeasurementId");
    sb.append(',');
    sb.append("Ppg");
    sb.append(',');
    sb.append("Time");
    sb.append(',');
    sb.append("Systolic Pressure (avg)");
    sb.append(',');
    sb.append("Diastolic Pressure (avg)");
    sb.append(',');
    sb.append("Real Time Heart Rate");
    sb.append(',');
    sb.append("Perfusion Index");
    sb.append('\n');

    for (Biosignal biosignal : biosignals) {

        if (Objects.equals(biosignal.getType(), "oximeter")) {

            sb.append(biosignal.getUserId());
            sb.append(',');
            sb.append(biosignal.getMeasurementId());

            //time stamp
            if (flag == 0){ //only for the first biosignal
                timeStamp = biosignal.getDate().getTime(); //in msec

                //avg systolic & diastolic pressure
                Biosignal firstBios = biosignals.get(0);
                BpmMeasurement bpmMeas1 = firstBios.getBpmMeasurement();
                diasValue1 = bpmMeas1.getDiastolic().getValue();

                systValue1 = bpmMeas1.getSystolic().getValue();

                Biosignal lastBios = biosignals.get(biosignals.size()-1);
                BpmMeasurement bpmMeas2 = lastBios.getBpmMeasurement();
                diasValue2 = bpmMeas2.getDiastolic().getValue();
                diasValue = (diasValue1+diasValue2)/2;

                systValue2 = bpmMeas2.getSystolic().getValue();
                systValue = (systValue1+systValue2)/2;
            }
        }
    }
}

```

```

        flag++;
    }else { //compute relative time
        Date d = biosignal.getDate();
        long timeInMsec= d.getTime();
        timeRelative = timeInMsec - timeStamp;
    }

    //ppg
    OximeterMeasurement oximMeas = biosignal.getOximeterMeasurement();
    List<Integer> ppgLocal = oximMeas.getPpg();

    if (ppgLocal.size() != 0) { //if ppg list is not empty

        //for 1st biosignal
        sb.append(',');
        sb.append(ppgLocal.get(0));
        sb.append(',');
        sb.append(timeRelative);

        //systolic, diastolic, heart rate,pi
        sb.append(',');
        sb.append(systValue);
        sb.append(',');
        sb.append(diasValue);
        sb.append(',');
        sb.append(oximMeas.getHeartRate().getValue());
        sb.append(',');
        sb.append(oximMeas.getPi().getValue());

        sb.append('\n');

        //for the rest biosignals
        for (int i = 1; i < ppgLocal.size(); i++) {
            //ppg
            sb.append(',');
            sb.append(',');
            sb.append(ppgLocal.get(i));
            sb.append(',');
            timeRelative += 20;
            sb.append(timeRelative);

            //systolic, diastolic, heart rate,pi
            sb.append(',');
            sb.append(systValue);
            sb.append(',');
            sb.append(diasValue);

            sb.append(',');
            sb.append(oximMeas.getHeartRate().getValue());
            sb.append(',');
            sb.append(oximMeas.getPi().getValue());

            sb.append('\n');
        }
    }
}
return new ResponseEntity<>(sb.toString(), HttpStatus.OK);
}
}

```

4.2.3 Αποθήκευση στη Mongo Βάση Δεδομένων

Η αποθήκευση στη Mongo βάση γίνεται αυτόματα από τον κώδικα του Εξυπηρετητή μέσω Rest στα διάφορα repositories (αποθήκες) κι εμείς δε χρειάζεται να τα αποθηκεύσουμε χειροκίνητα. Υπάρχουν δύο repositories, αυτό των Βιοσημάτων (**Biosignal**) και εκείνο των Σχολίων (**Comment**).

Κεφάλαιο 5. Αποτελέσματα

Μετά την αποθήκευση των μετρήσεων, εξάγονται οι μετρήσεις σε αρχεία “.csv” όπως είδαμε. Από εκεί, δουλεύοντας στο excel επεξεργαζόμαστε τις μετρήσεις για την εξαγωγή τεσσάρων συναρτήσεων σε μία γραφική, της διαστολικής πίεσης, της συστολικής πίεσης, του καρδιακού παλμού, του PPG και του Δείκτη Διάχυσης (PI) όπως μετρώνται από το παλμικό οξύμετρο συναρτήσει του χρόνου. Η συστολική και η διαστολική πίεση είναι σταθερές στο χρόνο και υπολογίζονται ως ο Μέσος Όρος των τιμών που εισάγονται από το χρήστη πριν και μετά τη χρήση του παλμικού οξύμετρου.

Όπως αναφέρεται στο Θεωρητικό Υπόβαθρο, στην Ενότητα «Παθήσεις της Αρτηριακής Πίεσης», χωρίζουμε τις γραφικές παραστάσεις σε έξι (6) κατηγορίες ανάλογα με την αρτηριακή πίεση του χρήστη:

- 1) **Ιδανική Πίεση**, για συστολική πίεση μικρότερη των 120 mm Hg και διαστολική πίεση μικρότερη των 80 mm Hg
- 2) **Φυσιολογική Πίεση**, για συστολική πίεση που κυμαίνεται στο φάσμα 120-129 mm Hg και διαστολική στο εύρος 80-84 mm Hg
- 3) **Οριακή Υπέρταση**, για συστολική πίεση που εμπίπτει στο εύρος 130-139 mm Hg και διαστολική που κυμαίνεται στο εύρος 85-89 mm Hg
- 4) **Υπέρταση**, για συστολική πίεση που είναι μεγαλύτερη ή ίση των 140 mm Hg και διαστολική επίσης μεγαλύτερη ή ίση των 90 mm Hg
- 5) **Μεμονωμένη Συστολική Υπέρταση**, για συστολική πίεση μεγαλύτερη ή ίση των 140 mmHg και συστολική μικρότερη των 90 mm Hg, μία ασθένεια που συνδέεται με τη γήρανση των αρτηριών που γίνονται λιγότερο ελαστικές με την πάροδο της ηλικίας
- 6) **Υπόταση**, για συστολική πίεση μικρότερη των 90 mm Hg ή διαστολική μικρότερη των 60 mm Hg.

Παρακάτω παρατίθενται οι γραφικές παραστάσεις των έξι κατηγοριών. Αναφορικά τα χρώματα συμβολίζουν τα ακόλουθα μεγέθη ενώ σε κάποιες παρατίθεται και το σχετικό υπόμνημα:

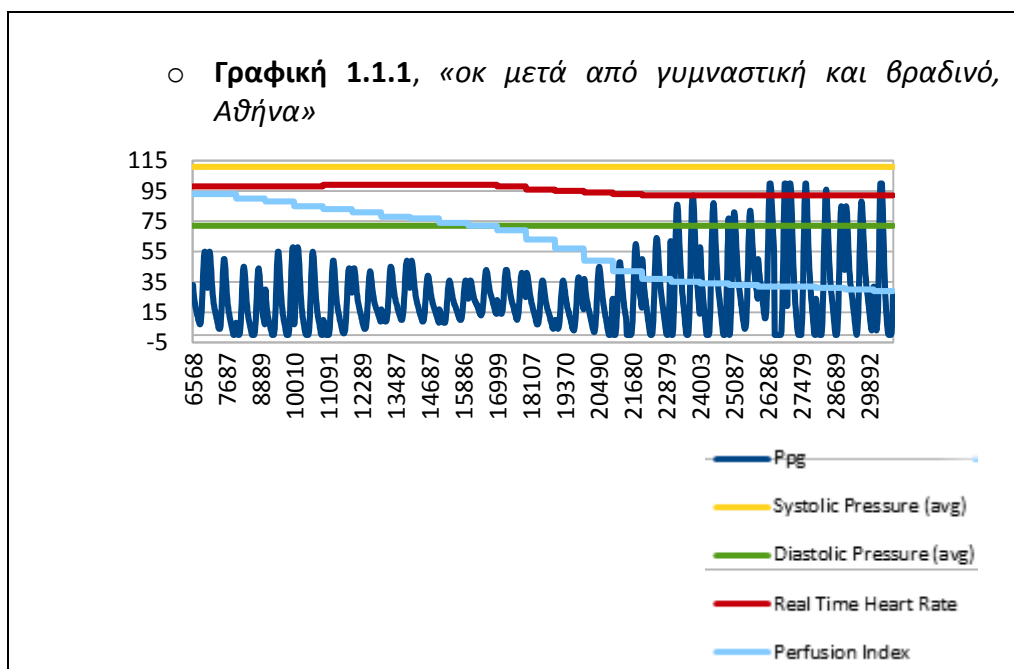
- 1) **Συστολική Πίεση : κίτρινο χρώμα**
- 2) **Διαστολική Πίεση : πράσινο χρώμα**
- 3) **Καρδιακός Παλμός : κόκκινο χρώμα**
- 4) **PPG – Φωτοπληθυσμογράφημα : μπλε χρώμα**
- 5) **PI – Δείκτης Διάχυσης : γαλάζιο χρώμα**

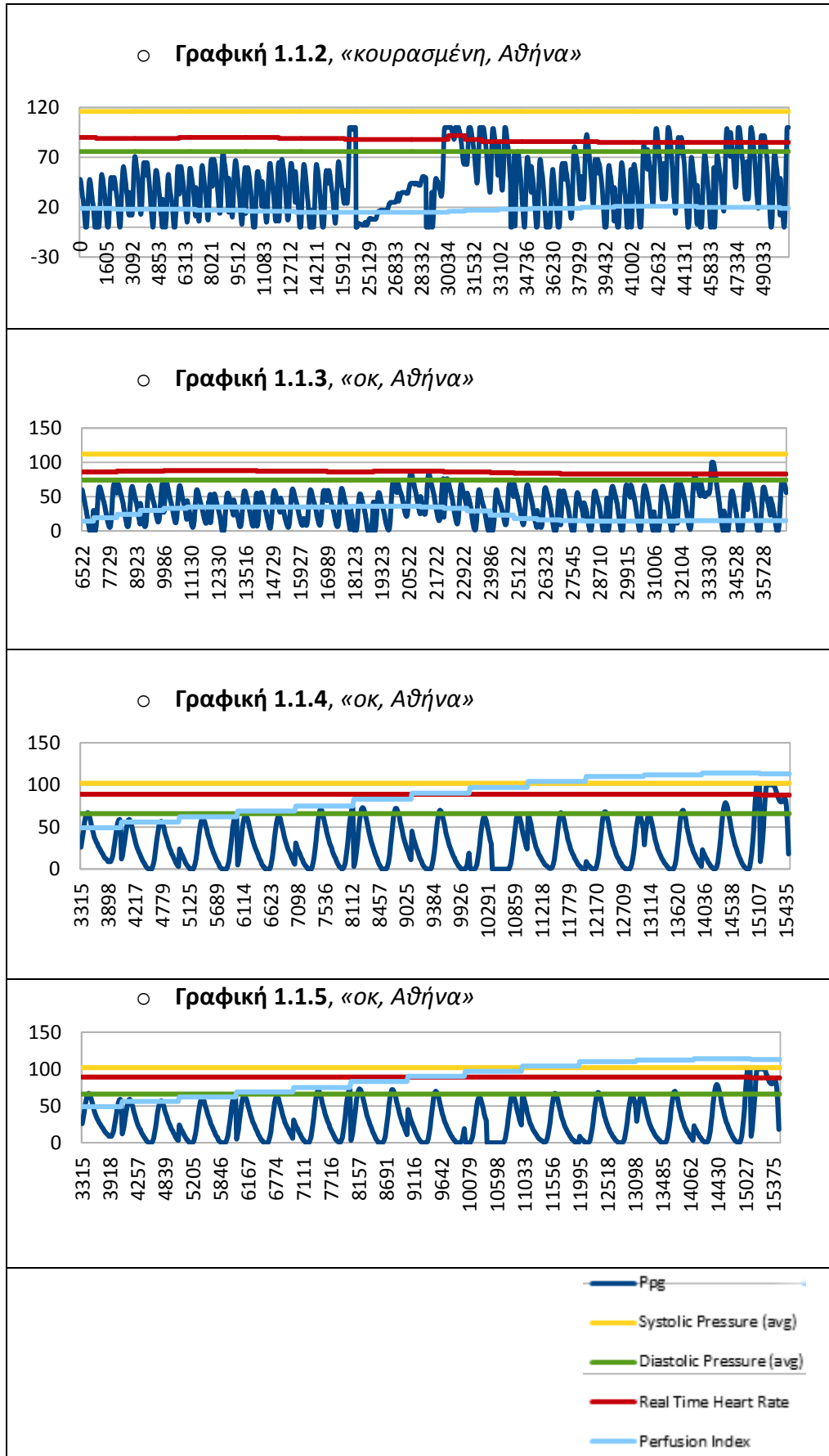
Οι γραφικές παραστάσεις συγκροτούνται βάσει της ταυτότητας χρήστη, ο οποίος κωδικοποιείται με ένα αριθμό για λόγους διατήρησης της ανωνυμίας. Έχουμε συλλέξει δεδομένα από 21 χρήστες. Κάθε γραφική παράσταση αριθμείται με τρεις αριθμούς, ο πρώτος συμβολίζει την Κατάσταση της Αρτηριακής Πίεσης και αριθμείται όπως φαίνεται

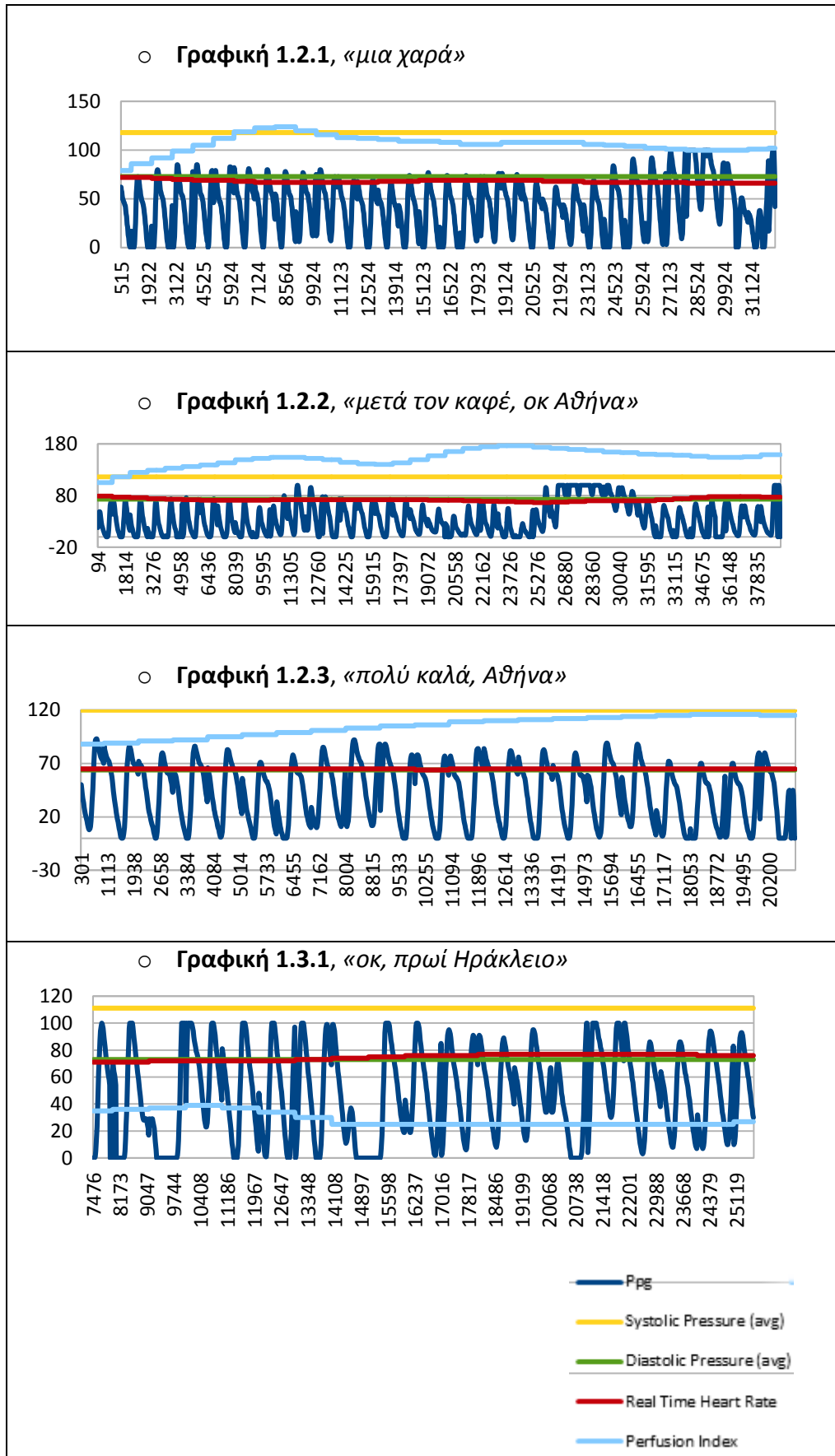
στην προηγούμενη σελίδα, ο δεύτερος αριθμός συμβολίζει τον Αριθμό Χρήστη και ο τρίτος τον Αριθμό της Μέτρησης. Επί παραδείγματι, η *Γραφική 1.2.3* απεικονίζει τη γραφική παράσταση των Φυσικών Παραμέτρων συναρτήσει του χρόνου, της τρίτης μέτρησης του Χρήστη 2 που εμφάνισε Ιδανική Αρτηριακή Πίεση. Επίσης, δίπλα στην αρίθμηση της γραφικής, σημειώνεται το εκάστοτε σχόλιο του χρήστη για την προσθήκη επιπλέον πληροφορίας που αφορά στη μέτρηση. Όλα τα σχόλια έχουν μεταφραστεί στα ελληνικά για καλύτερη κατανόηση και ομοιομορφία.

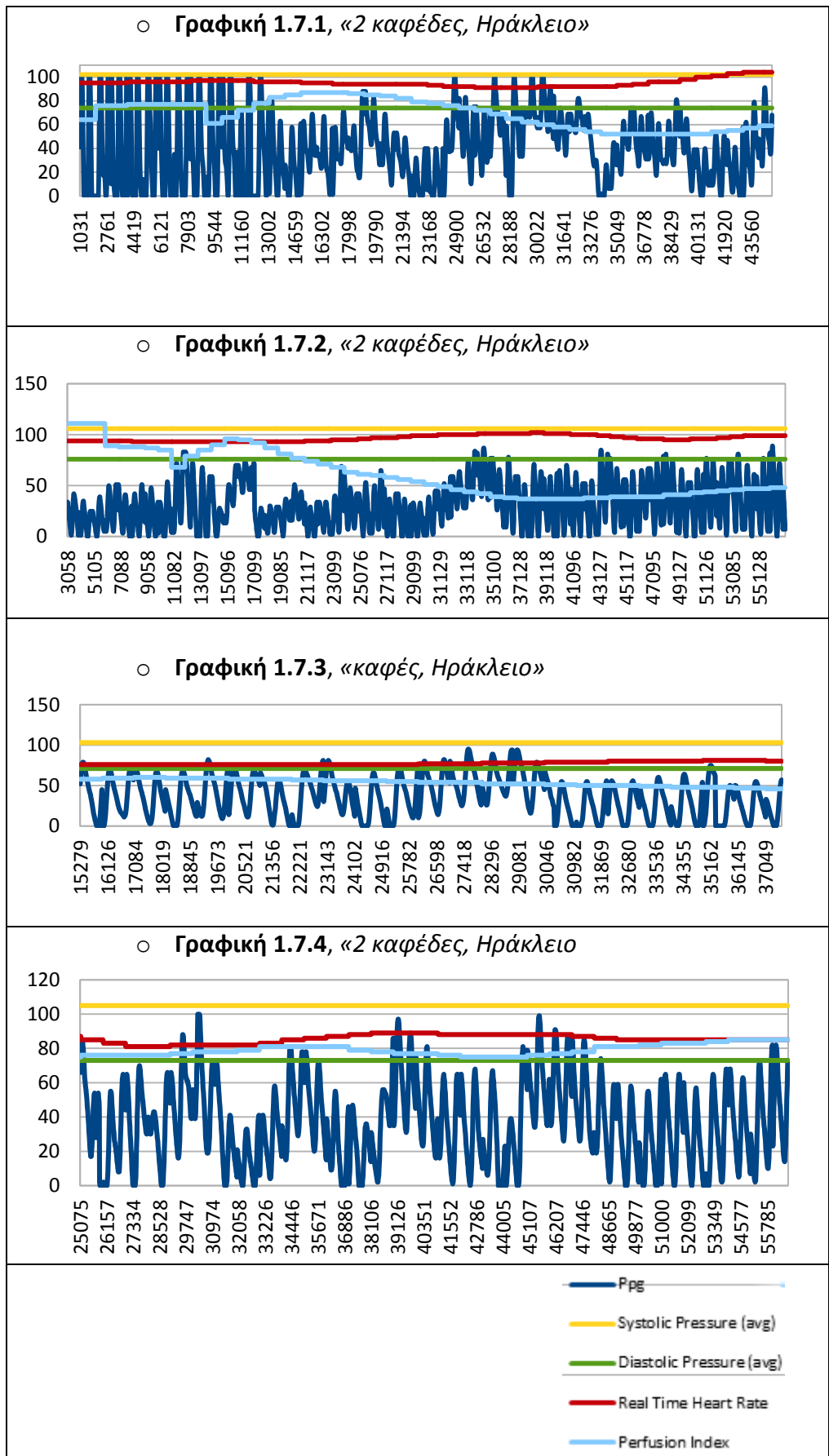
Να σημειώσουμε ότι ο χρόνος στον άξονα-*x* δεν ξεκινά από το μηδέν (0) γιατί παραλείπουμε τις πρώτες μετρήσεις μέχρι να σταθεροποιηθεί το γράφημα και για να αυξηθεί, στις περισσότερες περιπτώσεις τουλάχιστον, ο Δείκτης Διάχυσης ώστε να αυξηθεί η αξιοπιστία των μετρήσεων. Επίσης, κάποιες φορές είτε δεν συμπεριλήφθηκαν οι τελευταίες μετρήσεις όπου χάνεται η σωστή επαφή και άρα μειώνεται η αξιοπιστία των μετρήσεων είτε επιλέξαμε ένα μικρότερο τμήμα μετρήσεων ώστε να φαίνεται λεπτομερέστερα στο διάγραμμα το σχήμα και το μοτίβο του διαγράμματος. Κάποιες φορές, θα παρατηρηθούν στα διαγράμματα μειώσεις του Δείκτη Διάχυσης (*PI*) που μπορεί να οφείλονται σε διάφορους λόγους, όπως η μη σωστή επαφή της συσκευής στο δάχτυλο του χεριού ή η κίνηση του δαχτύλου. Ακόμη, όπως αναφέρθηκε στο Θεωρητικό Υπόβαθρο, ο Δείκτης Διάχυσης διαφέρει από άτομο σε άτομο οπότε κάθε χρήστης πρέπει να γνωρίζει την τιμή του *PI* που είναι επαρκής για τον ίδιο.

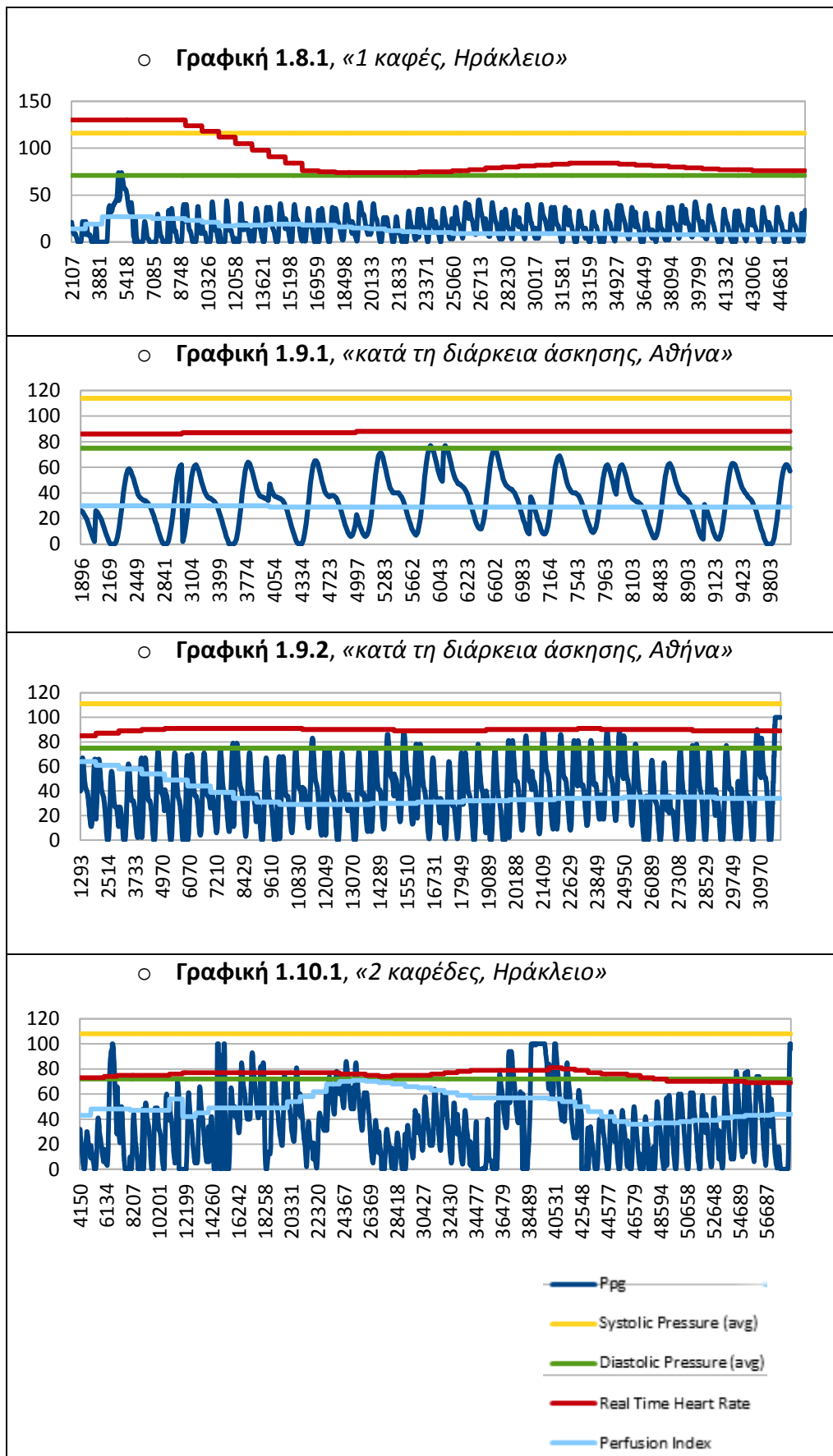
5.1 Γραφικές Παραστάσεις Χρηστών που Εμφάνισαν Ιδανική Αρτηριακή Πίεση

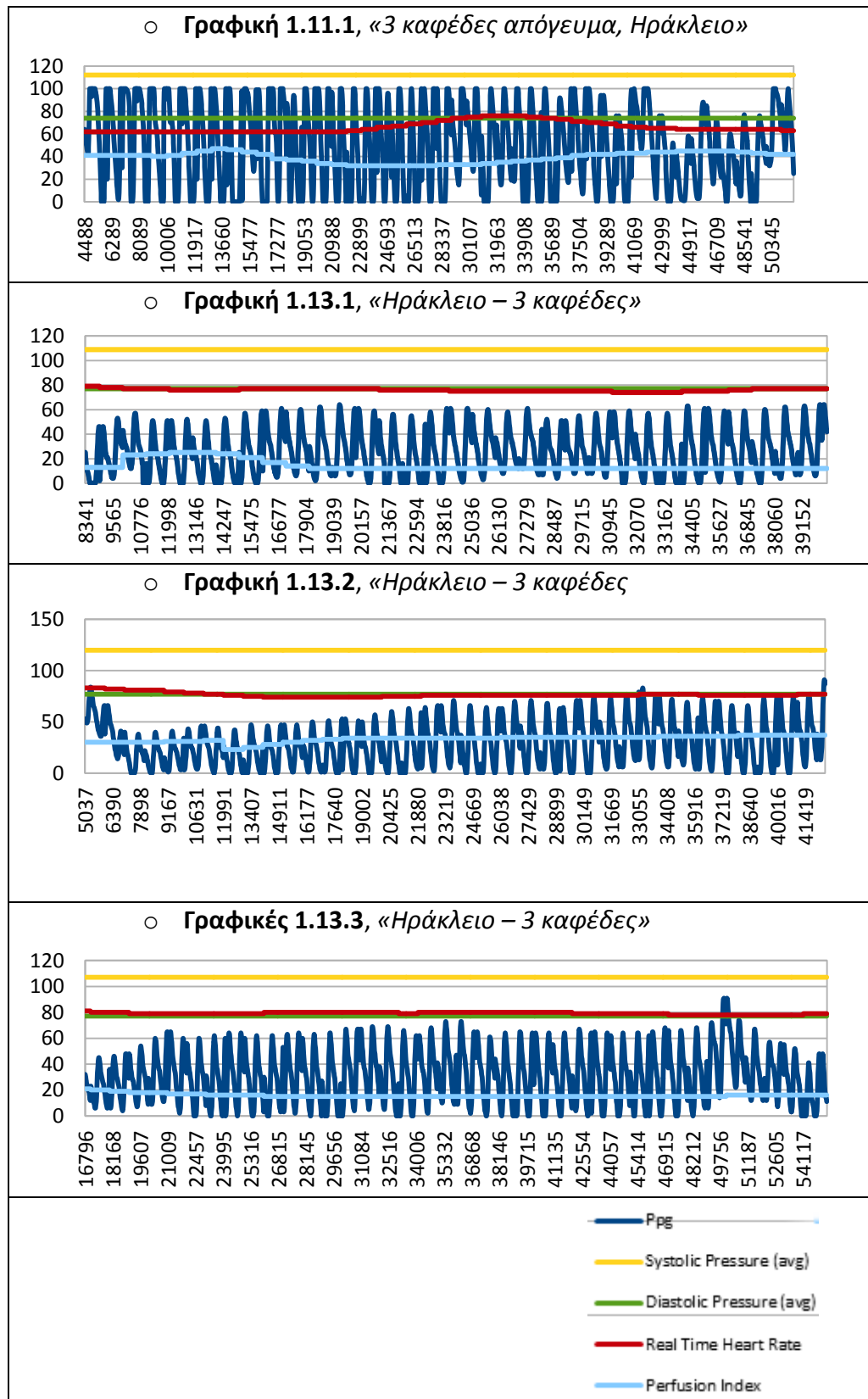


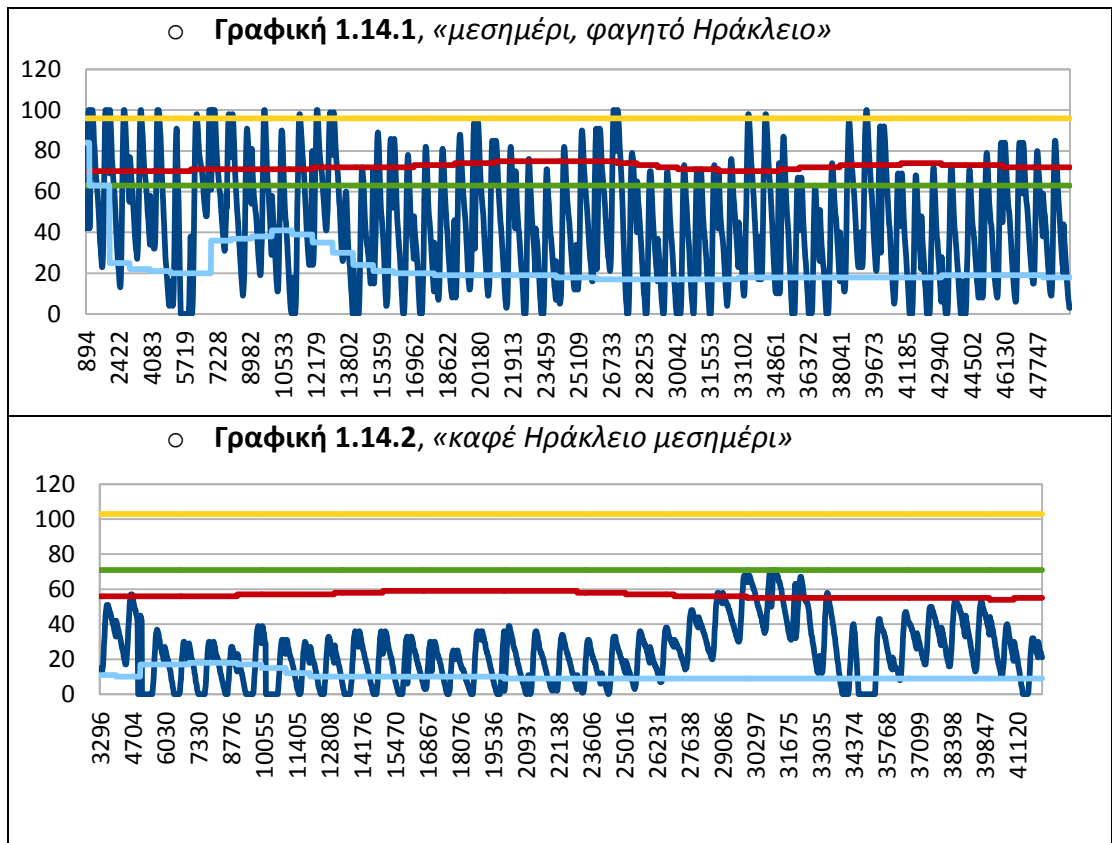




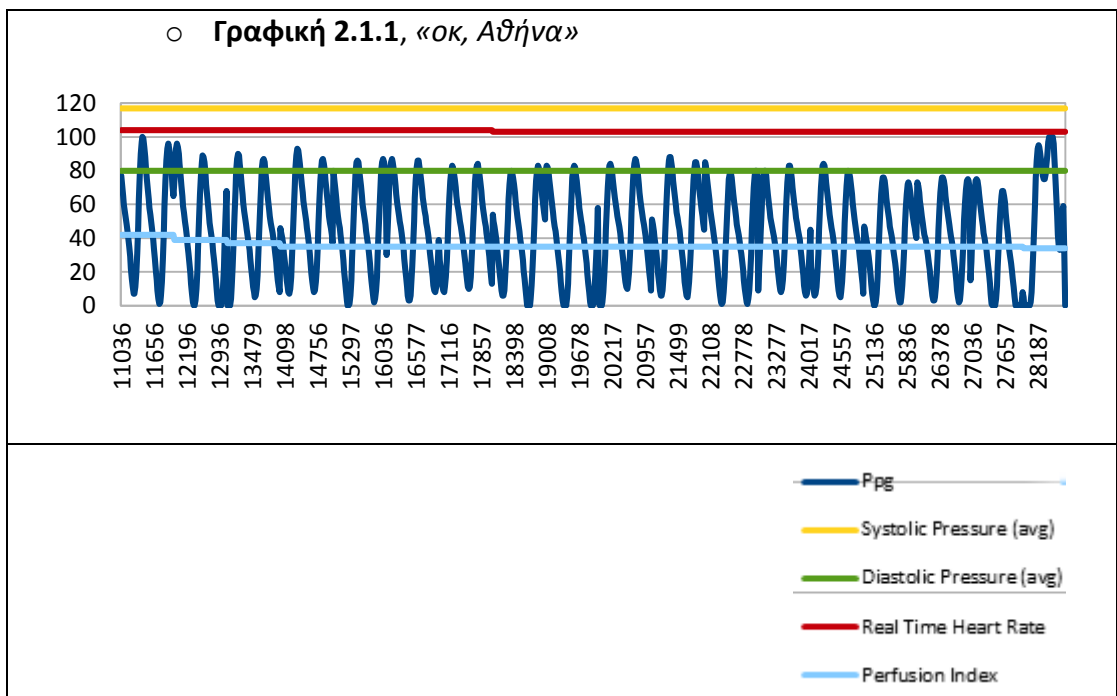


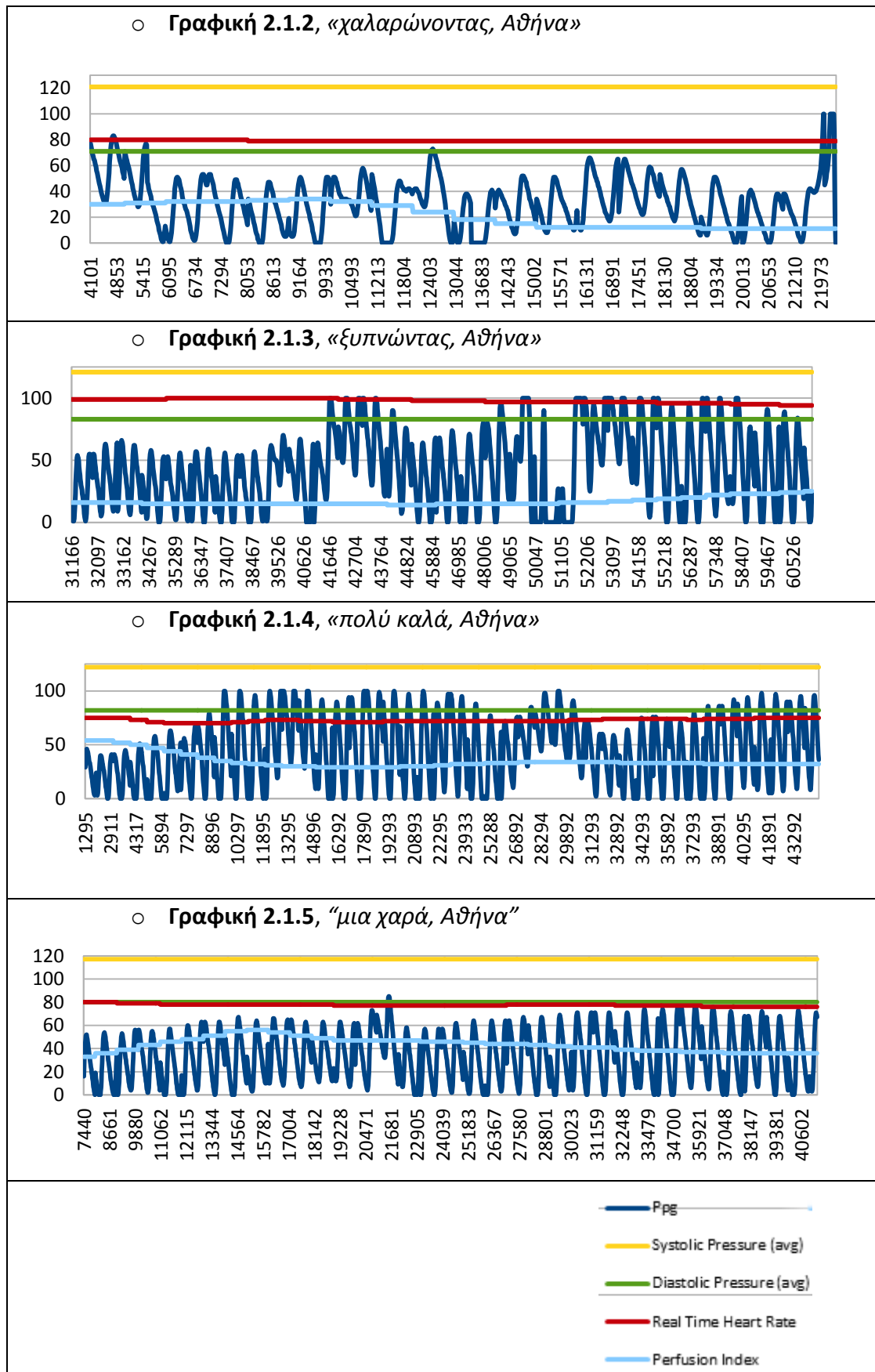


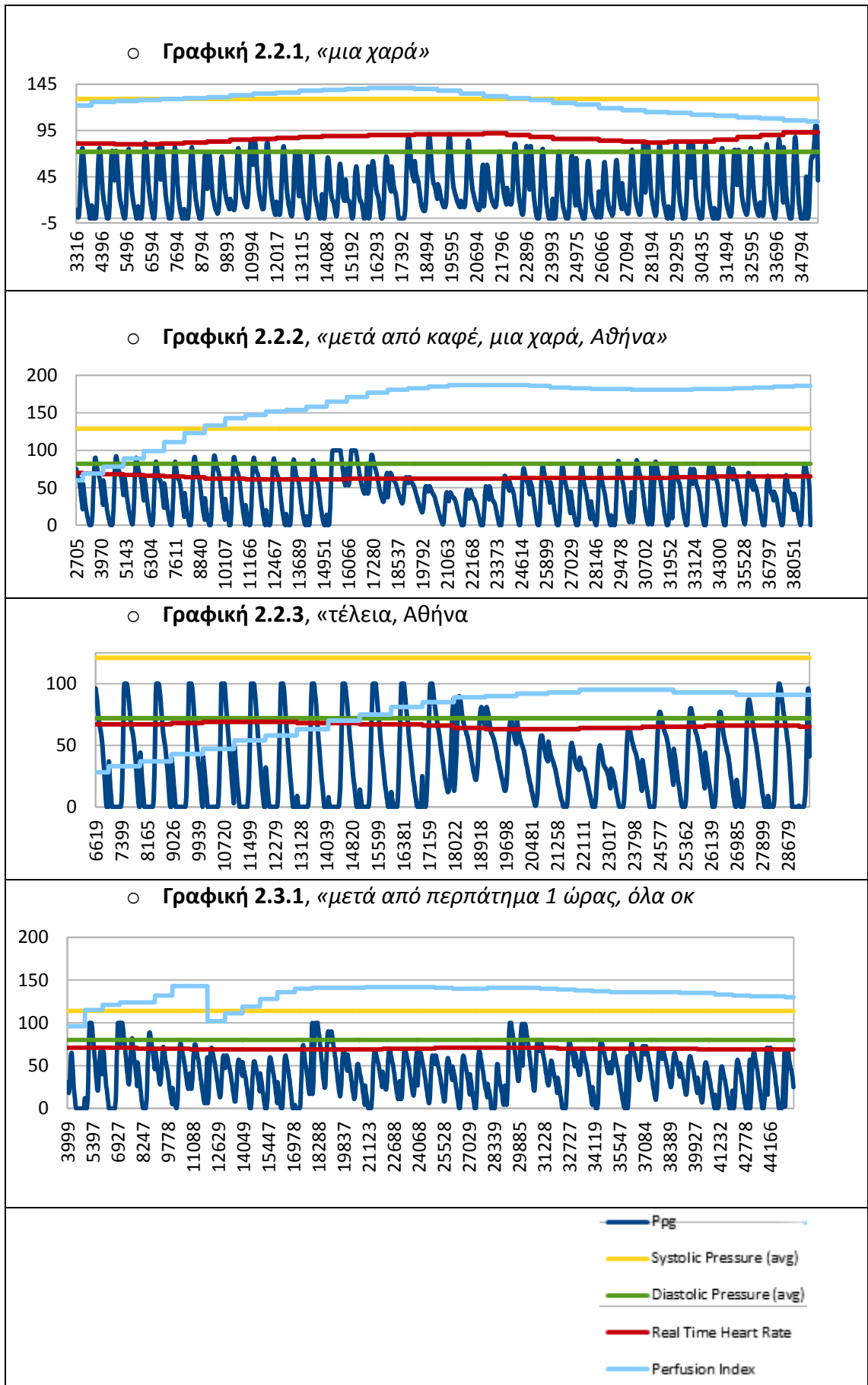


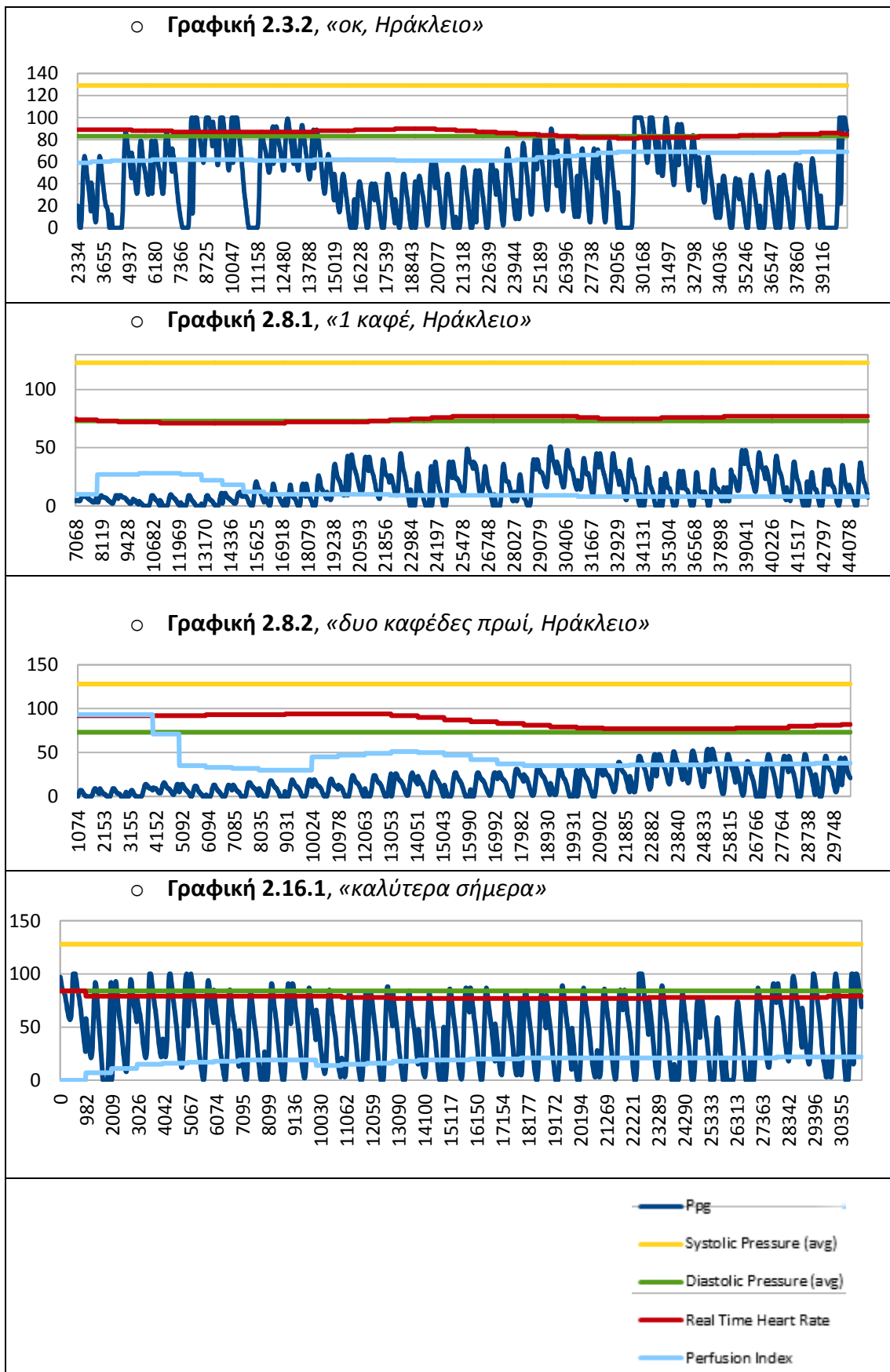


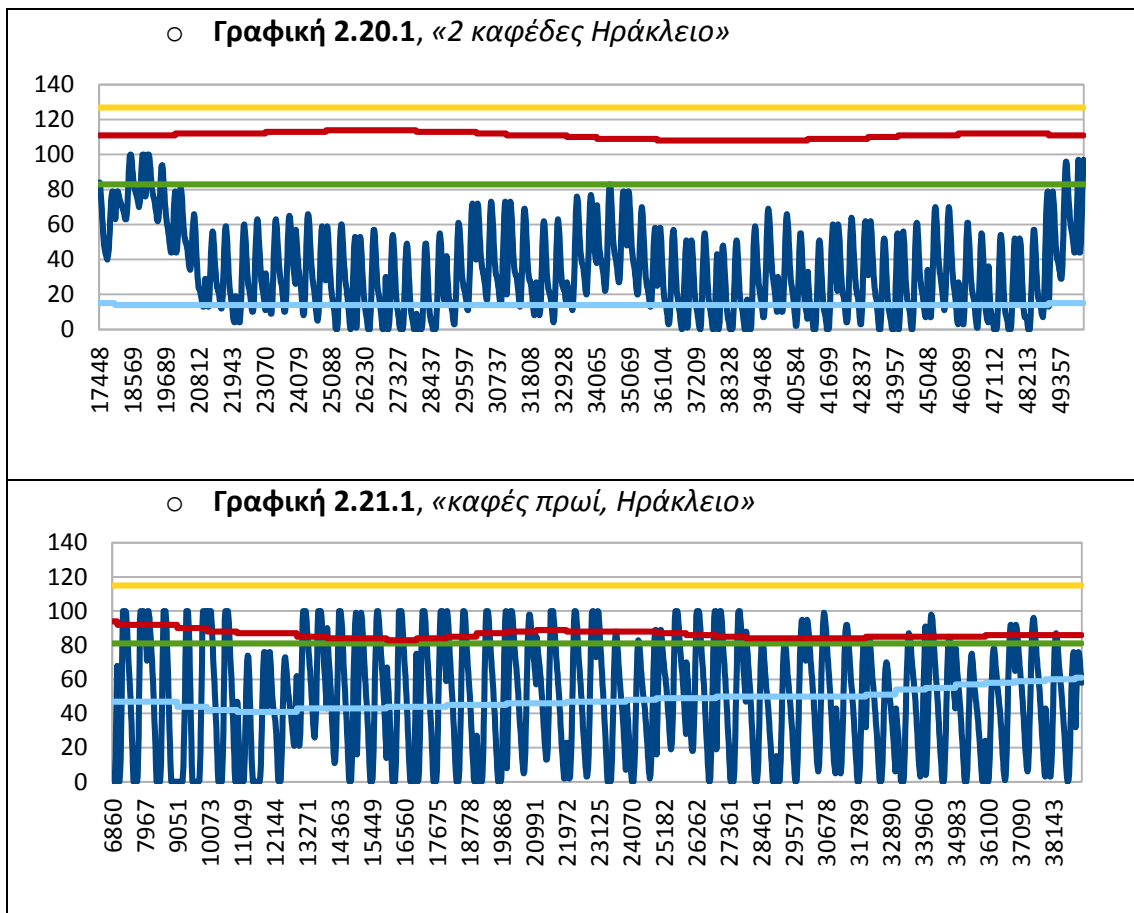
5.2 Γραφικές Παραστάσεις Χρηστών που Εμφάνισαν Φυσιολογική Αρτηριακή Πίεση



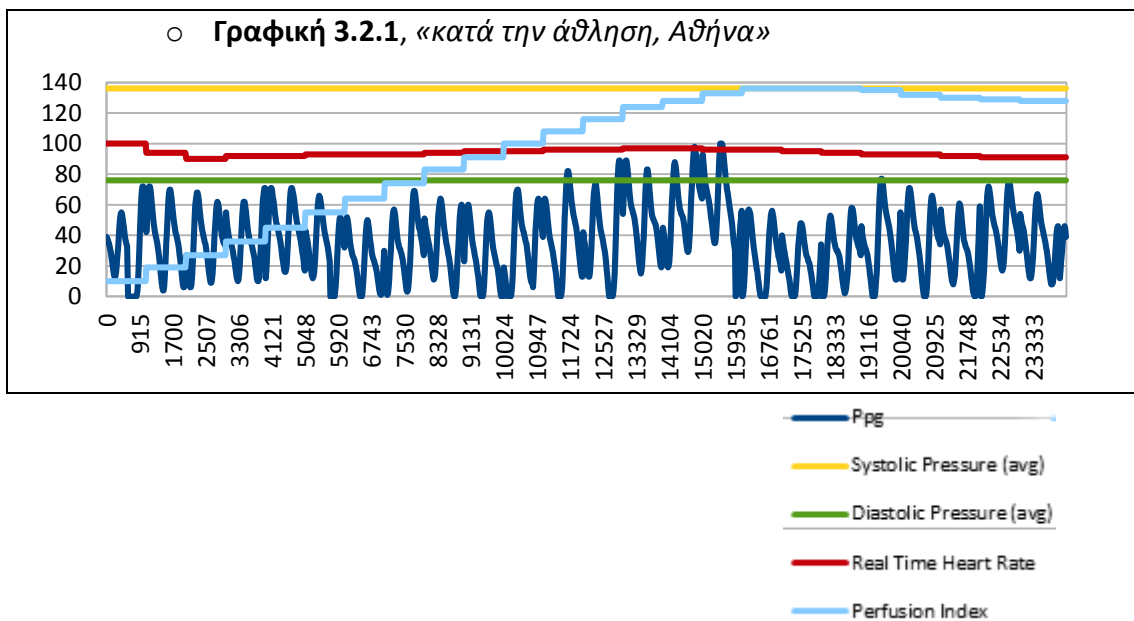


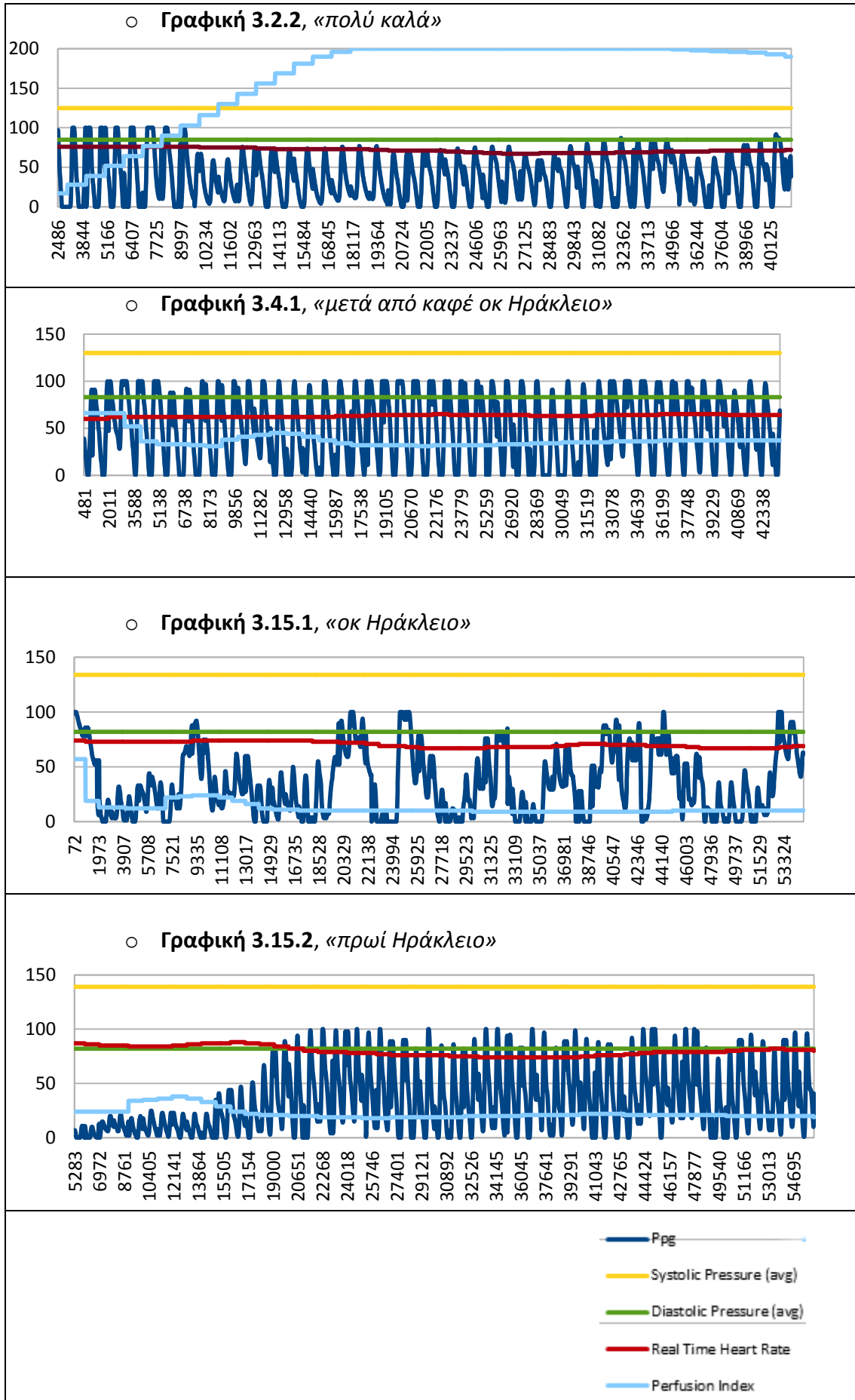


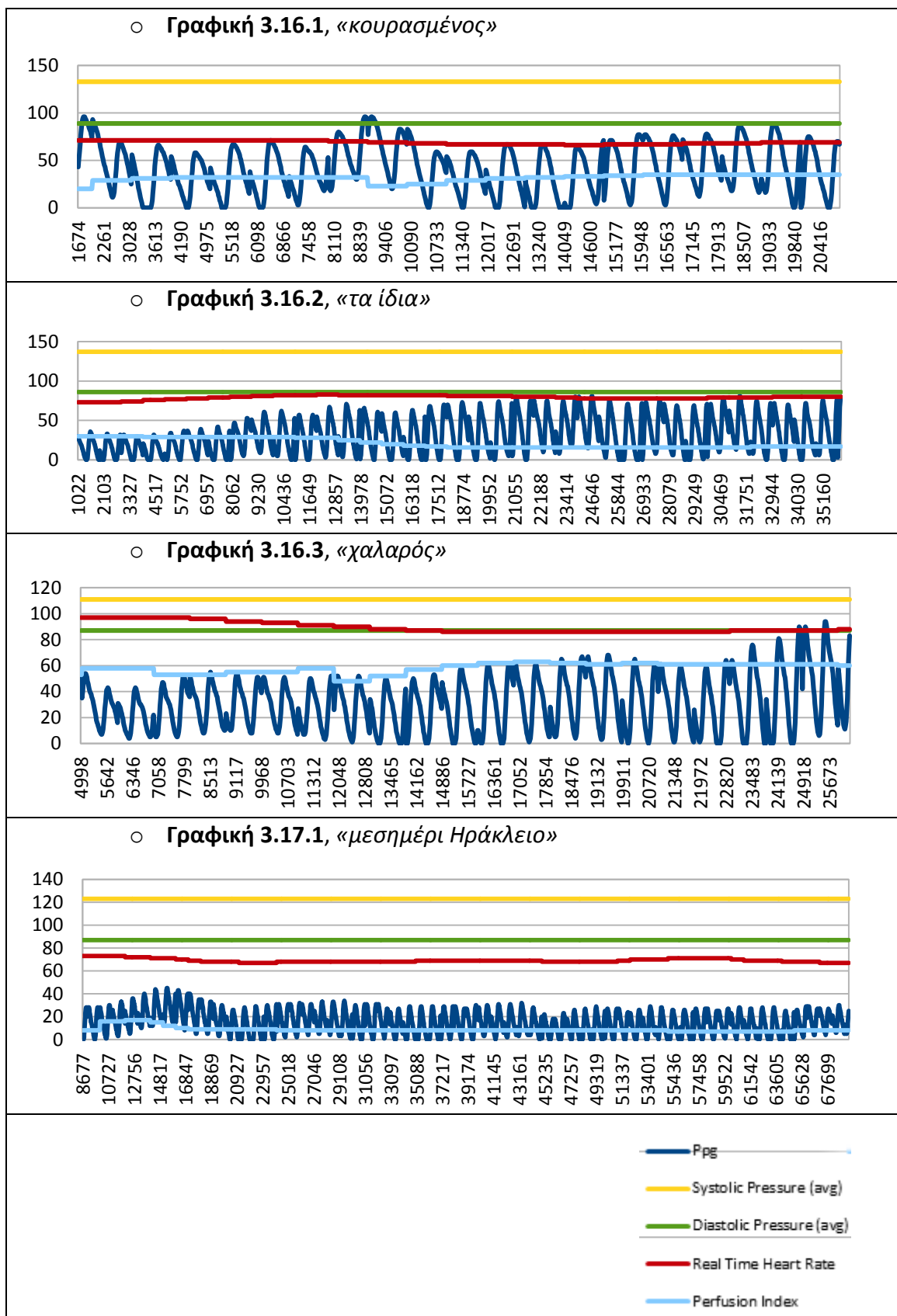


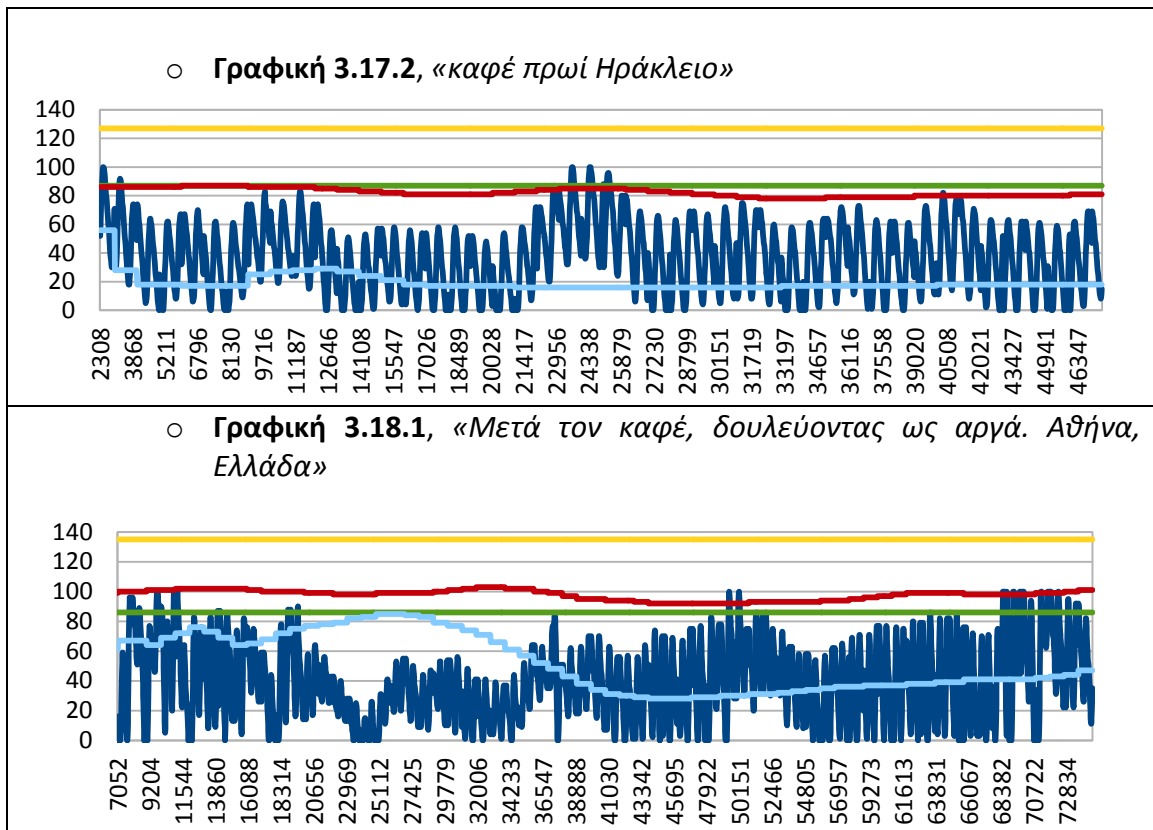


5.3 Γραφικές Παραστάσεις Χρηστών που Εμφάνισαν Οριακή Υπέρταση

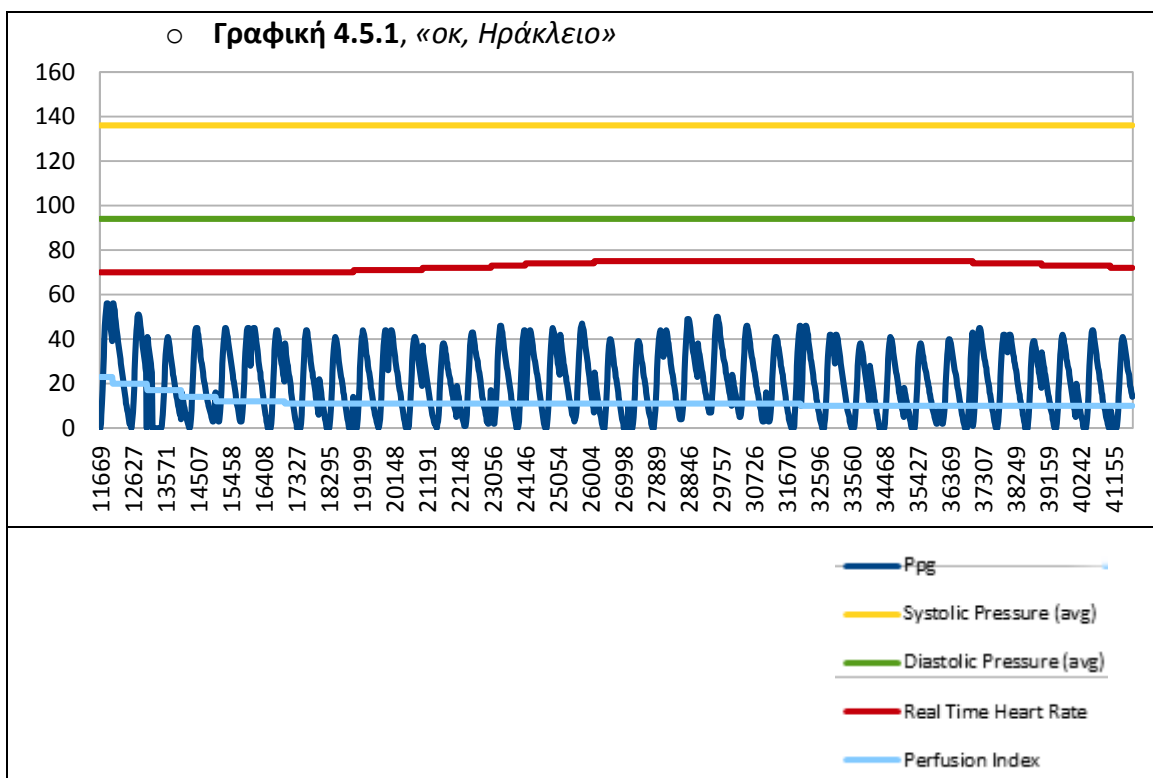


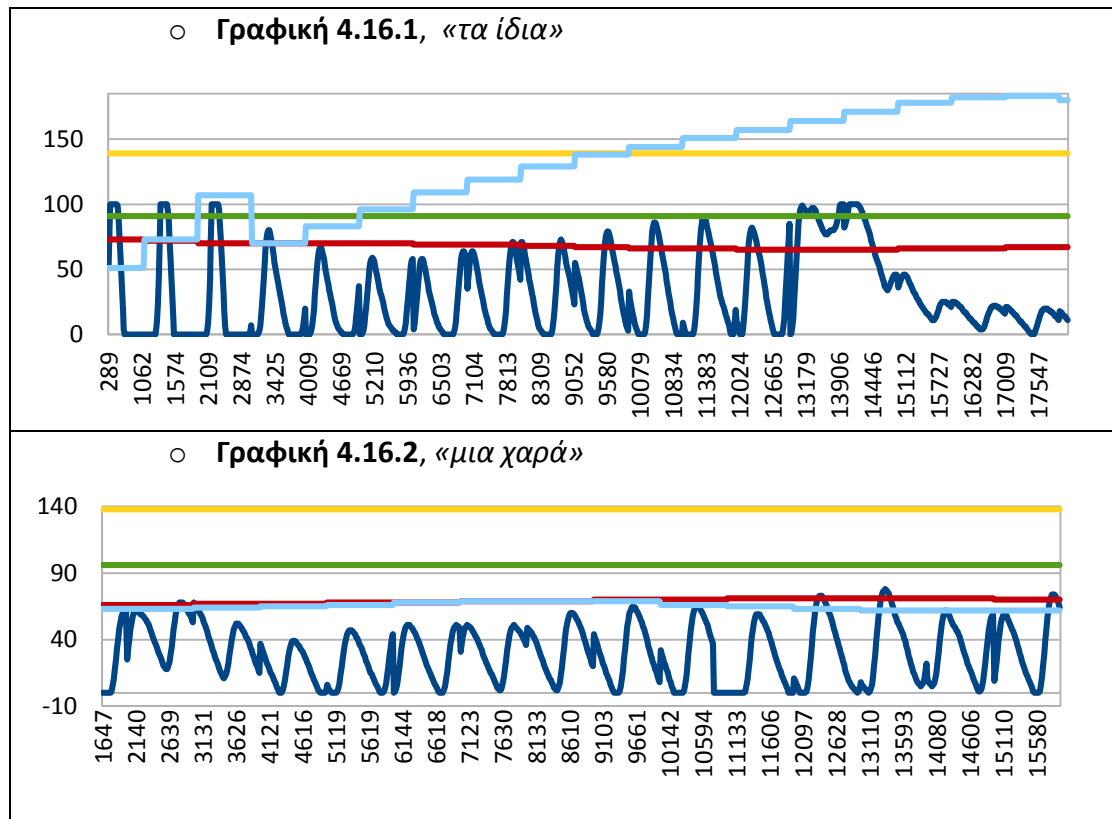




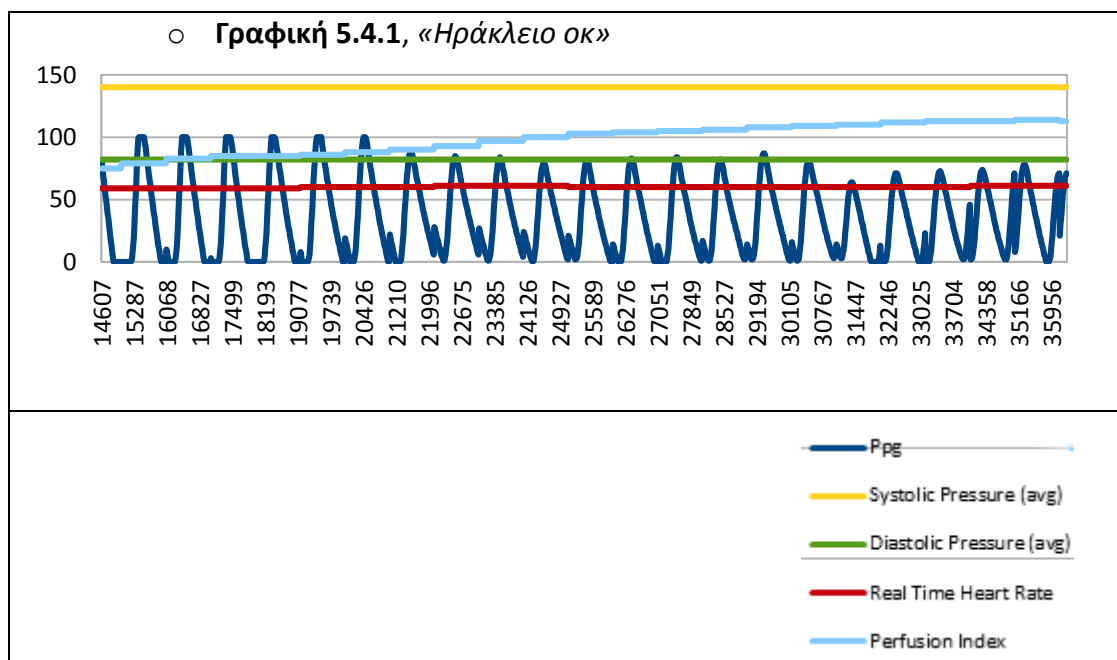


5.4 Γραφικές Παραστάσεις Χρηστών που Εμφάνισαν Υπέρταση

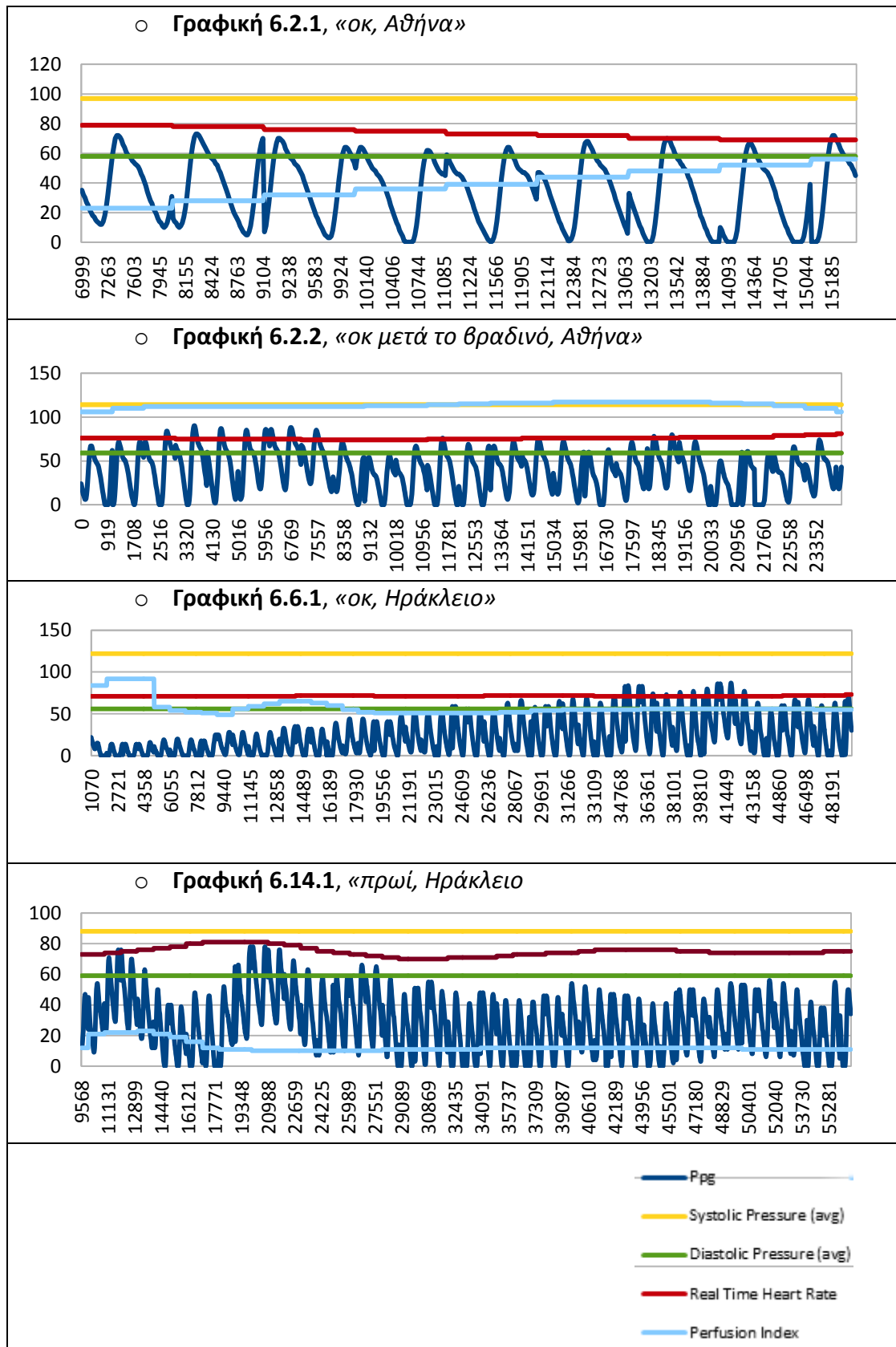




5.5 Γραφικές Παραστάσεις Χρηστών που Εμφάνισαν Μεμονωμένη Συστολική Πίεση



5.6 Γραφικές Παραστάσεις Χρηστών που Εμφάνισαν Υπόταση



Κεφάλαιο 6. Συμπεράσματα και Επεκτάσεις (Μελλοντική Εργασία)

Η σχέση που συνδέει το Φωτοπληθυσμογράφημα με την Αρτηριακή Πίεση είναι εξαιρετικά πολύπλοκη όπως έγινε φανερό και στο Θεωρητικό και Ερευνητικό Υπόβαθρο. Μπορούν, όμως, να γίνουν κάποιες άτυπες παρατηρήσεις που συσχετίζουν τη μορφή του Φωτοπληθυσμογραφήματος με την αρτηριακή πίεση του ατόμου, οι οποίες σε καμία περίπτωση δεν αποτελούν επίσημα συμπεράσματα. Οι παρατηρήσεις αυτές βασίζονται στις γραφικές παραστάσεις που εξάχθησαν από τις μετρήσεις και παρουσιάστηκαν στο προηγούμενο Κεφάλαιο. Έτσι, θα μπορούσαμε να πούμε ότι στη φυσιολογική αρτηριακή πίεση παρατηρείται συνήθως ένα ημιτονοειδές κανονικό επαναλαμβανόμενο μοτίβο ενώ στην περίπτωση υψηλότερων πιέσεων αυτό το μοτίβο αλλοιώνεται με γωνίες ή η καμπύλη του ημιτονοειδούς σχήματος αλλοιώνεται παραπέμποντας σε τετραγωνικούς παλμούς. Επίσης, υψηλότερες πιέσεις μπορεί να συνδέονται με εντονότερες αυξομειώσεις στο πλάτος της κυματομορφής.

Σε κάθε περίπτωση, η χρήση νευρωνικών δικτύων για την ταξινόμηση των μετρήσεων είναι ασφαλέστερη αλλά και ευκολότερη μέθοδος. Το παρόν υπολογιστικό σύστημα θα μπορούσε αρχικά να βελτιωθεί, όπως, για παράδειγμα, με την εισαγωγή προεπιλεγμένης μπάρας για την εισαγωγή της τοποθεσίας του χρήστη στη σχεδιαστική διάταξη όπου καλείται να καταχωρήσει το σχόλιό του για ευκολότερη και αποτελεσματικότερη μετέπειτα επεξεργασία. Εν συνεχεία, μπορούν να γίνουν επεκτάσεις αναφορικά με την αυτοματοποίηση της επεξεργασίας των μετρήσεων αλλά και της αξιοποίησης αυτών με σκοπό την εκμάθηση νευρωνικού δικτύου για την ταξινόμησή τους σε τρεις ομάδες, Φυσιολογικής Πίεσης, Υπέρτασης και Υπότασης. Για το σκοπό αυτό μπορεί να χρησιμοποιηθεί ο αλγόριθμος μάθησης του «2-πλησιέστερου γείτονα» (*2-nearest neighbor – 2NN*). Το αποτέλεσμα μπορεί να στέλνεται με ειδικό μήνυμα στην εφαρμογή του χρήστη που «τρέχει» στη συσκευή του. Η δε δυνατότητα μέτρησης της πίεσης στο σπίτι, έχει σημαντικά πλεονεκτήματα, καθώς υπάρχουν πληθώρα παραγόντων που μπορούν να επηρεάσουν τη μέτρηση στο ιατρείο όπως η «υπέρταση της λευκής μπλούζας», όπου μετράται υψηλότερη πίεση στο ιατρείο λόγω του άγχους της εξέτασης ή η «συγκεκριαλυμμένη υπέρταση» που ουσιαστικά αποτελεί το αντίθετο φαινόμενο. Σε κάθε περίπτωση το παρόν σύστημα μπορεί να αποτελέσει οδηγό για τη συνεχή, εύκολη και μη επεμβατική εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης με τη χρήση της παρούσας εφαρμογής που μπορεί να εκτελεστεί σε κάθε έξυπνη συσκευή αφής με λειτουργικό σύστημα Android έκδοσης ανώτερης ή ίσης της 4.4 “KitKat”.