



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ**

**Μέτρηση αρτηριακής πίεσης μέσω του χρόνου
διάδοσης παλμού της καρδιάς.**

ΕΥΑΓΓΕΛΙΑ ΠΑΠΑΪΩΑΝΝΟΥ

Αριθμός Μητρώου: 48016084

Επιβλέπων Καθηγητής

Παντελεήμων Ασβεστάς, Καθηγητής

Αθήνα 2024

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Παντελεήμων Ασβεστάς

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Δημήτριος Γκλώτσος

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Σπυρίδων Κωστόπουλος

Αναπληρωτής Κωστόπουλος

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η υπογράφουσα Ευαγγελία Παπαϊωάννου του Δημητρίου, με αριθμό μητρώου 48016084 φοιτήτριας του Τμήματος Μηχανικός Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

Ο/Η Δηλών/ούσα



Περίληψη

Η παρούσα εργασία παρουσιάζει μια εναλλακτική αλλά και ιδιαίτερα καινοτόμα μέθοδο εκτίμησης της αρτηριακής πίεσης. Η μέθοδος αυτή σχετίζεται με τον προσδιορισμό του χρόνου διάδοσης παλμού, μια παράμετρος που έχει προκαλέσει ιδιαίτερο ενδιαφέρον και έχει χρησιμοποιηθεί από πολλές σύγχρονες μελέτες. Για την επίτευξη της μεθόδου αυτής σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε μια φορητή συσκευή, η οποία μπορεί να καταγράφει και να επεξεργάζεται δύο βιοσήματα, του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και της φωτοπληθυσμογραφίας. Γίνεται παρουσίαση των αισθητήρων, της πλατφόρμας Arduino uno και της πλακέτας Protocentral MAX86150 που χρησιμοποιήθηκαν για το σύνολο των κυκλωμάτων, καθώς επίσης και ο προγραμματισμός του μικροελεγκτή Arduino με στόχο τον υπολογισμό του χρόνου διάδοσης του παλμού. Τέλος γίνεται παρουσίαση ενός παραδείγματος χρήσης της συσκευής και των αποτελεσμάτων που φέρει. Πρόκειται για υψηλής ακρίβειας αποτελέσματα, καθώς έγινε σύγκριση και επαλήθευση μετρώντας την πραγματική πίεση μέσω ενός κλασικού πιεσόμετρου.

Λέξεις κλειδιά:

Αρτηριακή πίεση, Χρόνος διάδοσης παλμού, Χρόνος άφιξης παλμού, Ηλεκτροκαρδιογράφημα, Φωτοπληθυσμογράφημα, Μικροελεγκτής Arduino uno, Πλακέτα Protocentral MAX86150, Πλακέτα I2C επικοινωνίας, Αλγόριθμος βιοσημάτων και χρόνου διάδοσης παλμού

Abstract

This manuscript introduces a novel approach to blood pressure estimation that focuses on assessing Pulse Transit Time (PTT), a parameter of growing interest in contemporary research. The methodology encompasses the design and development of a compact device capable of capturing and analyzing two key biosignals: the electrocardiogram and the photoplethysmogram. The construction of the device involves the integration of the Arduino Uno platform and the Protocentral MAX86150 board, which form the core of the circuitry. Additionally, this paper details the programming of the Arduino microcontroller, specifically tailored to compute PTT. An exemplification of the device's application, along with the consequent results, is also provided. The consequent results was accurate, as they were compared and verified by measuring the real pressure through a classic sphygmomanometer.

Keywords

Blood Pressure (BP), Pulse Transit Time (PTT), Pulse Arrival Time (PAT), Electrocardiogram (ECG), Photoplethysmography (PPG), Microcontroller Arduino uno, Protocentral MAX86150 Board, I2C Board, Algorithm of biosignals and PTT

Περιεχόμενα

1	Εισαγωγή	7
2	Θεωρητικό Υπόβαθρο	8
2.1	Καρδιά	8
2.1.1	Ανατομία καρδιάς.....	8
2.1.2	Αρχή λειτουργίας της καρδιάς.....	10
2.1.3	Σύστημα ηλεκτρικής αγωγής της καρδιάς.....	12
2.1.4	Αρτηριακή πίεση.....	14
2.2	Χρόνος διάδοσης παλμού	17
2.2.1	Θεωρητική βάση.....	17
2.2.2	Παρόμοιες μελέτες	20
2.3	Αισθητήρες.....	23
2.3.1	Αισθητήρας Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ).....	23
2.3.2	Αισθητήρας Φωτοπληθυσμογραφίας (PPG)	27
3	Μεθοδολογία	30
3.1	Η πλακέτα με τους αισθητήρες μέτρησης ECG και PPG:.....	30
3.2	Ενσωμάτωση μικροελεγκτή Arduino UNO	33
3.3	Συνδεσμολογία συστήματος.....	37
4	Υλοποίηση λογισμικού	39
4.1	Απεικόνιση δεδομένων σε πραγματικό χρόνο	39
4.2	Αλγόριθμος εύρεσης κορυφών PPG και ECG.....	40
4.3	Υλοποίηση αλγορίθμου υπολογισμού του χρόνου διάδοσης παλμού	42
4.4	Δοκιμή συστήματος	44
5	Συμπεράσματα και επεκτάσεις	46
6	Βιβλιογραφία.....	48
	Παράρτημα – Κώδικας.....	50

1 Εισαγωγή

Ο κλάδος της υγείας είναι ένας από τους τομείς της επιστήμης που έχει ωφεληθεί σε πολύ μεγάλο βαθμό από την ανάπτυξη της τεχνολογίας. Συγκεκριμένα ο κλάδος της βιοϊατρικής τεχνολογίας έχει ανακαλύψει μεθόδους, οι οποίες έχουν αποδώσει σημαντικά αποτελέσματα σχετικά με την υγεία. Ο κλάδος αυτός υποστηρίζει όλες τις τεχνολογίες στην έρευνα, την ανάπτυξη, στην κατασκευή, στον σχεδιασμό, στην συντήρηση, στην επισκευή και γενικότερα σε όλες τις δραστηριότητες που σχετίζονται με την διαχείριση όλων των ιατροτεχνολογικών προϊόντων με σκοπό να δημιουργήσουν μέσα τα οποία θα επιτρέπουν στους άμεσα σχετιζόμενους με την υγεία να εφαρμόσουν ότι είναι απαραίτητο, ώστε να διευκολύνουν και να επιτυγχάνουν το έργο τους αλλά και να δημιουργήσουν νέους δρόμους μελέτης και έρευνας.

Σύμφωνα με τον παγκόσμιο οργανισμό υγείας μια από τις σημαντικότερες αιτίες θανάτου αποτελούν τα καρδιαγγειακά νοσήματα. Συνεπώς προκύπτει το συμπέρασμα πως μελέτες και έρευνες που αφορούν την ανάπτυξη μεθόδων για την εκτίμηση παραμέτρων του καρδιαγγειακού συστήματος έχει αρκετά μεγάλη αξία. Μια παράμετρος σπουδαίας σημασίας για την υγεία του καρδιαγγειακού συστήματος είναι η αρτηριακή πίεση. Η μέτρηση της μπορεί να πραγματοποιηθεί με διάφορες μεθόδους, όπως οι κλασικές μέθοδοι Σφυγμομανομετρίας, Ταλαντομετρική Μέθοδος και Αρτηριακής Τονομετρίας οι οποίες παρουσιάζουν τόσο πλεονεκτήματα όσο και μειονεκτήματα κατά την εφαρμογή τους. Στην εργασία αυτή θα εφαρμοστεί μια μέθοδος εκτίμησης της αρτηριακής πίεσης, η οποία έχει προκαλέσει το ενδιαφέρον σε πολλές σύγχρονες μελέτες. Κύριο πλεονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι η συνεχή παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης και με μη επεμβατικό τρόπο. Η μέθοδος αυτή είναι βασισμένη σε μια εναλλακτική προσέγγιση της πίεσης μέσω της χρήσης της παραμέτρου του χρόνου διάδοσης παλμού.

Η παρούσα εργασία για να μπορέσει να επιτύχει τον στόχο της, δηλαδή να εκτιμηθεί η αρτηριακή πίεση μέσω του χρόνου διάδοσης του παλμού χρειάστηκε να υλοποιηθεί μια φορητή συσκευή. Η συσκευή αυτή διαθέτει δύο αισθητήρες για την ταυτόχρονη λήψη βιοσημάτων αλλά και την χρήση μικροελεγκτή Arduino για την απόκτηση και επεξεργασία δεδομένων σε πραγματικό χρόνο. Τέλος έπειτα από εφαρμογή της συσκευής ακολούθησε διερεύνηση τόσο για την σκοπιμότητα όσο και για την ακρίβεια της μέτρησης του χρόνου διάδοσης παλμού.

2 Θεωρητικό Υπόβαθρο

Για να μπορέσει να γίνει περιγραφή και ανάλυση της συγκεκριμένης μεθόδου σχετικά με τον προσδιορισμό αρτηριακής πίεσης, θα πρέπει αρχικά να υπάρξει μια περιληπτική επεξήγηση σχετικά με το θεωρητικό υπόβαθρο που αφορά την καρδιά, ως από τα βασικότερα όργανα του ανθρώπινου οργανισμού και επεξήγηση του χρόνου διάδοσης παλμού της καρδιάς. Στο παρόν κεφάλαιο θα γίνει παρουσίαση της ανατομίας και φυσιολογίας της καρδιάς αλλά και των βασικών λειτουργιών και ιδιοτήτων της, προσφέροντας τις βασικές γνώσεις για την εξέλιξη της ερευνητικής αυτής προσπάθειας.

2.1 Καρδιά

Κύριο όργανο του κυκλοφορικού συστήματος είναι η καρδιά. Στο ανθρώπινο σώμα η καρδιά βρίσκεται στο μέσο του θώρακα και με κατεύθυνση περισσότερο προς τα αριστερά. Ρόλος της είναι η άντληση αίματος μέσω των αιμοφόρων αγγείων εξασφαλίζοντας την παροχή οξυγόνου και θρεπτικών συστατικών σε όλο το υπόλοιπο σώμα.

2.1.1 Ανατομία καρδιάς

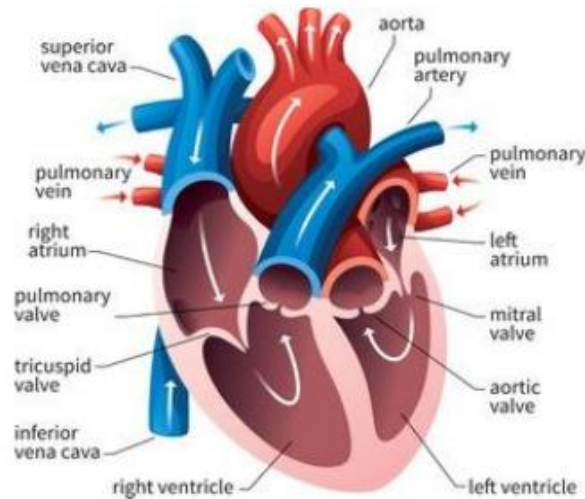
Όσο αναφορά την ανατομία του σώματος η καρδιά, όπως αναφέρθηκε, βρίσκεται λοξά στο μέσο του θώρακα. Συγκεκριμένα, είναι ανάμεσα στο δεξί και αριστερό πνεύμονα, ακριβώς πίσω από το στέρνο. Καλύπτει τα 2/3 μάζας-σώματος από τα αριστερά σύμφωνα με την μέση γραμμή του ανθρώπινου σώματος. Η καρδιά εξωτερικά προστατεύεται από ένα σάκο, το λεγόμενο περικάρδιο. Εσωτερικά διακρίνεται από δύο τμήματα, το αριστερό και δεξιό τμήμα, τα οποία διαθέτουν δύο θαλάμους ο καθένας. Ένα θάλαμο συλλογής αίματος (κόλπος) και ένα θάλαμο άντλησης αίματος (κοιλία). Στο δεξί τμήμα της καρδιάς κυκλοφορεί αίμα φτωχό σε οξυγόνο, ενώ στο αριστερό τμήμα κυκλοφορεί αίμα πλούσιο σε οξυγόνο. Τα δύο αυτά τμήματα χωρίζονται από ένα συνεχόμενο τοίχωμα, το κυτταρικό διάφραγμα. Το διάφραγμα αυτό χωρίζει τον αριστερό από τον δεξιό κόλπο και σε αυτή την περιοχή ονομάζεται ενδοκοιλιακό διάφραγμα και στην συνέχεια χωρίζει τις δύο κοιλίες, όπου ονομάζεται ενδοκοιλιακό διάφραγμα. Ρόλος του διαφράγματος αυτού είναι να μην μπερδεύει το πλούσιο σε οξυγόνο αίμα (δεξιό τμήμα) σε σχέση με το φτωχό σε οξυγόνο αίμα(αριστερό τμήμα) [1].

Η καρδιά διαθέτει δική της παροχή αίματος μέσω των στεφανιαίων αγγείων που την περιβάλλουν και των αγγείων του αίματος. Τα αγγεία αίματος διακρίνονται στις φλέβες, οι οποίες επιστρέφουν το αίμα φτωχό σε οξυγόνο από όλα τα μέρη του

σώματος στην καρδιά, άνω και κάτω κοίλη φλέβα, ενώ εξαιρούνται οι πνευμονικές φλέβες που μεταφέρουν το οξυγονωμένο αίμα στον αριστερό κόλπο. Οι αρτηρίες αποτελούν επίσης αγγεία μεταφοράς αίματος πλούσιο σε οξυγόνο και με πορεία από την καρδιά στο υπόλοιπο σώμα, πλην της πνευμονικής αρτηρίας που μεταφέρει αίμα στους πνεύμονες για να επαναοξυγονωθεί. Στα αγγεία αίματος συμπεριλαμβάνονται και τα τριχοειδή αγγεία τα οποία μεταφέρουν θρεπτικές ουσίες και απομακρύνουν τις άχρηστες από τους ιστούς του σώματος. Τέλος η καρδιά διαθέτει βαλβίδες, οι οποίες είναι συνδεδεμένες είτε με την περιφέρεια του κολποκοιλιακού ανοίγματος είτε με την έξοδο μεγάλων αγγείων, διασφαλίζοντας την ροή αίματος συγκεκριμένης κατεύθυνσης μεταξύ των θαλάμων της καρδιάς και των αγγείων. Οι βαλβίδες διακρίνονται σε βαλβίδες εισροής και εκροής. Οι βαλβίδες εισροής διακρίνονται στην μιτροειδής και τριγλώχινα βαλβίδα, οι οποίες ελέγχουν την ροή του αίματος από τους κόλπους στις κοιλίες και βρίσκονται στον αριστερό και δεξί κόλπο αντίστοιχα. Οι βαλβίδες εκροής διακρίνονται σε πνευμονική και αορτική, οι οποίες ελέγχουν την ροή αίματος από τις κοιλίες προς το υπόλοιπο σώμα. Η πρώτη βρίσκεται μεταξύ της δεξιάς κοιλίας και της πνευμονικής αρτηρίας και η δεύτερη βρίσκεται μεταξύ της αριστερής κοιλίας και της αορτής [2].

Η ροή αίματος διαμέσου της καρδιάς και των πνευμόνων σύμφωνα με τα δύο τμήματα στα οποία χωρίζεται η καρδιά φαίνεται στην παρακάτω Εικόνα 2.1 και πραγματοποιείται ως εξής:

- Δεξί τμήμα της καρδιάς: το φτωχό σε οξυγόνο αίμα εισέρχεται στον δεξιό κόλπο. Το αίμα προέρχεται αρχικά από το στεφανιαίο αρτηριακό σύστημα και η παροχή του πραγματοποιείται μέσω της άνω κοίλης φλέβας, σε αντίθεση με την παροχή αίματος των κάτω τμημάτων του σώματος που πραγματοποιείται από την κάτω κοίλη φλέβα. Η στεφανιαία κυκλοφορία, διαμέσου του στεφανιαίου κόλπου, συμβάλλει και αυτή στη συγκέντρωση αίματος στον δεξιό κόλπο. Επακολουθεί η συστολή του κόλπου, όπου το αίμα οδηγείται στη δεξιά κοιλία διαμέσου της τριγλώχινας βαλβίδας. Όταν ολοκληρωθεί η πλήρωση της δεξιάς κοιλίας με αίμα τότε συστέλλεται. Με την συστολή της οδηγείται το αίμα μέσω της πνευμονικής αρτηρίας στους πνεύμονες, όπου εκεί πραγματοποιείται η οξυγόνωση του αίματος [3].
- Αριστερό τμήμα καρδιάς: Το οξυγονωμένο αίμα επιστρέφει στον αριστερό κόλπο χρησιμοποιώντας ως μέσο την πνευμονική φλέβα και οδηγείται στην αριστερή κοιλία διαμέσου της μιτροειδούς βαλβίδας. Τέλος το αίμα είναι πλέον διαθέσιμο και πλούσιο σε οξυγόνο ώστε να τροφοδοτήσει όλο το υπόλοιπο σώμα. Αυτό επιτυγχάνεται από την συστολή της αριστερής κοιλίας οδηγώντας το αίμα μέσω της αορτικής βαλβίδας στην αορτή και έπειτα στο σώμα [3].



Εικόνα 2.1 Πορεία αίματος της καρδιάς μέσω των κοιλοτήτων της (Πηγή)¹

2.1.2 Αρχή λειτουργίας της καρδιάς

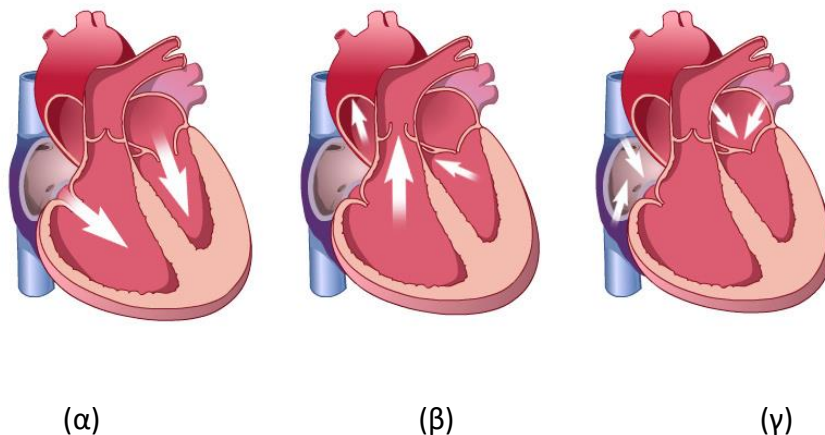
Η καρδιά αποτελεί το βασικό όργανο για την εξασφάλιση παροχής αίματος στο καρδιαγγειακό σύστημα. Το καρδιαγγειακό σύστημα διακρίνεται σε δύο βρόγχους κυκλοφορίας του αίματος, την πνευμονική κυκλοφορία και την συστηματική κυκλοφορία. Η πρώτη συμβάλει στην οξυγόνωση του αίματος και η δεύτερη επιτρέπει στο οξυγονωμένο αίμα και τα θρεπτικά συστατικά να φτάσουν στο υπόλοιπο σώμα. Για την εξασφάλιση παροχής αίματος στο καρδιαγγειακό σύστημα και κατ' επέκταση στα υπόλοιπα όργανα του σώματος οφείλεται ο τρόπος λειτουργίας της καρδιάς, η οποία λειτουργεί ως αντλία και πραγματοποιεί τον λεγόμενο «καρδιακό κύκλο» [3]. Ο Καρδιακός κύκλος διακρίνεται σε δύο κύριες φάσεις, την φάση συστολής και την φάση διαστολής, όπως απεικονίζονται στην Εικόνα 2.2. Η διαστολή αποτελεί την περίοδο του καρδιακού κύκλου που πραγματοποιείται χαλάρωση και πλήρωση των κοιλιών με αίμα και η συστολή είναι η χρονική στιγμή του καρδιακού κύκλου που οι κοιλίες συστέλλονται με σκοπό την εξώθηση του αίματος. Η μετακίνηση του αίματος από την μια περιοχή στην άλλη (από το δεξί προς το αριστερό τμήμα καρδιάς) επιτυγχάνεται μέσω της αρχής υπερνίκησης της πίεσης από την μία περιοχή στην επόμενη. Πρέπει να σημειωθεί ότι η δεξιά πλευρά της καρδιάς είναι η πλευρά με την χαμηλότερη πίεση σε σχέση με την αριστερή διότι ρόλος της αριστερής είναι να οδηγήσει μεγάλο όγκο αίματος σε όλο το υπόλοιπο σώμα. Ο καρδιακός κύκλος πραγματοποιείται ακολούθως [3]:

Αρχικά ξεκινά με την διαστολή στην δεξιά καρδιά, όπου το αίμα ρέει ελεύθερα στο δεξιό κόλπο μέχρι όπου και συγκεντρώνεται. Όταν αρχίζει να γεμίζει τον δεξιό κόλπο, αυξάνει τη δημιουργία πίεσης στην τριγλώχινα βαλβίδα με αποτέλεσμα να την ανοίξει και να αρχίσει να γεμίζει η δεξιά κοιλία. Στην συνέχεια το αίμα πρέπει να

¹ Cardiology Associates, Basic Anatomy of the human heart,2019, www.cardofmich.com

ξεπεράσει την πίεση στην πλευρά της κλειστής πνευμονικής βαλβίδας ενώ ταυτόχρονα συνεχίζει να γεμίζει η δεξιά κοιλία. Το κύκλωμα αυτό χαρακτηρίζεται ως κύκλωμα χαμηλής πίεσης. Παρόλο που ο δεξιός κόλπος μπορεί να υπερνικήσει την πίεση της δεξιάς κοιλίας με παθητική πλήρωση και συστολή στην διαστολή, θα χρειαστεί η δεξιά κοιλία να πραγματοποιήσει συστολή ίσου όγκου (οι τέσσερις βαλβίδες είναι κλειστές και επομένως ο όγκος του αίματος μένει σταθερός) ενώ η πίεση αυξάνεται ταχέως κατά την διάρκεια της συστολής για να ξεπεράσει την πίεση που προέρχεται από το πνευμονικό αγγείο. Στην ισογκομετρική συστολή, η τριγλώχινα βαλβίδα και η πνευμονική βαλβίδα είναι κλειστές, ενώ ταυτόχρονα η καρδιά συστέλλεται. Ως αποτέλεσμα η πίεση να αυξηθεί τόσο που στο τέλος να ξεπεράσει την πίεση της πνευμονικής αρτηρίας και η πνευμονική βαλβίδα να ανοίξει, οδηγώντας το αίμα στους πνεύμονες με σκοπό την οξυγόνωση του.

Στο αριστερό τμήμα της καρδιάς, το αίμα έχοντας φιλτραριστεί και γεμάτο πλέον από οξυγόνο εισέρχεται από τους πνεύμονες στον αριστερό κόλπο μέσω των πνευμονικών αρτηριών. Σε αυτό το σημείο θα πρέπει το σύμπλεγμα υψηλών πιέσεων να ξεπεράσει τις χαμηλές πιέσεις, όπως συνέβη και με το δεξιό τμήμα της καρδιάς. Συγκεκριμένα ο αριστερός κόλπος αφού γεμίσει θα αρχίσει να συστέλλεται μέχρι να υπερνικήσει την πίεση στην μιτροειδή βαλβίδα με σκοπό να την ανοίξει και να οδηγήσει το αίμα στην αριστερή κοιλία. Στην συνέχεια η αριστερή κοιλία πλέον γεμάτη από αίμα υπόκεινται σε ισογκομετρική συστολή κατά τη διάρκεια της συστολής για να ξεπεράσει την πίεση στην αορτή. Αυτή η πίεση είναι σημαντικά υψηλότερη από τη δεξιά πλευρά, διότι η μιτροειδής βαλβίδα και η αορτική βαλβίδα είναι κλειστές σε αυτή τη φάση. Έτσι η αριστερή κοιλία συστέλλεται για να αυξήσει την πίεση στην αορτή και αφού την υπερνικήσει να ανοίξει η αορτική βαλβίδα και το οξυγονωμένο αίμα να οδηγηθεί στο σώμα.



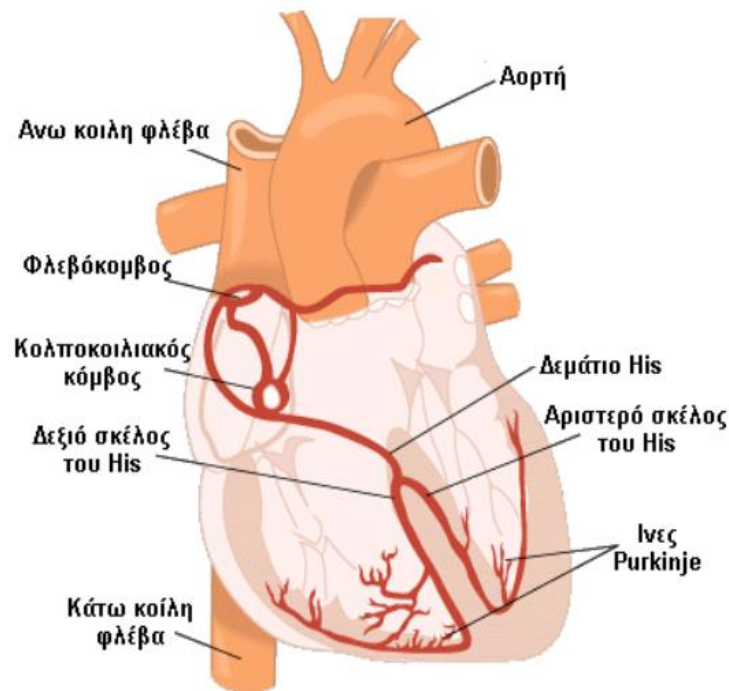
Εικόνα 2.2 Φάσεις καρδιακού κύκλου: (α)Κολπική συστολή, (β)Κοιλιακή συστολή, (γ)Κοιλιακή διαστολή [1].

2.1.3 Σύστημα ηλεκτρικής αγωγής της καρδιάς

Το ηλεκτρικό κύκλωμα της καρδιάς είναι βασισμένο στην ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς για την μεταφορά του αίματος. Τα μυϊκά κύτταρα παίζουν καθοριστικό ρόλο, καθώς για την συστολή τους απαιτείται μια διαδικασία ηλεκτρικής διέγερσης που ονομάζεται δυναμικό δράσης. Η διαδικασία αυτή αλλά και η αποκατάσταση του καρδιακού μυ εξαρτώνται από μια αλληλουχία ιόντων Νατρίου, Καλίου και Ασβεστίου τα οποία ρέουν μέσα σε κανάλια διαμέσου της μεμβράνης των μυϊκών κυττάρων. Το Νάτριο (Na^+) είναι υπεύθυνο για την διατήρηση ισορροπίας των ρευστών της καρδιάς, το Κάλιο (K^+) για την συστολή της καρδιάς και το Ασβέστιο (Ca^+) για την χαλάρωση. Τα μυϊκά κύτταρα μαζί με τα ιόντα που φέρουν συμμετέχουν στο δυναμικό δράσης, το οποίο αναπαριστά τον κύκλο ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Διαθέτει σταδιακά πέντε φάσεις δυναμικών διαφορών κατά μήκος της κυτταρικής μεμβράνης: την εκ πόλωση, την πρώιμη επαναπόλωση, την σταθερή φάση, το δυναμικό επαναπόλωσης και την φάση ηρεμίας. Τα κύτταρα σε φάση ηρεμίας έχουν εσωτερικά αρνητικό φορτίο κατά την εκ πόλωση, φάση μηδέν, τα ιόντα (Na^+) εισέρχονται μέσα στο κύτταρο και το εσωτερικό φορτίο του κυττάρου αρχίζει να γίνεται θετικό. Όταν ένα κύτταρο εκ πολώνεται τα κανάλια (Na^+) του διπλανού κυττάρου ανοίγουν και δίνουν έναυσμα εκ πόλωσης. Η επαναπόλωση είναι μια φάση επαναφοράς του δυναμικού δράσης. Στην φάση αυτή το δυναμικό στο εσωτερικό του κυττάρου επιστρέφει στην φάση αρνητικής φόρτισης και τα κύτταρα δεν ανταποκρίνονται σε κανένα ερέθισμα. Η φάση αυτή συμπεριλαμβάνει άλλες τρεις φάσεις που αναφέρθηκαν παραπάνω: την φάση πρώιμης επαναπόλωσης, φάση 1, όπου ο όγκος των εισερχόμενων (Na^+) είναι μεγάλος και το φορτίο του κυττάρου είναι θετικό μέχρι ένα κατώφλι και από εκεί και κάτω ξεκινάει μία εκροή ιόντων (K^+) προς το εξωτερικό του κυττάρου, ένδειξη έναρξης επαναπόλωσης. Μετά ακολουθεί η σταθερή φάση, φάση 2, στην οποία τα κανάλια ιόντων (Ca^+) ανοίγουν σιγά, σιγά και δημιουργούν την σταθερή φάση όπου τα κύτταρα δεν είναι πλήρως ανερέθιστα και δεν αντιδρούν. Η Τρίτη φάση είναι της τελικής επαναπόλωσης, όπου τα κανάλια ιόντων (Ca^+) είναι κλειστά και τα ιόντα (K^+) συνεχίζουν να εξέρχονται από το κύτταρο, λεγόμενη αντλία ιόντων (Ca^+) - (K^+). Τέλος η φάση 4 είναι αυτή του δυναμικού ηρεμίας, όπου το εσωτερικό του κυττάρου είναι αρνητικό και κανένας παλμός δεν άγεται [1].

Το ηλεκτρικό κύκλωμα, όπως διακρίνεται στην Εικόνα 2.3, ξεκινά από τον φλεβοκομβικό κόμβο, ο οποίος βρίσκεται ψηλά στο δεξιό κόλπο και είναι το σημείο προέλευσης της καρδιακής σύσπασης και ονομάζεται αυτοματισμός. Στο φλεβοκομβικό κόμβο τα καρδιακά μυοκύτταρα, έχουν μικρότερα, ασταθή δυναμικά ηρεμίας με αποτέλεσμα την δημιουργία αυθόρμητης εκ πόλωσης τους, δηλαδή το εσωτερικό δυναμικό των κυττάρων σε σχέση με το εξωτερικό, γίνεται θετικό. Στην συνέχεια ο φλεβοκομβικός κόμβος αποπολώνεται, δηλαδή ένα ηλεκτρικό σήμα μεταδίδεται ταυτόχρονα από τον δεξιό κόλπο στον αριστερό κόλπο διαμέσου μιας

κυτταρικής ομάδας, την λεγόμενη «Bachman's Bundle». Αφού ο φλεβοκομβικός κόμβος είναι πλέον αγώγιμος η ηλεκτρική ώση μεταφέρεται στο κολποκοιλιακό κόμβο, που βρίσκεται στο κάτω τμήμα του δεξιού κόλπου. Ο κολποκοιλιακός κόμβος δημιουργεί μια μικρή παύση στο ηλεκτρικό κύκλωμα, ώστε να δημιουργηθεί διαδοχική συστολή του κόλπου και της κοιλίας. Επίσης ο κολποκοιλιακός κόμβος παρεμβαίνει σε περίπτωση αποτυχίας του φλεβοκομβικού κόμβου. Οι ηλεκτρικές ώσεις οδηγούνται σε μία ομάδα από κύτταρα που ονομάζεται «Bundle of His» και συναντάται ακριβώς κάτω από τον κολποκοιλιακό κόμβο στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Αυτή η ομάδα ηλεκτρικών ώσεων χωρίζεται σε δύο κλάδους, τον αριστερό και δεξιό κλάδο. Κάθε κλάδος χωρίζεται σε πολλές δεσμίδες που τροφοδοτούν μεγάλο μέρος των κοιλιών. Η συνέχεια του δεξιού και του αριστερού κλάδου της δέσμης είναι το σύστημα ινών «Purkinje», το οποίο είναι ένα σύνολο πολλών μικρών δεσμίδων που βρίσκονται σε μορφή τόξου σε όλο τον υπόλοιπο κοιλιακό χώρο μεταφέροντας το ηλεκτρικό σήμα. Το ηλεκτρικό σήμα που παράγεται από την καρδιά μπορεί να καταγραφεί με χρήση ηλεκτροδίων δέρματος που τοποθετούνται σε κατάλληλες θέσεις στο σώμα του ασθενούς, δίνοντας έτσι κυματομορφές, το λεγόμενο Ηλεκτροκαρδιογράφημα [1].



Εικόνα 2.3. Ηλεκτρικό σύστημα καρδιάς(Πηγή²)

²In Cardiology, Το ερεθισματαγωγό σύστημα της καρδιάς, <http://incardiology.gr>

2.1.4 Αρτηριακή πίεση

Η πίεση του αίματος (Blood pressure-BP) αποτελεί διαγνωστική αξία για την σωματική υγεία ενός ατόμου. Συνήθως η πίεση του αίματος αναφέρεται στην αρτηριακή πίεση της συστηματικής κυκλοφορίας της καρδιάς, η συγκεκριμένη θα υπολογιστεί και στην εργασία που θα υλοποιηθεί παρακάτω. Η αρτηριακή πίεση είναι η μέτρηση πίεσης ή δύναμης που το αίμα ασκεί μέσα στις αρτηρίες. Σε κάθε χτύπο της καρδιάς, αντλείται αίμα στις αρτηρίες οδηγώντας το σε όλο το σώμα. Αυτή η ακολουθία συμβαίνει 60 έως 100 φορές το λεπτό, 24 ώρες την ημέρα [4]. Η αρτηριακή πίεση εκφράζεται ως το ποσό δύναμης με την οποία το αίμα ταξιδεύει μέσω των αιμοφόρων αγγείων ενώ ο καρδιακός ρυθμός εκφράζεται ως αριθμός των χτύπων της καρδιάς σε ένα λεπτό, όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 2.4. Η αύξηση του καρδιακού παλμού δεν σημαίνει ότι η αρτηριακή πίεση ανεβαίνει. Το μέγεθος στο οποίο μετριέται η αρτηριακή πίεση είναι σε χιλιοστά υδραργύρου (mmHg) και διακρίνεται σε δύο κατηγορίες [1]: (α) την συστολική πίεση(Systolic pressure-SP), η πίεση που η καρδιά ωθεί το αίμα προς το υπόλοιπο σώμα και (β) διαστολική πίεση(Diastolic pressure-DP), η πίεση κατά την οποία η καρδιά ξεκουράζεται μεταξύ των παλμών. Σε έναν υγιή άνθρωπο η πίεση αυτή παίρνει τιμές όχι πάνω από 140 mmHg(συστολική πίεση) και όχι κάτω από 90 mmHg(διαστολική πίεση), οποιαδήποτε απόκλιση πάνω ή κάτω από αυτές τις τιμές και ιδιαίτερα για μεγάλο χρονικό διάστημα αποτελούν σημαντική ένδειξη για την υγεία του ανθρώπου [5]. Συνεπώς η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης είναι ιδιαίτερα σημαντική τόσο για την πρόληψη διάφορων καρδιακών προβλημάτων όσο και την παροχή χρήσιμων πληροφοριών σε γιατρούς με σκοπό την πιο ακριβή και σωστή διάγνωση. Επίσης για τα ίδια τα άτομα αποτελεί ένα εργαλείο ώστε να μπορούν εύκολα από την άνεση του σπιτιού τους να παρακολουθούν την υγεία τους, για παράδειγμα σε ασθενείς με χρόνια προβλήματα του κυκλοφορικού συστήματος (ασθενείς με υπέρταση).

Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι μέτρησης της αρτηριακής πίεσης, η κάθε μία με διαφορετικά πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Στο παρελθόν και ιδιαίτερα στις μέρες μας έχει μεγαλώσει η ανάγκη της συνεχούς παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης με μη επεμβατικό τρόπο. Έχουν αναπτυχθεί μέθοδοι που έχουν δώσει λύση σε αυτή την ανάγκη, ωστόσο παρουσιάζουν μειονεκτήματα καθώς υστερούν στην ακρίβεια των αποτελεσμάτων αλλά και στο ότι η εφαρμογή τους δεν είναι τόσο βολική ως προς τον ασθενή. Από τις πιο διαδομένες παραδοσιακές τεχνικές είναι η Σφυγμομανομετρία , η Ταλαντομετρική Μέθοδος και η Αρτηριακή Τονομετρία .

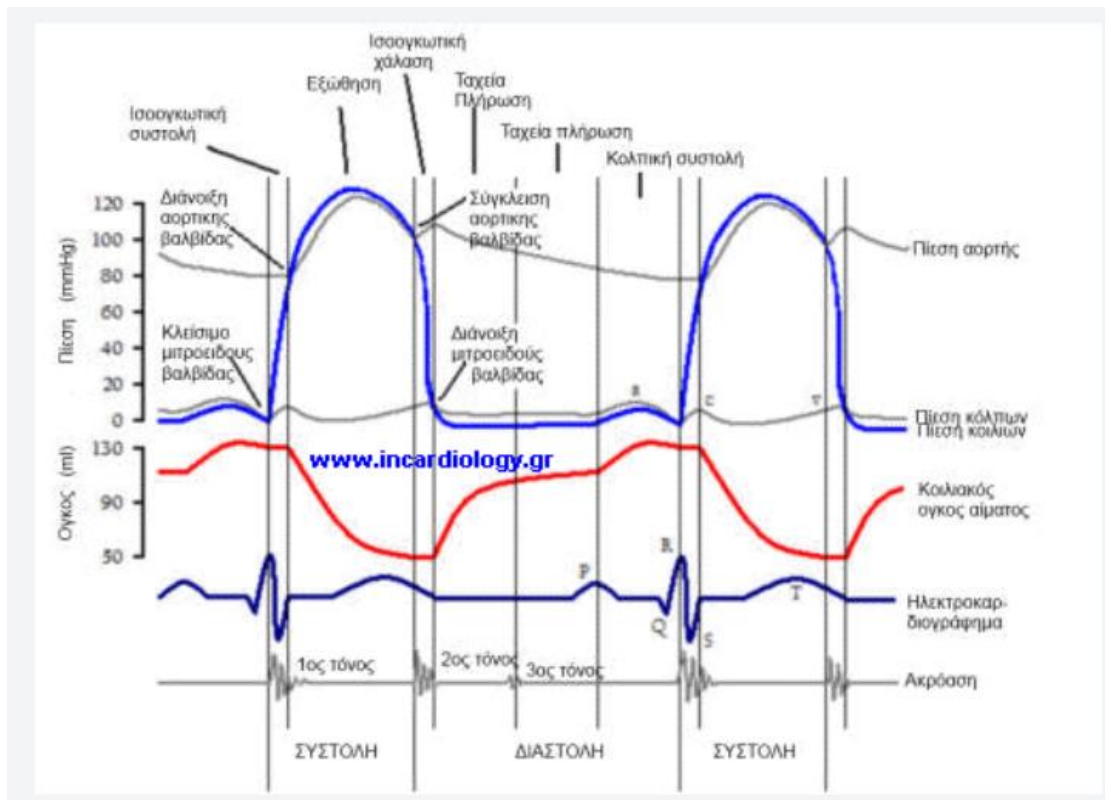
- Η μέθοδος της Σφυγμομανομετρίας εφαρμόζεται σε εξέταση ρουτίνας σε ένα ιατρικό χώρο, όπου χρησιμοποιείται μια περιχειρίδα η οποία φουσκώνει και τοποθετείται στο μπράτσο του δεξιού χεριού και η οποία φέρει μαζί ένα στηθοσκόπιο. Η μέθοδος αυτή βασίζεται στην αρχή ανίχνευσης των ήχων Korotkoff που εκπέμπονται κατά την αύξηση του αέρα της περιχειρίδας και εξαφανίζονται κατά την μείωση του αέρα. Συγκεκριμένα πραγματοποιείται διόγκωση αέρα μέχρι που η πίεση να ξεπερνά την συστολική πίεση (συνήθως 30mmHg μεγαλύτερη από την συστολική πίεση-SP) με αποτέλεσμα να γίνεται συμπίεση της αρτηρίας το οποίο οδηγεί στην διακοπή ροής του αίματος που συνοδεύεται με απουσία ήχου. Στην συνέχεια η πίεση της περιχειρίδας αρχίζει να μειώνεται από τον χρήστη του συστήματος και την στιγμή που η συστολική πίεση είναι αυτή που τώρα ξεπερνά την πίεση της περιχειρίδας τότε ακούγονται οι

Λεγόμενοι ήχοι Korotkoff και το αίμα μπορεί να διέλθει μέσα από την αρτηρία. Οι ήχοι αυτοί ακούγονται μέχρι που η πίεση της περιχειρίδας γίνει ίση με την διαστολική πίεση όπου από εκεί και μετά σταματάνε να ακούγονται. Η μέθοδος αυτή είναι μία από τις πιο διαδεδομένες μεθόδους παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης σε συσκευές συνεχόμενης καταγραφής (Holter) μετρώντας την πίεση σε τακτά χρονικά διαστήματα με την περιχειρίδα τοποθετημένη μόνιμα (όσο απαιτεί η παρακολούθηση) στο χέρι ενός ατόμου. Η εφαρμογή αυτή ωστόσο δεν είναι τόσο βολική ως προς την χρήση και ιδιαίτερα κατά την διάρκεια του ύπνου καθώς και τα αποτελέσματα που προκύπτουν δεν είναι τόσο ξεκάθαρα και ακριβές. Επίσης έχουν παρατηρηθεί κάποιες αλλοιώσεις των αποτελεσμάτων που οφείλονται σε κίνηση του ασθενούς αλλά και λόγω διακυμάνσεων των ήχων Korotkoff που σχετίζονται με φυσιολογικές παραμέτρους [5].

- Η ταλαντομετρική μέθοδος μπορεί και αυτή να εφαρμοστεί σε ένα εξεταστικό γραφείο για έλεγχο της αρτηριακής πίεσης. Βασισμένη σε αυτή την τεχνική είναι τα ηλεκτρονικά πιεσόμετρα, όπου σύμφωνα με αυτή η περιχειρίδα διαθέτει πάνω της ένα σύστημα μέτρησης το οποίο ανιχνεύει τις ταλαντομετρικές διακυμάνσεις που προκύπτουν από την αφαίρεση του αέρα της περιχειρίδας. Ο υπολογισμός της συστολικής και της διαστολικής πίεσης πραγματοποιείται από έναν αλγόριθμο, οποίος εκμεταλλεύεται το σχήμα των ταλαντομετρικών πλατών και το καρδιακό ρυθμό για να συλλέξει δεδομένα και να οδηγήσει στην εκτίμηση της πίεσης. Η μέθοδος αυτή πλεονεκτεί στο ότι μπορεί να μετρηθεί η αρτηριακή πίεση όταν το σήμα Korotkoff είναι ελλιπείς και ότι δεν χρειάζεται μικροφωνικός αισθητήρας. Ωστόσο το πόσο ακριβές είναι τα αποτελέσματα των πιέσεων (SP, DP) εξαρτάται από τον αλγόριθμο που εφαρμόζεται. Καθώς και ότι ορισμένες ταλαντομετρικές καμπύλες δεν είναι τόσο εύκολο να διαβαστούν από την συσκευή αλλά και ότι η μέτρηση των συγκεκριμένων παλμών είναι υπερευαίσθητη λόγω του μεγάλου εύρους των σημάτων με αποτέλεσμα το χέρι που τοποθετείται η συσκευή να πρέπει να είναι ακίνητο. Επομένως δεν είναι χρήσιμη για συνεχή παρακολούθηση [5].
- Η αρτηριακή τονομετρία είναι μια μέθοδος που βασίζεται στην συνεχή παρακολούθηση των κυματομορφών της αρτηριακής πίεσης. Η αρχή λειτουργίας της σχετίζεται με την εφαρμογή δύναμης στα τοιχώματα της αρτηρίας έχοντας κόντρα το κόκαλο στο σημείο εφαρμογής. Επίσης χρησιμοποιείται ένας αισθητήρας μέτρησης δύναμης, οποίος μετράει την πίεση κατά την επαφή. Η μέθοδος αυτή δεν χρειάζεται περιχειρίδα αλλά μια συσκευή που παρέχει δύναμη, ώστε να εφαρμοστεί στην αρτηρία. Το μέγεθος της δύναμης δεν πρέπει να είναι μεγάλο καθώς μπορεί να κοπεί η κυκλοφορία του αίματος και δεν θα μπορεί να μετρηθεί η αρτηριακή πίεση. Αυτή η άσκηση δύναμης εφαρμόζεται σε όλη την διάρκεια του καρδιακού κύκλου με αποτέλεσμα οι διακυμάνσεις στην δύναμη που ασκείται να ακολουθούν το κύμα της πίεσης, το οποίο είναι σημαντικό για τον προσδιορισμό της πίεσης. Επίσης μεγάλη σημασία έχει και η θέση του τονόμετρου, πρέπει να βρίσκεται στο κέντρο της αρτηρίας. Οποιαδήποτε μεταβολή έστω και λίγα χιλιοστά μπορεί να δώσει λανθασμένα αποτελέσματα. Επιπλέον η μέθοδος αυτή εμφανίζει μεγάλη ευαισθησία σε οποιαδήποτε κίνηση και γι' αυτό υλοποιείται σε κατάσταση ακινησίας του ατόμου που εφαρμόζεται. Συμπερασματικά πρόκειται για μια μέθοδο που χρειάζεται αρκετή προσοχή σε διάφορους παραμέτρους κατά την εφαρμογή της για να

εξασφαλίσει την ακεραιότητα των αποτελεσμάτων της, καθώς και ότι πρόκειται για μια μέθοδο μη συνεχόμενης παρακολούθησης και δύσκολη για την εφαρμογή σε καθημερινές δραστηριότητες [5].

Συμπερασματικά, οι παραπάνω μέθοδοι είναι μη επεμβατικοί και εφαρμόζονται έως τώρα για την εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης αλλά παρουσιάζουν αρκετές δυσκολίες και σφάλματα ως προς την συνεχόμενη παρακολούθηση της. Η ανάγκη αυτή έχει οδηγήσει στην αναζήτηση νέων μεθόδων. Βασική αρχή των οποίων είναι η εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης μέσου του χρόνου διάδοσης παλμού ή αλλιώς χρόνου άφιξης παλμού. Ένα μέγεθος πολλά υποσχόμενο και αρκετά διαδεδομένο από τις αρχές της δεκαετίας του 90.



Εικόνα 2.4 Η μεταβολή της πίεσης κατά τον καρδιακό κύκλο(Πηγή³)

³ In Cardiology, Ο κύκλος λειτουργίας της καρδιάς, <http://incardiology.gr>

2.2 Χρόνος διάδοσης παλμού

2.2.1 Θεωρητική βάση

Η καταγραφή αρτηριακής πίεσης αποδεδειγμένα αποτελεί μεγάλη ανάγκη, καθώς παρέχει χρήσιμες πληροφορίες για το καρδιαγγειακό σύστημα αλλά και συμβάλει στην καλύτερη πρόληψη και αντιμετώπιση ασθενειών. Οι μέθοδοι προσδιορισμού χρόνου διάδοσης παλμού είναι αρκετά διαδεδομένες για την μη επεμβατική και συνεχόμενη καταγραφή αρτηριακής πίεσης, αλλά θα πρέπει να τονιστεί ότι προσεγγίζουν την αρτηριακή πίεση και δεν δίνουν ακριβές τιμή όπως η σφυγμομέτρηση ή η μέθοδος καθετηριασμού. Στο σύστημα που θα ακολουθήσει ο χρόνος διέλευσης παλμού αποτελεί ένα υπολογίσιμο μέγεθος, το οποίο έχει αποδειχτεί και από πολλές άλλες μελέτες ως δείκτης προσδιορισμού της αρτηριακής πίεσης.

Ο παλμός για τον οποίο γίνεται αναφορά και έχει άμεση σχέση με τον χρόνο διάδοσης, παράγεται κατά την καρδιακή συστολή της αριστερής κοιλίας. Συγκεκριμένα μετά από την συστολή της καρδιάς το αίμα οδηγείται στην αορτή και έτσι δημιουργείται ένα κύμα πίεσης, τον λεγόμενο παλμό. Ο παλμός αυτός στην συνέχεια μεταφέρεται στο υπόλοιπο σώμα μέσω των αρτηριών με μια σταθερή ταχύτητα, γνωστή ως ταχύτητα διάδοσης παλμού (Pulse wave velocity-PWV). Επομένως ο χρόνος διάδοσης παλμού (Pulse transit time-PTT) χαρακτηρίζεται ως η χρονική καθυστέρηση διάδοσης του κύματος πίεσης μεταξύ δύο θέσεων στην αρτηρία (όπου πραγματοποιείται η μέτρηση) εντός ενός καρδιακού κύκλου [5].

Στο φαινόμενο που αναφέρθηκε έχει αποδειχτεί ότι η όλη διαδικασία από την συστολή μέχρι την μεταφορά του αίματος στο σώμα, επηρεάζει την ταχύτητα διάδοσης του παλμού. Συγκεκριμένα η ταχύτητα πίεσης των κυμάτων παλμού που διαδίδονται κατά μήκος του αρτηριακού δέντρου εξαρτάται από την τιμή της αρτηριακής πίεσης. Η ταχύτητα διάδοσης του παλμού σχετίζεται και εξαρτάται από τις ελαστικές και γεωμετρικές ιδιότητες (πάχος τοιχώματος, συντελεστής ελαστικότητας, τελοδιαστολική διάμετρος κτλ.) των τοιχωμάτων των αρτηριών μέσω των οποίων μεταφέρεται το αίμα. Συνεπώς εξαρτάται και από τις ιδιότητες του αίματος (πίεση, πυκνότητα, συμπίεστικότητα κτλ.) αλλά και τις ιδιότητες του παλμικού σήματος. Είναι προφανές πως από τα παραπάνω επηρεάζεται και ο χρόνος παλμού. Γι' αυτό τον λόγο οι επιστήμονες ποσοτικοποίησαν τα αναφερόμενα μεγέθη και ανάλογα με το ποια πληροφορία ζητείται για να προσδιοριστεί με την χρήση του χρόνου διάδοσης του παλμού θα πρέπει το μοντέλο που θα εφαρμοστεί να χρησιμοποιήσει και τα σωστά μεγέθη. Για παράδειγμα, χρησιμοποιώντας ως δείκτη για την διερεύνηση της αρτηριακής δυσκαμψίας το μοντέλο που θα χρησιμοποιηθεί θα πρέπει να έχει σχέση με τις ιδιότητες της αρτηρίας και την ταχύτητα παλμού.

Το πείραμα πάνω στο οποίο ασχολούμαστε, όπως έχει προαναφερθεί, έχει σκοπό τον προσδιορισμό της αρτηριακής πίεσης μέσω του χρόνου διάδοσης του παλμού. Η σχέση της αρτηριακής πίεσης και χρόνου διάδοσης παλμού στα περισσότερα μοντέλα που εφαρμόζονται τα τελευταία χρόνια είναι βασισμένη σε δύο εξισώσεις [5]:

- Εξίσωση Moens & Korteweg, η οποία εκφράζει την σχέση της ταχύτητας του παλμού διάδοσης κατά μήκος μιας αρτηρίας ως συνάρτηση των μεγεθών που περιεγράφηκαν παραπάνω.

$$PWV = \frac{D}{PTT} = \sqrt{\frac{tE}{pd}} \quad (1)$$

PWV : ταχύτητα διάδοσης παλμού

PTT : χρόνος διάδοσης παλμού

D : μήκος του αγγείου

t : πάχος του τοιχώματος του αγγείου

E : ο συντελεστής ελαστικότητας Young του τοιχώματος της αρτηρίας

p : η πυκνότητα του αίματος

d : η διάμετρος του αγγείου

- Η εξίσωση Geddes, Hughes & Babbs “Θεωρία ελαστικότητας” σύμφωνα με αυτή ο συντελεστής ελαστικότητας Young των τοιχωμάτων της αρτηρίας δεν είναι σταθερός. Έτσι υπάρχει μια εμπειρική εκθετική σχέση μεταξύ του συντελεστή E και της πίεσης του αίματος P :

$$E = E_0 e^{\alpha P} \quad (2)$$

E_0 : ο συντελεστής μηδενικής πίεσης

α : είναι μια παράμετρος του αγγείου

e : 2.718, είναι ο αριθμός Euler

P : πίεση του ρευστού στο εσωτερικό του αγγείου

Επομένως, η εξίσωση Moens-Korteweg μπορεί να αναδιατυπωθεί για να δείξει τη σχέση μεταξύ PWV και P ως εξής:

$$PWV = \frac{D}{PTT} = \sqrt{\frac{tE_0 e^{\alpha P}}{pd}} \quad (3)$$

Συνεπώς οι παραπάνω εξισώσεις περιγράφουν το βασικό μηχανισμό σύνδεσης του χρόνου διάδοσης παλμού με την πίεση του αίματος. Η μεταβολή της πίεσης του αίματος επηρεάζει την ταχύτητα διάδοσης της αρτηρίας (εξίσωση Geddes, Hughes & Babbs) η οποία με την σειρά της επηρεάζει την ταχύτητα διάδοσης του παλμού (εξίσωση Moens & Korteweg) με αποτέλεσμα να προκύπτει διαφορετικός χρόνος διάδοσης παλμού. Τα τελευταία χρόνια έχουν γίνει πολλές προσπάθειες για τον προσδιορισμό της αρτηριακής πίεσης μέσω του χρόνου διάδοσης παλμού αλλά και χρήση του για υποθέσεις που σχετίζονται με το κυκλοφορικό σύστημα. Η ανάγκη αυτή οδήγησε στην χρήση και εφαρμογή των παραπάνω εξισώσεων αλλά και στον συνδυασμό τους με περαιτέρω εμπειρικές ή άλλες εξισώσεις καταλήγοντας σε διάφορα παραμετρικά μοντέλα που σχετίζουν τις δύο ποσότητες [5]:

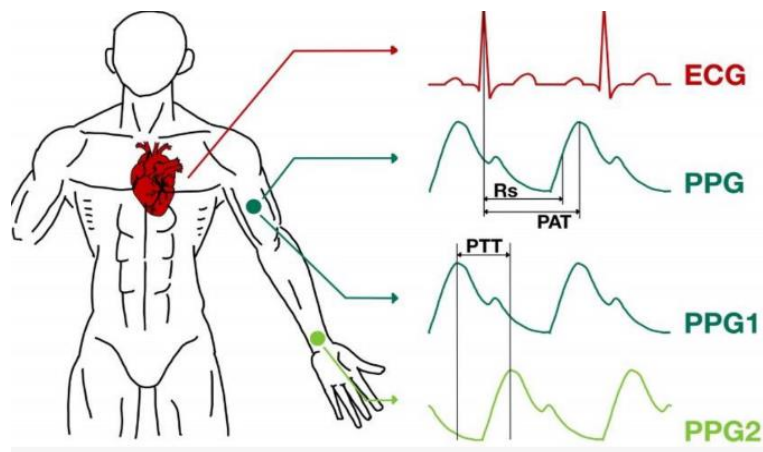
- Αντίστροφου τετραγώνου : $BP = \frac{A}{PPT^2} + b$ (4)

- Γραμμικά: $BP = aPTT + b$ (5)

- Λογαριθμικά : $BP = a \ln(PTT + b)$ (6)

- Αντίστροφου: $BP = \frac{a}{PPT} + b$ (7)

Για την μέτρηση του χρόνου διέλευσης παλμού διατίθενται δύο βασικοί τρόποι, όπως παρουσιάζονται στην Εικόνα 2.5, οι οποίοι έχουν ως βασικό τους εργαλείο την φωτοπληθυσμογραφία (PPG). Η φωτοπληθυσμογραφία πρόκειται για μια τεχνική, σκοπός της οποίας είναι να εντοπιστεί αλλαγή οπτικών ιδιοτήτων των ιστών, όταν από μέσα τους διαπερνά παλμός που επιτρέπει την εξαγωγή, σε πραγματικό χρόνο και με τρόπο μη επεμβατικό, στοιχείων για τον συγκεκριμένο όγκο αίματος στους ιστούς. Η τεχνική αυτή εφαρμόζεται στους αισθητήρες υπολογισμού του οξυγόνου του αίματος. Ο πρώτος τρόπος πραγματοποιείται με την χρήση δύο αισθητήρων PPG οι οποίοι τοποθετούνται σε δύο διαφορετικά σημεία του σώματος και έχοντας δεδομένη απόσταση μεταξύ τους. Στόχος του τρόπου αυτού είναι ο υπολογισμός του χρόνου που απαιτείται για την διάδοση του παλμού από το κοντινότερο στην καρδιά σημείο μέτρησης μέχρι το μακρύτερο [6]. Ο δεύτερος τρόπος χρησιμοποιεί ένα αισθητήρα PPG τοποθετημένο σε κάποιο άκρο (πόδι ή χέρι) και ένα δεύτερο σύστημα το οποίο θα μπορεί να προσφέρει σε πραγματικό χρόνο την κατάσταση της καρδιάς. Ένα τέτοιο σύστημα μπορεί να είναι ένα ΗΚΓ ή ένα φωνοκαρδιογράφημα (PCG). Στόχος του είναι ο υπολογισμός του χρόνου που προκύπτει από την απόσταση μεταξύ των κορυφών του δεύτερου συστήματος που χρησιμοποιείται και ενός συγκεκριμένου σημείου του PPG. Συγκεκριμένα υπολογίζεται ο χρόνος που είναι απαραίτητος ώστε το σήμα που παράγεται κατά την κοιλιακή συστολή να φτάσει στο άκρο [6]. Λόγο διάφορων ερευνών που έχουν υλοποιηθεί σχετικά με το ποιες εξισώσεις εφαρμόζονται για τον προσδιορισμό του PTT, έχει δημιουργηθεί και ένας άλλος ορισμός για τον χρόνο διάδοσης που υπολογίζεται με τον δεύτερο τρόπο, ο λεγόμενος “χρόνος άφιξης παλμού” (Pulse Arrival Time – PAT) [7]. Στις περισσότερες μελέτες που έχουν πραγματοποιηθεί, στην βιβλιογραφία, το μέγεθος (PAT) έχει διαπιστωθεί ότι παρουσιάζει μεγαλύτερο συσχετισμό με την αρτηριακή πίεση (BP), γι’ αυτό τον λόγο στην εργασία αυτή θα δοθεί μεγαλύτερη βάση και θα υπολογιστεί το μέγεθος (PAT) [7].



Εικόνα 2.5 . Τρόποι μέτρησης χρόνου διάδοσης παλμού (PPT) [8].

2.2.2 Παρόμοιες μελέτες

Στον υπολογισμό της αρτηριακής πίεσης μέσω προσδιορισμού του χρόνου διάδοσης παλμού έχουν βασιστεί πολλές μελέτες εφαρμόζοντας διαφορετικά μοντέλα και τεχνικές. Κάθε μία από αυτές έχει καταλήξει σε διαφορετικά αλλά και κοινά συμπεράσματα, ωστόσο συμφωνούν ότι το μέγεθος του χρόνου διάδοσης παλμού είναι ένα πολλά υποσχόμενο μέγεθος μη επεμβατικού υπολογισμού της αρτηριακής πίεσης.

- Μία από αυτές τις μελέτες είναι η μελέτη του Attarpour A. et al. [9], βασισμένη στον πρώτο τρόπο εκτίμησης της αρτηριακής πίεσης, συστολικής (SBP) και διαστολικής (DBP). Συγκεκριμένα κάνει χρήση δύο σημάτων φωτοπληθυσμογραφίας (PPG), όπου το ένα λαμβάνεται από ένα αισθητήρα στο καρπό του ασθενούς και το άλλο από αισθητήρα σε δάκτυλο του ίδιου χεριού (αριστερό χέρι). Στην μελέτη αυτή συμμετείχαν 111 εθελοντές σύμφωνα με τις αρχές του Ελσίνκι. Ο αριθμός αυτός συμπεριλαμβάνει και τα δύο φύλα από συμμετέχοντες πανεπιστημίου αλλά και του γενικού πληθυσμού. Σύμφωνα με αυτή έγινε λήψη των σημάτων από τους δύο αισθητήρες ταυτόχρονα στο αριστερό χέρι των εθελοντών και έπειτα από λίγα λεπτά έγινε επιβεβαίωση των τιμών συστολικής και αρτηριακής πίεσης με την χρήση ενός ηλεκτρονικού πιεσόμετρου Omron. Στόχος του συστήματος αυτού ήταν η καταγραφή των σημάτων από τους δύο αισθητήρες ταυτόχρονα και η μελέτη των χαρακτηριστικών που έδωσαν, καθώς αποτελούν βασικά στοιχεία για τον προσδιορισμό της αρτηριακής πίεσης. Για την ακρίβεια χρησιμοποιήθηκαν 34 χαρακτηριστικά των κυματομορφών PPG και δευτερεύων κυματομορφών, όπως PWT. Ο συνδυασμός των χαρακτηριστικών με μετρήσεις που προκύπτουν από τον χρόνο διάδοσης παλμού (PTT) αποτέλεσαν στοιχεία για το εκπαιδευτικό σύστημα ANN (Artificial neural network). Το ANN πρόκειται για ένα τεχνητό νευρωνικό δίκτυο (ANN) βασισμένο σε μορφολογικές παραμέτρους του ίδιου του σήματος PPG για την εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης (BP). Ένα σύστημα που δημιουργήθηκε και από προηγούμενες μελέτες με άλλο αριθμό χαρακτηριστικών για τον ίδιο σκοπό. Τα αποτελέσματα που έφερε η παραπάνω μελέτη εμφάνισαν σφάλματα συγκρίνοντας τα με αντίστοιχες μελέτες και για αυτό εφαρμόστηκε αλγόριθμος για την παράλειψη μη σημαντικών χαρακτηριστικών και την ελαχιστοποίηση σφαλμάτων εκτίμησης ώστε να προσδιοριστούν τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά για αυτές τις εκτιμήσεις. Το βέλτιστο σύνολο χαρακτηριστικών όπως βρέθηκε σε αυτή τη μελέτη περιλάμβανε γενικά χαρακτηριστικά όπως βάρος, ηλικία και φύλο, ορισμένες μετρήσεις PTT και PWV αλλά και ορισμένα μορφολογικά χαρακτηριστικά από την κυματομορφή PPG. Αρκετά χαρακτηριστικά που προτάθηκαν σε αυτή τη μελέτη αναγνωρίστηκαν ως σημαντικά χαρακτηριστικά για τον προσδιορισμό της αρτηριακής πίεσης συμπεριλαμβανομένου του PWV που ελήφθη. Συμπερασματικά η μέθοδος αυτή μπορεί να εφαρμοστεί ως ηλεκτρονικό «γάντι» μέτρησης για εύκολη συνεχή μέτρηση της αρτηριακής πίεσης, αντικαθιστώντας τις αυτόματες ταλαντωμετρικές συσκευές με βάση την περιχειρίδα για μετρήσεις αρτηριακής πίεσης. Το προτεινόμενο σύστημα δεν χρειάζεται μεμονωμένη βαθμονόμηση, απαιτούνται μόνο ορισμένες γενικές προδιαγραφές του χρήστη, όπως βάρος, φύλο, ύψος και ηλικία, με σημαντικό πλεονέκτημα ότι το σύστημα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για συνεχή παρακολούθηση. Ωστόσο, σφάλματα που παρουσιάστηκαν κατά την διάρκεια της

μελέτης αντιμετωπίστηκαν εφαρμόζοντας αλγόριθμους και έπειτα από σύγκριση των αποτελεσμάτων με παρόμοιες μελέτες οδήγησαν στην καλύτερη απόδοση του καινοτόμου αυτού συστήματος αλλά ο αριθμός του πληθυσμού που εφαρμόστηκε δεν ήταν επαρκής σε σύγκριση με άλλες μελέτες. Επομένως χρήζει αναγκαίο να γίνει εφαρμογή της παραπάνω μελέτης σε ένα μεγαλύτερο πληθυσμό και με περισσότερη επαναληψιμότητα .

- Επίσης μια πρωτοποριακή εφαρμογή του χρόνου διάδοσης του παλμού για τον προσδιορισμό της αρτηριακής πίεσης επιτεύχθηκε από τον Ζωγράφο Α. [10], ο οποίος σχεδίασε και υλοποίησε μια φορητή συσκευή για την εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης. Το αντικείμενο της ερευνητικής εργασίας είναι η υλοποίηση φορητής συσκευής όπως προαναφέρθηκε, η οποία καταγράφει και κάνει επεξεργασία δύο βιοσημάτων. Τα βιοσήματα αυτά είναι ένα φωνοκαρδιογράφημα (PCG) και ένα σήμα φωτοπληθυσμογραφίας (PPG). Στην εργασία αυτή σκοπός στην ουσία είναι να υπολογιστεί ο χρόνος που απαιτείται ώστε το σήμα που παράγεται από την καρδιά να φτάσει στο άκρο, δηλαδή τον λεγόμενο χρόνο PAT. Για να επιτευχθεί ο στόχος αυτός χρησιμοποιήθηκαν ένας αισθητήρας PPG η λειτουργία του οποίου βασίζεται στο φως και ένας αισθητήρας PCG του οποίου η λειτουργία βασίζεται στον ήχο. Ο πρώτος αισθητήρας τοποθετήθηκε στο δάχτυλο(αριστερό χέρι) ενός εθελοντή και ο δεύτερος κατασκευάστηκε ως ένα ψηφιακό στηθοσκόπιο τοποθετώντας το στον θώρακα, συγκεκριμένα ακουμπώντας τη διάταξη από την πλευρά του διαφράγματος. Το σύστημα αυτό, αποτελείται από ένα σωλήνα που στην μία άκρη του τοποθετείται λεπτό διάφραγμα και στην άλλη ένα πυκνωτικό μικρόφωνο με φορά προς το εσωτερικό του σωλήνα. Στην συνέχεια κατασκευάστηκε ένα σύνολο κυκλωμάτων, αναλογικών και ψηφιακών, και μια πλακέτα PCB για το σύνολο των κυκλωμάτων με σκοπό την συλλογή πληροφοριών αλλά και λειτουργίας των δύο αισθητήρων. Επίσης προγραμματίστηκε ένας αλγόριθμος με χρήση του Matlab κατάλληλος για δημιουργία γραφημάτων και εντοπισμό των σημείων ενδιαφέροντος των δύο σημάτων στοχεύοντας στον προσδιορισμό του PTT. Πιο συγκεκριμένα ένας αλγόριθμος ο οποίος βρίσκει τα σημεία που συμβαίνει η συστολή της κοιλίας στο PCG σήμα και τις κορυφές του σήματος PPG. Τέλος για τον υπολογισμό του PAT επιλέχθηκε ένα παραμετρικό μοντέλο συσχέτισης του χρόνου διάδοσης παλμού με την αρτηριακή πίεση, συγκεκριμένα το μοντέλο αντίστροφου τετραγώνου. Οι μετρήσεις του PAT έγιναν με την χρήση της συσκευής, και οι μετρήσεις συστολικής πίεσης έγιναν εφαρμόζοντας πιεσόμετρο μπράτσου του εμπορίου, OMRON M6 comfort. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν διαδοχικά με στόχο την ορθή συσχέτιση τους.

Πρόκειται για μια συσκευή πολλά υποσχόμενη για την εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης συσχετίζοντας την με τον χρόνο PAT. Καθώς επίσης θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί σε μια μικρή φορητή συσκευή, η οποία να παρέχει πληθώρα δυνατοτήτων, εκμεταλλευόμενη τα δύο βιοσήματα. Σχετικά με τα βιοσήματα το φωνοκαρδιογράφημα συγκρίνοντας το με το ηλεκτροκαρδιογράφημα που χρησιμοποιείται σε πολλές μελέτες απαιτεί πιο απλό και φθηνό εξοπλισμό για την υλοποίησή του, είναι πιο ασφαλές διότι δεν συνδέεται με ηλεκτρικό τρόπο στον ασθενή και είναι πιο εύκολη η χρήση του διότι δεν χρειάζεται ηλεκτρόδια να τοποθετηθούν στο δέρμα του με αποτέλεσμα να μην περιορίζεται η κίνηση του ατόμου που την χρησιμοποιεί. Επιπλέον ο υπολογισμός του χρόνου PAT δεν επηρεάζεται από παραμέτρους που μπορούν να δημιουργήσουν αποκλίσεις, όπως η ηλεκτρομηχανική καθυστέρηση της

καρδιάς όταν χρησιμοποιείται ΗΚΓ. Παρόλα αυτά, η ανάπτυξη μιας ιατρικής συσκευής όπως αυτή, για να προωθηθεί στην αγορά, πρέπει να λάβει έγκριση από φορέα, υπεύθυνο για την υγεία των καταναλωτών στην εκάστοτε χώρα καθώς επίσης και να συμμετέχει σε κλινικές μελέτες οι οποίες να επιβεβαιώνουν την σωστή λειτουργία της. Η συσκευή αυτή δεν έχει υποστεί τέτοιου είδους τύπου εγκρίσεις ώστε να εξασφαλίζει την χρήση της ως ιατρική συσκευή αλλά πρόκειται για μια συσκευή που μπορεί να τροποποιηθεί σε πολλά στάδια της ώστε να φέρει πιο ακριβές και ολοκληρωμένα αποτελέσματα για την αρτηριακή πίεση.

- Τέλος ένας ακόμα διαδεδομένος μη επεμβατικός τρόπος προσδιορισμού της αρτηριακής πίεσης μέσω του χρόνου διάδοσης παλμού (PPT) είναι η ταυτόχρονη λήψη μετρήσεων από ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) και από ένα ή περισσότερα γραφήματα φωτοπληθυσμογραφίας (PPG) με σκοπό τον προσδιορισμό του χρόνου καθυστέρησης μεταξύ των δύο σημάτων. Οι μετρήσεις αυτές έχει αποδειχτεί από πολλές μελέτες ότι συσχετίζονται με την αρτηριακή πίεση. Βασισμένη στον τρόπο αυτό είναι η μελέτη του Robert C. Block et al. [11], όπου ο προσδιορισμός PPT πραγματοποιήθηκε με την χρήση ΗΚΓ και τριών αισθητήρων PPG, έναν στο αυτί, έναν στο δάχτυλο του χεριού και ένα στο δάχτυλο του ποδιού. Στην μελέτη αυτή συμμετείχαν 32 ενήλικοι εθελοντές (άντρες και γυναίκες) που είχαν ικανότητα μέτριας άσκησης και υλοποιήθηκε στο Γενικό Κέντρο Κλινικής Έρευνας του Πανεπιστημίου του Ρότσεστερ της Νέας Υόρκης. Η επιλογή των εθελοντών έγινε με κάποια κριτήρια (αναγράφονται λεπτομερώς στο άρθρο για την συγκεκριμένη μελέτη) που κρίθηκαν απαραίτητα ώστε να μην φέρουν αντίθετα αποτελέσματα στην μελέτη για τον προσδιορισμό της αρτηριακής πίεσης. Ταυτόχρονα με τα τέσσερα σήματα γινόταν και μέτρηση της αρτηριακής πίεσης μέσω ενός κλασικού πιεσόμετρου περιχειρίδας και η όλη διαδικασία επαναλήφθηκε πριν και μετά από τέσσερις διαφορετικές συνθήκες αλλαγής της αρτηριακής πίεσης. Οι συνθήκες αυτές ήταν οι εξής: ήρεμη αναπνοή για μείωση της αρτηριακής πίεσης (BP), μια αριθμητική μέθοδος (προσθέτοντας διαδοχικά ψηφία ενός 3ψήφιου αριθμού και στη συνέχεια προσθέτοντας το άθροισμα στον αρχικό αριθμό για 2 λεπτά) για αύξηση της πίεσης, μια δοκιμή ψυχρής πίεσης (βυθίζοντας το πόδι σε νερό 4 °C για 2 λεπτά) για αύξηση της πίεσης και κατά την λήψη υπογλώσσιας νιτρογλυκερίνης (χορήγηση δισκίου 0,4 mg κάτω από τη γλώσσα) για μείωση της συστολικής πίεσης αλλά όχι μεταβολή της διαστολικής. Μεταξύ των παρεμβάσεων σημειώθηκαν πέντε λεπτά περίοδοι ανάρρωσης. Στην συνέχεια με βάση προηγούμενες μελέτες επικρατεί ότι ο χρόνος PPT είναι η χρονική καθυστέρηση μεταξύ του κύματος R της κυματομορφής ΗΚΓ και του επακόλουθου κάτω μέρους ή κορυφής της κυματομορφής PPG. Στην πραγματικότητα αυτή η χρονική καθυστέρηση είναι ο χρόνος άφιξης παλμού (PAT), όπως έχει εξηγηθεί και στην παράγραφο 2.2.1 του χρόνου διάδοσης παλμού παραπάνω. Ομοίως, η χρονική καθυστέρηση μεταξύ ενός ζεύγους κυματομορφών PPG είναι τεχνικά μια διαφορά μεταξύ δύο PPT η οποία δίνει πολύ σημαντικές πληροφορίες. Συνεπώς στην συγκεκριμένη μελέτη έγινε προσδιορισμός έξι διαφορετικών χρόνων διάδοσης παλμού (PPT) ως ο χρόνος καθυστέρησης μεταξύ του κύματος R του ΗΚΓ και του κάτω μέρους των κυμάτων PPG στο αυτί (PAT αυτιού), στο δάχτυλο του ποδιού (PAT δακτύλου) και στο δάχτυλο του χεριού. Οι άλλοι τρεις προσδιορισμοί πραγματοποιήθηκαν ως οι χρόνοι καθυστέρησης μεταξύ του κύματος PPG που προκύπτει από τον αισθητήρα του αυτιού και του ποδιού, μεταξύ του αυτιού και του

δαχτύλου του χεριού και μεταξύ δαχτύλου του χεριού και δαχτύλου του ποδιού. Οι χρόνοι καθυστέρησης του κύματος R από τα κύματα PPG υπολογίστηκαν λαμβάνοντας υπόψιν και τις κορυφές των κυμάτων PPG.

Το αποτέλεσμα της μελέτης έδειξε ότι ο χρόνος PAT του δακτύλου του ποδιού (η χρονική καθυστέρηση μεταξύ του κύματος R ΗΚΓ και του επακόλουθου ποδιού της κυματομορφής PPG του δακτύλου) ήταν ο καλύτερος χρόνος στην παρακολούθηση των αλλαγών της αρτηριακής πίεσης. Ωστόσο, ενώ το εύρος της μελέτης όσο αναφορά την ποικιλία εθελοντών και συνθηκών πίεσης ήταν σχετικά μεγάλο σε σύγκριση με παρόμοιες μελέτες δεν ήταν επαρκές σε σύγκριση με τα τυποποιημένα πρωτόκολλα. Δεύτερον, οι παρεμβάσεις προκάλεσαν αισθητή αλλαγή στη συστολική και διαστολική αρτηριακή πίεση αλλά όχι τόσο όσο αναμενόταν. Τρίτον, αν και στο 25% της μελέτης συμμετείχαν υπερτασικοί εθελοντές, τα άτομα είχαν την αρτηριακή τους πίεση υπό έλεγχο κατά μέσο όρο. Τέταρτον, η επίδραση των φαρμάκων στα αποτελέσματα δεν αξιολογήθηκε. Συμπερασματικά, ο συγκεκριμένος χρόνος του δακτύλου μπορεί να είναι ένας ανώτερος δείκτης αλλαγών στη συστολική πίεση αλλά υπάρχουν παράγοντες που επηρεάζουν και περιορίζουν την συσχέτιση του με την αρτηριακή πίεση, όπως ο χρόνος PEP που συμπεριλαμβάνεται σε αυτόν. Έτσι, η μελέτη αυτή, χρήζει καινοτόμες τεχνικές PTT για τη βελτίωση της συσχέτισης με την BP μέσω νέων αισθητήρων ή/και ανιχνεύσεων κυματομορφής.

2.3 Αισθητήρες

Για τον προσδιορισμό φυσικών παραμέτρων που σχετίζονται με την υγεία του ανθρώπου χρησιμοποιούνται αισθητήρες, οι οποίοι καταγράφουν σήματα, από ηλεκτρικά μέχρι βιοχημικά, ανάλογα με την παράμετρο που χρειάζεται να παρακολουθηθεί. Σύμφωνα με αυτές τις παραμέτρους υπάρχουν αισθητήρες που σχετίζονται με τον καρδιακό παλμό, την αρτηριακή πίεση, την μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου (SPO₂) το ρυθμό αναπνοής, κλπ. Από τους πιο διαδεδομένους αισθητήρες για την εξαγωγή σημάτων είναι: το ηλεκτροκαρδιογράφημα, το παλμικό οξύμετρο, ο γαλβανικός δερματικός αισθητήρας και αισθητήρες κίνησης όπως το επιταχυνσιόμετρο. Στην συγκεκριμένη κατασκευή, η οποία στοχεύει στον προσδιορισμό του χρόνου διάδοσης παλμού και συνεπώς σχετίζεται με την αρτηριακή πίεση θα γίνει χρήση δύο αισθητήρων: τον αισθητήρα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (Electrocardiogram-ECG) και του αισθητήρα φωτοπληθυσμογραφίας (Photoplethysmogram-PPG).

2.3.1 Αισθητήρας Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ)

Η πιο διαδεδομένη μέθοδος καταγραφής της ηλεκτρικής δραστηριότητας του συστήματος της καρδιάς είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ). Η καταγραφή γίνεται μέσω ηλεκτροδίων-αισθητήρων που τοποθετούνται στο δέρμα του ανθρώπου και μέσω ενός συστήματος καλωδίων συνδέονται σε μία συσκευή καταγραφής-παρακολούθησης. Σκοπός του ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι η παρακολούθηση του ρυθμού της καρδιάς αλλά και της λειτουργίας της. Έχει παρατηρηθεί ότι κατά την συστολή των θαλάμων της καρδιάς εξωτερικά κύτταρα, τα οποία περικλείουν το μυοκάρδιο, κάνουν το φορτίο πιο αρνητικό σε σύγκριση με τις περιοχές εκ πόλωσης και επαναπόλωσης που παραμένουν θετικά φορτισμένες. Συνεπώς το δίπολο

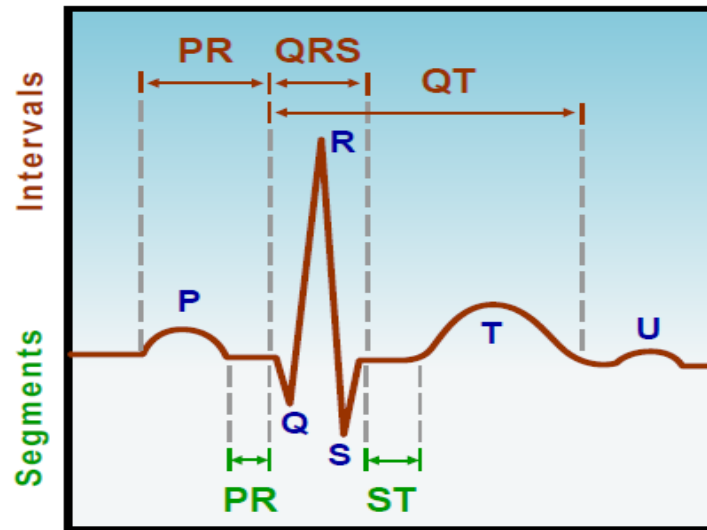
της καρδιάς αποτελείται από θετικά και αρνητικά φορτισμένες περιοχές δημιουργώντας διαφορετικά δυναμικά, τα οποία καταγράφονται από τα ηλεκτρόδια του ΗΚΓ.

Το ΗΚΓ όπως αναφέρθηκε παρουσιάζει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς και αναπαρίσταται ως μια σειρά από ευδιάκριτες κυματομορφές σε επαναλαμβανόμενους κύκλους. Ένα P-QRS-T σύμπλοκο αντιστοιχεί σε ένα καρδιακό παλμό, αποτελώντας έτσι ένα καρδιακό κύκλο, όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.6 [1].

- Το κύμα P αναπαριστά την εκπόλωση και συστολή των κόλπων της καρδιάς. Ένα φυσιολογικό κύμα P είναι μικρό, καμπυλωτό και με κατεύθυνση προς τα επάνω. Λόγο του μικρού μεγέθους τους και της πραγματοποίησης τους κατά την διάρκεια της εκπόλωσης των κοιλιών μπορεί να μην είναι ορατά στο ΗΚΓ [1].
- Το QRS σύμπλοκο αναπαριστά την εκπόλωση και συστολή των κοιλιών [1].
- Το κύμα T αναπαριστά την τελική επαναπόλωση των κοιλιών. Ένα φυσιολογικό τέτοιο κύμα έχει μορφή καμπύλης και χωρίς συμμετρία. Υπάρχουν και μικρά U κύματα τα οποία ακολουθούν το κύμα T και δεν είναι εύκολα διακριτά στο ΗΚΓ. Τα κύματα αυτά είναι μέρος της τελικής επαναπόλωσης των κοιλιών και έχουν κατεύθυνση προς τα επάνω αν είναι φυσιολογικά και ανεστραμμένη κατεύθυνση όταν είναι μη φυσιολογικά [1].

Μεταξύ των κυμάτων ενός ΗΚΓ δημιουργούνται διαστήματα και τμήματα τα οποία αναπαριστούν τον χρόνο, Εικόνα 2.6. Τα διαστήματα ορίζονται ως εκείνα που συμπεριλαμβάνουν κύματα και τα τμήματα ορίζονται τα διαστήματα (γραμμές) μεταξύ των κυμάτων. Το μήκος αυτών διαστημάτων σχετίζεται από τον ρυθμό της εκπόλωσης της καρδιάς. Τα διαστήματα που προκύπτουν είναι τα εξής:

- Το PR διάστημα, όπου είναι ο χρόνος από την αρχή που εκπολώνεται ο κόλπος, κύμα P, μέχρι την στιγμή που ξεκινά να εκπολώνεται η κοιλία, σύμπλοκο QRS. Αναπαριστά την εξάπλωση της εκπόλωσης του κύματος από τον φλεβόκομβο (SA node), συμπεριλαμβάνοντας και τον κολλοκοιλιακό κόμβο (AV node). Ένα φυσιολογικό PR διάστημα διαρκεί από 120 έως 200 ms [1].
- Το PR τμήμα είναι ο χρόνος μεταξύ κοιλιακής και κοιλιακής εκπόλωσης [1].
- Το QRS διάστημα είναι ο χρόνος που απαιτείται από τις κοιλίες να εκπολωθούν. Συγκεκριμένα είναι ο χρόνος από την αρχή του σύμπλοκου QRS μέχρι την κορυφή του κύματος R αναπαριστώντας την εκπόλωση από το ενδοκάρδιο στρώμα έως την επικαρδιακή επιφάνεια. Ένα τέτοιου είδους φυσιολογικό διάστημα έχει διάρκεια 120 ms ή λιγότερο [1].
- Το ST τμήμα αναπαριστά την στιγμή που η κοιλία σταματά να εκπολώνεται (τέλος QRS) και την αρχή της επαναπόλωσης των κοιλιών (ξεκίνημα T κύματος). Ένα φυσιολογικό ST τμήμα είναι επίπεδο από άποψη μορφής [1].
- Το QT διάστημα, είναι το διάστημα που οι κοιλίες έχουν εκπολωθεί και φτάνουν σε κατάσταση ηρεμίας. Το διάστημα αυτό διαρκεί τουλάχιστον τον μισό χρόνο από όσο διαρκούν δύο συνεχόμενα κύματα R και κυμαίνεται από 340 έως 440 ms [1].



Εικόνα 2.6 Απεικόνιση φυσιολογικού ΗΚΓ και των διαστημάτων που το αποτελούν [1].

Όπως προαναφέρθηκε το ΗΚΓ παρέχει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς μεταξύ δύο πόλων, ενός θετικού (+) και ενός αρνητικού (-). Οι κατευθύνσεις πάνω και κάτω από την γραμμή αναφοράς αναπαριστούν την κατεύθυνση στην οποία ένα εκ πολωμένο κύμα προωθείται μέσω ενός ηλεκτροδίου. Η γραμμή αναφοράς χαρακτηρίζεται και ως ισοηλεκτρική γραμμή, αποτελώντας σημείο αναφοράς του ΗΚΓ. Ένα εκ πολωμένο κύμα κινείται προς τα δεξιά κατά μήκος γραμμής μέσω των ηλεκτροδίων που παράγουν διφασική κατεύθυνση (θετική και αρνητική). Η διφασική κατεύθυνση είναι περισσότερο θετική εάν το κύμα κινείται προς ένα πιο θετικό ηλεκτρόδιο και περισσότερο αρνητική αν το κύμα κινείται προς ένα αρνητικό ηλεκτρόδιο. Το πλάτος του κύματος είναι αυτό που καθορίζει το ύψος ή την ένταση της κατεύθυνσης. Το QRS σύμπλοκο είναι ψηλότερο από το P κύμα, επειδή οι μύες των κοιλιών παράγουν περισσότερη τάση από αυτή των κόλπων [1].

Το καρδιακό δίπολο συμπεριφέρεται σαν ένα διάνυσμα με κατεύθυνση και πλάτος το οποίο μετριέται σε τάση. Οι κινήσεις του δίπολου αυτού καταγράφονται από διαφορετικές οπτικές γωνίες με την χρήση ενός συστήματος δώδεκα καναλιών . Κάθε παρακολούθηση από διαφορετική οπτική γωνία εξάγει αυτόχθονες κυματομορφές, εξαιτίας αυτών εντοπίζονται αρρυθμίες αλλά και επιτυγχάνονται διαγνώσεις καρδιακών παθήσεων. Οι κυματομορφές αυτού του συστήματος των δώδεκα καναλιών προσδιορίζουν τις διαφορές ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς. Επομένως τα κανάλια αυτά είναι δώδεκα κανάλια διαφοράς τάσης, τα οποία υπολογίζονται με την χρήση συνδυασμού δέκα ηλεκτροδίων. Τα τέσσερα από αυτά τοποθετούνται στα άκρα των ασθενών και τα υπόλοιπα έξι επιφάνηκα και κατά μήκος της καρδιάς στον θώρακα του ασθενούς. Τα τέσσερα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στα άκρα του ασθενούς, δεξί και αριστερό χέρι και αριστερό πόδι δημιουργούν συνδυασμούς ώστε να προκύψουν τα έξι από τα δώδεκα κανάλια. Τα κανάλια αυτά είναι διπολικά, συνεπώς κάθε κανάλι προκύπτει από τον συνδυασμό δύο ηλεκτροδίων αντίθετης πολικότητας, ενός θετικού και ενός αρνητικού πόλου. Οι συνδυασμοί είναι γνωστοί ως το τρίγωνο του Einthoven. Το τρίγωνο του Einthoven είναι ένα θεωρητικό ανεστραμμένο ισόπλευρο τρίγωνο στο οποίο το κέντρο βρίσκεται η καρδιά και κάθε πλευρά του αντιστοιχεί σε ένα κανάλι. Κάθε

κανάλι έχει συγκεκριμένη κατεύθυνση, η οποία προκύπτει από την πρόσθεση ή την αφαίρεση των τάσεων μεταξύ δύο ηλεκτροδίων. Το άθροισμα των δυναμικών τάσεων ισούται με το μηδέν. Προκύπτουν δύο είδη συνδυασμών, οι συμβατικοί και οι επιπρόσθετοι, Εικόνα [1].

Οι συμβατικοί συνδυασμοί προκύπτουν από τον συνδυασμό ενός αρνητικού και ενός θετικού ηλεκτροδίου και είναι οι εξής [1]:

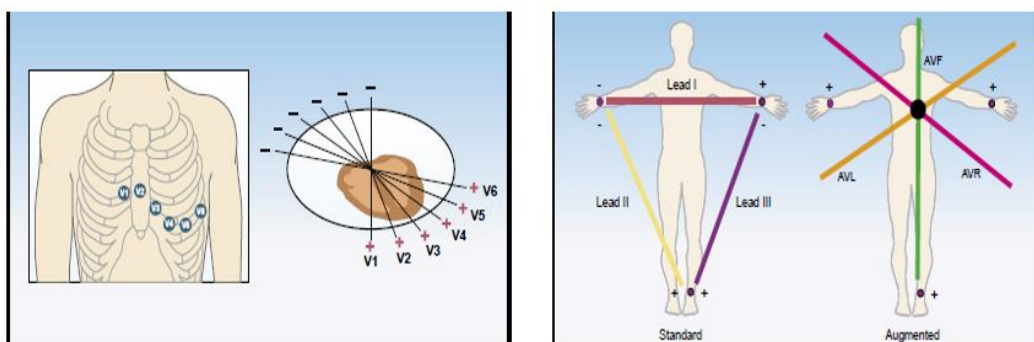
- Κανάλι I, διαφορά δυναμικού μεταξύ αριστερού και δεξιού χέρι, όπου το αριστερό χέρι έχει θετική πολικότητα και το δεξί αρνητική.
- Κανάλι II, διαφορά δυναμικού μεταξύ αριστερού χέρι και αριστερού ποδιού, όπου το δεξί χέρι έχει αρνητική πολικότητα και το αριστερό πόδι θετική.
- Κανάλι III, διαφορά δυναμικού μεταξύ αριστερού χεριού και αριστερού ποδιού, όπου το αριστερό χέρι έχει αρνητική πολικότητα και το αριστερό πόδι θετική.

Οι επιπρόσθετοι συνδυασμοί προκύπτουν από τους συμβατικούς συνδυασμούς οι οποίοι χρησιμοποιούν το ακροδέκτη του κέντρου του Goldberger ως τον αρνητικό τους πόλο. Σε αυτούς του συνδυασμούς το ένα ηλεκτρόδιο είναι θετικό και τα άλλα δυο αρνητικά. Τα κανάλια που προκύπτουν είναι τα εξής [1]:

- AVR, το δεξί χέρι είναι θετικά φορτισμένο, το αριστερό χέρι και πόδι αρνητικά.
- AVL, το αριστερό χέρι είναι αρνητικά φορτισμένο, το δεξί χέρι και αριστερό πόδι αρνητικά.
- AVF, το αριστερό πόδι είναι θετικά φορτισμένο, το αριστερό και δεξί χέρι αρνητικά φορτισμένα.

Τα υπόλοιπα έξι κανάλια προκύπτουν από τα έξι ηλεκτρόδια θώρακος. Τα κανάλια αυτά χαρακτηρίζονται ως επικαρδιακά, διότι τοποθετούνται στον θώρακα του ασθενή επικαλύπτοντας όλη την καρδιά στην φυσιολογική ανατομική θέση. Επίσης τα κανάλια αυτά είναι μονοπολικά, το κάθε ηλεκτρόδιο είναι θετικά φορτισμένο. Το σημείο αναφοράς αρνητικού πόλου είναι η μέση τιμή του αριστερού χεριού, δεξιού χεριού και αριστερού ποδιού. Τα κανάλια αυτά είναι [1] :

- Κανάλια V1 και V2 τα οποία καλύπτουν την δεξιά κοιλία.
- Κανάλια V3 και V4 τα οποία καλύπτουν το ενδοκοιλιακό διάφραγμα.
- Κανάλια V5 και V6 τα οποία καλύπτουν την αριστερή κοιλία.



Εικόνα 2.7 Θέση ηλεκτροδίων στο ανθρώπινο σώμα και τα κανάλια που προκύπτουν από τον συνδυασμό αυτών [1].

Λαμβάνοντας υπόψιν όλα όσα αναφέρθηκαν παραπάνω γίνεται αντιληπτό ότι το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι το μέσο προσδιορισμού και υπολογισμού του ρυθμού της καρδιάς. Ο καρδιακός ρυθμός μετράει τον χρόνο ανά λεπτό στον οποίο η καρδιά συστέλλεται ή χτυπά (beat per minute-bpm). Ο καρδιακός ρυθμός είναι από τις βασικότερες ένδειξης για την σωστή λειτουργία της καρδιάς καθώς αλλαγές σε αυτόν μπορεί να οδηγήσουν στη διάγνωση διάφορων παθήσεων. Υπό φυσιολογική δραστηριότητα και ψυχολογική ανταπόκριση, ένας ενήλικας έχει σφίξεις 60 έως 100 ανά λεπτό. Σε ένα φυσιολογικό καρδιακό ρυθμό οι καρδιακές σφίξεις μπορούν να προσδιοριστούν ως η διαφορά μεταξύ δύο R κορυφών σε ένα ΗΚΓ και για τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού σε bpm χρησιμοποιείται η εξής φόρμουλα [1]:

$$\text{ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΡΥΘΜΟΣ} = \frac{60.000}{\text{RR ΔΙΑΣΤΗΜΑ}}$$

2.3.2 Αισθητήρας Φωτοπληθυσμογραφίας (PPG)

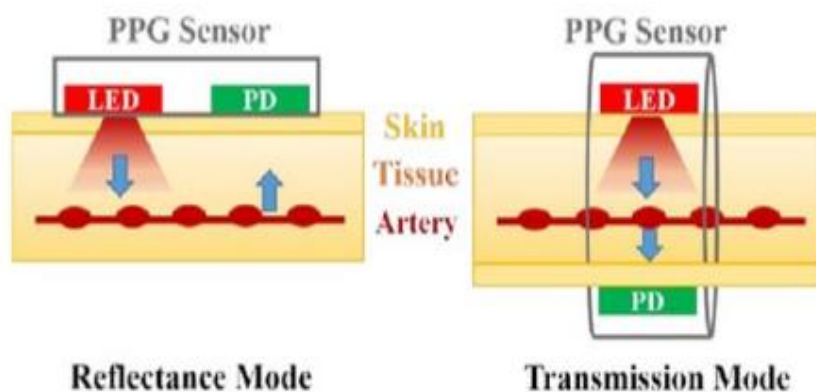
Η φωτοπληθυσμογραφία (PPG) αποτελεί μια σύγχρονη και ενδιαφέρον τεχνική της βιοϊατρικής τεχνολογίας, καθώς σε συνδυασμό με κυματομορφές που σχετίζονται με τον καρδιακό παλμό δίνει χρήσιμες πληροφορίες σε διαγνωστικό επίπεδο και με τρόπο μη επεμβατικό. Ένας αισθητήρας φωτοπληθυσμογραφίας (PPG) σε οποιαδήποτε πειραματική τεχνική και αν και χρησιμοποιηθεί έχει συγκεκριμένη αρχή λειτουργίας. Αποτελείται από μια πηγή φωτός και συγκεκριμένα από διόδους εκπομπής φωτός (LED), η λειτουργία των οποίων είναι να φωτίσουν έναν ιστό σε συγκεκριμένο σημείο του ανθρώπινου σώματος. Το φως με την σειρά του είτε διαπερνά τον ιστό είτε ανακλάται από αυτόν και στην συνέχεια ανιχνεύεται από έναν αισθητήρα φωτός, μια φωτοδίοδο. Το σήμα που προκύπτει, γνωστό ως φωτοπληθυσμογραφία (PPG), είναι η μέτρηση στις αλλαγές φωτός που έρχονται σε επαφή με τον ιστό. Σύμφωνα με διάφορες παρατηρήσεις που έχουν προκύψει από πολλά πειράματα, έχει υποστηριχτεί η άποψη ότι η ένταση φωτός που καταγράφεται από τον ανιχνευτή σχετίζεται αντιστρόφως με τον όγκο του αίματος στον συγκεκριμένο ιστό. Ως αποτέλεσμα σε αυτή την τεχνική μέτρησης φωτός να είναι βασισμένη η αρχή οξυμετρίας. Σύμφωνα με την οποία προσδιορίζεται η ποσότητα του φωτός που απορροφάται ή αντανακλάται από το αίμα και συγκεκριμένα το ποσοστό αιμοσφαιρίνης κορεσμένη από οξυγόνο (SpO₂). Συνήθως στις συσκευές οξυμετρίας κατά την χρήση τέτοιων αισθητήρων χρησιμοποιείται φως μήκους κύματος 940 nm (υπέρυθρο) και 625 nm (κόκκινο), συχνότητες οι οποίες μπορούν να απορροφηθούν από το αίμα [7].

Όπως έχει αναφερθεί στον αισθητήρα φωτοπληθυσμογραφίας (PPG) το φως που ανιχνεύεται από τη φωτοδίοδο μπορεί να διαπεράσει τον ιστό ή ανακλαστεί από αυτόν, ανάλογα με τη διαμόρφωση του αισθητήρα. Συνεπώς υπάρχουν δύο τρόποι λειτουργίας της φωτοπληθυσμογραφίας και κατ' επέκταση της παλμικής οξυμετρίας και η διαφορά τους σχετίζεται με την θέση του ανιχνευτή στο ανθρώπινο σώμα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.8. Οι δύο τρόποι λειτουργίας της φωτοπληθυσμογραφίας περιγράφονται ως εξής [7]:

- Στον τύπο λειτουργίας που το φως διαπερνά τον ιστό τα δύο LED (κόκκινο και υπέρυθρο) βρίσκονται σε αντίθετη θέση με τον ανιχνευτή φωτός και με τον ιστό του σώματος τοποθετημένο ανάμεσά τους. Ο συγκεκριμένος τρόπος φωτοπληθυσμογραφίας

πραγματοποιείται ως εξής: οι πηγές φωτός (LED) εκπέμπουν φως το οποίο διέρχεται μέσα από τα αγγεία αίματος του συγκεκριμένου ιστού στην περιοχή του σώματος που είναι τοποθετημένος ο αισθητήρας. Ένα μέρος του εκπεμπόμενου φωτός διαπερνά τον ιστό και απορροφάται ενώ το υπόλοιπο λαμβάνεται από τον ανιχνευτή. Έτσι παράγεται ένα σήμα το οποίο εκφράζει την ένταση φωτός που μεταδίδεται μέσα από τον ιστό. Η αντίστροφη σχέση της έντασης με το φως στον συγκεκριμένο τρόπο μπορεί να εξηγηθεί εύκολα καθώς ο ιστός είναι πιο εύκολα διαπερατός σε σχέση με το αίμα, με αποτέλεσμα να περνάει λιγότερο φως από τον ιστό οδηγούμενο στον φωτοανιχνευτή όταν αυξάνεται ο όγκος του αίματος στην περιοχή μέτρησης και το αντίστροφο. Αυτού του είδους αισθητήρα λόγω του τρόπου κατασκευής του δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε αρκετά σημεία του σώματος και γι' αυτό κατά προτίμηση τοποθετείται στην περιοχή του αυτιού ή του δαχτύλου. Ωστόσο αποτελεί αντικείμενο χρήσης σε κλινική εφαρμογή λόγω της εύκολης χρήσης του αλλά και απλής ανάλυσης του σήματος.

- Στον τρόπο λειτουργίας ανάκλασης του φωτός οι πηγές φωτός (LED) και ο φωτοανιχνευτής βρίσκονται στην ίδια επιφάνεια, το ένα δίπλα στο άλλο. Σε αυτό τον μηχανισμό το φως που εκπέμπεται από τις πηγές φωτός (LED) διέρχεται μέσα από τον ιστό. Έπειτα περνώντας μέσα από τα αγγεία του αίματος ανακλάται από τα οστά και ξαναπερνά από τον ιστό. Με τον τρόπο αυτό σημαντική ποσότητα φωτός ανακλάται και ανιχνεύεται από την φωτοδίοδο. Συνεπώς απαιτείται μεγαλύτερη ποσότητα φωτός άρα και περισσότερες πηγές για να μην χαθεί το ανακλώμενο φως. Το σήμα που προκύπτει έχει λιγότερο θόρυβο σε σχέση με τον πρώτο τρόπο φωτοπληθυσμογραφίας. Επίσης σε αυτούς τους αισθητήρες είναι λιγότερο προφανές η διατήρηση της σχέσης μεταξύ της ισχύς του εκπεμπόμενου φωτός και του όγκου του αίματος αλλά λόγω της κατασκευής τους μπορούν πιο εύκολα να τοποθετηθούν σε διάφορες ανατομικές θέσεις. Με αποτέλεσμα οι αισθητήρες ανάκλασης να υποστηρίζονται από πολλές πειραματικές εφαρμογές, διότι έχουν ευελιξία χρήσης, όπως φορητές συσκευές, λόγω της άνετης χρήσης τους για συνεχόμενη παρακολούθηση του καρδιακού ρυθμού (HR) και κορεσμού του οξυγόνου (SpO₂).



Εικόνα 2.8 Δύο τρόποι παλμικής οξυμετρίας , μετάδοση και ανάκλαση [7].

Το σήμα που λαμβάνεται με την τεχνική της φωτοπληθυσμογραφίας (PPG) διαθέτει δύο παράγοντες το << εναλλασσόμενο ρεύμα>>(AC) και το <<συνεχές ρεύμα>> (DC). Ο παράγοντας του εναλλασσόμενου ρεύματος (AC) προκύπτει από απορρόφηση λόγω των καρδιακών αλλαγών στον

όγκο του αίματος, με αποτέλεσμα την αναπαράσταση του αρτηριακού αίματος. Η συχνότητα του κυμαίνεται κοντά στο 1Hz και εξαρτάται από τον καρδιακό παλμό. Ο δεύτερος παράγοντας του συνεχές ρεύματος (DC) προέρχεται από την απορρόφηση συστατικών με χαμηλότερη συχνότητα που αποδίδονται στην αναπνοή, στην δραστηριότητα του συμπαθητικού νευρικού συστήματος και στην θερμορύθμιση του οργανισμού. Συνεπώς το στοιχείο αυτό είναι αποτέλεσμα απορρόφησης μη αρτηριακού αίματος, φλεβικού αίματος και από διασπορά και απορρόφησης σε άλλους ιστούς.

Συνεπώς γίνεται εύκολα κατανοητό ότι το ρεύμα AC του σήματος της φωτοπληθυσμογραφίας είναι άμεσα συνδεδεμένο με τον καρδιακό κύκλο. Συγκεκριμένα από την στιγμή που το ρεύμα AC είναι αποτέλεσμα απορρόφησης των αλλαγών στον όγκο του αίματος, η κυματομορφή που προκύπτει αναπαριστά πληροφορίες σχετικές με την συστολική και διαστολική φάση της καρδιάς. Τα κύματα του σήματος PPG σύμφωνα με αρκετές μελέτες έχουν ως κοινό χαρακτηριστικό τους ότι αποτελούνται από κοιλιάδες και κορυφές. Η σχέση που προκύπτει από την γραφική αναπαράσταση του σήματος PPG με τον καρδιακό κύκλο είναι η εξής: Στην φάση της συστολής όπου οι κοιλίες ωθούν το αίμα έξω από αυτές είναι προφανές πως ο όγκος του αίματος είναι αυξημένος και αυτό έχει ως αποτέλεσμα η μετάδοση φωτός μέσα από τα αγγεία να είναι πιο δύσκολη άρα και η ποσότητα που ανιχνεύεται από την φωτοδίοδο είναι λιγότερη. Η συγκεκριμένη φάση αντικατοπτρίζεται στο σήμα PPG ως ένα ελάχιστο με την μορφή κοιλιάδας. Από την άλλη η φάση της διαστολής της καρδιάς αντικατοπτρίζεται από ένα κύμα που ξεκινά από ένα ελάχιστο και καταλήγει σε μια κορυφή. Η μορφή του κύματος αυτού οφείλεται στο ότι στην φάση διαστολής ο όγκος του αίματος μειώνεται και συνεπώς το φως που ανιχνεύεται είναι περισσότερο άρα και ο παλμός είναι μεγαλύτερος. Επίσης στην αναπαράσταση του σήματος είναι διακριτή μια μικρή κορυφή με φορά προς τα κάτω μεταξύ της συστολικής και διαστολικής φάσης. Το κύμα αυτό ονομάζεται αορτική εκπομπή καθώς οφείλεται στο κλείσιμο της αορτικής βαλβίδας. Έτσι προκύπτει η κυματομορφή του σήματος PPG, η οποία ποικίλλει ανάλογα με τη θέση στην οποία είναι συνδεδεμένος ο αισθητήρας [7].

3 Μεθοδολογία

Έχοντας υπόψιν όσα αναφέρθηκαν στα παραπάνω κεφάλαια, για το προσδιορισμό του ΡΤΤ εφαρμόστηκε ο δεύτερος τρόπος υπολογισμού όπως αναφέρεται στο κεφάλαιο 2 στην παράγραφο 2.1.2, δηλαδή χρησιμοποιήθηκε ένα σύστημα μέτρησης την καρδιάς, συγκεκριμένα το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG) και ένα σύστημα φωτοπληθυσμογραφίας (PPG). Για να επιτευχθεί ο στόχος χρειάστηκε να χρησιμοποιηθούν μέσα τα οποία μπορούν να βρουν εφαρμογή σε ερευνητικό πεδίο αλλά και να δώσουν την δυνατότητα περαιτέρω μελέτης ώστε το σύστημα που θα προκύψει να μπορέσει να αναπτυχθεί ως σύγχρονη φορητή συσκευή το οποίο θα μπορούσε να αντικαταστήσει το κλασικό πιεσόμετρο. Τα μέσα που χρησιμοποιήθηκαν είναι μια πλακέτα που διαθέτει δύο αισθητήρες ένα ECG και ένα PPG. Πρόκειται για την πλακέτα της ProtoCentral, MAX86150 Breakout με βασικό ολοκληρωμένο το MAX86150 της MAXIM. Επίσης απαραίτητη για την κατασκευή του συστήματος είναι μια πλακέτα Arduino UNO με την οποία και θα συνδεθεί η πλακέτα της ProtoCentral αλλά και να δημιουργηθεί ένας κώδικας τέτοιος ώστε να ληφθούν τα στοιχεία που είναι απαραίτητα για τον προσδιορισμό του ΡΤΤ. Παρακάτω θα παρουσιαστούν τα μέσα που χρησιμοποιήθηκαν για την υλοποίηση του συστήματος αλλά και η μεθοδολογία που εφαρμόστηκε.

3.1 Η πλακέτα με τους αισθητήρες μέτρησης ECG και PPG:

Η πλακέτα που διαθέτει και τους δύο αισθητήρες όπως προαναφέρθηκε είναι της εταιρίας ProtoCentral και ονομάζεται MAX86150 Breakout με βασικό ολοκληρωμένο το MAX86150 της MAXIM. Η πλακέτα απεικονίζεται παρακάτω, Εικόνα 3.1.

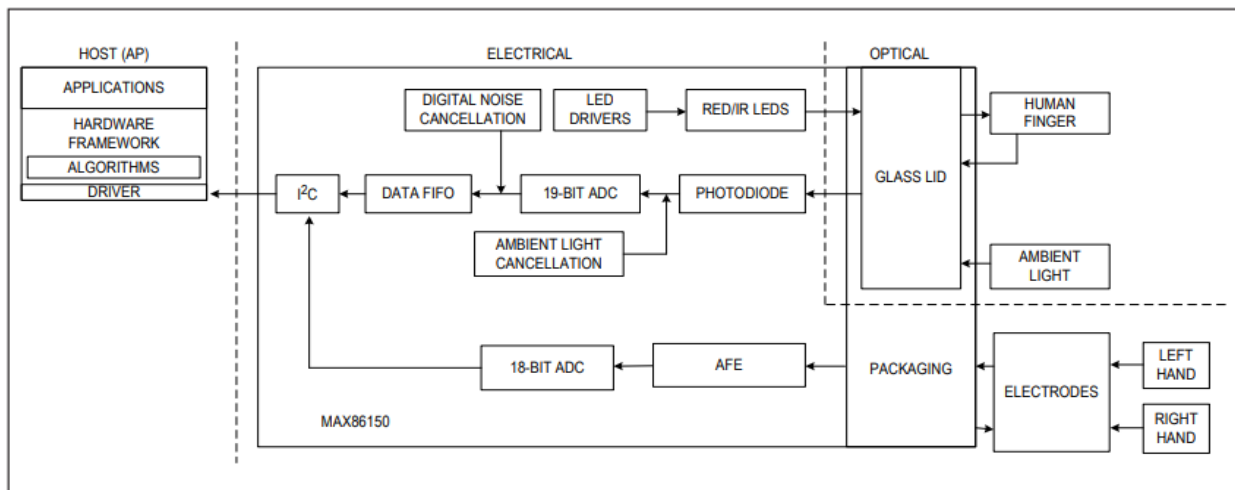


Εικόνα 3.1 Πλακέτα ProtoCentral MAX86150

Το ολοκληρωμένο MAX86150 είναι κατασκευασμένο με τέτοιο τρόπο ώστε να παρέχει την μέτρηση τριών ζωτικών παραμέτρων. Συγκεκριμένα στην ίδια πλακέτα βρίσκονται μια διάταξη για Ηλεκτροκαρδιογράφημα, ένα οπτικό παλμικό οξύμετρο και ένας οπτικός αισθητήρας καρδιακού παλμού. Συνεπώς ενσωματώνει το φωτοπληθυσμογράφημα (PPG) και το παλμικό οξύμετρο (SPO2), το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG) και τη μονάδα αισθητήρα καρδιακού παλμού (Heart Rate-HR) στο ίδιο μικροκύκλωμα, παρουσιάζεται απλοποιημένο διάγραμμα της πλακέτας στην Εικόνα 3.2. Χρησιμοποιώντας αυτή την πλακέτα το σήμα PPG λαμβάνεται με οπτική μέτρηση των αλλαγών στον όγκο του αίματος μέσω της επιφάνειας του δέρματος, ακουμπώντας κάποιο

δάχτυλο πάνω στον φωτοαισθητήρα που διαθέτει η πλακέτα, ενώ η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς ανιχνεύεται με τον αισθητήρα Ηλεκτροκαρδιογραφήματος είτε με την χρήση ηλεκτροδίων που συνδέονται στην πλακέτα μέσω βύσματος Qwiic είτε με την επαφή ενός δαχτύλου στον αισθητήρα καρδιακού παλμού. Επίσης η πλακέτα περιλαμβάνει δύο διόδους εκπομπής φωτός(LED), φωτοανιχνευτές, ανιχνευτή παλμού, ηλεκτρονικά χαμηλού θορύβου με σκοπό την απόρριψη φωτός από το περιβάλλον αλλά και διάφορων παρεμβολών που προέρχονται από το άτομο. Το MAX86150 λόγω των χαρακτηριστικών που διαθέτει αλλά και του προτερήματος του να παρέχει σήματα για διάφορες ζωτικές παραμέτρους μέσω ενός ολοκληρωμένου το καθιστά δυνατό στην ενσωμάτωση του σε κινητές συσκευές και συσκευές που μπορούν να φορευθούν [12], [13] .

Η τάση στην οποία λειτουργεί το ολοκληρωμένο MAX86150 είναι της τάξης των 1.8V. Ωστόσο διαθέτει και ξεχωριστή τάση τροφοδοσίας για τα LED που συμπεριλαμβάνει στο εσωτερικό του, στα 3.3V. Επίσης έχει ενσωματωμένη μνήμη τύπου FIFO(First Input -First Output). Οι ρυθμίσεις αυτού του ολοκληρωμένου πραγματοποιούνται από καταχωρητές λογισμικού και τα ψηφιακά δεδομένα αποθηκεύονται σε 32-Deep FIFO μνήμη μέσα στη συσκευή όπου η προέλευση τους εξαρτάται από ποια στοιχεία έχουν προέλθει (κόκκινο LED, υπέρυθρο LED ή ΗΚΓ). Κάθε στοιχείο λαμβάνει τρία byte της μνήμης. Η μνήμη αυτή επιτρέπει στο MAX86150 να συνδεθεί με μικροελεγκτή ή επεξεργαστή σε δίαυλο κοινής χρήσης, όπου το διάβασμα των δεδομένων δεν γίνεται συνεχώς από τους καταχωριστές του. Τέλος σημειώνεται ότι τα δείγματα κάθε υποσυστήματος (ECG-PPG) επιλέγονται από διαφορετικούς καταχωρητές, αλλά ο ρυθμός δειγματοληψίας του συστήματος φωτοπληθυσμογραφίας από προεπιλογή είναι προγραμματισμένος όπως του ηλεκτροκαρδιογραφήματος [7], [13]. Η εσωτερική διάταξη των αισθητήρων ECG και PPG στην πλακέτα απεικονίζεται στην Εικόνα 3.3.



Εικόνα 3.2 Απλοποιημένο διάγραμμα της πλακέτας MAX86150(Πηγή)⁴

Τα βασικά χαρακτηριστικά αλλά και προτερήματα του ολοκληρωμένου είναι ότι διαθέτει [13]:

⁴ ANALOG DEVICES, www.analog.com

- Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) βελτιστοποιημένο με χρήση ηλεκτροδίων δέρματος αν επιθυμείτε.
- Παρακολούθηση καρδιακού ρυθμού και παλμικής οξυμετρίας με την μέθοδο την ανάκλασης.
- Το μέγεθος του είναι αρκετά μικρό, διαστάσεων 3.3mm x 5.6mm x 1.3mm.
- Διαθέτει γυαλί οπτικής ποιότητας για μακροπρόθεσμη βέλτιστη και ισχυρή απόδοση.
- Διαθέτει λειτουργία εξαιρετικά χαμηλής ισχύος για κινητές συσκευές και εξαιρετικά χαμηλό ρεύμα τερματισμού λειτουργίας (0,7μΑ τυπικό).
- Ο δείκτης SNR είναι ψηλός με αποτέλεσμα ισχυρή ακύρωση φωτισμού περιβάλλοντος.
- Η θερμοκρασίας λειτουργίας του έχει εύρος -40°C έως +85°C.

Ωστόσο ο πιο σημαντικός ρόλος του ολοκληρωμένου MAX86150 είναι η δυνατότητα του να συγχρονίζει την συλλογή δεδομένων από τα σήματα PPG και ECG διασφαλίζοντας την σωστή μέτρηση του χρόνου διέλευσης παλμού (PTT) για την εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης.

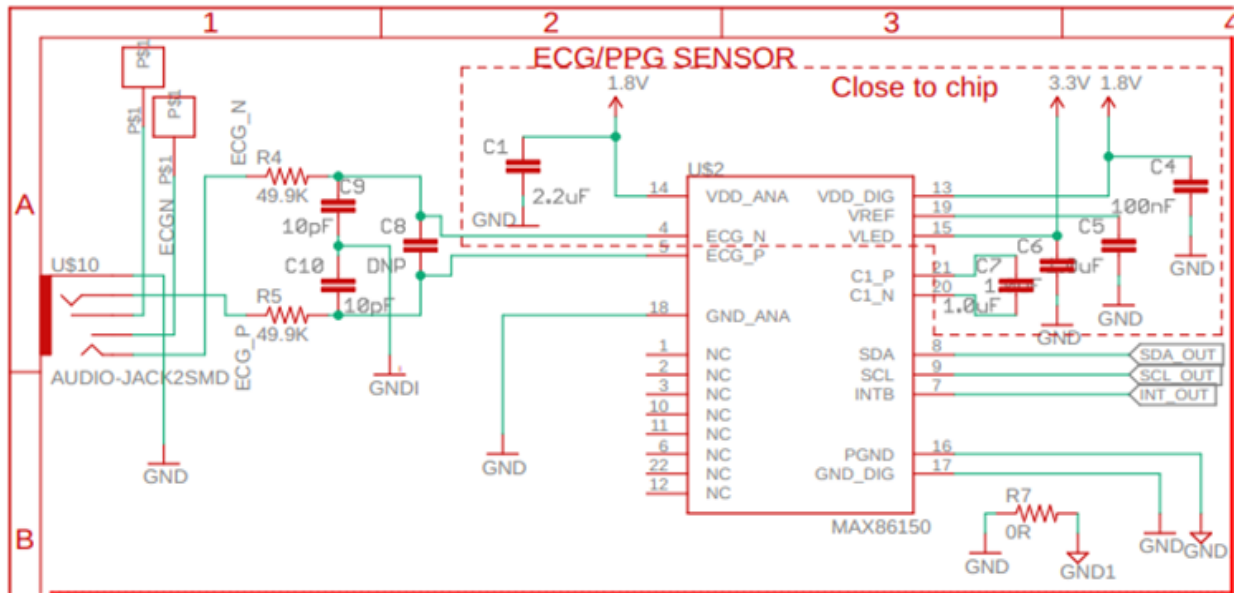
Σύστημα κορεσμού οξυγόνου στο αίμα (SpO₂)

Το υποσύστημα υπολογισμού του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα (SpO₂) που περιλαμβάνει η πλακέτα MAX86150 αποτελείται από δύο LED(κόκκινο και υπέρυθρο), ανιχνευτή φωτός, ηλεκτρονικά χαμηλού θορύβου με απόρριψη φωτισμού περιβάλλοντος (Ambient Light Rejection-ALC) 50Hz / 60Hz και ιδιόκτητο διακριτό φίλτρο χρόνου (continuous-time -delta-ADC) . Το ALC στοχεύει στην διόρθωση και εξάλειψη του φωτισμού περιβάλλοντος, αυξάνοντας το δυναμικό εύρος των αποτελεσμάτων. Ο ADC είναι ένας συνεχής μετατροπέας δέλτα υπερδειγματοληψίας χρόνου με ανάλυση 19-bit, οποίος προσφέρει υψηλή ανάλυση με χαμηλή κατανάλωση ενέργειας. Ο ρυθμός δεδομένων του μετατροπέα μπορεί να λάβει από 10sps έως 3200sps δείγματα ανά δευτερόλεπτο. Επίσης όσο αναφορά τα LED που διαθέτει, το ρεύμα τους μπορεί να προγραμματιστεί από 0mA έως 100mA με σωστή τάση τροφοδοσίας VLED και το πλάτος παλμού των LED μπορεί να προγραμματιστεί από 50μs έως 400μs με σκοπό την βελτιστοποίηση αποτελεσμάτων και κατανάλωσης ενέργειας ανάλογα με τις περιπτώσεις που χρησιμοποιείται. Τέλος τα μήκη κύματος των δύο LED είναι :κόκκινο λ= 660, υπέρυθρο λ= 880 [7] [13].

Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)

Το υποσύστημα ΗΚΓ στο MAX86150 έχει σχεδιαστεί ειδικά για κινητές εφαρμογές. Διαθέτει τεχνολογία για λειτουργία ξηρών ηλεκτροδίων που μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων σε ηλεκτρικό δυναμικό αλλά και ένα αισθητήρα παλμού. Τα ηλεκτρόδια συνδέσεις με τον ασθενή δεν πρέπει να αποτελούν κίνδυνο δημιουργίας σοκ ή να παρεμβαίνουν σε άλλο εξοπλισμό που μπορεί να συνδεθεί με τη συσκευή. Η τάση που αφορά το κύκλωμα του ΗΚΓ κυμαίνεται 1 έως 5 mV και συνοδεύεται από παρεμβολές ισχυρών πηγών ραδιοσυχνοτήτων, συχνότητας γραμμής κοινής λειτουργίας, σημάτων από άλλους μύες και ηλεκτρικό θόρυβο. Για να ξεπεραστούν αυτά τα προβλήματα, ένας ενισχυτής οργάνων (Instrumentation Amplifier -INA) παρέχεται. Επίσης αποτελείται από αναλογικό που ανήκει στην εταιρεία Maxim, το analog front end (AFE), το οποίο ρόλος του είναι να ψηφιοποιήσει τα καρδιακά σήματα. Επιπλέον το υποσύστημα ΗΚΓ συμπεριλαμβάνει έναν ενισχυτή ,Programmable Gain Amplifier (PGA) , ο οποίος διευκολύνει το

υψηλό SNR σε πραγματικές εφαρμογές αλλά και ένα υπερερατό φίλτρο συμπεριλαμβάνεται στο ολοκληρωμένο για να εξαλείψει τα χαμηλά στοιχεία συχνότητας(σφάλματα λόγο κίνησης). Ο ρυθμός δεδομένων εξόδου ADC μπορεί να προγραμματιστεί από 200sps έως 3200sps δείγματα ανά δευτερόλεπτο. Η έξοδος του ADC είναι μια ψηφιακή αναπαράσταση 18-bit της τάσης εισόδου. Κάθε δείγμα δεδομένων διαρκεί τρία byte στη FIFO και τα δεδομένα είναι πλήρες στοιχισμένα σε διπολική μορφή συμπληρωμένα ανά δύο [7], [13].



Εικόνα 3.3 Εσωτερική διάταξη αισθητήρων ECG & PPG(Πηγή)⁵

3.2 Ενσωμάτωση μικροελεγκτή Arduino UNO

Για τον προσδιορισμό του χρόνου διάδοσης του παλμού εξίσου απαραίτητη ήταν η χρήση της πλατφόρμας του Arduino. Υπο καθώς και των δυνατοτήτων που προσφέρει, Εικόνα 3.4. Πρόκειται για μια πλακέτα μικροελεγκτή, με βασικό υλικό ένα μικροεπεξεργαστή ATmega328P. Ο μικροεπεξεργαστής αυτός είναι ο «εγκέφαλος» του Arduino και μπορεί να προγραμματιστεί για να ελέγχει τις 14 ψηφιακές εισόδους/εξόδους (input/output pins) που διαθέτει καθώς και τους 6 αναλογικούς ακροδέκτες που υπάρχουν πάνω στην πλακέτα ανάπτυξης. Δια μέσου αυτών των 20 ακροδεκτών γίνονται όλες οι διασυνδέσεις με εξωτερικά εξαρτήματα (κινητήρες, LEDs, LCD οθόνες κ.λπ.) και αισθητήρες υπερηχητικούς(Ultrasonic), θερμόμετρα, επιταχυνσιόμετρα κ.λπ., με σκοπό την λήψη δεδομένων. Τα δεδομένα αυτά μετατρέπονται σε ψηφιακή μορφή μέσω ενός μετατροπέα ADC(Analog to-Digital) που περιλαμβάνεται στην πλακέτα. Στην πλακέτα ανάπτυξης επιπλέον υπάρχει ένας κεραμικός ενισχυτής ήχου 16MHZ (CSTCE16M0V53-R0), μια θύρα παροχής ενέργειας, ένας header ICPS(In-Circuit Serial Programming), ένα κουμπί επανεκκίνησης και μια θύρα USB. Μέσω της θύρας USB γίνεται η μεταφορά δεδομένων προς κάποια άλλη συσκευή, συνήθως έναν υπολογιστή και το αντίστροφο. Επομένως πρόκειται για μια πλατφόρμα η οποία διαθέτει εύχρηστο υλικό και λογισμικό τα οποία εξυπηρετούν στην αναγνώριση σημάτων-εισόδους, όπως λήψη φωτός από ένα αισθητήρα, και να τις μετατρέψουν σε εξόδους, όπως ανάβοντας ένα LED,

⁵ Protocentral, protocentral_max86150_ecg_ppg/hardware,2020, https://github.com

παράγοντας γραφήματα κ.λπ. Έτσι οι εντολές που εκτελεί η πλατφόρμα δίνονται από τον χρήστη κάνοντας εφαρμογή της γλώσσας προγραμματισμού του Arduino αλλά και του λογισμικού του.

Το Arduino όπως προαναφέρθηκε έχει 14 ψηφιακούς ακροδέκτες Εισόδου/Εξόδου οι οποίοι μπορούν να τεθούν ως είσοδοι ή ως έξοδοι με τις εντολές-συναρτήσεις pinMode(), serial.Write(), και serial.Read() που θα αναλυθούν παρακάτω. Η τάση λειτουργίας τους είναι στα 5 Volt και έχουν την δυνατότητα να παρέχουν ή να καταβυθίζουν ένταση της τάξεως των 40mA. Σε κάθε pin υπάρχει εσωτερικά ένας Pull-up αντιστάτης της τάξεως 20-50KΩ. Επιπλέον, έχει 6 αναλογικούς ακροδέκτες εισόδου. Αυτοί οι ακροδέκτες μπορούν να διαβάσουν αναλογικές τιμές, όπως την τάση μιας μπαταρίας, και να τις μετατρέψουν σε έναν αριθμό από 0-1023. Η μέτρηση της τάσης γίνεται προκαθορισμένα από 0 έως 5 volt. Εκτός αυτού, 6 από τους 14 ψηφιακούς ακροδέκτες οι P3, P5, P6, P9, P10 και P11 έχουν την δυνατότητα να προγραμματιστούν ώστε να λειτουργούν ως αναλογικές έξοδοι διαμόρφωσης εύρους παλμού PWM (Pulse Width Modulation). Κάποιοι από τους ακροδέκτες έχουν συγκεκριμένες λειτουργίες, οι οποίες είναι [14]:

- Σειριακή Λειτουργία 0 (RX) και 1 (TX): Η χρήση της σχετίζεται με την λήψη (RX) και την εκπομπή (TX) TTL σειριακών δεδομένων.
- Εξωτερικοί Διακόπτες 2 και 3: Οι ακροδέκτες αυτοί έχουν την δυνατότητα να ενεργοποιούν διακόπτες αν ανιχνευτεί παλμός χαμηλής τάσης με χρήση της συνάρτησης attachInterrupt(). Ο σκανδαλισμός των διακοπών μπορεί να γίνεται στο λογικό 0,1.
- PWM 3, 5, 6, 9, 10, και 11 ακροδέκτες: Οι ακροδέκτες αυτοί παρέχουν έξοδο 8-bit διαμόρφωσης εύρους παλμού (Pulse Width Modulation-PWM) εφαρμόζοντας την συνάρτηση analogWrite().
- SPI 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK): Αυτοί οι ακροδέκτες επιτρέπουν επικοινωνία SPI, η οποία αν και παρέχεται από το hardware δεν είναι ακόμα διαθέσιμη στην γλώσσα προγραμματισμού του Arduino.
- LED 13: Στον ακροδέκτη 13 υπάρχει ένα ενσωματωμένο LED. Όταν ο ακροδέκτης έχει τιμή HIGH, το LED ανάβει ενώ όταν ο ακροδέκτης είναι LOW δεν ανάβει. Χρησιμοποιείται για επιβεβαίωση επικοινωνίας μεταξύ της πλατφόρμας Arduino και ενός υπολογιστή ή με άλλες συσκευές.
- TWI A4 ή SDA ακροδέκτη και A5 ή SCL ακροδέκτη: Παρέχεται επικοινωνία TWI εφαρμόζοντας την βιβλιοθήκη Wire.

Επομένως, όλες οι πλακέτες έχουν τουλάχιστον μια σειριακή θύρα που επικοινωνεί είτε με τις ψηφιακές ακίδες 0 (RX) και 1 (TX) είτε με τον υπολογιστή μέσω USB. Δηλαδή, εάν χρησιμοποιείται η λειτουργία(USB), δεν μπορούν ταυτόχρονα να χρησιμοποιηθούν οι ακίδες 0 και 1 για ψηφιακή είσοδο ή έξοδο. Αξίζει να αναφερθεί, η ενσωματωμένη σειριακή οθόνη στο περιβάλλον του Arduino μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να επικοινωνεί με την πλακέτα Arduino. Αυτό επιτυγχάνεται πατώντας στο κουμπί Serial Monitor στην γραμμή εργαλείων και επιλέγοντας την ίδια ταχύτητα που χρησιμοποιείται στην κλήση της Serial.begin() [14].



Εικόνα 3.4 Πλακέτα Arduino uno [14]

Η πλατφόρμα Arduino διαθέτει τρεις βασικές μνήμες [15]:

Flash Memory: 32 KB εκ των οποίων 0,5 KB που χρησιμοποιούνται από τον bootloader. Ο bootloader είναι ένα κομμάτι software που δίνει την δυνατότητα να μεταφορτώνονται sketch στον Arduino αλλά και να γίνεται φόρτωση νέου κώδικα χωρίς κάποιο εξειδικευμένο hardware. Η Flash memory είναι αυτή στην οποία τοποθετείται κάθε φορά το πρόγραμμα που πρόκειται να εκτελεστεί καθώς και ο φορτωτής εκκίνησης που διευκολύνει την διαδικασία του προγραμματισμού της πλατφόρμας.

SRAM: 2 KB. Η SRAM memory (στατική μνήμη τυχαίας προσπέλασης των 2 Kbytes) χρησιμοποιείται για την προσωρινή αποθήκευση των στατικών και των μεταβλητών δεδομένων του προγράμματος που εκτελείται.

EEPROM: 1 KB. Είναι η μνήμη στην οποία αποθηκεύονται οι τιμές των μεταβλητών όταν η πλατφόρμα σβήσει(OFF). Χρησιμοποιείται για την αποθήκευση ρυθμίσεων και άλλων παραμέτρων ανάμεσα στις επανεκκινήσεις του Arduino.

Πρέπει να προστεθεί, η μνήμη Flash και η μνήμη EEPROM είναι σταθερές (οι πληροφορίες παραμένουν μετά την απενεργοποίηση του ρεύματος). Η μνήμη SRAM είναι ασταθής και οι πληροφορίες χάνονται όταν εναλλάσσεται το ρεύμα. Επειδή δεν υπάρχει πολύ διαθέσιμη SRAM, αν τελειώσει, το πρόγραμμα μπορεί να αποτύχει με απροσδόκητους τρόπους. Μπορεί να φαίνεται ότι φορτώνει με επιτυχία, αλλά δεν τρέχει ή τρέχει παράξενα. Για να ελεγχθεί εάν αυτό συμβαίνει, μπορούν να μειωθούν τα σχόλια ή οι σειρές ή άλλες δομές δεδομένων στις εικόνες (χωρίς να αλλάξει ο κώδικας). Εάν λειτουργεί με επιτυχία στη συνέχεια, κατά πάσα πιθανότητα έχει εξαντληθεί η SRAM. Ένας τρόπος για να αντιμετωπιστεί αυτό το πρόβλημα είναι αν υπάρχουν πίνακες αναζήτησης ή άλλοι μεγάλοι πίνακες, τότε μπορεί να χρησιμοποιηθεί ο μικρότερος τύπος δεδομένων που είναι αναγκαίος για να αποθηκευτούν οι τιμές που χρειάζονται. Τα χαρακτηριστικά του Arduino παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα, Εικόνα 3.5:

Microcontroller	ATmega328P
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limit)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
PWM Digital I/O Pins	6
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	20 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328P) of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328P)
EEPROM	1 KB (ATmega328P)
Clock Speed	16 MHz
LED_BUILTIN	13
Length	68.6 mm
Width	53.4 mm
Weight	25 g

Εικόνα 3.5Χαρακτηριστικά Arduino uno [14]

Για να μπορέσει να υπάρξει επικοινωνία και εκτέλεση εντολών για λήψη δεδομένων του Arduino με κάποια συσκευή διατίθενται κάποιες συναρτήσεις. Οι βασικές συναρτήσεις της σειριακής θύρας είναι [16]:

- `begin ()`: Σύμφωνα με αυτή την συνάρτηση γίνεται αρχικοποίηση της σειριακής επικοινωνίας, θέτοντας την ταχύτητα που είναι επιθυμητή από την λίστα ταχυτήτων που δίνεται από το Arduino.
- `end ()`: Με την συνάρτηση αυτή πραγματοποιείται κλείσιμο της σειριακής θύρας.
- `available ()`: Χρησιμοποιώντας την συνάρτηση αυτή πραγματοποιείται έλεγχος αν υπάρχουν δεδομένα να διαβαστούν από την σειριακή θύρα. Τα δεδομένα αυτά έχουν φτάσει και αποθηκευτεί από πριν στο buffer σειριακής λήψης.
- `read ()`: Μέσω αυτής της συνάρτησης γίνεται ανάγνωση των εισερχόμενων σειριακών δεδομένων.
- `peek ()`: Η συνάρτηση αυτή επιστρέφει το επόμενο byte που λήφθηκε από τον ακροδέκτη RX της σειριακής θύρας. Σε σχέση με την συνάρτηση `read ()` κλήσεις που γίνονται ως προς αυτή την συνάρτηση επιστρέφουν τον ίδιο χαρακτήρα.
- `flush ()`: Με αυτή την συνάρτηση πραγματοποιείται άδειασμα του buffer της σειριακής θύρας από δεδομένα που έχει.

- `print ()`: Γίνεται εκτύπωση δεδομένων στον ακροδέκτη μετάδοσης της σειριακή θύρας, την ίδια λειτουργία παρουσιάζει και η συνάρτηση `Serial.print()`.
- `println ()`: Έχει ίδια εφαρμογή με την συνάρτηση `print ()`, αλλά με αλλαγή γραμμής στο τέλος, αντίστοιχα η λειτουργία της είναι ίδια με την συνάρτηση `Serial.println ()`.
- `write ()`: Η συνάρτηση αυτή λειτουργεί με τον ίδιο τρόπο που λειτουργεί `Serial.write()`, δηλαδή εκτυπώνει δυαδικά δεδομένα στον ακροδέκτη μετάδοσης της σειριακής θύρας.
- `delay ()`: Η εξίσωση αυτή δημιουργεί παύση στο πρόγραμμα για κάποια δευτερόλεπτα. Κατά την διάρκεια της παύσης το Arduino δεν εκτελεί καμία λειτουργία.
- `millis ()`: Η συνάρτηση αυτή αποτελεί μια εξελιγμένη μορφή της συνάρτησης `delay ()` και επεξηγείται παρακάτω η χρήση της με εφαρμογή στο αλγόριθμο που δημιουργούμε.

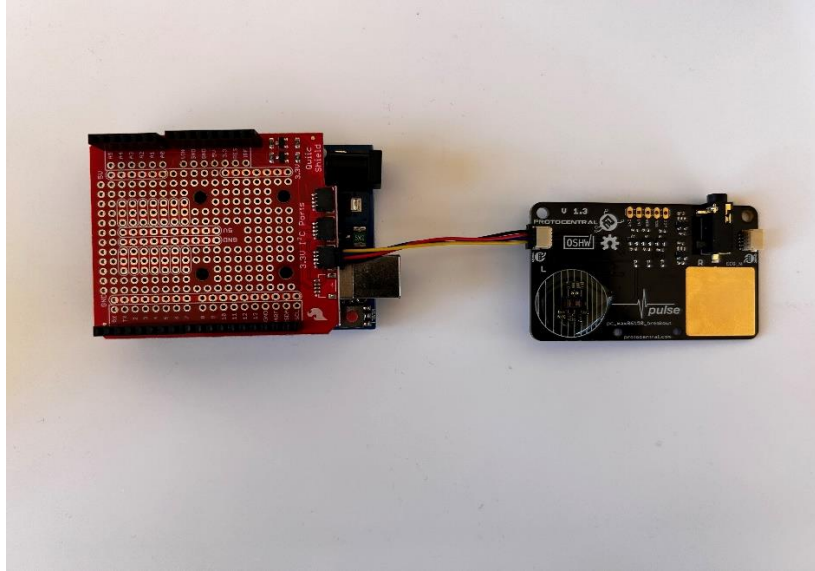
Επίσης διατίθενται δομές σχετικές με την γλώσσα του κώδικα του Arduino (C++), οι οποίες δίνουν τις εξής εντολές [16]:

- `setup ()`: Είναι συνάρτηση μέσω της οποίας μπορεί να διαμορφωθεί ένα πρόγραμμα. Συγκεκριμένα στο Arduino χρησιμοποιείται η συνάρτηση `void setup()`, της οποίας η εκτέλεση γίνεται μόνο μία φορά όταν είναι ενεργοποιημένο το Arduino. Σε αυτή την συνάρτηση γίνεται καθορισμός λειτουργιών όπως η ταχύτητα της σειριακής θύρας επικοινωνίας, η αρχικοποίηση μιας βιβλιοθήκης αλλά και η κατάσταση λειτουργίας ενός ακροδέκτη (είσοδος ή έξοδος).
- `loop ()`: Στην συνάρτηση αυτή βρίσκεται αποθηκευμένο το βασικό πρόγραμμα και μπορεί να λειτουργεί συνεχόμενα όσο η πλακέτα είναι ενεργή. Πιο συγκεκριμένα στο Arduino γίνεται χρήση της `void loop()` συνάρτησης όπου γράφεται ο κύριος κώδικας του προγράμματος που απαιτείται η επαναλαμβανόμενη εκτέλεση του. Για παράδειγμα με αυτή την συνάρτηση μπορεί να γίνεται άνοιγμα ή σβήσιμο ενός LED με βάση την χρήση μιας εισόδου αλλά και να πραγματοποιείται ανάγνωση ενός LED για καθορισμένο αριθμό δευτερολέπτων.
- Συναρτήσεις που έχουν να κάνουν με έλεγχο συνθηκών για την πραγματοποίηση μιας εντολής όπως: `if`, `else`, `while`, `for`.
- Εντολές σχετικές με αριθμητικούς υπολογισμούς, όπως:
 - `x + y`; (πρόσθεση)
 - `x * y`; (πολλαπλασιασμός)
 - `x - y`; (αφαίρεση)
- Εντολές που σκοπός τους είναι να συγκρίνουν ή να συνδυάσουν δεδομένα, όπως:
 - `x++`; (αύξηση μεταβλητής κατά ένα)
 - `x--`; (μείωση μεταβλητής κατά ένα)
 - `x += y`; (η μεταβλητή `x` είναι ίση με αυτή προσθέτοντας και την `y`)
 - `x -= y`; (η μεταβλητή `x` είναι ίση με αυτή μειώνοντας την `y`)
 - `x *= y`; (η μεταβλητή `x` είναι ίση με αυτή πολλαπλασιασμένη κατά `y`)

3.3 Συνδεσμολογία συστήματος

Για την κατασκευή του συστήματος χρειάστηκαν πέραν από τα βασικά μέσα που αναφέρθηκαν, η πλακέτα MAX86150 και Arduino uno, μια πλακέτα I2C επικοινωνίας και ένα QWIIC βύσμα για την σύνδεση της συγκεκριμένης πλακέτας με την πλακέτα MAX86150. Επίσης χρησιμοποιήθηκε ένα USB καλώδιο για την σύνδεση του συστήματος πλακέτα I2C-πλακέτα MAX86150 με τον υπολογιστή.

Συνεπώς η επικοινωνία των αισθητήρων με το υπολογιστικό σύστημα γίνεται μέσω πρωτοκόλλου I2C για αυτό τον λόγο χρησιμοποιήθηκε ένα I2C Shield για τον Arduino. Η συνδεσμολογία φαίνεται στην παρακάτω φωτογραφία, Εικόνα 3.6.



Εικόνα 3.6 Επικοινωνία πλακέτας Max86150 με το Arduino

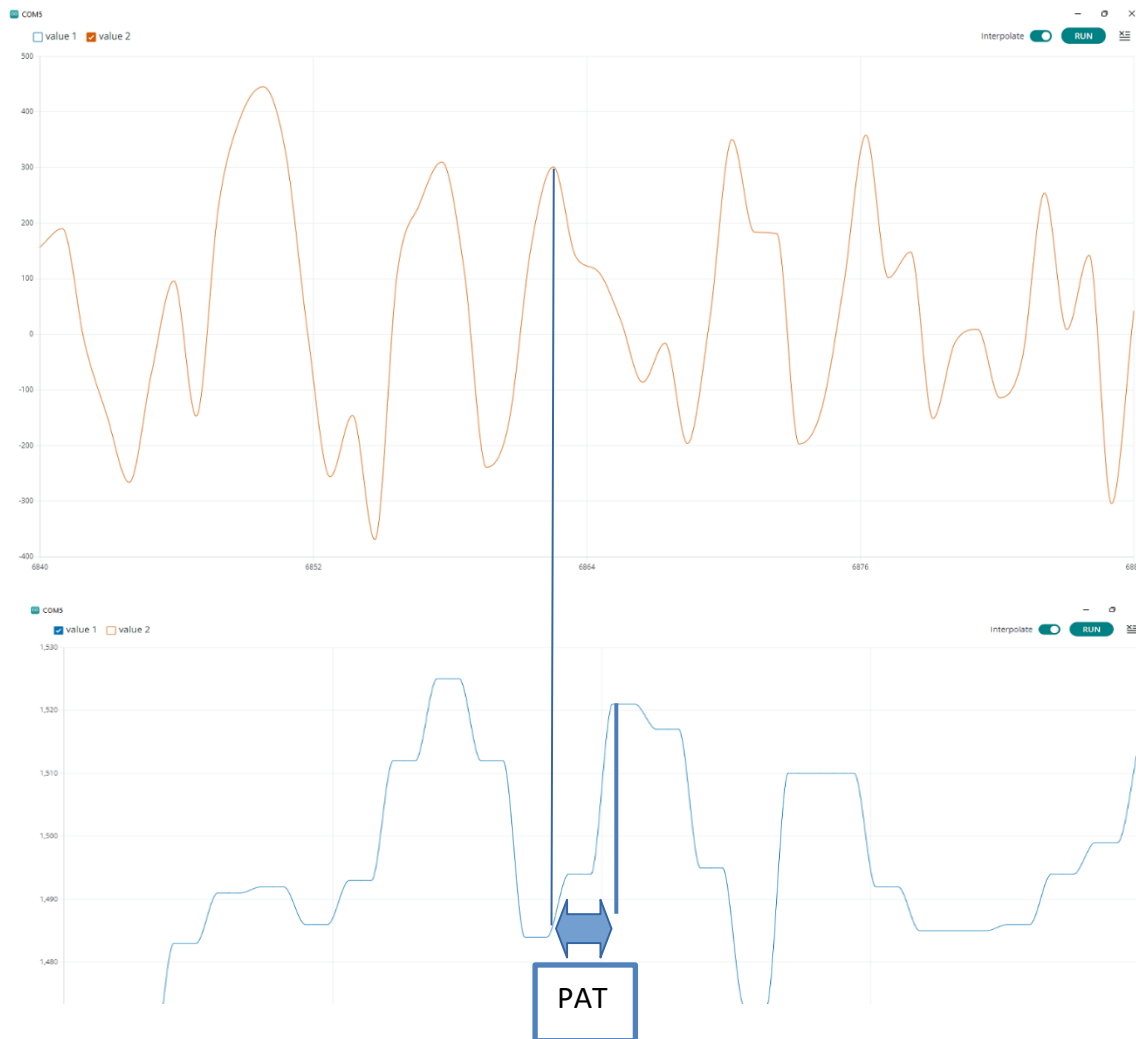
Το I2C (Inter-Integrated Circuit) είναι ένα ευρέως χρησιμοποιούμενο πρωτόκολλο σειριακής επικοινωνίας για τη δημιουργία επικοινωνίας μεταξύ συσκευών, ειδικά για δύο ή περισσότερα διαφορετικά κυκλώματα. Παρέχει οφέλη για τη δημιουργία απλής, δύο-οδικής, ευέλικτης επικοινωνίας μεταξύ πολλών κόμβων σε ένα σύστημα, πιο συγκεκριμένα στο Arduino χρησιμοποιώντας αυτού του είδους επικοινωνίας δίνεται η δυνατότητα σύνδεσης πολλών αισθητήρων στον ίδιο ακροδέκτη. Το I2C πρωτόκολλο μειώνει την πολυπλοκότητα χρησιμοποιώντας μόνο ένα αμφίδρομο καλώδιο για τη μετάδοση και λήψη πληροφοριών. Οι πληροφορίες αυτές χαρακτηρίζονται ως σειριακά δεδομένα γραμμής (Serial Data Line-SDA). Ένα σήμα λεγόμενο «clock signal» μεταφέρεται από μια γραμμή που ονομάζεται Serial Clock line(SCL) [7]. Επίσης η γραμμή του πρωτοκόλλου I2C, λεγόμενη ως «I2C bus», αποτελείται από έναν εντολέα και κάποιον που λαμβάνει και εκτελεί τις εντολές [7]. Ο μικροελεγκτής είναι ο εντολέας που οδηγεί το «clock signal» και μεταφέρει δεδομένα στο «I2C bus» και ο MAX86150 είναι αυτός που και ανταποκρίνεται στο μικροελεγκτή [7]. Το I2C πρωτόκολλο ωφελεί επίσης από άποψη προγραμματισμού στη διαχείριση του συστήματος και της ισχύος, γεγονός που προσφέρει το πλεονέκτημα να δημιουργηθεί ένα προϊόν υψηλής ποιότητας μέσα στο καλύτερο δυνατό χρονοδιάγραμμα [17].

Στην συνέχεια για να μπορέσει να πραγματοποιηθεί ο προσδιορισμός του χρόνου διάδοσης παλμού θα πρέπει να δημιουργηθεί ένας κώδικας προγραμματισμού ο οποίος θα λαμβάνει μετρήσεις - σήματα από την πλακέτα MAX86150 και μετά από την κατάλληλη υλοποίηση εντολών θα υπολογίζει το PTT κατά προσέγγιση.

4 Υλοποίηση λογισμικού

4.1 Απεικόνιση δεδομένων σε πραγματικό χρόνο

Αφού πραγματοποιηθούν οι συνδέσεις των πλακετών και κατ' επέκταση όλου του συστήματος με τον υπολογιστή όπως αναφέρθηκε παραπάνω, το επόμενο βήμα είναι η πραγματοποίηση της σωστής συνδεσμολογίας που δίνεται από την εταιρία κατασκευής της πλακέτας. Στη συνέχεια, για να επιτευχθεί ο προσδιορισμός του ΡΤΤ θα πρέπει να δημιουργηθούν αλγόριθμοι οι οποίοι να έχουν την ικανότητα να εντοπίζουν τα σημεία εκείνα που αποτελούν ενδιαφέρον στα σήματα ECG και PPG. Επομένως γίνεται σύνδεση των αισθητήρων στον ασθενή και για την ακρίβεια τοποθετούνται οι δείκτες του κάθε χεριού πάνω στον αισθητήρα ECG και στον αισθητήρα PPG αντίστοιχα. Έτσι λαμβάνονται μετρήσεις και χάρη στην δυνατότητα του Arduino να εκτυπώνει γραφήματα από τα σήματα που λαμβάνει μας δίνεται η δυνατότητα να πάρουμε ένα στιγμιότυπο των δύο χρονικών σημάτων όπως φαίνεται παρακάτω, Εικόνα4.1.



Εικόνα 4.1Γραφήματα σημάτων PPG και ECG ,Κόκκινο γράφημα ECG και μπλε γράφημα PPG.

Στα παραπάνω σχήματα παρουσιάζουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον οι μορφολογίες των σημάτων καθώς όπως φαίνεται έχει εντοπιστεί και το χρονικό διάστημα διάδοσης παλμού, συγκεκριμένα το χρονικό διάστημα άφιξης παλμού(PAT). Το χρονικό διάστημα PAT όπως παρατηρείται μετριέται από το σημείο συστολής της καρδιάς, κορυφή ECG, μέχρι την κορυφή του σήματος PPG, ώστε να μπορέσει να αποτελέσει δείγμα δεδομένων το οποίο μπορεί να χρησιμοποιήσει η πλακέτα MAX86150 και να υπολογίσει τον χρόνο PTT. Συνεπώς διαπιστώνεται ότι για τον προσδιορισμό του PTT θα πρέπει να δημιουργηθούν αλγόριθμοι που να εντοπίζουν τις κορυφές του ΗΚΓ αλλά και τις κορυφές του PPG. Η επιλογή αυτή γίνεται διότι οι κορυφές του ΗΚΓ σηματοδοτούν την έναρξη της συστολής της καρδιάς και κατ' επέκταση είναι καλοί δείκτες για τον προσδιορισμό της αρτηριακής πίεσης (BP) αλλά και η δημιουργία τέτοιου είδους αλγορίθμων είναι πιο απλοί. Επιπλέον παρόλο που μπορεί να γίνει υπολογισμός από την λήψη ελάχιστων, μεγίστων ή και διάστημα μεταξύ δύο σημείων PPG, έγινε επιλογή των μεγίστων(κορυφών) του PPG σήματος διότι έχει επιλεχτεί να μετρηθεί η κορυφή του PPT (PTT_p) σήματος (επιλογή που προέκυψε έπειτα από μελέτη και άλλων αντίστοιχων πειραμάτων ως η επικρατέστερη), καθώς σχετίζεται με την διαστολή της καρδιάς όπου όπως έχει αναφερθεί στο κεφάλαιο 2, ενότητα 2.3.2, πρόκειται για συσχετισμό που αποδίδει περισσότερη πληροφορία διότι απορροφάται περισσότερο φως και οδηγεί σε μεγαλύτερο παλμό.

4.2 Αλγόριθμος εύρεσης κορυφών PPG και ECG

Εκμεταλλεούμενοι των χαρακτηριστικών που προκύπτουν από τα παραπάνω σήματα μπορεί να δημιουργηθεί αλγόριθμος για την εύρεση των κορυφών των δύο σημάτων με ευκολία. Πρώτων για την υλοποίηση του λογισμικού(κώδικα) του συστήματος γίνεται χρήση των βιβλιοθηκών λογισμικού που μας δίνει η εταιρία ανάπτυξης της πλακέτας των αισθητήρων, PtoCentral. Οι συγκεκριμένες βιβλιοθήκες είναι η "max86150.h", η βασική βιβλιοθήκη του προγράμματος, η "FIR.h" η οποία χρησιμοποιείται για την υλοποίηση ενός ψηφιακού φίλτρου μηδενικής φάσης και η βιβλιοθήκη "Wire.h", η οποία περιλαμβάνεται στο λογισμικό της πλατφόρμας του Arduino και χρησιμοποιείται ως γλώσσα επικοινωνίας του Arduino με συσκευές που χρησιμοποιούν I2C πρωτόκολλο επικοινωνίας. Η πορεία δημιουργίας του αλγορίθμου πραγματοποιήθηκε ως εξής:

- Αρχικά και ενώ έχει γίνει εγκατάσταση των βιβλιοθηκών στο Arduino χρειάζεται να δημιουργηθούν δύο δυσδιάστατοι πίνακες στους οποίους θα αποθηκεύονται οι μετρήσεις που προκύπτουν από τους αισθητήρες. Στην πρώτη στήλη κάθε πίνακα θα αποθηκεύονται οι μετρήσεις του αντίστοιχου αισθητήρα και στην δεύτερη στήλη η χρονική στιγμή στην οποία αντιστοιχεί η μέτρηση χρησιμοποιώντας την συνάρτηση `millis()`, που δίνεται από την διαδικτυακή πλατφόρμα πληροφοριών του Arduino [16]. Η συνάρτηση `millis()` προσφέρει την δυνατότητα πραγματοποίησης πολλών γεγονότων ταυτόχρονα χωρίς να γίνεται παύση στο πρόγραμμα. Αυτό επιτυγχάνεται με τον υπολογισμό του χρόνου σε (ms) που έχει περάσει από την αρχή του προγράμματος. Χρησιμοποιώντας διαστήματα και αποθηκεύοντας συνεχώς τον χρόνο για το τελευταίο γεγονός μπορεί να δημιουργηθεί ένας αλγόριθμος ώστε τα γεγονότα να συμβαίνουν σε καθορισμένες στιγμές χωρίς προσωρινή διακοπή του προγράμματος.

- Στην συνέχεια γίνεται φιλτράρισμα του σήματος ΗΚΓ για να μην γίνει αλλοίωση του σήματος. Πιο συγκεκριμένα γίνεται εφαρμογή ψηφιακού φίλτρου μηδενικής φάσης(FIR), το οποίο πραγματοποιεί την δειγματοληψία σε συχνότητα 200Hz. Επιτρέπει τη διέλευση σημάτων μεταξύ 2Hz έως 25Hz και κόβει τις τιμές από 0Hz έως 1Hz και 26Hz έως 100 Hz .
- Γίνεται καταχώρηση 100 δειγμάτων λόγω περιορισμένης μνήμης RAM του Arduino Uno και το χρονικό διάστημα μεταξύ των δειγμάτων ορίζεται στα 2 ms. Έτσι για να εντοπιστούν οι κορυφές του ECG σήματος θα πρέπει για κάθε 100 μετρήσεις να βρίσκουμε την μέγιστη τιμή του σήματος με τον αλγόριθμο:

```
int16_t maxValue_ecg = max(ecgBuffer[0][0], ecgBuffer[1][0]); // Initialize
```

the maximum value with the first two elements

```
// Loop through the rest of the elements to find the minimum and maximum values
```

```
for (int i = 2; i < bufferSize; i++) {
```

```
    maxValue_ecg = max(maxValue_ecg, ecgBuffer[i][0]);
```

- Αφού βρούμε την μέγιστη τιμή, εντοπίζουμε την χρονική στιγμή που αυτή συμβαίνει με το αλγόριθμο:

```
int detectPeak(int signal[], int signalLength, int threshold) {
```

```
    int peakIndex = 0; // Index of detected peak
```

```
    for (int i = 1; i < signalLength - 1; i++) {
```

```
        // Check if signal[i] is a peak
```

```
        if (signal[i] > signal[i - 1] && signal[i] > signal[i + 1] && signal[i] > threshold) {
```

```
            peakIndex = i;
```

```
            break; } }
```

```
    return peakIndex;}
```

- Πριν τον εντοπισμό του χρόνου της μέγιστης τιμής και των δύο σημάτων γίνεται εντοπισμός των σημείων που έχουν τιμή πάνω από την τιμή που προκύπτει από την σχέση: $\text{minSignal} + \sigma * (\text{maxSignal} - \text{minSignal})$, όπου $\sigma = 0,65$. Αυτός ο εντοπισμός νέων μεγίστων γίνεται για να αφαιρεθούν επιπλέον τιμές, πχ. μέγιστα στα άκρα του παραθύρου του αρχικού φίλτρου, με αποτέλεσμα να προκύπτουν όλες οι κορυφές των σημάτων που αναζητούμε. Ο αλγόριθμος που εφαρμόζεται για το σήμα ECG είναι ο εξής:

```
int    ecgPeakIndex    =    detectPeak(ecgBuffer[bufferIndex][0],    bufferSize,
0.65*maxValue_ecg);
```

```
unsigned long ecgPeak_Time=ecgBuffer[ecgPeakIndex][1];
```

Ακριβώς η ίδια διαδικασία ακολουθείται και για τον εντοπισμό των κορυφών του σήματος PPG με τους αντίστοιχους αλγόριθμους.

4.3 Υλοποίηση αλγορίθμου υπολογισμού του χρόνου διάδοσης παλμού

Η συσκευή αφού προηγήθηκαν τα βήματα παραπάνω μπορεί να υπολογίσει το PTT. Συγκεκριμένα θα γίνει υπολογισμός του μεγέθους PAT καθώς όπως έχει αναφερθεί σε παραπάνω κεφάλαιο παρουσιάζει μεγαλύτερο συσχετισμό με την αρτηριακή πίεση (BP) σύμφωνα με την βιβλιογραφία. Πρέπει να σημειωθεί ότι το μέγεθος αυτό περιλαμβάνει την περίοδο PEP (Pre Ejection Period), η οποία αναφέρεται στην περίοδο που η αριστερή κοιλία συστέλλεται και οι βαλβίδες της καρδιάς είναι κλειστές πριν την έναρξη εξώθησης του αίματος στο σώμα, δηλαδή την περίοδο καθυστέρησης που η καρδιά χρειάζεται να μετατρέψει τα ηλεκτρικά σήματα σε μηχανική δύναμη(πίεση). Η περίοδος αυτή εξαρτάται από παράγοντες όπως το άγχος, ερεθίσματα που οφείλονται σε συναισθήματα και σωματική προσπάθεια. Σε αυτή την περίπτωση, η ώρα άφιξης παλμού αποτελείται από δύο μέρη:

$$PAT_2 = PAT_1 + PEP$$

Ο συγκεκριμένος χρόνος (PAT_2) παρουσιάζει μειονέκτημα ως προς την μεταβλητότητα του λόγω των παραγόντων που εξαρτάται η περίοδος PEP (πχ. αν ήταν σταθερός θα μπορούσε να απορριφθεί από την παράμετρο (β) του γραμμικού μοντέλου), ωστόσο για τη μέτρηση του PEP απαιτούνται πρόσθετα σήματα όπως μια καρδιογραφία σύνθετης αντίστασης (ICG) ή εισαγωγή φωνοκαρδιογραφήματος (PCG). Η προσθήκη ενός άλλου σήματος απαιτεί επιπλέον υλικό, χάνοντας όσον αφορά τη δυνατότητα της συσκευής να μπορεί να φορεθεί. Δεδομένου ότι η τιμή PEP είναι δύσκολο μέτρο για να υπολογιστεί συχνά παραμελείτε στις μετρήσεις BP. Ως εκ τούτου, η μέτρηση PAT όταν αναφέρεται στην μέθοδο υπολογισμού ταυτόχρονης λήψης των σημάτων ΗΚΓ και PPG, δεν λαμβάνει υπόψιν τη μηχανική καθυστέρηση. [7]

Επομένως για τον συσχετισμό του μεγέθους PAT με την αρτηριακή πίεση(BP) θα χρειαστεί να εφαρμοστεί ένα παραμετρικό μοντέλο και στην συνέχεια να εφαρμοστεί σε κάποιο άτομο, στην Εικόνα 4.2 παρουσιάζεται ένας πίνακας όλων των παραμετρικών μοντέλων για τον υπολογισμό της αρτηριακής πίεσης. Έπειτα από μελέτη παρατηρήθηκε ότι το μοντέλο αντίστροφου τετραγώνου έχει αρκετά καλά αποτελέσματα στις περισσότερες βιβλιογραφίες και γι' αυτό επιλέχθηκε να εφαρμοστεί και στην συγκεκριμένη εργασία. Το συγκεκριμένο μοντέλο είναι το εξής [7]:

$$BP = \frac{a}{PPT} + b$$

Algorithm	Time Delay	Calibration Technique	Results			Refs
			SBP	DBP	MAP	
aln(Time Delay) + b	PTT _i	Subject specific	-0.22 ± 0.46 ²	-	-	[82]
	PAT _i		-0.85 ± 0.09 ²	-	-	
	PTT _i		-	0.9 ³	-	
$\frac{A}{PAT^2} + B$	PAT _F	A: Dependent on Height B: Subject specific	0.0790 ± 11.32 ¹	-	-	[73]
	PAT _i	Subject specific	0.99-0.90 ²	-	-	[65]
aPAT + b	PAT _F	Subject specific	-0.92 ²	-0.38 ²	-	[83]
	PAT _m	Subject specific	RT: -0.87 ^{2*}	RT: -0.30 ^{2*}	-	[84]
	PAT _F	Subject specific	0.95-0.87 ³	0.01-0.73 ³	-	[85]
	PAT _F	Subject specific	-0.71 ²	-0.69 ²	-	[25]
	PAT _m		-0.32 ²	-0.22 ²	-	
	PAT _i		-0.09 ²	-0.02 ²	-	
	PAT _F	Subject specific	-	-	0.32 ²	[28]
PAT _m	-		-	0.27 ²		
PAT _i	-		-	0.45 ²		
$\frac{a}{PAT} + b$	PAT _F	Subject specific	0.95 ³	0.26 ³	-	[69]
	PAT _m		0.89 ³	0.78 ³	-	[86]
$\frac{a}{PAT} + b + c * VPAT + d * (PATV - PATV_0)$	PAT _F	Subject specific	0.96 ³	0.70 ³	-	[69]
$a + \left(\frac{b}{PAT - c}\right)^2$	PAT _F	Subject specific	0.97 ± 0.87 ³	0.54 ± 0.05 ³	-	[85]
$\frac{(PWV - a)}{b}$	PAT _i	Subject specific	0.93 ²	-	0.83 ²	[87]
	PAT _i		0.94 ²	-	0.86 ²	
aPAT + bHR + c	PAT _m	Subject specific, Maximum Likelihood	0.978 ³	0.974 ³	-	[88]
a + bPAT + cHR + dTDB	PAT _m	Subject specific, Adaptive Kalman filter	0.976 ³	0.989 ³	-	[84]
$BP_{ij} = b_{ij} e^{-\frac{K_{ij}}{(PWV_{ij})^2}}$ i = 1, 2, ..., m(age) and j = Male/Female	PTT _i	b _{ij} and K _{ij} are calculated for a demographically similar group.	-	-1.49 ± 6.51 ¹	-	[61, 63]
	PTT _{ip} + PTT _{rp}		2.16 ± 6.23 ¹	-	-	
$DBP = \frac{SBP_0}{3} + \frac{2 DBP_0}{3} + \text{aln}\left(\frac{PAT_{W0}}{PAT_W}\right) - \frac{(SBP_0 - DBP_0)}{3} \left(\frac{PAT_{W0}}{PAT_W}\right)^2$ $SBP = DBP_0 + (SBP_0 - DBP_0) \left(\frac{PAT_{W0}}{PAT_W}\right)^2$	PAT _m	Subject specific	0.6 ± 9.8 ¹	0.9 ± 5.6 ¹	-	[30]
$BP = a * PWV * e^{b * PWV} + c * PWV^d - (BP_{PTT,cal} - BP_{PTT})$	PAT _m	Universal	0.83 ²	-	-	[89]
$DBP = DBP_0 \frac{PIR_0}{PIR}$ $SBP = DBP_0 \frac{PIR_0}{PIR} + PP_0 \left(\frac{PAT_0}{PAT}\right)^2$	PAT _m	Subject specific	0.91 ²	0.88 ²	0.89 ²	[90]

¹ Mean ± SD; ² r: Correlation Coefficient; ³ R²: Coefficient of Determination; * RT: Repeatability Test.

Εικόνα 4.2 Παραμετρικά μοντέλα υπολογισμού BP από PTT/PAT [18].

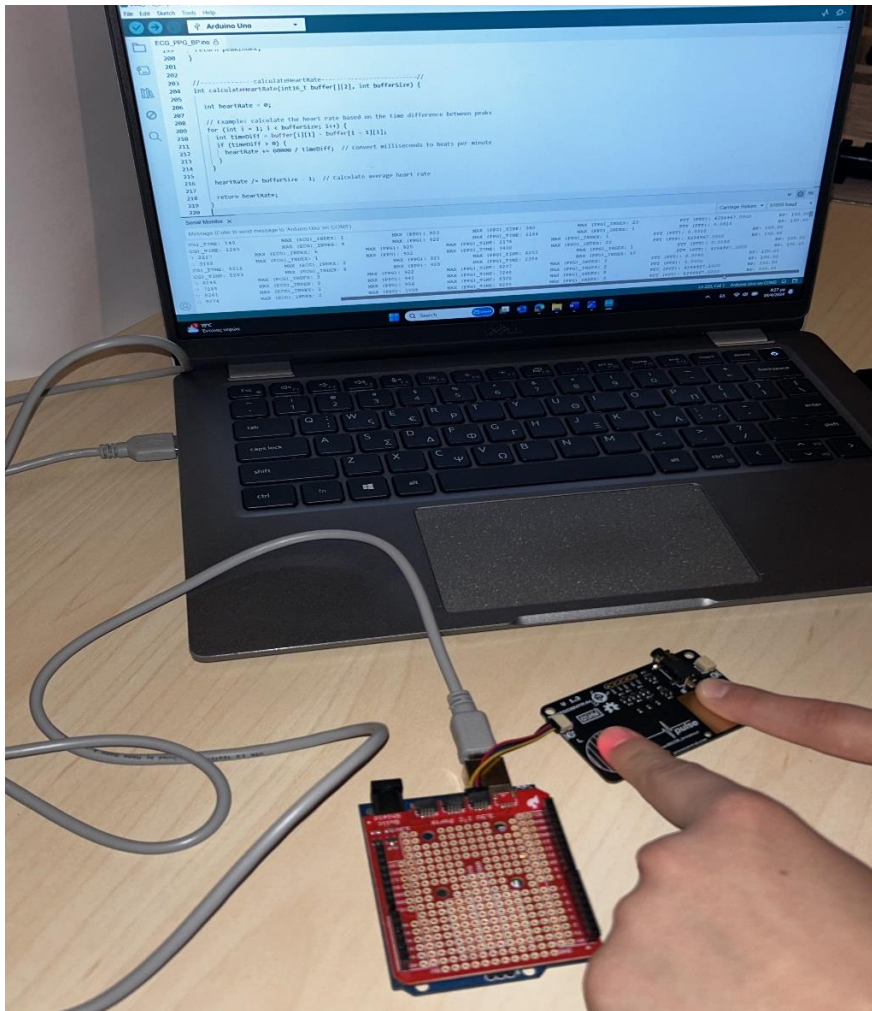
Όσο αναφορά τον αλγόριθμο για να μπορέσει να εφαρμόσει το παραπάνω μοντέλο θα πρέπει να υλοποιηθεί ως εξής:

- Αφού εντοπίσουμε την χρονική στιγμή των δύο μέγιστων ECG *ecgPeak_Time* και PPG *ppgPeak_Time*, υπολογίζουμε τον χρόνο PTT από την σχέση: $\text{float PTT} = (\text{ecgPeak_Time} - \text{ppgPeak_Time})$;
- Μετατρέπουμε τον χρόνο σε (ms) με την σχέση $\text{float PAT} = \text{PTT} / 1000$; και από την ακολουθία τιμών PAT επιλέγουμε μόνο αυτές που βρίσκονται μέσα σε ένα παράθυρο ορθότητας τιμών από 0.150 – 0.300 ms, τιμές που προέκυψαν κατά προσέγγιση παρατηρώντας το γράφημα ΗΚΓ και μέσα στο εύρος αυτών των τιμών βρίσκεται η σημαντική πληροφορία για τον υπολογισμό PTT που απαιτείται. Οι υπόλοιπες τιμές απορρίπτονται λόγω σφαλμάτων θορύβου και ανακολουθίας των συγκρίσιμων σημάτων.
- Υπολογίζουμε την Συστολική Πίεση του αίματος χρησιμοποιώντας το μοντέλο: $BP = (2.2 / (PAT * PAT)) + 100$;

Οι τιμές 2.2 και 100 υπολογίζονται χρησιμοποιώντας ένα κλασσικό πιεσόμετρο και μετρώντας την πίεση και ακολουθώντας βαθμονόμηση με στατιστική μέθοδο του ελάχιστου τετραγώνου [7, pp. 70-71].

4.4 Δοκιμή συστήματος

Εφαρμόζοντας το σύστημα σε ένα άτομο οι μετρήσεις του χρόνου διάδοσης παλμού, συγκεκριμένα του μεγέθους PAT, έγιναν χρησιμοποιώντας τον αισθητήρα PPG στον δείκτη του αριστερού χεριού και ταυτόχρονα τοποθετώντας τον δείκτη του δεξιού χεριού στον αισθητήρα καρδιακού παλμού. Οι μετρήσεις συστολικής πίεσης έγιναν με ένα πιεσόμετρο μπράτσου του εμπορίου, μοντέλου OMRON. Οι μετρήσεις με τις δύο συσκευές γίνονται διαδοχικά πρώτα με τη χρήση του πιεσόμετρου και στη συνέχεια με την συσκευή που κατασκευάσαμε. Έγινε προσπάθεια οι δύο μετρήσεις να διαφέρουν χρονικά μόνο λίγα δευτερόλεπτα. Επίσης για την λήψη του ΗΚΓ προτιμήθηκε η επιλογή του αισθητήρα καρδιακού παλμού αντί για την χρήση ηλεκτροδίων, καθώς θέλουμε να ελέγξουμε την δυνατότητα η συσκευή να μπορεί να φορεθεί και να έχει πιο εύκολη χρήση. Παρακάτω φαίνεται η χρήση του συστήματος και του πιεσόμετρου, τα στοιχεία που αφορούν τα άτομα που έγινε η εφαρμογή και οι μετρήσεις που προέκυψαν από το πιεσόμετρο αλλά και από το σύστημα που κατασκευάστηκε, Εικόνα 4.3.



Εικόνα 4.3 Σύστημα εκτίμησης αρτηριακής πίεσης

Για να μπορέσουμε να πάρουμε διαφορετικές τιμές συστολικής πίεσης (SBP) που να απέχουν μεταξύ τους, ένας τρόπος είναι κάποια λεπτά έντονης άσκησης.

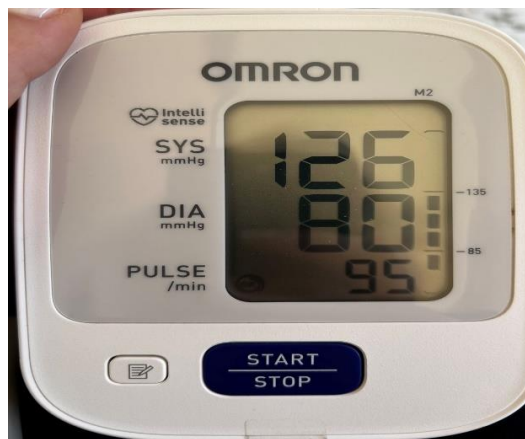
Έγινε δοκιμή σε δύο άτομα, το πρώτο άτομο στο οποίο έγινε δοκιμή του συστήματος είχε τα εξής χαρακτηριστικά : Ηλικία 26 ετών, Ύψος 1.58m, Βάρος 53 κιλά, Φύλο θήλυ και χωρίς παρουσία καρδιαγγειακών παθήσεων. Τα χαρακτηριστικά του δεύτερου ατόμου ήταν τα εξής: Ηλικία 19 ετών, Ύψος 1.56m, Βάρος 55 κιλά, Φύλο θήλυ και χωρίς παρουσία καρδιαγγειακών παθήσεων. Τα αποτελέσματα συστολικής πίεσης, μετρούμενης πίεσης, και η επαλήθευση τους με χρήση πιεσόμετρου, πραγματική πίεση, παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα, Πίνακας 1.

Πίνακας 1 Μετρήσεις SBP και PAT του ατόμου που εφαρμόστηκε

Άτομα	Πραγματική πίεση SBP (mmHg)	PAT (ms)	Μετρούμενη Πίεση BP(mmHg)
1ο	100	102	100,19
	126	273	129,5
	134	250	135,20
2ο	125	320	121,48
	102	111	100
	130	245	131,2

Οι παραπάνω μετρήσεις προκύπτουν ως έξοδοι στην σειριακή πόρτα του υπολογιστικού συστήματος που κατασκευάστηκε και από την χρήση κλασικού πιεσόμετρου για την επαλήθευση της ακρίβειάς τους.

Παρακάτω φαίνεται μια από τις δοκιμές του πρώτου ατόμου με τα αποτελέσματα που φέρει κατά την χρήση του πιεσόμετρου, Εικόνα 4.5. Συγκεκριμένα για την τιμή συστολικής πίεσης 126mmHg, που αντιστοιχεί στην μετρούμενη πίεση 129,52 mmHg, όπως φαίνεται στον Πίνακα 1 παραπάνω.



Εικόνα 4.4 Μέτρηση Συστολικής πίεσης με πιεσόμετρο. Διακρίνονται: SYS:126 mmHg, DIA:80 mmHg, Pulse/min:95.

Συνεπώς παρατηρείται ότι με σωστή τοποθέτηση των δαχτύλων στους αισθητήρες (όχι μεγάλη πίεση αλλά και καλή τοποθέτηση για ελαχιστοποίηση θορύβων) η συστολική πίεση που προκύπτει με το πιεσόμετρο έχει τιμή SBP:126mmHg και η τιμή που προκύπτει από τον υπολογισμό του συστήματος της συσκευής είναι SBP:129mmHg. Επομένως γίνεται μια πολύ καλή εκτίμηση της συστολικής πίεσης προσδιορίζοντας τον χρόνο διάδοσης παλμού.

5 Συμπεράσματα και επεκτάσεις

Στη εργασία αυτή σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε επιτυχημένα ένα σύστημα φορητής συσκευής με στόχο τον υπολογισμό αρτηριακής πίεσης μέσω του χρόνου διάδοσης παλμού. Για την επίτευξη αυτού του στόχου χρησιμοποιήθηκε η πλατφόρμα Arduino αξιοποιώντας τις δυνατότητες που διαθέτει. Η παρούσα συσκευή εμφάνισε μεγάλη ακρίβεια αποτελεσμάτων σε σχέση με τις κλασικές μεθόδους υπολογισμού της αρτηριακής πίεσης. Επιπλέον χάρη στην εκμετάλλευση του χρόνου διάδοσης παλμού η νέα και μη επεμβατική μέθοδος προσδιορισμού της αρτηριακής πίεσης, πλεονεκτεί ως προς την απλή χρήση της, την δυνατότητα να φορεθεί αλλά και ότι δεν απαιτεί μεγάλο κόστος κατασκευής.

Συνεπώς πρόκειται για μια εργασία που προσφέρει νέες γνώσεις στον τομέα υπολογισμού της αρτηριακής πίεσης, εισάγοντας μια εναλλακτική μεθοδολογία. Χρησιμοποιώντας το Arduino όπως αναφέρθηκε δεν δόθηκε μόνο η δυνατότητα απόκτησης και επεξεργασίας δεδομένων σε πραγματικό χρόνο, αλλά ανοίχτηκε ο δρόμος για να αναπτυχθούν προσιτές και εύκολης πρόσβασης συσκευές προς τον άνθρωπο με στόχο την παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης καθημερινά και εύκολα σε οπουδήποτε περιβάλλον. Βασισμένοι στην παρούσα εργασία θα μπορούσαν να γίνουν τροποποιήσεις ή και επεκτάσεις για καλύτερα αποτελέσματα αλλά και μελλοντικοί νέοι τρόποι χρήσης. Παραδείγματα και μελλοντικές εφαρμογές που θα μπορούσαν να υλοποιηθούν είναι οι εξής:

- Εφαρμογή της μεθόδου αυτής σε μεγαλύτερο πληθυσμό ανθρώπων ώστε να υπάρχουν πολλών μορφών συμμετέχοντες, με διαφορετική ηλικία, φύλο και διαφορετικά δεδομένα υγείας. Μια λύση θα μπορούσε να ήταν η εφαρμογή της σε διάφορες δημογραφικές ομάδες ώστε να προκύψουν πιο ακριβής αποτελέσματα σωστής λειτουργείας της μεθόδου.
- Έρευνα στην παρούσα μέθοδο με σκοπό την συνεχόμενη και μεγάλης διάρκειας παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης. Να γίνει μελέτη σχετικά με την επέκταση των δυνατοτήτων της μεθόδου για εφαρμογή της κατά το περπάτημα αλλά και δίνοντας την δυνατότητα συνεχούς παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης σε δραστηριότητες της καθημερινότητας.
- Ανάπτυξη αλγορίθμου που να προσεγγίζεται και η τιμή την διαστολικής πίεσης, ώστε να υπάρχει μια πιο ακριβή και ολοκληρωμένη εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης. Ωστόσο χάρη στην χρήση του αισθητήρα ΗΚΓ θα μπορούσε να αναπτυχθεί αλγόριθμος που να υπολογίζεται ο καρδιακός ρυθμός, παρέχοντας πλέον επαρκής πληροφορίες στο άτομο προς αξιολόγηση για την φυσική του κατάσταση.
- Χρήση και προσαρμογή κατάλληλων αλγορίθμων που σχετίζονται με την μηχανική μάθηση με στόχο την βέλτιστη ανάλυση του χρόνου διάδοσης παλμού. Επίσης θα μπορούσε να γίνει τροποποίηση του συστήματος ώστε να λαμβάνει περισσότερα δεδομένα με σκοπό την προσαρμογή του σε εξατομικευμένες διακυμάνσεις, σε διαφορετικούς εξωτερικούς παράγοντες και στην παροχή περισσότερων πληροφοριών.
- Πραγματοποίηση ερευνών για την μείωση του μεγέθους της συσκευής και την εύρεση κατάλληλων φορητών ενέργειων. Πετυχαίνοντας την ενσωμάτωση μιας τέτοιας συσκευής

παρακολούθησης αρτηριακής πίεσης σε αντικείμενο που φοριέται, επιτυγχάνεται ευκολία χρήσης αλλά και συνεχής παρακολούθηση.

- Δοκιμή να μπορέσει να ενσωματωθεί σε πλατφόρμες τηλεϊατρικής με στόχο την παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης εξ αποστάσεως. Πετυχαίνοντας την παραπάνω καινοτομία θα μπορούσε να δοθεί η ευκαιρία παρακολούθησης πίεσης είτε σε άτομα απομακρυσμένων περιοχών είτε σε άτομα με ειδικές ανάγκες που δεν μπορούν να έχουν προσβασιμότητα σε υγειονομικής περίθαλψης εγκαταστάσεις.
- Χρήση της μεθόδου από επαγγελματίες υγείας με σκοπό τον έλεγχο εγκυρότητας και αξιοπιστίας της συσκευής ώστε να μπορούν να ανταπεξέρχονται σε κλινικές συνθήκες. Αυτό θα βοηθήσει στο να εισχωρήσει η τεχνολογία σε πρακτικές της υγειονομικής περίθαλψης και θα κατοχυρώσει την προσαρμογή της με τα ιατρικά πρότυπα.

Συνεπώς, η μελέτη θέτει τις βάσεις για επιπλέον έρευνα στον τομέα υπολογισμού της αρτηριακής πίεσης, προσφέροντας μια αρκετά υποσχόμενη εναλλακτική μέθοδο χρησιμοποιώντας μια συσκευή διάδοσης χρόνου παλμού με βάση την πλατφόρμα του Arduino. Σύμφωνα με τις μελλοντικές εργασίες οι ερευνητές έχουν την δυνατότητα να συμμετέχουν στην ανάπτυξη προσβάσιμων, με μεγάλη ακρίβεια και φιλικών προς τον χρήστη λύσεων για την παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης.

6 Βιβλιογραφία

- [1] S. Medical, EnSite System Training, Athens: St. Jude Medical, 2018, pp. 1-3.
- [2] R. Whitaker, «Anatomy of the heart,» *Medicine*, τόμ. 46, αρ. 8, pp. 423-426, 2018.
- [3] R. Oberman , K. R. Shumway και B. Abhishek, *Physiology, Cardiac*, StatPearls, Επιμ., StatPearls, 2023.
- [4] P. C. Medical, «Blood Pressure,» Cleveland Clinic, 2022.
- [5] L. Peter , N. Noury και M. Cerny, «A review of methods for non-invasive and continuous blood pressure: Pulse transit time method is promising?,» ELSEVIER MASSON, France, 2014.
- [6] L. Geddes, M. Voelz, C. Babbs, J. Bourland και W. Tacker, «Pulse Transit Time as an Indicator of Arterial Blood Pressure,» σε *Psychophysiology*, τόμ. 18, USA, Wiley Online Library, 1981, pp. 71-74.
- [7] L. Tesi , A modular wearable device for vital signs monitoring in heavy industries, Turin: Polytechnic University of Turin, 2019-2020.
- [8] T. Treebupachatsakul , A. Boosamalee , S. Shinnakerdchoke, S. Pechprasarn και N. Thongpance, «Cuff-Less Blood Pressure Prediction from ECG and PPG Signals Using Fourier Transformation and Amplitude Randomization Preprocessing for Context Aggregation Network Training,» *biosensors*, τόμ. 12, αρ. 3, p. 2, 2022.
- [9] A. Attarpour , A. Mahnam, A. Aminitabar και H. Samani , «Biomedical Signal Processing and Control,» *ELSEVIER*, αρ. 49, pp. 212-220, 2019.
- [10] A. Zografos, Design and Implementation of a Portable Device for the Estimation of Blood Pressure, Athens: National Technical University of Athens, 2019.
- [11] R. Block, M. Yavarimanesh, K. Natarajan, A. Carek, A. Mousavi, A. Chandrasekhar, C. Kim, J. Zhu, G. Schifitto, I. Mestha, O. Inan, J. Hahn και R. Mukkamala, «Conventional pulse transit times as markers of blood pressure changes in humans,» *Scientific Reports*, αρ. 10, pp. 1-9, 2020.

- [12] E. Protocentral, «Protocentral MAX86150 ppg and ECG break out with WQIIC-v2,» Protocentral Electronics, India, 2020.
- [13] I. Maxim, MAX86150: Integrated Photoplethysmogram and Electrocardiogram Bio-Sensor Module For Mobile Health, Analog Devices, 2018.
- [14] U. Arduino, «Arduino uno Rev3,» ARDUINO, 2024. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://store.arduino.cc/>.
- [15] B. Arduino και T. Chung, «Arduino Memory Guide,» ARDUINO, 29 December 2023. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://docs.arduino.cc>. [Πρόσβαση 14 September 2023].
- [16] U. Arduino, «Language Reference,» 2021. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.arduino.cc>. [Πρόσβαση September 2023].
- [17] M. Legaspi και E. Pena, «I2C Communication Protocol: Understanding I2C Primer, PMBus, and SMBus,» 4 November 2021. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.analog.com>. [Πρόσβαση 10 August 2023].
- [18] M. Sharma , K. Barbosa, V. Ho, D. Griggs, T. Ghirmai, S. K. Krishnan, T. K. Hsiai, J.-C. Chiao και H. Cao, «Cuff-Less and Continuous Blood Pressure Monitoring: A Methodological Review,» *technologies*, τόμ. 5, αρ. 2, p. 7, 2017.
- [19] A. Whitchurch, `protocentral_max86150_ecg_ppg/examples`, India: GitHub, 2022.

Παράρτημα – Κώδικας

Παρουσιάζεται ο κώδικας που χρησιμοποιήθηκε για την υλοποίηση του συστήματος [19]. Για την εκτέλεση των γραφημάτων θα πρέπει να γίνει ενεργοποίηση των σχολίων που αφορούν τις κυματομορφές και οι εκτυπώσεις των δεδομένων (αποτελεσμάτων) να γίνουν σχόλια.

```
#include <Wire.h>
#include "max86150.h"
#include <FIR.h>

MAX86150 max86150Sensor;
//>-----//
#define BUFFER_SIZE 100 // Size of the buffer for storing samples
#define SAMPLING_INTERVAL 2 // Interval between samples in
milliseconds

uint16_t ecgBuffer[BUFFER_SIZE][2]; // ECG buffer with two columns for
sample value and timestamp
uint16_t ppgBuffer[BUFFER_SIZE][2]; // PPG buffer with two columns for
sample value and timestamp
//-----<//

int16_t ecgsigned16;
uint16_t ppgunsigned16;

FIR<long, 13> fir;

/*

FIR filter designed with
http://t-filter.appspot.com

sampling frequency: 200 Hz

fixed point precision: 16 bits

* 0 Hz - 1 Hz
  gain = 0
  desired attenuation = -40 dB
  actual attenuation = n/a

* 2 Hz - 25 Hz
  gain = 1
  desired ripple = 10 dB
```

```

    actual ripple = n/a

* 26 Hz - 100 Hz
  gain = 0
  desired attenuation = -40 dB
  actual attenuation = n/a

*/
long coef[13] = {
  -364,
  -103,
  -42,
  60,
  173,
  262,
  295,
  262,
  173,
  60,
  -42,
  -103,
  -364};

void setup()
{
  Serial.begin(57600);
  //Serial.println("MAX86150 Basic Reading Example");

  // Set the coefficients
  fir.setFilterCoeffs(coef);

  // Initialize sensor
  if (max86150Sensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST) == false)
  {
    Serial.println("MAX86150 was not found. Please check wiring/power.
");
    while (1)
      ;
  }

  max86150Sensor.setup(); // Configure sensor
}

void loop()

```

```

{
  //>-----//
  static int bufferIndex = 0;

  // bufferIndex = 0;
  static unsigned long previousMillis = 0;
  unsigned long currentMillis = millis();

  if (currentMillis - previousMillis >= SAMPLING_INTERVAL) {
    previousMillis = currentMillis;

  //-----<//
  if (max86150Sensor.check() > 0)
  {
    ppgunsigned16 = (uint16_t) (max86150Sensor.getFIFOred() >> 2); //
    ecgsigned16 = (int16_t)(max86150Sensor.getECG() >> 2);

    bufferIndex++;
    ecgBuffer[bufferIndex][0] = fir.processReading(ecgsigned16);
    ecgBuffer[bufferIndex][1] = currentMillis;

    ppgBuffer[bufferIndex][0] = ppgunsigned16;
    ppgBuffer[bufferIndex][1] = currentMillis;

    // Option for data curve printing.....
    //Serial.print(ppgBuffer[bufferIndex][0]); //add_on
    //Serial.print("\t\t"); //add_on
    //Serial.print(ecgBuffer[bufferIndex][0]); //add_on
    //Serial.print("\t\t"); //add_on
    //Serial.println(); //add_on
  //}

  // Buffer is full, calculate.....

  if (bufferIndex >= BUFFER_SIZE) {

    // Detect ECG max
    int16_t maxValue_ecg = max(ecgBuffer[0][0], ecgBuffer[1][0]); //
    Initialize the maximum value with the first two elements
    // Loop through the rest of the elements to find the minimum and
    maximum values
    for (int i = 2; i < bufferIndex; i++) {
      maxValue_ecg = max(maxValue_ecg, ecgBuffer[i][0]);
    }

    // Detect PPG max

```

```

uint16_t maxValue_ppg = max(ppgBuffer[0][0], ppgBuffer[1][0]); //
Initialize the maximum value with the first two elements
    // Loop through the rest of the elements to find the minimum and
maximum values
    for (int i = 2; i < bufferIndex; i++) {
        maxValue_ppg = max(maxValue_ppg, ppgBuffer[i][0]);
    }
// Detect ECG peaks
int ecgPeakIndex = detectPeak(ecgBuffer[bufferIndex][0], bufferIndex,
0.65*maxValue_ecg);
unsigned long ecgPeak_Time=ecgBuffer[ecgPeakIndex][1];

// Detect PPG peaks
int ppgPeakIndex = detectPeak(ppgBuffer[bufferIndex][0], bufferIndex,
0.65*maxValue_ppg);
unsigned long ppgPeak_Time=ppgBuffer[ppgPeakIndex][1];

/*-----CALCULATE PTT & BP -----*/
float PTT=(ecgPeak_Time-ppgPeak_Time);
float PAT=PTT/1000;
float BP;
if (PAT > 0.150 & PAT <300 ){
    BP=(2.2/(PAT*PAT))+100;
}
/*-----PRINT DATA -----*/

Serial.print("MAX (ECG): ");
    Serial.print(ecgBuffer[ecgPeakIndex][0]);
Serial.print("\t\t");
Serial.print("MAX (ECG)_TIME: ");
Serial.print(ecgPeak_Time);
Serial.print("\t\t");
Serial.print("MAX (ECG)_INDEX: ");
Serial.print(ecgPeakIndex);
Serial.print("\t\t");
    Serial.print("MAX (PPG): ");
Serial.print(ppgBuffer[ppgPeakIndex][0]);
Serial.print("\t\t");
Serial.print("MAX (PPG)_TIME: ");
Serial.print(ppgPeak_Time);
Serial.print("\t\t");
Serial.print("MAX (PPG)_INDEX: ");
Serial.print(ppgPeakIndex);
Serial.print("\t\t");
Serial.print("PTT (PTT): ");

```

```

    Serial.print(PAT,4);
    Serial.print("\t\t");
    Serial.print("BP: ");
    Serial.print(BP);
    Serial.println();//add_on

    bufferIndex = 0;
}
}
}
// Function to detect peaks in a signal array
int detectPeak(int signal[], int signalLength, int threshold) {
    int peakIndex = 0; // Index of detected peak

    for (int i = 1; i < signalLength - 1; i++) {
        // Check if signal[i] is a peak
        if (signal[i] > signal[i - 1] && signal[i] > signal[i + 1] &&
signal[i] > threshold) {
            peakIndex = i;
            break;
        }
    }

    return peakIndex;
}

```

