



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**Εξαγωγή και παρακολούθηση της μεταβλητότητας καρδιακού ρυθμού μέσω
Φωτοπληθυσμογραφικού αισθητήρα και σύγκριση αυτού με αισθητήρα
Βιοαγωγιμότητας**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ευθύμιος Θεοδώρου

Επιβλέπων : Δημήτριος – Διονύσιος Κουτσούρης

Καθηγητής Ε.Μ.Π

Αθήνα, Δεκέμβριος 2017



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**Εξαγωγή και παρακολούθηση της μεταβλητότητας καρδιακού ρυθμού μέσω
Φωτοπληθυσμογραφικού αισθητήρα και σύγκριση αυτού με αισθητήρα
Βιοαγωγιμότητας**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ευθύμιος Θεοδώρου

Επιβλέπων : Δημήτριος – Διονύσιος Κουτσούρης

Καθηγητής Ε.Μ.Π

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή

Δ.-Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής ΕΜΠ

Γ. Ματσόπουλος
Καθηγήτρια ΕΜΠ

Π. Τσανάκας
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Δεκέμβριος 2017

.....
Ευθύμιος Θεοδώρου

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

Copyright © Ευθύμιος Θεοδώρου, 2013

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Περίληψη

Η Παρούσα διπλωματική ασχολείται με την εξαγωγή της Μεταβλητότητας Καρδιακής Συχνότητας με την χρήση της τεχνολογίας της Φωτοπληθυσμογραφίας, και την κατόπιν σύγκριση του με δεδομένα από αισθητήρα Βιοαγωγιμότητας, για την επικύρωση της ποιότητας και της ακρίβειας των μετρήσεων.

Η τεχνική της Φωτοπληθυσμογραφίας ανακαλύφθηκε το 1979 και είναι μια τεχνολογία γνώριμη λόγω της χρήσης της στα ιατρικά οξύμετρα. Σήμερα, η τεχνολογία αυτή έρχεται ακόμα πιο έντονα στο προσκήνιο, κυρίως λόγω της ραγδαίας ανάπτυξης της βιομηχανίας των φορητών ηλεκτρονικών συσκευών. Στις συσκευές αυτές, αισθητήρες Φωτοπληθυσμογραφίας επιστρατεύονται για την ανίχνευση του καρδιακού παλμού του χρήστη, με απώτερο σκοπό την βελτίωση της υγείας του αλλά και την πρόσληψη ιατρικών νοσημάτων.

Με τους αισθητήρες Φωτοπληθυσμογραφίας να εξελίσσονται συνεχώς, προσφέροντας ακριβέστερα και πιο ποιοτικά δεδομένα, μοιραία το πεδίο ενδιαφέροντος στρέφεται στην δυνατότητα απρόσκοπτης και 24ωρης συλλογής της ΜΚΣ, δεδομένης της πλούσιας πληροφορίας και γνώσης που μπορεί να προσφέρει για το Αυτόνομο Νευρικό Σύστημα και την συνολική υγεία του χρήστη.

Για αυτό το λόγο, στην παρούσα διπλωματική κατασκευάσαμε έναν αισθητήρα Φωτοπληθυσμογραφίας στα πρότυπα της βιομηχανίας και κατόπιν συγκρίναμε τα δεδομένα της λαμβάνοντας ΜΚΣ με αυτά από ένα σύστημα Βιοαγωγιμότητας που βρίσκεται πολύ κοντά στα Ιατρικά πρότυπα. Απώτερος σκοπός η επικύρωση της χρήσης της Φωτοπληθυσμογραφίας σαν μια βιώσιμη λύση για την 24ωρη παρακολούθηση της ΜΚΣ του χρήστη και την περαιτέρω χρήση των δεδομένων για την εξαγωγή ιατρικών συμπερασμάτων για την υγεία – σωματική και ψυχική – του χρήστη.

Λέξεις-κλειδιά: Φωτοπληθυσμογραφία, Μεταβλητότητα Καρδιακής Συχνότητας, Βιοαγωγιμότητα, Μεταβλητότητα Καρδιακού Ρυθμού, Kubios HRV.

Abstract

The present thesis has the objective of the extraction of Heart Rate Variability signal with the use of the technology of Photoplethysmography., and its comparison with the data from a bio-impedance sensor, for the validation of the quality and the accuracy of the data.

The principle of Photoplethysmography was invented in 1979, and it is a familiar technology, through its use in pulse oximetry medical devices. Today, this technology comes even more into the spotlight, mainly due to the explosion of the electronic wearable devices market. In these devices, Photoplethysmography sensors are implemented for the extraction of the Heart Rate of the user, in order to improve the subjects' health and moreover monitor and prevent potential diseases.

With the Photoplethysmography sensors becoming more and more accurate and extracting higher quality of data, the attention is shifting towards the ability of continuous monitoring and acquisition of the user's Heart Rate Variability, given the rich information that this signal carries for the Autonomous Nervous System and overall health of the user.

For this purpose, in this thesis, a Photoplethysmography sensor was constructed at the industry standards and then compared the resulting HRV signal with a highly accurate Bio-impedance sensor, which has a very close correlation to a medical ECG device. The goal was to validate the use of wrist-based Photoplethysmography as a viable solution for the continuous monitoring of the HRV signal, for the extraction of meaningful medical results for the user.

Keywords: Heart Rate Variability, Photoplethysmography, Wearables, Bioimpedance, Polar H7, Kubios HRV.

Ευχαριστίες

Για την εκπόνηση αυτής της διπλωματικής, θα ήθελα να ευχαριστήσω πάνω από όλα τους γονείς μου, για την αμέριστη στήριξη που μου παρείχαν κατά την διάρκεια των προπτυχιακών σπουδών μου. Έπειτα, θέλω να ευχαριστήσω το Εργαστήριο Βιοιατρικής τεχνολογίας του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου για την ευκαιρία που μου έδωσαν να ασχοληθώ με ένα τόσο ενδιαφέρον και up-to-date θέμα.

Λίστα Περιεχομένων

Κεφαλαίο 1ο :Θεωρητικό και Τεχνολογικό Υπόβαθρο.....	6
1. 1 Η φυσιολογία της καρδιάς	6
1.1.1 Εισαγωγή στην Φυσιολογία της Καρδιάς	6
1.1.2 Ο Φλεβοκόμβος	7
1.2 Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ).....	9
1.3 Η τεχνολογία της Φωτοπλυθσημογραφίας	11
1.3.1 Το σήμα PPG.....	12
1.3.2 Φυσιολογία της Επιδερμίδας	13
1.3.3 Θεμελιώδεις αρχές οπτικής.....	14
1.3.3.1 Επιλογές οπτικού μήκους κύματος.	15
1.3.4 Δυο είδη PPG λειτουργίας	18
1.4 Μεταβλητότητα Καρδιακού Ρυθμού (ΜΚΡ)	21
1.4.1 Εξαγωγή της Μεταβλητότητας Καρδιακού Σήματος.....	21
1.4.2 Φυσιολογία του ΜΚΡ	22
1.4.3 Διαγνωστικές Ικανότητες της ΜΚΣ.....	23
1.4.4 Τεχνικά χαρακτηριστικά της ΜΚΣ.....	23
Κεφάλαιο 2ο: Συνεχή Παρακολούθηση ΜΚΡ και Φορητές Ηλεκτρονικές Συσκευές	25
2.1 Συνεχή Παρακολούθηση ΜΚΡ	25
2.1.1 Καρδιολογικές Παθήσεις	26
2.1.2 Φυσιολογικές και Ψυχολογικές Παθήσεις.....	28
2.2 Ιατρικές Συσκευές Παρακολούθησης	30
2.2.1 Η συσκευή Holter	31
2.3 Φορητές Ηλεκτρονικές Συσκευές.....	34
Κεφάλαιο 3ο: Κατασκευή ενός Αισθητήρα Φωτοπλυθσημογραφίας.	39
3.1 Δομικά Στοιχεία Αισθητήρα Φωτοπλυθσημογραφίας.....	39
3.2 Σύστημα σε Ψηφίδα (System on a chip - SoC).....	41
3.3 Συμβιβασμοί Μεταξύ Διακριτής και Ενσωματωμένης Σχεδίασης	42
3.4 Το τσίπ Si1143	44
3.4.1 Φασματική Απόκριση Φωτοδίοδων	45
3.4.2 Οδηγοί Ρεύματος Φωτοεκπομπών	46
3.4.3 Πρωτόκολλο I2C.....	47
3.5 Σχεδίαση Αισθητήρα Φωτοπλυθσημογραφίας.....	48
3.5.1 Σχεδίαση σε Πλακέτα	50
3.5.2 Συσκευασία του αισθητήρα	52
Κεφάλαιο 4ο : Πειραματική Υλοποίηση, Μετρήσεις και Αποτελέσματα	53
4.1 Περιγραφή και Στόχος του Πειράματος.....	53
4.2 Το πρόγραμμα Κυβίου.....	57
4.3 Παρουσίαση των αποτελεσμάτων.....	59
4.3.1 Χαρακτηριστικά στο πεδίο του χρόνου	59
4.3.2. Παρουσίαση Αποτελεσμάτων στο Πεδίο της Συχνότητας.....	61
4.3.3. Αποτελέσματα Μη-Γραμμικής Ανάλυσης.	62
4.4 Συμπεράσματα του Πειράματος και Μελλοντικές Εργασίες.....	65

Λίστα Εικόνων

Εικόνα 1: Η ανατομία της καρδιάς	7
Εικόνα 2: Το Ηλεκτρικό σύστημα της καρδιάς.....	8
Εικόνα 3: Χαρακτηριστική μορφή ενός καρδιακού παλμού.....	12
Εικόνα 4: Βασική αρχή λειτουργίας της Φωτοπλυθησμογραφίας.....	13
Εικόνα 5: Σύγκριση μεταξύ σήματος ΗΚΓ και ΦΠΓ	15
Εικόνα 6: Τα διάφορα στρώματα του ανθρώπινου δέρματος	16
Εικόνα 7: Επίπεδα απορρόφησης οπτικού φάσματος για διάφορα στοιχεία του ανθρώπινου δέρματος.....	19
Εικόνα 8: Ποσοστά απορρόφησης Hb και HbO ₂ συναρτήσει του μήκους κύματος.....	21
Εικόνα 9: Η αντανάκλαστική και η μεταφορική μέθοδος λειτουργίας της ΦΠΓ	22
Εικόνα 10: Αντιπροσωπευτικό σήμα ΦΠΓ.....	23
Εικόνα 11: Ποιοτικές διαφορές σήματος ΦΠΓ όπως συλλέγεται σε διαφορετικά μέρη του σώματος.....	24
Εικόνα 12: Το RR διάστημα ενός ΗΚΓ και το PP διάστημα ενός ΦΠΓ σήματος	26
Εικόνα 13: Ποιοτική Διαφορά ΜΚΡ όταν το άτομο βρίσκεται υπο την επίδραση άγχους	33
Εικόνα 14: Η φορητή συσκευή Holter	37
Εικόνα 15: Ο εμφυτεύσιμος καρδιακός καταγραφέας	39
Εικόνα 16: Τυπική συσκευή καρπού με αισθητήρα ΦΠΓ στο κάτω μέρος.....	42
Εικόνα 17: Συσκευή παρακολούθησης ΦΠΓ στους ακουστικούς πόρους του χρήστη	43
Εικόνα 18: Συσκευή παρακολούθησης ΜΚΡ εφαρμοζόμενη στον θώρακα του χρήστη	44
Εικόνα 19: Αναλογικό μέρος αισθητήρα ΦΠΓ	45
Εικόνα 20: Ενισχυτής διαγωγιμότητας για την ενίσχυση του ρεύματος φωτοδιόδου	46
Εικόνα 21: Διάγραμμα στοιχείων αισθητήρα ΦΠΓ σε ψηφίδα.....	47
Εικόνα 22: Τυπική ψηφίδα αισθητήρα ΦΠΓ.....	49
Εικόνα 23: Διάγραμμα συνδεσμολογίας της ψηφίδας Si1143 για την ορθή λειτουργία της	50
Εικόνα 24: Φασματική απόκριση των φωτοδιοδών της ψηφίδας Si1143.....	51
Εικόνα 25: Επιλογές ρεύματος οδήγησης των LEDs μέσα απο τον προγραμματισμό του Si1143.....	52
Εικόνα 26: Σχηματικό διασύνδεσης του αισθητήρα Si1143.....	56
Εικόνα 27: Προτεινόμενη χωροταξική τοποθέτηση αισθητήρα και Φωτοεκπομπών απο τον κατασκευαστή	57
Εικόνα 28: Σχεδιασμός της διάταξης της πλακέτας του αισθητήρα που κατασκευάστηκε.....	58
Εικόνα 29: Τρισδιάστατη απεικόνιση της πλακέτας του αισθητήρα που κατασκευάστηκε.....	59
Εικόνα 30: Οπτική απομόνωση φωτοδιόδου και φωτοεκπομπού για την αποφυγή οπτικών παρεμβολών	60
Εικόνα 31: Ο αισθητήρας Βιοαγωγιμότητας Polar H7	62
Εικόνα 32: Διασύνδεση αισθητήρα ΦΠΓ με το Arduino Uno	63
Εικόνα 33: Η Εφαρμογή Elite HRV κατα την διάρκεια συλλογής δεδομένων ΜΚΡ απο το Polar H7.	64
Εικόνα 34: Το σήμα ΦΠΓ όπως συλλέγεται απο την ψηφίδα Si1143. Οι κορυφές αναφέρονται με κόκκινο, όπως εντοπίζονται απο τον αλγόριθμο Find Peaks στο Matlab.	65
Εικόνα 35: Παρουσίαση Αποτελεσμάτων στο Πεδίο του Χρόνου για το πρόγραμμα Kubios HRV.....	66
Εικόνα 36: Παρουσίαση αποτελεσμάτων στο Πεδίο της Συχνότητας για το πρόγραμμα Kubios HRV.....	67
Εικόνα 37: Αποτελέσματα μη-γραμμικής ανάλυσης απο το πρόγραμμα Kubios HRV.	68
Εικόνα 38: Οι κατανομές PP-διαστημάτων και καρδιακού ρυθμού για το Polar(πάνω διαγράμματα) και τον αισθητήρα ΦΠΓ(κάτω διαγράμματα)	69
Εικόνα 39: Διαγράμματα FFT και Φασματος αυτοπαλινδρόμησης, πάνω για τον αισθητήρα Polar H7 και κάτω για τον αισθητήρα ΦΠΓ.	72

Εικόνα 40: Μη γραμμικά αποτελέσματα για τον αισθητήρα Polar H7(πάνω διαγράμματα) και τον αισθητήρα ΦΠΓ(κάτω διαγράμματα)	74
--	----

Λίστα Πινάκων

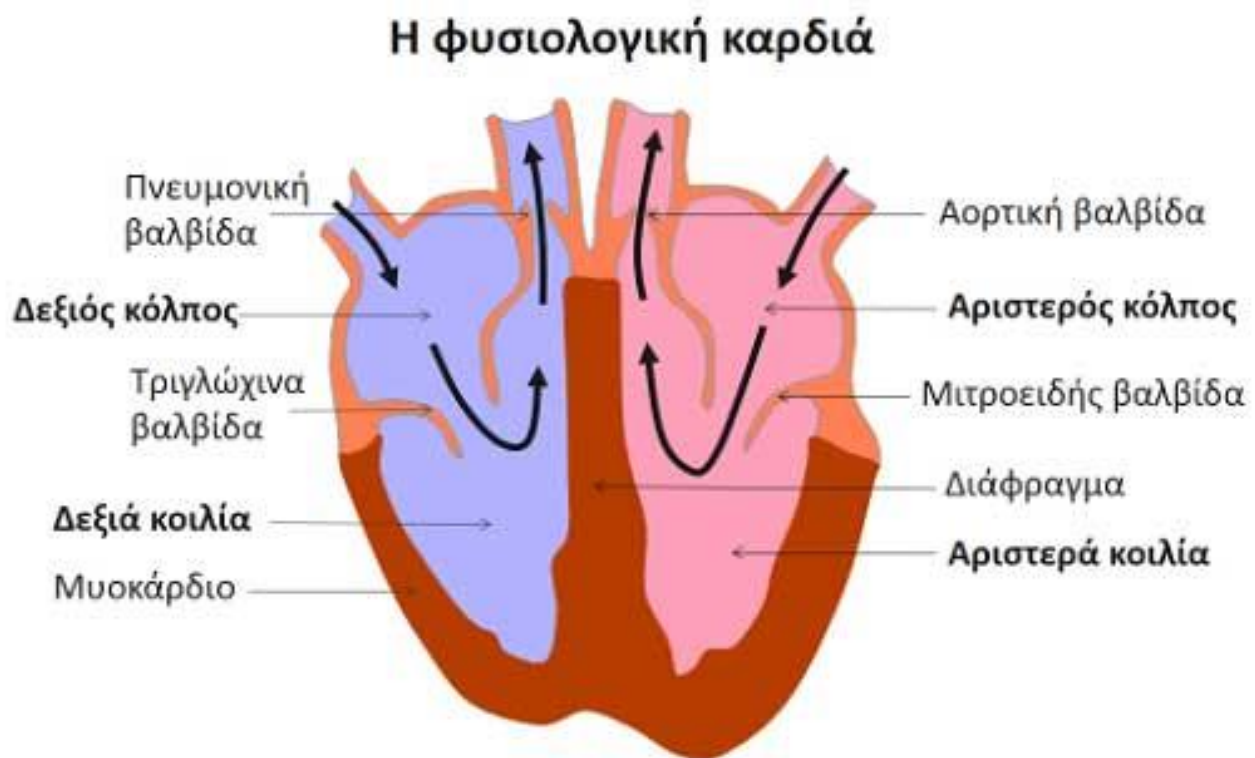
Πίνακας 1: Μήκος διασχυσης για οπτικό σήμα διαφορετικών συχνοτήτων	19
Πίνακας 2: Διαφορετικές συχνοτικές συνιστώσες της ΜΚΣ και η φυσιολογική συσχέτισή τους	26
Πίνακας 3: Χαρακτηριστικά στο Πεδίο του Χρόνου για τα δυο σήματα ΜΚΡ	61
Πίνακας 4: Οι προκύπτουσες τιμές του φάσματος ισχυος της ΜΚΣ στα τρία διαφορετικά εύρη συχνοτήτων.	63
Πίνακας 5: Αποτελέσματα μη-γραμμικής ανάλυσης απο το πρόγραμμα Kubios για τα 10 σετ μετρήσεων.....	65

Κεφάλαιο 1ο:Θεωρητικό και Τεχνολογικό Υπόβαθρο

1. 1 Η φυσιολογία της καρδιάς

1.1.1 Εισαγωγή στην Φυσιολογία της Καρδιάς

Η καρδιά είναι ένας εξειδικευμένος μυς που λειτουργεί συνέχεια σαν αντλία προωθώντας το αίμα προς το υπόλοιπο σώμα και τους πνεύμονες με δύο ξεχωριστές κυκλοφορίες. Έχει 4 κοιλότητες 2 στο πάνω μέρος, τους κόλπους (δεξιός και αριστερός) και 2 στο κάτω μέρος, τις κοιλίες (δεξιά και αριστερή). Σε κάθε παλμό της καρδιάς ο καρδιακός μυς, το μυοκάρδιο, συστέλλεται για να εξωθήσει το αίμα και έτσι να εξασφαλιστεί η τροφοδότηση όλων των οργάνων και των ιστών του σώματος.

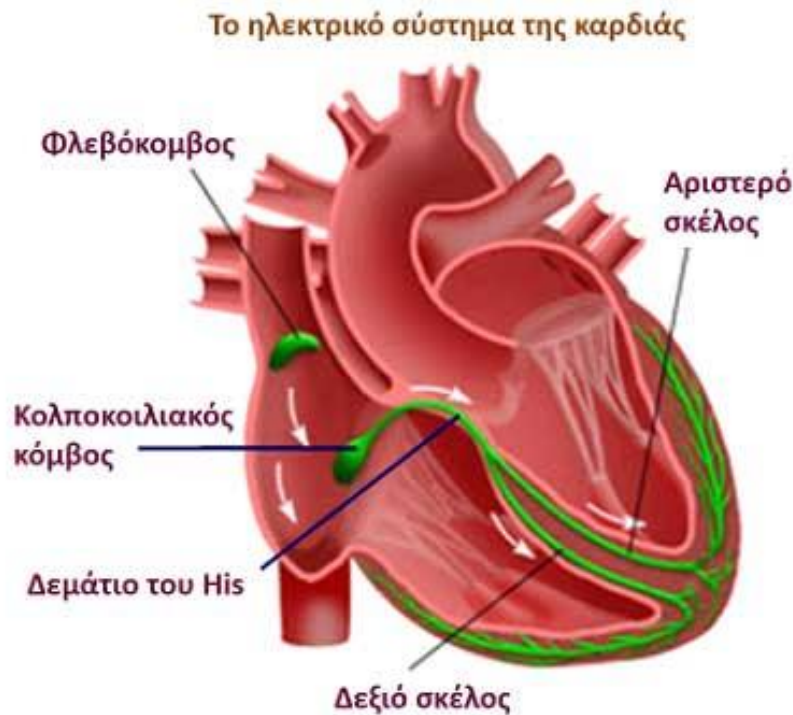


Εικόνα 1: Η ανατομία της καρδιάς

Η λειτουργία της καρδιάς εξυπηρετεί δύο κυκλοφορίες, τη συστηματική και την πνευμονική. Η πνευμονική κυκλοφορία μεταφέρει το αποοξυγονωμένο αίμα (φτωχό σε οξυγόνο) από την δεξιά κοιλία στους πνεύμονες για να το εμπλουτίσει και αφού γίνει αυτό το οξυγονωμένο πια αίμα μεταφέρεται στην καρδιά και συγκεκριμένα στον αριστερό κόλπο και από εκεί στην αριστερή κοιλία. Από την αριστερή κοιλία ξεκινά η συστηματική κυκλοφορία που στόχο έχει να μεταφέρει το οξυγονωμένο αίμα στους ιστούς όλου του σώματος για να τους τροφοδοτήσει με οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά. Όταν λοιπόν αποδοθεί στους ιστούς το οξυγόνο, το αίμα χάνει το πλεόνασμα του σε οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά και διαμέσου των φλεβών επιστέφει πάλι στις δεξιές κοιλότητες της καρδιάς, δηλαδή τον δεξιό κόλπο και την δεξιά κοιλία για να μεταφερθεί πάλι μέσω της πνευμονικής κυκλοφορίας στους πνεύμονες που θα ξαναεμπλουτιστεί με οξυγόνο.

1.1.2 Ο Φλεβοκόμβος

Οι παραπάνω υδραυλικές λειτουργίες της καρδιάς ενορχηστρώνονται και συγχρονίζονται από μικρά ηλεκτρικά ερεθίσματα στην καρδιά. Με έναν εξαιρετικά οργανωμένο τρόπο σε κάθε καρδιακό παλμό, το ηλεκτρικό αυτό ερέθισμα ξεκινάει από μία περιοχή του δεξιού κόλπου, τον φλεβοκόμβο. Ο φλεβοκόμβος παράγει το αρχικό ηλεκτρικό ερέθισμα, τον “βηματισμό” για κάθε καρδιακό παλμό. Το προκύπτον ηλεκτρικό σήμα ακολουθεί μια συγκεκριμένη και απόλυτα προγραμματισμένη πορεία διεγείροντας αρχικά τους κόλπους της καρδιάς (δεξιό και αριστερό), αναγκάζοντάς τους να συσταλούν και να προωθήσουν το αίμα στις κοιλίες της καρδιάς (δεξιά και αριστερή). Στη συνέχεια το ερέθισμα περνάει από τον κολποκοιλιακό κόμβο που βρίσκεται ανάμεσα στους κόλπους και τις κοιλίες. Στον κολποκοιλιακό κόμβο το ηλεκτρικό ερέθισμα υφίσταται μια μικρή επιβράδυνση της κατά τα λοιπά μέρη ταχύτατης πορείας του κατά περίπου 0,12-0,20 δευτερόλεπτα. Ακολούθως, το ηλεκτρικό σήμα περνά ταχύτατα από το δεμάτιο του His και κατόπιν διαδίδεται δια μέσου δύο σκελών, του δεξιού και του αριστερού σκέλους, στις αντίστοιχες κοιλίες της καρδιάς για να προκαλέσει την συστολή τους που θα εξωθήσει το αίμα στα περιφερικά όργανα.



Εικόνα 2: Το Ηλεκτρικό σύστημα της καρδιάς

1.2 Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)

Αυτή την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς μπορούμε να την καταγράψουμε μέσω ενός ειδικού οργάνου, του ηλεκτροκαρδιογράφου. Εφευρέτης του ηλεκτροκαρδιογράφου υπήρξε ο William Einthoven, ο οποίος τιμήθηκε με βραβείο νόμπελ για αυτή την εφευρεσή του (1924).

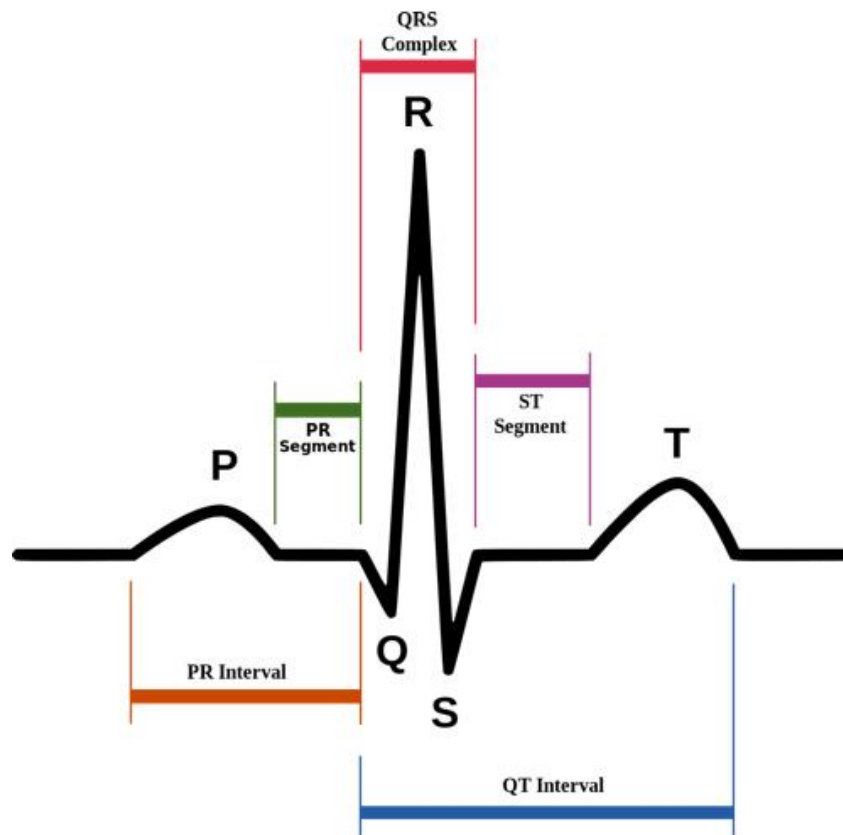
Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG) χρησιμοποιείται για την μέτρηση του ρυθμού και της συχνότητας των καρδιακών παλμών, όπως επίσης και το μέγεθος και την θέση των κοιλοτήτων. Από την κυματομορφή του ECG μπορούν να εξαχθούν πολύτιμα στοιχεία για την παρουσία βλάβης στην καρδιά, π.χ. αρρυθμίες, χαμηλή ροή αίματος κ.α. .

Η χρήση του ηλεκτροκαρδιογράφου προϋποθέτει την εναπόθεση ηλεκτροδίων (επαφών) στο σώμα του ασθενή, σε συγκεκριμένα σημεία στα άκρα και στον θώρακα της προκάρδιας περιοχής. Η χρήση των επαφών συνήθως συνοδεύεται από εφαρμογή gel στα σημεία εναπόθεσης στο σώμα, ώστε να βελτιωθεί η αγωγιμότητα των επαφών και να βελτιωθεί ο σηματοθορυβικός λόγος των μετρήσεων. Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς μέσω των επαφών ενισχύεται ηλεκτρονικά και απεικονίζεται σε οθόνη με την βοήθεια υπολογιστή.

Ένα τυπικό σήμα ECG του καρδιακού κύκλου αποτελείται απο τρία μέρη:

- το κύμα P : το πρώτο κύμα του ECG είναι το P κύμα, που σχετίζεται με την κοιλική εκπόλωση.
- Το κύμα QRS: αποτελεί συνδιασμό των Q, R και S κυματομορφών, και σχηματίζεται απο την συστολή της κοιλίας.
- Το κύμα T: το κύμα T σηματοδοτείται απο την επαναπόλωση της κοιλότητας.

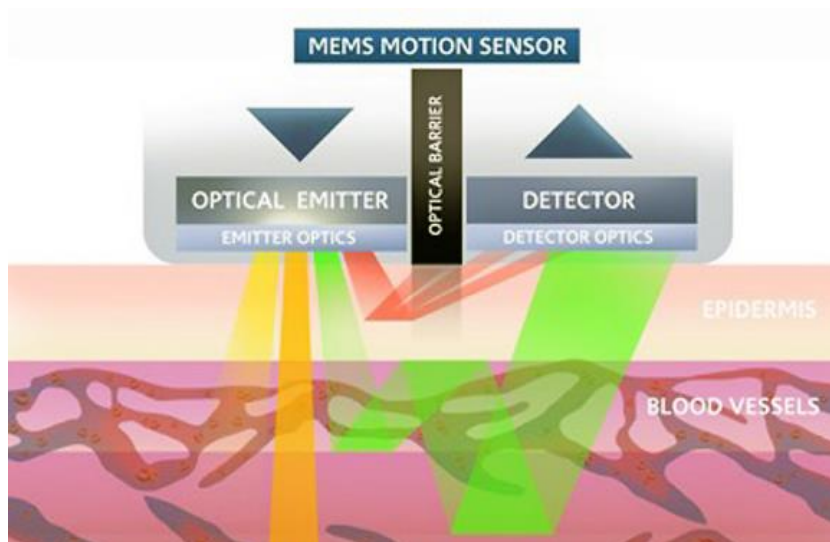
Τα παραπάνω στοιχεία συνδιάζουν μια πλήρη κυματομορφή του ECG για έναν καρδιακό κύκλο, και η χαρακτηριστική μορφή τους φαίνεται στην Εικόνα 3:



Εικόνα 3: Χαρακτηριστική μορφή ενός καρδιακού παλμού

1.3 Η τεχνολογία της Φωτοπλυθesimoγραφίας

Η Φωτοπλυθesimoγραφία(Photoplethysmography-PPG) είναι μια απλή και χαμηλού κόστους οπτική μέθοδος που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανίχνευση της αλλαγής του όγκου του αίματος στην μικροαγγειακή επιδερμίδα του ιστού¹. Είναι μια τεχνολογία που χρησιμοποιείται σε ένα ευρέο φάσμα εμπορικών εφαρμογών, από όργανα μέτρησης της οξυγόνωσης του αίματος μέχρι φορητά ηλεκτρονικά για την βελτίωση της ποιότητας υγείας του χρήστη. Η βασική μορφή της τεχνολογίας PPG χρησιμοποιεί μόνο λίγα στοιχεία, μια πηγή φωτός(πομπός) που προσπίπτει στην ανθρώπινη επιδερμίδα, και ένας φωτοευαίσθητος δέκτης που μετράει τις μικρές εναλλαγές στην ένταση του φωτός, οι οποίες σχετίζονται με τις μεταβολές της αιμάτωσης στο προσπίπτον σημείο. Ο βασικός κανόνας φαίνεται στην παρακάτω εικόνα:



Εικόνα 4: Βασική αρχή λειτουργίας της Φωτοπλυθesimoγραφίας

1.3.1 Το σήμα PPG

Το σήμα ΦΠΓ, αν και δεν μπορεί προς το παρόν να ανταγωνιστεί το ECG στην πρόγνωση και παρακολούθηση καρδιακών παθήσεων για ιατρικούς σκοπούς, διαθέτει κάποια πρακτικά πλεονεκτήματα. Οι μετρήσεις ΦΠΓ μπορούν να πραγματοποιηθούν με έναν εύκολο και μη-ενοχλητικό τρόπο, χωρίς την παρουσία επαφών στο σώμα του ασθενούς. Επίσης, πρόκειται για μια πιο προσιτή τεχνολογία σε σχέση με το ECG με δυνατότητα μεγάλου βαθμού χωρικής ολοκλήρωσης, ενώ μπορεί να προσφέρει ικανοποιητική πληροφορία σε πολλαπλά σημεία του σώματος, εκτός της θωρακικής περιοχής. Όλοι οι παραπάνω λόγοι συνιστούν την συγκεκριμένη τεχνολογία ελκυστική σε εμπορικές συσκευές καθημερινής χρήσης.

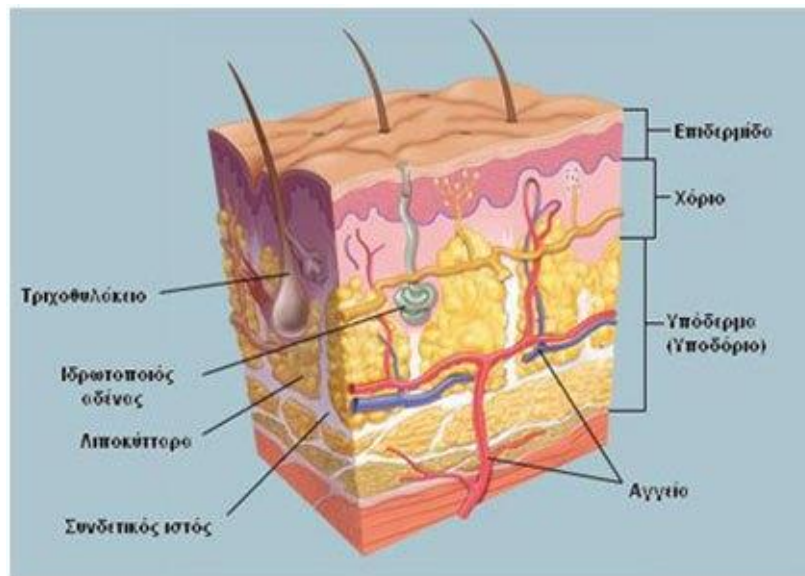
Η μορφή του σήματος ΦΠΓ διαφέρει από αυτή του ECG(Εικόνα 5). Η μορφή του οφείλεται στην ιδιότητα της απορροφητικότητας του προσπίπτον φωτός από το αίμα. Συνεπώς, η προκύπτουσα κυματομορφή παρουσιάζει μεγάλη συσχέτιση με την ροή του αίματος για κάθε καρδιακό κύκλο. Το χαμηλό πλάτος υποδεικνύει εξασθένηση του ανακλώντος φωτός λόγω απορρόφησης από την υψηλή συγκέντρωση αίματος στον ιστό, ενώ οι κορυφές αναδεικνύουν την χαμηλή συγκέντρωση αυτού.



Εικόνα 5: Σύγκριση μεταξύ σήματος ΗΚΓ και ΦΠΓ

1.3.2 Φυσιολογία της Επιδερμίδας

Τυπικά, οι μετρήσεις PPG γίνονται στην επιφάνεια του ανθρώπινου δέρματος. Το ανθρώπινο δέρμα μπορεί να χωριστεί σε τρεις κατηγορίες: Την επιδερμίδα, το χόριο και το υποδόριο, σχηματίζοντας το μοντέλο δέρματος τριών επιστρώσεων (Εικόνα 6). Η επιδερμίδα αποτελεί την πιο εξωτερική στρώση του ανθρώπινου δέρματος και είναι υπεύθυνη για την προστασία του δέρματος ενάντια στις βλαβερές ακτινοβολίες, μέσω της απορροφησής τους.



Εικόνα 6: Τα διάφορα στρώματα του ανθρώπινου δέρματος

Το χόριο μπορεί περαιτέρω να χωριστεί σε τρεις ξεχωριστές στρώσεις, που έχουν διαφορετικές συγκεντρώσεις αίματος. Η πρώτη στρώση αφορά τα επιφανειακά αιμοφόρα αγγεία (φλέβες) και τους σμιγματογόνους αδένες των τριχοειδών απολίξεων, ενώ η τρίτη αναφέρεται στα βαθύτερα αιμοφόρα αγγεία στο χαμηλότερο επίπεδο του χόριου.

1.3.3 Θεμελιώδεις αρχές οπτικής

Ως μια οπτική μέθοδος, το PPG χρειάζεται μια πηγή φωτός και έναν φωτοδέκτη για να λειτουργήσει, και συνεπώς εξαρτάται από τις οπτικές ιδιότητες του βιολογικού ιστού στην περιοχή επιλογής. Το ανθρώπινο σώμα αποτελείται από κόκκαλα, αγγεία αίματος, ιστούς, υγρά, δέρμα και αίμα. Κάθε ένα από αυτά τα συστατικά έχει ξεχωριστές οπτικές ιδιότητες. Οπότε, η αλληλεπίδραση του φωτός με τους βιολογικούς αυτούς ιστούς είναι πολύπλοκη και περιλαμβάνει διεργασίες διασκόρπισης, απορρόφησης, αντανάκλασης και μεταφοράς[2].

Ο Νόμος του Beer Lambert.

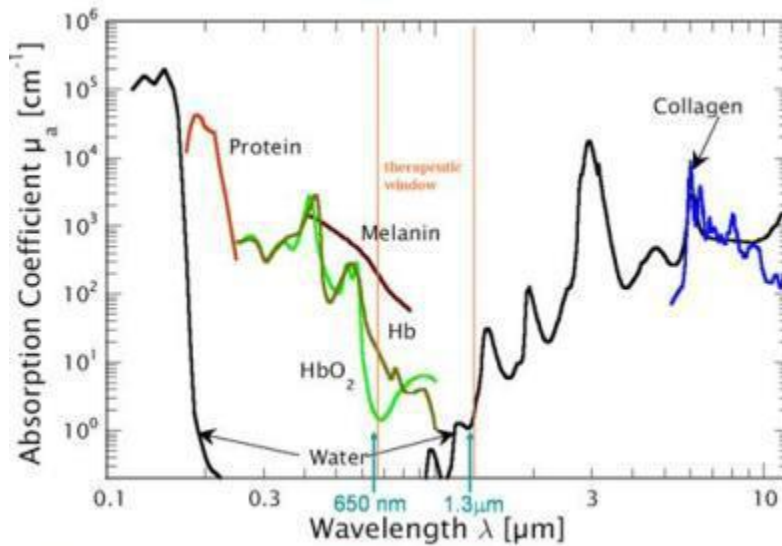
Η πιο κοινή φυσική θεώρηση στο PPG είναι πως οι αλλαγές στην ένταση του μετρούμενου φωτός οφείλονται κατά κύριο λόγο στις μεταβολές του όγκου του αίματος. Η αρκετά ομοιόμορφη διανομή του αίματος μέσα στα περιφερειακά αγγεία, μας οδήγησε στην υπόθεση πως πιθανόν μπορούμε να μοντελοποιήσουμε τις μεταβολές του όγκου του αίματος μέσω των αλλαγών των μακροσκοπικών ιδιοτήτων του δέρματος. Από τις πρώτες μελέτες του PPG, το μοντέλο του Beer-Lambert υιοθετήθηκε, ως ένα απλό μοντέλο που μπορεί να βοηθήσει στην φυσιολογική κατανόηση του φαινομένου. Ο νόμος του Beer-Lambert συσχετίζει το φως που μεταφέρεται μέσω ενός ομοιογενές μέσου και την απορροφητικότητα της συγκέντρωσης του μέσου αυτού. Πιο ειδικά, αν ένα μονοχρωματικό φως έντασης I_0 εισέλθει ενός μέσου, ένα μέρος του μέσου αυτού μεταφέρεται ενώ το υπόλοιπο απορροφάται. Η ένταση I του φωτός που ταξιδεύει μέσα στο μέσο μειώνεται εκθετικά με την απόσταση:

$$I = I_0 e^{-\mu(\lambda)cd}$$

, όπου $\mu(\lambda)$ είναι η σταθερά απορρόφησης του μέσου για μήκος κύματος λ , c η συγκέντρωση της απορροφητικής ουσίας και d το μήκος της οπτικής διαδρομής μέσα στο μέσο.

1.3.3.1 Επιλογές οπτικού μήκους κύματος.

Οι μοντέρνοι PPG αισθητήρες συνήθως χρησιμοποιούν χαμηλού κόστους τεχνολογίες ημιαγωγών, με LEDs και ταιριαστές φωτοδιόδους που λειτουργούν από το κόκκινο μέχρι το υπέρυθρο μήκος κύματος. Ιδανικά, θα θέλαμε το αίμα να έχει ισχυρή απορρόφηση, και όλοι οι υπόλοιποι ιστοί να έχουν χαμηλή απορρόφηση, ώστε να έχουμε ακριβή παρακολούθηση της αλλαγής του όγκου του αίματος με χαμηλή ένταση της φωτεινής πηγής. Ωστόσο, αυτό δεν είναι εφικτό σε ολόκληρο το φασματικό μήκος. Το ανθρώπινο σώμα αποτελείται κυρίως από νερό, που απορροφά ισχυρότατα το φως στα υπεριώδη και μεγαλύτερου μήκους υπέρυθρα κύματα. Αντίθετα, φως μικρού μήκους κύματος απορροφάται έντονα από την μελανίνη. Συνεπώς, ένα παράθυρο με μήκη κύματος 600-1300 nm ενδεικνύεται και συναντάται συνήθως σε συστήματα μέτρησης PPG.



Εικόνα 7: Επίπεδα απορρόφησης οπτικού φάσματος για διάφορα στοιχεία του ανθρώπινου δέρματος

Μήκος διάσχισης οπτικού σήματος

Η παρατήρηση της αλλαγής του όγκου του αίματος γίνεται στο μικροαγγειακό στρώμα, το οποίο έχει ένα βάθος 400 με 4000 μm απο την επιφάνεια του δέρματος. Συνεπώς, η εξαρτώμενη απο το μήκος κύματος διάσχιση του φωτός μέσα στο δέρμα αποτελεί άλλος ένας παράγοντας στην επιλογή της φωτεινής πηγής για τον PPG αισθητήρα. Για παράδειγμα, το κόκκινο φως διαπερνά το ανθρώπινο δέρμα για 0.5 με 1.5 mm, ενώ για το μπλε φως αυτή η απόσταση μπορεί να είναι μειωμένη ακόμα και κατα 1/4, λόγω αυξημένης διασκόρπισης και απορόφησης απο το χόριο.

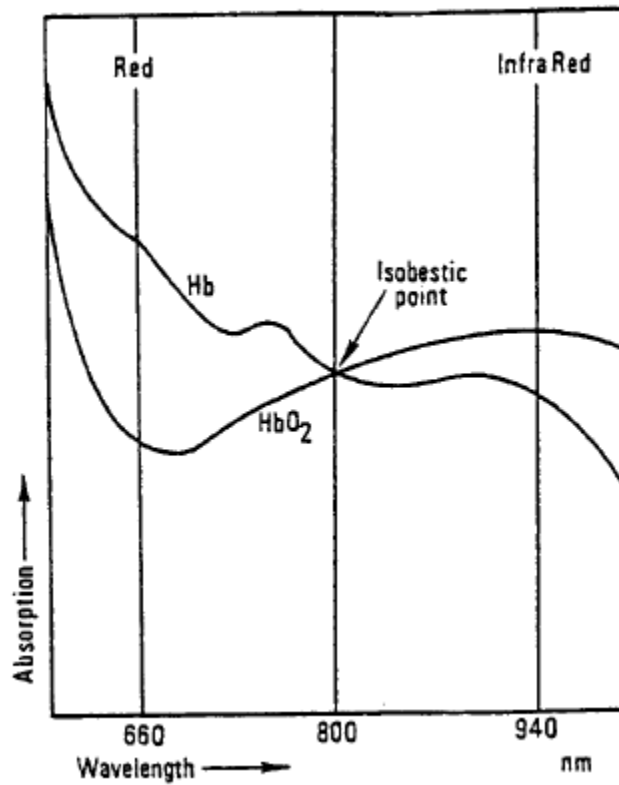
Παρακάτω, φαίνεται ένας πίνακας με την απόσταση διάσχισης του φωτός στο δέρμα για τα διαφορετικά μήκη κύματος, υποθέτωντας ένα μέσω καυκασιανό δέρμα[3].

Wavelength (nm)	Depth (μm)
250	2
280	1.5
300	6
350	60
400	90
450	150
500	230
600	550
700	750
800	1200
1000	1600
1200	2200

Πίνακας 1: Μήκος διασχυσης για οπτικό σήμα διαφορετικών συχνοτήτων

Ισοσβεστικά Μήκη Κύματος

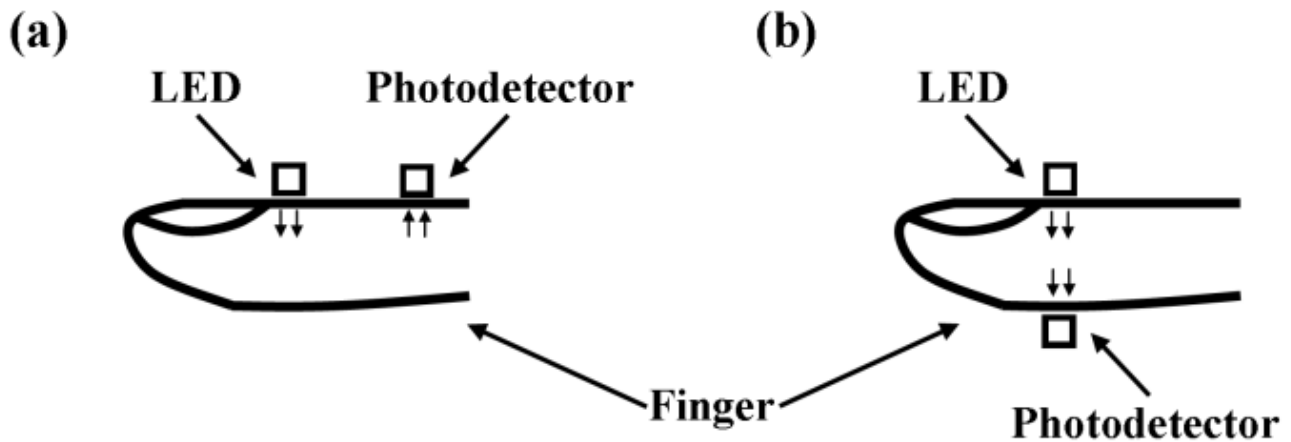
Η απορόφηση στο χορίο κυριαρχείται από την αιμοσφαιρίνη, που περιέχεται στα ερυθρά αιμοσφαίρια. Η αιμοσφαιρίνη ενώνεται με το οξυγόνο στους πνεύμονες για να σχηματίσουν την οξυαιμοσφαιρίνη, που είναι ο μεταφορέας του οξυγόνου σε όλο το σώμα. Η διαφορά των συγκεντρώσεων μεταξύ αιμοσφαιρίνης και οξυαιμοσφαιρίνης είναι ενδεικτικό του μεταβολισμού του ιστού, και συνεπώς μπορεί να παρέχει χρήσιμα ιατρικά αποτελέσματα. Αυτή, άλλωστε, είναι και η θεμελιώδης αρχή της οξυμετρίας, μιας ακόμα εκτεταμένης εφαρμογής της τεχνολογίας ΦΠΓ. Η τεχνική της οξυμετρίας γίνεται δυνατή λόγω των μεγάλων διαφορών μεταξύ της απορόφησης ανάμεσα στα HbO_2 και Hb , εκτός του σημείου του ισοσβεστικού μήκους κύματος (805 nm). Το ποσοστό της απορόφησης λόγω του αρτηριακού αίματος σε δύο συχνότητες δεξιά και αριστερά του ισοσβεστικού σημείου μπορεί να συνδεθεί με το επίπεδο κορεσμού του οξυγόνου του αίματος (Εικόνα ταδε). Συμβατικά επιλεγμένα μήκη κύματος είναι τα 660 nm και τα 900 nm⁴.



Εικόνα 8: Ποσοστά απορρόφησης Hb και HbO₂ συναρτήσει του μήκους κύματος

1.3.4 Δυο είδη λειτουργίας ΦΠΓ

Ανάλογα με την σχετική θέση του φωτεινού πομπού και του φωτοδέκτη, ξεχωρίζουμε δύο είδη λειτουργίας ΦΠΓ, την αντανακλαστική και την μεταφορική μέθοδο. Στην Εικόνα 9 παρουσιάζονται οπτικά τα δύο διαφορετικά είδη λειτουργίας, και σχετίζονται με την σχετική θέση μεταξύ του φωτοεκπομπού και της φωτοδιόδου.



Εικόνα 9: Η αντανακλαστική και η μεταφορική μέθοδος λειτουργίας της ΦΠΓ

1. Αντανακλαστική Μέθοδος

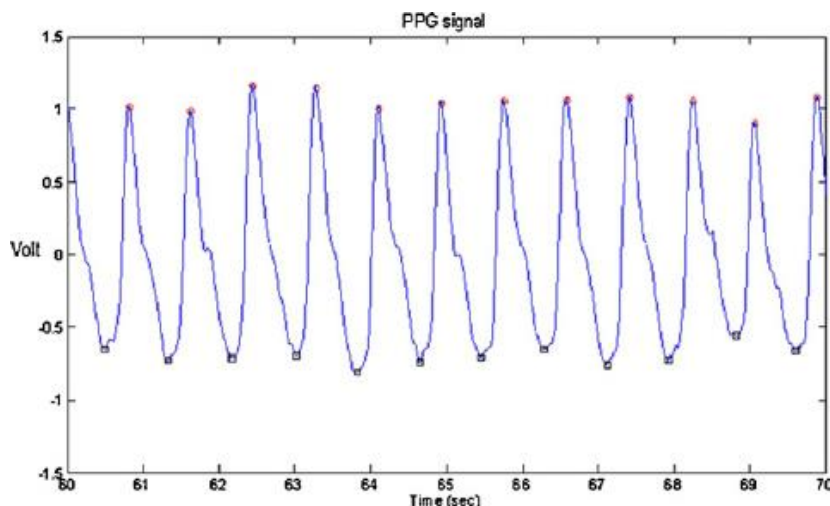
Στην αντανακλαστική μέθοδο, η φωτεινή πηγή και ο δέκτης βρίσκονται παράπλευρα, πολύ κοντά στην επιφάνεια του δέρματος. Η ένταση του ανακλώμενου φωτός από τον δέρμα φέρει την πληροφορία για τις μεταβολές του όγκου του αίματος. Συνήθως, σε αυτή την μέθοδο, μια αδιαφανή ασπίδα τοποθετείται μεταξύ LED και φωτοδιόδου, για να εμποδίσουμε το φως της πηγής να φτάσει κατευθείαν στον δέκτη χωρίς την παρεμβολή του δέρματος. Η αντανακλαστική μέθοδος, λόγω του ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί για μετρήσεις σχεδόν σε οποιοδήποτε μέρος του σώματος, έχει εξελιχθεί σαν η πιο ελκυστική λύση για μετρήσεις ΦΠΓ[5].

2. Μεταφορική Μέθοδος

Στην μεταφορική μέθοδο, το δέρμα διαφωτίζεται από την φωτεινή πηγή, και η ένταση του φωτός μετράται από την φωτοδίοδο στην άλλη πλευρά του δέρματος. Ωστόσο, αν η απόσταση μεταξύ της πηγής και του δέκτη γίνει πολύ μεγάλη, το μήκος του οπτικού μονοπατιού μεγαλώνει, και συνεπώς το ανιχνεύσιμο φως που φέρει την πληροφορία μειώνεται. Έτσι, για αυτό το λόγο, η συγκεκριμένη μέθοδος προτιμάται όταν σε σημεία του σώματος με μικρό πάχος, όπως δάχτυλα, πατούσες, αυτιά ή μύτη.

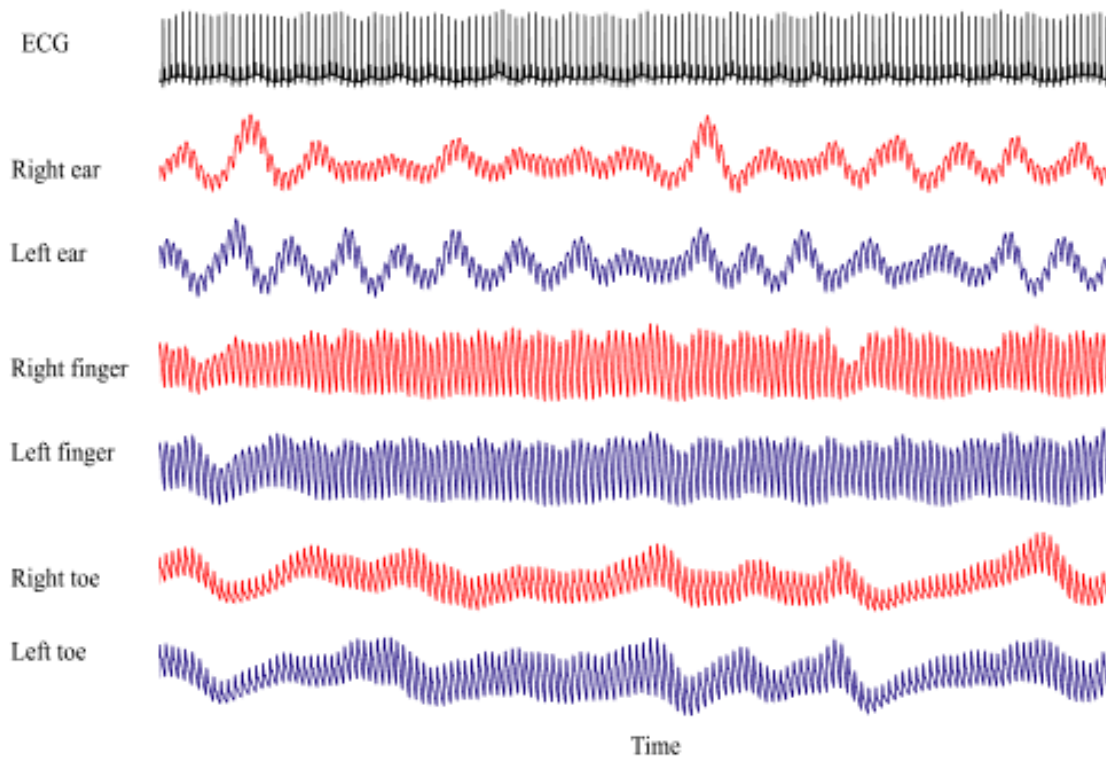
Η κυματομορφή της ΦΠΓ

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, ο καρδιακός κύκλος περιλαμβάνει δύο παλμούς. Ειδικότερα, κατά την διάρκεια της συστολής, η καρδιά αντλεί αίμα τόσο στο σώμα όσο και στους πνεύμονες, οπότε η ποσότητα του αίματος αυξάνεται, κάτι που οδηγεί σε μεγαλύτερη απορρόφηση φωτός. Κατά την διάρκεια της συστολής, και οι δύο κοιλίες γεμίζουν με αίμα, οπότε η ποσότητα του αίματος στις αρτηρίες μειώνεται, οδηγώντας σε μικρότερη απορρόφηση φωτός. Συνεπώς, η μετρούμενη κυματομορφή ΦΠΓ αποτελείται από την επαλληλία μιας παλμικής(AC) κυματομορφής, συσχετιζόμενης με την αλλαγή του όγκου του αίματος σε κάθε παλμό, και ενός αργά μεταβαλλόμενου(DC) σήματος, που συνδέεται με πολλά χαμηλής συχνότητας φαινόμενα, όπως είναι το αναπνευστικό, το σύστημα θερμορύθμισης και το παρασυμπαθητικό νευρικό σύστημα⁶. Ένα αντιπροσωπευτικό γράφημα φαίνεται στην Εικόνα 10.



Εικόνα 10: Αντιπροσωπευτικό σήμα ΦΠΓ

Λόγω της φύσης της τεχνολογίας της Φωτοπληθυσμογραφίας, πρέπει να αναφερθεί πως η μορφή του λαμβανόμενου σήματος διαφέρει αρκετά ανάλογα με το σημείο του σώματος απο το οποίο δειγματοληπτείται^[7]. Χαρακτηριστικά, το παρακάτω διάγραμμα εμφανίζει τις διαφοροποιήσεις του σήματος ΦΠΓ για μετρήσεις σε διαφορετικά σημεία του σώματος:



Εικόνα 11: Ποιοτικές διαφορές σήματος ΦΠΓ όπως συλλέγεται σε διαφορετικά μέρη του σώματος

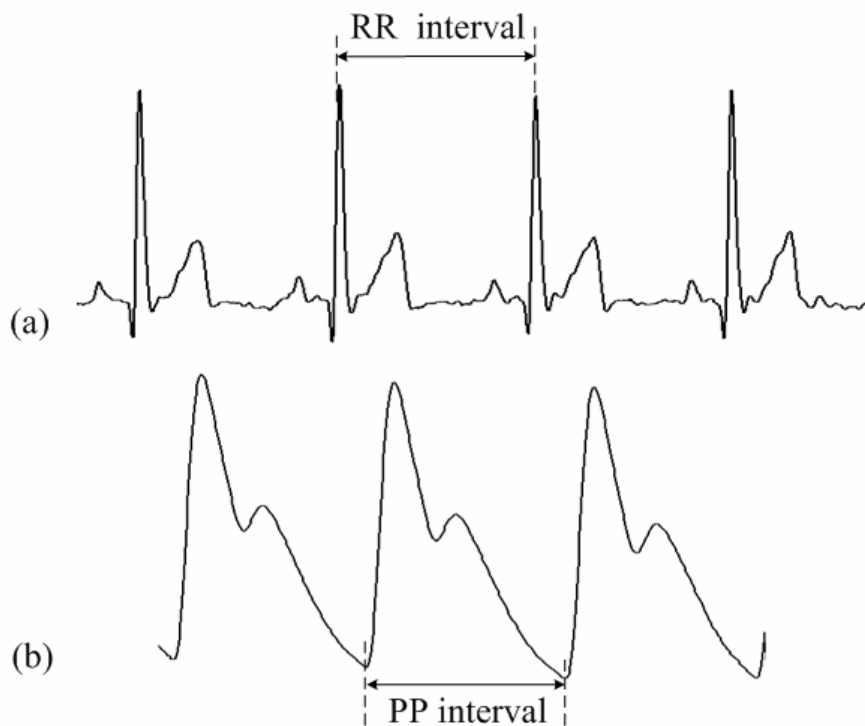
1.4 Μεταβλητοτητα Καρδιακου Ρυθμου (ΜΚΡ)

1.4.1 Εξαγωγή της Μεταβλητότητας Καρδιακού Σήματος

Μεταβλητότητα Καρδιακού Ρυθμού είναι το φυσιολογικό φαινόμενο της παραλλαγής του χρόνου μεταξύ 2 διαδοχικών παλμών. Η εξαγωγή του συγκεκριμένου χαρακτηριστικού είναι δυνατή τόσο από το ECG όσο και από το σήμα ΦΠΓ(Εικόνα 12).

Στο ΗΚΓ, το υψηλότερο πλάτος εντός ενός κανονικού QRS complex, ονομάζεται R κορυφή, καθώς οφείλεται στο R κύμα. Η χρονική απόσταση μεταξύ δύο κορυφών R ονομάζεται R-R διάστημα. Ωστόσο, το ECG σήμα χρειάζεται περαιτέρω επεξεργασία πριν γίνει η ανάλυση του HRV, που αφορά την αφαίρεση όλων των σημάτων που δεν σχετίζονται με την λειτουργία του φλεβοκόμβου. Η προκύπτουσα χρονική περίοδος μεταξύ δύο κορυφών του QRS complex ονομάζεται N-N διάστημα, πάνω στα οποία συμβαίνει η HRV ανάλυση.

Στο σήμα ΦΠΓ, το υψηλότερο πλάτος εντός ενός καρδιακού παλμού ονομάζεται κορυφή P(Pulse Peak). Σύμφωνα με αυτό, μπορούμε να πάρουμε το αντίστοιχο R-R διάστημα, το οποίο ονομάζεται P-P διάστημα. Έτσι, μπορούμε να εξάγουμε την ανάλυση ΜΚΣ και πάνω στο σήμα ΦΠΓ, παίρνοντας ανάλογα αποτελέσματα με αυτά του ΗΚΓ.



Εικόνα 12: Το RR διάστημα ενός ΗΚΓ και το PP διάστημα ενός ΦΠΓ σήματος

1.4.2 Φυσιολογία του ΜΚΡ

Λόγω συνεχών αλλαγών στην ισορροπία συμπαθητικού-παρασυμπαθητικού συστήματος, ο κοιλιακός ρυθμός παρουσιάζει μεταβολές γύρω από το μέσο καρδιακό ρυθμό. Μικρές τροποποιήσεις στον καρδιακό ρυθμό

γίνονται από καρδιοαγγειακούς μηχανισμούς ελέγχου, οδηγώντας σε περιοδικές αλλαγές του καρδιακού ρυθμού. Η ΜΚΣ προκύπτει κυρίως από λειτουργίες, προερχόμενες από παρακλάδια του αυτόνομου νευρικού συστήματος, τα οποία με την σειρά τους επηρεάζονται από νευρωνικούς, χημικούς και άλλους φυσιολογικούς ελέγχους και συστήματα ανατροφοδότησης . Οι κυριότερες περιοδικές μεταβολές που εμφανίζονται είναι λόγω της πνευμονικής κολπικής αρρυθμίας και διαδικασιών θερμоруθμισης. Σε μια κανονική καρδιά με ακέραιο νευρικό σύστημα, υπάρχει μια συνεχόμενη φυσιολογική μεταβολή την κοιλίας ανά τους κύκλους, αντικατοπτρίζοντας μια κανονική ΜΚΣ.

1.4.3 Διαγνωστικές Ικανότητες της ΜΚΣ

Η μελέτη της μεταβλητότητας της καρδιακής συχνότητας (ΜΚΣ) είναι σημαντική επειδή παρέχει ένα μέσο για την παρακολούθηση της ικανότητας της καρδιάς να αντιδρά σε φυσιολογικά ρυθμιστικά ερεθίσματα που επηρεάζουν τον ρυθμό της. Υπάρχουν πολλοί παράγοντες που μπορεί να επηρεάσουν τον συντονισμό του καρδιακού ρυθμού, αφού φαίνεται ότι επηρεάζεται από σχεδόν όλα τα συστήματα που διαμορφώνουν και επιδρούν στο ΑΝΣ. Η ανάλυση της ΜΚΣ έχει αποδειχθεί χρήσιμη στη διάγνωση και την παρακολούθηση μεγάλου αριθμού παθολογιών, στην πρόβλεψη θνησιμότητας ύστερα από έμφραγμα του μυοκαρδίου και στην εκτίμηση του ρίσκου απόρριψης ύστερα από μεταμόσχευση καρδιάς[8]. Επίσης, πρόσφατες έρευνες έχουν προτείνει την πιθανή σχέση μεταξύ ψυχολογικής κατάστασης και ΜΚΣ σε μελέτες οι οποίες έχουν σχετιστεί με ασθένειες όπως η κατάθλιψη και κρίσεις πανικού[9], αλλά και μια άμεση σχέση μεταξύ του μυαλού και της καρδιάς.

Η ελάττωση της ΜΚΣ υποδεικνύει αφύσικη καρδιακή λειτουργία. Η υψηλή μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού είναι σημάδι καλής προσαρμοστικότητας, υποδηλώνοντας ένα υγιές άτομο με μηχανισμούς ελέγχου του αυτόνομου συστήματος οι οποίοι λειτουργούν σωστά. Αντιθέτως, μειωμένη μεταβλητότητα είναι συχνά δείκτης ανώμαλης και ανεπαρκούς προσαρμοστικότητας του αυτόνομου νευρικού συστήματος, υποδηλώνοντας την ύπαρξη δυσλειτουργιών στη φυσιολογία του ατόμου υπό εξέταση και απαιτώντας περαιτέρω εξέταση ώστε να προταθεί συγκεκριμένη και σωστή διάγνωση[10].

1.4.4 Τεχνικά χαρακτηριστικά του ΜΚΣ

Η ανάλυση HRV μπορεί να προκύψει με μια σειρά από μεθόδους. Ενδεικτικά υπάρχει η χρονική ανάλυση, η ανάλυση σε συχνότητα, στατιστική ανάλυση και γεωμετρική μέθοδος.

Η ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας παρουσιάζει το μεγαλύτερο ενδιαφέρον, λόγω της εύκολης εξαγωγής της μέσω του μετασχηματισμού Fourier(FFT). Μεγάλο μέρος της βιβλιογραφίας έχει απασχοληθεί με τον χαρακτηρισμό των ποικίλων συνιστωσών συχνότητας της ΜΚΣ, και την κλινική σημασία τους τόσο όσον αφορά την καρδιακή υγεία του ασθενούς όσο και την ψυχολογική ευρωστία του(αυτόνομο νευρικό σύστημα). Στον παρακάτω πίνακα, εξηγείται ο διαχωρισμός στο πεδίο της συχνότητας, και η σημαντικότητα κάθε εύρους υποσυχνοτήτων στην κλινική ανάλυση[11].

HRV component	spectrum	physiological correlation
SDNN ^a	-----	circadian rhythms
Total Power (TP)	≤ 0.40 Hz	-----
High Frequency (HF)	0.15 – 0.40 Hz	vagal activity
Low Frequency (LF)	0.04 – 0.15 Hz	sympathetic and vagal activity, baroreflex sensitivity
LF/HF ratio	-----	Proposed as balance between sympathetic and parasympathetic activities
Very Low Frequency (VLF)	0.0033 – 0.04 Hz	Sympathetic activity + parasympathetic activity + thermoregulation + renin-angiotensin system
Ultra Low Frequency (ULF)	≤ 0,0033 Hz	circadian and neuroendocrine rhythms

^a Standard deviation of all normal-to-normal RR-intervals

Πίνακας 2: Διαφορετικές συχνοτικές συνιστώσες της ΜΚΣ και η φυσιολογική συσχέτισή τους

Κεφάλαιο 2ο: Συνεχή Παρακολούθηση ΜΚΡ και Φορητές Ηλεκτρονικές Συσκευές

2.1 Συνεχή Παρακολούθηση ΜΚΡ

Τα τελευταία χρόνια υπήρξε μια “έκρηξη” στην αγορά των φορητών ηλεκτρονικών συσκευών. Τα συνεχή επιτεύματα στον χώρο της μικροηλεκτρονικής επέτρεψαν την χωρική ολοκλήρωση ηλεκτρονικών συστημάτων και αισθητήρων σε πολύ μικρά “τσιπς”, ενώ οι απαιτήσεις σε ενέργεια μειώθηκαν δραματικά, με αποτέλεσμα οι συσκευές αυτές να αποκτήσουν αυτονομία πολλών ημερών, τροφοδοτούμενες αποκλειστικά από μικρές μπαταρίες λιθίου.

Πολύ γρήγορα, οι φορητές ηλεκτρονικές συσκευές, ανάμεσα στις άλλες εφαρμογές τους, βρήκαν εφαρμογή στην παρακολούθηση των ζωτικών παραμέτρων του χρήστη και στην περαιτέρω ανάλυσή τους για την βελτίωση της ποιότητας ζωής του και την πιθανή πρόληψη και διάγνωση διαφόρων παθήσεων.

Έτσι, για πρώτη φορά υπάρχει η δυνατότητα κατασκευής πραγματικά φορητών συσκευών ιατρικού επιπέδου, ικανές να παρακολουθούν ποικίλα βιοσήματα του χρήστη σε 24ωρο επίπεδο, παρέχοντας πλούσια πληροφορία για την συνολική υγεία του χρήστη και προσφέροντας την δυνατότητα της έγκαιρης διάγνωσης και πρόληψης σοβαρών ασθενιών, κάτι στο οποίο τα καθιερωμένα μέσα μπορεί να απετύχαν.

Πιο συγκεκριμένα, η 24ωρη παρακολούθηση του ΜΚΡ του χρήστη, μπορεί να συμβάλλει στην διάγνωση δεκάδων καρδιακών παθήσεων που μπορούν να υπάρχουν σε έναν άνθρωπο. Επίσης, λόγω της σύνδεσης του ΜΚΡ με το αυτόνομο νευρικό σύστημα, η συνεχόμενη παρακολούθηση του ΜΚΡ μπορεί να προσφέρει μεγάλη γνώση για την ψυχική υγεία του χρήστη και τα επίπεδα άγχους του.

2.1.1 Καρδιολογικές Παθήσεις

Η παρακολούθηση της ΜΚΣ επί 24ωρου βάσεως έχει αποδειχθεί ότι μπορεί να οδηγήσει σε κρίσιμα συμπεράσματα για την θνησιμότητα του ασθενούς και μπορεί να βοηθήσει στην έγκαιρη διάγνωση πολλών καρδιαγγειακών προβλημάτων[12]. Πιο συγκεκριμένα, οι μεταβολές του καρδιακού ρυθμού έχει αποδειχθεί ότι μπορούν να σχετίζονται με τα παρακάτω καρδιαγγειακά προβλήματα:

- **Καρδιακή αρρυθμία:** Ασυνήθιστες μεταβολές επί της ΜΚΣ μπορούν να εντοπίσουν τα φαινόμενα καρδιακής αρρυθμίας του ατόμου. Οι αρρυθμίες μπορούν να έχουν διαφορετικά χαρακτηριστικά, με διαφορετικό βαθμό επικινδυνότητας για το άτομο. Λόγω της μη κανονικής κατανομής της αρρυθμίας

επί του 24ωρου, η συνεχής παρακολούθηση μπορεί με μεγαλύτερη σιγουριά να αποφανθεί του φαινομένου από μια στατική και μικρή σε διάρκεια μέτρηση.

- **Κολπική μαρμαριγή:** Μια καρδιά με κολπική μαρμαρυγή δεν είναι σε θέση να αντλήσει αρκετό αίμα στο σώμα. Ωστόσο, μερικοί άνθρωποι με κολπική μαρμαρυγή δεν εκδηλώνουν συμπτώματα και δεν γνωρίζουν την κατάστασή τους μέχρι αυτή να αποκαλυφθεί κατά τη διάρκεια κάποιας εξέτασης. Αν και συνήθως δεν είναι απειλητική για τη ζωή, εντούτοις πρόκειται για μια σοβαρή πάθηση, που μπορεί να οδηγήσει σε δυσάρεστες επιπλοκές. Η κολπική μαρμαρυγή μπορεί να οδηγήσει στον σχηματισμό θρόμβων στην καρδιά, οι οποίοι με τη σειρά τους μπορεί να φτάσουν μέσω των αρτηριών σε άλλα όργανα και να μπλοκάρουν τη ροή του αίματος (ισχαιμία). Η συνεχόμενη παρακολούθηση του ασθενή μπορεί να εντοπίσει φαινόμενα που υποδεικνύουν κολπική μαρμαριγή και να υπάρξει έγκαιρη προφύλαξη και πρόληψη.
- **Θνησιμότητα μετά απο έμφραγμα του μυοκαρδίου:** Το οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου προκαλείται από την αιφνίδια απόφραξη μιας στεφανιαίας αρτηρίας. Η απόφραξη με τη σειρά της προκαλείται από την ταχεία δημιουργία θρόμβου πάνω σε μία αθηρωματική πλάκα που προϋπάρχει. Η θρομβωτική διαδικασία πυροδοτείται από την τυχαία ρήξη (σπάσιμο) της κάψας της αθηρωματικής πλάκας, που ενεργοποιεί τα αιμοπετάλια και καταλήγει σύντομα στη δημιουργία αποφράσσοντος θρόμβου. Η κατάργηση της στεφανιαίας κυκλοφορίας και η έλλειψη επομένως παροχής οξυγόνου, στο τμήμα του μυοκαρδίου που άρδευε η φραγμένη αρτηρία, καταλήγει σε διάστημα 2-3 ωρών περίπου στην καταστροφή του (νέκρωση). Έτσι το τμήμα αυτό του μυοκαρδίου χάνει την ικανότητα να συστέλλεται και δεν συμβάλλει πλέον στη λειτουργία της καρδιάς, γίνεται μία ουλή που διατηρεί απλά την ανατομική ακεραιότητα της αριστερής κοιλίας ως κοιλότητας. Σε σπανιότερες περιπτώσεις το έμφραγμα μπορεί να προκληθεί και από την εμβολή έτοιμου θρομβωτικού υλικού σε μία στεφανιαία αρτηρία. Η θεραπεία στη χρόνια φάση μετά από ένα έμφραγμα έχει διπλό κύριο στόχο ήτοι την υποστήριξη του 'τραυματισμένου μυοκαρδίου' και την πρόληψη από μία νέα προσβολή. Αν και δεν διαθέτουμε 100% αποτελεσματικές λύσεις η συστηματική παρακολούθηση του εμφραγματία έχει πολλά να προσφέρει και βελτιώνει δραστικά το προσδόκιμο επιβίωσης (δηλαδή τα χρόνια που θα ζήσει) πολύ περισσότερο μάλιστα από άλλες επιθετικές θεραπείες όπως ή αγγειοπλαστική και το μπαϊπάς (bypass)[13].
- **Συμφορητική Καρδιακή Ανεπάρκεια:** Η συμφορητική καρδιακή ανεπάρκεια είναι μια χρόνια, προοδευτική πάθηση που επηρεάζει την ικανότητα των καρδιακών μυών να διοχετεύουν αίμα στο υπόλοιπο σώμα. Συχνά αποκαλείται απλώς «καρδιακή ανεπάρκεια», ωστόσο ο προσδιορισμός «συμφορητική» χρησιμοποιείται για να καταδείξει το στάδιο της πάθησης κατά το οποίο έχει συσσωρευτεί υγρό γύρω από την καρδιά και εμποδίζει την ομαλή λειτουργία της.
- **Ισχαιμική Μυοκαρδιοπάθεια:** Η ισχαιμική μυοκαρδιοπάθεια χρησιμοποιείται ως όρος για να δηλώσει την κατάσταση που βρίσκεται η καρδιά μερικών ασθενών καθώς η άντληση αίματος γίνεται με μειωμένο ρυθμό στον ισχαιμικό μύ. Κατά συνέπεια, η αιμάτωση και η οξυγόνωση γίνονται σε μη επαρκές επίπεδο. Τα συμπτώματα εμφανίζονται με την μορφή κούρασης, ναυτίας και δύσπνοιας, και

μπορεί να αποβούν μοιραία αν αγνοηθούν. Η συνεχής παρακολούθηση μπορεί να αποβεί καίρια στην έγκαιρη διάγνωση και πρόληψη του ασθενούς[14].

- **Χρόνια Αναπνευστική Πνευμονοπάθεια:** Η Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ - COPD), είναι μία χρόνια πάθηση των πνευμόνων η οποία, σε αντίθεση με το άσθμα, χαρακτηρίζεται από μόνιμη μη αναστρέψιμη (ή μερικώς αναστρέψιμη σύμφωνα με τις νεότερες απόψεις), απόφραξη των αεραγωγών (βρόγχων). Η νόσος (COPD), αναδεικνύεται σε ένα από τα μεγαλύτερα προβλήματα υγείας της εποχής μας. Είναι η 4η αιτία θανάτου και νοσηρότητας στις ΗΠΑ, ενώ προβλέπεται να ταξινομηθεί ως η 3η αιτία νοσηρότητας-θνησιμότητας έως το 2020. Περισσότεροι από τους μισούς πάσχοντες από την νόσο ΧΑΠ δεν το γνωρίζουν (η νόσος υποδιαγνώσκεται). Έτσι, είναι φανερή η ανάγκη ενός εργαλείου συνεχούς παρακολούθησης, μιας και τα άτομα με ΧΑΠ παρουσιάζουν αισθητά μειωμένες τιμές ΜΚΡ και η διάγνωση είναι εφικτή[15].

2.1.2 Φυσιολογικές και Ψυχολογικές Παθήσεις

Λόγω της σύνδεσης του με το Αυτόνομο Νευρικό Σύστημα, η ΜΚΡ εμφανίζει συσχέτιση με μια σειρά πολλών φυσιολογικών και ψυχολογικών παραμέτρων. Περαιτέρω ανάλυση των ποιοτικών του χαρακτηριστικών της ΜΚΣ μπορεί να οδηγήσει σε πολλαπλά συμπεράσματα για την ομαλή λειτουργία του αυτόνομου νευρικού συστήματος και την συμπαθητική-παρασυμπαθητική ισορροπία.

Ποιότητα Ύπνου

Ο ύπνος και το ΑΝΣ αλληλεπιδρούν σε πολλαπλά επίπεδα. Ειδικότερα, τα διαφορετικά στάδια ύπνου χαρακτηρίζονται από σημαντικές αλλαγές στην αυτόνομη ρύθμιση του καρδιαγγειακού συστήματος. Αντίστροφα, αλλαγές στην ισορροπία συμπαθητικού-παρασυμπαθητικού συστήματος μπορούν να μεταβάλλουν την φυσιολογική διαδικασία του ύπνου.

Η φασματική ανάλυση της ΜΚΣ σε άτομα κατά την διάρκεια του ύπνου αποκαλύπτει μια αύξηση του υψηλής συχνότητας(HF) μέρους του σήματος κατά την διάρκεια του NREM σταδίου. Αντίθετα, το χαμηλόσυχο(LF) μέρος του σήματος φθίνει καθώς ο ύπνος φτάνει στο SWS στάδιο, και κάνει απότομη μετάβαση σε επίπεδα μη ύπνου μπαίνοντας στο στάδιο REM.

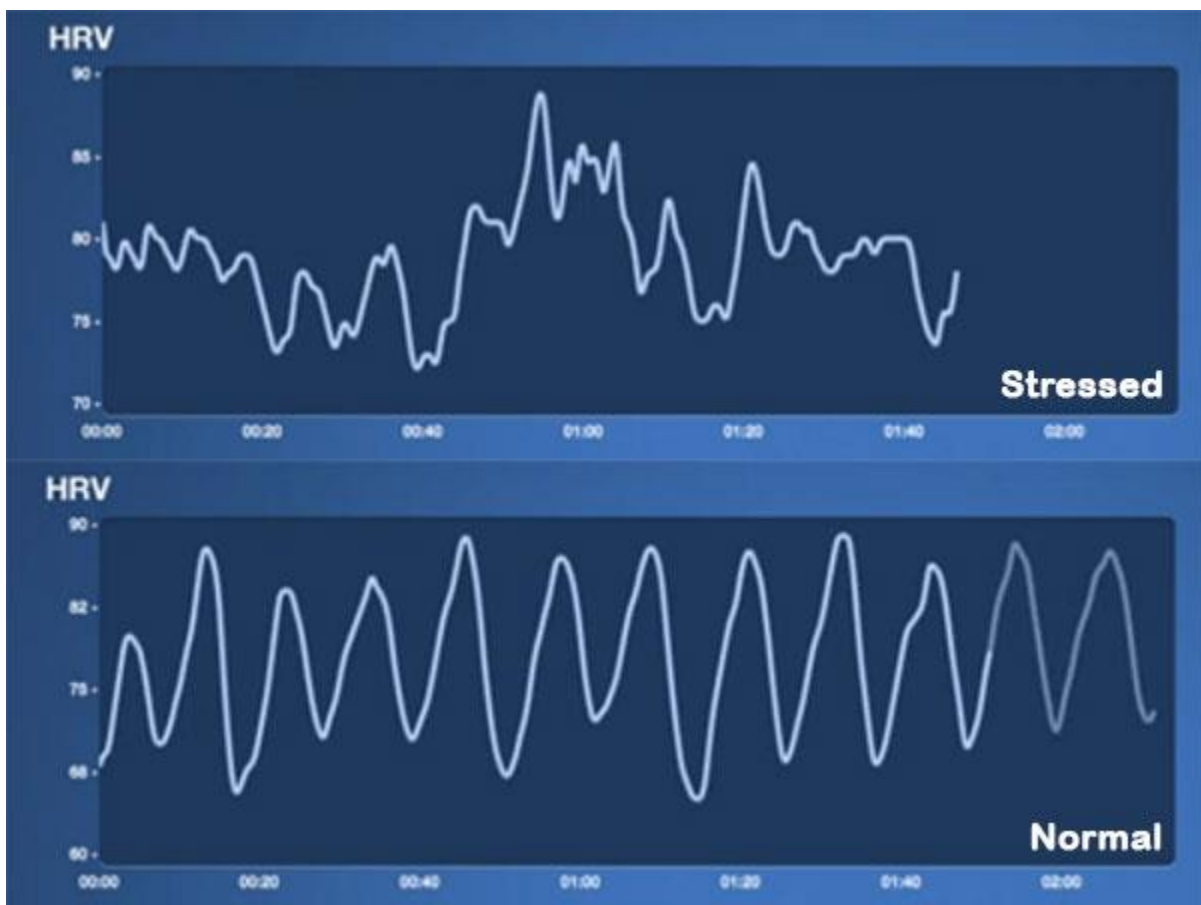
Καταθλιπτική Διαταραχή

Περίπου το 10% του παγκόσμιου πληθυσμού υποφέρει από κατάθλιψη. Η ΜΚΡ, λόγω της σύνδεσής της με το συμπαθητικό-παρασυμπαθητικό σύστημα, εμφανίζει έντονη πτώση σε άτομα που νοσούν από κατάθλιψη, και μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σαν εργαλείο για την έγκαιρη πρόγνωση του.

Επίσης, ένας μεγάλος αριθμός αντικαταθλιπτικών φαρμάκων αναστέλλουν την λειτουργία του ΑΝΣ, κάτι το οποίο αντανακλάται σε χαμηλού πλάτους ΜΚΣ. Η έρευνα πάνω στην δράση αυτών των φαρμάκων μέσα από την μέτρηση του ΜΚΡ, μπορεί να παρέχει ιατρικά χρήσιμες πληροφορίες για την φροντίδα των παθόντων.

Στρες

Το στρες συχνά συνδέεται με την αύξηση του συμπαθητικού καρδιακού ελεγχου, και την αντίστοιχη μείωση του παρασυμπαθητικού ελέγχου. Σαν αποτέλεσμα αυτών των αντιδράσεων, η φασματική ανάλυση του ΜΚΣ παρουσιάζει μια μείωση της υψίσυχνης δραστηριότητας, με αντίστοιχη αύξηση της χαμηλόσυχνης δραστηριότητας[16]. Η έντονη διαφοροποίηση της ΜΚΡ κάτω από την επίδραση άγχους αποτυπώνεται και οπτικά στην παρακάτω Εικόνα 13.



Εικόνα 13: Ποιοτική Διαφορά ΜΚΡ όταν το άτομο βρίσκεται υπο την επίδραση άγχους

Νευροψυχιατρικές Διαταραχές

Οι νευροψυχιατρικές διαταραχές αποτελούν μια από τις κύριες αιτίες αναπηρίας στον κόσμο. Ένας στους τέσσερις ενήλικους πάσχει από μια διαγνώσιμη ψυχιατρική διαταραχή σε ένα δοσμένο έτος. Η ανάλυση της ΜΚΡ, μέσω της ισχυρής σύνδεσής της με τις διεργασίες του ΑΝΣ, μπορεί να προσφέρει ενόραση σε πολλές ψυχικές διαταραχές[17], ανάμεσα στις οποίες βρίσκονται:

- Σχιζοφρένεια
- Διπολική Διαταραχή
- Αγχώδης Διαταραχή
- Μετατραυματικό Στρές

2.2 Ιατρικές Συσκευές Παρακολούθησης

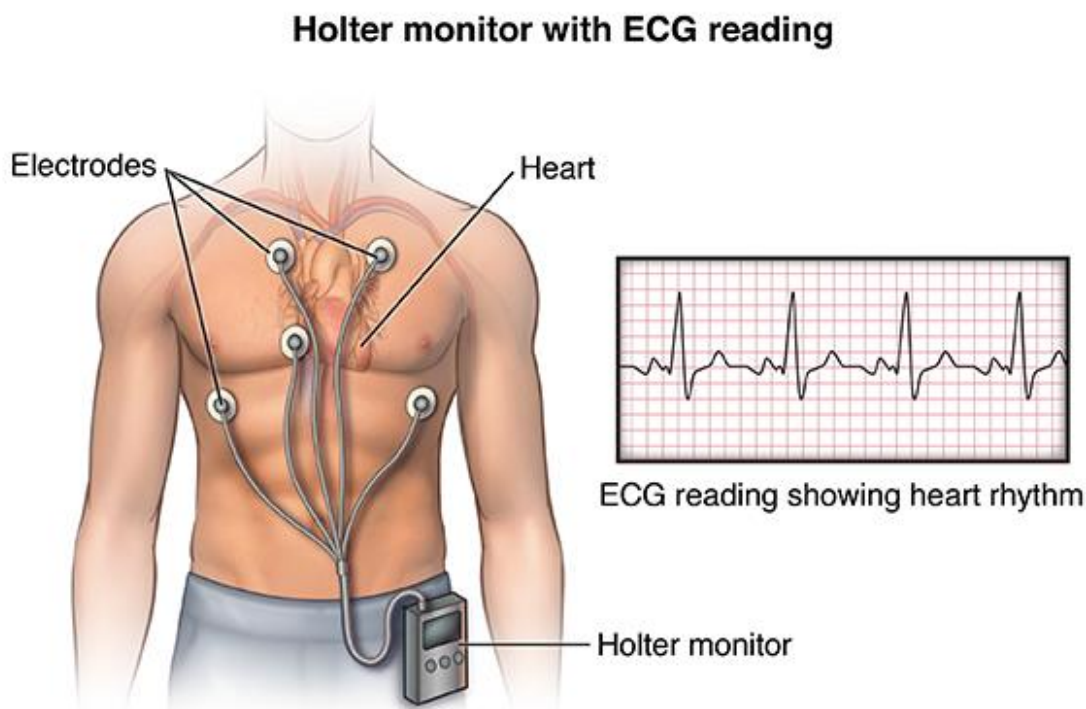
Για να καλύψουν την ανάγκη της συνεχούς παρακολούθησης της καρδιαγγειακής λειτουργίας ενός ασθενή, φορητές συσκευές καταγραφής ηλεκτροκαρδιογραφήματος δημιουργήθηκαν από τα μέσα του 1960. Ακόμα και σήμερα όμως, οι υπάρχουσες αυτές επιλογές χαρακτηρίζονται από το υψηλό κόστος τους και την μη πρακτική, ογκώδη κατασκευή τους, επιφέροντας δυσφορία και δυσκολία στον χρήστη και στην καθημερινότητά του. Επιπλέον, οι συσκευές αυτές χαρακτηρίζονται από μέγιστη αυτονομία 2 ημερών. Η συχνή αφαίρεση της συσκευής από το σώμα του ασθενή για την περιοδική φόρτισή της ενέχει συχνά τον κίνδυνο της παραμέλισης από τον χρήστη, και αποτελεί την μεγαλύτερη αιτία της μη επαναχρησιμοποίησης φορητών ηλεκτρονικών συσκευών.

2.2.1 Η συσκευή Holter

Το Holter είναι μια φορητή συσκευή η οποία καταγράφει το ΗΚΓ του χρήστη για χρονικό διάστημα από 24 μέχρι 48 ώρες, με σκοπό την παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας του. Σχεδιάστηκε και αναπτύχθηκε στο Εργαστήριο Έρευνας Holter από τους πειραματικούς φυσικούς Norman J. Holter και Bill Glasscock, και έγινε εμπορικά διαθέσιμο το 1962[18].

Ακριβώς όπως και στον ιατρικό Ηλεκτροκαρδιογράφο, το μηχάνημα Holter χρησιμοποιεί ηλεκτρόδια τοποθετημένα στο άνω θωρακικό μέρος του σώματος του χρήστη προκειμένου να καταγράψει τα ηλεκτρικά σήματα που προέρχονται από την καρδιά. Τα ηλεκτρόδια αυτά συνδέονται με την κύρια συσκευή που αποθηκεύει το καταγεγραμμένο ΗΚΓ για την περαιτέρω ανάλυσή του από κάποιον ειδικό καρδιολόγο. Συνήθως το Holter χρησιμοποιεί μόνο 3 ηλεκτρόδια για την καταγραφή του ΗΚΓ, σε σχέση με το πρότυπο ΗΚΓ που διαθέτει 12, ωστόσο οι πιο σύγχρονες συσκευές εμπεριέχουν 6-9 ηλεκτρόδια. Μάλιστα, ορισμένες

συσκευές Holter διαθέτουν και οθόνη για ζωντανή παρακολούθηση του ΗΚΓ είτε από τον ίδιο τον χρήστη ή από τον επιβλέποντα ιατρό.



Εικόνα 14: Η φορητή συσκευή Holter

Φυσικά, λόγω του μεγάλου όγκου των καταγεγραμμένων δεδομένων, η συσκευή Holter συνοδεύεται με κατάλληλο λογισμικό ανάλυσης αυτών των δεδομένων. Το λογισμικό αυτό είναι σε θέση να αναγνωρίσει ανωμαλίες του ΗΚΓ του ασθενή που θα μπορούσαν να σχετίζονται με πιθανά καρδιαγγειακά προβλήματα, και μετά επαφίεται σε εξειδικευμένο καρδιολόγο η περαιτέρω διάγνωση.

Παρά την σημαντικότητα του μηχανήματος Holter στην συνεχή παρακολούθηση της καρδιαγγειακής λειτουργίας, η συσκευή υποφέρει από μια σειρά από μειονεκτήματα. Η τοποθέτηση ηλεκτροδίων στο σώμα του ασθενή μπορεί να αποφέρει ενόχληση στην καθημερινότητα. Επίσης, τα ηλεκτρόδια αποτελούν αναλώσιμα και απαιτούν την παρέμβαση του χρήστη για την αλλαγή τους, καθώς η συνεχόμενη χρήση τους μειώνει την απόδοσή τους και οδηγεί σε υψηλό σηματοθορυβικό λόγο. Τέλος, το Holter αποτελεί μια μη αδιάβροχη συσκευή, δυσκολεύοντας έτσι τον χρήστη στην καθημερινότητά του.

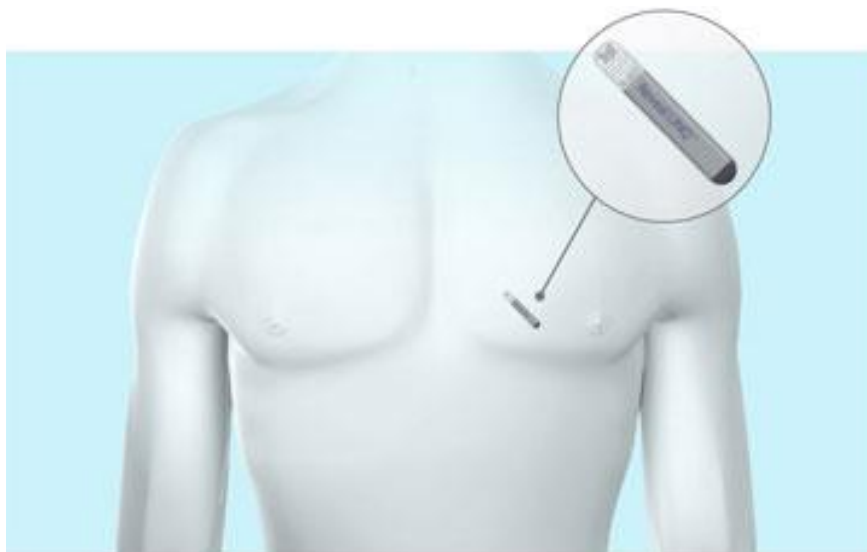
Καταγραφέας αρρυθμιολογικών συμβάντων

Ο καταγραφέας αρρυθμιολογικών συμβάντων(ΚΑΣ) είναι μια φορητή συσκευή η οποία, ακριβώς όπως και το Holter, χρησιμοποιεί ηλεκτρόδια για να καταγράψει το ΗΚΓ του χρήστη. Ειδοποιός διαφορά του ΚΑΣ απο το μηχάνημα Holter είναι πώς η συσκευή δεν καταγράφει ολόκληρο το 24ωρο, αλλά περιμένει είσοδο απο τον χρήστη, συνήθως κατα την διάρκεια εκδήλωσης ενός έντονου συμπτώματος. Η μη-συνεχής λειτουργία της συσκευής, επεκτείνει την αυτονομία της στις 15 με 30 μέρες, και ενδύκνεται για ασθενείς με σπανίως εμφανιζόμενες καρδιαγγειακές ανωμαλίες.

Παρά τα πλεονεκτήματά του, ο ΚΑΣ μπορεί να έχει μειωμένα αποτελέσματα στην ιατρική διάγνωση και πρόληψη, μιας και πολλά συμπτώματα μπορεί να περνάνε απαρατήρητα απο τον ίδιο τον χρήστη και εν τελει να μην λαμβάνονται σαν πληροφορία απο τον εξειδικευμένο καρδιολόγο.

Εμφυτεύσιμος Καρδιακός Καταγραφέας

Μια νέα και αναδυόμενη λύση στη συνεχή παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας είναι αυτή του εμφυτεύσιμου καρδιακού καταγραφέα (ΕΚΚ). Ο ΕΚΚ έχει πολύ μικρο μέγεθος και εμφυτεύεται κάτω απο το δέρμα, στο δεξιό άνω ημισφαίριο του θώρακα, κοντά στην καρδιά. Η εμφυτευσή του κάτω απο το δέρμα γίνεται με εύκολο και ανώδυνο τρόπο για τον ασθενή. Η συλλογή του ΗΚΓ γίνεται με συνεχόμενο τρόπο και τα δεδομένα μεταφέρονται ασύρματα μεσω Bluetooth στο κινητό, οπου απο εκεί αποστέλονται στην βάση δεδομένων, για άμεση ανάκτηση και εξέταση απο τον αρμόδιο καρδιολόγο.



Εικόνα 15: Ο εμφυτεύσιμος καρδιακός καταγραφέας

Ο ΕΚΚ, παρά την φορητοτητά του και τις αξιόπιστες μετρήσεις του (απαλλαγμένες από τον θόρυβο που εμφανίζουν τα ηλεκτρόδια), αποτελεί μια λύση πολύ υψηλού κόστους. Επιπλέον, η διαδικασία της εμφύτευσης αποτελεί έναν κρίσιμο αποτρεπτικό παράγοντα για ένα μεγάλο αριθμό ατόμων.

2.3 Φορητές Ηλεκτρονικές Συσκευές

Βλέποντας την τεράστια σημασία της συνεχούς παρακολούθησης του ΜΚΡ για την πρόγνωση και διάγνωση καρδιαγγειακών ανωμαλιών και ψυχολογικών δυσλειτουργιών, δημιουργήθηκε η τάση ενσωμάτωσης αισθητήρων μέτρησης του ΜΚΡ στις ολοένα αυξανόμενες φορητές ηλεκτρονικές συσκευές. Οι συσκευές αυτές επιστρατεύουν την τεχνολογία Φωτοπλυθεσμογραφίας, σαν μια τεχνική χαμηλού κόστους, που όμως μπορεί να μετρήσει το ΜΚΡ του χρήστη με κλινική ακρίβεια[19].

Για την μέτρηση του καρδιακού ρυθμού και την περαιτέρω εξαγωγή του ΜΚΣ, οι ΦΗΣ επιστρατεύονται σε συγκεκριμένα σημεία του σώματος που η ποιότητα του σήματος της Φωτοπλυθεσμογραφίας κρίνεται ικανοποιητική. Πιο συγκεκριμένα, τα σημεία αυτά συνήθως είναι ο καρπός του χεριού(wristbands), τα αυτιά(earbuds), ο θώρακας(chestbands) και ο βραχίονας(armbands). Παράλληλα με τον αισθητήρα ΦΠΓ, τα ενσωματωμένα συστήματα περιλαμβάνουν και επιταχυνσιομέτρα ή γυροσκόπια, για την αφαίρεση του θορύβου της κίνησης με την περαιτέρω επεξεργασία του σήματος.

Wristbands

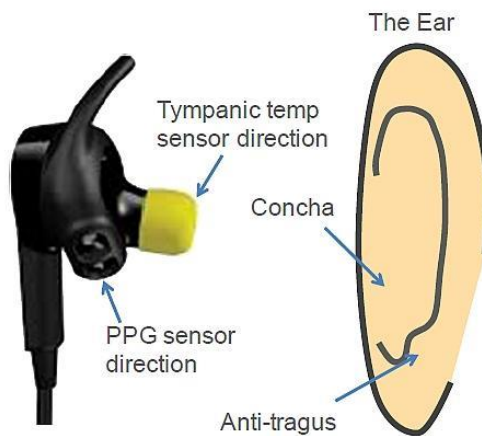
Τα wristbands αποτελούν φορητές συσκευές που τοποθετούνται στον καρπό του χρήστη. Ο αισθητήρας ΦΠΓ μπορεί να προσφέρει αξιόπιστες μετρήσεις τόσο στο πάνω όσο και στο κάτω μέρος του καρπού. Λόγω της έντονης κινησεολογίας του συγκεκριμένου σημείου, συχνά επιστρατεύονται 3 ή και 4 δίοδοι φωτοεκπομπής για την βελτίωση του σηματοθορυβικού λόγου. Ιδιαίτερη σημασία δίνεται και στην μηχανική σχεδίαση της συσκευής, για την εφαρμοστή και συνεχή επαφή της με το δέρμα.



Εικόνα 16: Τυπική συσκευή καρπού με αισθητήρα ΦΠΓ στο κάτω μέρος

Earbuds

Για την ανίχνευση του ΜΚΡ από τους ακουστικούς πόρους του χρήστη, αισθητήρες ΦΠΓ ενσωματώνονται σε παραδοσιακά ηλεκτρονικά ακουστικά. Οι ακουστικοί πόροι αποτελούν ένα ιδανικό σημείο για τους αισθητήρες ΦΠΓ, μιας και πετυχαίνουν αξιόπιστες μετρήσεις, σε ένα σημείο που η κίνηση του χρήστη δεν επιφέρει θόρυβο στο σήμα. Το σημείο αυτό ενδύκνεται και για την μέτρηση της εσωτερικής θερμοκρασίας του σώματος, προσφέροντας δυνατότητες για μια σειρά εφαρμογών και προϊόντων.



Εικόνα 17: Συσκευή παρακολούθησης ΦΠΓ στους ακουστικούς πόρους του χρήστη

Chestbands

Οι ζώνες θώρακα αποτελούν συσκευές που προκειμένου να καταγράψουν την καρδιακή λειτουργία του χρήστη, χρησιμοποιούν την τεχνολογία της Βιοαγωγιμότητας. Εκμεταλευόμενος την κοντινά προσκείμενη στην καρδιά θέση του αισθητήρα, ο αισθητήρας Βιοαγωγιμότητας είναι σε θέση να καταγράψει τα ηλεκτρικά σήματα της καρδιάς με ικανοποιητική ακρίβεια, προσφέροντας ένα σήμα πολύ κοντά στο πρότυπο του ΗΚΓ.



Εικόνα 18: Συσκευή παρακολούθησης ΜΚΡ εφαρμοζόμενη στον θώρακα του χρήστη

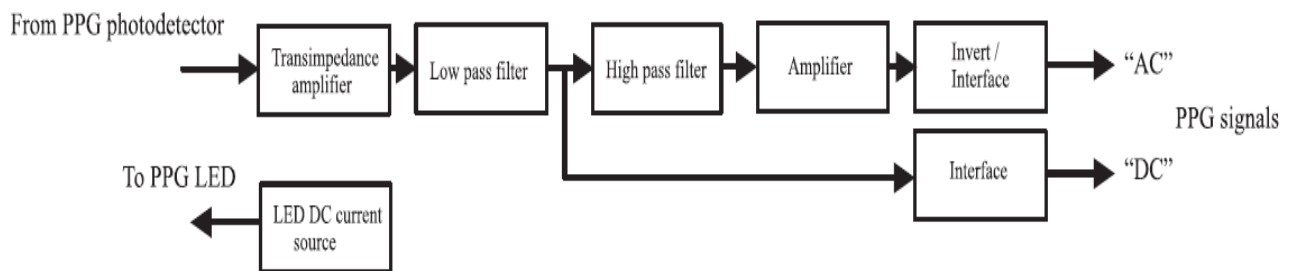
Οι ΦΗΣ μέσω της χρήσης μικροελεγτών και περιφερειακών πολύ χαμηλής ισχύς (ultra low-power) επιτυγχάνουν αυτονομία αρκετών ημερών. Για την τροφοδοσία τους επιστρατεύονται μπαταρίες λιθίου μεγάλης ενεργειακής πυκνότητας (Li-Ion/Li-Po), οι οποίες επιτυγχάνουν χωρητικότητες 100-200mAh σε πολύ μικρό και φορητό μέγεθος.

Κεφάλαιο 3ο: Κατασκευή ενός Αισθητήρα Φωτοπλυθησμογραφίας.

3.1 Δομικά Στοιχεία Αισθητήρα Φωτοπλυθησμογραφίας

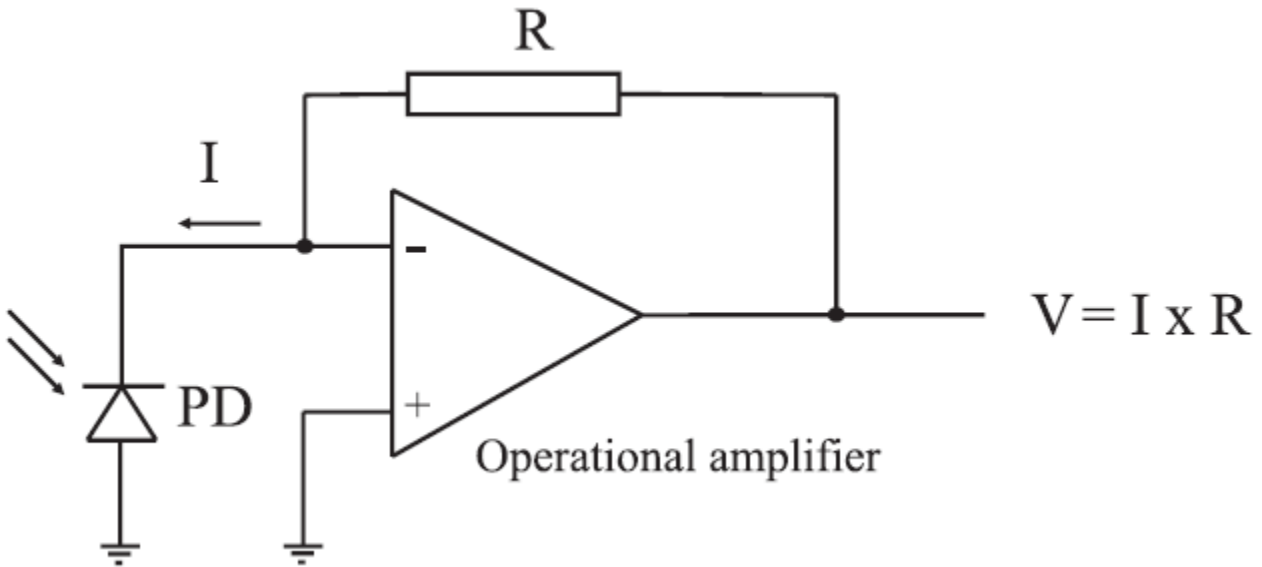
Οι σύγχρονοι ΦΠΓ αισθητήρες χρησιμοποιούν τεχνολογίες ημιαγωγών χαμηλού κόστους. Για την ανάγκες του φωτεινού πομπού, δίοδοι φωτοεκπομπής (LEDs) χρησιμοποιούνται, σαν μία φθηνή και εύκολα προμηθεύσιμη λύση. Το μήκος κύματος εκπομπής συνήθως επιλέγεται μεταξύ 500-580nm(πράσινο-κίτρινο), για τους λόγους που είδαμε στο 1ο Κεφάλαιο, που σχετίζονται με τις οπτικές ιδιότητες απορρόφησης του αίματος και του δέρματος. Η οδήγηση των LEDs γίνεται συνήθως με την τεχνική PWM, για την μείωση της συνολικής κατανάλωσης του συστήματος.

Το κομμάτι του δέκτη είναι κατά κύριο λόγο αναλογικό(AFE – Analog Front End), και αποτελείται από μια σειρά από υποσυστήματα(Εικόνα). Το πρώτο υποσύστημα συνίσταται από μία φωτοδίοδο, της οποίας η φασματική απόκριση επιλέγεται ώστε να ταιριάζει με το μήκος κύματος της φωτεινής πηγής. Η απόκριση της φωτοδιόδου είναι ένα ρεύμα I_o , το οποίο είναι ανάλογο της έντασης του προσπίπτοντος φωτός, στο μήκος κύματος ενδιαφέροντος.



Εικόνα 19: Αναλογικό μέρος αισθητήρα ΦΠΓ

Επόμενη μονάδα στην αλυσίδα σήματος του δέκτη είναι ο ενισχυτής διαγωγιμότητας(Εικόνα 20). Ο ενισχυτής διαγωγιμότητας, που επιλέγεται με πολύ μεγάλο κέρδος(μέσω επιλογής μεγάλης τιμής στην αντίσταση ανάδρασης R), ενισχύει το χαμηλό ρεύμα εξόδου της φωτοδιόδου(περίπου 100 μ A) και παράγει μια τάση εξόδου σε μετρήσιμα επίπεδα της τάξεως μερικών Volt.



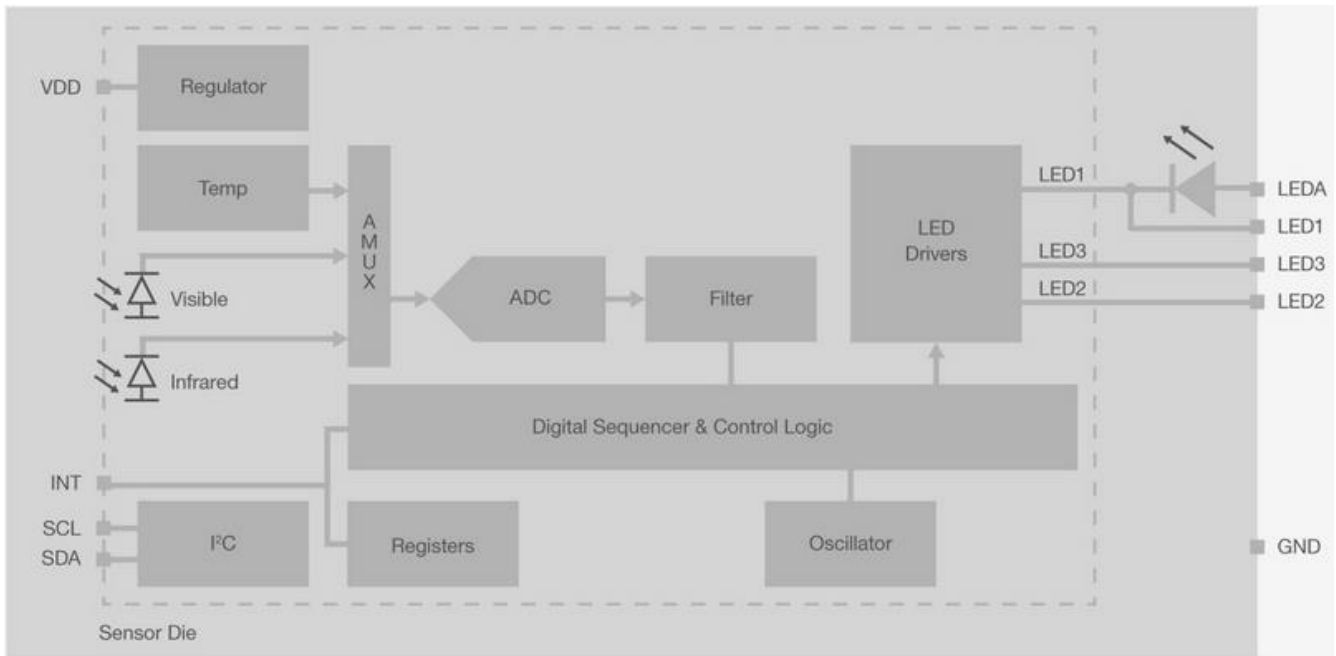
Εικόνα 20: Ενισχυτής διαγωγιμότητας για την ενίσχυση του ρεύματος φωτοδιόδου

Στη συνέχεια, το σήμα περνάει από ένα ζωνοπερατό φίλτρο για την αφαίρεση τόσο του DC σήματος, που δεν περιέχει χρήσιμη πληροφορία, όσο και θορύβου λόγω των συχνοτήτων που σχετίζονται με την κύρια τροφοδοσία των 50Hz. Το προκύπτον σήμα δειγματοληπτείται από έναν Αναλογικό-σε-Ψηφιακό μετατροπέα υψηλής ανάλυσης (12 ή περισσότερα bits ακρίβειας) και στην συνέχεια παρέχεται σαν ψηφιακή πληροφορία στον κεντρικό μικροελεγκτή, μέσω ψηφιακού πρωτοκόλου UART, SPI ή I²C.

3.2 Σύστημα σε Ψηφίδα (System on a chip - SoC)

Η ραγδαία εξέλιξη στους τομείς της μικροηλεκτρονικής και νανοτεχνολογίας έχει δώσει την δυνατότητα της ενσωμάτωσης ολόκληρων ηλεκτρονικών συστημάτων σε ένα τσιπ, δίνοντας την δυνατότητα της συρρίκνωσης αισθητήρων σε πολύ μικρό χωρικό εμβαδόν. Ακολουθώντας αυτή την τάση, οι μεγάλοι κατασκευαστές στον χώρο της ηλεκτρονικής έχουν δημιουργήσει εμπορικά διαθέσιμους αισθητήρες, οι οποίοι περιλαμβάνουν όλα τα ηλεκτρονικά εξαρτήματα ενός αισθητήρα Φωτοπληθισμογραφίας.

Σε ένα χωρικό εμβαδόν των περίπου 10mm², οι αισθητήρες περιλαμβάνουν μία ή περισσότερες φωτοδιόδους, ολόκληρο το αναλογικό κύκλωμα της ενίσχυσης και φιλτραρίσματος του σήματος, πολλαπλούς μετατροπείς αναλογικού σε ψηφιακό σήμα, ψηφιακά συστήματα για την μετάδοση της πληροφορίας στον κεντρικό επεξεργαστή, και φυσικά το απαραίτητο κύκλωμα χρονισμού για την συνεργασία των επιμέρους συστημάτων. Μάλιστα, ορισμένοι αισθητήρες ενσωματώνουν και έναν ή περισσότερους φωτοεκπομπούς(LEDs), για ακόμα μεγαλύτερη εξοικονόμηση χώρου(Εικόνα 21).



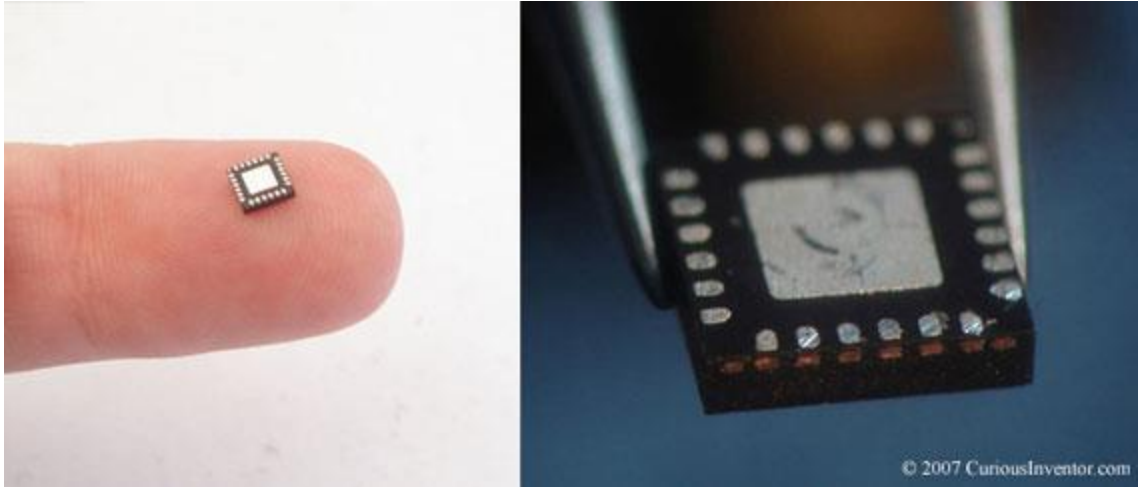
Εικόνα 21: Διάγραμμα στοιχείων αισθητήρα ΦΠΓ σε ψηφίδα

3.3 Συμβιβασμοί Μεταξύ Διακριτής και Ενσωματωμένης Σχεδίασης

Φυσικά, η επιλογή ενός Συστήματος σε ψηφίδα αντί μιας ειδικής, διακριτής υλοποίησης παρέχει πολλά πλεονεκτήματα, ωστόσο ενέχει και ορισμένα μειονεκτήματα. Πιο συγκεκριμένα, ένας αισθητήρας σε ψηφίδα, προσφέρει τα παρακάτω πλεονεκτήματα:

- Υπερέχει κατά πολύ σε χωρική ολοκλήρωση. Οι σύγχρονες λύσεις των κατασκευαστών προσφέρουν αισθητήρες Φωτοπλυσμογραφίας σε συσκευασίες QFN ή LGA(Εικόνα). Μαζί με το κύκλωμα τροφοδοσίας και τα εξωτερικά παθητικά στοιχεία που συνήθως απαιτούνται(Αντιστάσεις, Πυκνωτές και Πηνία), ένας πλήρης αισθητήρας ΦΠΓ μπορεί να επιτευχθεί σε τρομερά μικρό χώρο πλακέτας.
- Προσφέρει εγγυημένη αξιοπιστία στην ποιότητα των μετρήσεων από τον κατασκευαστή. Καθώς πρόκειται για αισθητήρες που έρχονται ελεγμένοι από τους ίδιους τους κατασκευαστές, η αξιοπιστία της πληροφορίας τους είναι δεδομένη. Αυτό βοηθάει στην εξοικονόμηση σχεδιαστικών πόρων για την ηλεκτρονική αρχιτεκτονική του αισθητήρα και στην εύκολη ενσωμάτωσή του σε μία φορητή ηλεκτρονική συσκευή.

- Μειώνει τον χρόνο ανάπτυξης ενός προϊόντος μέχρι την διάθεση του στην αγορά. Λόγω της παροχής δεδομένων μέσω καθιερωμένων πρωτοκόλλων, η πρότυπη κατασκευή ενός τέτοιου αισθητήρα επιτυγχάνεται πολύ εύκολα και μειώνει περαιτέρω τον σχεδιαστικό κύκλο ανάπτυξης ενός αισθητήρα ΦΠΓ.



Εικόνα 22: Τυπική ψυφίδα αισθητήρα ΦΠΓ

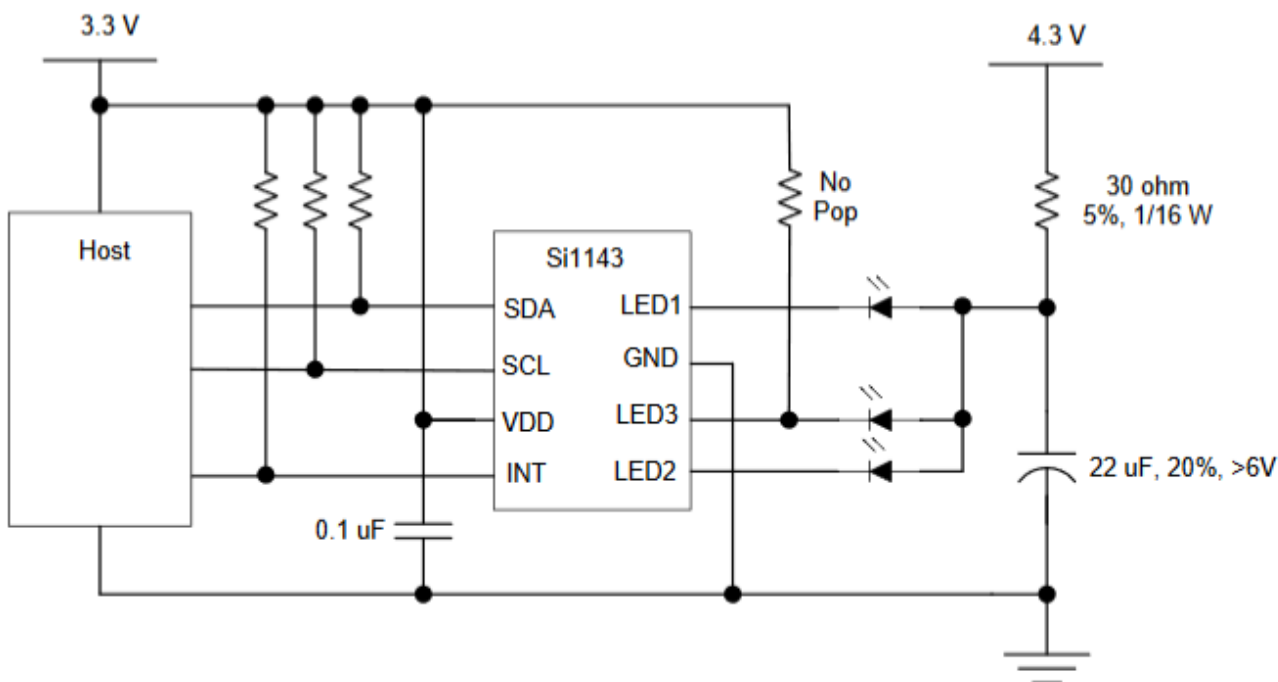
Από την άλλη, υπάρχουν λόγοι που για τους οποίους πλεονεκτεί η επιλογή μιας εξειδικευμένης, διακριτής υλοποίησης έναντι της χρήσης ενός αισθητήρα ΦΠΓ σε ψηφίδα:

- Χωρική εγγύτητα μεταξύ Φωτοεκπομπού και Φωτοδιόδου. Η δυνατότητα περαιτέρω παραμετροποίησης την απόστασης και του προσανατολισμού των LEDs και την φωτοδιόδου σε μια διακριτή σχεδίαση μπορεί να βελτιώσει την ποιότητα του σήματος καθώς και τον σηματοθορυβικό λόγο που έρχεται από την κίνηση και την διασκόρπιση του οπτικού σήματος.
- Καλύτερη ποιότητα σήματος και μεγαλύτερη αναλυτικότητα σήματος. Μια παραμετροποιημένη σχεδίαση μπορεί να επιστρατεύσει υψηλής ποιότητας αναλογικό κύκλωμα, απαλλαγμένο από τον θόρυβο και τις κατασκευαστικές ανοχές των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων. Επίσης, η χρήση ενός υψηλής ακρίβειας Αναλογικού σε Ψηφιακό μετατροπέα με δεκαέξι ή περισσότερα bits ακρίβειας μπορεί να βελτιώσει την αναλυτικότητα της ψηφιακής πληροφορίας, οδηγώντας σε έναν αισθητήρα ΦΠΓ υψηλότερης απόδοσης.

Για τις ανάγκες της σύγκρισης του ΜΚΣ, κρίθηκε απαραίτητη η σχεδίαση ενός αισθητήρα ΦΠΓ εντός του εργαστηρίου βιοιατρικής τεχνολογίας. Στα πρότυπα της βιομηχανίας, στην σχεδίαση του αισθητήρα επιλέχθηκε η χρήση του τσίπ Si1143 της κατασκευάστριας εταιρίας Silicon Labs, που αποτελεί μια ολοκληρωμένη λύση για χρήση σε εφαρμογές μετρήσεων ΦΠΓ.

3.4 Το τσίπ Si1143

Το τσίπ Si1143 αποτελεί μια ολοκληρωμένη λύση για την σχεδίαση ενός αισθητήρα ΦΠΓ. Εντός της ψηφίδας περιλαμβάνεται όλο το αναλογικό και ψηφιακό κύκλωμα για την εξαγωγή δεδομένων, καθώς και δύο φωτοдиодοι λήψης με διαφορετική φασματική απόκριση, για ακόμα μεγαλύτερη ευελιξία. Τέλος, εντός της ψηφίδας συμπεριλαμβάνονται τρεις οδηγοί ρεύματος, υποστηρίζοντας έτσι την εύκολη ενσωμάτωση μέχρι και τριών φωτοεκπομπών(LEDs). Έτσι, με την χρήση τριών εξωτερικών LEDs και μερικών πυκνωτών παράκαμψης(Bypass Capacitors), έχουμε μια έτοιμη λύση σε επίπεδο υλικού(Εικόνα 23).

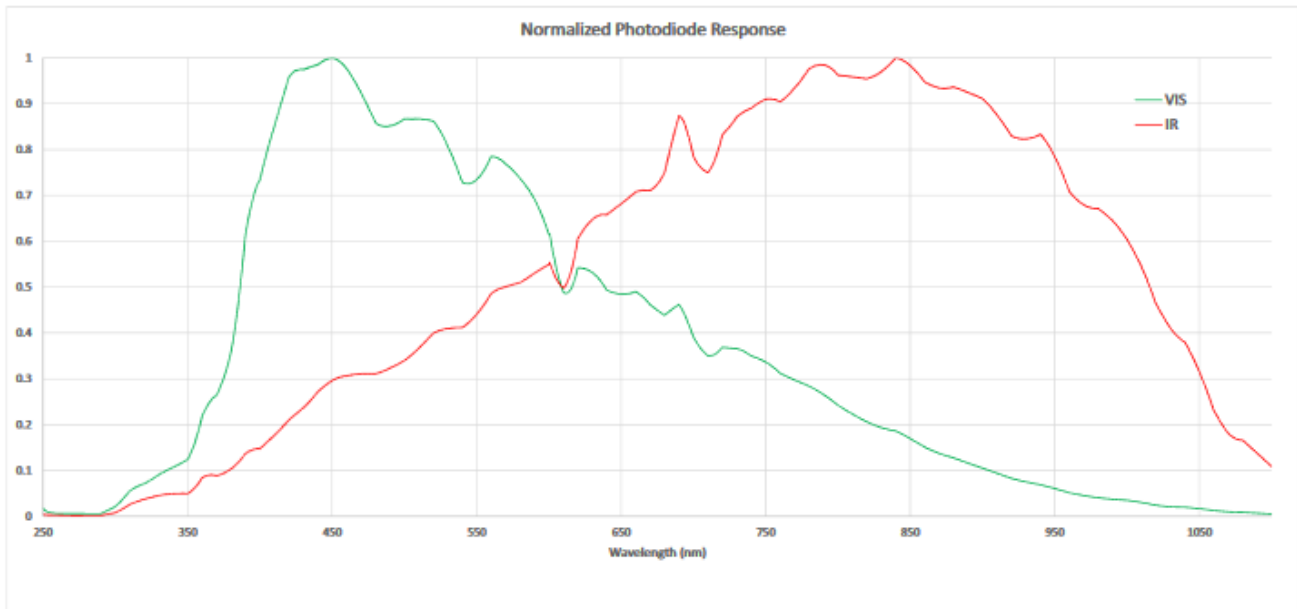


Εικόνα 23: Διάγραμμα συνδεσμολογίας της ψηφίδας Si1143 για την ορθή λειτουργία της

3.4.1 Φασματική Απόκριση Φωτοδιόδων

Το τσίπ Si1143 διαθέτει δύο φωτοδιόδους με διαφορετικές φασματικές αποκρίσεις. Η απόκριση της πρώτης φωτοδιόδου εμπίπτει φασματικά στο ορατό φως, με υψηλότερη ευαισθησία από τα 400 μέχρι τα 550nm, ενώ η δεύτερη εμπίπτει φασματικά στις υπέρυθρες ακτίνες, ανάμεσα στα 700 με 900nm(Εικόνα 24). Η διαφορετική φασματική τους απόκριση προσφέρει μεγαλύτερη ευελιξία στον σχεδιαστή στην επιλογή του μήκους κύματος των φωτεινών εκπομπών, ενώ λόγω των διαφορετικών οπτικών ιδιοτήτων του δέρματος στις

επιμέρους συχνότητες, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανάπτυξη περαιτέρω αλγορίθμων καταπολέμησης του οπτικού θορύβου από την κίνηση.



Εικόνα 24: Φασματική απόκριση των φωτοδιόδων της ψηφίδας Si1143

3.4.2 Οδηγοί Ρεύματος Φωτοεκπομπών

Το τσίπ Si1143 διαθέτει τρεις οδηγούς ρεύματος για την ενσωμάτωση μέχρι τριών φωτοεκπομπών. Μέσω προγραμματισμού συγκεκριμένων καταχωρητών, δίνεται η δυνατότητα αυξομείωσης του ρεύματος των φωτοεκπομπών, επιτρέποντας κατά συνέπεια τον έλεγχο της φωτεινότητας τους ανάλογα με τις συνθήκες του περιβάλλοντος. Επίσης, υπάρχει η δυνατότητα διακοπτικής λειτουργίας των φωτοεκπομπών, κάτι που μπορεί να συμβάλει στην δραματική μείωση της κατανάλωσης και της αυτονομίας του συνολικού συστήματος, χαρακτηριστικό πολύ επιθυμητό για έναν αισθητήρα που προορίζεται για μια φορητή ηλεκτρονική συσκευή. Η Εικόνα 25 παρουσιάζει τις διαφορετικές στάθμες ρεύματος οδήγησης που προσφέρονται από την συσκευή.

Parameter	Symbol	Test Condition	Min	Typ	Max	Unit
LED1, LED2, LED3 Active Current	I_{LEDx}	$V_{DD} = 3.3\text{ V}$, single drive				mA
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 0001	3.5	5.6	7	
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 0010	—	11.2	—	
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 0011	13	22.4	29	
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 0100	—	45	—	
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 0101	—	67	—	
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 0110	—	90	—	
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 0111	—	112	—	
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 1000	—	135	—	
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 1001	—	157	—	
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 1010	—	180	—	
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 1011	—	202	—	
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 1100	—	224	—	
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 1101	—	269	—	
		$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 1110	—	314	—	
$V_{LEDn} = 1\text{ V}$, PS_LEDn = 1111	—	359	—			

Εικόνα 25: Επιλογές ρεύματος οδήγησης των LEDs μέσα από τον προγραμματισμό του Si1143

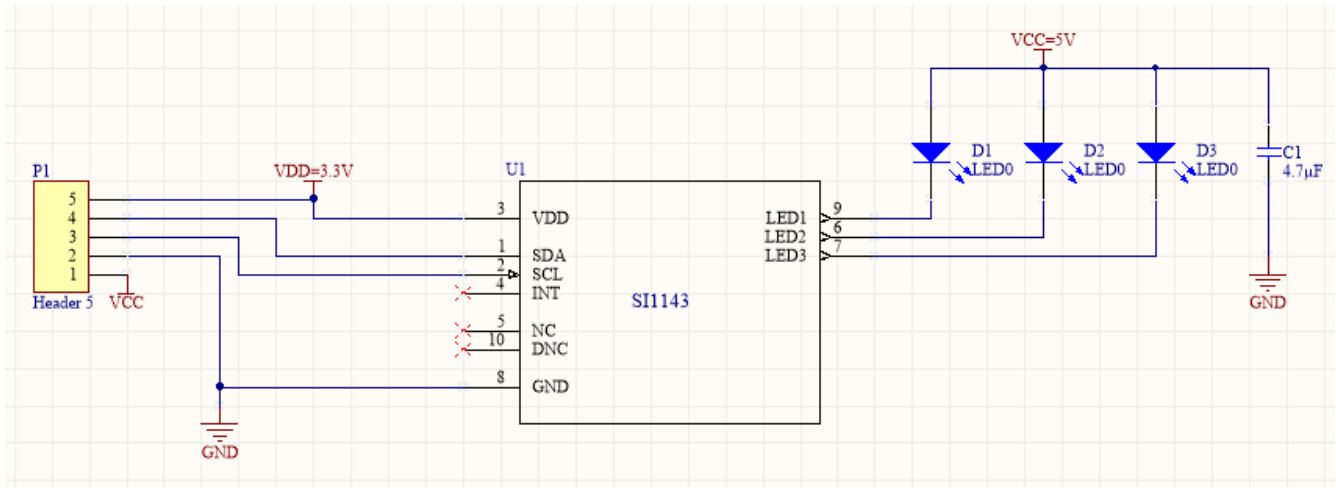
3.4.3 Πρωτόκολλο I²C

Το τσίπ Si1143 υποστηρίζει το πρωτόκολλο I²C για την μεταφορά των δεδομένων στον κεντρικό μικροελεγκτή. Πρόκειται για ένα πολύ διαδεδομένο πρωτόκολλο στον τομέα των ενσωματωμένων συστημάτων, και οφείλει την δημοφιλία του στην ευκολία εφαρμογής του, τόσο στο λογισμικό του όσο και στην απλή συνδεσμολογία του σε επίπεδο υλικού (δύο γραμμές δεδομένων σε αντίθεση με τέσσερις του SPI).

3.5 Σχεδίαση Αισθητήρα Φωτοπλευθρομογραφίας

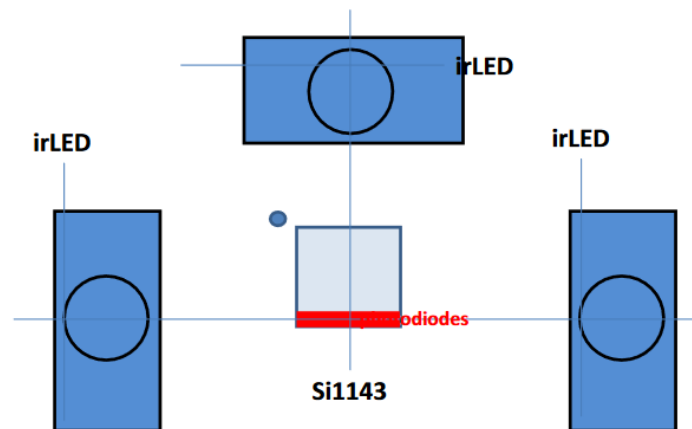
Για τις ανάγκες του πειράματος, ο αισθητήρας ΦΠΓ κατασκευάστηκε εντός του εργαστηρίου Βιοιατρικής τεχνολογίας, σε μια πλακέτα τυπομένων κυκλωμάτων (PCB – Printed Circuit Board). Για τον σχεδιασμό της πλακετάς, χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα Altium Designer, στο οποίο αναπτύχθηκε τόσο το σχηματικό του κυκλώματος όσο και η διάταξη της πλακετάς. Η πλακέτα αναπτύχθηκε έχοντας ως γνώμονα την φορητότητα της για μετρήσεις σε διάφορα σημεία του σώματος, ενώ για τις ανάγκες του προγραμματισμού της και της συλλογής δεδομένων χρησιμοποιήθηκε η πλατφόρμα Arduino. Από εκεί τα δεδομένα μεταφέρονται μέσω UART πρωτοκόλλου στον κεντρικό υπολογιστή, και συλλέγονται με την βοήθεια ενός τερματικού προγράμματος.

Το σχηματικό του αισθητήρα αποτελείται από το τσιπ Si1143, τρεις φωτοεκπομπούς, έναν πυκνωτή και έναν σύνδεσμο για την επικοινωνία του αισθητήρα με τον κεντρικό μικροελεγκτή Arduino. Στην Εικόνα παρουσιάζεται το σχηματικό όπως αναπτύχθηκε στο πρόγραμμα σχεδίασης.



Εικόνα 26: Σχηματικό διασύνδεσης του αισθητήρα Si1143

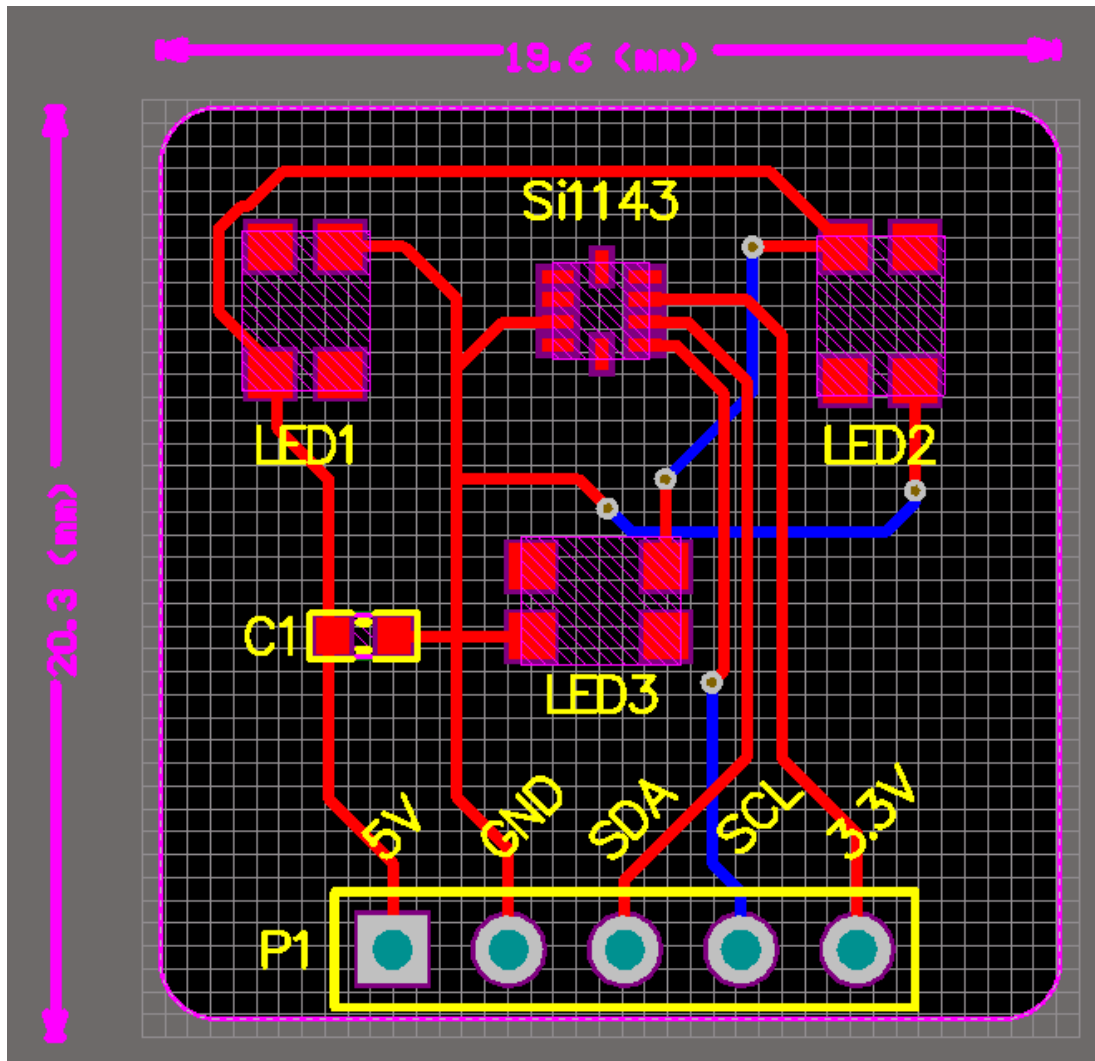
Στο κομμάτι των φωτοεκπομπών, χρησιμοποιήθηκαν δύο πράσινα LEDs (535 nm) και ένα κίτρινο (590 nm), με γνώμονα την φασματική απόκριση της φωτοδιόδου ορατού φωτός που παρουσιάστηκε νωρίτερα. Για την χωρική διάταξη των τριών LED, χρησιμοποιήθηκαν οι οδηγίες που προσέφερε η κατασκευάστρια εταιρία για την βελτίωση της σηματοθορυβικής απόκρισης και του εύρους οπτικού πεδίου του αισθητήρα(Εικόνα 27).



Εικόνα 27: Προτεινόμενη χωροταξική τοποθέτηση αισθητήρα και Φωτοεκπομπών από τον κατασκευαστή

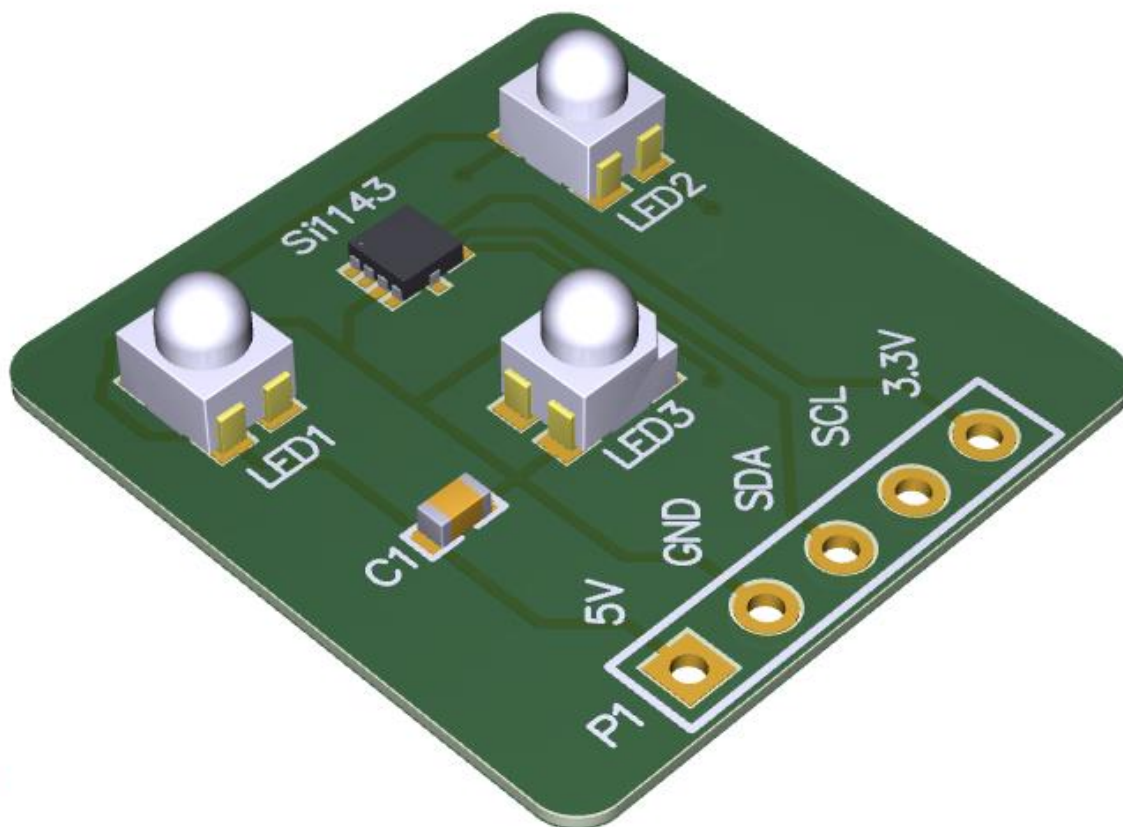
3.5.1 Σχεδίαση σε Πλακέτα

Με βάση όλα τα παραπάνω, προέκυψε η διάταξη πλακέτας της Εικόνας.



Εικόνα 28: Σχεδιασμός της διάταξης της πλακέτας του αισθητήρα που κατασκευάστηκε

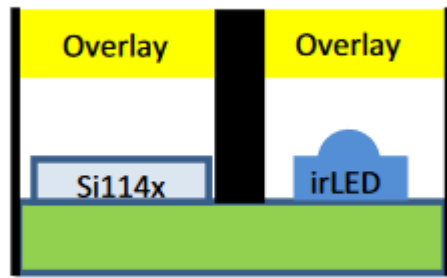
Η προκύπτουσα λύση έχει χωρικό εμβαδόν 20,3mm x 19,6mm και φυσικά μπορεί να ενσωματωθεί πολύ εύκολα σε μια ΦΗΣ για την συλλογή μετρήσεων ΦΠΓ. Για την ορθή λειτουργία της, απαιτείται η τροφοδοσία της με δύο επίπεδα τάσης, 5Volt και 3.3Volt, τα οποία παρέχονται με ευκολία από την πλατφόρμα Arduino. Η τρίτη συνδεσμολογία αφορά την σύνδεση του κοινού δυναμικού γείωσης, ενώ οι συνδεσμολογίες με τα ονόματα SCL και SDA αφορούν το πρωτόκολλο I²C για την μεταφορά δεδομένων στην πλατφόρμα Arduino και μετέπειτα στον υπολογιστή.



Εικόνα 29: Τρισδιάστατη απεικόνιση της πλακέτας του αισθητήρα που κατασκευάστηκε

3.5.2 Συσκευασία του αισθητήρα

Για την βελτιστοποίηση της απόδοσης του αισθητήρα ΦΠΓ, κρίθηκε απαραίτητη η συσκευασία του με τέτοιο τρόπο ώστε να εμποδίζονται παρεμβολές μεταξύ των οπτικών σημάτων καθώς και να μην εκτίθονται οι ευαίσθητες τροφοδοσίες στο δέρμα του χρήστη. Συνεπώς, στην κορυφή του σένσορα τοποθετήθηκε πλαστικό πάχους 1mm, για να προσφέρει την μικρότερη δυνατή εξασθένιση των οπτικών σημάτων, ενώ μεταξύ όλων των οπτικών εκπομπών και της φωτοδιόδου τοποθετήθηκε αδιαφανές καουτσούκ για να εμποδίζει οπτικές παρεμβολές που προκύπτουν από ανεπιθύμητες ανακλάσεις και δεν διαθέτουν πληροφορία (Εικόνα 30).



Dual Port

Εικόνα 30: Οπτική απομόνωση φωτοδιόδου και φωτοεκπομπού για την αποφυγή οπτικών παρεμβολών

Κεφάλαιο 4ο : Πειραματική Υλοποίηση, Μετρήσεις και Αποτελέσματα

4.1 Περιγραφή και Στόχος του Πειράματος

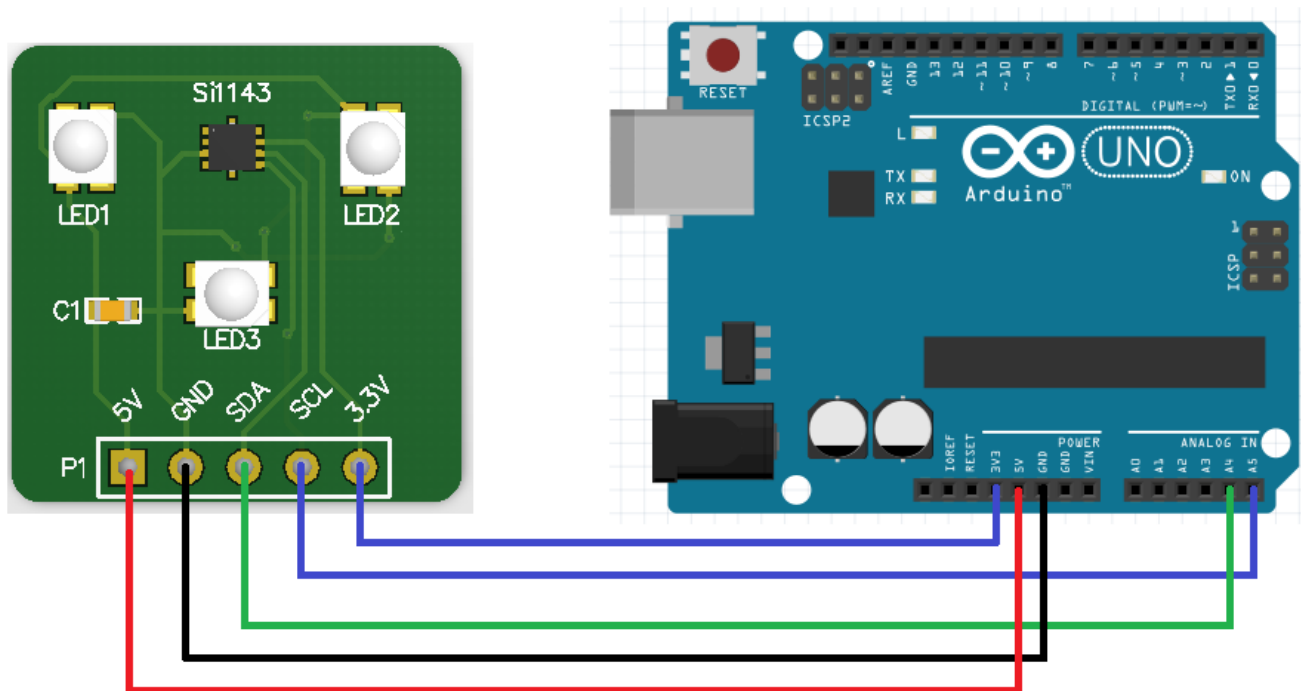
Η πειραματική διαδικασία που ακολουθήθηκε αφορούσε την παράλληλη απόκτηση δεδομένων ΜΚΡ πάνω στο ίδιο υποκείμενο από δύο διαφορετικούς αισθητήρες. Ο πρώτος αισθητήρας ήταν ο χαμηλού κόστους αισθητήρας φωτοπλυσμογραφίας που κατασκευάσαμε στο εργαστήριο Βιοιατρικής Τεχνολογίας του ΕΜΠ, ενώ ο δεύτερος αισθητήρας ήταν ο Polar H7, ένας αισθητήρας που βασίζεται στην τεχνολογία της Βιοαγωγιμότητας και προσφέρει μετρήσεις ΜΚΡ που προσεγγίζουν την ακρίβεια Ηλεκτροκαρδιογράφων που είναι ειδικευμένοι για ιατρικές διαγνώσεις[20].



Εικόνα 31: Ο αισθητήρας Βιοαγωγιμότητας Polar H7

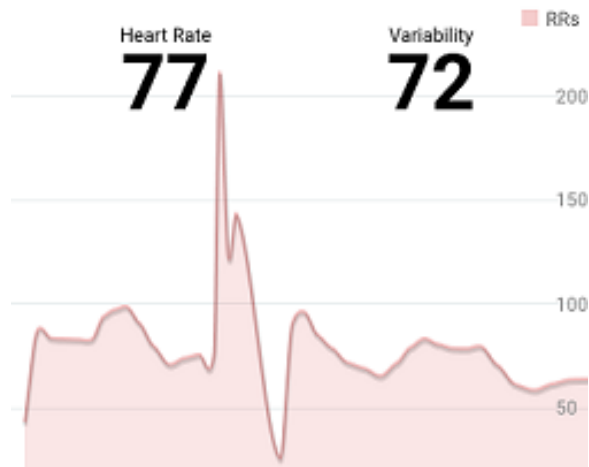
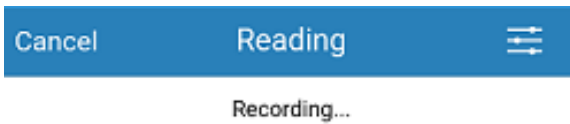
Ο αισθητήρας ΦΠΓ που κατασκευάστηκε στο εργαστήριο χρησιμοποιήθηκε στον καρπό του αριστερού χεριού, προκειμένου να προσομοιωθεί η συμπεριφορά του αισθητήρα σε μια φορητή ηλεκτρονική συσκευή καρπού (wristband). Από την άλλη, ο αισθητήρας Polar H7 αποτελεί μια φορητή ηλεκτρονική συσκευή θώρακα (chestband) και συνεπώς τοποθετήθηκε στον θώρακα του υποκειμένου. Η προσεκτική εφαρμογή του αισθητήρα κοντά στην καρδιά του υποκειμένου και η σφιχτή εφαρμογή του πάνω στον στήθος εξασφάλισαν την ποιοτική συλλογή δεδομένων ΜΚΡ.

Για την συλλογή των δεδομένων από τον ειδικό αισθητήρα ΦΠΓ, χρησιμοποιήθηκε το Arduino Uno. Οι πληθώρα βιβλιοθηκών που είναι διαθέσιμες στον χρήστη αλλά και η φιλικότητα χρήσης του Arduino IDE (Integrated Development Environment) καθιστούν την πλατφόρμα Arduino έναν εξαιρετικό υποψήφιο για δημιουργία προτύπου σε επίπεδο υλικού (hardware) και την γρήγορη και εύκολη αρχικοποίηση και εγκατάσταση οποιουδήποτε αισθητήρα. Κατά συνέπεια, καθιερώθηκε η επικοινωνία Arduino και αισθητήρα ΦΠΓ με την χρήση πρωτοκόλλου I²C, και γράφθηκε κώδικας κατάλληλης αρχικοποίησης και παραμετροποίησης των καταχωρητών της ψηφίδας Si1143. Τα δεδομένα των μετρήσεων έπειτα εκτυπώθηκαν μέσω UART πρωτοκόλλου στο τερματικό του δέκτη υπολογιστή, και αποθηκεύτηκαν με την χρήση του τερματικού προγράμματος Realterm.



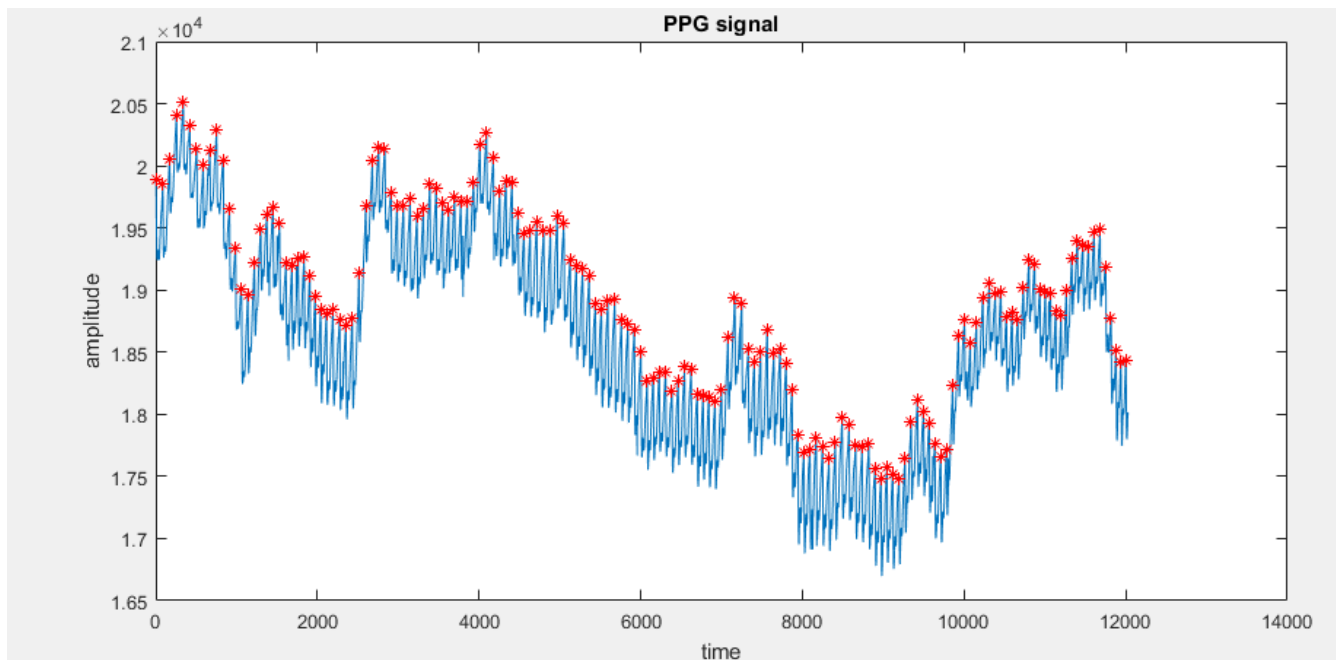
Εικόνα 32: Διασύνδεση αισθητήρα ΦΠΓ με το Arduino Uno

Για τον αισθητήρα Polar H7, χρησιμοποιήθηκε η Android εφαρμογή Elite HRV. Η εφαρμογή Elite HRV εγκαθιδρύει σύνδεση με το Polar H7 μέσω πρωτοκόλλου Bluetooth Low Energy και μέσω ρυθμίσεων υποστηρίζει την λήψη δεδομένων MKP για καθορισμένο χρονικό διάστημα από τον χρήστη. Τα δεδομένα αυτά έπειτα σώζονται σε μια βάση δεδομένων, και μπορούν να εξαχθούν με μια σειρά από τρόπους στον υπολογιστή του χρήστη. Τα δεδομένα αυτά είναι έτοιμα σε μορφή δεδομένων MKP (απόσταση κορυφών παλμού-παλμού) και συνεπώς μπορούν χωρίς περαιτέρω επεξεργασία να εισαχθούν σε ένα κατάλληλο πρόγραμμα για την εξαγωγή των διαφόρων χαρακτηριστικών (features) MKP.



Εικόνα 33: Η Εφαρμογή Elite HRV κατά την διάρκεια συλλογής δεδομένων MKP από το Polar H7.

Σε αντίθεση με το Polar H7, που προσφέρει απευθείας δεδομένα MKP, τα δεδομένα που προέρχονται από τον αισθητήρα Si1143 αφορούν καθαρό σήμα Φωτοπλυθησομογραφίας. Συνεπώς, για την εξαγωγή δεδομένων MKP χρειάζεται η περαιτέρω επεξεργασία τους, με την αναγνώριση κορυφών παλμών και τον υπολογισμό των αποστάσεων τους, που αποφέρει εν τέλει το σήμα Μεταβλητότητας Καρδιακού Ρυθμού. Για αυτό τον σκοπό, χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα Matlab, και πιο συγκεκριμένα η συνάρτηση εύρεσης κορυφών (Find Peaks)[21]. Με χρήση κατάλληλης τιμής ως την ελάχιστη απόσταση μεταξύ κορυφών (MinPeakDistance) το πρόγραμμα ήταν σε θέση να εντοπίσει με ακρίβεια τις κορυφές παλμού χωρίς λαθη. Έπειτα, υπολογίστηκε η απόσταση μεταξύ κορυφών και τα προκύπτοντα δεδομένα αποθηκεύονταν σε ένα αρχείο κειμένου, διαμορφωμένα ως δεδομένα MKP για την περαιτέρω επεξεργασία και εξαγωγή των χαρακτηριστικών τους.



Εικόνα 34: Το σήμα ΦΠΓ όπως συλλέγεται από την ψηφίδα Si1143. Οι κορυφές αναφέρονται με κόκκινο, όπως εντοπίζονται από τον αλγόριθμο Find Peaks στο Matlab.

Για την εξαγωγή των γνωρισμάτων των δύο σημάτων ΜΚΡ χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα Kubios HRV. Από την πληθώρα διαθέσιμων προγραμμάτων για την εξαγωγή χαρακτηριστικών ΜΚΡ, το Kubios κρίθηκε επικρατέστερο, λόγω της φιλικότητας προς τον χρήστη αλλά και της πληθώρας χαρακτηριστικών που έχει την δυνατότητα να εξάγει από ένα σήμα ΜΚΡ, τόσο στο πεδίο του χρόνου όσο και της συχνότητας, με πολύ μεγάλη ακρίβεια.

Για την εγγύηση της επαναληπτικότητας των μετρήσεων, εξάχθηκαν δέκα(10) σετ μετρήσεων πάνω σε ένα υποκείμενο, όπου το κάθε σετ είχε διάρκεια δύο λεπτών. Για κάθε σετ μετρήσεων, εξάχθηκαν όλα τα χαρακτηριστικά του ΜΚΡ για τον κάθε ένα από τους δύο αισθητήρες. Έπειτα, σχηματίστηκαν πίνακες 1x10 για κάθε ένα από τα βασικά features στο πεδίο του χρόνου για κάθε αισθητήρα και υπολογίστηκε η απόλυτη συσχέτιση τους.

Φυσικά, εν τέλει σκοπός του πειράματος υπήρξε η παρακολούθηση και η διερεύνηση του κατά πόσο ένας αισθητήρας Φωτοπλυθησμογραφίας στον καρπό ενός χρήστη μπορεί να προσφέρει αξιόπιστα δεδομένα για την ανάλυση ΜΚΡ, σε σχέση με έναν αισθητήρα ακρίβειας βιοαγωγιμότητας που λόγω της προσκείμενης θέσης του κοντά στην καρδιά του χρήστη προσφέρει δεδομένα που προσεγγίζουν την ακρίβεια ενός ΗΚΓ.

4.2 Το πρόγραμμα Kubios

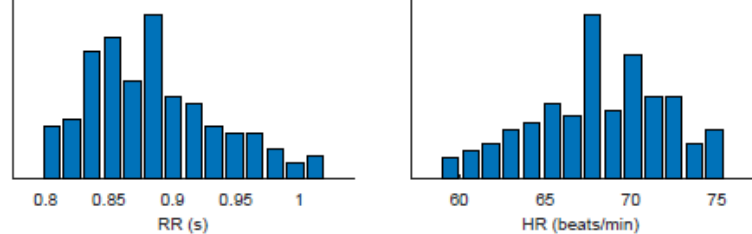
Το πρόγραμμα Kubios HRV παίρνει σαν είσοδο ένα σήμα ΜΚΡ και εξάγει τα διάφορα χαρακτηριστικά του στο πεδίο του χρόνου, της συχνότητας καθώς και τα μη γραμμικά αποτελέσματα . Πιο συγκεκριμένα, στο πεδίο του χρόνου το Kubios HRV εξάγει τα παρακάτω γνωρίσματα:

1. MeanRR: Μέση τιμή Μεταβλητότητας Καρδιακού Σήματος.
2. STD RR: Τυπική Απόκλιση ΜΚΣ.
3. Mean HR: Μέσος Καρδιακός Ρυθμός (χτύποι ανα λεπτό).
4. Min/Max HR: Μικρότερη και Μεγαλύτερη Τιμή Καρδιακού Ρυθμού.
5. RMSSD: Μέση τετραγωνική Απόκλιση ΜΚΣ, ενδεικτικό χαρακτηριστικό αξιολόγησης της λειτουργίας του αυτόνομου νευρικού συστήματος.
6. NN50: Ο αριθμός των PP διαστημάτων που διαφέρουν λιγότερο από 50 εκατοστά του δευτερολέπτου.
7. PNN50: Το ποσοστό του αριθμού NN50 προς τον συνολικό αριθμό PP διαστημάτων του δείγματος.
8. HRV triangular index: Γεωμετρική μέθοδος, το ολοκλήρωμα της κατανομής πυκνότητας του σήματος προς την μέγιστη τιμή αυτού.

Time-Domain Results

Variable	Units	Value
Mean RR*	(ms)	884.4
STD RR (SDNN)	(ms)	50.8
Mean HR*	(beats/min)	67.84
Min/Max HR	(beats/min)	62.25/72.90
RMSSD	(ms)	48.7
NNxx	(beats)	37
pNNxx	(%)	27.6
RR triangular index		11.250
TINN	(ms)	224.0

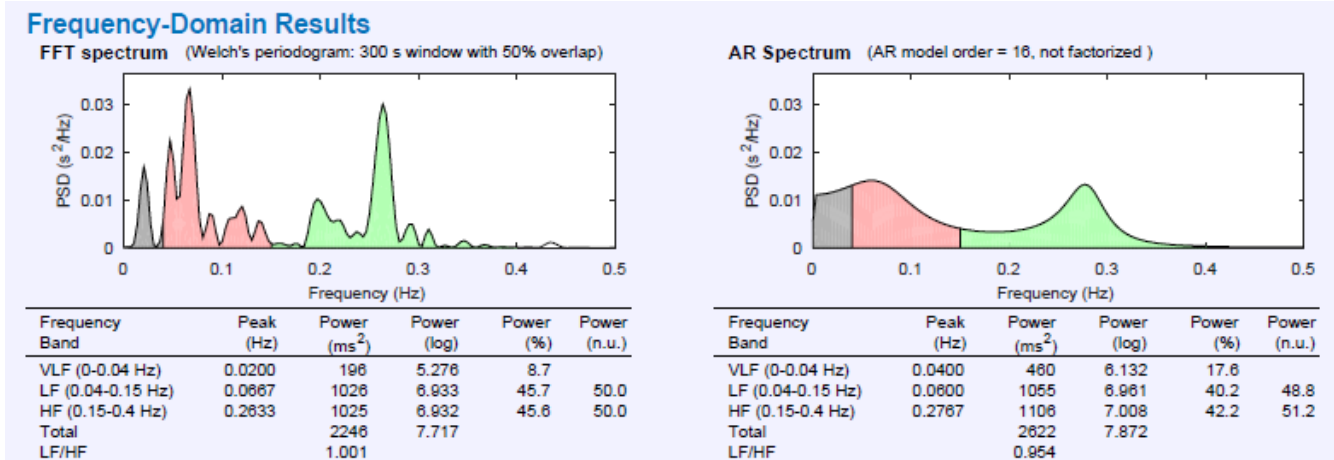
Distributions*



Εικόνα 35: Παρουσίαση Αποτελεσμάτων στο Πεδίο του Χρόνου για το πρόγραμμα Kubios HRV

Έπειτα, το πρόγραμμα είναι σε θέση να εξάγει την φασματική πυκνότητα ισχύος της ΜΚΣ, όπως ορίζεται μέσα στα τρία κυριότερα συχνοτικά εύρη:

1. VLF: Πολύ χαμηλή συχνότητα (Very Low Frequency), με εύρος από 0 έως 0.04 Hz.
2. LF: Χαμηλή συχνότητα (Low Frequency), με εύρος από 0.04 μέχρι 0.15 Hz.
3. HF: Υψηλή Συχνότητα (High Frequency), με εύρος από 0.15 έως 0.4 Hz.

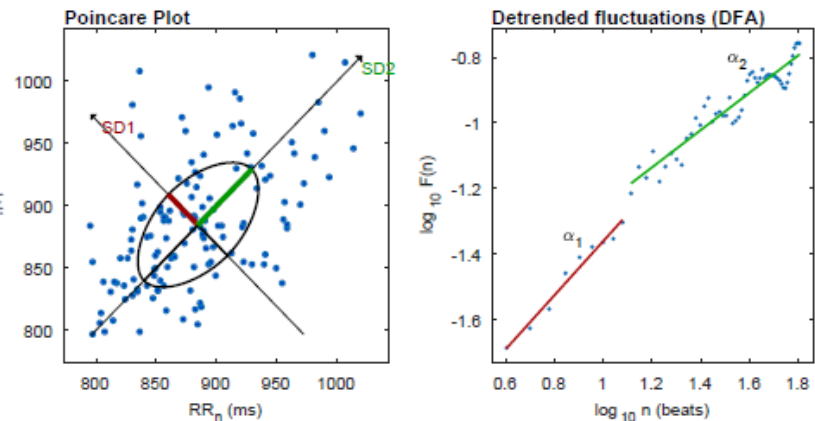


Εικόνα 36: Παρουσίαση αποτελεσμάτων στο Πεδίο της Συχνότητας για το πρόγραμμα Kubios HRV.

Τέλος, το πρόγραμμα μας παρουσιάζει και μια μη γραμμική ανάλυση των αποτελεσμάτων, μέσω του Poincare διαγράμματος και διάγραμμα ανάλυσης αποσταθεροποιημένων διακυμάνσεων (detrended fluctuation analysis- DFA), όπως φαίνεται και στην Εικόνα 37.

Nonlinear Results

Variable	Units	Value
Poincare Plot		
SD1	(ms)	34.6
SD2	(ms)	63.1
SD2/SD1		1.824
Approximate Entropy (ApEn)		0.816
Sample Entropy (SampEn)		2.090
Detrended Fluctuation Analysis (DFA)		
Short-term fluctuations, α_1		0.823
Long-term fluctuations, α_2		0.569



Εικόνα 37: Αποτελέσματα μη-γραμμικής ανάλυσης απο το πρόγραμμα Kubios HRV.

4.3 Παρουσίαση των αποτελεσμάτων.

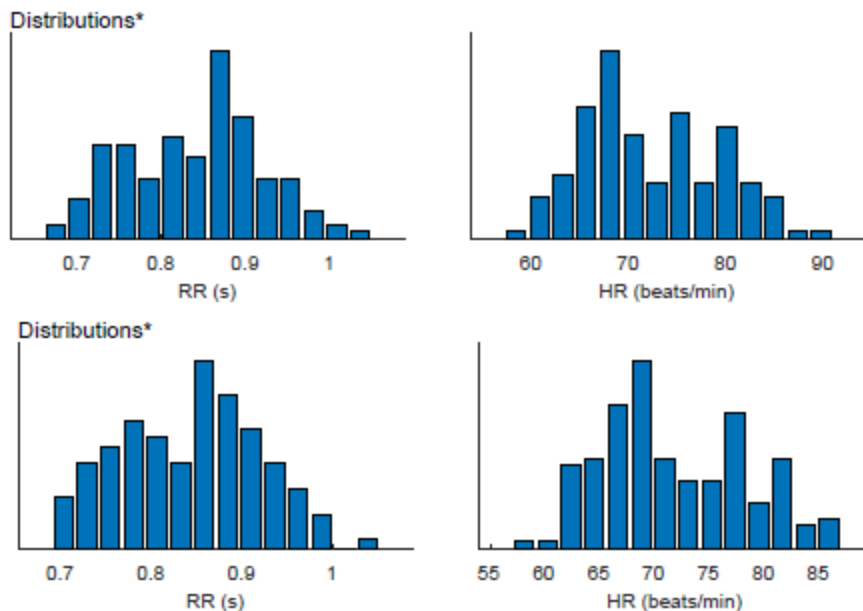
4.3.1 Χαρακτηριστικά στο πεδίο του χρόνου

Τα προκύπτοντα χαρακτηριστικά ομαδοποιήθηκαν στο πίνακα 3. Η συσχέτιση μεταξύ του αισθητήρα ΦΠΓ και του αισθητήρα βιοαγωγιμότητας Polar H7 εξάχθηκε με την εντολή corrcoef του Matlab toolbox, και η μεταβλητή r παρατηρήθηκε μεγαλύτερη ή ίση του 0.91, αποτέλεσμα πολύ ικανοποιητικό. Παράλληλα, η μεταβλητή ρ ήταν σταθερά κάτω από 0.01, γεγονός που επιβεβαιώνει την αξιοπιστία των μετρήσεων.

	Sensor	Σετ 1	Σετ 2	Σετ 3	Σετ 4	Σετ 5	Σετ 6	Σετ 7	Σετ 8	Σετ 9	Σετ 10	r
MeanRR (ms)	ΦΠΓ	902.57	879.04	882.22	838.74	677.1	699.76	738.5	785.43	766.13	783.32	0.99
	Polar	906.92	885.33	884.38	842.35	678.70	702.13	740.53	788.67	770.70	785.92	
STDRR (ms)	ΦΠΓ	66.90	61.87	53.50	80.01	55.16	61.92	49.64	50.96	54.18	55.32	0.93
	Polar	60.52	58.73	50.76	75.79	41.94	54.52	46.80	48.23	49.76	54.21	
MeanHR (bts/m)	ΦΠΓ	66.48	68.26	68.01	71.54	88.61	85.74	81.24	76.39	78.32	72.12	0.99
	Polar	66.16	67.77	67.84	71.23	88.40	85.45	81.02	76.08	77.85	73.98	
Min HR (bts/m)	ΦΠΓ	59.06	60.48	62.76	62.50	74.81	70.75	73.35	68.49	71.60	69.43	0.99
	Polar	59.02	60.41	62.25	61.87	74.63	71.01	73.14	68.38	71.39	69.65	
MaxHR (bts/m)	ΦΠΓ	73.35	77.92	73.53	85.23	102.39	100.33	91.46	85.71	91.74	95.32	0.99
	Polar	72.78	77.44	72.90	84.44	100.87	99.73	91.35	84.89	91.35	94.21	
RMSSD (ms)	ΦΠΓ	71.69	58.76	55.38	63.66	66.42	61.25	41.23	42.80	35.38	38.95	0.97
	Polar	65.36	49.99	48.71	54.86	59.03	61.24	39.39	37.72	33.13	35.21	
NN50 (beats)	ΦΠΓ	45	43	42	47	37	30	32	23	16	18	0.98
	Polar	46	45	41	42	33	26	30	18	11	15	
PNN50 (%)	ΦΠΓ	34.35	31.85	31.34	33.10	21.14	30	32	23	16	18	0.96
	Polar	35.11	30.15	27.61	29.82	21.71	28	28	18	11	15	
RR tri/lar	ΦΠΓ	10.80	10.46	10.00	11.92	9.26	9.44	10.73	12.88	11.92	12.32	0.94
	Polar	11.00	11.25	11.25	12.91	9.26	10.27	11.31	13.64	11.85	12.21	
TINN (ms)	ΦΠΓ	259	248	214	314	349	274	222	213	248	230	0.91
	Polar	250	253	224	316	355	255	216	213	239	213	

Πίνακας 3: Χαρακτηριστικά στο Πεδίο του Χρόνου για τα δυο σήματα MKP

Στην Εικόνα 38 βλέπουμε και την γραφική ομοιότητα που παρουσιάζουν οι κατανομές των PP-διαστημάτων και του καρδιακού ρυθμού.



Εικόνα 38: Οι κατανομές PP-διαστημάτων και καρδιακού ρυθμού για το Polar(πάνω διαγράμματα) και τον αισθητήρα ΦΠΓ(κάτω διαγράμματα)

4.3.2. Παρουσίαση Αποτελεσμάτων στο Πεδίο της Συχνότητας

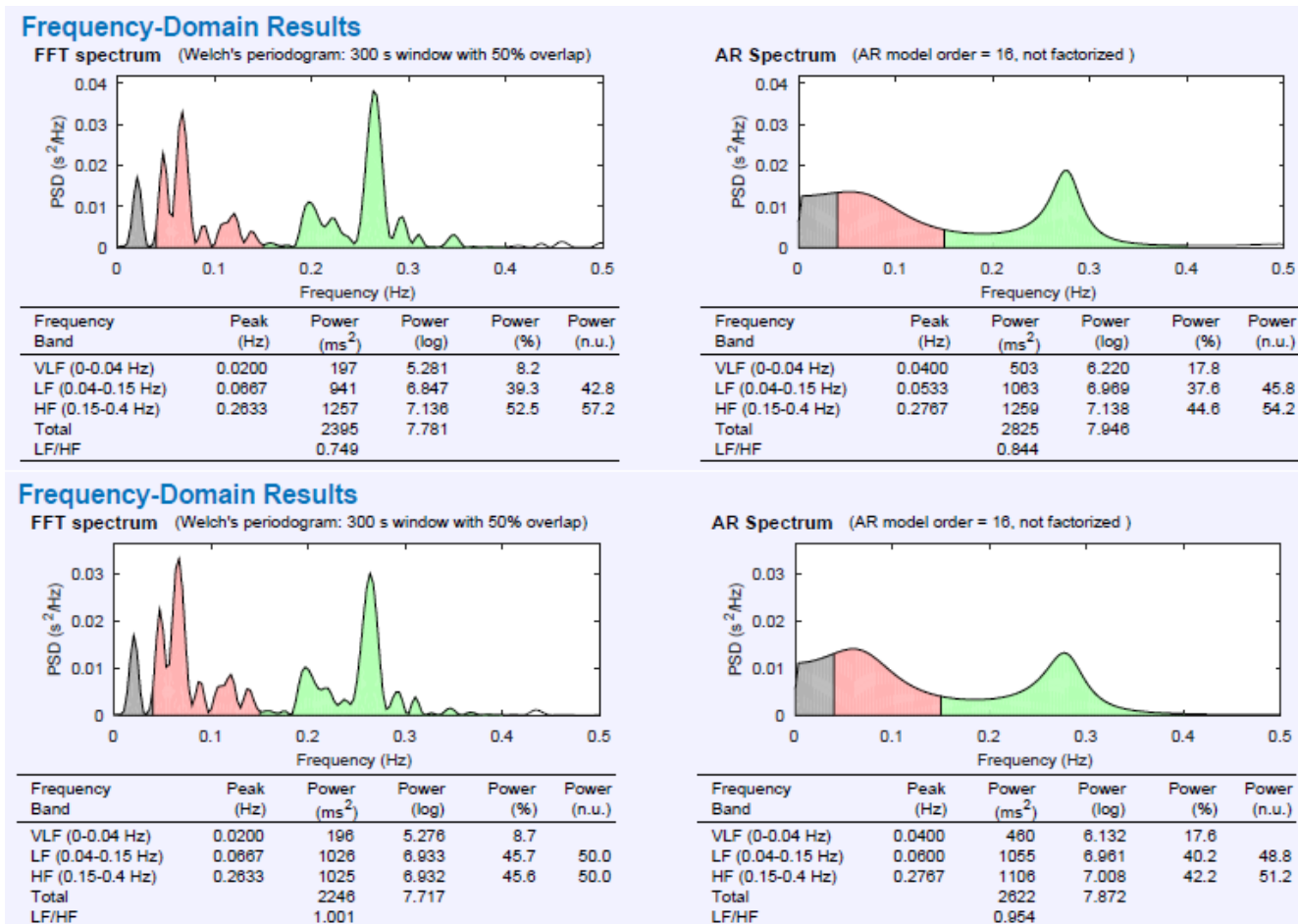
Στο πεδίο της συχνότητας, προέκυψε ο παρακάτω Πίνακας, που δείχνει τις τιμες της ΜΚΣ στις διάφορες συχνοτικές μπάντες. Και εδώ βλέπουμε πως οι δύο αισθητήρες παρουσιάζουν ικανοποιητικό συσχετισμό($r>0.94$) για όλη την συχνοτική κατανομή τους.

		VLF (Hz):		LF (Hz):		HF (Hz):	
		Polar H7	ΦΠΓ	Polar H7	ΦΠΓ	Polar H7	ΦΠΓ
1ο ΣΕΤ	FFT spectrum	0.04	0.02	0.04	0.14	0.17	0.21
	AR spectrum	0.03	0.04	0.04	0.14	0.15	0.15
2ο ΣΕΤ	FFT spectrum	0.00	0.00	0.12	0.12	0.28	0.28
	AR spectrum	0.04	0.04	0.09	0.09	0.28	0.29
3ο ΣΕΤ	FFT spectrum	0.03	0.03	0.11	0.11	0.29	0.29
	AR spectrum	0.00	0.00	0.04	0.04	0.29	0.28
4ο ΣΕΤ	FFT spectrum	0.02	0.02	0.07	0.07	0.26	0.26
	AR spectrum	0.04	0.04	0.06	0.05	0.28	0.28
5ο ΣΕΤ	FFT spectrum	0.01	0.01	0.11	0.11	0.32	0.32
	AR spectrum	0.00	0.00	0.04	0.04	0.31	0.15
6ο ΣΕΤ	FFT spectrum	0.01	0.01	0.09	0.09	0.26	0.16
	AR spectrum	0.04	0.03	0.05	0.04	0.15	0.15
7ο ΣΕΤ	FFT spectrum	0.02	0.02	0.10	0.10	0.23	0.23
	AR spectrum	0.04	0.04	0.06	0.07	0.15	0.15
8ο ΣΕΤ	FFT spectrum	0.02	0.02	0.15	0.15	0.15	0.15
	AR spectrum	0.00	0.00	0.04	0.04	0.15	0.15
9ο ΣΕΤ	FFT spectrum	0.03	0.03	0.08	0.14	0.31	0.31
	AR spectrum	0.04	0.04	0.12	0.11	0.15	0.15
10ο ΣΕΤ	FFT spectrum	0.00	0.00	0.12	0.12	0.32	0.32
	AR spectrum	0.00	0.00	0.04	0.04	0.15	0.15
r		0.94		0.98		0.95	

Πίνακας 4: Οι προκύπτουσες τιμές του φάσματος ισχύος της ΜΚΣ στα τρία διαφορετικά εύρη συχνότητων.

Η προκύπτουσα συσχέτιση μεταξύ των χαρακτηριστικών των δύο σημάτων στο πεδίο της συχνότητας είναι εμφανής ($r > 0.94$), και αυτή η συσχέτιση γίνεται εμφανής και στα γεωμετρικά διαγράμματα.

Σε επίπεδο διαγράμματος, στην Εικόνα 39 φαίνονται οι πολύ κοντινές κατανομές για τους δυο διαφορετικούς αισθητήρες, που αφορούν ένα ίδιο σετ μετρήσεων.



Εικόνα 39: Διαγράμματα FFT και Φασματος αυτοπαλινδρόμησης, πάνω για τον αισθητήρα Polar H7 και κάτω για τον αισθητήρα ΦΠΓ.

4.3.3. Αποτελέσματα Μη-Γραμμικής Ανάλυσης.

Για την μη-γραμμική ανάλυση, μέσα από την ανάλυση του προγράμματος Kubios λαμβάνουμε τον παρακάτω Πίνακα 5.

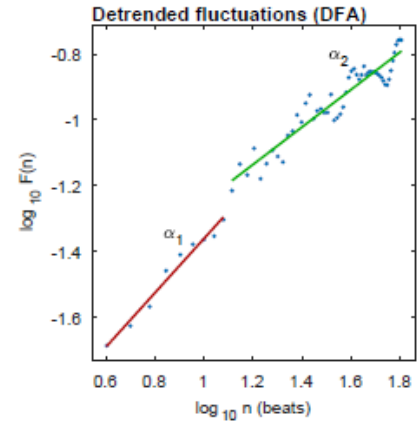
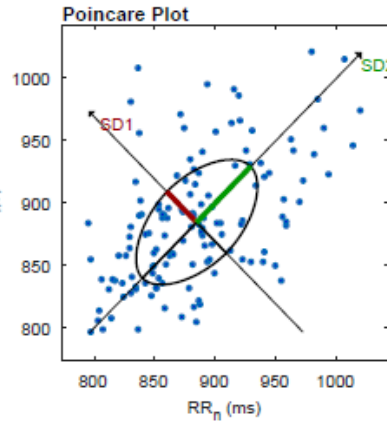
		1ο ΣΕΤ	2ο ΣΕΤ	3ο ΣΕΤ	4ο ΣΕΤ	5ο ΣΕΤ	6ο ΣΕΤ	7ο ΣΕΤ	8ο ΣΕΤ	9ο ΣΕΤ	10ο ΣΕΤ
SD1 (ms):	Polar H7	24.53	39.30	29.11	34.57	31.84	15.62	22.16	20.14	26.76	19.96
	ΦΠΓ	25.28	38.88	30.57	35.31	31.18	15.10	43.44	20.25	26.37	19.12
SD2 (ms):	Polar H7	74.78	75.93	77.20	63.07	102.65	57.17	73.88	63.19	62.70	67.56
	ΦΠΓ	74.30	77.11	73.07	64.53	103.66	57.32	76.31	63.80	65.15	71.30
SD2/SD1 ratio:	Polar H7	3.05	1.93	2.65	1.82	3.22	3.66	3.33	3.14	2.34	3.39
	ΦΠΓ	2.08	1.57	1.82	1.64	2.29	1.32	1.76	2.18	2.14	2.84
Approximate entropy (ApEn):	Polar H7	0.94	0.77	0.83	0.82	0.84	0.85	0.83	0.83	0.79	0.93
	ΦΠΓ	0.9	0.79	0.82	0.91	0.75	0.93	0.92	0.88	0.78	1.01
Sample entropy (SampEn):	Polar H7	1.29	1.72	1.82	2.09	1.48	1.21	1.31	1.41	1.69	2.01
	ΦΠΓ	1.60	1.77	1.89	2.09	1.58	1.24	1.27	1.26	1.69	2.06
Detrended fluctuation analysis (DFA)											
alpha 1:	Polar H7	1.24	1.02	0.95	0.82	1.26	1.20	1.45	1.50	1.35	1.27
	ΦΠΓ	1.20	0.97	0.82	0.88	1.03	0.94	1.11	1.18	1.05	0.97
alpha 2:	Polar H7	0.80	0.51	1.13	0.57	1.13	0.79	0.80	0.93	0.66	0.59
	ΦΠΓ	0.82	0.53	1.12	0.58	1.09	0.61	0.81	0.96	0.66	0.53

Πίνακας 5: Αποτελέσματα μη-γραμμικής ανάλυσης απο το πρόγραμμα Kubios για τα 10 σετ μετρήσεων.

Για ακόμα μια φορά τα αποτελέσματα της συσχέτισης των μη-γραμμικών χαρακτηριστικών είναι ικανοποιητικότητα($r>0.96$). Η σύγκλιση των αποτελεσμάτων φαίνεται και οπτικά στο διάγραμμα Poicare και το διάγραμμα ανάλυσης αποσταθεροποιημένων αποκλίσεων(Εικόνα 40).

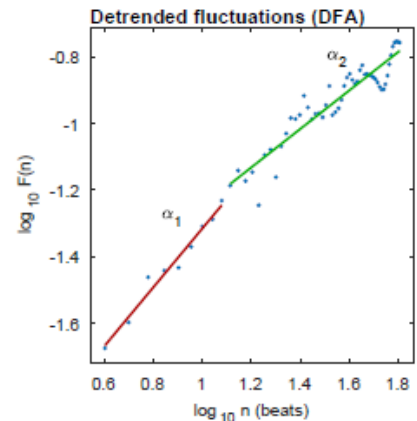
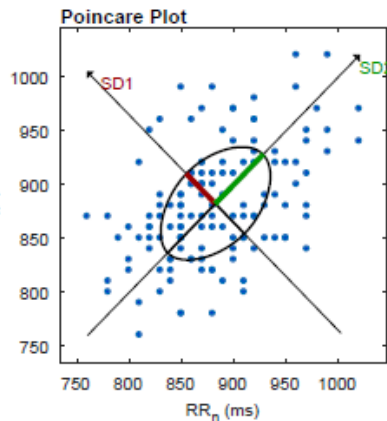
Nonlinear Results

Variable	Units	Value
Poincare Plot		
SD1	(ms)	34.6
SD2	(ms)	63.1
SD2/SD1		1.824
Approximate Entropy (ApEn)		0.816
Sample Entropy (SampEn)		2.090
Detrended Fluctuation Analysis (DFA)		
Short-term fluctuations, α_1		0.823
Long-term fluctuations, α_2		0.569



Nonlinear Results

Variable	Units	Value
Poincare Plot		
SD1	(ms)	39.3
SD2	(ms)	64.5
SD2/SD1		1.642
Approximate Entropy (ApEn)		0.915
Sample Entropy (SampEn)		1.785
Detrended Fluctuation Analysis (DFA)		
Short-term fluctuations, α_1		0.883
Long-term fluctuations, α_2		0.577



Εικόνα 40: Μη γραμμικά αποτελέσματα για τον αισθητήρα Polar H7(πάνω διαγράμματα) και τον αισθητήρα ΦΠΓ(κάτω διαγράμματα)

4.4 Συμπεράσματα του Πειράματος και Μελλοντικές Εργασίες.

Τα αποτελέσματα των συγκριτικών μετρήσεων ήταν κατι παραπάνω απο ενθαρυντικά. Όλα τα χαρακτηριστικά της Μεταβλητότητας Καρδιακού Σήματος συνέκλιναν ικανοποιητικά($r>0.93$) τόσο στο πεδίο του χρόνου, όσο και σε αυτό της συχνότητας, αλλά και στα μη-γραμμικά φαινόμενα.

Αυτό μας οδηγεί στο συμπέρασμα πως ο αισθητήρας Φωτοπληθυσμογραφίας στον καρπό ενός χρήστη μπορεί να παρέχει αξιόπιστο σήμα Μεταβλητότητας Καρδιακού Ρυθμού, σε σύγκριση με έναν αρκετά ακριβή αισθητήρα βιοαγωγιμότητας, ικανό να εξάγει PP-διαστήματα που προσεγγίζουν την ακρίβεια του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Ωστόσο, περαιτέρω έρευνα χρειάζεται για να κριθεί ο αισθητήρας ΦΠΓ ικανός και κατάλληλος για την συνεχή παρακολούθηση ενός ασθενούς, σύμφωνα με τα ιατρικά πρότυπα. Διάφορες πτυχές αξιολόγησης του αισθητήρα ξέφευγαν από τα όρια αυτής της διπλωματικής εργασίας, αλλά πρέπει να διερευνηθούν πριν ένας

αισθητήρας κριθεί ειδικευμένος στα ιατρικά πρότυπα για την διάγνωση και πρόγνωση καρδιολογικών ασθενειών.

Ένας πρώτος παράγοντας που οφείλει να ερευνηθεί αφορά τον επηρεασμό των μετρήσεων όταν ο χρήστης βρίσκεται κάτω από έντονη σωματική κίνηση. Ο αισθητήρας ΦΠΓ βασίζεται στις λειτουργίες της οπτικής, και συνεπώς η κίνηση του χρήστη μπορεί να επηρεάζει αρνητικά τις μετρήσεις με μη αποδεκτό τρόπο για την ομαλή και αξιόπιστη λειτουργία του αισθητήρα.

Επίσης, ένα άλλο κομμάτι στο οποίο χρειάζεται περισσότερη έρευνα αφορά την χρήση του αισθητήρα Φωτοπληθυσμογραφίας σε άλλα μέρη του σώματος, εκτός του καρπού , και η εξακρίβωση της ακρίβειας του σε αυτά.

Τέλος, μέρος της έρευνας προχωρώντας πέρα από την ΜΚΡ, πρέπει να επικεντρωθεί στα υπόλοιπα κομμάτια του λαμβάνοντος σήματος Φωτοπληθυσμογραφίας, για την διερεύνηση την πιθανότητας να έχουν και αυτά εξίσου πολύτιμη ιατρική πληροφορία.

Bibliography

- 1: Challoner A V, Photoelectric plethysmography for estimating cutaneous blood flow, 1979
- 2: W. Cheong, S. Prahl, and A. Welch, A review of the optical properties of biological tissues, 1990
- 3: R. R. Anderson, and J. A. Parrish, The optics of human skin, 1981
- 4: P. D. Mannheimer, J. R. Casciani, M. E. Fein, and S. L. Nierlich, Wavelength selection for low-saturation pulse oximetry, 1997
- 5: R. Brinkman, and W. G. Zylstra, Determination and continuous registration of the percentage oxygen saturation in clinical conditions, 1949
- 6: J. Allen, Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement, 2007
- 7: Allen J, The measurement and analysis of multi-site photoplethysmographic pulse waveforms in health and arterial disease, 2002
- 8: Mateo, J., Serrano, P., Baiion, R., Garcia, J., Ferreira, A., Del Rio, A., Ferreira, I.J. and Laguna, P., Heart rate variability measurements during exercise test may improve the diagnosis of ischemic heart disease, 2001
- 9: R. McCarty, A. Atkinson, W.A. Tiller, G. Rein, A.D. Watkins, The Effects of Emotions on Short-term Power Spectrum Analysis of Heart Rate Variability, 1995
- 10: Pumprla J., Howorka K., Groves D., Chester M., Nolan J, Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications, 2002
- 11: Juan Sztajzel, Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system, 2004
- 12: John P. DiMarco, John T. Philbrick, Use of Ambulatory Electrocardiographic (Holter) Monitoring, 1990
- 13: Bax JJ., Assessment of myocardial viability in ischemic cardiomyopathy, 2005
- 14: Malliani A, Montano N., Sympathetic overactivity in ischemic heart disease, 2004
- 15: Chhabra SK, De S., Cardiovascular autonomic neuropathy in chronic obstructive pulmonary disease., 2005
- 16: Tanja G. M. Vrijkotte, Lorenz J. P. van Doornen, Eco J. C. de Geus, Effects of Work Stress on Ambulatory Blood Pressure, Heart Rate, and Heart Rate Variability, 2000
- 17: Bar KJ, Boettger MK, Voss A., Differences between heart rate and blood pressure variability in schizophrenia., 2006
- 18: https://en.wikipedia.org/wiki/Holter_monitor,
- 19: W. Johnston, Y. Mendelson, Extracting heart rate variability from a wearable reflectance pulse oximeter, 2005
- 20: Gillinov S. , Etiwy M., Wang R. , Blackburn G. , Phelan D. , Gillinov AM. , Houghtaling P. , Javadikasgari H. , Desai MY. , Variable Accuracy of Wearable Heart Rate Monitors during Aerobic Exercise.
- 21: Mathworks, <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/findpeaks.html>,

Παράρτημα Α

Κώδικας Arduino για την οδήγηση της ψηφίδας Si1143:

```
#include <Arduino.h>

#define SCL_PORT PORTC
#define SCL_PIN 5
#define SDA_PORT PORTC
#define SDA_PIN 4
#define I2C_SLOWMODE 1

const int SAMPLES_TO_AVERAGE = 5;
unsigned long red;    // read value from visible red LED
unsigned long IR1;   // read value from infrared LED1
unsigned long IR2;   // read value from infrared LED2
unsigned long total; // all three LED reads added together
long previousMillis = 0;
#include <SoftI2CMaster.h>
long interval = 10;
#define ADDR (0x5A)<<1 //Si1143 Address

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  i2c_init();
  i2c_start(ADDR|0); //HW_KEY Register
  i2c_write(0x07);
  i2c_write(0x17);
  i2c_stop();
  delay(10);
  i2c_start(ADDR|0); //INT_CFG
  i2c_write(0x03);
  i2c_write(0x03);
  i2c_stop();
  delay(10);
  i2c_start(ADDR|0); //IRQ_ENABLE
  i2c_write(0x04);
  i2c_write(0x10);
  i2c_stop();
  delay(10);
  i2c_start(ADDR|0); //IRQ_MODE2
  i2c_write(0x06);
  i2c_write(0x01);
  i2c_stop();
  delay(10);
}
```

```

i2c_start(ADDR|0); //MEAS_RATE Register
i2c_write(0x08);
i2c_write(0x84);
i2c_stop();
delay(10);
i2c_start(ADDR|0); //ALS_RATE Register
i2c_write(0x09);
i2c_write(0x08);
i2c_stop();
delay(10);
i2c_start(ADDR|0); //PS_RATE Register
i2c_write(0x0A);
i2c_write(0x08);
i2c_stop();
delay(10);
i2c_start(ADDR|0); //PS_LED21
i2c_write(0x0F);
i2c_write(0x77);
i2c_stop();
delay(10);
i2c_start(ADDR|0); //PS_LED3
i2c_write(0x10);
i2c_write(0x07);
i2c_stop();
delay(10);
i2c_start(ADDR|0); //CH_LIST
i2c_write(0x17);
i2c_write(0x77);
i2c_write(0xA0|0x01);
i2c_stop();
delay(10);
i2c_start(ADDR|0); //PS_ADC_GAIN
i2c_write(0x17);
i2c_write(0x00);
i2c_write(0xA0|0x0B);
i2c_stop();
delay(10);
i2c_start(ADDR|0); //PS_LED12_SELECT
i2c_write(0x17);
i2c_write(0x21);
i2c_write(0xA0|0x02);
i2c_stop();
delay(10);
i2c_start(ADDR|0); //PS_LED3_SELECT
i2c_write(0x17);
i2c_write(0x04);
i2c_write(0xA0|0x03);
i2c_stop();

```

```

delay(10);
i2c_start(ADDR|0); //PS1_ADC_MUX
i2c_write(0x17);
i2c_write(0x03);
i2c_write(0xA0|0x07);
i2c_stop();
delay(10);
i2c_start(ADDR|0); //PS2_AD_MUX
i2c_write(0x17);
i2c_write(0x03);
i2c_write(0xA0|0x08);
i2c_stop();
delay(10);
i2c_start(ADDR|0); //PS3_ADC_MUX
i2c_write(0x17);
i2c_write(0x03);
i2c_write(0xA0|0x09);
i2c_stop();
delay(10);
i2c_start(ADDR|0); //PS_ADC_COUNTER
i2c_write(0x17);
i2c_write(B01110000);
i2c_write(0xA0|0x0A);
i2c_stop();
delay(10);
i2c_start(ADDR|0); //Command PS_ALS_AUTO_cmd
i2c_write(0x18);
i2c_write(0x0F);
i2c_stop();
}

```

```

void loop() {
  unsigned long currentMillis=millis();
  //int i=1;
  red = 0;
  IR1 = 0;
  IR2 = 0;
  total = 0;
  // while (i < SAMPLES_TO_AVERAGE){
  i2c_start(ADDR|0);
  i2c_write(0x26);
  i2c_rep_start(ADDR|1);
  byte x1 = i2c_read(false);
  byte x2 = i2c_read(false);
  byte x3 = i2c_read(false);
  byte x4 = i2c_read(false);
  byte x5 = i2c_read(false);
  byte x6 = i2c_read(true);

```



```
i2c_stop();
red += (x2<<8)|x1;
IR1 += (x4<<8)|x2;
IR2 += (x6<<8)|x5;
//  i++;
//  }
red = red;/// i; // get averages
IR1 = IR1;/// i;
IR2 = IR2;/// i;
total = red;/// + IR1 + IR2;
do{
  currentMillis = millis();
  delay(1);
}while(currentMillis - previousMillis < interval);
previousMillis = currentMillis;
Serial.println(total);

}
```

Κώδικας Matlab για την εξαγωγή του σήματος MKP απο τα δεδομένα του Si1143

```
%% BASIC CODE BY TIMOS THEODOROU
clc;
clear all;
close all;
x=load('peiramal0.txt');

%% PPG signal
z=x(1:12028,1); % PPG signal
figure,plot(z);
title('PPG signal');
xlabel('time');
ylabel('amplitude');
hold on
[pks, locs] = findpeaks(z, 'MinPeakDistance', 50);
plot(locs, pks, '*r');
ppg_peaks = size(pks);
ppg_pos = locs./100;

%% PRV
k=1;
for i=1:ppg_peaks-1
    f(k)= ppg_pos(i+1)-ppg_pos(i);
    k=k+1;
end
dlmwrite('RR_pulse10.txt', f, ';');
pr=60./mean(f);
prv= 60./f;
figure,stairs(prv);
title('PRV');
xlabel('samples');
ylabel('prv');
```