



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ  
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

## Ανάπτυξη φορητού Ηλεκτροκαρδιογράφου με χρήση υφασμάτινων ηλεκτροδίων και εφαρμογής Matlab

### ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ευανθία-Χρυσάνθη Δ. Κουνουπιώτη

**Επιβλέπων:** Ευάγγελος Β. Χριστοφόρου  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Φεβρουάριος 2020





ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ  
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

## Ανάπτυξη φορητού Ηλεκτροκαρδιογράφου με χρήση υφασμάτινων ηλεκτροδίων και εφαρμογής Matlab

### ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ευανθία-Χρυσάνθη Δ. Κουνουπιώτη

**Επιβλέπων:** Ευάγγελος Β. Χριστοφόρου  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 25<sup>η</sup> Φεβρουαρίου 2020.

.....  
Ευάγγελος Χριστοφόρου  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....  
Γεώργιος Ματσόπουλος  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....  
Ιωάννης Παπανάνος  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Φεβρουάριος 2020

.....  
Ευανθία-Χρυσάνθη, Δ. Κουνουπιώτη

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

Copyright © Ευανθία-Χρυσάνθη, Κουνουπιώτη, 2020.  
Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

# Περίληψη

Σε αυτή τη διπλωματική εργασία παρουσιάζεται ένα φορητό σύστημα παρακολούθησης Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ) και η ανάπτυξη μιας εφαρμογής Matlab για την εμφάνιση και επεξεργασία του λαμβανόμενου σήματος.

Αρχικά γίνεται μία συνοπτική θεωρητική ανάλυση της λειτουργίας της καρδιάς και των χαρακτηριστικών του ΗΚΓ. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται διάφορες υπάρχουσες εφαρμογές και συστήματα που αναπτύχθηκαν για την παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας.

Έπειτα, γίνεται παρουσίαση του προτεινόμενου συστήματος. Συγκεκριμένα, η λήψη του ΗΚΓ γίνεται με χρήση τριών ηλεκτροδίων, που κατασκευάστηκαν από αγώγιμο ύφασμα και ενσωματώθηκαν σε ένα ένδυμα, το οποίο κατασκευάστηκε από ελαστικό ύφασμα και καλύπτει αρκετά σωματικά μεγέθη. Σε μία θήκη του ενδύματος, επίσης, τοποθετείται το κουτί, που περιέχει το υλικό (hardware) για την λήψη, την ενίσχυση, το φιλτράρισμα, την αποθήκευση σε κάρτα microSD και την αποστολή του σήματος μέσω Bluetooth στον υπολογιστή. Το σήμα ΗΚΓ αποστέλλεται στον υπολογιστή, στον οποίο έχει αναπτυχθεί μία εφαρμογή Matlab, που επεξεργάζεται το σήμα και εξάγει τον αριθμό των παλμών, τον καρδιακό ρυθμό, τον δείκτη RMSSD για την μέτρηση της μεταβλητότητας του καρδιακού ρυθμού και τη μέση τιμή των χρονικών διαστημάτων μεταξύ των παλμών. Επίσης, δίνεται η δυνατότητα στο χρήστη για την αποκοπή ανεπιθύμητων τμημάτων του σήματος, τα οποία είναι θορυβώδη, καθώς και για αποθήκευση του σήματος σε μορφή αρχείου .mat, .txt ή ως εικόνα .png.

Τέλος, παρουσιάζονται παραδείγματα χρήσης του προτεινόμενου συστήματος και παρατίθενται τα συμπεράσματα από τη χρήση του συστήματος αυτού και της σύγκρισής του με τις υπάρχουσες εφαρμογές που παρουσιάστηκαν, καθώς και μελλοντικές επεκτάσεις που θα μπορούσε να έχει το προτεινόμενο σύστημα.

## **Λέξεις κλειδιά**

Ηλεκτροκαρδιογράφημα, Ηλεκτροκαρδιογράφος, Φορητός Ηλεκτροκαρδιογράφος, Φορητή Παρακολούθηση, Ηλεκτρόδια, Υφασμάτινα Ηλεκτρόδια, Αγωγήμο ύφασμα, Εφαρμογή MATLAB



# Abstract

This diploma thesis presents a portable Electrocardiogram (ECG) monitoring system and the development of a Matlab application for the display and processing of the received signal.

Initially, a brief theoretical analysis of the heart function and the ECG features is made. Furthermore, various existing applications and systems are presented, which were developed to monitor the electrical activity of the heart.

Following, the proposed system is presented. Specifically, the recording of the ECG is achieved through the usage of three electrodes, made of conductive fabric, which were embedded in a T-Shirt made of elastic fabric for several body sizes. Additionally, an enclosure is also fitted in a case of the T-Shirt, which contains the hardware for receiving, amplifying, filtering, storing the data on a microSD card and transferring the data via Bluetooth to the computer. Moreover, a Matlab application was developed, which processes the signal and extracts the number of beats, the heart rate, the RMSSD value for measuring heart rate variability (HRV) and the mean of the intervals between pulses. It also allows the user to cut off unwanted noisy parts of the signal and store the signal in a .mat or .txt file format or as a .png image.

Finally, examples that illustrate the usage of the proposed system are presented and also conclusions are derived from its comparison with the existing applications, as well as future extensions that the proposed system could have.

## Key words

Electrocardiogram, Electrocardiograph, Portable Electrocardiograph, Portable Monitoring, Electrodes, Textile Electrodes, Conductive Fabric, MATLAB Application





## Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Επιβλέποντα Καθηγητή κ. Ευάγγελο Χριστοφόρου για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας, για τις πολύτιμες συμβουλές και την καθοδήγησή του.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Ομότιμο Καθηγητή Καρδιολογίας κ. Ιωάννη Λεκάκη, που μου παρείχε πολύτιμες πληροφορίες σχετικά με την Ηλεκτροκαρδιογραφία και τον τρόπο χρήσης της.

Ακόμη, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον διδάκτορα Σπύρο Αγγελόπουλο για την αμέριστη βοήθεια του και τον χρόνο που αφιέρωσε για την επίλυση διαφόρων ζητημάτων που προέκυψαν κατά τη διάρκεια αυτής της διπλωματικής.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου για την πολύπλευρη στήριξη που μου παρείχαν όλα αυτά τα χρόνια, αλλά και τους φίλους μου, που με βοήθησαν και ήταν στο πλευρό μου κάθε φορά.



# Περιεχόμενα

1.1	Λειτουργία της Καρδιάς .....	1
1.1.1	Ανατομία και Φυσιολογία της Καρδιάς .....	1
1.1.3	Ηλεκτρικές ιδιότητες της κυτταρικής μεμβράνης .....	3
1.2	Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα .....	4
1.2.1	Το φυσιολογικό ΗΚΓ .....	5
1.2.2	Οι φυσιολογικές ηλεκτρικές τάσεις στο ΗΚΓ .....	6
1.2.3	Η μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού .....	6
1.2.4	Ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές .....	7
1.2.5	Συστήματα Παρακολούθησης ΗΚΓ .....	10
2	Υπάρχουσες εφαρμογές και συστήματα παρακολούθησης ΗΚΓ .....	13
2.1	Ένας ΙοΤ αισθητήρας Wi-Fi για παρακολούθηση της μεταβλητότητας του καρδιακού ρυθμού σε πραγματικό χρόνο .....	13
2.2	Φορητό σύστημα παρακολούθησης καρδιακών παλμών .....	15
2.3	Σχεδιασμός συσκευής ανίχνευσης καρδιακής αρρυθμίας σε πραγματικό χρόνο ....	16
2.4	Παρακολούθηση ζωτικών ενδείξεων για το σπίτι με Android εφαρμογή .....	17
2.5	Σύστημα ΙοΤ χαμηλού κόστους απομακρυσμένης παρακολούθησης ασθενών .....	19
2.6	Holter Monitor χαμηλού κόστους .....	20
2.7	Απόκτηση δεδομένων βιοϊατρικών αισθητήρων και μηχανική μάθηση για έγκαιρη ανίχνευση .....	22
2.8	CUSTODY: Παρακολούθηση υγείας ασθενούς με χρήση ΙοΤ συσκευής .....	23
2.9	Μια φορητή συσκευή ανίχνευσης του καρδιακού ρυθμού που βασίζεται σε ΗΚΓ .....	25
2.10	Ηλεκτρόδια για λήψη του ΗΚΓ σε φορητό σύστημα .....	27
2.11	Μια ζώνη για φορητή παρακολούθηση του ΗΚΓ .....	30
	.....	33
2.12	Σύστημα παρακολούθησης ΗΚΓ με αισθητήρες από αγώγιμο ύφασμα .....	33
2.13	Το σύστημα ECG-ITM-05 για την απόκτηση δεδομένων ηλεκτρονικής υγείας ....	34
2.14	Φορητό σύστημα ασύρματης επικοινωνίας για παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας .....	36
3	Παρουσίαση προτεινόμενου συστήματος παρακολούθησης ΗΚΓ .....	39
3.1	Υλοποίηση φορητού συστήματος παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας ..	39
3.1.1	Υλικό συστήματος (Hardware) .....	39
3.1.2	Η Μπλούζα και τα Ηλεκτρόδια .....	44
3.1.3	Εμφάνιση του σήματος ΗΚΓ με χρήση του Arduino IDE .....	47
3.1.4	Δημιουργία εφαρμογής Desktop με τη χρήση του MATLAB App Designer ..	48
4	Χρήση του προτεινόμενου συστήματος και Παραδείγματα .....	53
4.1	Χρήση του προτεινόμενου συστήματος .....	53
4.2	Άλλα παραδείγματα χρήσης του συστήματος .....	57
5	Συμπεράσματα και Μελλοντική εργασία .....	59
5.1	Συμπεράσματα .....	59

<b>5.2</b>	<b>Μελλοντική εργασία.....</b>	<b>60</b>
<b>Παράρτημα Α´</b>	<b>.....</b>	<b>61</b>
	<b>Ακρωνύμια και συντομογραφίες.....</b>	<b>61</b>
<b>Παράρτημα Β´</b>	<b>.....</b>	<b>62</b>
	<b>Κώδικας Arduino και Matlab.....</b>	<b>62</b>
<b>Βιβλιογραφία.....</b>		<b>81</b>

# Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 1: Τα επιμέρους τμήματα της καρδιάς [2] .....	1
Σχήμα 2: Αγωγή της διέγερσης στην καρδιά, που ξεκινάει από τον φλεβόκομβο [3] .....	2
Σχήμα 3: Παράσταση κυτταρικής μεμβράνης από ηλεκτρικής πλευράς (κατάσταση ηρεμίας) [4]3	
Σχήμα 4: Το φυσιολογικό ΗΚΓ .....	5
Σχήμα 5: Η διαδικασία υπολογισμού του δείκτη RMSSD [6] .....	7
Σχήμα 6: Οι τρεις βασικές απαγωγές των άκρων και το τρίγωνο Einthoven [6] .....	9
Σχήμα 7: Οι θέσεις που τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια στο σύστημα των 3 διπολικών απαγωγών [9] .....	11
Σχήμα 8: Οι θέσεις που τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια στο σύστημα των 5 απαγωγών [9] .....	11
Σχήμα 9: Οι θέσεις που τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια στο σύστημα των 12 απαγωγών [10] .....	12
Σχήμα 10: Το σχηματικό διάγραμμα του προτεινόμενου συστήματος [11] .....	13
Σχήμα 11: Το υλικό που χρησιμοποιήθηκε και η πειραματική διάταξη [11] .....	14
Σχήμα 12: Η απεικόνιση των δεδομένων στο Freeboard.io [11] .....	14
Σχήμα 13: Σχηματικό διάγραμμα του φορητού συστήματος παρακολούθησης καρδιακών παλμών [12] .....	15
Σχήμα 14: (a) Έξοδος ΗΚΓ του προτεινόμενου συστήματος στον υπολογιστή (b) Φυσιολογικό ΗΚΓ [12] .....	16
Σχήμα 15: (a) Τα βασικά μέρη του προτεινόμενου συστήματος και (b) Η δοκιμή του συστήματος με χρήση προσομοιωτή [7] .....	16
Σχήμα 16: Το σήμα ΗΚΓ και η διεπαφή χρήστη [13] .....	17
Σχήμα 17: Η προτεινόμενη συσκευή [8] .....	18
Σχήμα 18: Η εφαρμογή Android που αναπτύχθηκε [14] .....	18
Σχήμα 19: Παράδειγμα ένδειξης μέτρησης του καρδιακού ρυθμού στην οθόνη της συσκευής [14] .....	19
Σχήμα 20: Η πειραματική διάταξη του συστήματος [15] .....	19
Σχήμα 21: Το αποτέλεσμα στο cloud IBM Bluemix [15] .....	20
Σχήμα 22: Η διάταξη του προτεινόμενου Holter Monitor [16] .....	21
Σχήμα 23: Το αποτέλεσμα που εμφανίζεται στη διεπαφή χρήστη [16] .....	21
Σχήμα 24: Η πειραματική διάταξη του προτεινόμενου συστήματος [17] .....	23
Σχήμα 25: Το αποτέλεσμα στο cloud και στο κινητό Android [17] .....	23
Σχήμα 26: Η πειραματική διάταξη και το σχηματικό διάγραμμα του προτεινόμενου συστήματος [18] .....	24
Σχήμα 27: Παράδειγμα της ένδειξης της οθόνης LCD [18] .....	24
Σχήμα 28: Παράδειγμα της κατάστασης υγείας του ασθενούς στην δικτυακή πύλη CUSTODY [18] .....	25
Σχήμα 29: Το περιβραχιόνιο με τα υφασμάτινα ηλεκτρόδια για την λήψη του ΗΚΓ [19] .....	25
Σχήμα 30: Γενικό διάγραμμα λειτουργίας του συστήματος [19] .....	26
Σχήμα 31: Παράδειγμα χρήσης του προτεινόμενου συστήματος [19] .....	26
Σχήμα 32: Το αρχικό σήμα ΗΚΓ και το σήμα μετά το φιλτράρισμα κατά τη διάρκεια σωματικής άσκησης και σε κατάσταση ηρεμίας [19] .....	27
Σχήμα 33: Τα ηλεκτρόδια από αγώγιμο ύφασμα [20] .....	28
Σχήμα 34: Η πάνω και κάτω όψη του ηλεκτροδίου επιφανείας [20] .....	28
Σχήμα 35: Η πάνω και κάτω όψη του ηλεκτροδίου συστοιχίας δελονών [14] .....	29
Σχήμα 36: Η εφαρμογή της ζώνης στον θώρακα [20] .....	29
Σχήμα 37: Η ζώνη με τα ηλεκτρόδια από αγώγιμο ύφασμα [20] .....	29
Σχήμα 38: Το υλικό του συστήματος [20] .....	30
Σχήμα 39: Τα αποτελέσματα λήψης των σημάτων ΗΚΓ με χρήση συμβατικών ηλεκτροδίων με τζελ, με τα υφασμάτινα ηλεκτρόδια, με τα ηλεκτρόδια επιφανείας και τα ηλεκτρόδια συστοιχίας δελονών αντίστοιχα [20] .....	30
Σχήμα 40: Τα ηλεκτρόδια του συστήματος [21] .....	31

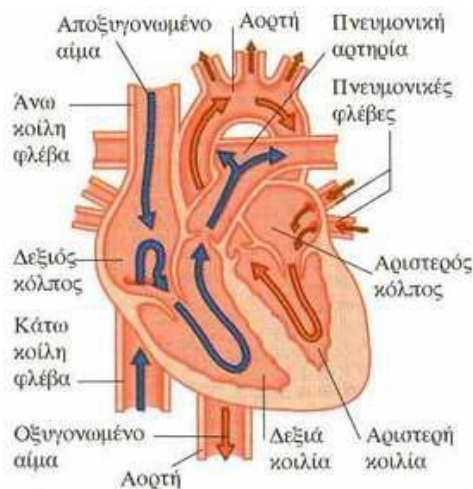
Σχήμα 41: Η πλακέτα επεξεργασίας που δημιουργήθηκε και το σχηματικό διάγραμμα του συστήματος [21].....	31
Σχήμα 42: Το ρολόι, η προτεινόμενη ζώνη και η εφαρμογή της στη μέση του χρήστη [21].....	32
Σχήμα 43: Τα αποτελέσματα ΗΚΓ όταν το άτομο ήταν ήρεμο, όταν περπατούσε και όταν έτρεχε [21] .....	33
Σχήμα 44: Τα ηλεκτρόδια και η τοποθέτηση τους στη μπλούζα [22].....	33
Σχήμα 45: Το αποτέλεσμα που φαίνεται στην εφαρμογή Android [22] .....	34
Σχήμα 46: Α) Εξωτερική και Β) εσωτερική όψη της τοποθέτησης ηλεκτροδίων, C) Κοντινό πλάνο του ηλεκτροδίου [23].....	34
Σχήμα 47: Α) Θέση αγωγίμου υφάσματος (ηλεκτρόδιο), Β) αγωγή σύρματα και C) μονάδα συλλογής δεδομένων. D) Μετρούμενο ΗΚΓ σε κατάσταση ηρεμίας και E) Εστίαση στο σημείο του ΗΚΓ που αντιστοιχεί σε αναπνοή του ατόμου [23].....	35
Σχήμα 48: Δοκιμή του εξοπλισμού κατά την κίνηση και άσκηση του ατόμου [23] .....	36
Σχήμα 49: Το σχεδιάγραμμα του προτεινόμενου συστήματος και η ζώνη με τους αισθητήρες [24] .....	37
Σχήμα 50: Η ζώνη με τους αισθητήρες από αγωγή υφάσμα [24] .....	37
Σχήμα 51: Η εφαρμογή της ζώνης και το υλικό του συστήματος [24] .....	38
Σχήμα 52: (a) Ηλεκτροκαρδιογράφημα και (b) Φωτοπληθυσμογραφία που λήφθηκε από το άτομο με χρήση του προτεινόμενου συστήματος [24].....	38
Σχήμα 53: Το Arduino Nano [25] .....	40
Σχήμα 54: Η πλακέτα AD8232 Single Lead Heart Rate Monitor[26] .....	40
Σχήμα 55: Το σχηματικό διάγραμμα της πλακέτας AD8232[27].....	41
Σχήμα 56: Το Waveshare Micro SD Storage Board [28].....	41
Σχήμα 57: Το Bluetooth Module for Arduino - HC05 [29] .....	42
Σχήμα 58: Η σύνδεση των μονάδων του προτεινόμενου συστήματος (δημιουργήθηκε με το πρόγραμμα Fritzing) .....	42
Σχήμα 59: Το κουτί που περιέχει το απαραίτητο υλικό για τη λήψη, αποθήκευση και αποστολή του ΗΚΓ .....	43
Σχήμα 60: Οι υποδοχές για το καλώδιο των τριών ηλεκτροδίων, του καλωδίου USB του Arduino Nano και της κάρτας micro sd.....	43
Σχήμα 61: Ο διακόπτης και το LED για την ένδειξη λειτουργίας ή μη του συστήματος .....	43
Σχήμα 62: Το εμπρός και το πίσω μέρος της μπλούζας και η ταινία Velcro στο πίσω μέρος .....	44
Σχήμα 63: Η εφαρμογή της μπλούζας στο άτομο .....	44
Σχήμα 64: Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στο άτομο [30].....	45
Σχήμα 65: Το καλώδιο για την σύνδεση της πλακέτας AD8232 με τα τρία ηλεκτρόδια [30] .....	45
Σχήμα 66: Το εμπρός και το πίσω μέρος των ηλεκτροδίων που δημιουργήθηκαν .....	46
Σχήμα 67: Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στην μπλούζα .....	46
Σχήμα 68: Η επιλογή των κατάλληλων παραμέτρων στο περιβάλλον Arduino IDE.....	47
Σχήμα 69: Το λαμβανόμενο ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο .....	47
Σχήμα 70: Τα διαθέσιμα COM Ports.....	48
Σχήμα 71: Η εφαρμογή που δημιουργήθηκε.....	49
Σχήμα 72: Η εφαρμογή είναι έτοιμη για τη λήψη του ΗΚΓ .....	53
Σχήμα 73: Παράδειγμα λήψης σήματος ΗΚΓ και επεξεργασία μέσω του Auto.....	54
Σχήμα 74: Αφαίρεση τμήματος του σήματος και επεξεργασία μέσω του Auto .....	55
Σχήμα 75: Η επιλογή των κορυφών R του σήματος από το χρήστη .....	55
Σχήμα 76: Το αποτέλεσμα από τη μέθοδο επεξεργασίας Manually .....	56
Σχήμα 77: Σήμα ΗΚΓ και επεξεργασία με τη μέθοδο Auto .....	57
Σχήμα 78: Σήμα ΗΚΓ και επεξεργασία με τη μέθοδο Manually.....	57
Σχήμα 79: Σήμα ΗΚΓ και επεξεργασία με τη μέθοδο Auto .....	58

# 1 Θεωρητικό Υπόβαθρο

## 1.1 Λειτουργία της Καρδιάς

### 1.1.1 Ανατομία και Φυσιολογία της Καρδιάς

Η καρδιά είναι μία μυϊκή αντλία, η οποία αποτελείται από δύο ξεχωριστές αντλίες, τη δεξιά καρδιά, η οποία διοχετεύει το αίμα μέσα από τους πνεύμονες, και την αριστερή καρδιά, η οποία διοχετεύει το αίμα μέσα από τα περιφερικά όργανα του σώματος. Με τη σειρά τους, κάθε μία από αυτές τις δύο ξεχωριστές καρδιές αποτελείται από έναν κόλπο και μία κοιλία, που συστέλλονται περιοδικά. Ο κόλπος φυσιολογικά λειτουργεί σαν προθάλαμος για την κοιλία, επιτελεί όμως και ελαφρά υποβοηθητική αντλητική λειτουργία, για την προώθηση του αίματος προς την κοιλία. Με τη σειρά της η κοιλία προσφέρει την κύρια δύναμη για την προώθηση του αίματος μέσα από την πνευμονική ή την περιφερική κυκλοφορία [1], [2].



Σχήμα 1: Τα επιμέρους τμήματα της καρδιάς [2]

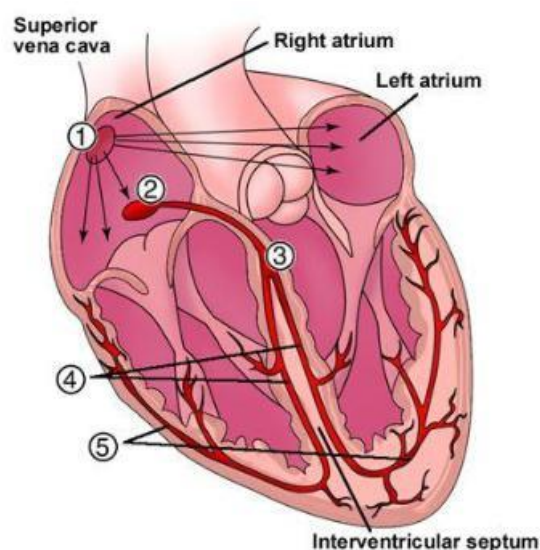
### 1.1.2 Ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς

Στον καρδιακό μυ οι κυτταρικές μεμβράνες γειτονικών κυττάρων συγχωνεύονται και δημιουργούν ένα ενιαίο μόρφωμα, γεγονός που έχει σαν αποτέλεσμα τη συστολή μεγάλου αριθμού μυϊκών ινών σαν ένα σύνολο. Ο ερεθισμός έστω και μιας μυοκαρδιακής ίνας οδηγεί σε εξάπλωση του δυναμικού δράσης σε ολόκληρη τη μυϊκή



μάζα. Ο καρδιακός μυς περικλείεται από έναν ινώδη σάκο που ονομάζεται περικάρδιο. Το εσωτερικό της καρδιάς καλύπτεται από μία σκληρή μεμβράνη, το ενδοκάρδιο [1].

Η χρονική περίοδος από το τέλος μία καρδιακής συστολής μέχρι το τέλος της επόμενης συστολής, ονομάζεται καρδιακός παλμός. Ο καρδιακός παλμός αποτελείται από μία περίοδο χάλασης που ονομάζεται διαστολή, κατά τη διάρκεια της οποίας η καρδιά γεμίζει με αίμα, η οποία ακολουθείται από μία περίοδο συστολής, που ονομάζεται συστολή. Ο κάθε καρδιακός παλμός αρχίζει με την αυτόματη γένεση ενός δυναμικού δράσης στην περιοχή του βηματοδότη της καρδιάς, τον φλεβόκομβο. Ο φλεβόκομβος εντοπίζεται στο οπίσθιο τμήμα του δεξιού κόλπου κοντά στην εκβολή της άνω κοίλης φλέβας και το δυναμικό δράσης επεκτείνεται με ταχύτητα και στους δύο κόλπους και από εκεί, μέσα από το κολποκοιλιακό δεμάτιο, προς τις κοιλίες. Όμως, εξαιτίας ειδικής διαρρύθμισης του συστήματος αγωγής από τους κόλπους στις κοιλίες, παρατηρείται καθυστέρηση μεγαλύτερη από 0,1s για τη δίοδο της διέγερσης από τους κόλπους στις κοιλίες. Με αυτόν τον τρόπο παρέχεται στους κόλπους η ευκαιρία να συστέλλονται πριν από τις κοιλίες, με αποτέλεσμα την προώθηση του αίματος προς τις κοιλίες πριν από την έντονη κοιλιακή συστολή. Επομένως, οι κόλποι λειτουργούν σαν εναυσματικές αντλίες για την πλήρωση των κοιλιών, οι οποίες με τη σειρά τους παρέχουν την κύρια πηγή της δύναμης για την προώθηση του αίματος μέσα από το αγγειακό σύστημα [1], [3].



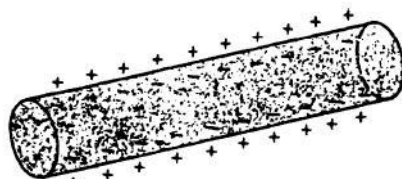
Σχήμα 2: Αγωγή της διέγερσης στην καρδιά, που ξεκινάει από τον φλεβόκομβο [3]

### 1.1.3 Ηλεκτρικές ιδιότητες της κυτταρικής μεμβράνης

Για την καλύτερη κατανόηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς, είναι σημαντική η αναφορά στις ιδιότητες της κυτταρικής μεμβράνης [4].

Η μετακίνηση των φορτισμένων μορίων διαμέσου της μεμβράνης προσδίδει στη μεμβράνη την ιδιότητα της αγωγιμότητας, με αποτέλεσμα να δημιουργείται γύρω από αυτή μια διαφορά δυναμικού. Η διαφορά δυναμικού μπορεί να οφείλεται: 1) στις διαφορετικές συγκεντρώσεις ενός ιόντος, 2) στις ίδιες ή διαφορετικές συγκεντρώσεις δύο διαφορετικών ιόντων, στις δύο πλευρές της μεμβράνης και 3) στην ελεύθερη ροή ιόντων διαμέσου μιας μεμβράνης. Τα δυναμικά αυτά λοιπόν πηγάζουν από δύο ιδιότητες των μεμβρανών: 1) την ασύμμετρη κατανομή ιόντων μεταξύ του ενδοκυττάρου και εξωκυττάρου χώρου και 2) την επιλεκτική διαπερατότητα της μεμβράνης [4].

Η κυτταρική μεμβράνη θα μπορούσε να δοθεί σε απλοποιημένη μορφή όπως στο Σχήμα 3. Η διάταξη αυτή της μεμβράνης την κάνει να εμφανίζει χαρακτηριστικές ιδιότητες πυκνωτή. Επειδή το πάχος της είναι πολύ μικρό (περίπου 8nm) σε σχέση με την ακτίνα του κυττάρου (περίπου 1 $\mu$ m), μπορεί να θεωρηθεί σαν ένας πυκνωτής με επίπεδους και παράλληλους οπλισμούς τυλιγμένους σε μορφή κυλίνδρου. Σε κατάσταση ηρεμίας, η εσωτερική πλευρά είναι αρνητικά φορτισμένη σε σχέση με την εξωτερική [4].



Σχήμα 3: Παράσταση κυτταρικής μεμβράνης από ηλεκτρικής πλευράς (κατάσταση ηρεμίας) [4]

Αν ρεύμα σταθερής έντασης διασχίσει τη μεμβράνη, τότε δημιουργείται μια παθητική μεταβολή του δυναμικού ηρεμίας της μεμβράνης σε απάντηση προς τον παλμό ρεύματος. Η μεταβολή αυτή ορίζεται ως ηλεκτρικό δυναμικό και παράγεται από το προστιθέμενο ρεύμα που περνά μέσα από την αντίσταση και τον πυκνωτή της μεμβράνης[4].

Όταν ένα καρδιακό κύτταρο εκπολωθεί, τότε το δυναμικό δράσης διαδίδεται κατά μήκος της ίνας από κύτταρο σε κύτταρο διαμέσου των δίσκων και από ίνα σε ίνα, λόγω των διασυνδέσεων των δίσκων. Έτσι, όλα τα κύτταρα που έχουν διασυνδεθεί με τους δίσκους και αποτελούν ένα «συγκύτιο» εκπολλώνονται και μετά συστέλλονται. Πρώτα συστέλλεται το πάνω, το κοιλιακό συγκύτιο, για να συμπληρωθεί η μεταφορά του αίματος δια μέσου των δύο βαλβίδων από τους δύο κόλπους στις δύο αντίστοιχες κοιλίες. Στη δεύτερη φάση συστέλλεται το κάτω, το κοιλιακό συγκύτιο, για να εκτοξευθεί το αίμα από τις κοιλίες στις δύο αντίστοιχες κυκλοφορίες, την πνευμονική και τη συστηματική. Αυτός ο διπλός παλμός επαναλαμβάνεται περίπου 72 φορές το λεπτό [5].

## 1.2 Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα

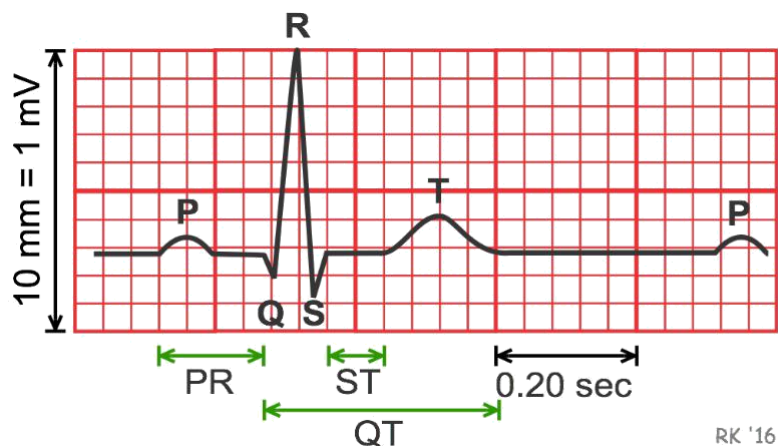
Κατά την επέκταση του κύματος της διέγερσης στα διάφορα τμήματα της καρδιάς, ηλεκτρικά ρεύματα διατρέχουν τους ιστούς γύρω από την καρδιά και ένα μικρό μέρος από αυτά φτάνει μέχρι την επιφάνεια του σώματος. Εάν τοποθετηθούν ηλεκτρόδια πάνω στο δέρμα από την μία και την άλλη πλευρά της καρδιάς, καθίσταται δυνατή η καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από την καρδιά. Η καμπύλη που λαμβάνεται με αυτόν τον τρόπο ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) [1].

Το ΗΚΓ, επομένως, αποδίδει τα ηλεκτρικά γεγονότα τα οποία σχετίζονται με την καρδιακή διέγερση και παρέχει πληροφορίες σχετικά με τον ανατομικό προσανατολισμό της καρδιάς, τα σχετικά μεγέθη των καρδιακών κοιλοτήτων, την καρδιακή συχνότητα, το ρυθμό, την παραγωγή και την αγωγή της διέγερσης, και τις διαταραχές στα παραπάνω γεγονότα, ανεξάρτητα από το αν οφείλονται σε ανατομικές, μηχανικές, μεταβολικές ή κυκλοφορικές ατέλειες. Επίσης, αλλαγές στις ηλεκτρολυτικές συγκεντρώσεις μπορούν να ανιχνευθούν με τη βοήθεια του ΗΚΓ. Το ΗΚΓ, όμως, δεν παρέχει άμεσες πληροφορίες σχετικά με τη συστολή και την αντλητική ικανότητα της καρδιάς. Αυτές οι ιδιότητες μπορούν να κριθούν με βάση την πίεση του αίματος, την καρδιακή παροχή, τους καρδιακούς ήχους κ.ά. [1].

### 1.2.1 Το φυσιολογικό ΗΚΓ

Το φυσιολογικό ΗΚΓ αποτελείται από ένα έπαρμα P, ένα σύμπλεγμα QRS, και ένα έπαρμα T. Το σύμπλεγμα QRS συνήθως αποτελείται από τρία διαφορετικά κύματα, τα Q, R και S, που παράγονται και τα τρία από τη διέλευση της καρδιακής διέγερσης μέσα από τις κοιλίες. Πρόκειται περί ηλεκτρικών δυναμικών, τα οποία παράγονται από την καρδιά και καταγράφονται με τον ηλεκτροκαρδιογράφο από την επιφάνεια του σώματος. Το κύμα P προκαλείται από την επέκταση της εκπόλωσης στο μυοκάρδιο των κόλπων, η οποία ακολουθείται από τη συστολή των κόλπων, με αποτέλεσμα την ελαφρά ανύψωση της καμπύλης της ενδοκοιλιακής πίεσης, αμέσως μετά το κύμα P. Μετά από περίπου 0,16s από την έναρξη του κύματος P εμφανίζεται το σύμπλεγμα QRS, το οποίο οφείλεται στην εκπόλωση των κοιλιών, η οποία προκαλεί την έναρξη της συστολής των κοιλιών και την ανιούσα φορά της ενδοκοιλιακής πίεσης. Κατά συνέπεια, το σύμπλεγμα QRS αρχίζει ελάχιστο χρόνο πριν από την συστολή των κοιλιών [1].

Τέλος, παρατηρείται στο ΗΚΓ το κύμα T, το οποίο αντιπροσωπεύει την περίοδο επαναπόλωσης των κοιλιών, κατά τη διάρκεια της οποίας οι μυϊκές ίνες του μυοκαρδίου των κοιλιών αρχίζουν να χαλαρώνουν. Για αυτό και το κύμα T εμφανίζεται ελάχιστο χρονικό διάστημα πριν από το τέλος της συστολής των κοιλιών. Ένα φυσιολογικό ΗΚΓ απεικονίζεται παρακάτω:



Σχήμα 4: Το φυσιολογικό ΗΚΓ

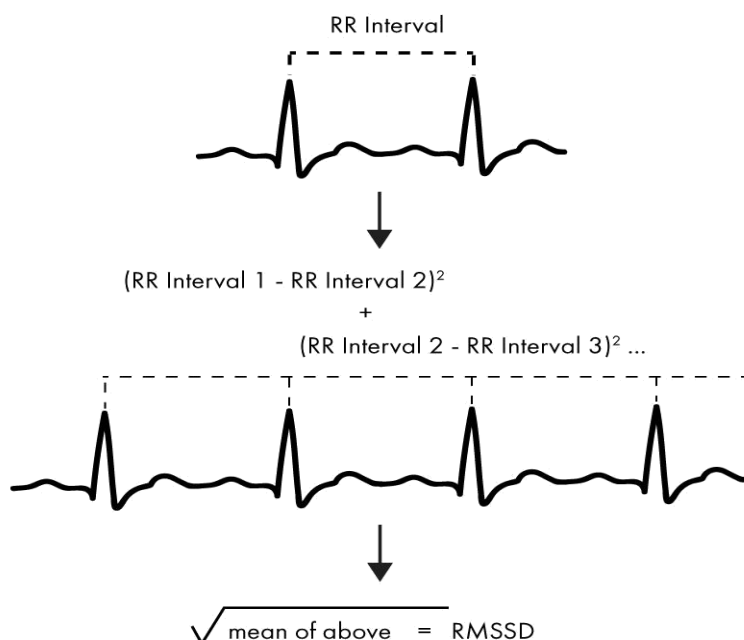
### **1.2.2 Οι φυσιολογικές ηλεκτρικές τάσεις στο ΗΚΓ**

Η ηλεκτρική τάση των κυμάτων στο φυσιολογικό ΗΚΓ εξαρτάται από τον τρόπο με τον οποίο τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στην επιφάνεια του σώματος. Όταν το ένα ηλεκτρόδιο τοποθετείται αμέσως πάνω από την καρδιά και το δεύτερο σε κάποιο άλλο σημείο του σώματος, η ηλεκτρική τάση του QRS μπορεί να φτάσει τα 3 ή 4 mV. Όταν το ΗΚΓ καταγράφεται με ηλεκτρόδια τοποθετημένα στα δύο άνω άκρα, είτε σε ένα άνω και σε ένα κάτω άκρο, η ηλεκτρική τάση του συμπλέγματος QRS είναι συνήθως 1mV από την κορυφή του κύματος P μέχρι το κάτω μέρος του κύματος S [1].

### **1.2.3 Η μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού**

Η μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού (HRV-Heart Rate Variability) είναι μία αξιόπιστη απόδοση των παραγόντων που ρυθμίζουν το φυσιολογικό ρυθμό της καρδιάς και θεωρείται ότι αντικατοπτρίζει την ικανότητά της να προσαρμόζεται σε μεταβαλλόμενες συνθήκες και απρόβλεπτα ερεθίσματα. Ο καρδιακός ρυθμός (HR) είναι ένα μη σταθερό σήμα και η διακύμανσή του μπορεί να περιέχει ενδείξεις μιας τρέχουσας νόσου, ή προειδοποιήσεις σχετικά με επικείμενες καρδιακές παθήσεις. Οι ενδείξεις μπορεί να παρουσιαστούν ανά πάσα στιγμή κατά τη διάρκεια της ημέρας. Είναι ένα μέτρο που υποδηλώνει τη μεταβολή των καρδιακών παλμών μέσα σε ένα συγκεκριμένο χρονικό πλαίσιο. Η μονάδα μέτρησης είναι χιλιοστά του δευτερολέπτου (ms). Αν τα διαστήματα μεταξύ των καρδιακών παλμών είναι μάλλον σταθερά, το HRV θα είναι χαμηλό. Εάν το μήκος τους ποικίλλει, το HRV θα είναι υψηλό. Ως εκ τούτου, η ανάλυση της μεταβλητότητας του καρδιακού ρυθμού αποτελεί ένα δημοφιλές μη επεμβατικό εργαλείο για την αξιολόγηση των δραστηριοτήτων της καρδιάς και η εις βάθος μελέτη των δεδομένων κατά τη διάρκεια ημερήσιων διαστημάτων μπορεί να είναι πολύ χρήσιμη στη διάγνωση [6].

Υπάρχουν διάφοροι δείκτες για την ανάλυση του HRV. Στη συγκεκριμένη εργασία χρησιμοποιείται ο πιο διαδεδομένος RMSSD (Root Mean Square of Successive Differences), στο πεδίο του χρόνου, όπου είναι η ενεργός τιμή των διαδοχικών διαφορών μεταξύ κάθε καρδιακού χτύπου και υπολογίζεται όπως φαίνεται στο Σχήμα 5 [6].



Σχήμα 5: Η διαδικασία υπολογισμού του δείκτη RMSSD [6]

#### 1.2.4 Ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές

Η κυματομορφή που καταγράφεται από έναν ηλεκτροκαρδιογράφο έχει άμεση σχέση με τα σημεία που θα τοποθετηθούν τα ηλεκτρόδια στο ανθρώπινο σώμα. Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων γίνεται σε διάφορες σταθερές θέσεις του ανθρώπινου σώματος που κατά κάποιο τρόπο είναι τυποποιημένες. Υπάρχουν οι διπολικές απαγωγές των άκρων, οι ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές των άκρων και οι προκάρδιες (θωρακικές) απαγωγές. Τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα συστήματα παρακολούθησης ΗΚΓ είναι αυτά των 3 διπολικών απαγωγών, των 5 απαγωγών και των 12 απαγωγών[1].

##### Οι διπολικές απαγωγές των άκρων

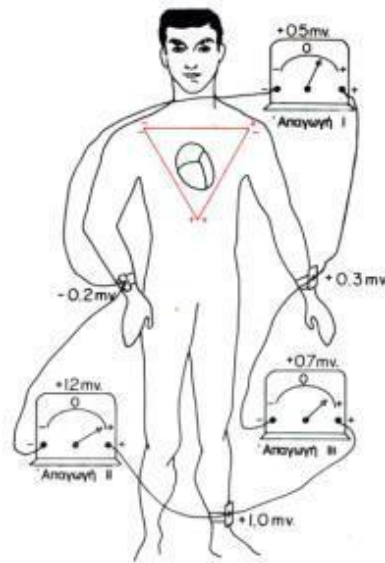
Οι διπολικές απαγωγές συμβολίζονται με τα λατινικά I, II, III και καταγράφουν τη διαφορά δυναμικού μεταξύ των άκρων με τη βοήθεια ειδικών ηλεκτροδίων. Με τον όρο «διπολικές» εννοείται ότι το ΗΚΓ καταγράφεται από δύο ειδικά ηλεκτρόδια, τοποθετημένα στο σώμα, και σ' αυτήν την περίπτωση στα άκρα. Έτσι, η «απαγωγή» δεν

συνίσταται από ένα απλό καλώδιο, με το οποίο συνδέεται το σώμα με το καταγραφικό όργανο, αλλά από δύο καλώδια και από τα ηλεκτρόδιά τους, για να σχηματίζεται ένα πλήρες ηλεκτρικό κύκλωμα με τον ηλεκτροκαρδιογράφο[1].

Απαγωγή τύπου I: Για την καταγραφή της απαγωγής I των άκρων, το αρνητικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο δεξί άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό άνω άκρο. Κατά συνέπεια, όταν το σημείο στο θώρακα όπου το δεξί άνω άκρο συνδέεται με το σώμα είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το σημείο στο οποίο το αριστερό άνω άκρο συνδέεται με το θώρακα, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό κύμα. Όταν συμβαίνει το αντίθετο, το καταγραφόμενο κύμα είναι αρνητικό[1].

Απαγωγή τύπου II: Για την καταγραφή της απαγωγής II των άκρων, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο δεξί άνω άκρο και το θετικό στο αριστερό κάτω άκρο. Επομένως, όταν το δεξί άνω άκρο είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το αριστερό κάτω άκρο, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό κύμα[1].

Απαγωγή τύπου III: Για την καταγραφή της απαγωγής III των άκρων, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο αριστερό άνω άκρο και το θετικό στο αριστερό κάτω άκρο. Αυτό σημαίνει ότι ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό κύμα όταν το αριστερό άνω άκρο είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το αριστερό κάτω άκρο [1].



Σχήμα 6: Οι τρεις βασικές απαγωγές των άκρων και το τρίγωνο Einthoven [6]

Στο Σχήμα 6 απεικονίζονται οι ηλεκτρικές συνδέσεις μεταξύ των άκρων και του ηλεκτροκαρδιογράφου για την καταγραφή του ΗΚΓ, οι οποίες αναφέρονται και ως οι τρεις βασικές απαγωγές των άκρων. Επίσης, υπάρχει σχεδιασμένο, γύρω από την περιοχή της καρδιάς, ένα ισόπλευρο τρίγωνο, το οποίο ονομάζεται τρίγωνο του Einthoven. Αυτό αποτελεί ένα σχεδιαγραμματικό τρόπο για να δειχθεί ότι τα δύο άνω άκρα και το αριστερό κάτω άκρο αποτελούν τις τρεις γωνίες τριγώνου που περιβάλλει την καρδιά [1], [6].

Κατά το νόμο του Einthoven, αν τα ηλεκτρικά δυναμικά δύο οποιωνδήποτε από τις τρεις ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές είναι γνωστά για δεδομένη χρονική στιγμή, το δυναμικό της τρίτης απαγωγής μπορεί να υπολογιστεί μαθηματικά, από τις δύο πρώτες, με την απλή άθροισή τους. Τα πρόσημα στο κάθε σημείο θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά τη διαδικασία της άθροισης αυτής [1].

#### Οι ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές των άκρων

Στην απαγωγή αυτού του τύπου, δύο άκρα συνδέονται, με την παρεμβολή ηλεκτρικών αντιστάσεων, με τον αρνητικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφου, ενώ το τρίτο άκρο συνδέεται με το θετικό πόλο. Όταν το θετικό ηλεκτρόδιο συνδέεται με το δεξιό άνω άκρο, η απαγωγή ονομάζεται aVR, όταν συνδέεται με το αριστερό άνω



άκρο, ονομάζεται απαγωγή aVL και όταν συνδέεται με το αριστερό κάτω άκρο, ονομάζεται απαγωγή aVF[1], [7].

Τα φυσιολογικά ΗΚΓ που λαμβάνονται με τις ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές των άκρων είναι όμοια με εκείνα των κλασικών διπολικών απαγωγών των άκρων, εκτός από την απαγωγή aVR, στην οποία το ΗΚΓ είναι ανεστραμμένο [7].

#### Οι προκάρδιες (θωρακικές) απαγωγές

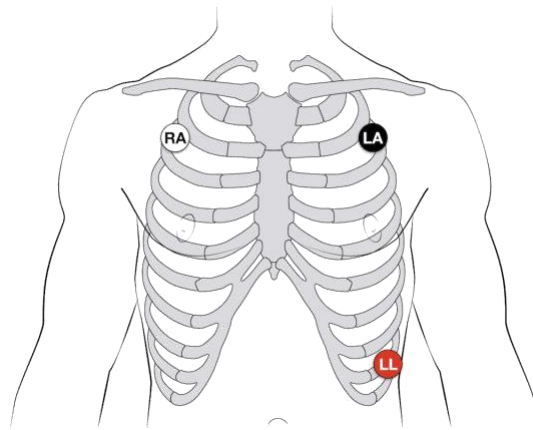
Οι προκάρδιες απαγωγές συμβολίζονται ως V1, V2, V3, V4, V5, V6 και είναι μονοπολικές απαγωγές και τοποθετούνται στο θώρακα πολύ κοντά στην καρδιά. Επειδή οι διάφορες επιφάνειες της καρδιάς είναι πολύ κοντά στο θωρακικό τοίχωμα, καταγράφεται με την κάθε μία προκάρδια απαγωγή, κατά κύριο λόγο, το ηλεκτρικό δυναμικό του μυοκαρδίου, που βρίσκεται αμέσως κάτω από το ηλεκτρόδιο. Γι' αυτόν το λόγο, σχετικά μικρές ανωμαλίες στις κοιλίες, και ιδιαίτερα στο πρόσθιο κοιλιακό τοίχωμα, συχνά προκαλούν εκσεσημασμένες αλλοιώσεις στα ΗΚΓ που λαμβάνονται με τις προκάρδιες απαγωγές [7].

### **1.2.5 Συστήματα Παρακολούθησης ΗΚΓ**

Τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα συστήματα παρακολούθησης ΗΚΓ είναι τα εξής:

#### Σύστημα 3 διπολικών απαγωγών

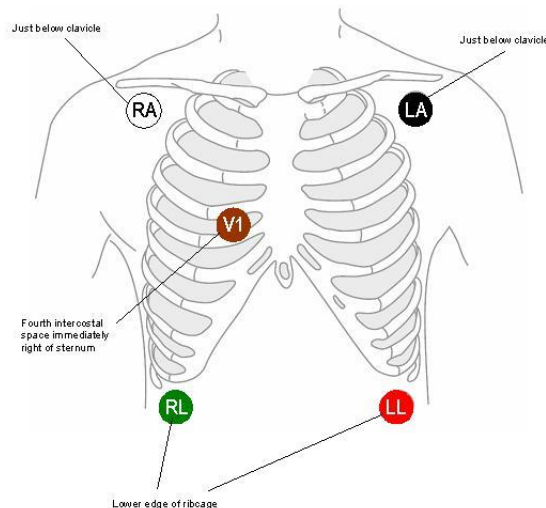
Είναι το παλαιότερο και το απλούστερο σύστημα. Χρησιμοποιεί τις κλασικές διπολικές απαγωγές I, II, III. Η παρακολούθηση με διπολικές απαγωγές χρησιμοποιείται κυρίως στους εξωτερικούς απινιδωτές. Το είδος αυτό έχει ως στόχο την ανίχνευση της καρδιακής συχνότητας, τον εντοπισμό των R κορυφών και της κοιλιακής μαρμαρυγής (ασυντόνιστη συστολή των κοιλιών του καρδιακού μυός, μορφή αρρυθμίας). Αυτό το σύστημα δεν είναι κατάλληλο για την παρακολούθηση σύνθετων αρρυθμιών, καθώς απουσιάζει η αληθής V1, η οποία θεωρείται η καλύτερη για τον εντοπισμό του δεξιού ή αριστερού αποκλεισμού, και την διαφοροποίηση της διάγνωσης μεταξύ κοιλιακής ταχυκαρδίας και υπερκοιλιακής ταχυκαρδίας με παθολογική κοιλιακή αγωγιμότητα [8], [9].



Σχήμα 7: Οι θέσεις που τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια στο σύστημα των 3 διπολικών απαγωγών [9]

### Σύστημα 5 απαγωγών

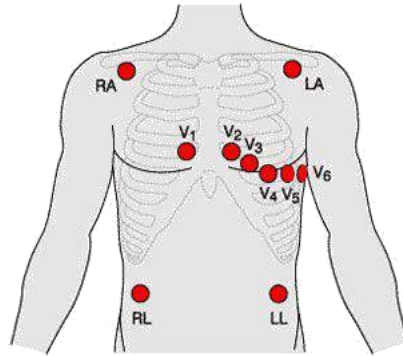
Στο σύστημα αυτό χρησιμοποιούνται 4 ηλεκτρόδια των άκρων (RA, LA, RL, LL) έτσι ώστε να μπορεί να ληφθεί οποιαδήποτε από τις 6 απαγωγές των άκρων (I, II, III, aVR, aVF, aVL). Ένα 5<sup>ο</sup> ηλεκτρόδιο τοποθετείται σε μία από τις θέσεις των προκάρδιων απαγωγών V1 έως V6. Συνήθως επιλέγεται η V1 λόγω της ευαισθησίας της στον εντοπισμό καρδιακών αρρυθμιών (δεσμικοί αποκλεισμοί, κοιλιακοί βηματοδοτικοί ρυθμοί, κοιλιακή ταχυκαρδία ευρέως QRS). Το σύστημα αυτό επιτρέπει την παρακολούθηση της αληθούς V1, αλλά δεν είναι ευαίσθητο στον εντοπισμό οξείας μυοκαρδιακής ισχαιμίας [8], [9].



Σχήμα 8: Οι θέσεις που τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια στο σύστημα των 5 απαγωγών [9]

### Σύστημα 12 απαγωγών

Αποτελεί την κλασική μέθοδο παρακολούθησης ΗΚΓ. Χρησιμοποιούνται οι 3 διπολικές απαγωγές, οι 3 ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές και οι 6 προκάρδιες. Επομένως, λαμβάνεται ένα σύνολο 12 κυματομορφών από συνολικά 10 ηλεκτρόδια. Χρησιμοποιείται κυρίως ως ηλεκτροκαρδιογραφία αναφοράς (π.χ. προεγχειρητικά), ενώ δεν αποτελεί μέθοδο συνεχούς παρακολούθησης [8], [10].

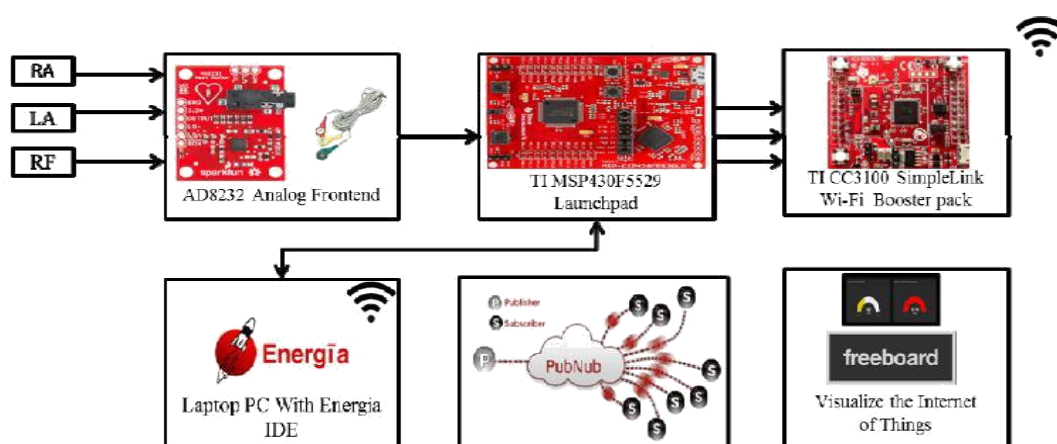


Σχήμα 9: Οι θέσεις που τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια στο σύστημα των 12 απαγωγών [10]

## 2 Υπάρχουσες εφαρμογές και συστήματα παρακολούθησης ΗΚΓ

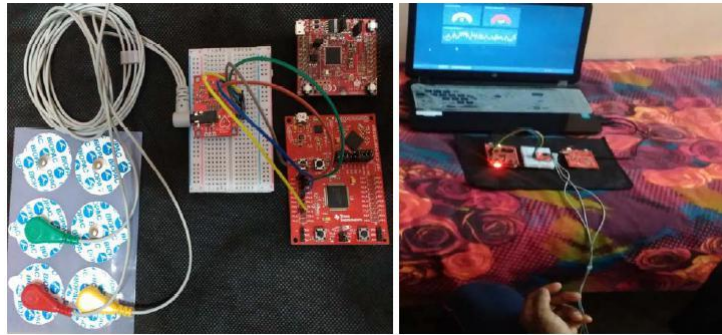
### 2.1 Ένας IoT αισθητήρας Wi-Fi για παρακολούθηση της μεταβλητότητας του καρδιακού ρυθμού σε πραγματικό χρόνο

Αυτή η εργασία περιγράφει μια IoT (Internet of Things) εφαρμογή για την παρακολούθηση της μεταβλητότητας του καρδιακού ρυθμού. Συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκε η πλακέτα παρακολούθησης ΗΚΓ AD8232, η οποία συνδέθηκε σε ένα μικροελεγκτή χαμηλής ισχύος MSP430 με ενσωματωμένο Wi-Fi. Ο μικροελεγκτής προγραμματίστηκε να αποκτάει τα δεδομένα από το αναλογικό AD8232 ενεργοποιώντας τον έλεγχο χρονοδιακόπτη. Εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος ανίχνευσης κορυφών R του ΗΚΓ και του συμπλέγματος QRS για τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού και των χρονικών διαστημάτων μεταξύ των καρδιακών παλμών [11].



Σχήμα 10: Το σχηματικό διάγραμμα του προτεινόμενου συστήματος [11]

Τα δεδομένα αποκτήθηκαν από ένα άτομο με χρήση επιφανειακών ηλεκτροδίων Ag/AgCl με τζελ, τα οποία προσαρτήθηκαν στα άκρα σε διαμόρφωση Απαγωγής-I. Η συχνότητα δειγματοληψίας ήταν 500Hz και τα σήματα πέρασαν μέσω ενός ψηφιακού notch φίλτρου 50Hz για την εξάλειψη της παρεμβολής της γραμμής ρεύματος [11].



Σχήμα 11: Το υλικό που χρησιμοποιήθηκε και η πειραματική διάταξη [11]

Χρησιμοποιήθηκε το δίκτυο ροής δεδομένων PubNub για τον έλεγχο και τη διαχείριση των εφαρμογών πραγματικού χρόνου. Μόλις τα δεδομένα λαμβάνονται από τον μικροελεγκτή, το δίκτυο αποστέλλει με μεγάλη ταχύτητα αυτά τα δεδομένα σε όλους τα συνδρομητές, οι οποίοι θα συνεχίσουν να λαμβάνουν ροές δεδομένων σε πραγματικό χρόνο. Για την απεικόνιση των δεδομένων που λαμβάνονται από τις συσκευές διαδικτύου χρησιμοποιήθηκε το Freeboard.io, που είναι ένας διαδραστικός πίνακας ανοιχτού κώδικα πραγματικού χρόνου [11].

Ο καρδιακός ρυθμός και η μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού φαίνονται στον πίνακα του Freeboard.io όπως στο Σχήμα 12. Η μέθοδος ανίχνευσης κορυφών με χρήση κατωφλίου είναι απλή στην εφαρμογή και παρουσιάζει καλή ακρίβεια. Ο αλγόριθμος εκτελεί καλά την ανίχνευση του διαστήματος μεταξύ των παλμών, αλλά εισάγει καθυστέρηση λόγω της πολλαπλής διαδικασίας φιλτραρίσματος [11].

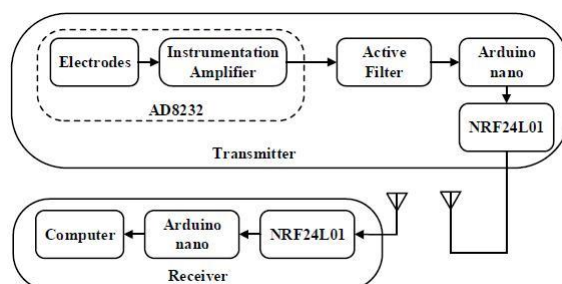


Σχήμα 12: Η απεικόνιση των δεδομένων στο Freeboard.io [11]

## 2.2 Φορητό σύστημα παρακολούθησης καρδιακών παλμών

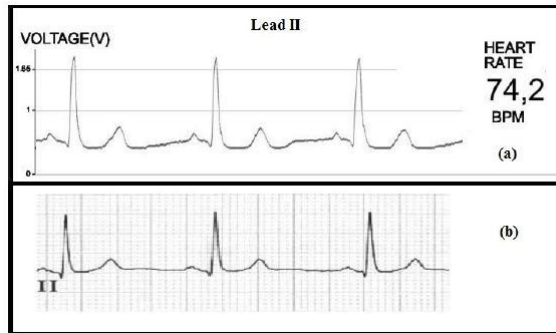
Στην εργασία αυτή παρουσιάζεται ένα φορητό σύστημα παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας. Το σύστημα αυτό αποτελείται από την πλακέτα AD8232 για την ανίχνευση του ΗΚΓ, τον μικροελεγκτή Arduino Nano και τη συσκευή ασύρματης επικοινωνίας nRF24L01, η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μετάδοση δεδομένων. Εφαρμόζονται τρία ηλεκτρόδια στον ασθενή και το σήμα ΗΚΓ μεταδίδεται και επεξεργάζεται. Χρησιμοποιώντας ένα άλλο nRF24L01 γίνεται λήψη του μεταδιδόμενου σήματος ΗΚΓ [12].

Προκειμένου η κυματομορφή ΗΚΓ να έχει μικρή παραμόρφωση, χρησιμοποιήθηκε ένα ζωνοπερατό φίλτρο, το οποίο κατασκευάστηκε με ένα υψιπερατό φίλτρο 0.05Hz και ένα χαμηλοπερατό 40Hz. Τα φίλτρα αυτά χρησιμοποιούνται για να αφαιρέσουν το θόρυβο χαμηλής συχνότητας και τις διαταραχές από την παρεμβολή της γραμμής ισχύος, από την κίνηση και την αναπνοή [12].



Σχήμα 13: Σχηματικό διάγραμμα του φορητού συστήματος παρακολούθησης καρδιακών παλμών [12]

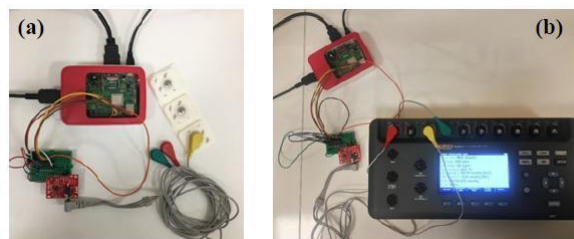
Από δοκιμές που πραγματοποιήθηκαν διαπιστώθηκε ότι η ασύρματη επικοινωνία είναι δυνατή μέχρι και την απόσταση των 80m. Το ΗΚΓ έχει χαμηλή συχνότητα και η χρήση των ενεργών φίλτρων παίζουν σημαντικό ρόλο στη μείωση του θορύβου και των διαταραχών. Παρακάτω, φαίνεται ένα από τα αποτελέσματα των δοκιμών στον υπολογιστή και η σύγκρισή του με ένα φυσιολογικό συμβατικό ΗΚΓ [12].



Σχήμα 14: (a) Έξοδος ΗΚΓ του προτεινόμενου συστήματος στον υπολογιστή  
(b) Φυσιολογικό ΗΚΓ [12]

### 2.3 Σχεδιασμός συσκευής ανίχνευσης καρδιακής αρρυθμίας σε πραγματικό χρόνο

Σε αυτή τη μελέτη, σχεδιάστηκε μία συσκευή ΗΚΓ με χρήση του Raspberry Pi 3+ για ανίχνευση καρδιακής αρρυθμίας σε πραγματικό χρόνο. Χρησιμοποιήθηκε η πλακέτα AD8232, και ο μετατροπέας αναλογικού σε ψηφιακό MCP3008 για την επικοινωνία μεταξύ του Raspberry Pi και του AD8232. Τα τρία ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν στους καρπούς και το δεξί πόδι αντίστοιχα. Χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο ανίχνευσης κορυφών R, προσδιορίστηκαν οι παλμοί ανά λεπτό (BPM) και ο τύπος της αρρυθμίας που σχετίζεται με το BPM. Αυτά τα αποτελέσματα προβλήθηκαν στη διεπαφή χρήστη που έχει δημιουργηθεί με τη γλώσσα προγραμματισμού Python [13].



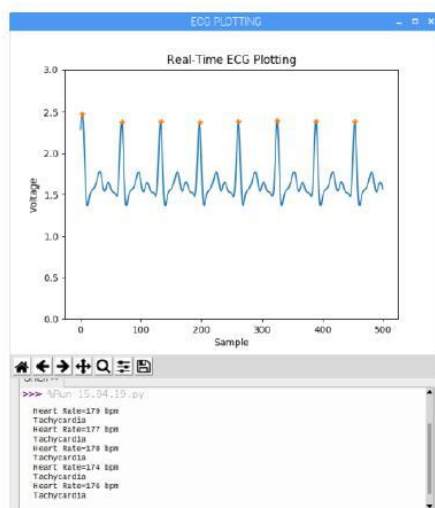
Σχήμα 15:(a) Τα βασικά μέρη του προτεινόμενου συστήματος και (b) Η δοκιμή του συστήματος με χρήση προσομοιωτή [7]

Δημιουργήθηκε ένα χαμηλοπερατό ψηφιακό φίλτρο Butterworth 30Hz δεύτερης τάξεως με τη χρήση MATLAB, για την αφαίρεση του θορύβου από το σήμα ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο. Για τον υπολογισμό των χτύπων ανά λεπτό (BPM), γίνεται εύρεση των κορυφών R μέσα σε ένα λεπτό και χρησιμοποιείται η παρακάτω εξίσωση [13]:

$$\text{Παλμοί ανά λεπτό} = 60 \times F_s (\text{ρυθμός δειγματοληψίας}) / \text{διάστημα R-R (μέσος όρος)}$$

Αν το BPM είναι μεγαλύτερο από 100, είναι ταχυκαρδία, και αν είναι μικρότερο από 60, είναι βραδυκαρδία. Αν το BPM είναι μεταξύ 60 και 100 τότε είναι φυσιολογικός ρυθμός [13].

Στη διεπαφή χρήστη που δημιουργήθηκε μέσω Python φαίνεται το λαμβανόμενο σήμα ΗΚΓ και για 5 λεπτά εμφανίζεται το BPM και ο τύπος της αρρυθμίας κάθε λεπτό, όπως φαίνεται παρακάτω:



Σχήμα 16: Το σήμα ΗΚΓ και η διεπαφή χρήστη [13]

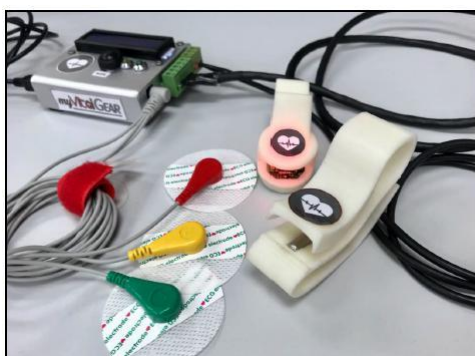
Οι δοκιμές έγιναν με τη χρήση προσομοιωτή ΗΚΓ και βρέθηκε ότι ο βαθμός επιτυχίας ανίχνευσης αρρυθμίας αυτής της μελέτης προσδιορίζεται στο 97,9% [13].

## 2.4 Παρακολούθηση ζωτικών ενδείξεων για το σπίτι με Android εφαρμογή

Σε αυτή την εργασία προτείνεται ένα φορητό σύστημα παρακολούθησης των ζωτικών σημείων, κατάλληλο για χρήση στο σπίτι, που ονομάζεται myVitalGear και μπορεί να μετρήσει τον καρδιακό ρυθμό χρησιμοποιώντας το ΗΚΓ, τη θερμοκρασία του σώματος και τον κορεσμό οξυγόνου στο αίμα (SpO2) με ακρίβεια [14].

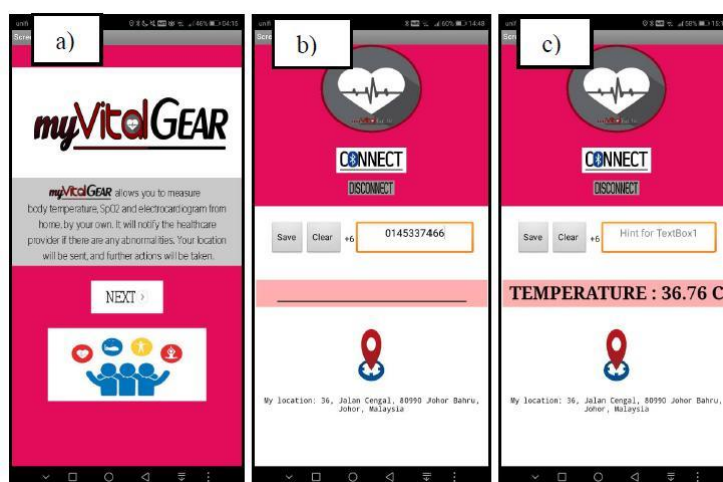


Σε αυτό το σύστημα, χρησιμοποιείται ο αισθητήρας DS18B20 για τη μέτρηση της θερμοκρασίας του σώματος, η πλακέτα AD8232 για την απόκτηση του ΗΚΓ και ο αισθητήρας παλμικής οξυμετρίας MAX30100 για τη μέτρηση του SpO2. Ο μικροελεγκτής Arduino Nano χρησιμοποιείται για την απόκτηση και επεξεργασία αυτών των σημάτων. Το σύστημα επίσης αποτελείται από διόδους εκπομπής φωτός (LED), οθόνη LCD και βομβητή ως δείκτη κατάστασης [14].



Σχήμα 17: Η προτεινόμενη συσκευή [8]

Αναπτύχθηκε επίσης μια εφαρμογή για Android, που συνδέεται με το σύστημα χρησιμοποιώντας τη μονάδα Bluetooth HC-05, για την εμφάνιση της μέτρησης των ζωτικών σημείων, την αποστολή μηνυμάτων ειδοποίησης και της θέσης του χρήστη στον πάροχο υγειονομικής περίθαλψης αν εντοπιστεί κάποια ανωμαλία [14].



Σχήμα 18: Η εφαρμογή Android που αναπτύχθηκε [14]

Παρακάτω φαίνονται τα αποτελέσματα στην LCD οθόνη:

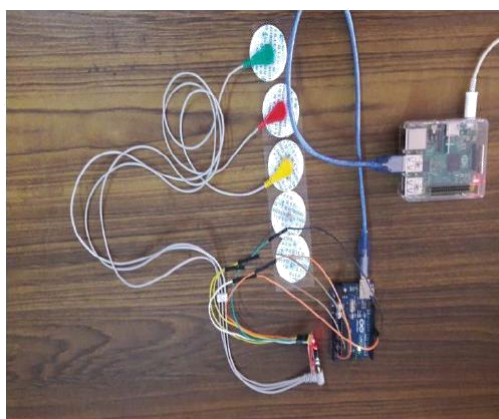


*Σχήμα 19: Παράδειγμα ένδειξης μέτρησης του καρδιακού ρυθμού στην οθόνη της συσκευής [14]*

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το σύστημα είναι ικανό να παρέχει μετρήσεις ζωτικών σημείων με ακρίβεια 99,8%, 98% και 99,5% για καρδιακό ρυθμό, SpO2 και θερμοκρασία σώματος, αντίστοιχα [14].

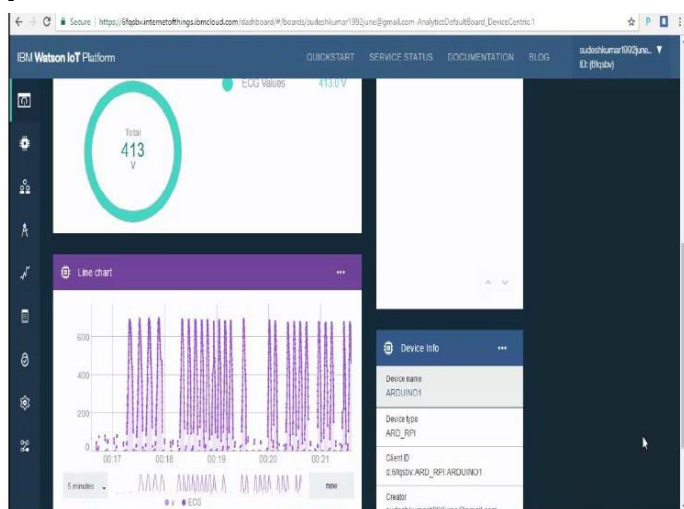
## **2.5 Σύστημα IoT χαμηλού κόστους απομακρυσμένης παρακολούθησης ασθενών**

Αυτή η εργασία προτείνει ένα σύστημα παρακολούθησης ΗΚΓ του ασθενούς και περιέχει τα παρακάτω εξαρτήματα υλικού: ένα Raspberry Pi Model 2, ένα Arduino Uno και μια πλακέτα λήψης ΗΚΓ AD8232 [15].



*Σχήμα 20: Η πειραματική διάταξη του συστήματος [15]*

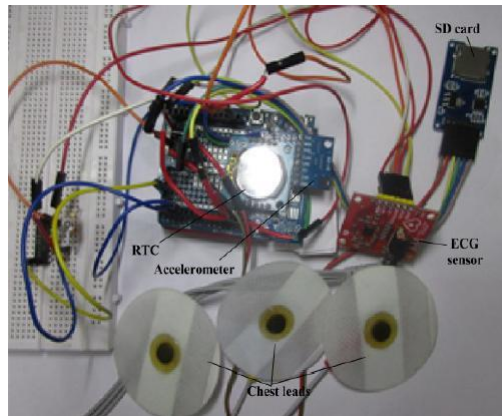
Το σήμα ΗΚΓ λαμβάνεται από τον ασθενή με χρήση τριών συμβατικών ηλεκτροδίων με τζελ. Το σήμα αυτό λαμβάνεται από το AD8232, το οποίο αφαιρεί ένα ποσοστό του θορύβου και ενισχύει το σήμα πριν περάσει στο επόμενο στάδιο. Στη συνέχεια το σήμα μετατρέπεται από αναλογικό σε ψηφιακό μέσω του Arduino και έπειτα οδηγείται στο Raspberry Pi. Για την σύνδεση στο διαδίκτυο χρησιμοποιείται μονάδα WiFi συνδεδεμένη με το Raspberry Pi και στη συνέχεια, τα δεδομένα εμφανίζονται στο cloud IBM Bluemix. Παρακάτω, φαίνεται το αποτέλεσμα που φαίνεται στο cloud IBM Bluemix [15].



Σχήμα 21: Το αποτέλεσμα στο cloud IBM Bluemix [15]

## 2.6 Holter Monitor χαμηλού κόστους

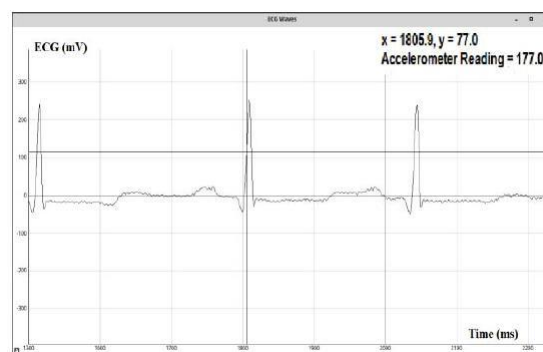
Στην παρούσα εργασία παρουσιάζεται ένα Holter Monitor χαμηλού κόστους το οποίο μπορεί να προσαρμοστεί σε ατομικές ανάγκες. Χρησιμοποιήθηκε το Arduino Uno με τον μικροελεγκτή ATmega328, το AD8232, το ρολόι πραγματικού χρόνου DS1307, το επιταχυνσιόμετρο ADXL345, μονάδα για υποδοχή κάρτας microSD, κουμπιά και βομβητής. Ένα κουμπί είναι συνδεδεμένο για να λειτουργεί ως πλήκτρο ειδοποίησης, το οποίο μπορεί να πατηθεί, όταν ο ασθενής δεν αισθάνεται καλά και να βοηθήσει τον ιατρό αργότερα, κατά την ανάλυση των δεδομένων [16].



Σχήμα 22: Η διάταξη του προτεινόμενου Holter Monitor [16]

Μετά από μια περίοδο συνεχούς παρακολούθησης (συνήθως 24 ώρες), η κάρτα microSD μπορεί να αφαιρεθεί και τα δεδομένα μπορεί να αντιγραφούν και να αναλυθούν σε υπολογιστή. Αναπτύχθηκε μία διαδραστική διεπαφή χρήστη (GUI), χρησιμοποιώντας τη γλώσσα προγραμματισμού Python, για την εμφάνιση των κυματομορφών και άλλων συλλεχθέντων δεδομένων [16].

Κατά την εκκίνηση του λογισμικού εμφανίζεται ένα μήνυμα που ζητά το χρόνο εκκίνησης και τα δεδομένα εμφανίζονται από αυτήν την χρονική στιγμή και μετά. Το λογισμικό διαβάζει τα δεδομένα και τα μετατρέπει σε ένα γράφημα. Τα δεδομένα που συλλέγονται αποθηκεύονται ως αρχεία .csv στη microSD κάρτα. Στο γραφικό περιβάλλον εμφανίζονται οι παρακάτω πληροφορίες: Το ΗΚΓ, το χρονόμετρο, το επίπεδο δραστηριότητας βασισμένο στο επιταχυνσιόμετρο και η κατάσταση του κουμπιού ειδοποίησης [16].



Σχήμα 23: Το αποτέλεσμα που εμφανίζεται στη διεπαφή χρήστη [16]

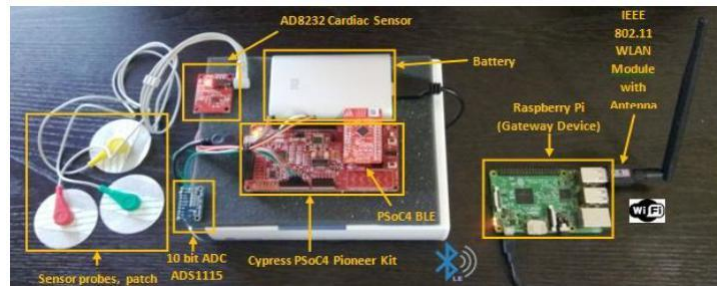
Η συσκευή αυτή δοκιμάστηκε σε εθελοντές. Έχει τρία ηλεκτρόδια ΗΚΓ που πρέπει να συνδεθούν με τον ασθενή. Τροφοδοτείται με μπαταρία 5V και διαπιστώθηκε ότι η συσκευή θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί συνεχώς για 24 ώρες χωρίς φόρτιση. Το αρχείο .csv που δημιουργείται για 24 ώρες είναι περίπου 100MB σε μέγεθος [16].

Αυτή η συσκευή αποτελεί ένα φθινό Holter monitor, η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί τόσο ως βραχυχρόνια, όσο και ως μακροχρόνια συσκευή παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας [16].

## **2.7 Απόκτηση δεδομένων βιοϊατρικών αισθητήρων και μηχανική μάθηση για έγκαιρη ανίχνευση**

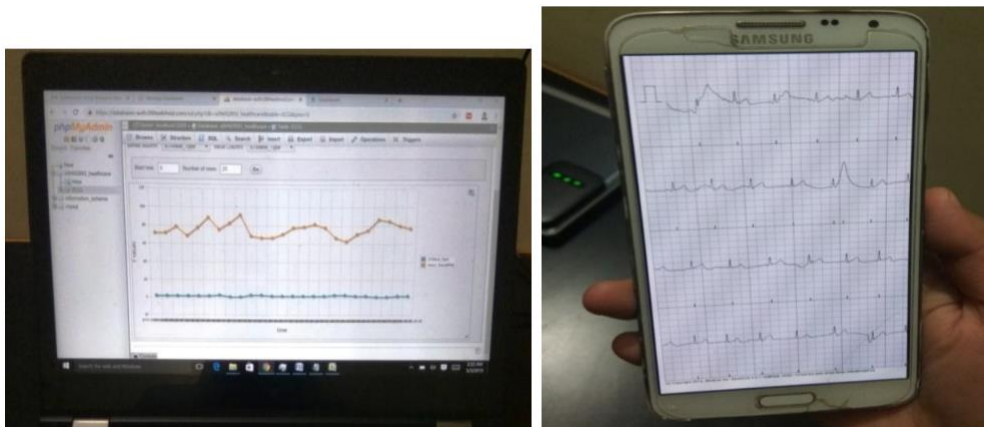
Η εργασία αυτή προτείνει ένα σύστημα παρακολούθησης της υγείας σε πραγματικό χρόνο για την αποτελεσματική πρόβλεψη κινδύνου καρδιακής ανακοπής. Με τη βοήθεια των συνδεδεμένων έξυπνων συσκευών ο ασθενής μπορεί να παρακολουθείται συνεχώς από απόσταση, ενώ εκτελεί καθημερινές δραστηριότητες. Το σύστημα αυτό συλλέγει δεδομένα αισθητήρων και μεταδίδει τα δεδομένα σε ένα πρότυπο μοντέλο μηχανικής μάθησης με κλινικά δεδομένα[17].

Το πρωτότυπο αποτελείται από την πλακέτα AD8232 για παρακολούθηση του ΗΚΓ. Το CYPRESS CY8CKIT-042-BLE-A PSoC 4 Bluetooth Low Energy Pioneer Kit χρησιμοποιείται για την υλοποίηση ενός δικτύου, το οποίο συλλέγει τα ζωτικά σημεία του ασθενούς και τα στέλνει στο Raspberry Pi 3. Το Raspberry Pi 3 συλλέγει τα δεδομένα αυτά μέσω ενός προσωπικού δικτύου Bluetooth που προέρχεται από όλες τις συνδεδεμένες συσκευές και τα δεδομένα αποκτώνται μέσω διακομιστή διαδικτύου. Τα δεδομένα ΗΚΓ στέλνονται στον εξυπηρετητή cloud, στον οποίο αναπτύσσεται ένα μοντέλο μηχανικής μάθησης για την πρόβλεψη τυχόν δυσλειτουργιών. Παρακάτω φαίνεται το πρωτότυπο που δημιουργήθηκε [17]:



Σχήμα 24: Η πειραματική διάταξη του προτεινόμενου συστήματος [17]

Αυτά τα αποτελέσματα φαίνονται σε ένα περιβάλλον που δημιουργήθηκε μέσω της πλατφόρμας Django και γίνεται ένας ποσοτικός προσδιορισμός πρόβλεψης. Εάν η πιθανότητα καρδιακής ανακοπής είναι 50%, τότε η τιμή εξόδου είναι 2 και στην περίπτωση <50% η έξοδος είναι 1. Η ακρίβεια πρόβλεψης υπολογίστηκε >90% χρησιμοποιώντας την βάση δεδομένων καρδιακών παθήσεων του UCI [17].



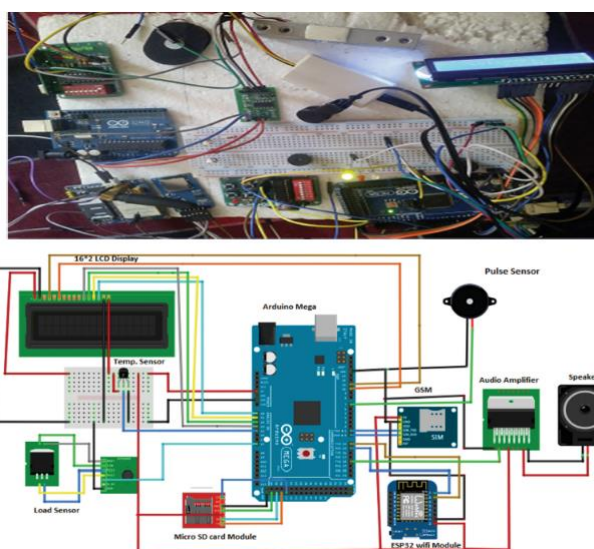
Σχήμα 25: Το αποτέλεσμα στο cloud και στο κινητό Android [17]

## 2.8 CUSTODY: Παρακολούθηση υγείας ασθενούς με χρήση IoT συσκευής

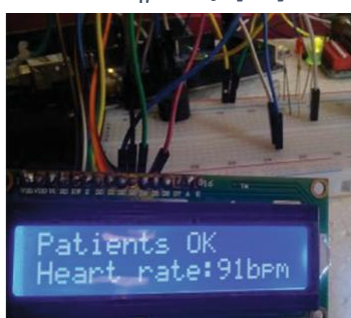
Στην παρούσα εργασία, παρουσιάζεται μια συσκευή χαμηλού κόστους παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας και της θερμοκρασίας του σώματος που ονομάζεται CUSTODY. Ο κύριος στόχος αυτού του συστήματος είναι να βοηθήσει τους γιατρούς και τους νοσοκόμους για την παρακολούθηση της κατάστασης της υγείας ενός ασθενούς μέσω του Διαδικτύου [18].

Για την παρακολούθηση των καρδιακών παλμών χρησιμοποιείται αισθητήρας σε μορφή κλιπ που εφαρμόζεται στο δάχτυλο του ασθενούς. Για την παρακολούθηση της θερμοκρασίας σώματος χρησιμοποιείται ο αισθητήρας θερμοκρασίας DS18B20. Η οθόνη LCD εμφανίζει την τρέχουσα κατάσταση του ασθενούς και ενεργοποιείται ένας συγκεκριμένος ήχος [18].

Χρησιμοποιείται το Arduino Mega για την λήψη και επεξεργασία των δεδομένων από τους αισθητήρες, η μονάδα WiFi ESP32 για την αποστολή και παρακολούθηση των δεδομένων μέσω διαδικτύου και μια μονάδα GSM για την ενημέρωση των γιατρών σε περίπτωση έκτακτης ανάγκης. Όλα τα δεδομένα που λαμβάνονται από το Arduino αποθηκεύονται στην κάρτα microSD. Αν οι παράμετροι παρακολούθησης υπερβαίνουν τις ονομαστικές τιμές τους, τότε ένα έτοιμο μήνυμα ή κλήση αποστέλλεται στον θεράποντα ιατρό ή και σε ένα ακόμη άτομο της επιλογής του ασθενούς [18].

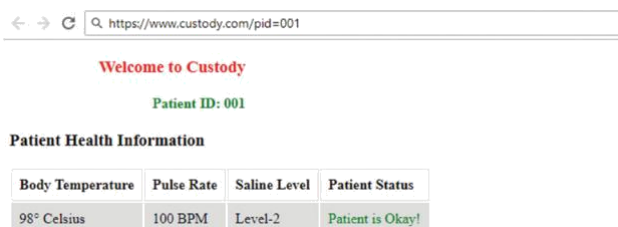


Σχήμα 26: Η πειραματική διάταξη και το σχηματικό διάγραμμα του προτεινόμενου συστήματος [18]



Σχήμα 27: Παράδειγμα της ένδειξης της οθόνης LCD [18]

Επίσης, έχει δημιουργηθεί η δικτυακή πύλη παρακολούθησης CUSTODY και όλα τα δεδομένα αποθηκεύονται σε ένα διακομιστή MySQL. Αφού ο χρήστης συνδεθεί στην δικτυακή πύλη, χρησιμοποιώντας το αναγνωριστικό του ασθενούς, μπορεί να δει την κατάσταση του ασθενούς σε πραγματικό χρόνο. Παρακάτω, φαίνεται η κατάσταση υγείας ενός ασθενούς στην δικτυακή πύλη CUSTODY [18].



The screenshot shows a web browser window with the URL <https://www.custody.com/pid=001>. The page displays a welcome message and patient information for Patient ID: 001. Below the heading "Patient Health Information", there is a table with the following data:

Body Temperature	Pulse Rate	Saline Level	Patient Status
98° Celsius	100 BPM	Level-2	Patient is Okay!

Σχήμα 28: Παράδειγμα της κατάστασης υγείας του ασθενούς στην δικτυακή πύλη CUSTODY [18]

## 2.9 Μια φορητή συσκευή ανίχνευσης του καρδιακού ρυθμού που βασίζεται σε ΗΚΓ

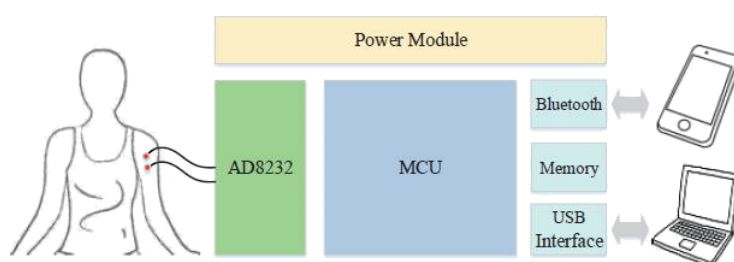
Στην εργασία αυτή αναπτύσσεται μία φορητή συσκευή ανίχνευσης καρδιακών παλμών σε μορφή περιβραχιόνιου, που βασίζεται σε ΗΚΓ κατά τη διάρκεια σωματικής άσκησης. Εφαρμόζεται βελτιστοποιημένος αλγόριθμος για την επεξεργασία του λαμβανόμενου σήματος και την αποθρομβοποίησή του. Τα πειραματικά αποτελέσματα μπορούν να μεταδοθούν συνεχώς σε μια έξυπνη τερματική συσκευή μέσω Bluetooth, και τα δεδομένα αποθηκεύονται για περαιτέρω ανάλυση[19].



Σχήμα 29: Το περιβραχιόνιο με τα υφασμάτινα ηλεκτρόδια για την λήψη του ΗΚΓ [19]

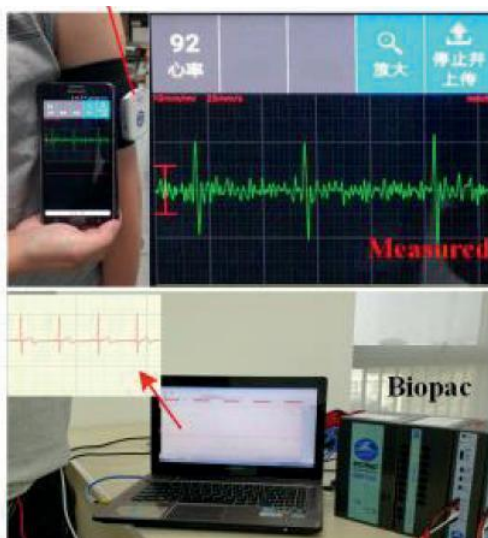


Χρησιμοποιείται το AD8232 για την λήψη του ΗΚΓ και χρησιμοποιούνται δύο ηλεκτρόδια από αγώγιμο ύφασμα ενσωματωμένα στο περιβραχιόνιο, αντί για συμβατικά ηλεκτρόδια AgCl με τζελ κι έτσι τα ηλεκτρόδια μπορούν να επαναχρησιμοποιηθούν. Ο μικροελεγκτής (MCU) STM32 χρησιμοποιείται για τη μετάδοση των δεδομένων και την επεξεργασία του σήματος και έχει έναν μετατροπέα αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (ADC) στα 12bit. Προστίθεται επίσης μονάδα Bluetooth και μονάδα για υποδοχή κάρτας SD[19].



Σχήμα 30: Γενικό διάγραμμα λειτουργίας του συστήματος [19]

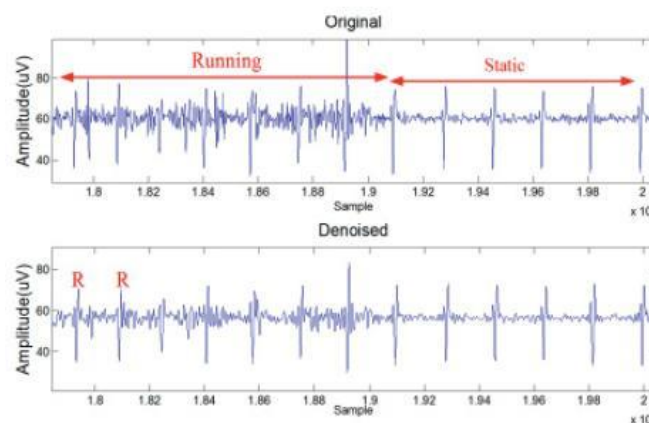
Με τον αλγόριθμο επεξεργασίας που εφαρμόζεται στον MCU, είναι δυνατή η απόκτηση της κυματομορφής ΗΚΓ στο κινητό τηλέφωνο μέσω Bluetooth. Μετά την επεξεργασία του σήματος ΗΚΓ, ο MCU υπολογίζει τον μέσο όρο του καρδιακού ρυθμού κάθε 5 δευτερόλεπτα. Ταυτόχρονα, τα δεδομένα ΗΚΓ αποθηκεύονται στην κάρτα SD. Η διασύνδεση USB χρησιμοποιείται για τη συλλογή των αποθηκευμένων δεδομένων στον υπολογιστή, όπου είναι εύκολη η ανάγνωση και ανάλυση τους. Ολόκληρο το σύστημα τροφοδοτείται με τροφοδοσία 4,2 V και μπορεί να εργάζεται για περισσότερες από 24 ώρες[19].



Σχήμα 31: Παράδειγμα χρήσης του προτεινόμενου συστήματος [19]

Το Ηλεκτρομυογραφικό σήμα (EMG), η μετατόπιση της γραμμής βάσης από την κίνηση του χεριού και οι παρεμβολές συχνότητας, όπως τα 50Hz του δικτύου, είναι οι κυριότεροι λόγοι που επηρεάζουν την ακρίβεια ανίχνευσης σήματος ΗΚΓ. Ο μετασχηματισμός Wavelet είναι μια ιδανική μέθοδος για αποθρομβοποίηση του σήματος, ενώ χρησιμοποιείται και φίλτρο πεπερασμένης κρουστικής απόκρισης (FIR) για την αποκοπή του ηλεκτρομυογραφικού σήματος[19].

Για την δοκιμή αυτής της εφαρμογής επιλέχθηκαν δέκα υγιείς άνδρες ηλικίας 20 έως 30 ετών, οι οποίοι έτρεχαν σε διαφορετικές ταχύτητες. Παρακάτω, παρουσιάζεται το σήμα πριν και μετά το φιλτράρισμα κατά τη διάρκεια σωματικής άσκησης και σε κατάσταση ηρεμίας. Είναι προφανές ότι το σχετικό σφάλμα αυξάνεται όσο αυξάνεται και η ταχύτητα. Μετά το φιλτράρισμα των σημάτων ΗΚΓ, το επίπεδο της απόκλισης του καρδιακού ρυθμού είναι χαμηλότερο από αυτό των μη φιλτραρισμένων σημάτων [19].



Σχήμα 32: Το αρχικό σήμα ΗΚΓ και το σήμα μετά το φιλτράρισμα κατά τη διάρκεια σωματικής άσκησης και σε κατάσταση ηρεμίας [19]

## 2.10 Ηλεκτρόδια για λήψη του ΗΚΓ σε φορητό σύστημα

Η εργασία αυτή προτείνει ένα φορητό σύστημα παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας με χρήση τριών τύπων ηλεκτροδίων:

α) Ηλεκτρόδια από αγώγιμο ύφασμα: Τα υφασμάτινα ηλεκτρόδια κατασκευάστηκαν χρησιμοποιώντας εμπορικά διαθέσιμα ιατρικά υφάσματα MedTex™-180 και

MedTex™- 130 που είναι πολύ άνετα στην εφαρμογή, μήκους 75mm και πλάτους 45mm, όπως φαίνεται παρακάτω [20].



**Textile Electrode with Medtex-180**



**Textile Electrode with MedTex-130**

*Σχήμα 33: Τα ηλεκτρόδια από αγώγιμο ύφασμα [20]*

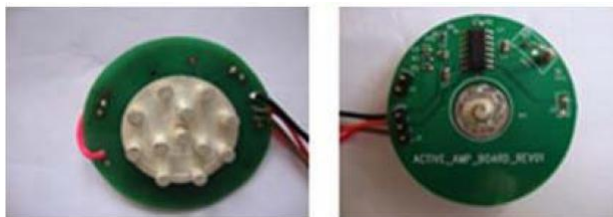
β) Ηλεκτρόδια επιφανείας: Έχουν κυκλικό σχήμα διαμέτρου 25mm και πάχους 0,5mm. Το βασικό υλικό είναι χαλκός, στο οποίο έχει αποτεθεί άργυρος 0,2mm και έχει ενσωματωθεί ενεργός ενισχυτής στο πίσω μέρος [20].



*Σχήμα 34: Η πάνω και κάτω όψη του ηλεκτροδίου επιφανείας [20]*

γ) Ηλεκτρόδια συστοιχίας βελονών: Τα ηλεκτρόδια βελόνας είναι ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται για την καταγραφή των σημάτων ΗΚΓ σε άτομα με τρίχες στην περιοχή του θώρακα, όπου είναι δύσκολο να καταγράφεται ένα καλής ποιότητας σήμα ΗΚΓ, καθώς τα ηλεκτρόδια δεν κάνουν καλή επαφή με την επιφάνεια του δέρματος. Κατασκευάζεται από ανοξείδωτο χάλυβα ως βάση και είναι επικαλυμμένο με ασήμι πάχους 0,5mm. Ο ενεργός ενισχυτής είναι ενσωματωμένος στο πίσω μέρος

[20]. Τα ηλεκτρόδια είναι κυκλικού σχήματος με διάμετρο 25mm και πάχος 2mm. Το ύψος της βελόνας είναι 5mm.



Σχήμα 35: Η πάνω και κάτω όψη του ηλεκτρόδιου συστοιχίας βελονών [14]

Παρακάτω απεικονίζεται η ζώνη και οι θέσεις των ηλεκτροδίων 1 και 2. Τα ηλεκτρόδια απέχουν μεταξύ τους 70mm και το ηλεκτρόδιο αναφοράς δεν έχει ενεργή ενίσχυση. Η ζώνη φοριέται από το άτομο και το μέγεθός της είναι ρυθμιζόμενο για στερέωση πάνω στο θώρακα του ατόμου [20].



Σχήμα 36: Η εφαρμογή της ζώνης στον θώρακα [20]



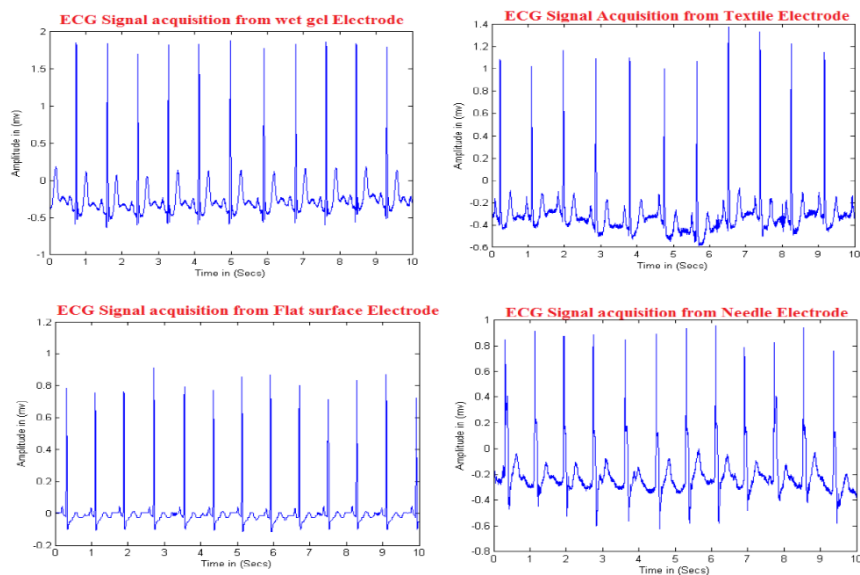
Σχήμα 37: Η ζώνη με τα ηλεκτρόδια από αγώγιμο ύφασμα [20]

Χρησιμοποιούνται φίλτρα για απαλοιφή του θορύβου και της παρεμβολής των 50Hz του δικτύου και ενισχυτής δύο σταδίων για να επιτευχθεί συνολικό κέρδος 1000. Τα ενισχυμένα σήματα ψηφιοποιούνται χρησιμοποιώντας τον ενσωματωμένο ADC των 10bit του μικροελεγκτή ATmega 2560. Το ψηφιοποιημένο σήμα ΗΚΓ μεταδίδεται ασύρματα χρησιμοποιώντας μια μονάδα ZigBee (Μοντέλο XBEE-PRO) [20].



Σχήμα 38: Το υλικό του συστήματος [20]

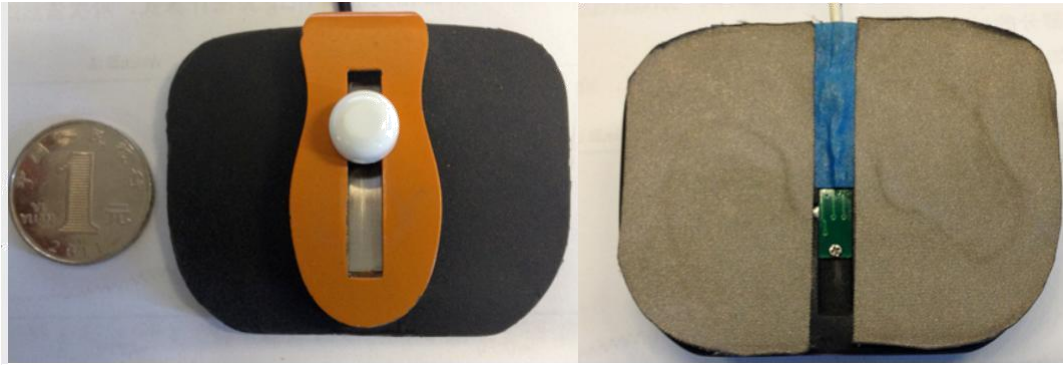
Από τις δοκιμές που έγιναν διαπιστώθηκε ότι τα ηλεκτρόδια που κατασκευάστηκαν έκαναν σωστή καταγραφή των σημάτων ΗΚΓ του χρήστη. Τα αποτελέσματα ήταν σε συμφωνία με τα πρότυπα ηλεκτρόδια Ag-AgCl με τζελ [20].



Σχήμα 39: Τα αποτελέσματα λήψης των σημάτων ΗΚΓ με χρήση συμβατικών ηλεκτροδίων με τζελ, με τα υφασμάτινα ηλεκτρόδια, με τα ηλεκτρόδια επιφανείας και τα ηλεκτρόδια συστοιχίας βελονών αντίστοιχα [20]

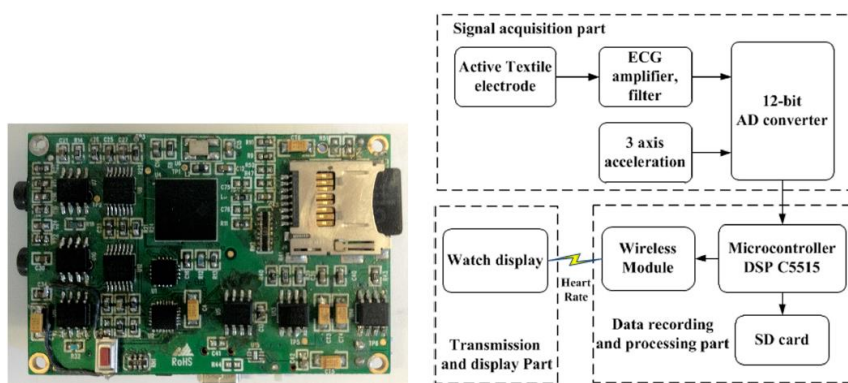
## 2.11 Μια ζώνη για φορητή παρακολούθηση του ΗΚΓ

Σε αυτή την εργασία παρουσιάζεται μία ζώνη για παρακολούθηση του ΗΚΓ που μπορεί να φορεθεί στο στήθος ή στη μέση. Κατασκευάστηκαν ενεργά ηλεκτρόδια από αγωγίμο ύφασμα για καταγραφή του ΗΚΓ, τα οποία περιλαμβάνουν ένα κύκλωμα για τη μείωση του θορύβου[21].



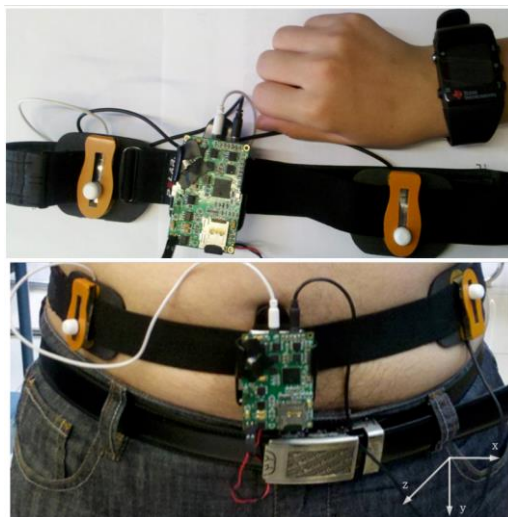
Σχήμα 40: Τα ηλεκτρόδια του συστήματος [21]

Τα σήματα ΗΚΓ που καταγράφονται από τα ενεργά υφασμάτινα ηλεκτρόδια ενισχύονται και φιλτράρονται πριν μετατραπούν σε ψηφιακά σήματα, χρησιμοποιώντας μετατροπέα αναλογικού προς ψηφιακό 12bit χαμηλής ισχύος (ADS8201). Χρησιμοποιήθηκε ο επεξεργαστής σήματος (DSP) Texas Instrument TMS320C5515 για την απόκτηση των δεδομένων ΗΚΓ και την εκτέλεση διαφόρων αλγορίθμων επεξεργασίας. Επίσης συμπεριλήφθηκε στο σύστημα μία μονάδα για υποδοχή κάρτας μνήμης SD για την αποθήκευση δεδομένων. Ακόμη, εγκαταστάθηκε ένα επιταχυνσιόμετρο 3 αξόνων (AD XL335B CPZ-RL) στην πλακέτα επεξεργασίας και επίσης χρησιμοποιήθηκε η μονάδα TI C1110 για ασύρματη επικοινωνία, που μπορεί να μεταδώσει δεδομένα καρδιακού ρυθμού σε ένα ρολόι αθλητισμού του εμπορίου (TI eZ430-Chronos) και μία οθόνη LCD για την εμφάνιση των αποτελεσμάτων[21].



Σχήμα 41: Η πλακέτα επεξεργασίας που δημιουργήθηκε και το σχηματικό διάγραμμα του συστήματος [21]

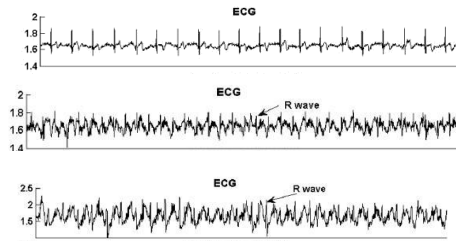
Παρακάτω, φαίνεται το πρωτότυπο σύστημα, το οποίο μπορεί να φορεθεί στο στήθος για καλύτερη ποιότητα σήματος ΗΚΓ ή στη μέση για μεγαλύτερη άνεση, ειδικά για τις γυναίκες. Τα ενεργά ηλεκτρόδια από αγώγιμο ύφασμα τοποθετήθηκαν στις δύο πλευρές του παρουσιαζόμενου συστήματος, προσαρτημένα σε ζώνη, καθιστώντας το εφαρμόσιμο για μακροχρόνια καταγραφή ΗΚΓ σε καθημερινές καταστάσεις[21].



*Σχήμα 42: Το ρολόι, η προτεινόμενη ζώνη και η εφαρμογή της στη μέση του χρήστη [21]*

Οι δοκιμές έγιναν σε έξι υγιείς άντρες ηλικίας από 23 έως 30 ετών και η ζώνη φορέθηκε στη μέση. Αξίζει να σημειωθεί ότι η μορφολογία των σημάτων ΗΚΓ είναι ελαφρώς διαφορετική από τα κανονικά σήματα ΗΚΓ από το στήθος[21].

Όταν τα άτομα ήταν ακίνητα, καταγράφηκαν σήματα ΗΚΓ υψηλής ποιότητας και ανιχνεύθηκαν επιτυχώς οι κορυφές R και ο καρδιακός ρυθμός μέσω της μέτρησης των διαστημάτων R-R. Όταν τα άτομα περπατούσαν, η κίνηση ήταν εμφανής στο καταγεγραμμένο σήμα ΗΚΓ, αλλά μπορούσαν ακόμη να καταγραφούν οι κορυφές R και ο καρδιακός ρυθμός. Όταν τα άτομα έτρεχαν, ανιχνεύτηκαν μερικές κορυφές R, αλλά σε σύγκριση με προηγούμενα αποτελέσματα, τα σήματα ΗΚΓ γενικά είχαν αλλοιωθεί πολύ από την κίνηση του σώματος, καθιστώντας δύσκολο τον εντοπισμό των περισσότερων κορυφών R [21].



Σχήμα 43: Τα αποτελέσματα ΗΚΓ όταν το άτομο ήταν ήρεμο, όταν περπατούσε και όταν έτρεχε [21]

## 2.12 Σύστημα παρακολούθησης ΗΚΓ με αισθητήρες από αγώγιμο ύφασμα

Σε αυτήν την εργασία παρουσιάζεται ένα σύστημα παρακολούθησης ΗΚΓ, το οποίο περιλαμβάνει αισθητήρες από αγώγιμο ύφασμα ενσωματωμένους σε μπλούζα και μία εφαρμογή Android για την εμφάνιση των αποτελεσμάτων[22].

Συγκεκριμένα, τα τρία ηλεκτρόδια έχουν μήκος και πλάτος 5cm και είναι κατασκευασμένα από αγώγιμο ύφασμα αργύρου της εταιρείας Adafruit. Είναι πολύ σημαντική η διαρκής και πολύ καλή επαφή των ηλεκτροδίων με το δέρμα και για αυτό χρησιμοποιήθηκαν ελαστικές ζώνες μέσα από την μπλούζα, πάνω στις οποίες προσαρμόστηκαν και τα ηλεκτρόδια. Τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν κάτω από το στήθος για να ελαττωθεί ο θόρυβος από τις κινήσεις του σώματος[22].

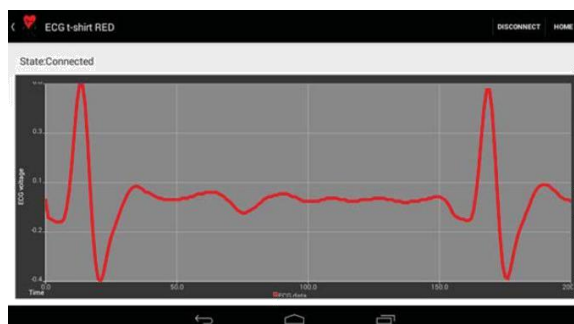


Σχήμα 44: Τα ηλεκτρόδια και η τοποθέτησή τους στη μπλούζα [22]

Τα υπόλοιπα εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν ήταν το ολοκληρωμένο AD8232 για την λήψη του ΗΚΓ, η μονάδα RFDuino SMT, η οποία επιτρέπει την επικοινωνία μέσω Bluetooth και μία μπαταρία. Πριν από την μετάδοση του σήματος μέσω Bluetooth, το σήμα φιλτράρεται για την απαλοιφή του θορύβου[22].



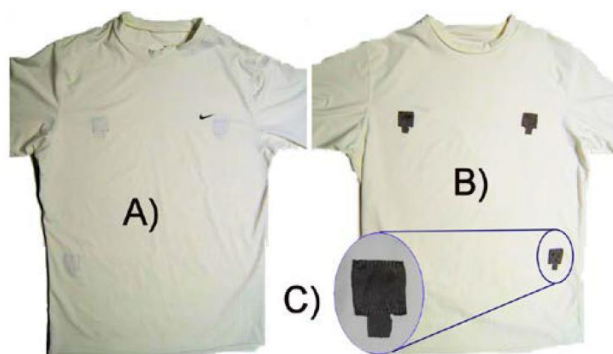
Η εφαρμογή Android σχεδιάστηκε για την περαιτέρω επεξεργασία και αποθρομβοποίηση του σήματος ΗΚΓ και την εμφάνισή του σε πραγματικό χρόνο. Εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος Pan-Tompkins για τον εντοπισμό του συμπλέγματος QRS και των διαστημάτων R-R. Τα αποτελέσματα ήταν αρκετά καλά και έγινε εντοπισμός των επιθυμητών σημείων, αλλά δεν ήταν αρκετά αποτελεσματική η αποθρομβοποίηση του σήματος. Παρακάτω φαίνεται το αποτέλεσμα στην εφαρμογή[22].



Σχήμα 45: Το αποτέλεσμα που φαίνεται στην εφαρμογή Android [22]

## 2.13 Το σύστημα ECG-ITM-05 για την απόκτηση δεδομένων ηλεκτρονικής υγείας

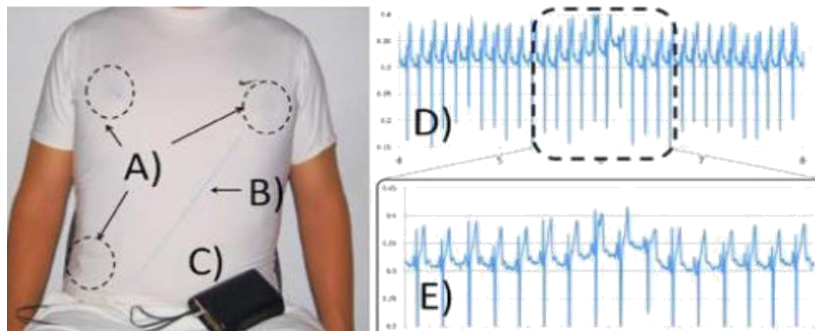
Η εργασία αυτή παρουσιάζει την ανάπτυξη αισθητήρων ΗΚΓ ως μέρος ενός αξιόπιστου εξοπλισμού χαμηλού κόστους. Το σύστημα αυτό περιλαμβάνει 4 βασικά στοιχεία: τροποποιημένο ένδυμα αθλητικών ειδών με αγώγιμο ύφασμα ως ηλεκτρόδια, ένα αναλογικό ολοκληρωμένο (ADS1298), ένα μικροελεγκτή (MSP430F2812) και κάρτα μνήμης SD για τη μακροπρόθεσμη παρακολούθηση ΗΚΓ[23].



Σχήμα 46: A) Εξωτερική και B) εσωτερική όψη της τοποθέτησης ηλεκτροδίων, C) Κοντινό πλάνο του ηλεκτροδίου [23]

Ύστερα από δοκιμές βρέθηκε ότι τα σήματα που λαμβάνονται από τα ηλεκτρόδια στο στήθος δίνουν καλύτερα δεδομένα σε σύγκριση με τα ηλεκτρόδια στους καρπούς και το πόδι. Τα μετρούμενα σήματα αποθηκεύονται στην ψηφιακή μονάδα αποθήκευσης, η οποία χρησιμοποιείται για τη μεταφορά των αποτελεσμάτων σε υπολογιστή για περαιτέρω ανάλυση [23].

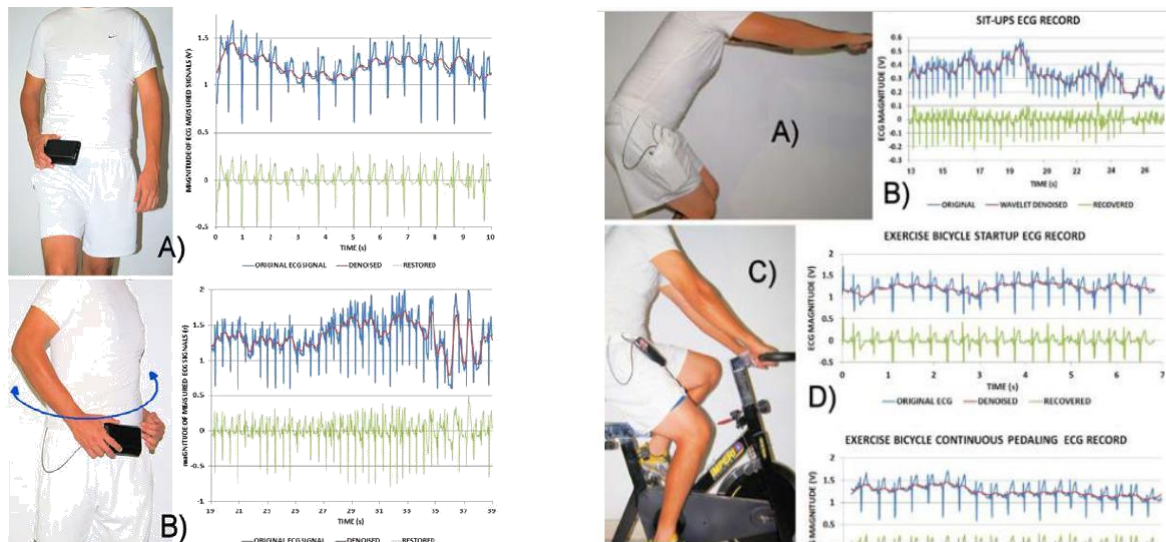
Όταν ο χρήστης ήταν σε ηρεμία παρατηρήθηκε ότι η αναπνοή επηρέαζε τα σήματα και συγκεκριμένα υπήρχαν αλλαγές στην βασική γραμμή του ΗΚΓ. Ήταν, λοιπόν, απαραίτητη η καλή επαφή των ηλεκτροδίων με το δέρμα. Η μέτρηση είναι παρόμοια με τα συμβατικά ηλεκτρόδια, αλλά όταν ο χρήστης κινείται τότε αυτές οι κινήσεις επηρεάζουν το λαμβανόμενο σήμα [23].



Σχήμα 47: A) Θέση αγώγιμου υφάσματος (ηλεκτρόδιο), B) αγώγιμα σύρματα και C) μονάδα συλλογής δεδομένων. D) Μετρούμενο ΗΚΓ σε κατάσταση ηρεμίας και E) Εστίαση στο σημείο του ΗΚΓ που αντιστοιχεί σε αναπνοή του ατόμου [23]

Μια πιθανή λύση για τη διατήρηση της γραμμής βάσης του ΗΚΓ μπορεί να είναι η χρήση διαδικασιών μετασχηματισμού wavelet για την αποθρομβοποίηση του ΗΚΓ, όπως και εφαρμόστηκε στην συγκεκριμένη περίπτωση [23].

Ο εξοπλισμός δοκιμάστηκε κατά την εκτέλεση ασκήσεων και βρέθηκε ότι τα αρχεία ΗΚΓ αντιστοιχούν στον αυξημένο καρδιακό ρυθμό όσο η άσκηση εξελίσσεται. Ο ιδρώτας επίσης στην περιοχή ανίχνευσης μπορεί να συμβάλει στην ενίσχυση της αγώγιμης φύσης των ηλεκτροδίων. Ωστόσο, κατά τη διάρκεια της άσκησης κινείται και η μπλούζα, με αποτέλεσμα οι κινήσεις των ηλεκτροδίων να φαίνονται στα μετρούμενα σήματα ΗΚΓ [23].



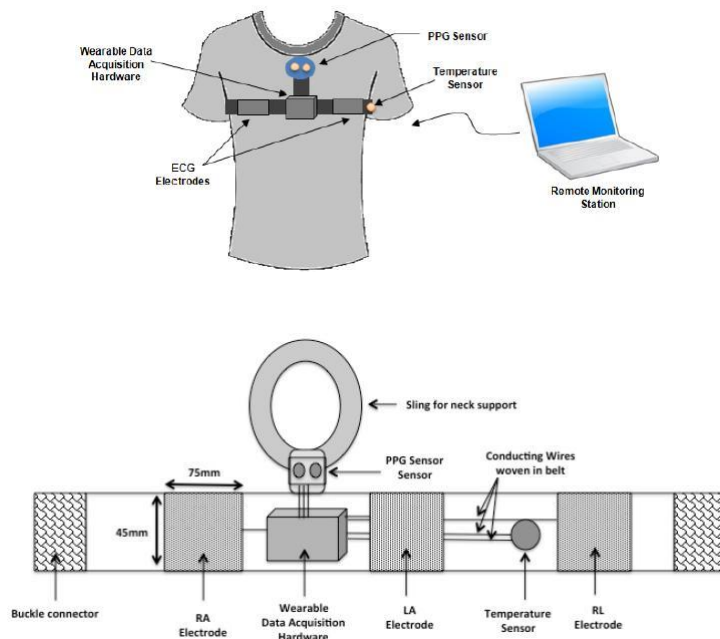
Σχήμα 48: Δοκιμή του εξοπλισμού κατά την κίνηση και άσκηση του ατόμου [23]

## 2.14 Φορητό σύστημα ασύρματης επικοινωνίας για παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας

Η εργασία αυτή παρουσιάζει ένα φορητό σύστημα παρακολούθησης της υγείας, το οποίο περιλαμβάνει λήψη ΗΚΓ με χρήση αγώγιμων υφασμάτων ως ηλεκτρόδια, Φωτοπληθυσμογραφία (PPG), θερμοκρασία σώματος, χρόνο μετάδοσης παλμού (PTT) και καρδιακό ρυθμό. Τα αποκτώμενα φυσιολογικά σήματα μεταδίδονται ασύρματα χρησιμοποιώντας ZigBee ή Bluetooth σε έναν απομακρυσμένο σταθμό παρακολούθησης, όπου επεξεργάζονται και παρουσιάζονται οι φυσιολογικές παράμετροι[24].

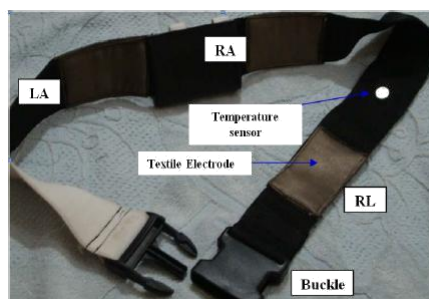
Το προτεινόμενο φορητό σύστημα, αποτελείται από ζώνη με ενσωματωμένους αισθητήρες για την παρακολούθηση του ΗΚΓ, του PPG και της θερμοκρασίας σώματος, που φοριέται στο στήθος. Το ηλεκτρόδιο που τοποθετήθηκε στο πίσω μέρος του θώρακα αποτελεί το ηλεκτρόδιο αναφοράς[24].

Για το PPG χρησιμοποιήθηκε μια πηγή των 630nm με τη μέθοδο ανάκλασης από το στέρνο του χρήστη. Για την θερμοκρασία του σώματος χρησιμοποιήθηκε ένας αισθητήρας θερμοκρασίας βασισμένος σε θερμίστορ, που ενσωματώθηκε έτσι ώστε να έρχεται σε επαφή με το δέρμα του χρήστη στη μασχάλη[24].



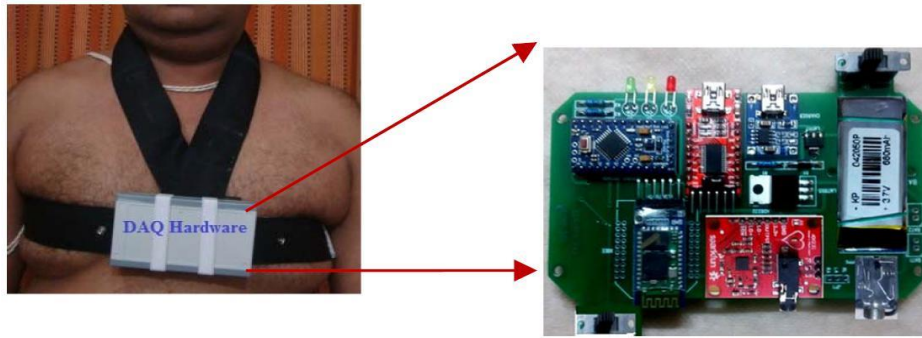
Σχήμα 49: Το σχεδιάγραμμα του προτεινόμενου συστήματος και η ζώνη με τους αισθητήρες [24]

Παρακάτω, απεικονίζεται η ζώνη που φοριέται με τους αισθητήρες ενσωματωμένους σε συγκεκριμένες θέσεις για την απόκτηση ΗΚΓ, PPG και θερμοκρασίας σώματος.



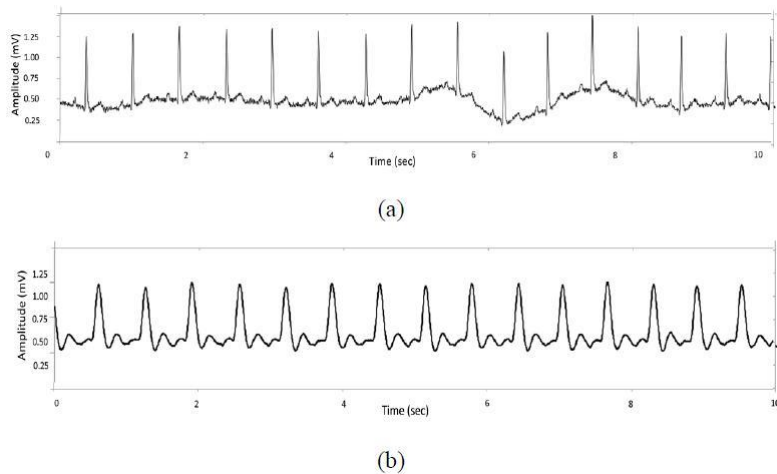
Σχήμα 50: Η ζώνη με τους αισθητήρες από αγώγιμο ύφασμα [24]

Χρησιμοποιήθηκαν φίλτρα για την αποθρομβοποίηση των σημάτων. Το ψηφιακό τμήμα βασίζεται στο Arduino Mini και είναι διασυνδεδεμένες οι μονάδες ασύρματης επικοινωνίας Bluetooth και ZigBee. Για την τροφοδοσία του κυκλώματος χρησιμοποιείται επαναφορτιζόμενη μπαταρία λιθίου 7.4V[24].



Σχήμα 51: Η εφαρμογή της ζώνης και το υλικό του συστήματος [24]

Ο σταθμός απομακρυσμένης παρακολούθησης λαμβάνει τα πακέτα δεδομένων χρησιμοποιώντας τις μονάδες ασύρματης επικοινωνίας ZigBee ή Bluetooth. Τα δεδομένα που λαμβάνονται επεξεργάζονται και αποθηκεύονται τοπικά. Παρακάτω, παρουσιάζονται τα σήματα ΗΚΓ και Φωτοπληθυσμογραφίας (PPG) ύστερα από χρήση του προτεινόμενου συστήματος. Τα σήματα ΗΚΓ υποβάλλονται σε επεξεργασία για την απομάκρυνση της διαταραχής της γραμμής βάσης και τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού. Από το ΗΚΓ και το PPG υπολογίζεται ο χρόνος μετάδοσης του παλμού (PTT). Οι παράμετροι του ΗΚΓ, του PPG, ο καρδιακός ρυθμός, ο χρόνος μετάδοσης παλμού και η θερμοκρασία σώματος εμφανίζονται στον απομακρυσμένο σταθμό παρακολούθησης [24].



Σχήμα 52: (a) Ηλεκτροκαρδιογράφημα και (b) Φωτοπληθυσμογραφία που λήφθηκε από το άτομο με χρήση του προτεινόμενου συστήματος [24]

## 3 Παρουσίαση προτεινόμενου συστήματος παρακολούθησης ΗΚΓ

### 3.1 Υλοποίηση φορητού συστήματος παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας

Αυτό το Κεφάλαιο προτείνει το σχεδιασμό και την υλοποίηση ενός φορητού συστήματος παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας, το οποίο περιλαμβάνει μία μπλούζα, στην οποία τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια, που είναι κατασκευασμένα από αγώγιμο ύφασμα και ένα κουτί, στο οποίο είναι τοποθετημένο όλο το απαραίτητο υλικό για την λήψη, μετάδοση και αποθήκευση του σήματος. Επίσης, το προτεινόμενο σύστημα περιλαμβάνει μία εφαρμογή που δημιουργήθηκε με χρήση του λογισμικού MATLAB App Designer.

#### 3.1.1 Υλικό συστήματος (Hardware)

Το σύστημα που υλοποιήθηκε αποτελείται από τις εξής μονάδες:

**Arduino Nano:** Το Arduino Nano αποτελεί τη μικρή εκδοχή του Arduino Uno. Βασίζεται στον μικροελεγκτή ATmega328 της Atmel. Είναι μια ολοκληρωμένη πλακέτα που περιέχει ότι χρειάζεται για να μπορεί να προγραμματιστεί και να λειτουργήσει συνδέοντάς την με ένα απλό καλώδιο Mini-B USB στον υπολογιστή. Αναλυτικά η πλακέτα διαθέτει 14 ψηφιακές εισόδους ή εξόδους (6 από αυτές μπορεί να χρησιμοποιηθούν σαν PWM έξοδοι), 8 αναλογικές εισόδους, 1 θύρα Mini-B USB για τον προγραμματισμό και την τροφοδοσία της πλακέτας, 1 υποδοχή ICSP και τέλος κουμπί για την επαναφορά της πλακέτας. Η μνήμη Flash του Arduino Nano που μπορεί να αποθηκευτεί το πρόγραμμα είναι 32KB. Το Arduino Nano λειτουργεί στα 5V DC [25].



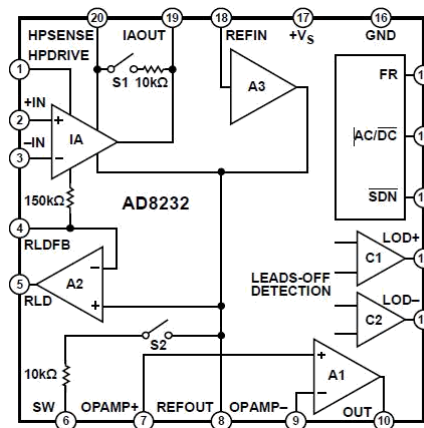
*Σχήμα 53: Το Arduino Nano [25]*

**AD8232 Single Lead Heart Rate Monitor:** Η πλακέτα παρακολούθησης καρδιακών παλμών AD8232 είναι ένας αποδοτικός τρόπος μέτρησης της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς, δηλαδή του ΗΚΓ και ως έξοδο έχει αναλογικό σήμα. Τα ΗΚΓ μπορεί να είναι εξαιρετικά θορυβώδη κι έτσι το AD8232 λειτουργεί ως ενισχυτής, για να βοηθήσει να αποκτηθεί εύκολα ένα καθαρό σήμα από τα διαστήματα PR και QT. Έχει σχεδιαστεί για να εξάγει, να ενισχύει και να φιλτράρει δυνητικά μικρά σήματα παρουσία θορυβωδών συνθηκών, όπως η κίνηση ή η τοποθέτηση απομακρυσμένου ηλεκτροδίου. Τα SDN, LO+, LO-, OUTPUT, 3.3V, GND παρέχουν τη δυνατότητα για λειτουργία με Arduino. Παρέχονται επίσης σε αυτήν την πλακέτα οι ακίδες RA (δεξιού βραχίονα), LA (αριστερού βραχίονα) και RL (δεξιού ποδιού) για να προσαρτηθούν και να χρησιμοποιηθούν αισθητήρες. Επιπλέον, υπάρχει μια ενδεικτική λυχνία LED που αναβοσβήνει σύμφωνα με τον καρδιακό ρυθμό [26].



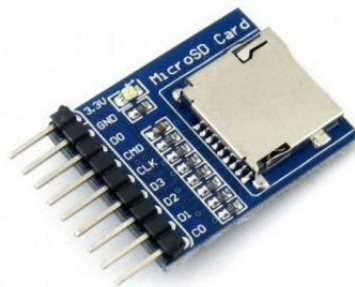
*Σχήμα 54: Η πλακέτα AD8232 Single Lead Heart Rate Monitor [26]*

Αποτελείται από έναν εξειδικευμένο ενισχυτή οργάνων (IA), έναν τελεστικό ενισχυτή (A1), ενισχυτή δεξιού ποδιού (A2) και προσωρινό buffer αναφοράς (A3). Το AD8232 περιέχει έναν εξειδικευμένο ενισχυτή οργάνων που ενισχύει το σήμα ΗΚΓ. Αυτός ο σχεδιασμός επιτρέπει σε έναν μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό (ADC) χαμηλής ισχύος ή σε έναν μικροελεγκτή την εύκολη απόκτηση του σήματος εξόδου [27].



Σχήμα 55: Το σχηματικό διάγραμμα της πλακέτας AD8232[27]

**Waveshare Micro SD Storage Board:** Η μονάδα υποδοχής κάρτας μνήμης Micro SD είναι ένας αποτελεσματικός και χαμηλού κόστους τρόπος που χρησιμοποιείται για τη σύνδεση των καρτών microSD ως πρόσθετης μνήμης. Για την σύνδεση με ένα Arduino, πρέπει να συνδεθεί το GND με τη γείωση, το Vcc με το 5V, το CLK με την είσοδο 13, το DO με την είσοδο 12, το DI με την είσοδο 11 και το CS με την είσοδο 10 [28].

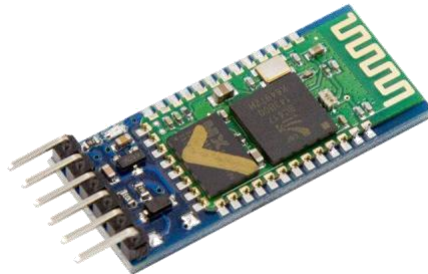


Σχήμα 56: Το Waveshare Micro SD Storage Board [28]

**Bluetooth Module for Arduino - HC05:** Η μονάδα ασύρματης επικοινωνίας Bluetooth HC-05 μπορεί να προσδώσει αμφίδρομη ασύρματη λειτουργικότητα στην εργασία. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την επικοινωνία μεταξύ δύο μικροελεγκτών, όπως το Arduino ή με οποιαδήποτε συσκευή με λειτουργίες Bluetooth, όπως τηλέφωνο ή φορητό υπολογιστή. Η μονάδα επικοινωνεί με τη βοήθεια του USART με baud rate 9600 και επομένως είναι εύκολη η διασύνδεση με οποιοδήποτε μικροελεγκτή που υποστηρίζει το USART. Μόλις τροφοδοτηθεί η μονάδα, μπορεί να βρεθεί η συσκευή Bluetooth ως "HC-05" και κατόπιν μπορεί να συνδεθεί χρησιμοποιώντας τον προεπιλεγμένο κωδικό πρόσβασης 1234 και να αρχίσει η επικοινωνία μαζί της.

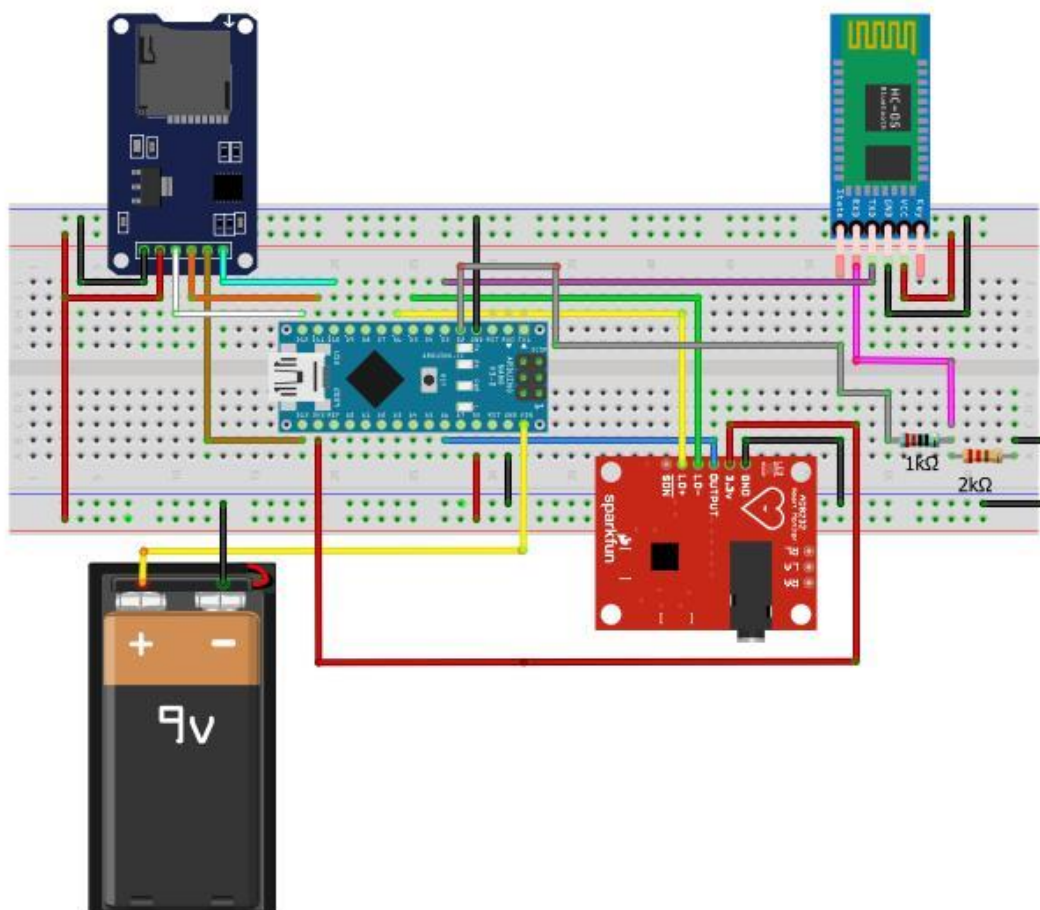


Συγκρίνοντάς το με το HC-06, το οποίο μπορεί να ρυθμιστεί μόνο ως Slave, το HC-05 μπορεί να ρυθμιστεί και ως master, το οποίο επιτρέπει την πραγματοποίηση επικοινωνίας μεταξύ δύο ξεχωριστών Arduino [29].



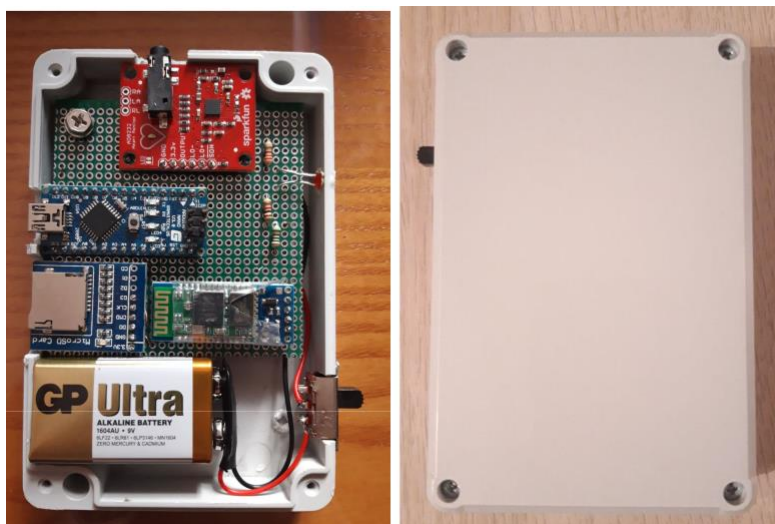
Σχήμα 57: Το Bluetooth Module for Arduino - HC05 [29]

Επίσης, για την τροφοδοσία του συστήματος χρησιμοποιείται μπαταρία 9V. Η σύνδεση αυτών των μονάδων έγινε ως εξής:



Σχήμα 58: Η σύνδεση των μονάδων του προτεινόμενου συστήματος (δημιουργήθηκε με το πρόγραμμα Fritzing)

Το υλικό του συστήματος που προαναφέρθηκε, τοποθετήθηκε μέσα σε ένα κουτί, στο οποίο δημιουργήθηκαν τρύπες για την υποδοχή του καλωδίου των τριών ηλεκτροδίων στην πλακέτα AD8232, της κάρτας microSD και του καλωδίου USB του Arduino Nano.



*Σχήμα 59: Το κουτί που περιέχει το απαραίτητο υλικό για τη λήψη, αποθήκευση και αποστολή του ΗΚΓ*



*Σχήμα 60: Οι υποδοχές για το καλώδιο των τριών ηλεκτροδίων, του καλωδίου USB του Arduino Nano και της κάρτας micro sd*

Επίσης, συνδέθηκε κατάλληλα ένας διακόπτης και ένα LED για την ένδειξη λειτουργίας ή μη του συστήματος.



*Σχήμα 61: Ο διακόπτης και το LED για την ένδειξη λειτουργίας ή μη του συστήματος*

### 3.1.2 Η Μπλούζα και τα Ηλεκτρόδια

Η μπλούζα που δημιουργήθηκε καθιστά το προτεινόμενο σύστημα φορετό, καθώς ενσωματώνονται σε αυτή τα ηλεκτρόδια και το κουτί με το υλικό του συστήματος. Συγκεκριμένα, η μπλούζα κατασκευάστηκε από ελαστικό ανθεκτικό ύφασμα και κουμπώνει στο πίσω μέρος με χρήση ταινιών Velcro, όπως φαίνεται παρακάτω και καλύπτει αρκετά σωματομετρικά μεγέθη.

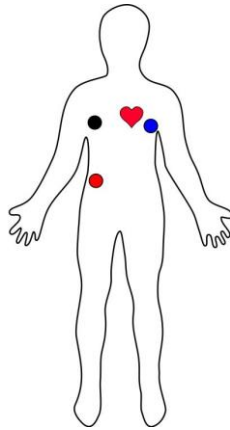


Σχήμα 62: Το εμπρός και το πίσω μέρος της μπλούζας και η ταινία Velcro στο πίσω μέρος



Σχήμα 63: Η εφαρμογή της μπλούζας στο άτομο

Τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν στα δύο άνω άκρα και στο δεξί κάτω άκρο, έτσι όπως προτείνεται από τις οδηγίες της κατασκευάστριας εταιρείας Sparkfun της πλακέτας παρακολούθησης καρδιακών παλμών AD8232 [30].



*Σχήμα 64: Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στο άτομο [30]*

Το καλώδιο που χρησιμοποιήθηκε για την σύνδεση της πλακέτας AD8232 με τα τρία ηλεκτρόδια φαίνεται παρακάτω και όπως φαίνεται και από το Σχήμα 64, το μαύρο καλώδιο τοποθετείται στο άνω δεξί άκρο, το μπλε στο άνω αριστερό άκρο και το κόκκινο στο κάτω δεξί άκρο.



*Σχήμα 65: Το καλώδιο για την σύνδεση της πλακέτας AD8232 με τα τρία ηλεκτρόδια [30]*

Τα ηλεκτρόδια κατασκευάστηκαν από αγώγιμο ύφασμα αργύρου της εταιρείας Adafruit και κάθε ηλεκτρόδιο έχει διαστάσεις 5cm x 5cm. Το αγώγιμο ύφασμα ράφτηκε πάνω σε ένα κομμάτι μαλακού δέρματος, ώστε να είναι πιο σταθερό και να μην αναδιπλώνεται κατά τη διάρκεια της λήψης του ΗΚΓ. Επίσης, τοποθετήθηκαν κουμπιά από την πίσω πλευρά των ηλεκτροδίων, προκειμένου τα ηλεκτρόδια να κουμπώνουν και να είναι σταθερά πάνω στην μπλούζα αλλά και να μπορούν να αφαιρούνται, ώστε να μπορεί να πλυθεί η μπλούζα για λόγους υγιεινής.



*Σχήμα 66: Το εμπρός και το πίσω μέρος των ηλεκτροδίων που δημιουργήθηκαν*

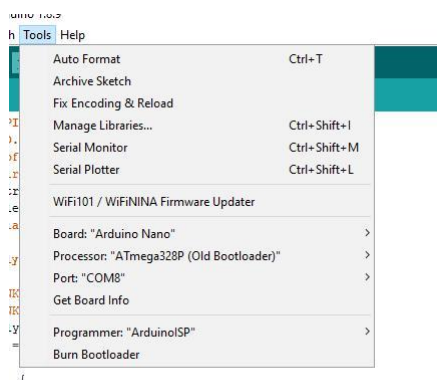


*Σχήμα 67: Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στην μπλούζα*

### 3.1.3 Εμφάνιση του σήματος ΗΚΓ με χρήση του Arduino IDE

#### Σύνδεση μέσω USB

Η συσκευή που δημιουργήθηκε συνδέεται μέσω της θύρας USB με τον υπολογιστή. Στην εφαρμογή Arduino IDE επιλέγεται Tools→Board→Arduino Nano και Tools→Processor→"ATmega328P (Old Bootloader)", καθώς και το κατάλληλο Port που εμφανίζεται για την επικοινωνία μέσω USB (π.χ. Tools →Port→COM8), όπως φαίνεται παρακάτω:



Σχήμα 68: Η επιλογή των κατάλληλων παραμέτρων στο περιβάλλον Arduino IDE

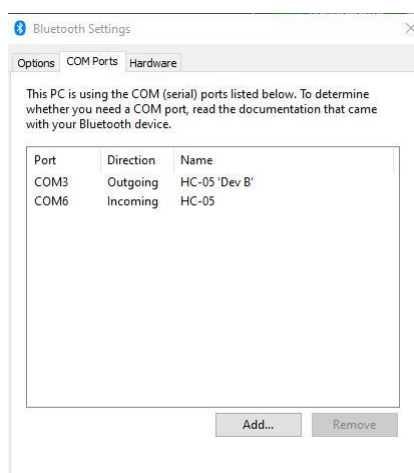


Σχήμα 69: Το λαμβανόμενο ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο

Με το Upload, ο κώδικας αποστέλλεται στο Arduino Nano πατώντας το βέλος πάνω δεξιά και μετά, για την εμφάνιση του σήματος ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο, χρησιμοποιείται η επιλογή Tools→Serial Plotter και εμφανίζεται το λαμβανόμενο σήμα ΗΚΓ.

## Σύνδεση μέσω Bluetooth

Αρχικά, πρέπει να ενεργοποιηθεί το Bluetooth του υπολογιστή και ο διακόπτης της συσκευής που δημιουργήθηκε. Στην εφαρμογή Arduino IDE επιλέγεται Tools →Board→Arduino Nano και Tools→Processor→"ATmega328P (Old Bootloader)" καθώς και το κατάλληλο Port που εμφανίζεται για την επικοινωνία μέσω Bluetooth (π.χ, Tools →Port→COM3). Για να εντοπιστεί η κατάλληλη θύρα, μπορεί να ελεγχθούν τα διαθέσιμα COM Ports στις ρυθμίσεις του Bluetooth. Εκεί θα υπάρχουν δύο COM Ports, ένα Outgoing και ένα Incoming, όπως φαίνεται στο Σχήμα 70. Απαιτείται η χρήση του Outgoing COM Port, δηλαδή σε αυτήν την περίπτωση το COM3.



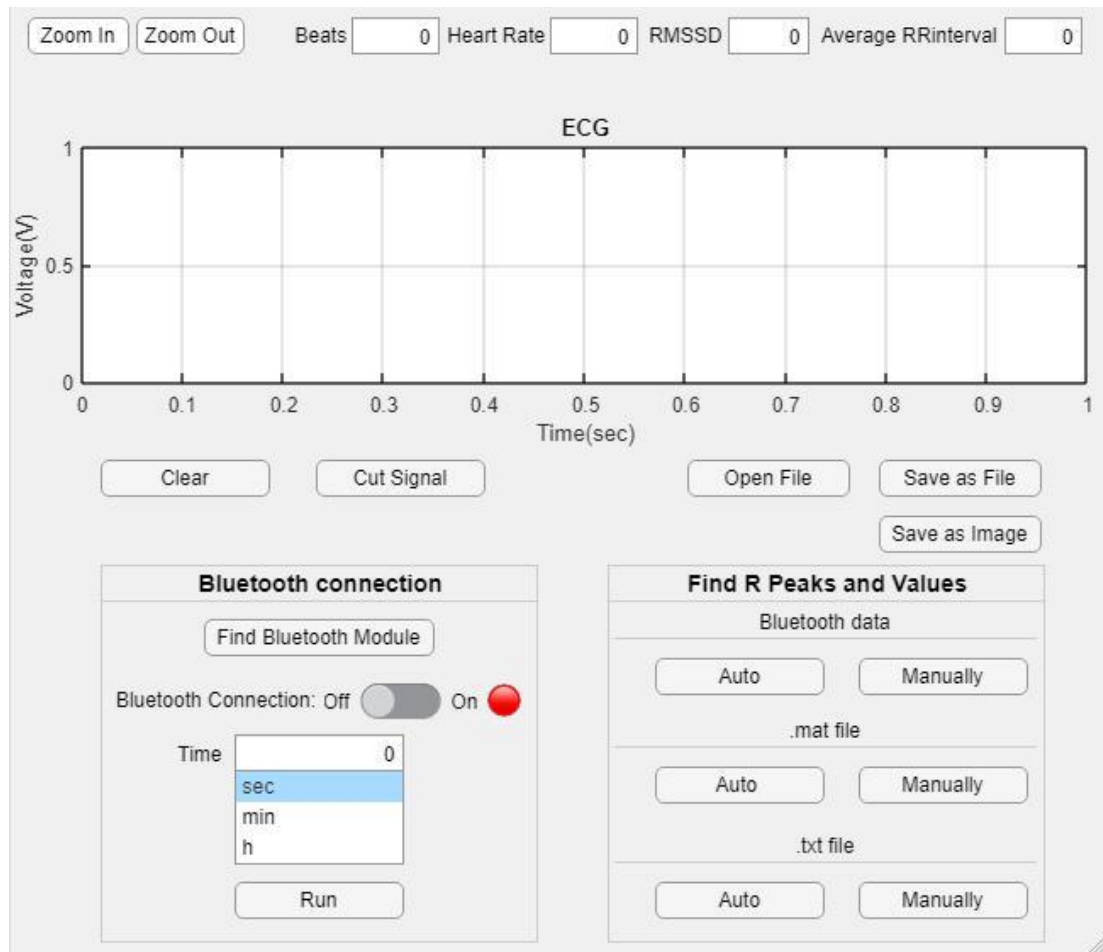
Σχήμα 70: Τα διαθέσιμα COM Ports

Τέλος, για την εμφάνιση του σήματος ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο επιλέγεται Tools→Serial Plotter και εμφανίζεται το σήμα ΗΚΓ.

### **3.1.4 Δημιουργία εφαρμογής Desktop με τη χρήση του MATLAB App Designer**

Παρακάτω φαίνεται η εφαρμογή Desktop που δημιουργήθηκε με τη χρήση του MATLAB App Designer, ένα περιβάλλον σχεδίασης εφαρμογών με χρήση της γλώσσας προγραμματισμού Matlab. Δεν απαιτείται η ύπαρξη Matlab στον υπολογιστή, προκειμένου να λειτουργήσει αυτή η εφαρμογή.

Η προτεινόμενη εφαρμογή θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί από καρδιολόγους και να αποτελεί χρήσιμο εργαλείο για την επεξεργασία των σημάτων ΗΚΓ και την εξαγωγή χρήσιμων πληροφοριών για την καρδιακή λειτουργία των ασθενών.



Σχήμα 71: Η εφαρμογή που δημιουργήθηκε

Συγκεκριμένα, η λειτουργία κάθε πλήκτρου της εφαρμογής είναι η εξής:

- **Zoom In:** Ο χρήστης μπορεί να εστιάσει στο κομμάτι του ΗΚΓ που εμφανίζεται στο διάγραμμα.
- **Zoom Out:** Ο χρήστης μπορεί να επαναφέρει το ΗΚΓ στην αρχική μορφή πριν την εστίαση.
- **Beats:** Εμφανίζεται ο αριθμός των χτύπων της καρδιάς, που υπολογίζεται από το ΗΚΓ στο διάγραμμα. Η τιμή των Beats είναι ίση με τον αριθμό των κορυφών R του ΗΚΓ και υπολογίζεται στο Matlab με την εντολή  $beats = \text{numel}(R)$ , όπου το R υπολογίζεται είτε με τη μέθοδο κατωφλιού (κουμπί Auto) είτε με την επιλογή των κορυφών από τον ίδιο το χρήστη (κουμπί Manually).
- **Heart Rate:** Εμφανίζεται ο μέσος καρδιακός ρυθμός, που υπολογίζεται από το ΗΚΓ στο διάγραμμα. Υπολογίζεται με την εξίσωση  $HR = 60 * \text{beats} / \text{dur}$ , όπου dur η χρονική διάρκεια του ΗΚΓ και beats ο αριθμός των χτύπων της καρδιάς σε αυτό το διάστημα.



- **RMSSD:** Εμφανίζεται η τιμή του δείκτη RMSSD, που αποτελεί μέτρηση της μεταβλητότητας του καρδιακού ρυθμού HRV. Ο υπολογισμός του αναλύθηκε στο Κεφάλαιο 1.2.3.
- **Average RRinterval:** Εμφανίζεται η μέση τιμή των χρονικών διαστημάτων σε mseconds μεταξύ των κορυφών R του ΗΚΓ που υπάρχει στο διάγραμμα.
- **Διάγραμμα:** Εμφανίζεται η κυματομορφή του ΗΚΓ.
- **Clear:** Ο χρήστης μπορεί να διαγράψει τα δεδομένα που εμφανίζονται στο διάγραμμα. Εάν πατηθεί αυτό το κουμπί, τότε η σύνδεση μέσω Bluetooth θα πρέπει να ξεκινήσει πατώντας το κουμπί Find Bluetooth Module.
- **Cut Signal:** Ο χρήστης μπορεί να κόψει το σήμα και να κρατήσει το μέρος που τον ενδιαφέρει. Εμφανίζεται ένα παράθυρο με το αρχικό σήμα και ο χρήστης επιλέγει δύο σημεία, μεταξύ των οποίων βρίσκεται το επιθυμητό κομμάτι που επιθυμεί να κρατήσει.
- **Open File:** Ο χρήστης μπορεί να επιλέξει και να ανοίξει ένα αρχείο ΗΚΓ τύπου .txt ή .mat από τον υπολογιστή και να εμφανιστεί η αντίστοιχη κυματομορφή ΗΚΓ στο διάγραμμα.
- **Save as File:** Ο χρήστης μπορεί να αποθηκεύσει την κυματομορφή που εμφανίζεται στο διάγραμμα ως αρχείο τύπου .txt ή .mat.
- **Save as Image:** Ο χρήστης μπορεί να αποθηκεύσει την κυματομορφή που εμφανίζεται στο διάγραμμα ως εικόνα.
- **Bluetooth Connection:**
  - **Find Bluetooth Module:** Ο χρήστης το επιλέγει μία φορά στην αρχή για να ξεκινήσει η σύνδεση μέσω Bluetooth.
  - **Bluetooth Connection On/Off:** Ένδειξη εάν ο υπολογιστής είναι συνδεδεμένος με την φορητή συσκευή παρακολούθησης ΗΚΓ μέσω Bluetooth. Όταν πατηθεί για πρώτη φορά το κουμπί Find Bluetooth Module, η ένδειξη Bluetooth Connection μεταβαίνει από το Off στο On και η ένδειξη γίνεται πράσινη. Όταν τελειώσει η απαιτούμενη μέτρηση του ΗΚΓ μεταβαίνει από το On στο Off και η ένδειξη γίνεται κόκκινη. Εάν ο χρήστης θέλει να πραγματοποιήσει ξανά τη μέτρηση, θα πρέπει να μεταφέρει τον διακόπτη από το Off στο On και μετά να επιλέξει το χρονικό διάστημα της μέτρησης για να ξεκινήσει τη νέα μέτρηση, χωρίς να επιλέξει πάλι το κουμπί Find Bluetooth Module. Επιλέχθηκε αυτός ο τρόπος για τη σύνδεση μέσω Bluetooth, διότι

διαπιστώθηκε ότι είναι ο πιο γρήγορος για να επιτευχθεί επαναλαμβανόμενη μέτρηση ΗΚΓ μέσω Bluetooth χωρίς να παρουσιάζονται προβλήματα στη σύνδεση.

– **Time:** Ο χρήστης συμπληρώνει το κενό με τον επιθυμητό χρόνο που θα διαρκέσει η μέτρηση ΗΚΓ και επιλέγει τη μονάδα χρόνου (seconds(s), minutes(min), hours(h)).

– **Run:** Ξεκινάει η λήψη του ΗΚΓ και εμφανίζεται η κυματομορφή του ΗΚΓ στο διάγραμμα σε πραγματικό χρόνο. Όταν τελειώσει το χρονικό διάστημα που έχει θέσει ο χρήστης, εμφανίζεται ολόκληρη η κυματομορφή στο διάγραμμα.

- **Find R Peaks and Values:** Γίνεται επεξεργασία του σήματος ΗΚΓ για τον υπολογισμό του αριθμού των χτύπων της καρδιάς (beats), του καρδιακού ρυθμού (Heart Rate), του δείκτη RMSSD και της μέσης τιμής των χρονικών διαστημάτων μεταξύ των κορυφών R (Average RRinterval), τα οποία εμφανίζονται στα αντίστοιχα πλαίσια της εφαρμογής. Η επεξεργασία αυτή μπορεί να γίνει είτε αυτόματα (Auto) είτε χειροκίνητα (Manually) με επιλογή των κορυφών R από το χρήστη, ώστε μετά να γίνει ο υπολογισμός των τιμών beats, Heart Rate, RMSSD και Average RRinterval. Ο λόγος που δίνεται αυτή η επιλογή επεξεργασίας του σήματος είναι το ότι ο υπολογισμός των παραπάνω τιμών με τη μέθοδο Auto δεν είναι πάντα σωστός, ιδιαίτερα σε μεγάλα σήματα ΗΚΓ με διαταραχή της γραμμής βάσης τους λόγω κίνησης. Έτσι, με τη μέθοδο Manually εμφανίζεται ένα παράθυρο με το ίδιο σήμα ΗΚΓ και ο χρήστης επιλέγει τις κορυφές R ώστε να γίνει στη συνέχεια ο σωστός υπολογισμός των τιμών beats, Heart Rate, RMSSD και Average RRinterval. Αυτοί οι δύο τρόποι επεξεργασίας του σήματος είναι διαφορετικοί ανάλογα με τον τρόπο που έχει εμφανιστεί το σήμα ΗΚΓ, δηλαδή εάν έχει ληφθεί εκείνη τη στιγμή μέσω Bluetooth ή εάν έχει εμφανιστεί ύστερα από άνοιγμα αρχείου .mat ή .txt.

– Bluetooth data:

\***Auto:** Αυτόματη επεξεργασία του σήματος ΗΚΓ που έχει ληφθεί μέσω Bluetooth εκείνη τη στιγμή και εμφάνιση των τιμών beats, Heart Rate, RMSSD και Average RRinterval στα αντίστοιχα πλαίσια.

\***Manually:** Εμφανίζεται ένα παράθυρο με το ίδιο σήμα ΗΚΓ στην εφαρμογή, όπου ο χρήστης μπορεί να επιλέξει τις κορυφές R και ύστερα γίνεται υπολογισμός και εμφάνιση των τιμών beats, Heart Rate, RMSSD και Average RRinterval στα αντίστοιχα πλαίσια.

– .mat file:

\***Auto**: Αυτόματη επεξεργασία του σήματος ΗΚΓ που έχει εμφανιστεί με άνοιγμα αρχείου .mat και εμφάνιση των τιμών beats, Heart Rate, RMSSD και Average RRinterval στα αντίστοιχα πλαίσια.

\***Manually**: Εμφανίζεται ένα παράθυρο με το ίδιο σήμα ΗΚΓ στην εφαρμογή, όπου ο χρήστης μπορεί να επιλέξει τις κορυφές R και ύστερα γίνεται υπολογισμός και εμφάνιση των τιμών beats, Heart Rate, RMSSD και Average RRinterval στα αντίστοιχα πλαίσια.

– .txt file:

\***Auto**: Αυτόματη επεξεργασία του σήματος ΗΚΓ που έχει εμφανιστεί με άνοιγμα αρχείου .txt και εμφάνιση μόνο της τιμής beats στο αντίστοιχο πλαίσιο. Οι υπόλοιπες τιμές δεν μπορούν να υπολογιστούν, διότι στο αρχείο .txt που προέρχεται από την αποθήκευση του σήματος ΗΚΓ στην κάρτα microSD, δεν αποθηκεύεται ο χρόνος καταγραφής των δεδομένων, που είναι απαραίτητος για τον υπολογισμό των τιμών Heart Rate, RMSSD και Average RRinterval, αλλά μόνο η τάση.

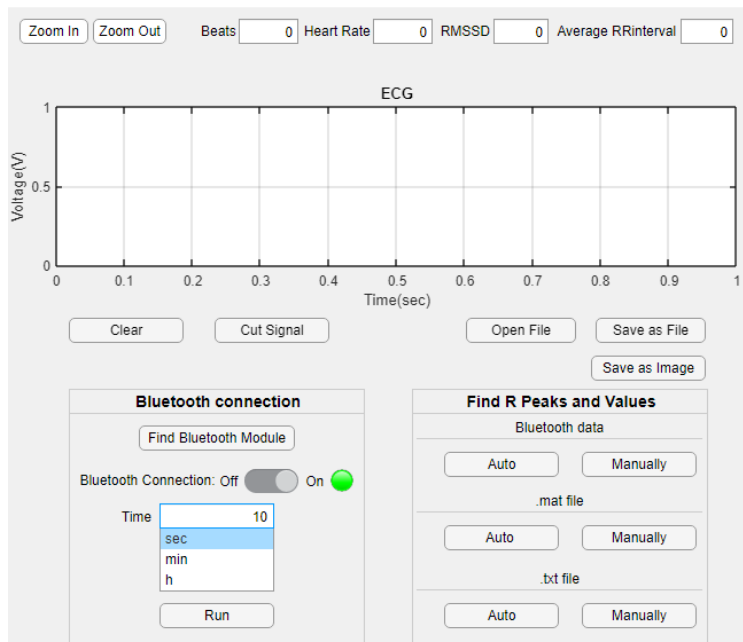
\***Manually**: Εμφανίζεται ένα παράθυρο με το ίδιο σήμα ΗΚΓ στην εφαρμογή, όπου ο χρήστης μπορεί να επιλέξει τις κορυφές R και ύστερα γίνεται υπολογισμός και εμφάνιση της τιμής beats στο αντίστοιχο πλαίσιο.

## 4 Χρήση του προτεινόμενου συστήματος και Παραδείγματα

### 4.1 Χρήση του προτεινόμενου συστήματος

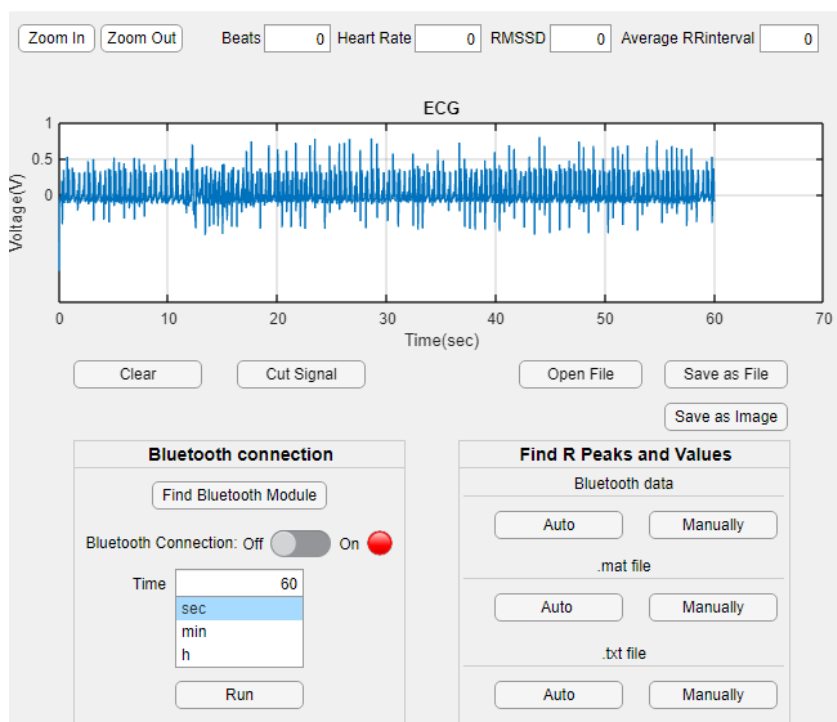
Αρχικά, τοποθετείται η μπλούζα στον χρήστη με όσο το δυνατόν καλύτερη εφαρμογή, ώστε να έχουν τα ηλεκτρόδια καλή επαφή με το δέρμα. Στη συνέχεια, ανοίγει το Bluetooth του υπολογιστή και ο διακόπτης του κουτιού που δημιουργήθηκε. Το σύστημα είναι έτοιμο για να πραγματοποιηθεί μέτρηση.

Ανοίγει η εφαρμογή Matlab που αναπτύχθηκε και επιλέγεται το κουμπί Find Bluetooth Module, ώστε να γίνει η σύνδεση μεταξύ του υπολογιστή και του κουτιού. Όταν ολοκληρωθεί η σύνδεση, η ένδειξη Bluetooth Connection μεταβαίνει από το Off στο On και η ένδειξη γίνεται πράσινη. Έπειτα, εισάγεται ο επιθυμητός χρόνος μέτρησης του ΗΚΓ και η αντίστοιχη μονάδα χρόνου. Με το κουμπί Run ξεκινάει η λήψη του σήματος.



Σχήμα 72: Η εφαρμογή είναι έτοιμη για τη λήψη του ΗΚΓ

Παρακάτω, φαίνεται το αποτέλεσμα από τη λήψη ενός σήματος για 60s ενώ έχει πατηθεί το πλήκτρο Auto κατά την περίπτωση Bluetooth data, καθώς αποτελεί σήμα που έχει ληφθεί εκείνη τη στιγμή μέσω Bluetooth και όχι από άνοιγμα αρχείου.



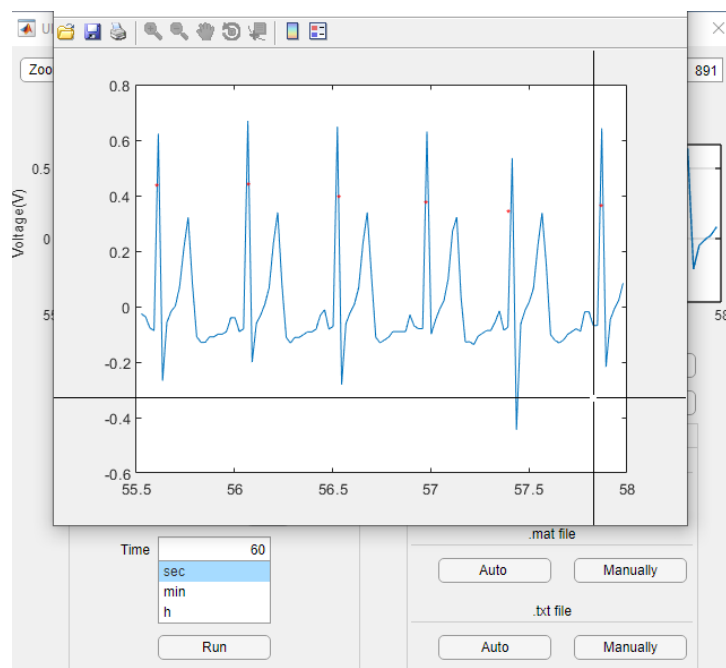
Σχήμα 73: Παράδειγμα λήψης σήματος ΗΚΓ και επεξεργασία μέσω του Auto

Επιπλέον, υπάρχει η επιλογή Cut Signal, με την οποία ο χρήστης μπορεί να επιλέξει ένα συγκεκριμένο κομμάτι του σήματος. Με αυτόν τον τρόπο, ο χρήστης μπορεί να απορρίψει κομμάτια του σήματος που έχουν διαταραχές και διακυμάνσεις λόγω θορύβου και κίνησης του ατόμου κατά τη διάρκεια της μέτρησης και να κρατήσει το κομμάτι που τον ενδιαφέρει. Συγκεκριμένα, πατώντας το κουμπί Cut Signal εμφανίζεται ένα παράθυρο με το αρχικό σήμα και ο χρήστης επιλέγει δύο σημεία, μεταξύ των οποίων θα βρίσκεται το επιθυμητό κομμάτι του σήματος που θέλει να κρατήσει. Στη συνέχεια, γίνεται επεξεργασία του σήματος με τη μέθοδο Auto και υπολογίζονται οι τιμές beats, Heart Rate, RMSSD και Average RRinterval, όπως φαίνεται παρακάτω για ένα μικρό κομμάτι του παραπάνω σήματος.



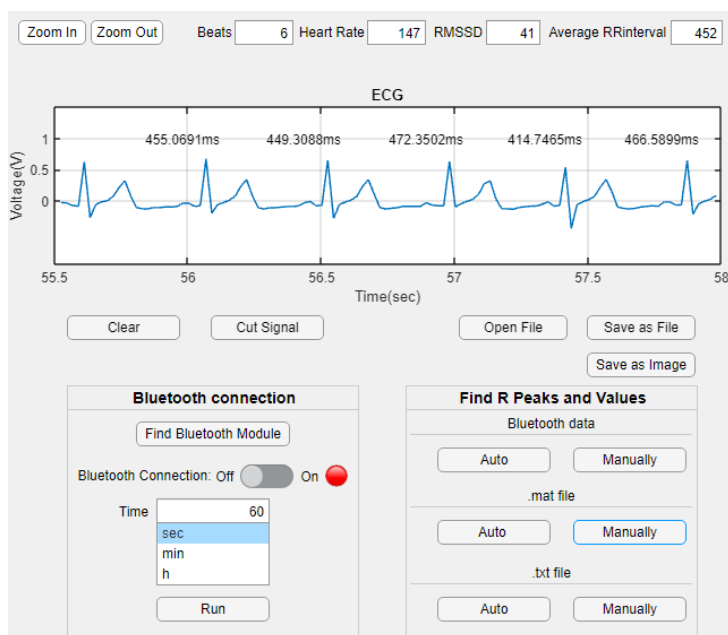
Σχήμα 74: Αφαίρεση τμήματος του σήματος και επεξεργασία μέσω του Auto

Στο Σχήμα 75 εφαρμόζεται η μέθοδος επεξεργασίας Manually, όπου εμφανίζεται ένα παράθυρο με το αρχικό σήμα και ο ίδιος ο χρήστης μπορεί να επιλέξει τους παλμούς (κορυφές R) στο σήμα. Στην επιλογή των σημείων έχει σημασία η συντεταγμένη  $x$  και όχι η  $y$ .



Σχήμα 75: Η επιλογή των κορυφών R του σήματος από το χρήστη

Παρακάτω, φαίνεται το αποτέλεσμα από τη μέθοδο επεξεργασίας Manually. Αναγράφεται, επίσης, και το χρονικό διάστημα μεταξύ των κορυφών R.



Σχήμα 76: Το αποτέλεσμα από τη μέθοδο επεξεργασίας Manually

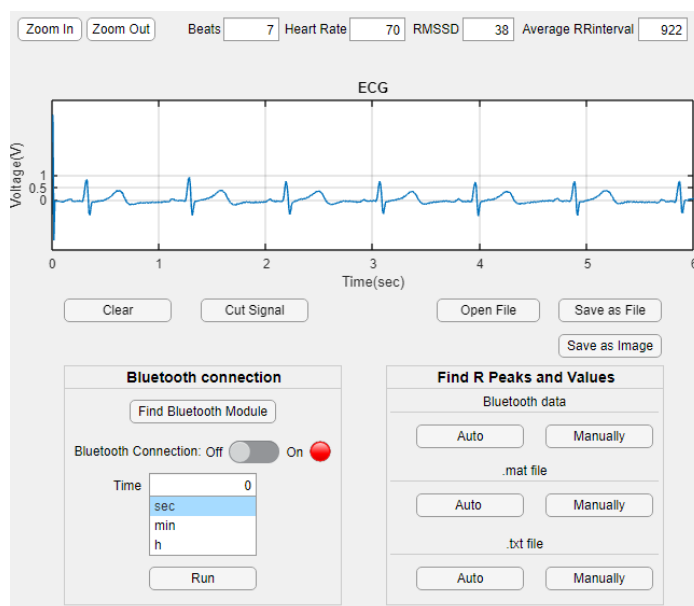
Παρατηρείται, λοιπόν, ότι η μέθοδος Manually έχει διαφορετικά και πιο ακριβή αποτελέσματα από τη μέθοδο Auto. Αυτό συμβαίνει, επειδή η μέθοδος Auto είναι πιο γενική και εξαρτάται από το σήμα, το οποίο εάν είναι μεγάλο και με διαταραχές, καθιστά πιο δύσκολη αυτή την επεξεργασία. Σε μικρότερα σήματα, όμως, έχει πολύ καλά αποτελέσματα. Η μέθοδος Manually είναι πιο εξειδικευμένη και συνήθως προκύπτουν πιο έγκυροι υπολογισμοί από την Auto.

Ο χρήστης μπορεί να αποθηκεύσει οποιοδήποτε σήμα ως αρχείο .mat ή .txt (συνιστάται το .mat) ή ως εικόνα. Μπορεί επίσης να ανοίξει οποιοδήποτε αρχείο .mat ή .txt στην εφαρμογή και να το επεξεργαστεί με την αντίστοιχη μέθοδο Auto ή Manually, όπως έγινε παραπάνω.

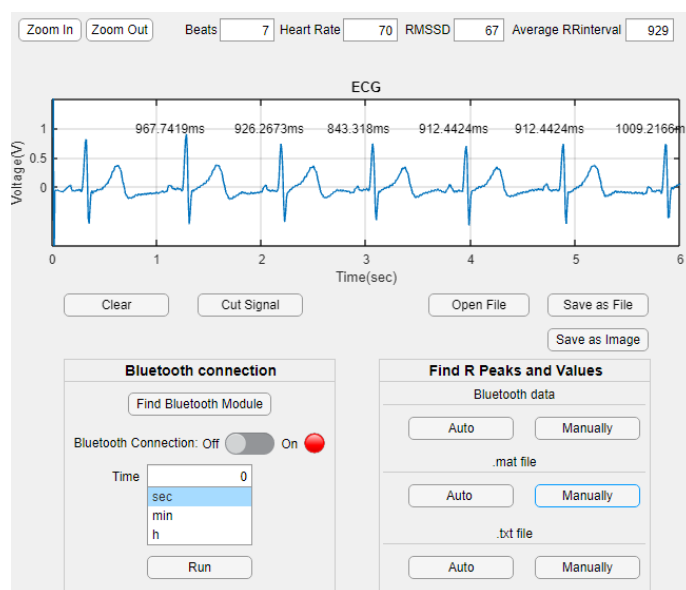
## 4.2 Άλλα παραδείγματα χρήσης του συστήματος

Παρακάτω παρουσιάζονται άλλα παραδείγματα σημάτων ΗΚΓ με το προτεινόμενο σύστημα.

Συγκεκριμένα, παρακάτω παρουσιάζεται ένα σήμα ΗΚΓ ύστερα από άνοιγμα αρχείου .mat και στα Σχήματα 77 και 78 φαίνεται το αποτέλεσμα της επεξεργασίας του με τη μέθοδο Auto και Manually αντίστοιχα.



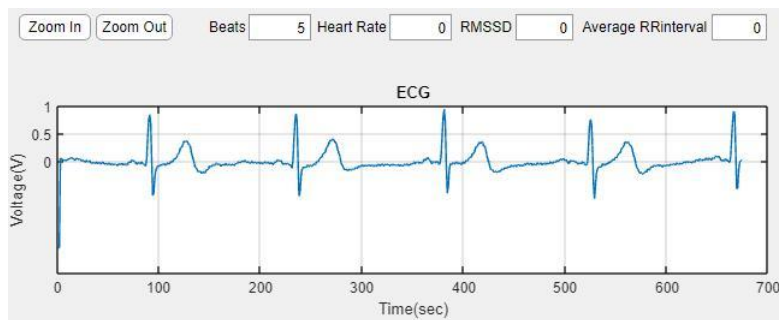
Σχήμα 77: Σήμα ΗΚΓ και επεξεργασία με τη μέθοδο Auto



Σχήμα 78: Σήμα ΗΚΓ και επεξεργασία με τη μέθοδο Manually



Τέλος, στο Σχήμα 79 παρουσιάζεται ένα σήμα ΗΚΓ ύστερα από άνοιγμα αρχείου .txt όπου φαίνεται η επεξεργασία του με τη μέθοδο Auto, η οποία εντοπίζει σωστά 5 παλμούς. Οι υπόλοιπες τιμές δεν αναγράφονται, διότι είναι αρχείο .txt και δεν υπάρχει αποθηκευμένο το χρονικό διάστημα λήψης του σήματος, το οποίο είναι απαραίτητο για τον υπολογισμό τους.



Σχήμα 79: Σήμα ΗΚΓ και επεξεργασία με τη μέθοδο Auto

# 5 Συμπεράσματα και Μελλοντική εργασία

## 5.1 Συμπεράσματα

Όπως φαίνεται από τα αποτελέσματα, είναι δυνατή η λήψη ΗΚΓ με το προτεινόμενο σύστημα. Τα ηλεκτρόδια από αγώγιμο ύφασμα, σε αντίθεση με τα συμβατικά ηλεκτρόδια με τζελ, είναι επαναχρησιμοποιούμενα, δεν προκαλούν δερματοπάθειες όπως μπορεί να προκαλέσει το τζελ και δεν απαιτείται η αφαίρεση τριχών για την τοποθέτησή τους, αλλά συνίσταται. Όμως, είναι απαραίτητη η πολύ καλή επαφή τους με το δέρμα, κάτι στο οποίο υπερισχύει η χρήση των συμβατικών ηλεκτροδίων, αλλά αυτό μπορεί να εξασφαλιστεί με τη σφιχτή τοποθέτηση της μπλούζας στο άτομο. Ακόμη, το άτομο πρέπει να είναι σε κατάσταση ηρεμίας και να μην κουνιέται, διότι σε διαφορετική περίπτωση το σήμα διαταράσσεται σημαντικά.

Επίσης, η φορητή συσκευή που δημιουργήθηκε είναι ελαφριά, μικρή σε μέγεθος και χαμηλού κόστους σε σύγκριση με τους ηλεκτροκαρδιογράφους που κυκλοφορούν στο εμπόριο. Δίνει τη δυνατότητα αποστολής του σήματος ΗΚΓ στον υπολογιστή μέσω Bluetooth ή USB. Ακόμη, μπορεί να τοποθετηθεί κάρτα microSD για αποθήκευση του σήματος για μεταγενέστερη ανάλυσή του με χρήση υπολογιστή.

Η εφαρμογή Matlab που αναπτύχθηκε, εμφανίζει και επεξεργάζεται επιτυχώς το λαμβανόμενο σήμα ΗΚΓ. Συγκεκριμένα, δίνεται η δυνατότητα για αποκοπή ανεπιθύμητου τμήματος του σήματος, που μπορεί να είναι θορυβώδες λόγω κίνησης του ατόμου ή κακής επαφής των ηλεκτροδίων με το δέρμα. Επίσης, μπορεί να γίνει επεξεργασία του σήματος και υπολογισμός του αριθμού των παλμών, του καρδιακού ρυθμού, του δείκτη RMSSD για τη μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού και του μέσου όρου των χρονικών διαστημάτων μεταξύ των κορυφών R. Ακόμη, το σήμα μπορεί να αποθηκευτεί είτε ως αρχείο δεδομένων είτε ως αρχείο εικόνας.

Συμπερασματικά, το προτεινόμενο σύστημα αποτελεί ένα ολοκληρωμένο σύστημα παρακολούθησης ΗΚΓ και μπορεί να χρησιμοποιηθεί από ιατρικό και μη, προσωπικό. Θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για κατ' οίκον παρακολούθηση της υγείας του

ατόμου, για παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας κατά τη διάρκεια του ύπνου και για μία πρώτη διάγνωση βασικών καρδιοπαθειών, όπως οι αρρυθμίες. Σε σύγκριση με τις εφαρμογές που παρουσιάστηκαν στο Κεφάλαιο 2, το σύστημα αυτό περιέχει πολλά στοιχεία που δεν υπάρχουν στις άλλες εφαρμογές, όπως η εφαρμογή Matlab και η χρήση Bluetooth και κάρτας microSD μαζί. Τέλος, έχει καλυφθεί επαρκώς το στάδιο της λήψης, αποστολής, επεξεργασίας, εμφάνισης και αποθήκευσης του σήματος ΗΚΓ.

## **5.2 Μελλοντική εργασία**

Θα μπορούσαν να διερευνηθούν διάφορες επεκτάσεις του συγκεκριμένου συστήματος. Μία από αυτές είναι η ανάπτυξη του κυκλώματος προκειμένου να μπορούν να χρησιμοποιηθούν περισσότερα ηλεκτρόδια, π.χ. 5, ώστε να είναι δυνατή η ανίχνευση και διάγνωση περισσότερων καρδιοπαθειών και θα μπορούσε έτσι να αντικατασταθεί το συμβατικό Holter για 24ωρη παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας.

Κατά τη διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής εργασίας, έγιναν προσπάθειες κατασκευής ηλεκτροδίων, που θα αποτελούνταν από συστοιχία αγώγιμων βελονών/αιχμηρών πολυμερών, για την ακόμη καλύτερη επαφή τους με το δέρμα στην περίπτωση ύπαρξης τριχών στο άτομο. Χρησιμοποιήθηκε, συγκεκριμένα, αγώγιμη κόλλα για την σταθεροποίησή τους, αλλά τα ηλεκτρόδια δεν παρέμειναν σταθερά. Έτσι, δημιουργήθηκαν τα ηλεκτρόδια που παρουσιάστηκαν παραπάνω στην εργασία. Θα μπορούσε να βρεθεί τρόπος δημιουργίας των προαναφερθέντων ηλεκτροδίων για καλύτερη επαφή με το δέρμα.

Τέλος, μπορεί να γίνει επέκταση του ηλεκτρονικού κυκλώματος για αποκοπή του θορύβου λόγω κινήσεων του ατόμου και να αναπτυχθεί μία αντίστοιχη εφαρμογή για κινητό, κάτι το οποίο δεν μπορεί να γίνει με χρήση Matlab.

# Παράρτημα Α'

## Ακρωνύμια και συντομογραφίες

**ΗΚΓ** Ηλεκτροκαρδιογράφημα

**HR** Heart Rate

**BPM** Beats Per Minute

# Παράρτημα Β'

## Κώδικας Arduino και Matlab

### Ο κώδικας Arduino

```
#include <SPI.h>
#include <SD.h>
#include <SoftwareSerial.h>
#include <Wire.h>
#include <string.h>
File dataFile;
SoftwareSerial MyBlue(3, 2); // RX | TX

void setup() {
  MyBlue.begin(9600);
  Serial.begin(9600);
  SD.begin(10);
  pinMode(5, INPUT);
  if (SD.begin())
  {
    Serial.println("SD card is ready to use");
  }
  else
  {
    Serial.println("SD card initialization failed");
  }
}

void loop() {
  if ((digitalRead(5) == 1) || (digitalRead(6) == 1))
  {
    Serial.println('!');
  }
  else
  {
    int value = analogRead(A6);
    float voltage = value * 0.00322;
    Serial.println(voltage);
    MyBlue.println(voltage);
    dataFile = SD.open("data txt", FILE_WRITE);
    if (dataFile)
    {
      dataFile.println(voltage);
      dataFile.close();
    }
    else
    {
      Serial.println("error opening data txt");
    }
  }
  delay(1);
}
```

## Ο κώδικας Matlab

```
classdef app2 < matlab.apps.AppBase

    % Properties that correspond to app components
    properties (Access = public)
        UIFigure          matlab.ui.Figure
        UIAxes             matlab.ui.control.UIAxes
        HeartRateLabel    matlab.ui.control.Label
        HeartRateEditField matlab.ui.control.NumericEditField
        BeatsLabel        matlab.ui.control.Label
        BeatsEditField    matlab.ui.control.NumericEditField
        ZoomInButton      matlab.ui.control.Button
        ZoomOutButton     matlab.ui.control.Button
        BluetoothconnectionPanel matlab.ui.container.Panel
        FindBluetoothModuleButton matlab.ui.control.Button
        BluetoothConnectionLabel matlab.ui.control.Label
        BluetoothConnectionSwitch matlab.ui.control.Switch
        RunButton          matlab.ui.control.Button
        ListBox            matlab.ui.control.ListBox
        TimeEditFieldLabel matlab.ui.control.Label
        TimeEditField     matlab.ui.control.NumericEditField
        Lamp_2            matlab.ui.control.Lamp
        RMSSDEditFieldLabel matlab.ui.control.Label
        RMSSDEditField    matlab.ui.control.NumericEditField
        AverageRRintervalEditFieldLabel matlab.ui.control.Label
        AverageRRintervalEditField
        matlab.ui.control.NumericEditField
        SaveasFileButton  matlab.ui.control.Button
        SaveasImageButton matlab.ui.control.Button
        FindRPeaksandValuesPanel_2 matlab.ui.container.Panel
        BluetoothdataPanel matlab.ui.container.Panel
        AutoButton        matlab.ui.control.Button
        ManuallyButton    matlab.ui.control.Button
        matfilePanel      matlab.ui.container.Panel
        ManuallyButton_2  matlab.ui.control.Button
        AutoButton_4      matlab.ui.control.Button
        txtfilePanel      matlab.ui.container.Panel
        AutoButton_3      matlab.ui.control.Button
        ManuallyButton_3  matlab.ui.control.Button
        OpenFileButton_2  matlab.ui.control.Button
        ClearButton       matlab.ui.control.Button
        CutSignalButton   matlab.ui.control.Button
    end

    methods (Access = private)

        % Button pushed function: RunButton
        function RunButtonPushed(app, event)
            global dur bt t x Fs corrected cor
```

```

clc

Fs=1000;
switch app.ListBox.Value
    case 'sec'

        app.TimeEditField.Value=app.TimeEditField.Value;
    case 'min'

app.TimeEditField.Value=app.TimeEditField.Value*60;

        case 'h'

app.TimeEditField.Value=app.TimeEditField.Value*3600;

end

app.UIAxes.cla;
cla(app.UIAxes)

s=bt;
%fopen(s);
fprintf(s, '*IDN?');

i = 1;
tic;
while toc<=app.TimeEditField.Value
    x(i) = str2double(fscanf(s));
    i = i + 1;
    index=find(isnan(x));
    x(index)=0;
    %t = 1:length(x);

    ti(i)=toc;
    plot(app.UIAxes,x)

    app.UIAxes.XLimMode = 'auto';
    app.UIAxes.YLimMode = 'auto';

    pause(0.000000000000000001)

end
fclose(bt);
app.BluetoothConnectionSwitch.Value='Off';
app.Lamp_2.Color='r';

dur=app.TimeEditField.Value;
t = linspace(ti(1),ti(end),length(x));
plot(app.UIAxes,t,x)
app.UIAxes.XLimMode = 'auto';
app.UIAxes.YLimMode = 'auto';
xnew=x;

```

```

fs=Fs;

% Remove lower frequencies
fresult=fft(xnew);
fresult(1 : round(length(fresult)*5/fs))=0;
fresult(end - round(length(fresult)*5/fs) : end)=0;
%corrected=real(ifft(fresult));
x=real(ifft(fresult));
corrected=real(ifft(fresult));
cor=x;
plot(app.UIAxes,t,corrected)

% [R,locsR]=
findpeaks(corrected,'MinPeakHeight',0.25,...
% 'MinPeakDistance',40);

end

% Value changed function: HeartRateEditField
function HeartRateEditFieldValueChanged(app, event)
value = app.HeartRateEditField.Value;
end

% Value changed function: BeatsEditField
function BeatsEditFieldValueChanged(app, event)
value = app.BeatsEditField.Value;
end

% Button pushed function: ZoomInButton
function ZoomInButtonPushed(app, event)
zoom(app.UIAxes, 'on')
end

% Button pushed function: ZoomOutButton
function ZoomOutButtonPushed(app, event)
zoom(app.UIAxes, 'off')
app.UIAxes.XLimMode = 'auto';
app.UIAxes.YLimMode = 'auto';
%app.UIAxes.YLimMode = 'manual';
%ylim(app.UIAxes, [-1 1.5]);

end

% Value changed function: ListBox
function ListBoxValueChanged(app, event)
value = app.ListBox.Value;
list.Items = {'sec','min','h'};
end

% Button pushed function: FindBluetoothModuleButton
function FindBluetoothModuleButtonPushed(app, event)
global bt
instrhwinfo('Bluetooth','HC-05');
bt = Bluetooth('HC-05', 1);
fopen(bt);
app.BluetoothConnectionSwitch.Value='On';

```



```

    app.Lamp_2.Color='g';
end

% Button pushed function: SaveasFileButton
function SaveasFileButtonPushed(app, event)
    global x Fs corrected ti filename t dur

    filter = {'*.mat'; '*.txt'; '*..*'};
    [filen, pathn] = uiputfile(filter);
    filename = fullfile(pathn, filen);
    [fPath, fName, fExt] = fileparts(filename);
    switch lower(fExt)
        case '.mat'
            save(filename, 'x', 't', 'Fs', 'dur');
            clear Fc Fs tic toc i s ;
        case '.txt'
            save(filename, 'x');
            clear Fc Fs tic toc i s ;
    end
end

% Value changed function: BluetoothConnectionSwitch
function BluetoothConnectionSwitchValueChanged(app, event)
    global bt
    value = app.BluetoothConnectionSwitch.Value;
    switch value
        case 'On'
            fopen(bt);
            app.Lamp_2.Color='g';

        case 'Off'
            fclose(bt);
            app.Lamp_2.Color='r';
    end

end

% Button pushed function: OpenFileButton_2
function OpenFileButtonPushed(app, event)
    global t ti x Fs filename xn s dur xm corrected

    [filename, stmpath] = uigetfile('*.txt', '*.mat');
    % [filename, stmpath] = uigetfile('*.mat');
    if isequal(filename, 0)
        disp('User selected Cancel');

    else
        [fPath, fName, fExt] = fileparts(filename);
        s = importdata(fullfile(stmpath, filename), '\t');

        switch lower(fExt)
            case '.mat'
                t = s.t;
                dur=s.dur;
                x = s.x;
                Fs = s.Fs;
        end
    end
end

```

```

        %t = t/Fs;
        plot(app.UIAxes,t,x);
        xnew=x;

        fs=1000;
        fresult=fft(xnew);
        fresult(1 : round(length(fresult)*5/fs))=0;
        fresult(end - round(length(fresult)*5/fs) :
end)=0;

        xm=real(ifft(fresult));
        corrected=real(ifft(fresult));

        plot(app.UIAxes,t,xm)
        app.UIAxes.XLimMode = 'auto';

        app.UIAxes.YLimMode = 'auto';

    case '.txt'
        x=s.';
        plot(app.UIAxes,x);
        xnew=x;

        fs=1000;
        fresult=fft(xnew);
        fresult(1 : round(length(fresult)*5/fs))=0;
        fresult(end - round(length(fresult)*5/fs) :
end)=0;

        xn=real(ifft(fresult));

        plot(app.UIAxes,xn)
        app.UIAxes.XLimMode = 'auto';
        app.UIAxes.YLimMode = 'auto';

    otherwise
        error('Unexpected file extension: %s', fExt);
    end
end

end

% Button pushed function: SaveasImageButton
function SaveasImageButtonPushed(app, event)
    fig = figure;
    fig.Visible = 'off';
    figAxes = axes(fig);
    % Copy all UIAxes children, take over axes limits and
aspect ratio.
    allChildren = app.UIAxes.XAxis.Parent.Children;
    copyobj(allChildren, figAxes)
    figAxes.XLim = app.UIAxes.XLim;
    figAxes.YLim = app.UIAxes.YLim;
    figAxes.ZLim = app.UIAxes.ZLim;
    figAxes.DataAspectRatio = app.UIAxes.DataAspectRatio;
    % Save as png and fig files.

```

```

    filter = {'*.png'; '*..*'};
    [filen, pathn] = uiputfile(filter);
    fileName = fullfile(pathn, filen);
    saveas(fig, fileName, 'png');
    %savefig(fig, fileName);
    % Delete the temporary figure.
    delete(fig);
end

% Value changed function: RMSSDEditField
function RMSSDEditFieldValueChanged(app, event)
    value = app.RMSSDEditField.Value;

end

% Value changed function: AverageRRintervalEditField
function AverageRRintervalEditFieldValueChanged(app,
event)
    value = app.AverageRRintervalEditField.Value;

end

% Button pushed function: ClearButton
function ClearButtonPushed(app, event)
    app.BeatsEditField.Value=0;
    app.HeartRateEditField.Value=0 ;
    app.RMSSDEditField.Value= 0;
    app.AverageRRintervalEditField.Value=0;
    app.UIAxes.cla;

    clc
    clear all
    close all

end

% Button pushed function: ManuallyButton
function ManuallyButtonPushed(app, event)
    global corrected t dur
    plot(app.UIAxes,t,corrected);
    fs=1000;
    figure
    plot(t,corrected)
    n = 0;
    while true
        [x, y, button] = ginput(1);
        if isempty(x) || button(1) ~= 1; break; end
        n = n+1;
        x_n(n) = x(1); % save all points you continue getting
        y_n(n) = y(1);
        hold on
        plot(x(1), y(1), 'r')
        h1 = text(x,y,'*', ...
            'HorizontalAlignment','center', ...
            'Color', [1 0 0], ...

```

```

        'FontSize',8);
    drawnow
end

%Beats
beats=numel(x_n);

%Heart Rate
locsR=x_n;
yR=y_n;

HR=60*beats/dur;

    %HRV and RR interval

dis=diff(locsR);
disn=dis.*1000;

ylim(app.UIAxes, [-1 1.5]);
plot(app.UIAxes,t,corrected);
for i=1:length(locsR)-1
    txt= [num2str(disn(i)), 'ms'];
    text(app.UIAxes, (locsR(i+1)+locsR(i))/2,1,txt)
end

sum=0;
for i=1:length(disn)-1
    diafora=(disn(i)-disn(i+1))^2;
    sum=diafora+sum;
end

meanRMSSD=(sum/(numel(disn)-1))^(1/2);
AverageRRint=mean(disn);

app.BeatsEditField.Value=beats;
app.HeartRateEditField.Value=HR;
app.RMSSDEditField.Value= meanRMSSD;
app.AverageRRintervalEditField.Value=AverageRRint;

end

% Button pushed function: AutoButton
function AutoButtonPushed(app, event)
    global corrected dur t

    fs=1000;
    [R,locsR]= findpeaks(corrected, 'MinPeakHeight',0.25,...
        'MinPeakDistance',40);

    %Beats
    beats=numel(R);

    %Heart Rate

```

```

dis=diff(locsR);

HR=60*beats/dur;

%HRV and RR interval
n=numel(corrected);
locs=locsR./((n/dur));
dis=diff(locs);
disn=dis.*1000;

%
% ylim(app.UIAxes, [-1 1.5]);
% plot(app.UIAxes,t,corrected);
% for i=1:length(locsR)-1
%     txt= [num2str(disn(i)), 'ms'];
%     text(app.UIAxes, (locsR(i+1)+locsR(i))/2,1,txt)
%
% end
sum=0;

for i=1:length(disn)-1
    diafora=(disn(i)-disn(i+1))^2;
    sum=diafora+sum;
end
meanRMSSD=(sum/(numel(disn)-1))^(1/2);
AverageRRint=mean(disn);

app.BeatsEditField.Value=beats;
app.HeartRateEditField.Value=HR ;
app.RMSSDEditField.Value= meanRMSSD;
app.AverageRRintervalEditField.Value=AverageRRint;

end

% Button pushed function: AutoButton_4
function AutoButton_4Pushed(app, event)
    global xm t dur corrected
    fs=1000;

    t = linspace(t(1),t(end),length(corrected));
    [R,locsR]= findpeaks(corrected,'MinPeakHeight',0.25,...
        'MinPeakDistance',40);

    %Beats
    beats=numel(R);

    %Heart Rate

    HR=(60*beats)/dur;

    %HRV and RR interval
    n=numel(corrected);
    locs=locsR./((n/dur));

```

```

dis=diff(locs);
disn=dis.*1000;

%
%     ylim(app.UIAxes, [-1 1.5]);
%     plot(app.UIAxes,t,corrected);
%
%
%     for i=1:length(locsR)-1
%         txt= [num2str(disn(i)), 'ms'];
%         text(app.UIAxes, (locsR(i+1)+locsR(i))/2,1,txt)
%
%     end

sum=0;
for i=1:length(disn)-1
    diafora=(disn(i)-disn(i+1))^2;
    sum=diafora+sum;
end
meanRMSSD=(sum/(numel(disn)-1))^(1/2);
AverageRRint=mean(disn);

app.BeatsEditField.Value=beats;
app.HeartRateEditField.Value=HR ;
app.RMSSDEditField.Value= meanRMSSD;
app.AverageRRintervalEditField.Value=AverageRRint;
end

% Value changed function: TimeEditField
function TimeEditFieldValueChanged(app, event)
    value = app.TimeEditField.Value;

end

% Button pushed function: AutoButton_3
function AutoButton_3Pushed(app, event)
    global xn
    fs=1000;
    corrected=xn;
    [R,locsR]= findpeaks(corrected,'MinPeakHeight',0.25,...
        'MinPeakDistance',40);

    %Beats
    beats=numel(R);
    app.BeatsEditField.Value=beats;
    app.HeartRateEditField.Value=0 ;
    app.RMSSDEditField.Value= 0;
    app.AverageRRintervalEditField.Value=0;

end

% Button pushed function: ManuallyButton_2
function ManuallyButton_2Pushed(app, event)
    global t dur corrected
    fs=1000;
    xm=corrected;
    plot(app.UIAxes,t,xm)

```

```

corrected=xm;
figure
plot(t,corrected)
n = 0;
while true
    [x, y, button] = ginput(1);
    if isempty(x) || button(1) ~= 1; break; end
    n = n+1;
    x_n(n) = x(1); % save all points you continue getting
    y_n(n) = y(1);
    hold on
    plot(x(1), y(1), 'r')
    h1 = text(x,y,'*', ...
        'HorizontalAlignment','center', ...
        'Color', [1 0 0], ...
        'FontSize',8);
    drawnow
end

%Beats
beats=numel(x_n);

%Heart Rate
locsR=x_n;
yR=y_n;

HR=60*beats/dur;

    %HRV and RR interval

dis=diff(locsR);
disn=dis.*1000;

ylim(app.UIAxes, [-1 1.5]);
plot(app.UIAxes,t,corrected);
for i=1:length(locsR)-1
    txt= [num2str(disn(i)), 'ms'];
    text(app.UIAxes, (locsR(i+1)+locsR(i))/2,1,txt)
end

sum=0;
for i=1:length(disn)-1
    diafora=(disn(i)-disn(i+1))^2;
    sum=diafora+sum;
end

meanRMSSD=(sum/(numel(disn)-1))^(1/2);
AverageRRint=mean(disn);

app.BeatsEditField.Value=beats;
app.HeartRateEditField.Value=HR;
app.RMSSDEditField.Value= meanRMSSD;

```

```

        app.AverageRRintervalEditField.Value=AverageRRint;
end

% Button pushed function: ManuallyButton_3
function ManuallyButton_3Pushed(app, event)
    global xn
    plot(app.UIAxes,xn)
    fs=1000;
    corrected=xn;
    figure
    plot(corrected)
    n = 0;
    while true
        [x, y, button] = ginput(1);
        if isempty(x) || button(1) ~= 1; break; end
        n = n+1;
        x_n(n) = x(1); % save all points you continue getting
        y_n(n) = y(1);
        hold on
        plot(x(1), y(1), 'r')
        h1 = text(x,y,'*', ...
            'HorizontalAlignment','center', ...
            'Color', [1 0 0], ...
            'FontSize',8);
        drawnow
    end

    %Beats
    beats=numel(x_n);

    app.BeatsEditField.Value=beats;
    app.HeartRateEditField.Value=0;
    app.RMSSDEditField.Value=0;
    app.AverageRRintervalEditField.Value=0;
end

% Button pushed function: CutSignalButton
function CutSignalButtonPushed(app, event)
    global t dur corrected
    cor=corrected;
    plot(app.UIAxes,t,cor)
    plot(t,cor)
    [tn,xn]=ginput(2);

    durn=tn(2)-tn(1);

    n=numel(cor);
    n1=fix(tn(1)*n/dur);
    n2=fix(tn(2)*n/dur);
    out=cor(n1:n2);
    nt=n1:n2;
    nt=nt./(n/dur);
    plot(app.UIAxes,nt,out)
    dur=durn;
    cor=out;
end

```



```

corrected=out;

t= linspace(nt(1),nt(end),length(out));

end
end

% App initialization and construction
methods (Access = private)

% Create UIFigure and components
function createComponents(app)

% Create UIFigure
app.UIFigure = uifigure;
app.UIFigure.Color = [0.9412 0.9412 0.9412];
app.UIFigure.Position = [100 100 651 564];
app.UIFigure.Name = 'UI Figure';

% Create UIAxes
app.UIAxes = uiaxes(app.UIFigure);
title(app.UIAxes, 'ECG')
xlabel(app.UIAxes, 'Time(sec)')
ylabel(app.UIAxes, 'Voltage(V)')
app.UIAxes.PlotBoxAspectRatio = [1 0.234335839598997
0.234335839598997];
app.UIAxes.Box = 'on';
app.UIAxes.YTick = [0 0.5 1];
app.UIAxes.XGrid = 'on';
app.UIAxes.YGrid = 'on';
app.UIAxes.Position = [1 293 643 232];

% Create HeartRateLabel
app.HeartRateLabel = uilabel(app.UIFigure);
app.HeartRateLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.HeartRateLabel.Position = [253 533 67 22];
app.HeartRateLabel.Text = 'Heart Rate ';

% Create HeartRateEditField
app.HeartRateEditField = uieditfield(app.UIFigure,
'numeric');
app.HeartRateEditField.ValueDisplayFormat = '%.0f';
app.HeartRateEditField.ValueChangedFcn =
createCallbackFcn(app, @HeartRateEditFieldValueChanged, true);
app.HeartRateEditField.Position = [319 533 52 22];

% Create BeatsLabel
app.BeatsLabel = uilabel(app.UIFigure);
app.BeatsLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.BeatsLabel.Position = [163 533 40 22];
app.BeatsLabel.Text = 'Beats ';

% Create BeatsEditField
app.BeatsEditField = uieditfield(app.UIFigure,
'numeric');

```

```

    app.BeatsEditField.ValueDisplayFormat = '%.0f';
    app.BeatsEditField.ValueChangedFcn =
createCallbackFcn(app, @BeatsEditFieldValueChanged, true);
    app.BeatsEditField.Position = [202 533 52 22];

    % Create ZoomInButton
    app.ZoomInButton = uibutton(app.UIFigure, 'push');
    app.ZoomInButton.ButtonPushedFcn =
createCallbackFcn(app, @ZoomInButtonPushed, true);
    app.ZoomInButton.BackgroundColor = [1 1 1];
    app.ZoomInButton.Position = [11 533 60 22];
    app.ZoomInButton.Text = 'Zoom In';

    % Create ZoomOutButton
    app.ZoomOutButton = uibutton(app.UIFigure, 'push');
    app.ZoomOutButton.ButtonPushedFcn =
createCallbackFcn(app, @ZoomOutButtonPushed, true);
    app.ZoomOutButton.BackgroundColor = [1 1 1];
    app.ZoomOutButton.Position = [75 533 64 22];
    app.ZoomOutButton.Text = 'Zoom Out';

    % Create BluetoothconnectionPanel
    app.BluetoothconnectionPanel = uipanel(app.UIFigure);
    app.BluetoothconnectionPanel.TitlePosition =
'centertop';
    app.BluetoothconnectionPanel.Title = 'Bluetooth
connection';
    app.BluetoothconnectionPanel.FontWeight = 'bold';
    app.BluetoothconnectionPanel.FontSize = 14;
    app.BluetoothconnectionPanel.Position = [54 9 258 223];

    % Create FindBluetoothModuleButton
    app.FindBluetoothModuleButton =
uibutton(app.BluetoothconnectionPanel, 'push');
    app.FindBluetoothModuleButton.ButtonPushedFcn =
createCallbackFcn(app, @FindBluetoothModuleButtonPushed,
true);
    app.FindBluetoothModuleButton.Position = [61 169 136
22];
    app.FindBluetoothModuleButton.Text = 'Find Bluetooth
Module';

    % Create BluetoothConnectionLabel
    app.BluetoothConnectionLabel =
uilabel(app.BluetoothconnectionPanel);
    app.BluetoothConnectionLabel.HorizontalAlignment =
'center';
    app.BluetoothConnectionLabel.Position = [7 132 123 22];
    app.BluetoothConnectionLabel.Text = 'Bluetooth
Connection: ';

    % Create BluetoothConnectionSwitch
    app.BluetoothConnectionSwitch =
uiswitch(app.BluetoothconnectionPanel, 'slider');

```

```

        app.BluetoothConnectionSwitch.ValueChangedFcn =
createCallbackFcn(app, @BluetoothConnectionSwitchValueChanged,
true);
    app.BluetoothConnectionSwitch.Position = [153 132 48
21];

    % Create RunButton
    app.RunButton = uibutton(app.BluetoothconnectionPanel,
'push');
    app.RunButton.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app,
@RunButtonPushed, true);
    app.RunButton.Position = [79 14 100 22];
    app.RunButton.Text = 'Run';

    % Create ListBox
    app.ListBox = uilistbox(app.BluetoothconnectionPanel);
    app.ListBox.Items = {'sec', 'min', 'h'};
    app.ListBox.ValueChangedFcn = createCallbackFcn(app,
@ListBoxValueChanged, true);
    app.ListBox.Position = [79 46 100 56];
    app.ListBox.Value = 'sec';

    % Create TimeEditFieldLabel
    app.TimeEditFieldLabel =
uilabel(app.BluetoothconnectionPanel);
    app.TimeEditFieldLabel.HorizontalAlignment = 'right';
    app.TimeEditFieldLabel.Position = [22 100 50 22];
    app.TimeEditFieldLabel.Text = 'Time';

    % Create TimeEditField
    app.TimeEditField =
uieditfield(app.BluetoothconnectionPanel, 'numeric');
    app.TimeEditField.ValueChangedFcn =
createCallbackFcn(app, @TimeEditFieldValueChanged, true);
    app.TimeEditField.Position = [79 101 100 22];

    % Create Lamp_2
    app.Lamp_2 = uilamp(app.BluetoothconnectionPanel);
    app.Lamp_2.Position = [228 133 20 20];
    app.Lamp_2.Color = [1 0 0];

    % Create RMSSDEditFieldLabel
    app.RMSSDEditFieldLabel = uilabel(app.UIFigure);
    app.RMSSDEditFieldLabel.HorizontalAlignment = 'right';
    app.RMSSDEditFieldLabel.Position = [372 533 49 22];
    app.RMSSDEditFieldLabel.Text = 'RMSSD';

    % Create RMSSDEditField
    app.RMSSDEditField = uieditfield(app.UIFigure,
'numeric');
    app.RMSSDEditField.RoundFractionalValues = 'on';
    app.RMSSDEditField.ValueDisplayFormat = '%.0f';
    app.RMSSDEditField.ValueChangedFcn =
createCallbackFcn(app, @RMSSDEditFieldValueChanged, true);
    app.RMSSDEditField.Position = [424 533 48 22];

```

```

    % Create AverageRRintervalEditFieldLabel
    app.AverageRRintervalEditFieldLabel =
uilabel(app.UIFigure);
    app.AverageRRintervalEditFieldLabel.HorizontalAlignment
= 'right';
    app.AverageRRintervalEditFieldLabel.Position = [475 533
108 22];
    app.AverageRRintervalEditFieldLabel.Text = 'Average
RRinterval';

    % Create AverageRRintervalEditField
    app.AverageRRintervalEditField =
uieditfield(app.UIFigure, 'numeric');
    app.AverageRRintervalEditField.RoundFractionalValues =
'on';
    app.AverageRRintervalEditField.ValueDisplayFormat =
'%.0f';
    app.AverageRRintervalEditField.ValueChangedFcn =
createCallbackFcn(app,
@AverageRRintervalEditFieldValueChanged, true);
    app.AverageRRintervalEditField.Position = [587 533 46
22];

    % Create SaveasFileButton
    app.SaveasFileButton = uibutton(app.UIFigure, 'push');
    app.SaveasFileButton.ButtonPushedFcn =
createCallbackFcn(app, @SaveasFileButtonPushed, true);
    app.SaveasFileButton.Position = [513 272 96 22];
    app.SaveasFileButton.Text = 'Save as File';

    % Create SaveasImageButton
    app.SaveasImageButton = uibutton(app.UIFigure, 'push');
    app.SaveasImageButton.ButtonPushedFcn =
createCallbackFcn(app, @SaveasImageButtonPushed, true);
    app.SaveasImageButton.Position = [513 239 96 22];
    app.SaveasImageButton.Text = 'Save as Image';

    % Create FindRPeaksandValuesPanel_2
    app.FindRPeaksandValuesPanel_2 = uipanel(app.UIFigure);
    app.FindRPeaksandValuesPanel_2.TitlePosition =
'centertop';
    app.FindRPeaksandValuesPanel_2.Title = 'Find R Peaks and
Values';
    app.FindRPeaksandValuesPanel_2.FontWeight = 'bold';
    app.FindRPeaksandValuesPanel_2.FontSize = 14;
    app.FindRPeaksandValuesPanel_2.Position = [353 9 258
223];

    % Create BluetoothdataPanel
    app.BluetoothdataPanel =
uipanel(app.FindRPeaksandValuesPanel_2);
    app.BluetoothdataPanel.BorderType = 'none';
    app.BluetoothdataPanel.TitlePosition = 'centertop';
    app.BluetoothdataPanel.Title = 'Bluetooth data';
    app.BluetoothdataPanel.Position = [4 133 249 65];

```

```

    % Create AutoButton
    app.AutoButton = uibutton(app.BluetoothdataPanel,
'push');
    app.AutoButton.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app,
@AutoButtonPushed, true);
    app.AutoButton.Position = [25 14 100 22];
    app.AutoButton.Text = 'Auto';

    % Create ManuallyButton
    app.ManuallyButton = uibutton(app.BluetoothdataPanel,
'push');
    app.ManuallyButton.ButtonPushedFcn =
createCallbackFcn(app, @ManuallyButtonPushed, true);
    app.ManuallyButton.Position = [145 14 100 22];
    app.ManuallyButton.Text = 'Manually';

    % Create matfilePanel
    app.matfilePanel =
uipanel(app.FindRPeaksandValuesPanel_2);
    app.matfilePanel.BorderType = 'none';
    app.matfilePanel.TitlePosition = 'centertop';
    app.matfilePanel.Title = '.mat file';
    app.matfilePanel.Position = [4 69 249 65];

    % Create ManuallyButton_2
    app.ManuallyButton_2 = uibutton(app.matfilePanel,
'push');
    app.ManuallyButton_2.ButtonPushedFcn =
createCallbackFcn(app, @ManuallyButton_2Pushed, true);
    app.ManuallyButton_2.Position = [145 14 100 22];
    app.ManuallyButton_2.Text = 'Manually';

    % Create AutoButton_4
    app.AutoButton_4 = uibutton(app.matfilePanel, 'push');
    app.AutoButton_4.ButtonPushedFcn =
createCallbackFcn(app, @AutoButton_4Pushed, true);
    app.AutoButton_4.Position = [25 14 100 22];
    app.AutoButton_4.Text = 'Auto ';

    % Create txtfilePanel
    app.txtfilePanel =
uipanel(app.FindRPeaksandValuesPanel_2);
    app.txtfilePanel.BorderType = 'none';
    app.txtfilePanel.TitlePosition = 'centertop';
    app.txtfilePanel.Title = '.txt file';
    app.txtfilePanel.Position = [4 1 249 65];

    % Create AutoButton_3
    app.AutoButton_3 = uibutton(app.txtfilePanel, 'push');
    app.AutoButton_3.ButtonPushedFcn =
createCallbackFcn(app, @AutoButton_3Pushed, true);
    app.AutoButton_3.Position = [25 14 100 22];
    app.AutoButton_3.Text = 'Auto';

    % Create ManuallyButton_3

```

```

        app.ManuallyButton_3 = uibutton(app.txtfilePanel,
'push');
        app.ManuallyButton_3.ButtonPushedFcn =
createCallbackFcn(app, @ManuallyButton_3Pushed, true);
        app.ManuallyButton_3.Position = [145 14 100 22];
        app.ManuallyButton_3.Text = 'Manually';

        % Create OpenFileDialogButton_2
        app.OpenFileButton_2 = uibutton(app.UIFigure, 'push');
        app.OpenFileButton_2.ButtonPushedFcn =
createCallbackFcn(app, @OpenFileButtonPushed, true);
        app.OpenFileButton_2.Position = [400 272 96 22];
        app.OpenFileButton_2.Text = 'Open File';

        % Create ClearButton
        app.ClearButton = uibutton(app.UIFigure, 'push');
        app.ClearButton.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app,
@ClearButtonPushed, true);
        app.ClearButton.Position = [54 272 100 22];
        app.ClearButton.Text = 'Clear';

        % Create CutSignalButton
        app.CutSignalButton = uibutton(app.UIFigure, 'push');
        app.CutSignalButton.ButtonPushedFcn =
createCallbackFcn(app, @CutSignalButtonPushed, true);
        app.CutSignalButton.Position = [181 272 100 22];
        app.CutSignalButton.Text = 'Cut Signal';
    end
end

methods (Access = public)

    % Construct app
    function app = app2

        % Create and configure components
        createComponents(app)

        % Register the app with App Designer
        registerApp(app, app.UIFigure)

        if nargin == 0
            clear app
        end
    end
end

    % Code that executes before app deletion
    function delete(app)

        % Delete UIFigure when app is deleted
        delete(app.UIFigure)
    end
end
end
end

```



## Βιβλιογραφία

- [1] Δ. Κουτσούρης, Σ. Παυλόπουλος, and Α. Πρέντζα, *Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων*. ΕΚΔΟΣΕΙΣ ΤΖΙΟΛΑ, 2003.
- [2] “Οι θάλαμοι της καρδιάς.” [Online]. Available: <http://kikloforiko.weebly.com/h-kappaalpharhodeltaiotaalpha-kappaalphaiota-omicroniota-thetaalphalambdaalphamuomicroniota-tauepsilonmaf.html>.
- [3] Π. Αγγελίδης and Σ. Μπέλλου, “Βιοϊατρική τεχνολογία.” [Online]. Available: <https://docplayer.gr/11262017-Vioiatriki-tehnologia.html>.
- [4] Μ. ΤΖΑΦΛΙΔΟΥ, “ΒΙΟΗΛΕΚΤΡΙΣΜΟΣ Με Ιατρικό προσανατολισμό,” *Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων, Ιατρική Σχολή, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής*, 2009.
- [5] Γ. Καγκάδης *et al.*, “Οδηγοί Μελέτης Ιατρικής Φυσικής,” *Πανεπιστήμιο Πατρών, Τμήμα Ιατρικής*, 2012.
- [6] B. Farnsworth, “Heart Rate Variability – How to Analyze ECG Data.” [Online]. Available: <https://imotions.com/blog/heart-rate-variability/>.
- [7] “Ηλεκτροκαρδιογράφημα(ΗΚΓ).” [Online]. Available: <http://www.incardiology.gr/exetaseis/hkg.html>.
- [8] Θ. Ασλανίδης, “Ηλεκτροκαρδιοσκόπηση,” *Θέματα Αναισθησιολογίας και Εντατικής Ιατρικής*, pp. 97–112.
- [9] M. Cadogan, “ECG Lead positioning.” [Online]. Available: <https://litfl.com/ecg-lead-positioning/>.
- [10] “12 Lead ECG placement.” [Online]. Available: <https://www.pinterest.com/pin/563020390901672528/>.
- [11] R. R. Rajanna, S. Natarajan, and P. R. Vittal, “An IoT Wi-Fi Connected Sensor For Real Time Heart Rate Variability Monitoring,” *2018 IEEE 3rd Int. Conf. Circuits, Control. Commun. Comput. I4C 2018*, pp. 1–4, 2018, doi: 10.1109/CIMCA.2018.8739323.
- [12] Z. Abidin, P. Siwindarto, A. Muttaqin, and M. A. Muttaqin, “Portable Heart Beat Monitoring System Using Three-Lead Configuration,” *2018 Electr. Power, Electron. Commun. Control. Informatics Semin. EEECCIS 2018*, pp. 173–176, 2018, doi: 10.1109/EECCIS.2018.8692840.



- [13] Y. Yol, M. A. Ozdemir, and A. Akan, "Design of Real Time Cardiac Arrhythmia Detection Device," *2019 Med. Technol. Congr.*, pp. 1–4, 2019, doi: 10.1109/tiptekno.2019.8894964.
- [14] M. A. Yusof and Y. W. Hau, "Mini home-based vital sign monitor with android mobile application (myVitalGear)," *2018 IEEE EMBS Conf. Biomed. Eng. Sci. IECBES 2018 - Proc.*, pp. 150–155, 2019, doi: 10.1109/IECBES.2018.8626639.
- [15] P. Singh and A. Jasuja, "IoT based low-cost distant patient ECG monitoring system," *Proceeding - IEEE Int. Conf. Comput. Commun. Autom. ICCCA 2017*, vol. 2017–Janua, pp. 1330–1334, 2017, doi: 10.1109/CCAA.2017.8230003.
- [16] S. Sreekesh, A. Zala, G. K. Chavan, and N. Goveas, "Customizable Holter monitor using off-the-shelf components," *2016 Int. Conf. Adv. Comput. Commun. Informatics, ICACCI 2016*, pp. 2302–2306, 2016, doi: 10.1109/ICACCI.2016.7732396.
- [17] A. Mishra and M. Mohapatro, "An IoT framework for Bio-medical sensor data acquisition and machine learning for early detection," *Int. J. Adv. Technol. Eng. Explor.*, vol. 6, no. 54, pp. 112–125, 2019, doi: 10.19101/ijatee.2019.650027.
- [18] M. S. Mahamud, M. M. Islam, M. S. Rahman, and S. H. Suman, *CUSTODY: An IoT Based Patient Surveillance Device*, vol. 880. Springer International Publishing, 2019.
- [19] W. Li, H. Zhang, J. Wan, and Y. Li, "A wearable exercise heart rate detection device based on single-arm ECG," *BIBE 2018; Int. Conf. Biol. Inf. Biomed. Eng.*, pp. 1–4, 2018.
- [20] M. G. Srinivasa and P. S. Pandian, "Dry electrodes for bio-potential measurement in wearable systems," *RTEICT 2017 - 2nd IEEE Int. Conf. Recent Trends Electron. Inf. Commun. Technol. Proc.*, vol. 2018–Janua, pp. 270–276, 2017, doi: 10.1109/RTEICT.2017.8256600.
- [21] M. Peng, T. Wang, G. Hu, and H. Zhang, "A wearable heart rate belt for ambulant ECG monitoring," *2012 IEEE 14th Int. Conf. e-Health Networking, Appl. Serv. Heal. 2012*, pp. 371–374, 2012, doi: 10.1109/HealthCom.2012.6379440.
- [22] L. Gonzales *et al.*, "Textile sensor system for electrocardiogram monitoring," pp. 1–4, 2016, doi: 10.1109/vcacs.2015.7439568.

- [23] J. Antonio, G. Gnecci, A. De Jesús, V. Herrejón, and C. Téllez, "Advances in the Construction of ECG Wearable Sensor Technology : The ECG-ITM-05 eHealth Data Acquisition System," pp. 338–342, 2012, doi: 10.1109/CERMA.2012.60.
- [24] M. G. Srinivasa and P. S. Pandian, "Wireless wearable remote physiological signals monitoring system," *2016 Int. Conf. Circuits, Control. Commun. Comput. I4C 2016*, pp. 1–5, 2017, doi: 10.1109/CIMCA.2016.8053275.
- [25] "Arduino Nano." [Online]. Available: <https://grobotronics.com/arduino-nano-a000005.html?sl=el>.
- [26] "SparkFun Πλακέτα Παρακολούθησης Καρδιακών Παλμών - AD8232." .
- [27] A. D. Inc, "Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End," p. 28, 2018.
- [28] "Micro SD Storage Board." .
- [29] "Bluetooth Module for Arduino - HC05." [Online]. Available: <https://grobotronics.com/bluetooth-module-for-arduino-hc05.html>.
- [30] "AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide." [Online]. Available: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide/all>.