



Πανεπιστήμιο Πειραιώς – Τμήμα Πληροφορικής
Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών
«Πληροφορική»

Μεταπτυχιακή Διατριβή

Τίτλος Διατριβής	Εφαρμογή τηλεϊατρικής σε Android για λήψη και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων με τη χρήση Arduino Android telemedicine application for receiving and sending diagnostics using Arduino
Όνοματεπώνυμο Φοιτητή	Κούσης Χρήστος
Πατρώνυμο	Αθανάσιος
Αριθμός Μητρώου	ΜΠΠΛ 18035
Επιβλέπων	Αλέπης Ευθύμιος, Αναπληρωτής Καθηγητής

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

(υπογραφή)

(υπογραφή)

(υπογραφή)

Ευθύμιος Αλέπης
Αναπληρωτής Καθηγητής

Μαρία Βίρβου,
Καθηγήτρια

Κωνσταντίνος Πατσάκης,
Αναπληρωτής Καθηγητής

Περίληψη

Ο τομέας της υγείας ένα πεδίο ιδιαίτερο γόνιμο για την ανάπτυξη και εφαρμογή νέων αλλά και των ήδη υπαρχόντων τεχνολογιών. Μια από τις τεχνολογίες αυτές είναι και η τηλεϊατρική, η οποία σκοπεύει στην ταχύτερη ανίχνευση επειγόντων περιστατικών κυρίως σε απομακρυσμένες περιοχές, στην μείωση του χρόνου που απαιτείται για μια διάγνωση και γενικώς στην επίτευξη παροχής καλύτερων υπηρεσιών υγείας προς τους πολίτες.

Σκοπός αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η ανάπτυξη μιας εφαρμογής τηλεϊατρικής για τη συλλογή και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων ασθενών στον προσωπικό τους ιατρό. Τα δεδομένα συλλέγονται μέσω ενός μικροελεγκτή με τη χρήση αισθητήρων και αποστέλλονται μέσω Bluetooth σε συσκευή Android. Συγκεκριμένα έγινε μελέτη του τρόπου λειτουργίας της καρδιάς και έγινε καταγραφή των καρδιακών σημάτων (ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG)). Επίσης μελετήθηκε ο κορεσμός οξυγόνου στο αίμα (spO_2) και έγινε καταγραφή του μέσω της εφαρμογής. Οι αισθητήρες που χρησιμοποιήθηκαν είναι ο AD8232 για την λήψη του καρδιογραφήματος και ο MAX30100 για την μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα. Τα δεδομένα συλλέγονται από μια πλακέτα Arduino Uno και αποστέλλονται στην συσκευή Android με τη χρήση του HC-05 Bluetooth module. Ο τρόπος της λειτουργίας θα περιγραφεί από την πλευρά του υλικού και του λογισμικού.

Abstract

The health sector is a particularly fertile field for the development and application of new and existing technologies. One of these technologies is telemedicine, which aims to speed up the detection of emergencies, especially in remote areas, to reduce the time required for a diagnosis and generally to achieve better health services to citizens.

The purpose of this thesis is to develop a telemedicine application for collecting and sending patient diagnostic data to their personal physician. The data is collected through a microcontroller using sensors and sent via Bluetooth to an android device. Specifically, the heart function was studied and the cardiac signals were recorded (electrocardiogram (ECG)). Blood oxygen saturation (spO₂) was also studied and recorded through the application. The sensors used are AD8232 to take the cardiogram and MAX30100 to measure oxygen saturation in the blood. The data is collected from an Arduino Uno board and sent to the android device using the HC-05 Bluetooth module. The mode of operation will be described in terms of hardware and software.

Περιεχόμενα

Περίληψη	2
Abstract	3
Εισαγωγή	8
Κεφάλαιο 1 - Η Κάρδια	9
1.1 Ηλεκτροκαρδιογράφημα.....	10
1.2 Ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί	11
1.3 Ανάλυση αξόνων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος	11
1.4 Ροή ηλεκτρισμού στην καρδιά.....	12
1.5 Ερμηνεία ηλεκτροκαρδιογραφήματος	13
1.6 Φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα	13
1.7 Απαγωγές ηλεκτροκαρδιογράφου	15
1.7.1 Το τρίγωνο και ο νόμος του Einthoven	15
1.7.2 Διπολικές απαγωγές άκρων	16
1.7.3 Ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές άκρων.....	16
1.7.4 Προκάρδιες απαγωγές	18
Κεφάλαιο 2 - Κορεσμός Οξυγόνου	18
2.1 Μέτρηση Κορεσμού Οξυγόνου	18
2.2 Αρχές Λειτουργίας.....	20
2.3 Αξιοπιστία της μέτρησης	20
2.4 Διάφοροι τύποι ακροδεκτών	21
2.5 Παράγοντες που μπορούν να επηρεάσουν τα αποτελέσματα της μέτρησης.....	21
2.6 Ποιες είναι τα φυσιολογικά επίπεδα οξυγόνου στο αίμα;	21
2.8 Κορεσμός οξυγόνου και κορωνοϊός	22
Κεφάλαιο 3 - Android	22
3.1 Ιστορία του Android.....	22
3.2 Αρχιτεκτονική του Android	24
Κεφάλαιο 4 - Arduino	26
4.1 Ιστορία του Arduino.....	26
4.2 Χαρακτηριστικά του Arduino	27
Κεφάλαιο 5 - Προγράμματα & Εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν	28
5.1 Android Studio.....	28

5.1.1 Γενικά Χαρακτηριστικά	29
5.1.2 Το γραφικό περιβάλλον του Android Studio.....	30
5.2 <i>Arduino IDE</i>	34
5.2.1 Το γραφικό περιβάλλον του Arduino IDE	34
Κεφάλαιο 6 - Πρωτόκολλα Επικοινωνίας μεταξύ συσκευών.....	35
6.1 <i>Πρωτόκολλο επικοινωνίας I2C</i>	36
6.1.1 Τρόπος λειτουργίας πρωτοκόλλου	37
6.2 <i>Πρωτόκολλο επικοινωνίας UART</i>	38
6.2.1 Σύνδεση Συσκευών.....	38
6.2.2 Baud Rate (Ρυθμός μετάδοσης συμβόλων).....	38
6.2.3 Πλαίσιο δεδομένων	39
6.3 <i>Πρωτόκολλο επικοινωνίας SPI</i>	40
6.3.1 Λειτουργία SPI πρωτοκόλλου	41
Κεφάλαιο 7 - Αισθητήρες που χρησιμοποιήθηκαν	43
7.1 <i>AD8232 – Αισθητήρας Καρδιακού παλμού</i>	43
7.2 <i>MAX30100 – Αισθητήρας Κορεσμού Οξυγόνου στο αίμα</i>	44
7.3 <i>HC-05 – Bluetooth Module</i>	46
Κεφάλαιο 8 - Συνδεσμολογία Συσκευών.....	47
Κεφάλαιο 9 - Λειτουργία Εφαρμογής	52
<i>Παρουσίαση της εφαρμογής από την πλευρά του απλού χρήστη</i>	53
<i>Παρουσίαση της εφαρμογής από την πλευρά του Ιατρού</i>	62
Κεφάλαιο 10 - Συμπεράσματα και μελλοντικές βελτιώσεις.....	65
10.1 <i>Συμπεράσματα</i>	65
10.2 <i>Μελλοντικές βελτιώσεις</i>	65
Βιβλιογραφία	66

Ευρετήριο Εικόνων

Εικόνα 1. Τα κύρια μέρη της ανθρώπινης καρδιάς	9
Εικόνα 2. Ηλεκτροκαρδιογράφος	10
Εικόνα 3. Ηλεκτροκαρδιογράφος	10
Εικόνα 4. ΗΚΓ συμπλέγματα και διαστήματα	10
Εικόνα 5. Αλλαγή της ταχύτητας εγγραφής του ΗΚΓ	11
Εικόνα 6. Περιγραφή χαρτιού ηλεκτροκαρδιογράφου	12
Εικόνα 7. Στάδια ηλεκτρικού παλμού κατά μήκος της καρδιάς.....	12
Εικόνα 8. Στάδια ηλεκτρικού παλμού κατά μήκος της καρδιάς.....	12
Εικόνα 9. Σχηματική αναπαράστασή εκπόλωσης προς και μακριά από το θετικό ηλεκτρόδιο	13
Εικόνα 10. Σχηματική αναπαράστασή εκπόλωσης προς και μακριά από το θετικό ηλεκτρόδιο	13
Εικόνα 11. Περιγραφικό καρδιογράφημα, μιας εκτόνωσης ενός δυναμικού.	14
Εικόνα 12. Το τρίγωνο του Einthoven.....	15
Εικόνα 13. Ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές και αξονικό σύστημα αναφοράς.....	16
Εικόνα 14. Φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα 12 απαγωγών	17
Εικόνα 15. Κύκλος καρδιακών ανυσμάτων με μοίρες και απαγωγές.....	17
Εικόνα 16. Θέσεις τοποθέτησης προκάρδιων απαγωγών	18
Εικόνα 17. Σχηματική αναπαράσταση μη-οξυγονωμένης και οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης.....	19
Εικόνα 18. Μη-οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη	19
Εικόνα 19. Οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη κατά 75%	19
Εικόνα 20. Το λογότυπο του Android από το 2007 έως το 2014.	22
Εικόνα 21. Το λογότυπο του Android από το 2007 έως το 2014.	22
Εικόνα 22. Open Handset Alliance.....	23
Εικόνα 23. Αρχιτεκτονική του Android με αρκετά κύρια στοιχεία και τα υποστοιχεία τους	24
Εικόνα 24. Λογότυπο Arduino	26
Εικόνα 25. Λογότυπο Arduino	26
Εικόνα 26. Μερικές εκδόσεις Arduino	27
Εικόνα 27. Χαρακτηριστικά μερικών εκδόσεων Arduino.....	28
Εικόνα 28. Trademark of Android Studio 4.1	28
Εικόνα 29. Trademark of Android Studio 4.1	28
Εικόνα 30. Δημιουργία ή εισαγωγή project.....	31
Εικόνα 31. Επιλογή Template.....	31
Εικόνα 32. Κεντρική οθόνη Android Studio	32
Εικόνα 33. Xml Editor (Design Preview).....	33
Εικόνα 34. Android Studio Emulator	33
Εικόνα 35. Ιεραρχία εκτέλεσης κώδικα στο arduino.....	34
Εικόνα 36. Arduino IDE.....	35
Εικόνα 37. Υποδοχές συνδέσεις για UART, I2C και SPI σε Arduino UNO.....	35
Εικόνα 38. Διάλογος I2C.....	36
Εικόνα 39. Πλαίσιο μηνύματος στο πρωτόκολλο I2C	37
Εικόνα 40. Σύνδεση 2 συσκευών με UART	38
Εικόνα 41. Υπολογισμός Baud Rate.....	39

Εικόνα 42. Πλαίσιο δεδομένων UART	39
Εικόνα 43. Έλεγχος bits σε συγκεκριμένους χρόνους (πράσινα βέλη)	40
Εικόνα 44. Δειγματοληψία σύμφωνα με το ρολόι.....	41
Εικόνα 45. MISO, MOSI, SCK σηματοδότηση	42
Εικόνα 46. AD8232 Heart Rate Sensor	43
Εικόνα 47. AD8232 pinout	43
Εικόνα 48. Αισθητήρας MAX30100	44
Εικόνα 49. Αφαιρούμε αυτές τις 3 αντιστάσεις.....	44
Εικόνα 50. Τροποποίηση αισθητήρα χωρίς την αφαίρεση των αντιστάσεων	45
Εικόνα 51. HC-05 pinout.....	46
Εικόνα 52. Συνδεσμολογία συσκευών με το Arduino Uno	48
Εικόνα 53. Η συσκευή που δημιουργήθηκε(κάτοψη)	48
Εικόνα 54. Η συσκευή που δημιουργήθηκε(πλάγια όψη)	49
Εικόνα 55. Τοποθέτηση αισθητήρων σε ηλεκτρολογικό κουτί (ανοιχτό).....	50
Εικόνα 56. Ολοκληρωμένη συσκευή (κάτοψη με επεξήγηση των leds)	50
Εικόνα 57. Ολοκληρωμένη συσκευή (πλάγια όψη).....	51
Εικόνα 58. Ολοκληρωμένη συσκευή (σε λειτουργία)	51
Εικόνα 59. Οθόνη εκκίνησης εφαρμογής (λογότυπο)	52
Εικόνα 60. Ληφθέν ηλεκτροκαρδιογράφημα	60
Εικόνα 61. Μέτρηση κορεσμού οξυγόνου.....	60

Εισαγωγή

Η επιστήμη ανέκαθεν έψαχνε τρόπους για την διευκόλυνση της ζωής των ανθρώπων και για να το πετύχει αυτό χρειάζονται οι απαραίτητες πληροφορίες. Με την εξέλιξη των τηλεπικοινωνιακών μέσων και γενικότερα της τεχνολογίας η μετάδοση των πληροφοριών έχει γίνει ευκολότερη και όταν αναφερόμαστε σε ιατρικής φύσεων πληροφορίες τότε το θέμα γίνεται μείζονος σημασίας. Ανά τον κόσμο υπάρχουν περιοχές απομακρυσμένες από τα αστικά κέντρα με λίγους κατοίκους και πολλές φορές χωρίς ιατρική κάλυψη. Είναι σημαντικό οι κάτοικοι αυτών των περιοχών να μπορούν να έχουν πρόσβαση σε προσωποποιημένες ιατρικές συμβουλές με βάση το ιστορικό τους.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία γίνεται μια προσπάθεια να δημιουργηθεί μια συσκευή λήψης και μετάδοσης βιοσημάτων. Τα σήματα αυτά αφορούν την καταγραφή και μετάδοση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς αλλά και τον κορεσμό του οξυγόνου στο αίμα. Τα επιμέρους εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν είναι ευρέως διαδεδομένα και οικονομικά ώστε να μπορεί κάποιος να δημιουργήσει ένα διαγνωστικό εργαλείο για κάθε χρήση.

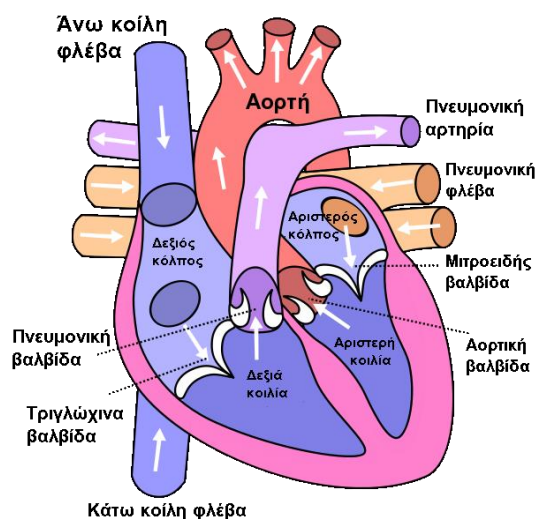
- Στο *πρώτο κεφάλαιο* αναλύεται αρχικά η λειτουργία της καρδιάς και η ροή του ηλεκτρισμού μέσα της. Στη συνέχεια γίνεται περιγραφή και ερμηνεία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος καθώς στις απαγωγές του ηλεκτροκαρδιογράφου.
- Στο *δεύτερο κεφάλαιο* θα αναφερθούμε στον κορεσμό οξυγόνου στο αίμα, θα δούμε τον τρόπο λειτουργίας του παλμικού οξύμετρου, ποιο παράγοντες επηρεάζουν τη συγκέντρωση του οξυγόνου και ποιες είναι οι φυσιολογικές τιμές.
- Στο *τρίτο κεφάλαιο* γίνεται αναφορά στο Android, στην αρχή στην ιστορία του και στη συνέχεια στην αρχιτεκτονική του και τα επιμέρους στοιχεία αυτής
- Στο *τέταρτο κεφάλαιο* γίνεται αναφορά στην ιστορία του Arduino και στα βασικά χαρακτηριστικά των διαφόρων πλακετών Arduino.
- Στο *πέμπτο κεφάλαιο* επεξηγούνται τα προγράμματα που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάπτυξη της συσκευής. Από την πλευρά του Android χρησιμοποιήθηκε το Android Studio και από την πλευρά του Arduino το Arduino IDE.
- Στο *έκτο κεφάλαιο* περιγράφονται τα πρωτόκολλα επικοινωνίας μεταξύ των συσκευών και αισθητήρων που χρησιμοποιήθηκαν καθώς και ο τρόπος λειτουργίας αυτών.
- Στο *έβδομο κεφάλαιο* γίνεται μια πιο λεπτομερής αναφορά στους αισθητήρες που χρησιμοποιήσαμε για την ανάπτυξη της συσκευής.
- Στο *όγδοο κεφάλαιο* βρίσκονται τα σχεδιαγράμματα συνδεσμολογίας καθώς και εικόνες από την ολοκληρωμένη συσκευή.
- Στο *ένατο κεφάλαιο* αναλύεται η λειτουργία της εφαρμογής που δημιουργήθηκε καθώς και παραδείγματα χρήσης
- Ο *επίλογος* περιλαμβάνει τελικά συμπεράσματα καθώς και μελλοντικές βελτιώσεις που μπορούν να γίνουν

Κεφάλαιο 1 - Η Κάρδια

Η καρδιά είναι ένα μυϊκό όργανο που λειτουργεί ακατάπαυστα καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής του οργανισμού και αντλεί αίμα μέσω των αγγείων του κυκλοφορικού συστήματος. Το αντλούμενο αίμα μεταφέρει οξυγόνο και θρεπτικές ουσίες στο σώμα, ενώ μεταφέρει μεταβολικά απόβλητα όπως διοξείδιο του άνθρακα στους πνεύμονες. Στους ανθρώπους, η καρδιά έχει περίπου το μέγεθος μιας κλειστής γροθιάς και βρίσκεται μεταξύ των πνευμόνων, στο μεσαίο διαμέρισμα του θώρακα.

Διαθέτει δύο κοιλίες στο κάτω μέρος (αριστερή και δεξιά) και δύο κόλπους στο επάνω μέρος (αριστερό και δεξιό) που συγκοινωνούν μέσω βαλβίδων. Σε μια υγιή καρδιά αίμα ρέει μονόδρομα μέσω της καρδιάς λόγω των καρδιακών βαλβίδων, οι οποίες εμποδίζουν την αντίστροφη ροή.

Η καρδιά χτυπάει με ρυθμό που καθορίζεται από μια ομάδα βηματοδοτικών κυττάρων. Αυτά δημιουργούν ένα ρεύμα που προκαλεί συστολή της καρδιάς, ταξιδεύοντας μέσω του κολποκοιλιακού κόμβου και κατά μήκος του συστήματος αγωγής της καρδιάς. Η καρδιά λαμβάνει αίμα χαμηλό σε οξυγόνο από τη συστηματική κυκλοφορία, το οποίο εισέρχεται στο δεξιό κόλπο από την ανώτερη και κατώτερη φλέβα και περνά στη δεξιά κοιλία. Από εδώ αντλείται στην πνευμονική κυκλοφορία, μέσω των πνευμόνων όπου οξυγονώνεται και αποβάλλει το διοξείδιο του άνθρακα. Το οξυγονωμένο αίμα στη συνέχεια επιστρέφει στον αριστερό κόλπο, περνά μέσω της αριστερής κοιλίας και αντλείται μέσω της αορτής στη συστηματική κυκλοφορία – όπου το οξυγόνο χρησιμοποιείται και μεταβολίζεται σε διοξείδιο του άνθρακα. Η καρδιά χτυπά με ρυθμό σε κατάσταση ανάπαυσης κοντά στους 72 παλμούς ανά λεπτό. Η άσκηση αυξάνει προσωρινά τον ρυθμό, αλλά μακροπρόθεσμα αυτό οδηγεί σε μείωση του ρυθμού σε κατάσταση ανάπαυσης, πράγμα που είναι κάλο για την υγεία της καρδιάς.



Εικόνα 1. Τα κύρια μέρη της ανθρώπινης καρδιάς

1.1 Ηλεκτροκαρδιογράφημα

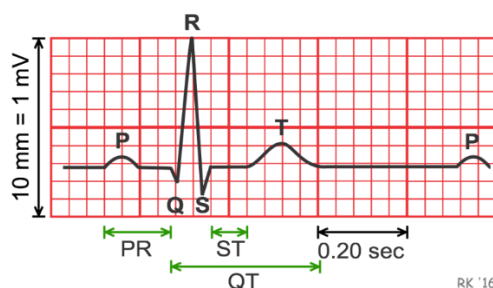
Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) είναι ένα ιατρικό τεστ που ανιχνεύει καρδιακές ανωμαλίες μετρώντας την ηλεκτρική δραστηριότητα που παράγεται από την καρδιά καθώς συστέλλεται. Το μηχάνημα που καταγράφει το ΗΚΓ του ασθενούς ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφος. Ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα του καρδιακού μυός και εμφανίζει αυτά τα δεδομένα ως ίχνος σε μια οθόνη ή σε χαρτί. Στη συνέχεια, αυτά τα δεδομένα ερμηνεύονται από ιατρό. Τα ΗΚΓ από υγιείς καρδιές έχουν χαρακτηριστικό σχήμα. Οποιαδήποτε ανωμαλία στον καρδιακό ρυθμό ή βλάβη στον καρδιακό μυ μπορεί να αλλάξει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς έτσι ώστε να αλλάξει το σχήμα του ΗΚΓ.



Εικόνα 2. Ηλεκτροκαρδιογράφος

Εικόνα 3. Ηλεκτροκαρδιογράφος

Η πρώτη καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς έγινε από τον Ολλανδό Φυσιολόγο Willem Einthoven το 1901 που εκχώρησε τα γράμματα P, Q, R, S και T στις παραμορφώσεις της θεωρητικής κυματομορφής που δημιούργησε χρησιμοποιώντας εξισώσεις που διόρθωσαν την πραγματική κυματομορφή που λαμβανόταν από το τριχοειδές ηλεκτρόμετρο για να αντισταθμίσει την ανακρίβεια αυτού του οργάνου. Τα αρχικά γράμματα P, Q, R, S, T που χρησιμοποίησε τότε ισχύουν έως σήμερα.



Εικόνα 4. ΗΚΓ συμπλέγματα και διαστήματα

1.2 Ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται από την κεφαλή του ηλεκτροκαρδιογράφου πάνω σε ένα ειδικό θερμογραφικό χαρτί το οποίο περιέχει πλέγμα με ανάλυση 1 χιλιοστού (μιλιμετρέ) με ταχύτητα καταγραφής συνήθως 25mm/sec. Ο διπλασιασμός της ταχύτητας εγγραφής μπορεί να αποκαλύψει μικρά ευρήματα στο ΗΚΓ που κρύβονται με τους βραδύτερους ρυθμούς

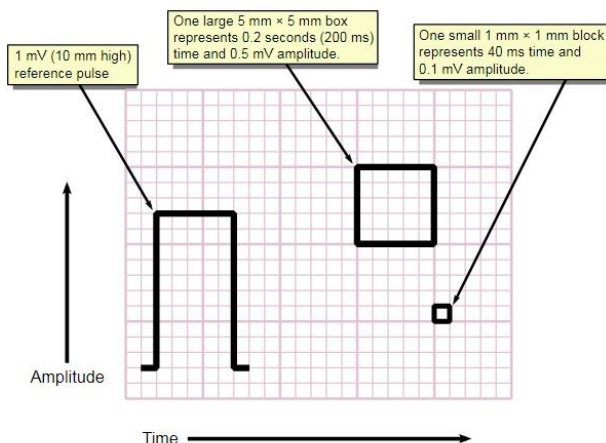


Εικόνα 5. Αλλαγή της ταχύτητας εγγραφής του ΗΚΓ

1.3 Ανάλυση αξόνων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Για να μπορέσουμε να ερμηνεύσουμε το ηλεκτροκαρδιογράφημα θα πρέπει να εξηγήσουμε αρχικά το λόγο για τον οποίο χρησιμοποιήθηκε μιλιμετρέ χαρτί και τι απεικονίζεται σε αυτό. Όπως έχουμε πει η καρδιά χτυπάει με έναν συγκεκριμένο ρυθμό και κάθε παραλλαγή του ρυθμού μπορεί να σημαίνει κάποιο πρόβλημα, έτσι πρέπει στο χαρτί του καρδιογραφήματος να μπορούμε να αποτυπώσουμε το χρόνο σε σχέση με την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς. Οι άξονες που διακρίνουμε είναι 2, ο ένας είναι ο οριζόντιος άξονας (x) που είναι ο χρόνος και ο κάθετος άξονας (y) που είναι το δυναμικό της καρδιάς.

Το χαρτί του ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι χωρισμένο σε τετραγωνάκια του 1 χιλιοστού, επομένως ένα τετραγωνάκι αντιπροσωπεύει 0,1mV στον άξονα y και 0,04 sec στον άξονα x. Παρατηρούμε επίσης στο χαρτί και μεγαλύτερα τετράγωνα που αποτελούνται από το άθροισμα 5 μικρών τετραγώνων, αυτά τα τετράγωνα αντιπροσωπεύουν τις πενταπλάσιες τιμές δηλαδή 0,5mV στον άξονα y και 0,20 sec στον άξονα x. Έτσι καταλαβαίνουμε πως 5 μεγάλα τετράγωνα, δηλαδή 25 μικρά κουτιά, αντιστοιχούν σε 1 sec κλπ.

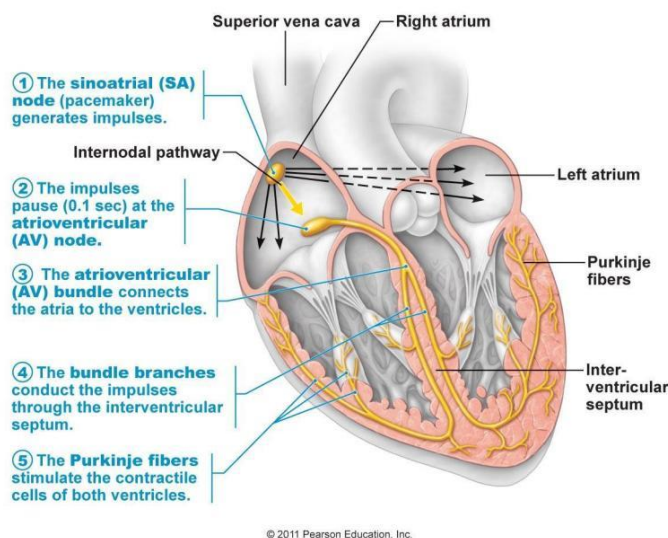


Εικόνα 6. Περιγραφή χαρτιού ηλεκτροκαρδιογράφου

Όπως αναφέραμε και πριν ο άξονας y καταγράφει το δυναμικό της καρδιάς αυτό σημαίνει ότι ένταση του ρεύματος θα έχει διαφορετικές τιμές σε διαφορετικά σημεία του σώματος

1.4 Ροή ηλεκτρισμού στην καρδιά

Ο φυσιολογικός ρυθμός του καρδιακού παλμού, που ονομάζεται φλεβοκομβικός ρυθμός, καθορίζεται από τον βηματοδότη της καρδιάς, τον φλεβόκομβο (κόμβος SA). Εκεί δημιουργείται ένα ηλεκτρικό σήμα που ταξιδεύει μέσω της καρδιάς, προκαλώντας τη συστολή του καρδιακού μυός. Ο φλεβόκομβος βρίσκεται στο άνω μέρος του δεξιού κόλπου κοντά στη διασταύρωση με την ανώτερη κοίλη φλέβα. Το ηλεκτρικό σήμα που παράγεται από τον φλεβόκομβο κινείται μέσω του δεξιού κόλπου με ακτινικό τρόπο που δεν είναι πλήρως κατανοητό. Ταξιδεύει στον αριστερό κόλπο μέσω της δέσμης του Bachmann, έτσι ώστε οι μύες του αριστερού και του δεξιού κόλπου να συστέλλονται μαζί. Στη συνέχεια, το σήμα ταξιδεύει στον κολποκοιλιακό κόμβο. Αυτό βρίσκεται στο κάτω μέρος του δεξιού κόλπου στο κολποκοιλιακό διάφραγμα - το όριο μεταξύ του δεξιού κόλπου και της αριστερής κοιλίας. Το διάφραγμα είναι μέρος του καρδιακού ιστού εντός της καρδιάς από το οποίο δεν μπορεί να περάσει το ηλεκτρικό σήμα, γεγονός που αναγκάζει το σήμα να περάσει μόνο από τον κολποκοιλιακό κόμβο. Το σήμα στη συνέχεια ταξιδεύει κατά μήκος της δέσμης His μέχρι τις κοιλίες της καρδιάς. Στις κοιλίες το σήμα μεταφέρεται από εξειδικευμένο ιστό που ονομάζεται “ίνες του Purkinje” και οι ίνες αυτές στη συνέχεια μεταδίδουν το ηλεκτρικό φορτίο στον καρδιακό μυ.

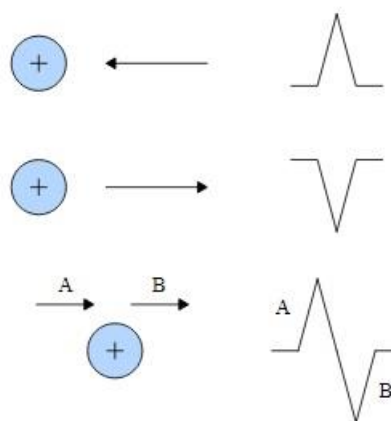


Εικόνα 7. Στάδια ηλεκτρικού παλμού κατά μήκος της καρδιάς

1.5 Ερμηνεία ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Η κατανόηση ενός ΗΚΓ βασίζεται κατά κύριο λόγο στην αναγνώριση προτύπων. Για να ερμηνεύσουμε τα μοτίβα που εμφανίζονται καλό είναι να γνωρίζουμε τη θεωρία του τι αντιπροσωπεύει ένα ΗΚΓ. Η θεωρία που κρύβεται πίσω από αυτά τα μοτίβα είναι η ηλεκτρομαγνητική και εμείς θα εστιάσουμε στα ακόλουθα τέσσερα σημεία:

- Όταν γίνεται εκπόλωση της καρδιάς με φορά προς θετικό ηλεκτρόδιο τότε παρατηρείται θετική εκτροπή.
- Όταν γίνεται εκπόλωση της καρδιάς με φορά μακριά από το θετικό ηλεκτρόδιο τότε παρατηρείται αρνητική εκτροπή.
- Όταν γίνεται επαναπόλωση της καρδιάς με φορά προς το θετικό ηλεκτρόδιο τότε παρατηρείται αρνητική εκτροπή.
- Όταν γίνεται επαναπόλωση της καρδιάς με φορά μακριά από το θετικό ηλεκτρόδιο τότε παρατηρείται θετική εκτροπή.

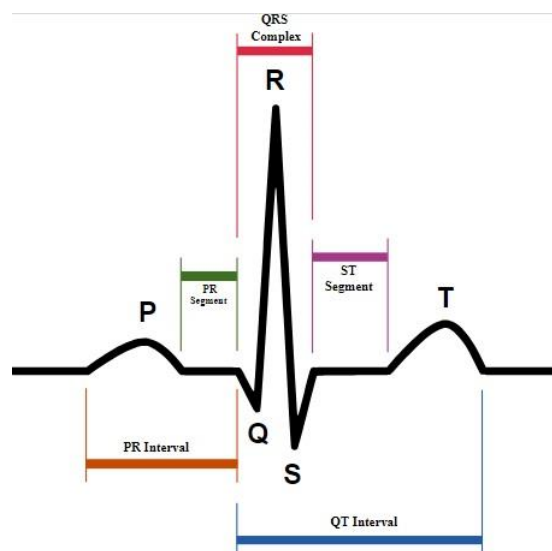


Εικόνα 9. Σχηματική αναπαράστασή εκπόλωσης προς και μακριά από το θετικό ηλεκτρόδιο

Από τα παραπάνω προκύπτει ότι συνολική κατεύθυνση του ηλεκτρισμού κατά της φάση της εκπόλωσης και της επαναπόλωσης δημιουργεί θετική ή αρνητική παραμόρφωση στο ίχνος κάθε ηλεκτροδίου.

1.6 Φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα

Ο φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός παράγει τέσσερις οντότητες - ένα κύμα P, ένα σύμπλεγμα QRS, ένα κύμα T και ένα κύμα U - που το καθένα έχει ένα αρκετά μοναδικό μοτίβο. Αντί για τον όρο κύμα από εδώ και στο εξής θα χρησιμοποιούμε τον όρο «έπαρμα» που σημαίνει κάτι που προεξέχει, ένα ύψωμα και χρησιμοποιείται στην ιατρική. Όλα τα μοτίβα που εμφανίζονται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα καθώς και οι αποστάσεις μεταξύ των επαρμάτων έχουν συγκεκριμένη διάρκεια χρόνου, πλάτος και τυπική μορφολογία. Οποιαδήποτε απόκλιση από τα συγκεκριμένα μοτίβα μπορεί να υποδηλώνει παθολογική βλάβη και να χρειάζεται κλινική αντιμετώπιση.



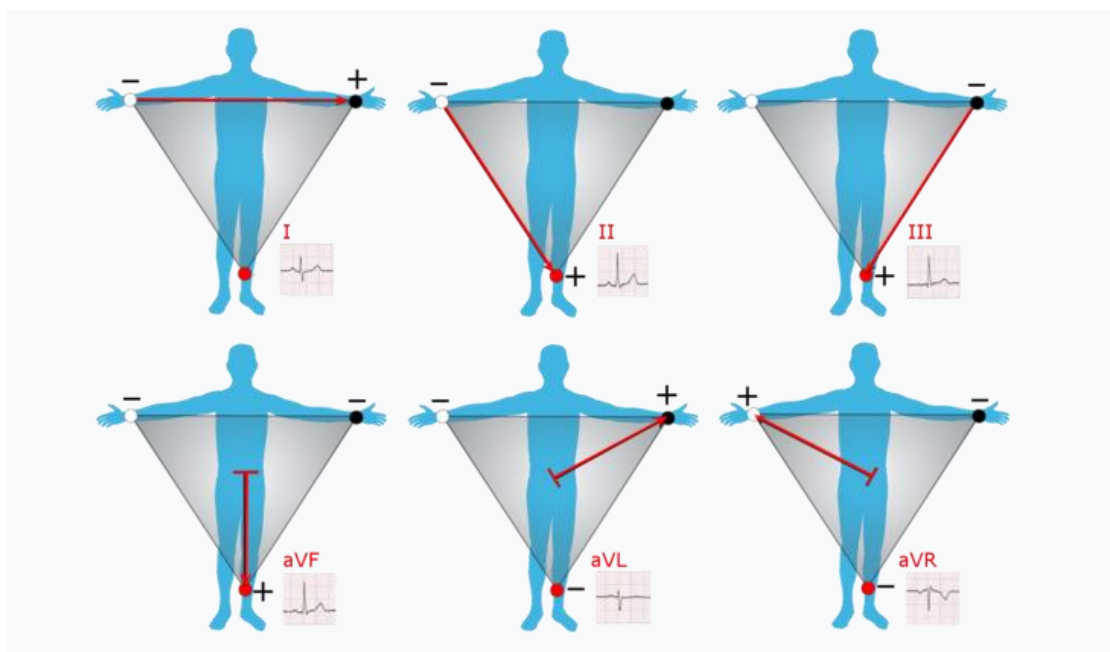
Εικόνα 11. Περιγραφικό καρδιογράφημα, μιας εκτόνωσης ενός δυναμικού.

Αναλυτικότερα:

- **Έπαρμα P :** Το κύμα P αντιπροσωπεύει την εκπόλωση των κόλπων πριν γίνει η συστολή τους. Η κολλική εκπόλωση εξαπλώνεται από τον φλεβόκομβο (SA node) προς το κολλοκοιλιακό κόμβο (AV node) και από τον δεξιό κόλπο στον αριστερό κόλπο. Η διάρκεια του κύματος P είναι 0.1 sec ή λιγότερο.
- **Διάστημα P-Q :** Το διάστημα PR μετράται από την αρχή του κύματος P έως την αρχή του συμπλέγματος QRS. Αυτό το διάστημα αντικατοπτρίζει το χρόνο που χρειάζεται η ηλεκτρική ώθηση για να ταξιδέψει μέχρι τον κολλοκοιλιακό κόμβο (AV node) και υπό φυσιολογικές συνθήκες διαρκεί περίπου 0,16 sec.
- **Σύμπλεγμα QRS :** Το σύμπλεγμα QRS αντιπροσωπεύει την πολύ γρήγορη εκπόλωση της δεξιάς και της αριστερής κοιλίας. Οι κοιλίες έχουν μεγαλύτερη μυϊκή μάζα σε σύγκριση με τον κόλπο, αυτό έχει σαν συνέπεια το σύμπλεγμα QRS να έχει συνήθως πολύ μεγαλύτερο πλάτος από το κύμα P. Η διάρκεια του συμπλέγματος QRS πρέπει να είναι μικρότερη από 0.12 sec, ώστε να βρίσκεται στα πλαίσια του φυσιολογικού
- **Διάστημα S-T :** Το διάστημα ST ενώνει το σύμπλεγμα QRS με το κύμα Tα και αντιπροσωπεύει το χρονικό διάστημα κατά το οποίο οι κοιλίες εκπολώνονται. Φυσιολογικά πρέπει να διαρκεί λιγότερο από 0.2 sec.
- **Έπαρμα T :** Το κύμα T αντιπροσωπεύει την επαναπόλωση των κοιλιών. Το κύμα T όπως φαίνεται ακολουθεί διαφορετική κλίση στο πρώτο μισό και διαφορετική κλίση στο δεύτερο, σε περίπτωση που είναι συμμετρικό τότε υπάρχει κάποιο παθολογικό πρόβλημα
- **Διάστημα R-R :** Το διάστημα αυτό περιλαμβάνει δύο διαδοχικές κορυφές R και με βάση αυτό μπορούμε να συμπεράνουμε τον καρδιακό ρυθμό. Αν για παράδειγμα δύο κορυφές απέχουν 1 sec μεταξύ τους τότε ξέρουμε $60/1 = 60$ παλμοί ανά λεπτό.
- **Έπαρμα U:** Το κύμα U πιστεύεται ότι δημιουργείται από την επαναπόλωση του μεσοκοιλιακού διαφράγματος. Τις περισσότερες φορές απουσιάζει εντελώς αλλά όταν εμφανίζεται έχει πολύ χαμηλό πλάτος.

1.7 Απαγωγές ηλεκτροκαρδιογράφου

Κατά την ηλεκτρική διέγερση του μυοκαρδίου, το ηλεκτρικό ρεύμα (δυναμικό) μεταδίδεται προς όλες τις κατευθύνσεις μέσα στο σώμα. Αυτά τα μικρά ρεύματα μπορούν να ανιχνευθούν από την επιφάνεια του σώματος με τη χρήση ειδικών καλωδίων. Τα καλώδια δηλαδή οι απαγωγές ενός συγχρόνου καρδιογράφου είναι 9 και χωρίζονται σε δύο κατηγορίες, τις διπολικές και τις μονοπολικές. Οι διπολικές απαγωγές τοποθετούνται στα χέρια και στα πόδια και είναι 3, ενώ οι μονοπολικές που λέγονται και προκάρδιες τοποθετούνται σε συγκεκριμένα σημεία στο θώρακα και είναι 6.



Εικόνα 12. Το τρίγωνο του Einthoven

1.7.1 Το τρίγωνο και ο νόμος του Einthoven

Το τρίγωνο του Einthoven είναι ένας φανταστικός σχηματισμός τριών κορυφών σε ένα τρίγωνο που χρησιμοποιείται στην ηλεκτροκαρδιογραφία. Οι κορυφές του τριγώνου που σχηματίζεται είναι οι δύο ώμοι και η κοιλιακή χώρα. Το σχήμα σχηματίζει ένα ανεστραμμένο ισόπλευρο τρίγωνο με την καρδιά στο κέντρο. Ονομάστηκε από τον Willem Einthoven, ο οποίος θεωρούσε την ύπαρξή του.

Ο νόμος του Einthoven λέει ότι το άθροισμα των δυναμικών των απαγωγών I και III ισούται με το δυναμικό της απαγωγής II.

$$\text{Απαγωγή I} + \text{Απαγωγή III} = \text{Απαγωγή II}$$

Αν και το τρίγωνο του Einthoven δεν χρησιμοποιείται πλέον στα σύγχρονα ΗΚΓ, μπορεί να είναι χρήσιμο στην αναγνώριση λανθασμένης τοποθέτησης των ηλεκτροδίων. Λανθασμένη τοποθέτηση των ηλεκτροδίων μπορεί να οδηγήσει σε σφάλμα στην καταγραφή του καρδιογραφήματος, η οποία τελικά μπορεί να οδηγήσει σε εσφαλμένη διάγνωση.

1.7.2 Διπολικές απαγωγές άκρων

Οι απαγωγές αυτές ονομάζονται διπολικές γιατί το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται από δύο ηλεκτρόδια ταυτόχρονα και έτσι σχηματίζεται ένα πλήρες ηλεκτρικό κύκλωμα μέσα από το ανθρώπινο σώμα με τον ηλεκτροκαρδιογράφο.

Απαγωγή I

Σε αυτή την περίπτωση καταγραφής τοποθετείται το αρνητικό ηλεκτρόδιο του καρδιογράφου στο δεξί χέρι(RA) και το θετικό στο αριστερό χέρι(LA). Δηλαδή η απαγωγή I ισούται με LA-RA και μας βγάζει στο καρδιογράφημα θετική απόκλιση.

Απαγωγή II

Σε αυτή την περίπτωση καταγραφής τοποθετείται το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό πόδι(LL) και το αρνητικό ηλεκτρόδιο στο δεξί χέρι(RA). Δηλαδή η απαγωγή II ισούται με LL-RA και όπως και με την προηγούμενη απαγωγή θα βγάλει θετική απόκλιση.

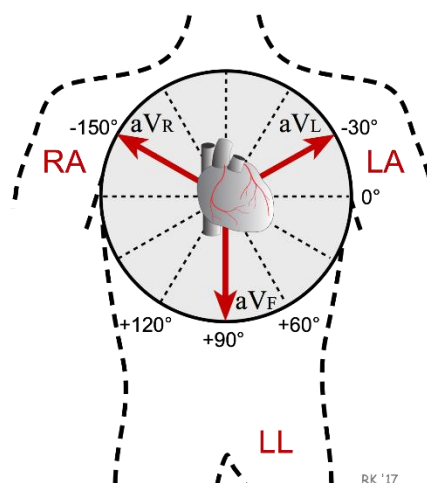
Απαγωγή III

Σε αυτή την περίπτωση καταγραφής τοποθετείται το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό πόδι(LL) και το αρνητικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό χέρι(LA). Δηλαδή η απαγωγή III ισούται με LL-LA και όπως και με την προηγούμενη απαγωγή θα βγάλει θετική απόκλιση.

1.7.3 Ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές άκρων

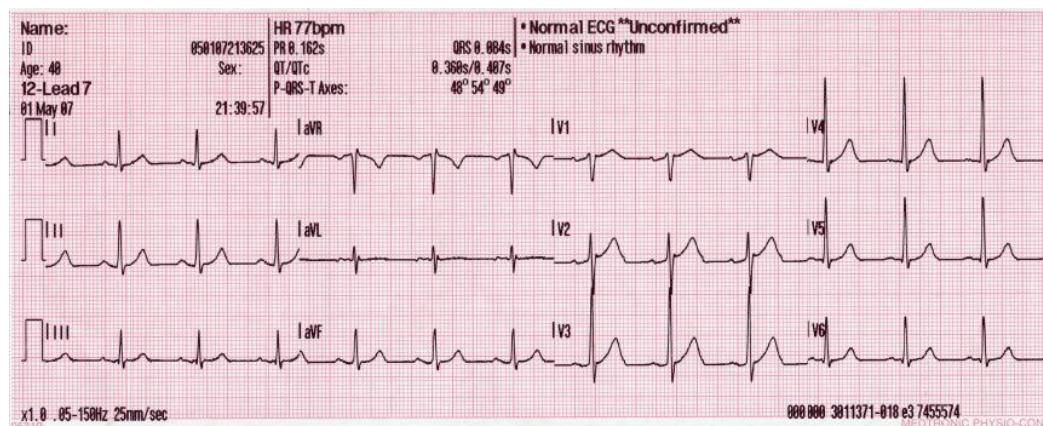
Εκτός από τις τρεις διπολικές απαγωγές, υπάρχουν τρεις ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές. Αυτές ονομάζονται μονοπολικές επειδή υπάρχει ένα μόνο θετικό ηλεκτρόδιο που αναφέρεται σε συνδυασμό με τα άλλα ηλεκτρόδια άκρων. Το θετικό ηλεκτρόδιο για αυτές τις ενισχυμένες απαγωγές βρίσκεται είτε στον αριστερό χέρι (aVL), είτε στον δεξιό χέρι (aVR), είτε στο αριστερό πόδι (aVF). Στην πράξη, αυτά είναι τα ίδια ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται και για τις απαγωγές I, II και III που συζητήσαμε σε προηγούμενο χρόνο. (Το μηχάνημα του ΗΚΓ κάνει την πραγματική αλλαγή και αναδιάταξη των ονομασιών ηλεκτροδίων).

Οι τρεις ενισχυμένες απαγωγές απεικονίζονται όπως φαίνεται στο σχήμα χρησιμοποιώντας το αξονικό σύστημα αναφοράς. Ο αγωγός aVL βρίσκεται στους -30° σε σχέση με τον άξονα αγωγού I. Το aVR είναι -150° και το aVF είναι $+90^\circ$. Είναι πολύ σημαντικό να μάθουμε ποιο ηλεκτρόδιο σχετίζεται με κάθε άξονα.



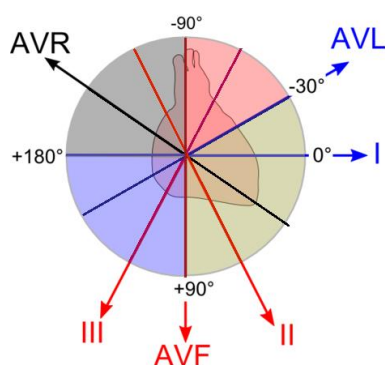
Εικόνα 13. Ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές και αξονικό σύστημα αναφοράς

Το σύστημα των ενισχυμένων μονοπολικών απαγωγών χρησιμοποιείται ευρέως σήμερα, στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε ένα σύγχρονο ΗΚΓ περιλαμβάνει τις τρεις διπολικές απαγωγές, τις τρεις ενισχυμένες μονοπολικές και τις 6 περικάρδιες που θα αναλύσουμε στη συνέχεια.



Εικόνα 14. Φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα 12 απαγωγών

Αν τώρα στο γράφημα στην εικόνα 13 προσθέσουμε και τις διπολικές απαγωγές I, II και III τότε όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα έχουμε μια πλήρη κάλυψη της καρδιάς σε όλους τους νοητούς άξονες που τη διατρέχουν.

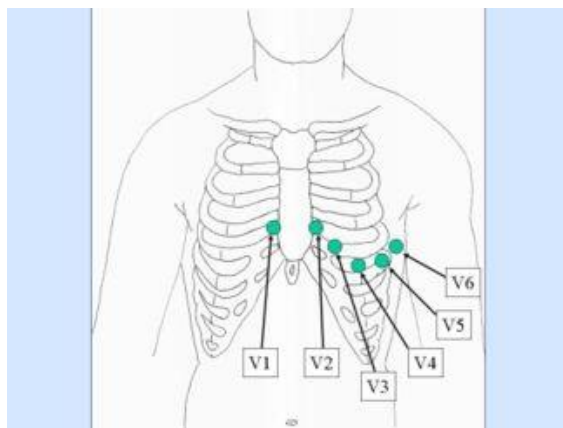


ECG PEDIA.ORG

Εικόνα 15. Κύκλος καρδιακών ανυσμάτων με μοίρες και απαγωγές

1.7.4 Προκάρδιες απαγωγές

Σε αυτή την ενότητα να αναλύσουμε και τις τελευταίες 6 απαγωγές που ονομάζονται περικάρδιες ή θωρακικές απαγωγές λόγω της θέσης στην οποία τοποθετούνται. Οι θωρακικές απαγωγές αποτελούνται από ένα θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετημένο σε συγκεκριμένη θέση στο στήθος του ασθενούς ώστε να μπορεί να γίνει σωστή ανίχνευση του δυναμικού της από τον ηλεκτροκαρδιογράφο και κατά συνέπεια έγκυρη διάγνωση.



Εικόνα 16. Θέσεις τοποθέτησης προκάρδιων απαγωγών

- **v1 και v2 (διαφραγματικές απαγωγές):** Παρατηρούν κατά κύριο λόγο το κοιλιακό διάφραγμα, αλλά μπορούν περιστασιακά να εμφανίζουν και αλλαγές στο ΗΚΓ που προέρχονται από τη δεξιά κοιλία.
- **v3 και v4 (πρόσθιες απαγωγές):** Παρατηρεί πρόσθιο τοίχωμα της δεξιάς κοιλίας
- **v5 και v6 (προσθιοπλευρικές απαγωγές):** Παρατηρεί το πλευρικό τοίχωμα της αριστερής κοιλίας

Κεφάλαιο 2 - Κορεσμός Οξυγόνου

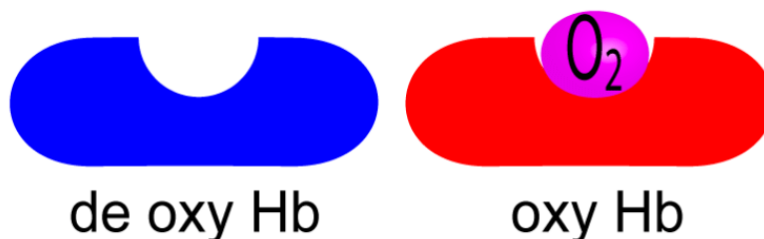
Στο προηγούμενο κεφάλαιο αναλύσαμε την λειτουργία της καρδιάς και τον καρδιακό παλμό και πως αυτός απεικονίζεται με το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Ένα άλλος πολύ σημαντικός δείκτης είναι ο κορεσμός του οξυγόνου στο ανθρώπινο αίμα. Αυτή η πληροφορία βοηθά τον ιατρό να εκτιμήσει την ποσότητα του οξυγόνου που μεταφέρεται στο αίμα και να αξιολογήσει την ανάγκη για συμπληρωματικό οξυγόνο. Το ποσοστό του κορεσμού του οξυγόνου αναφέρεται ως % SpO₂.

2.1 Μέτρηση Κορεσμού Οξυγόνου

Η μέτρηση του του επιπέδου του οξυγόνου στο αίμα ή αλλιώς κορεσμός οξυγόνου είναι μια απλή και εύκολη διαδικασία και γίνεται με μία συσκευή που λέγεται παλμικό οξύμετρο. Το αποτέλεσμα της μέτρησης είναι μία ένδειξη για το πόσο οξυγόνο μεταφέρεται από τους πνεύμονες στο υπόλοιπο σώμα.

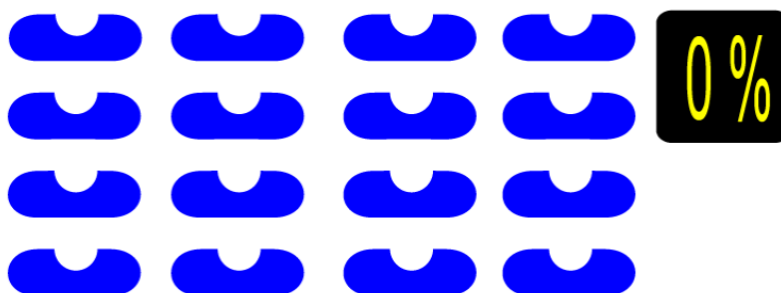
Πριν μάθουμε τις αρχές του τρόπου λειτουργίας του παλμικού οξύμετρου, πρέπει να κατανοήσουμε τι είναι ο κορεσμός οξυγόνου. Το οξυγόνο εισέρχεται στους πνεύμονες και στη συνέχεια μεταφέρεται στο αίμα στη συνέχεια το πλούσιο σε οξυγόνο

αίμα μεταφέρετε στο υπόλοιπο σώμα. Ο κύριος τρόπος μεταφοράς οξυγόνου στο αίμα μας είναι μέσω αιμοσφαιρίνης. Η αιμοσφαιρίνη χωρίς οξυγόνο που θα ονομάσουμε μη-οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη (de oxy Hb) και η αιμοσφαιρίνη με οξυγόνο που θα ονομάσουμε οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη (oxy Hb).



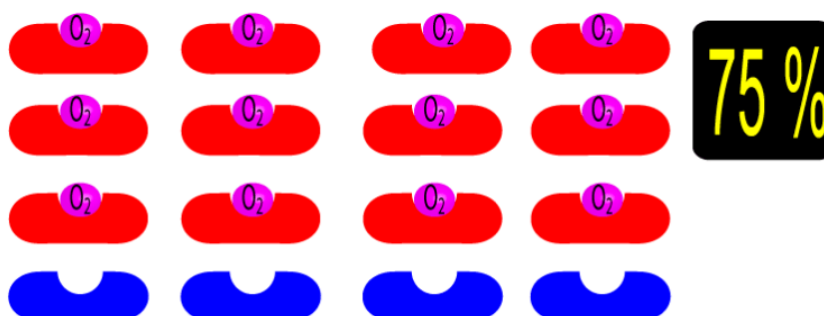
Εικόνα 17. Σχηματική αναπαράσταση μη-οξυγονωμένης και οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης

Ο κορεσμός οξυγόνου αναφέρεται απλώς στο ποσοστό της διαθέσιμης αιμοσφαιρίνης που μεταφέρει οξυγόνο. Δείτε τις παρακάτω καταστάσεις. Υπάρχουν 16 μονάδες αιμοσφαιρίνης και καμία από τις 16 δεν έχει οξυγόνο. Ο κορεσμός οξυγόνου είναι συνεπώς 0%.



Εικόνα 18. Μη-οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη

Και αν μεταφέρει το 75% οξυγόνο



Εικόνα 19. Οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη κατά 75%

Και αν όλα τα αιμοσφαίρια μεταφέρουν το οξυγόνο τότε φυσικά θα είναι 100%.

Η εξέταση της παλμικής οξυμετρίας προσφέρει μια εκτίμηση για την οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη που υπάρχει στο αίμα και σε καμία περίπτωση δεν δείχνει τη συνολική ποσότητα του οξυγόνου στο αίμα. Αυτό προκύπτει γιατί το οξυγόνο έχει υψηλή συνάφεια δεσμού με την αιμοσφαιρίνη. Έτσι αν υπάρχει αρκετό οξυγόνο τότε και ο κορεσμός της αιμοσφαιρίνης θα είναι μεγάλος. Η εξέταση με παλμικό οξύμετρο προσφέρει μια βασική εκτίμηση οξυγόνου αλλά δεν μπορεί να αντικαταστήσει εργαστηριακές εξετάσεις όπως είναι τα αέρια αίματος που παρέχουν εκτός από οξυγόνο, τη μέτρηση διοξειδίου, Ph κ.α

Εφαρμογή τηλεϊατρικής σε Android για λήψη και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων με τη χρήση Arduino

2.2 Αρχές Λειτουργίας

Το οξυγόνο της ατμόσφαιρας εισέρχεται στα πνευμόνια με την αναπνοή και στη συνέχεια μέσω των κυψελίδων περνάει στο αίμα. Αφού περάσει στο αίμα το μεγαλύτερο ποσοστό του συνδέεται με την αιμοσφαιρίνη(μια πρωτεΐνη των ερυθρών αιμοσφαιρίων) και μετά μπαίνει στην κυκλοφορία.

Το παλμικό οξύμετρο εκμεταλλεύεται τον διαφορετικό τρόπο απορρόφησης του φωτός από την αιμοσφαιρίνη που περιέχει οξυγόνο και από αυτήν που δεν περιέχει. Έχει παρατηρηθεί ότι υπάρχει διαφορά χρώματος μεταξύ της κορεσμένης σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνης(αρτηριακή) και της πτωχής σε οξυγόνο(φλεβική). Η πρώτη έχει έντονα κόκκινο χρώμα και η δεύτερη πιο σκούρο αντίστοιχα. Επίσης με κάθε χτύπο της καρδιάς αυξάνεται για λίγο ο όγκος του αίματος που ρέει στο σώμα και αυτό έχει σαν συνέπεια να υπάρχει μια μικρή αύξηση στην πλούσια σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνη.

Το παλμικό οξύμετρο είναι μια μικρή συσκευή που τοποθετείται σε κάποιο σημείο του σώματος που έχει καλή παλμική ροή αρτηριακού αίματος, συνήθως σε ένα από τα δάκτυλα του χεριού ή στο λοβό του αυτιού και χρησιμοποιεί έναν αισθητήρα. Ο αισθητήρας αυτός αποτελείται από έναν πομπό και ένα δέκτη. Ο πομπός είναι μια πηγή φωτός και ο δέκτης ένας ανιχνευτής φωτός. Ο επεξεργαστής του παλμικού οξύμετρου διαβάζει τις πληροφορίες από τους αισθητήρες, συγκρίνει και υπολογίζει τις διαφορές μεταξύ πλούσιας σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνης και της πτωχής σε οξυγόνο.

Η πηγή φωτός του αισθητήρα εκπέμπει σε δύο μήκη κύματος, στο κόκκινο στα 660nm και υπέρυθρο στα 940nm. Με κάθε εκπομπή τα δύο αυτά μήκη κύματος διαπερνούν το ανθρώπινο σώμα στο σημείο που είναι τοποθετημένο το παλμικό οξύμετρο και λαμβάνονται από την απέναντι πλευρά από τον ανιχνευτή φωτός. Η πλούσια σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνη απορροφά περισσότερο το υπέρυθρο φως ενώ η πτωχή σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνη απορροφά το κόκκινο φως. Ο επεξεργαστής της συσκευής υπολογίζει την απορρόφηση του κάθε μήκους κύματος και εμφανίζει τα αποτελέσματα σε κάποια οθόνη.

Τέλος αξίζει να αναφέρουμε ότι το λαμβανόμενο σήμα από τον αισθητήρα συμπίπτει χρονικά με τον καρδιακό παλμό επειδή οι αρτηρίες διαστέλλονται και συστέλλονται με κάθε χτύπο της καρδιάς και όπως αναφέραμε και προηγουμένως αλλάζει η ποσότητα της αιμοσφαιρίνης. Άρα όπως προκύπτει από τα παραπάνω ο εντοπισμός του καρδιακού παλμού είναι σημαντικός για τη λειτουργία του, και για αυτό αναφέρεται ως "παλμικό οξύμετρο".

2.3 Αξιοπιστία της μέτρησης

Τα οξύμετρα γενικά θεωρούνται αξιόπιστα σε ένα εύρος τιμών κορεσμού από 80% έως 100%. Έχει παρατηρηθεί ότι διαφορετικοί τύποι αιμοσφαιρίνης, μερικοί από τους οποίους θα αναφερθούν παρακάτω μπορεί να επηρεάσουν την αξιοπιστία της μέτρησης.

- Η ανθρακυλαιμοσφαιρίνη (carboxyhaemoglobin COHb) προκύπτει από την μετατροπή της αιμοσφαιρίνης σε περιπτώσεις δηλητηριάσεως με μονοξείδιο του άνθρακα (CO) και δεν έχει ικανότητα μεταφοράς οξυγόνου (O₂) αλλά μεταφέρει μονοξείδιο του άνθρακα μιας και η συγγένεια της με το CO είναι 210 φορές μεγαλύτερη από εκείνη του O₂. Αυτό έχει ως συνέπεια να δίνεται λανθασμένα μεγάλο ποσοστό κορεσμού.

- Η μεθαιμοσφαιρίνη (methhaemoglobin) παράγεται κατά την οξείδωση του σιδήρου της αίμης¹ της αιμοσφαιρίνης (οπότε ο σίδηρος γίνεται τρισθενής (Fe+++)), με επακόλουθο την αδυναμία δέσμευσης οξυγόνου από την τελευταία και την πρόκληση κυάνωσης². Η παρουσία μεγάλων ποσοτήτων αλλάζει την αναλογία απορρόφησης φωτός από το αίμα, που αντιστοιχεί σε ποσοστό κορεσμού 85%, ανεξάρτητα από τον πραγματικό κορεσμό της αιμοσφαιρίνης.

- Τέλος υπάρχει και η εμβρυική αιμοσφαιρίνη (Hbfetal) η οποία αποτελεί την αιμοσφαιρίνη του αίματος κατά την διάρκεια της εμβρυϊκής ανάπτυξης και είναι διαφορετική από εκείνη των ενηλίκων. Αρχικά το αίμα του εμβρύου περιέχει μεγάλη ποσότητα Hbfetal και μέσα στους πρώτους 6 μήνες της ζωής του αντικαθίσταται από την αιμοσφαιρίνη των ενηλίκων.

2.4 Διάφοροι τύποι ακροδεκτών

1) Διαπερατού τύπου (Transmittance type): Σε αυτή την περίπτωση η δίοδος εκπομπής φωτός βρίσκεται στην μία πλευρά και ο ανιχνευτής βρίσκεται στην αντίθετη πλευρά και η δέσμη πρέπει να διαπεράσει το αίμα για να έχουμε μέτρηση.

2) Ανακλαστικού τύπου (Reflectance Type) : Σε αυτή την περίπτωση η δίοδος εκπομπής φωτός και ο ανιχνευτής βρίσκεται στην ίδια πλευρά και είναι δίπλα δίπλα και η μέτρηση γίνεται μετρώντας την αντανάκλαση της δέσμης φωτός από το αίμα.

2.5 Παράγοντες που μπορούν να επηρεάσουν τα αποτελέσματα της μέτρησης

- Περιορισμένη ροή του αίματος λόγω αγγειοπάθειας στα περιφερικά αγγεία
- Κάπνισμα
- Εφίδρωση του σημείου που είναι συνδεδεμένος ο αισθητήρας ή κρύα άκρα
- Σοβαρή αναιμία
- Κίνηση του άκρου που είναι συνδεδεμένος ο αισθητήρας κατά τη διάρκεια της μέτρησης
- Έχει γίνει χορήγηση σκιαγραφικού σε σύντομο διάστημα πριν τη μέτρηση του κορεσμού

2.6 Ποιες είναι τα φυσιολογικά επίπεδα οξυγόνου στο αίμα;

Ενδείξεις πάνω από 95% θεωρούνται φυσιολογικές. Όταν το ποσοστό είναι 92% και κάτω τότε αναφερόμαστε σε υποξαιμία. Στην κατάσταση αυτή ο ασθενής αισθάνεται πονοκέφαλο, ζαλάδα, αίσθημα κούρασης, σύγχυση, λήθαργο ή άλλες σοβαρότερες διαταραχές. Όταν το ποσοστό πέσει κάτω από 89% τότε υποδηλώνει αναπνευστική ανεπάρκεια και ο ασθενής χρειάζεται συμπληρωματική χορήγηση οξυγόνου.

¹ Η αίμη (haem ή heme) είναι μια δακτυλιοειδής χημική ένωση που περιέχει ένα ιόν σιδήρου δεσμευμένο στο κέντρο ενός ετεροκυκλικού πορφυρινικού δακτυλίου. Η αίμη συμμετέχει συχνά ως προσθετική ομάδα σε πρωτεΐνες, όπως για παράδειγμα στην αιμοσφαιρίνη και την μυοσφαιρίνη, δίνοντας τόσο στο αίμα όσο και στους μυς το χαρακτηριστικό κόκκινο χρώμα.

² Με τον όρο κυάνωση ονομάζουμε μια διάχυτη κυανή/υποκύανη απόχρωση του δέρματος, των βλεννογόνων και της κοίτης των νυχιών, παρουσία υποξίας. Εφαρμογή τηλεϊατρικής σε Android για λήψη και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων με τη χρήση Arduino

2.8 Κορεσμός οξυγόνου και κορωνοϊός

Ο κορωνοϊός covid-19 όπως γνωρίζουμε είναι μια ασθένεια που επιτίθεται κατά κύριο λόγο στους πνεύμονές που είναι το όργανο το οποίο δίνει οξυγόνο στο σώμα μέσω της αναπνοής. Πολλοί ασθενείς με covid-19 όταν χρειαστεί να μπουν στον νοσοκομείο με συμπτώματα δύσπνοιας ο κορεσμός του οξυγόνου έχει ήδη πέσει σε χαμηλά επίπεδα άλλα οι ασθενείς δεν το καταλαβαίνουν γιατί το αντισταθμίζουν αναπνέοντας πιο γρήγορα και βαθιά. Ωστόσο μπορεί να έχουν πνευμονία και όταν πάνε στο νοσοκομείο η κατάσταση είναι ήδη σοβαρή.

Κεφάλαιο 3 - Android

3.1 Ιστορία του Android

Το Android είναι ένα λειτουργικό σύστημα που αναπτύχθηκε στην Καλιφόρνια και συγκεκριμένα στο Palo Alto τον Οκτώβριο του 2003 από τους Rich Miner, Nick Sears, Chris White και Andy Rubin. Η αρχική πρόθεση της εταιρίας ήταν να δημιουργήσει ένα λογισμικό για ψηφιακές φωτογραφικές μηχανές. Στη συνέχεια όμως παρατήρησαν ότι η αγορά των φωτογραφικών μηχανών δεν ήταν αρκετά μεγάλη και μετά από κάποιους μήνες, η εταιρία άλλαξε κατεύθυνση και άρχισε να προωθεί το Android ως λειτουργικό σύστημα για φορητές συσκευές, με σκοπό να ανταγωνιστεί τα λειτουργικά άλλων εταιριών όπως το Symbian και τα Microsoft Windows Mobile.



Εικόνα 20. Το λογότυπο του Android από το 2007 έως το 2014.

Μετά από δύο χρόνια, το 2005, η Google εξαγόρασε το Android Inc. για τουλάχιστον 50εκ. δολάρια. Στη Google μια ομάδα προγραμματιστών με επικεφαλής τον Rubin ανέπτυξε ένα λογισμικό-πλατφόρμα για κινητές συσκευές με βάση του το Linux. Η Google προώθησε αυτό το λογισμικό στους κατασκευαστές κινητών συσκευών και τους υποσχέθηκε ότι πρόκειται για ένα σύστημα ευέλικτο και αναβαθμίσιμο.

Η Google στη συνέχεια άλλαξε τις προδιαγραφές του Android και δήλωσε ότι θα υποστηρίζονται και οθόνες αφής, παρόλο που η αρχική σχεδίαση του Android ήταν με φυσικά κουμπιά. Στη συνέχεια εταιρίες όπως η Nokia και η BlackBerry ανακοίνωσαν έξυπνα τηλέφωνα με βάση οθόνες αφής για να ανταγωνιστούν το iPhone 3G και έτσι οι προγραμματιστές του Android εστίασαν από εκεί και πέρα μόνο σε οθόνες αφής. Το πρώτο εμπορικά διαθέσιμο έξυπνο τηλέφωνο με λογισμικό Android ήταν το HTC Dream, που ανακοινώθηκε τον Σεπτέμβρη του 2008.



Εικόνα 22. Open Handset Alliance

Το προηγούμενο έτος πριν από την ανακοίνωση του πρώτου smartphone και συγκεκριμένα στις 5 Νοεμβρίου 2007, δημιουργήθηκε η Open Handset Alliance, μια κοινοπραξία εταιριών τεχνολογίας. Μεταξύ των εταιριών αυτών ήταν η Google, κατασκευαστές συσκευών όπως η HTC, Motorola και Samsung, παροχή τηλεπικοινωνιακών υπηρεσιών όπως η Sprint και η T-Mobile και κατασκευαστές chipset όπως η Qualcomm και η Texas Instruments. Η κοινοπραξία αυτή είχε ως σκοπό την ανάπτυξη μιας ελεύθερης και ολοκληρωμένης πλατφόρμας για κινητές συσκευές.

Το Android στο πέρασμα των ετών έχει αναβαθμιστεί αρκετές φορές προσθέτοντας κάθε φορά νέα χαρακτηριστικά άλλα και διορθώνοντας σφάλματα. Κάθε μεγάλη αναβάθμιση ονομάζεται με αλφαβητική σειρά με κάποιο όνομα επιδόρπιου ή ζαχαρούχο σκεύασμα. Χαρακτηριστικά ονόματα εκδόσεων Android είναι “Cupcake”, “Donut”, “Éclair”, “Froyo” κ.α. Σε μια δήλωση της η Google για τα ονόματα αυτά ανέφερε «Δεδομένου ότι οι συσκευές αυτές κάνουν τη ζωή μας τόσο γλυκιά, κάθε έκδοση Android ονομάζεται με ένα επιδόρπιο.

Το Android, όπως αναφέραμε και προηγουμένως, είναι κατά κύριο λόγο σχεδιασμένο για χρήση σε συσκευές με οθόνη αφής, όπως κινητά και τάμπλετ. Χρησιμοποιείται όμως και σε τηλεοράσεις (Android TV), αυτοκίνητα (Android Auto) και σε ρολόγια (Android Wear). Η χρήση του όμως δεν στάματα εκεί αφού έχει χρησιμοποιηθεί και σε κονσόλες παιχνιδιών, ηλεκτρονικούς υπολογιστές και σε διάφορες άλλες συσκευές. Από τα παραπάνω συμπεραίνουμε ότι το Android είναι το πιο ευρέως διαδεδομένο λογισμικό στον πλανήτη. Οι συσκευές με αυτό το λειτουργικό που έχουν πωληθεί παγκοσμίως είναι περισσότερες από τις συσκευές με λειτουργικό Windows, iOS και Mac OS X μαζί.

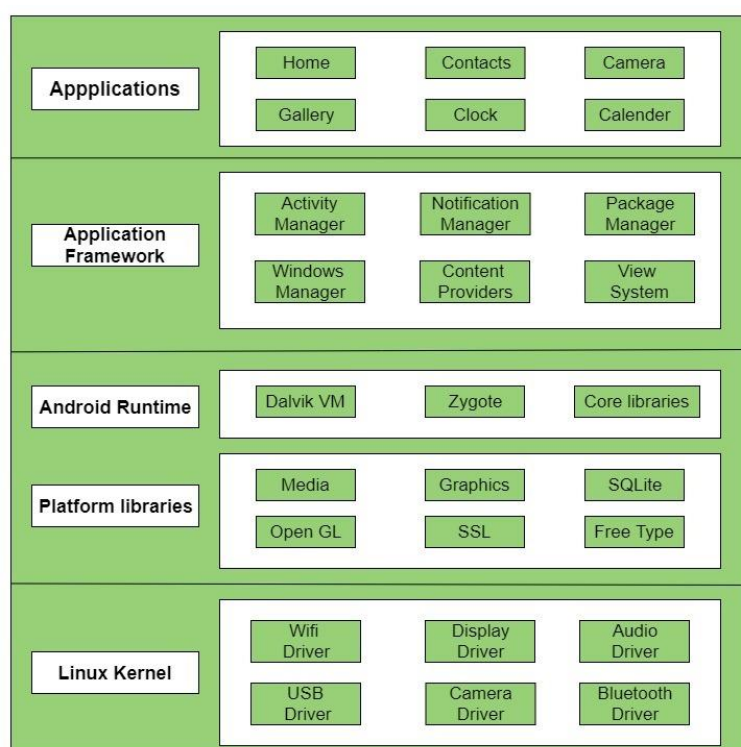
Η Google έδωσε στη δημοσιότητα το μεγαλύτερο μέρος του κώδικα του Android με την υπογραφή μιας ελεύθερης άδειας λογισμικού, την Apache License.

3.2 Αρχιτεκτονική του Android

Η αρχιτεκτονική Android περιέχει διαφορετικό αριθμό στοιχείων για την υποστήριξη οποιασδήποτε συσκευής Android. Το λογισμικό Android περιέχει έναν ανοιχτού κώδικα πυρήνα Linux με μεγάλη συλλογή βιβλιοθηκών C / C ++ οι οποίες ελέγχονται μέσω του framework της εφαρμογής. Μεταξύ όλων των στοιχείων, το Linux Kernel παρέχει την κύρια λειτουργικότητα του συστήματος σε smartphone και η Dalvik Virtual Machine (DVM) παρέχει την πλατφόρμα για την δημιουργία του εκτελέσιμου αρχείου μιας εφαρμογής Android.

Τα κύρια στοιχεία της αρχιτεκτονικής του Android είναι τα εξής:

- Εφαρμογές (Applications)
- Πλαίσιο Εφαρμογής (Application Framework)
- Χρόνος Εκτέλεσης Εφαρμογής (Android Runtime)
- Βιβλιοθήκες (Platform Libraries)
- Πυρήνας Linux (Linux Kernel)



Εικόνα 23. Αρχιτεκτονική του Android με αρκετά κύρια στοιχεία και τα υποστοιχεία τους

Εφαρμογές (Applications)

Οι εφαρμογές είναι το κορυφαίο επίπεδο αρχιτεκτονικής Android. Οι προεγκατεστημένες εφαρμογές όπως η αρχική σελίδα, οι επαφές, η κάμερα, η συλλογή φωτογραφιών κ.λπ. και οι εφαρμογές τρίτων που έχουν ληφθεί από το play store, όπως εφαρμογές συνομιλίας, παιχνίδια κ.λπ., θα εγκατασταθούν μόνο σε αυτό το επίπεδο. Τρέχει εντός του χρόνου εκτέλεσης Android με τη βοήθεια των τάξεων και των υπηρεσιών που παρέχονται από το πλαίσιο εφαρμογής(application framework).

Πλαίσιο Εφαρμογής (Application framework)

Το πλαίσιο της εφαρμογής παρέχει πολλές σημαντικές τάξεις που χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία μιας εφαρμογής Android. Παρέχει μια γενική αφαίρεση για πρόσβαση υλικού και βοηθά επίσης στη διαχείριση του περιβάλλοντος εργασίας χρήστη με πόρους εφαρμογών. Γενικά, παρέχει τις υπηρεσίες με τη βοήθεια των οποίων μπορούμε να δημιουργήσουμε μια συγκεκριμένη τάξη και να κάνουμε αυτήν την τάξη χρήσιμη για τη δημιουργία εφαρμογών.

Περιλαμβάνει διαφορετικούς τύπους υπηρεσιών διαχείρισης δραστηριοτήτων (activities), διαχειριστή ειδοποιήσεων(notifications), συστήματος προβολής(view system), διαχειριστή πακέτων(package manager) κ.λπ. που είναι χρήσιμα για την ανάπτυξη της εφαρμογής.

Χρόνος Εκτέλεσης Εφαρμογής (Application runtime)

Το περιβάλλον Android Runtime είναι ένα από τα πιο σημαντικά μέρη του Android. Περιέχει βασικές βιβλιοθήκες και την εικονική μηχανή Dalvik (DVM). Κυρίως, παρέχει τη βάση για το πλαίσιο εφαρμογών(application framework) και ενισχύει την εφαρμογή μας με τη βοήθεια των βασικών βιβλιοθηκών.

Όπως και η Java Virtual Machine (JVM), το Dalvik Virtual Machine (DVM) είναι μια εικονική μηχανή ειδικά σχεδιασμένη και βελτιστοποιημένη για το Android για να διασφαλίζει ότι μια συσκευή μπορεί να εκτελεί αποτελεσματικά πολλές καταστάσεις. Εξαρτάται από τον πυρήνα του Linux για το threading και τη διαχείριση μνήμης χαμηλού επιπέδου. Οι βασικές βιβλιοθήκες μας επιτρέπουν να 'τρέχουμε' εφαρμογές Android χρησιμοποιώντας τις τυπικές γλώσσες προγραμματισμού όπως JAVA ή Kotlin.

Βιβλιοθήκες (Platform libraries)

Οι Βιβλιοθήκες πλατφόρμας περιλαμβάνουν διάφορες βιβλιοθήκες γραμμένες σε C / C ++ και βιβλιοθήκες βασισμένες σε Java, όπως Media, Graphics, Surface Manager, OpenGL κ.λπ. για να παρέχουν υποστήριξη για ανάπτυξη εφαρμογών Android.

- **Media:** Η βιβλιοθήκη πολυμέσων παρέχει υποστήριξη για αναπαραγωγή και εγγραφή μορφών ήχου και βίντεο.
- **Surface manager:** Ο διαχειριστής επιφάνειας είναι υπεύθυνος για τη διαχείριση της πρόσβασης στο υποσύστημα οθόνης.
- **SGL** και **OpenGL** χρησιμοποιούνται για γραφικά 2D και 3D υπολογιστών.
- **SQLite** παρέχει υποστήριξη βάσης δεδομένων και το **FreeType** παρέχει υποστήριξη γραμματοσειρών.
- **Web-Kit:** Χρησιμοποιείται για την περιήγηση στο web. Είναι ανοιχτού κώδικα και παρέχει όλες τις λειτουργίες για την εμφάνιση περιεχομένου ιστού και την απλοποίηση της φόρτωσης σελίδων.
- **SSL (Secure Sockets Layer)** είναι τεχνολογία ασφάλειας για τη δημιουργία κρυπτογραφημένου συνδέσμου μεταξύ διακομιστή ιστού και του προγράμματος περιήγησης ιστού.

Πυρήνας Linux (Linux Kernel)

Ο Πυρήνας Linux είναι η καρδιά της αρχιτεκτονικής του Android. Διαχειρίζεται όλα τα διαθέσιμα προγράμματα οδήγησης, όπως προγράμματα οθόνης, κάμερας, Bluetooth, ήχου, μνήμης κ.λπ. που απαιτούνται κατά τη διάρκεια του χρόνου εκτέλεσης.

Ο πυρήνας Linux παρέχει ένα επίπεδο αφαίρεσης μεταξύ του υλικού της συσκευής και των άλλων στοιχείων της αρχιτεκτονικής του Android. Είναι υπεύθυνο για τη διαχείριση της μνήμης, της ισχύος, των συσκευών κ.λπ.

Τα χαρακτηριστικά του πυρήνα Linux είναι:

- **Ασφάλεια (Security):** Ο πυρήνας Linux χειρίζεται την ασφάλεια μεταξύ της εφαρμογής και του συστήματος.
- **Διαχείριση μνήμης (Memory Management):** Διαχειρίζεται αποτελεσματικά τη διαχείριση μνήμης παρέχοντας έτσι την ελευθερία να αναπτύξουμε τις εφαρμογές μας.
- **Διαχείριση Διαδικασιών (Process Management):** Κατανέμει πόρους σε διαδικασίες όποτε τις χρειάζονται.
- **Δίκτυο (Network Stack):** Διαχειρίζεται αποτελεσματικά την επικοινωνία δικτύου.
- **Πρότυπο προγράμματος οδήγησης (Driver Model):** Διασφαλίζει ότι η εφαρμογή λειτουργεί σωστά στους κατασκευαστές συσκευών και υλικού, οι οποίοι είναι υπεύθυνοι για τη δημιουργία των προγραμμάτων οδήγησης τους στην έκδοση Linux.

Κεφάλαιο 4 - Arduino

4.1 Ιστορία του Arduino

Το έργο Arduino ξεκίνησε στο Interaction Design Institute Ivrea (IDII) στην Ivrea της Ιταλίας. Εκείνη την εποχή, οι μαθητές χρησιμοποίησαν έναν μικροελεγκτή BASIC Stamp με κόστος 50\$, που ήταν ένα σημαντικό κόστος για πολλούς μαθητές. Ο στόχος του έργου ήταν η δημιουργία απλών εργαλείων χαμηλού κόστους για τη δημιουργία ψηφιακών έργων και από μη μηχανικούς.

Η αρχική πλατφόρμα καλωδίωσης που καλούνταν Wiring αποτελούνταν από μια πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος (PCB) με έναν μικροελεγκτή ATmega168. Ο προγραμματισμός γινόταν μέσω ενός IDE που βασιζόταν σε λειτουργίες επεξεργασίας με τη χρήση βιβλιοθηκών. Το 2005, ο Massimo Banzi, με τον David Mellis και τον David Cuartielles, επέκτεινε την καλωδίωση προσθέτοντας υποστήριξη για τον φθηνότερο μικροελεγκτή ATmega8.

Το νέο έργο, που βασίστηκε στο Wiring, ονομάστηκε Arduino. Μετά την ολοκλήρωση της πλατφόρμας, νέες εκδόσεις λιγότερο απαιτητικές σε υπολογιστικούς πόρους και πιο οικονομικές διανεμήθηκαν στην κοινότητα ανοιχτού κώδικα. Υπολογίστηκε στα μέσα του 2011 ότι πάνω από 300.000 γνήσια Arduinos είχαν παραχθεί στο εμπόριο, και το 2013 έφτασαν τις 700.000.

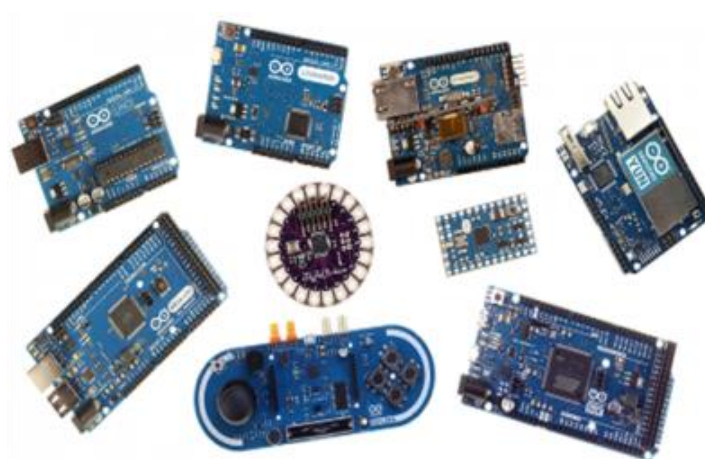
Εφαρμογή τηλεϊατρικής σε Android για λήψη και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων με τη χρήση Arduino



Εικόνα 24. Λογότυπο Arduino





4.2 Χαρακτηριστικά του Arduino

Το Arduino είναι ένας μικρολεγκτής ανοιχτού κώδικα και αρχιτεκτονικής που χρησιμοποιείται ευρέως στη κατασκευή κάθε λογής ψηφιακών συσκευών. Τα προϊόντα υλικού της διαθέτουν άδεια χρήσης CC-BY-SA, ενώ το λογισμικό διαθέτει άδεια βάσει της άδειας GNU Lesser General Public License (LGPL) ή της GNU General Public License (GPL), που επιτρέπει την κατασκευή πλακετών Arduino και διανομής λογισμικού από οποιονδήποτε. Τα σχέδια της πλακέτας Arduino χρησιμοποιούν μια ποικιλία μικροεπεξεργαστών και ελεγκτών. Οι πλακέτες είναι εξοπλισμένες με σετ ψηφιακών και αναλογικών ακίδων εισόδου/εξόδου (I/O) που μπορούν να διασυνδεθούν με διάφορες πλακέτες επέκτασης (shields) ή με πλακέτες δοκιμών χωρίς κολλήσεις (breadboards) για πρωτότυπα και άλλα κυκλώματα. Τα Arduino διαθέτουν διασυνδέσεις σειριακών επικοινωνιών, συμπεριλαμβανομένου του Universal Serial Bus (USB) σε ορισμένα μοντέλα, τα οποία χρησιμοποιούνται επίσης για τη φόρτωση προγραμμάτων από προσωπικούς υπολογιστές. Οι μικροελεγκτές μπορούν να προγραμματιστούν χρησιμοποιώντας τις γλώσσες προγραμματισμού C και C++, χρησιμοποιώντας ένα τυπικό API που είναι επίσης γνωστό ως "γλώσσα Arduino". Το Arduino παρέχει ένα ολοκληρωμένο περιβάλλον ανάπτυξης (IDE) και ένα εργαλείο γραμμής εντολών (arduino-cli) που αναπτύχθηκε στο Go.



Εικόνα 26. Μερικές εκδόσεις Arduino

Οι περισσότερες πλακέτες Arduino αποτελούνται από έναν μικροελεγκτή Atmel 8-bit AVR (ATmega8, ATmega168, ATmega328, ATmega1280 ή ATmega2560) με ποικίλες ποσότητες μνήμης flash και δυνατότητες. Οι πλακέτες Arduino χρησιμοποιούν επαφές (pins) μονής ή διπλής σειράς που διευκολύνουν τις συνδέσεις για προγραμματισμό και ενσωμάτωση σε άλλα κυκλώματα. Πολλαπλές συσκευές μπορούν να συνδεθούν με το Arduino με τη χρήση του σειριακού διαύλου I²C κάνοντας χρήση των μοναδικών τους διευθύνσεων. Οι περισσότερες εκδόσεις του Arduino περιλαμβάνουν γραμμικό ρυθμιστή τάσεως στα 5 V και κρυσταλλικό ταλαντωτή 16 MHz.

Πλακέτα Arduino	Επεξεργαστής	Μνήμη	Ψηφιακές εισοδοί/εξοδοί	Αναλογικές εισοδοί/εξοδοί
 Arduino Uno	16Mhz ATmega328	2KB SRAM, 32KB flash	14	6 εισόδους, 0 εξόδους
 Arduino Due	84MHz AT91SAM3X8E	96KB SRAM, 512KB flash	54	12 εισόδους, 2 εξόδους
 Arduino Mega	16MHz ATmega2560	8KB SRAM, 256KB flash	54	16 εισόδους, 0 εξόδους
 Arduino Leonardo	16MHz ATmega32u4	2.5KB SRAM, 32KB flash	20	12 εισόδους, 0 εξόδους

Εικόνα 27. Χαρακτηριστικά μερικών εκδόσεων Arduino

Οι μικροελεγκτές Arduino είναι προγραμματισμένοι με ένα boot loader που απλοποιεί την αποστολή προγραμμάτων στη μνήμη flash on-chip. Ο προεπιλεγμένος bootloader του Arduino Uno είναι ο bootloader Optiboot. Οι τρέχουσες πλακέτες Arduino προγραμματίζονται μέσω Universal Serial Bus (USB), που υλοποιούνται χρησιμοποιώντας τσιπ προσαρμογέα USB σε σειρές όπως το FTDI ή FT232.

Κεφάλαιο 5 - Προγράμματα & Εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν

Για την δημιουργία της διπλωματικής εργασίας χρησιμοποιήθηκαν δυο προγράμματα. Για την ανάπτυξη της εφαρμογής χρησιμοποιήθηκε το Android Studio και για το αποστολή και λήψη βιοσημάτων από τον αισθητήρα χρησιμοποιήθηκε το Arduino IDE.

5.1 Android Studio

Το Android Studio είναι το επίσημο περιβάλλον ανάπτυξης εφαρμογών (IDE) για το λειτουργικό σύστημα Android της Google, και βασίζεται στο λογισμικό IntelliJ IDEA της JetBrains και έχει σχεδιαστεί αποκλειστικά για την ανάπτυξη εφαρμογών Android. Είναι διαθέσιμο για λήψη σε λειτουργικά συστήματα που βασίζονται σε Windows, macOS και Linux ή ως συνδρομητική υπηρεσία από το 2020. Αντικαθιστά το Eclipse Android Development Tools (E-ADT) ως το κύριο IDE για την εγγενή ανάπτυξη εφαρμογών Android.

Εφαρμογή τηλεϊατρικής σε Android για λήψη και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων με τη χρήση Arduino



Εικόνα 28. Trademark of Android Studio 4.1

Το Android Studio ανακοινώθηκε στις 16 Μαΐου 2013 στο συνέδριο Google I/O. Ήταν στο στάδιο πρώιμης πρόσβασης ξεκινώντας από την έκδοση 0.1 τον Μάιο του 2013 και μετά μπήκε στο στάδιο beta ξεκινώντας από την έκδοση 0.8 η οποία κυκλοφόρησε τον Ιούνιο του 2014. Η πρώτη σταθερή έκδοση κυκλοφόρησε τον Δεκέμβριο του 2014, ξεκινώντας από την έκδοση 1.0.

5.1.1 Γενικά Χαρακτηριστικά

Το Android Studio προσφέρει πολλές υπηρεσίες στους χρήστες, μερικές από αυτές είναι οι παρακάτω:

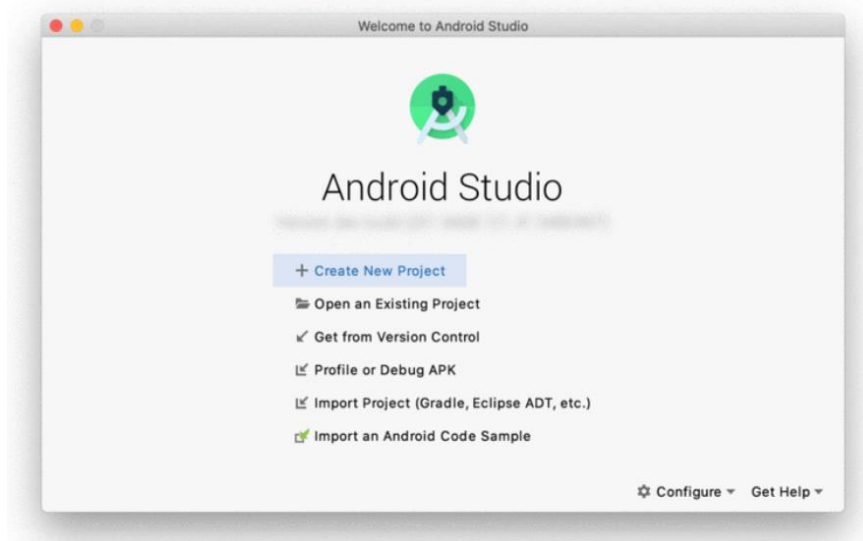
- **Εφαρμογή αλλαγών:** Η δυνατότητα Εφαρμογής αλλαγών του Android Studio σας επιτρέπει να προωθήσετε αλλαγές κώδικα και πόρων στην τρέχουσα εφαρμογή σας χωρίς επανεκκίνηση της εφαρμογής σας και, σε ορισμένες περιπτώσεις, χωρίς επανεκκίνηση της τρέχουσας δραστηριότητας. Αυτή η ευελιξία σας βοηθά να ελέγχετε πότε θα γίνεται επανεκκίνηση της εφαρμογής σας όταν θέλετε να αναπτύξετε και να δοκιμάσετε μικρές, σταδιακές αλλαγές, διατηρώντας παράλληλα την τρέχουσα κατάσταση της συσκευής σας.
- **Ευφυής επεξεργαστής κώδικα:** Το πρόγραμμα επεξεργασίας κώδικα σας βοηθά να γράφετε καλύτερο κώδικα, να εργάζεστε πιο γρήγορα και να είστε πιο παραγωγικοί. Καθώς πληκτρολογείτε, το Android Studio παρέχει προτάσεις σε μια αναπτυσσόμενη λίστα. Απλώς πατήστε Tab για να εισαγάγετε το αντίστοιχο στοιχείο από τη λίστα.
- **Γρήγορος εξομοιωτής πλούσιος σε χαρακτηριστικά:** Το Android Emulator εγκαθιστά και ξεκινά τις εφαρμογές σας γρηγορότερα από μια πραγματική συσκευή και σας επιτρέπει να δοκιμάσετε την εφαρμογή σας σε διάφορες διαμορφώσεις συσκευών Android όπως τηλέφωνα, tablet, Android Wear και συσκευές Android TV. Μπορείτε επίσης να προσομοιώσετε μια ποικιλία δυνατοτήτων υλικού όπως η τοποθεσία GPS, η καθυστέρηση δικτύου, οι αισθητήρες κίνησης και η είσοδος πολλαπλής αφής.
- **Πρότυπα κώδικα και δείγματα εφαρμογών:** Το Android Studio περιλαμβάνει πρότυπα κώδικα που διευκολύνουν την προσθήκη καθιερωμένων μοτίβων όπως μενού πλοήγησης και εμφάνιση σελίδων. Μπορείτε να ξεκινήσετε με ένα πρότυπο κώδικα ή ακόμα και να κάνετε δεξί κλικ σε ένα API στο πρόγραμμα επεξεργασίας και να επιλέξετε «Εύρεση δείγματος κώδικα» για να αναζητήσετε παραδείγματα. Επιπροσθέτως, μπορείτε να εισαγάγετε λειτουργικές εφαρμογές από το GitHub, απευθείας μέσα από την επιλογή δημιουργία νέου έργου.
- **Ευφυΐα:** Το Android Studio παρέχει ένα ισχυρό πλαίσιο στατικής ανάλυσης και περιλαμβάνει πάνω από 365 διαφορετικούς ελέγχους σε ολόκληρη την εφαρμογή σας. Επιπλέον, παρέχει πολλές γρήγορες επιδιορθώσεις που σας βοηθούν να αντιμετωπίσετε ζητήματα σε διάφορες κατηγορίες, όπως απόδοση, ασφάλεια και ορθότητα, με ένα μόνο κλικ.
- **Εργαλεία και πλαίσια δοκιμών:** Το Android Studio παρέχει εκτεταμένα εργαλεία που θα σας βοηθήσουν να δοκιμάσετε τις εφαρμογές σας Android με τη βοήθεια του JUnit 4. Επίσης με το Espresso Test Recorder, μπορείτε να δημιουργήσετε δοκιμαστικό κώδικα καταγράφοντας τις αλληλεπιδράσεις σας με την εφαρμογή σε μια συσκευή ή εξομοιωτή. Μπορείτε να εκτελέσετε τις δοκιμές σας σε μια συσκευή, έναν εξομοιωτή ή στο Firebase Test Lab.

- **Ενσωμάτωση Firebase και Cloud:** Ο Βοηθός Firebase σας βοηθά να συνδέσετε την εφαρμογή σας με τη Firebase και να προσθέσετε υπηρεσίες όπως το Analytics, τον έλεγχο ταυτότητας, τις ειδοποιήσεις και πολλά άλλα με βήμα προς βήμα διαδικασίες μέσα από το Android Studio. Τα ενσωματωμένα εργαλεία για το Google Cloud Platform σας βοηθούν επίσης να ενσωματώσετε την android εφαρμογή σας σε υπηρεσίες όπως το Google Cloud Endpoints.
- **Πρόγραμμα επεξεργασίας διάταξης:** Όταν εργάζεστε με αρχεία διάταξης XML, το Android Studio παρέχει οπτικό πρόγραμμα επεξεργασίας μεταφοράς και απόθεσης (drag & drop) που διευκολύνει τη δημιουργία νέας διάταξης. Ο Επεξεργαστής Διάταξης δημιουργήθηκε ταυτόχρονα με το ConstraintLayout API, ώστε να μπορείτε να δημιουργήσετε γρήγορα μια διάταξη που προσαρμόζεται σε διαφορετικά μεγέθη οθόνης σύροντας τις προβολές στη θέση τους και προσθέτοντας στη συνέχεια περιορισμούς διάταξης με μερικά μόνο κλικ.
- **Αναλυτής APK:** Μπορείτε να χρησιμοποιήσετε τον Αναλυτή APK για να ελέγξετε εύκολα τα περιεχόμενα του APK σας. Αποκαλύπτει το μέγεθος κάθε στοιχείου, ώστε να μπορείτε να προσδιορίσετε τρόπους μείωσης του συνολικού μεγέθους του τελικού αρχείου APK. Σας επιτρέπει επίσης να κάνετε προεπισκόπηση και να συγκρίνετε τις διαφορές μεταξύ δύο APK.
- **Vector Asset Studio:** Το Android Studio διευκολύνει τη δημιουργία ενός νέου στοιχείου εικόνας για κάθε μέγεθος οθόνης. Με το Vector Asset Studio, μπορείτε να επιλέξετε από εικονίδια σχεδιασμού που παρέχονται από την Google ή να εισαγάγετε ένα αρχείο SVG ή PSD. Το Vector Asset Studio μπορεί επίσης να δημιουργήσει αρχεία bitmap για κάθε ανάλυση οθόνης για να υποστηρίξει παλαιότερες εκδόσεις Android που δεν υποστηρίζουν τη διανυσματική μορφή (android vector drawable).
- **Επεξεργαστής μεταφράσεων:** Ο Επεξεργαστής μεταφράσεων σας παρέχει μια μοναδική προβολή όλων των μεταφρασμένων πόρων σας, καθιστώντας εύκολη την αλλαγή ή την προσθήκη μεταφράσεων και την εύρεση μεταφράσεων που λείπουν χωρίς να ανοίξετε κάθε έκδοση του αρχείου strings.xml .

5.1.2 Το γραφικό περιβάλλον του Android Studio

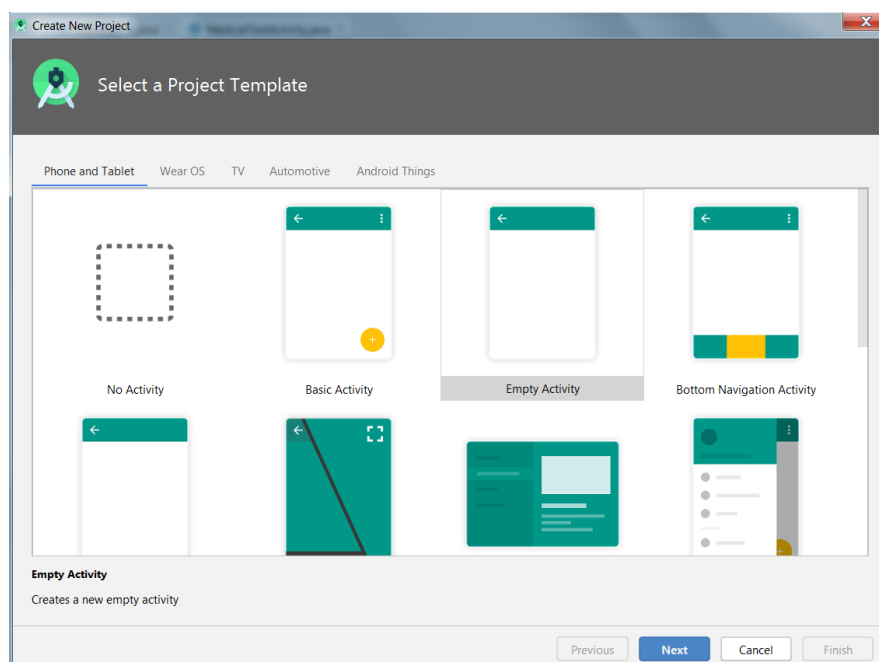
Το γραφικό περιβάλλον του Android Studio είναι αρκετά φιλικό προς το χρήστη παρέχοντας ταυτόχρονα μια πληθώρα βοηθημάτων και εργαλείων για την όσο τον δυνατών πιο εύκολη και γρήγορη ανάπτυξη εφαρμογών.

Ξεκινώντας το android studio αρχικά θα δούμε μια οθόνη για δημιουργία νέου ή εισαγωγή υπάρχοντος Project.



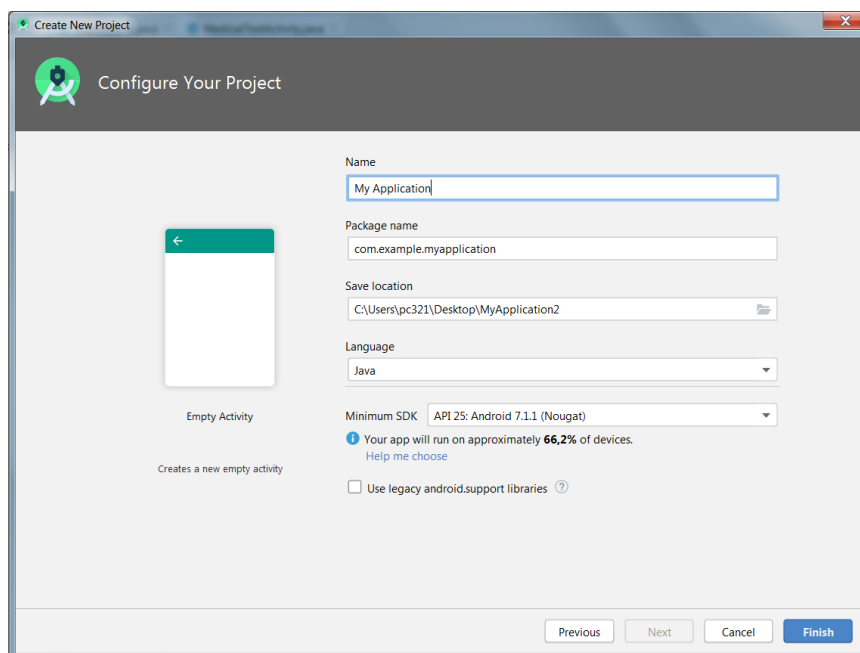
Εικόνα 30. Δημιουργία ή εισαγωγή project

Στη συνέχεια εμφανίζεται η δυνατότητα επιλογής κάποιου προτύπου(template) για διευκόλυνση του χρήστη και αυτόματη δημιουργία κάποιου μέρους του αρχικού κώδικα.



Εικόνα 31. Επιλογή Template

Μετά ο χρήστης πρέπει να επιλέξει το όνομα της εφαρμογής, τον φάκελο για την αποθήκευση, τη γλώσσα που θα χρησιμοποιήσει για την ανάπτυξη της εφαρμογής μεταξύ Java και Kotlin και τέλος επιλέγει το ελάχιστο SDK που θα πρέπει να έχει εγκατεστημένο η συσκευή προκειμένου να δουλέψει σωστά η εφαρμογή.



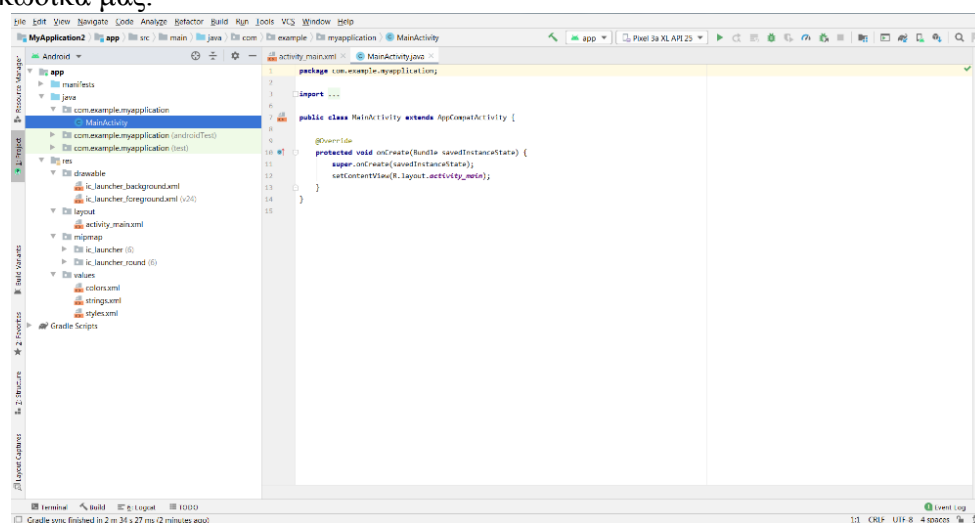
Αφού γίνουν οι προηγούμενες ρυθμίσεις θα οδηγηθούμε στην κεντρική σελίδα της εφαρμογής που μπορούμε να δημιουργήσουμε την εφαρμογή μας.

Στο πάνω μέρος βρίσκεται η μπάρα επιλογών όπου ο χρήστης μπορεί να πλοηγηθεί στις διαθέσιμες ρυθμίσεις του android studio.

Ακριβώς από κάτω από αριστερά προς τα δεξιά βλέπουμε αρχικά τη διαδρομή του αρχείου που επεξεργαζόμαστε μέσα στο project μας, στη συνέχεια μπορούμε να επιλέξουμε τον τρόπο (device ή emulator) που θα τρέξουμε την εφαρμογή μας καθώς και επιλογές για αποσφαλμάτωση.

Στα αριστερά της οθόνης βλέπουμε το navigation view panel όπου μας παρουσιάζεται η διάρθρωση των αρχείων της εφαρμογής μας και μπορούμε να πλοηγηθούμε σε αυτά.

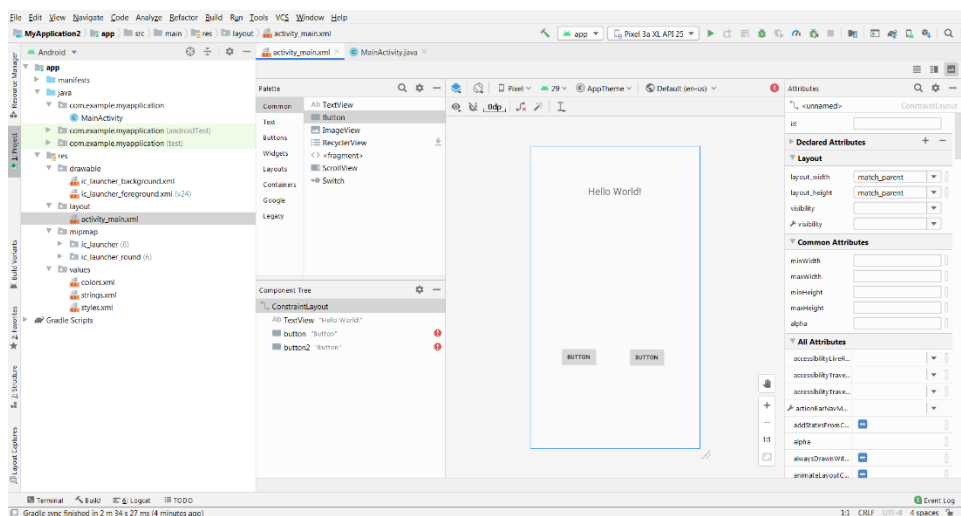
Στο δεξιό μέρος της οθόνης βλέπουμε το παράθυρο που μπορούμε να γράψουμε τον κώδικα μας.



Εικόνα 32. Κεντρική οθόνη Android Studio

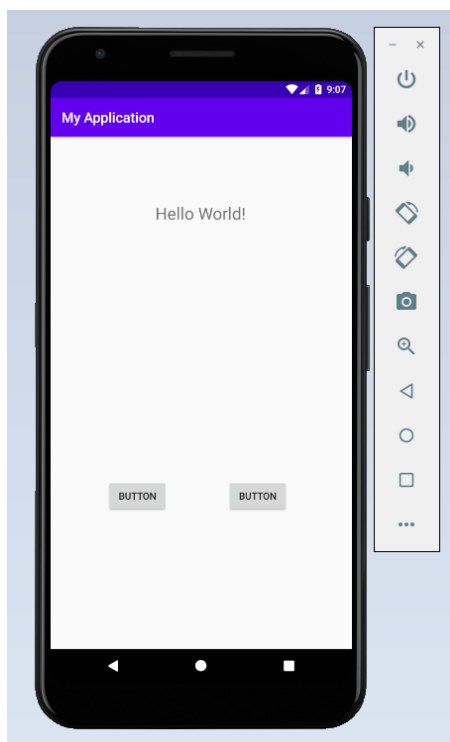
Ανοίγοντας ένα αρχείο .xml από την αριστερή στήλη ξεκινάει αυτόματα ο xml editor που μας δίνει 3 επιλογές. 1) Code : γράφουμε απευθείας xml κώδικα, 2) Split : Εφαρμογή τηλεϊατρικής σε Android για λήψη και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων με τη χρήση Arduino

γράφουμε στη μια πλευρά της οθόνης κώδικα και στην άλλη βλέπουμε απευθείας προεπισκόπηση της οθόνης της συσκευής, 3) Design : Μέσω drag & Drop δημιουργούμε τη μορφή που θέλουμε και το android studio αναλαμβάνει να γράψει τον κώδικα xml.



Εικόνα 33. Xml Editor (Design Preview)

Τέλος το android studio περιλαμβάνει emulator δίνοντας στο χρήστη τη δυνατότητα να επιλέξει μεταξύ μια πληθώρας συσκευών ώστε να δοκιμάσει αν την εφαρμογή του.



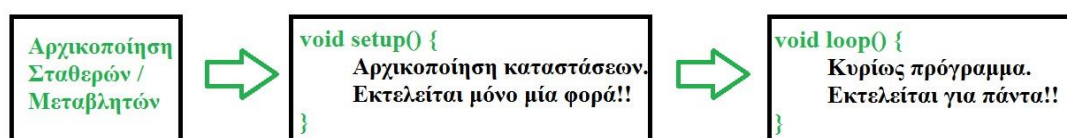
Εικόνα 34. Android Studio Emulator

5.2 Arduino IDE

Το Arduino Integrated Development Environment (IDE) είναι μια εφαρμογή πολλαπλών πλατφορμών (για Windows, macOS, Linux) που είναι γραμμένη σε γλώσσα C και C ++. Χρησιμοποιείται για την εγγραφή και αποστολή προγραμμάτων σε συμβατές πλακέτες Arduino.

Ο πηγαίος κώδικας για το IDE κυκλοφορεί υπό την άδεια χρήσης GNU General Public License, έκδοση 2. Το Arduino IDE υποστηρίζει τις γλώσσες C και C ++ χρησιμοποιώντας ειδικούς κανόνες δομής κώδικα. Το Arduino IDE παρέχει μια βιβλιοθήκη λογισμικού από τον πρόγονο του το Wiring, η οποία παρέχει πολλές κοινές διαδικασίες εισόδου και εξόδου.

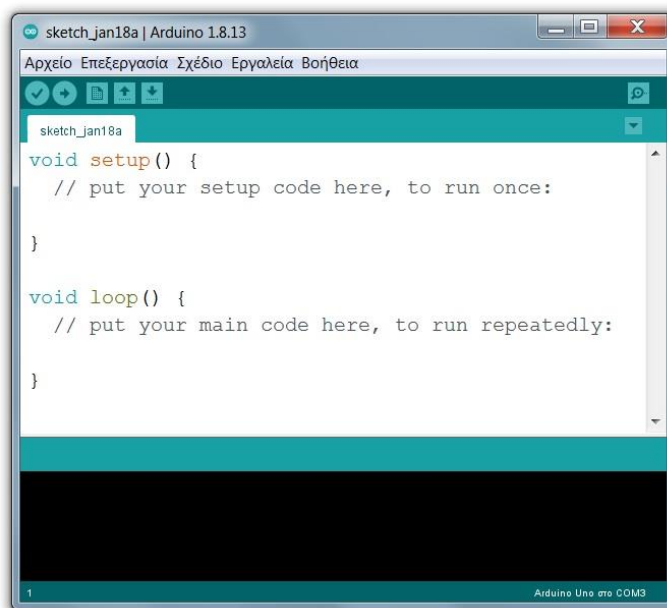
Ο κώδικας που γράφει ο χρήστης χωρίζεται σε τρία μέρη. Αρχικά γίνεται η αρχικοποίηση των μεταβλητών και των σταθερών στην συνέχεια γίνεται η αρχικοποίηση των καταστάσεων(void setup()), η οποία εκτελείται μόνο μια φορά και στο τέλος έχουμε το κυρίως πρόγραμμα το οποίο εκτελείται πάντα (void loop()).



Εικόνα 35. Ιεραρχία εκτέλεσης κώδικα στο arduino

5.2.1 Το γραφικό περιβάλλον του Arduino IDE

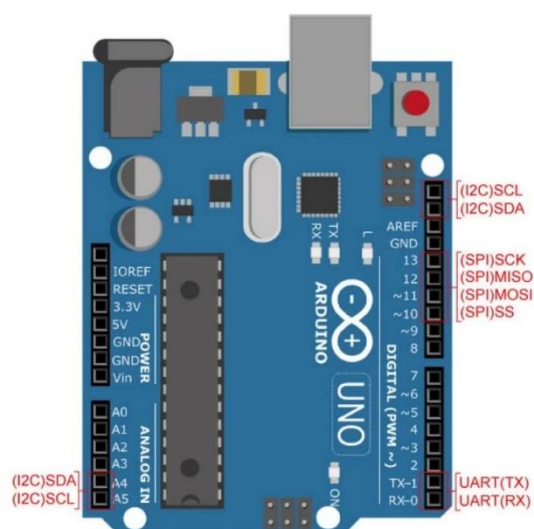
Το γραφικό περιβάλλον του Arduino αποτελείται από έναν επεξεργαστή κώδικα όπου γράφετε τον κώδικα που θέλετε να ανεβάσετε στην πλακέτα. Στο επάνω μέρος διαθέτει επίσης μερικά γρήγορα κουμπιά και μενού για διάφορες λειτουργίες. Μερικές από τις λειτουργίες είναι «Επικύρωση κώδικα», «Ανέβασμα κώδικα στην πλακέτα» κ.α. Επίσης μας δίνεται η δυνατότητα να παρακολουθούμε τη σειριακή θύρα και να μπορούμε απευθείας να επικοινωνούμε με το Arduino. Όταν δοκιμάζουμε τον κώδικα μας, υπάρχει στο κάτω μέρος της οθόνης μια περιοχή ειδοποιήσεων και μια γραμμή κατάστασης που παρέχουν πληροφορίες σχετικά με τυχόν σφάλματα.



Εικόνα 36. Arduino IDE

Κεφάλαιο 6 - Πρωτόκολλα Επικοινωνίας μεταξύ συσκευών

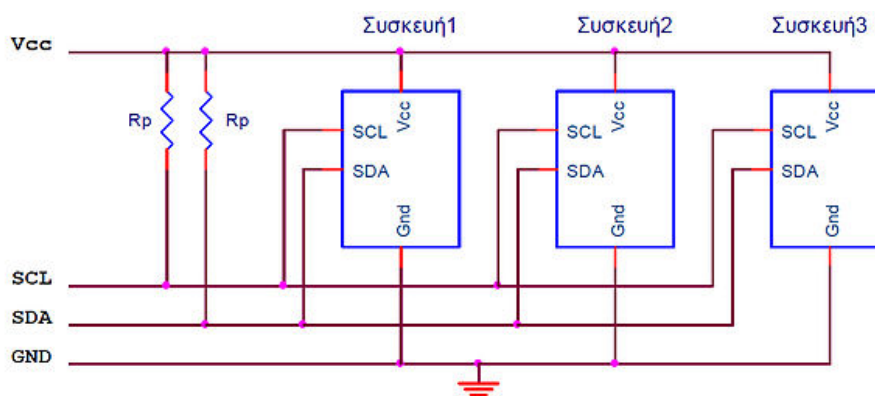
Πριν αναλύσουμε τις λειτουργίες και τη συνδεσιμότητα των αισθητήρων θα κάνουμε μια σύντομη αναφορά στους τρόπους με τους οποίους επιτυγχάνεται η επικοινωνία μεταξύ δύο συσκευών. Συγκεκριμένα για το Arduino υπάρχουν 3 πρωτόκολλα, το I2C (Inter-Integrated Circuit) ,το UART (Universal Asynchronous Reception and Transmission) και το SPI (Serial Peripheral Interface).



Εικόνα 37. Υποδοχές συνδέσεις για UART, I2C και SPI σε Arduino UNO.

6.1 Πρωτόκολλο επικοινωνίας I2C

Στο πρωτόκολλο I²C (Inter-Integrated Circuit) έχουμε μια συσκευή πρωτεύουσα (master) και μπορούμε να έχουμε αρκετές δευτερεύουσες (slaves). Στην περίπτωση μας η master συσκευή είναι το Arduino και η slave ο αισθητήρας max30100.



Εικόνα 38. Διάλυος I2C

Στο παραπάνω διάγραμμα βλέπουμε τη συνδεσμολογία μεταξύ τριών συσκευών. Από τα καλώδια που συνδέονται σε κάθε συσκευή μόνο δύο χρησιμοποιούνται για την μεταφορά δεδομένων, αυτά είναι τα SCL και SDA. Τα δύο καλώδια ή γραμμές ονομάζονται γραμμή ρολογιού (Serial Clock(SCL)) και γραμμή δεδομένων (Serial Data(SDA)). Η γραμμή SCL είναι το σήμα ρολογιού που συγχρονίζει τη μεταφορά δεδομένων μεταξύ των συσκευών στο διάλυο I²C και δημιουργείται από την πρωτεύουσα(master) συσκευή. Η άλλη γραμμή είναι η γραμμή SDA που μεταφέρει τα δεδομένα.

Εκτός από τα καλώδια που μεταφέρουν δεδομένα, απαιτούνται και δύο ακόμη καλώδια όπως βλέπουμε και στην εικόνα, το ένα είναι η γείωση (GND) και το άλλο η τροφοδοσία (VCC) για όλες τις συσκευές του διαλύου. Αν και η τάση για κάθε συσκευή μπορεί να είναι διαφορετική, συνήθως χρησιμοποιούμε +5 V ή +3,3 V.

Ο μέγιστος αριθμός συσκευών, που μπορούν να συνδεθούν στον διάλυο, εξαρτάται από τον αριθμό των διαθέσιμων διευθύνσεων. Στο διάλυο I²C κάθε συσκευή πρέπει να έχει μοναδική διεύθυνση. Το εύρος των διευθύνσεων είναι από 0 έως 127 και επειδή τις γράφουμε σε μορφή hex γίνεται 0 έως 0x7F. Όπως γίνεται αντιληπτό αν για παράδειγμα έχουμε δύο αισθητήρες βαρομετρικής πίεσης και οι δύο έχουν την ίδια διεύθυνση τότε δεν μπορούμε να τους συνδέσουμε στις ίδιες γραμμές SDL και SCA.

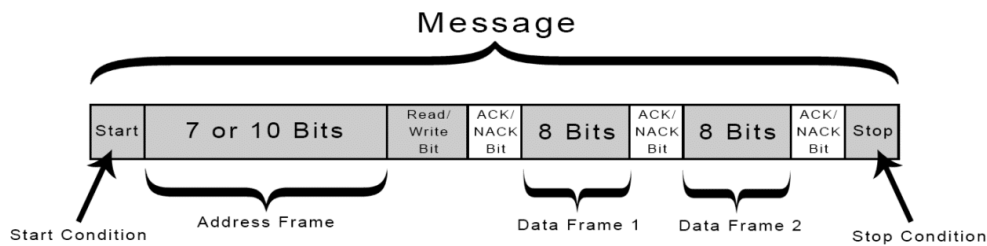
Οι γραμμές SCL και SDA είναι τύπου ανοικτού-απαγωγού (open drain). Αυτό σημαίνει ότι κάθε μία από αυτές τις δύο γραμμές, πρέπει να συνδέεται με μία αντίσταση(R_p) στην γραμμή τροφοδοσίας, όπως φαίνεται στο παραπάνω σχήμα. Η αντίσταση αυτή ονομάζεται αντίσταση τερματισμού (ή pull up resistor). Επειδή ο αισθητήρας Max30100 αντιμετωπίζει εκ κατασκευής σφάλματα σε σχεδιαστικό επίπεδο πλακέτας θα αναγκαστούμε να επέμβουμε στην πλακέτα και να την τροποποιήσουμε στο σημείο που συνδέονται οι pull-up αντιστάσεις.

Όπως αναφέραμε και παραπάνω στον διάλυο I²C μπορούμε να συνδέσουμε διάφορες συσκευές που όπως είναι λογικό οι συσκευές αυτές μπορεί να έχουν διαφορετικές τάσεις λειτουργίας, άρα προκύπτει το ερώτημα σε ποια τάση θα αλλάζει από το λογικό 0 (Low state) στο λογικό 1 (High state).

Συγκεκριμένα για το Arduino που χρησιμοποιούμε εμείς οποιαδήποτε τάση μεγαλύτερη των 3V θεωρείται ως λογικό 1 και μικρότερη λογικό 0.

6.1.1 Τρόπος λειτουργίας πρωτοκόλλου

Με το I²C, τα δεδομένα μεταφέρονται σε μηνύματα. Τα μηνύματα χωρίζονται σε πλαίσια δεδομένων. Κάθε ένα από αυτά τα μηνύματα έχει ένα πλαίσιο διεύθυνσης που περιέχει τη δυαδική διεύθυνση της slave συσκευής και ένα ή περισσότερα πλαίσια δεδομένων που περιέχουν τα δεδομένα που μεταδίδονται. Το μήνυμα περιλαμβάνει επίσης συνθήκες έναρξης και διακοπής, bit ανάγνωσης / εγγραφής και bit ACK / NACK μεταξύ κάθε πλαισίου δεδομένων:



Εικόνα 39. Πλαίσιο μηνύματος στο πρωτόκολλο I2C

Start Condition: Η γραμμή SDA αλλάζει από επίπεδο υψηλής τάσης σε επίπεδο χαμηλής τάσης πριν η γραμμή SCL αλλάξει από υψηλή σε χαμηλή.

Stop Condition: Η γραμμή SDA αλλάζει από επίπεδο χαμηλής τάσης σε επίπεδο υψηλής τάσης αφού η γραμμή SCL αλλάξει από χαμηλή σε υψηλή.

Address Frame: Μια ακολουθία 7 ή 10 bits μοναδική για κάθε slave συσκευή που προσδιορίζει την slave όταν η master θέλει να της μιλήσει.

Bit / Read Bit: Ένα bit που καθορίζει εάν η master συσκευή αποστέλλει δεδομένα στη συσκευή slave (επίπεδο χαμηλής τάσης) ή ζητά δεδομένα από αυτή (επίπεδο υψηλής τάσης).

ACK / NACK Bit: Κάθε πλαίσιο σε ένα μήνυμα ακολουθείται από bit αναγνώρισης / μη αναγνώρισης. Εάν ένα πλαίσιο διεύθυνσης ή ένα πλαίσιο δεδομένων ελήφθη με επιτυχία, ένα bit ACK επιστρέφεται στον αποστολέα από τη συσκευή λήψης.

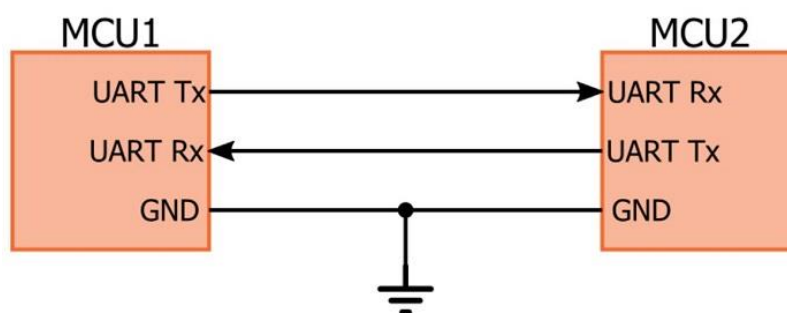
Αφού η master συσκευή εντοπίσει το bit ACK από τη slave, το πρώτο πλαίσιο δεδομένων είναι έτοιμο για αποστολή. Το πλαίσιο δεδομένων έχει πάντα 8 bits και αποστέλλεται πρώτα με το πιο σημαντικό bit. Κάθε πλαίσιο δεδομένων ακολουθείται αμέσως από ένα bit ACK / NACK για να επιβεβαιωθεί ότι το πλαίσιο έχει ληφθεί με επιτυχία. Το bit ACK πρέπει να ληφθεί είτε από τον κύριο είτε από τον υποκείμενο (ανάλογα με το ποιος στέλνει τα δεδομένα) πριν από την αποστολή του επόμενου πλαισίου δεδομένων. Μετά την αποστολή όλων των πλαισίων δεδομένων, η master συσκευή μπορεί να στείλει μια κατάσταση διακοπής στον υποτελή για να διακόψει τη μετάδοση. Η κατάσταση διακοπής είναι μια μετάβαση τάσης από χαμηλή σε υψηλή στη γραμμή SDA μετά από χαμηλή σε υψηλή μετάβαση στη γραμμή SCL, με τη γραμμή SCL να παραμένει υψηλή.

6.2 Πρωτόκολλο επικοινωνίας UART

Ένα από τα πιο βασικά πρωτόκολλα επικοινωνίας στα ηλεκτρονικά είναι το σειριακό πρωτόκολλο Universal Asynchronous Receive Transmit (UART). Το πρωτόκολλο UART επιτρέπει σε δύο συσκευές να επικοινωνούν μεταξύ τους. Το πρωτόκολλο απαιτεί δύο καλώδια μεταξύ των συσκευών που επικοινωνούν. ένα για κάθε κατεύθυνση επικοινωνίας. Κάθε συσκευή διαθέτει μια ανεξάρτητη μονάδα μετάδοσης και λήψης. Αυτές οι μονάδες δεν χρειάζεται να είναι συγχρονισμένες μεταξύ τους. Όταν μια συσκευή μεταδίδει, στέλνει δεδομένα ως μια σειρά (δηλαδή σειριακά) παλμών. Κάθε παλμός αντιπροσωπεύει ένα bit δεδομένων, οπότε ένα byte (8 bits) δεδομένων αποστέλλεται ως οκτώ παλμοί στο καλώδιο. Αυτοί οι παλμοί αποστέλλονται με ένα συγκεκριμένο, προκαθορισμένο χρονισμό που ονομάζεται baud rate που πρέπει να κατανοηθεί και από τις δύο συσκευές.

6.2.1 Σύνδεση Συσκευών

Για να επικοινωνούν δύο συσκευές με σειριακό UART, πρέπει να τα συνδέσουν τρία καλώδια. Τα δύο πρώτα είναι καλώδια επικοινωνίας. Η μετάδοση (TX) του πρώτου πρέπει να συνδεθεί με τη λήψη (RX) του δεύτερου και το TX του δεύτερου στο RX του πρώτου. Το τρίτο καλώδιο πρέπει να συνδεθεί με τη γείωση (GND). Οι συσκευές πρέπει να έχουν μια κοινή γείωση, διαφορετικά οι παλμοί ενδέχεται να μην κυμαίνονται από 0V έως 5V. Μπορεί να είναι από -5V έως 0V, το οποίο δεν θα καταγραφεί ως παλμός στην άλλη συσκευή. Οι ακίδες TX και RX μιας πλακέτας Arduino είναι οι ακίδες D0 και D1 και συνδέονται εσωτερικά με τη γέφυρα UART-USB της πλακέτας Arduino. Αυτό σημαίνει ότι, όταν η πλακέτα είναι συνδεδεμένη στον υπολογιστή μέσω USB, το UART της πλακέτας Arduino είναι ήδη συνδεδεμένο σε μια εικονική σειριακή θύρα στον υπολογιστή (π.χ COM5). Αυτό επιτρέπει στον πίνακα να στέλνει και να λαμβάνει σειριακά δεδομένα με σειριακό τερματικό στον υπολογιστή.



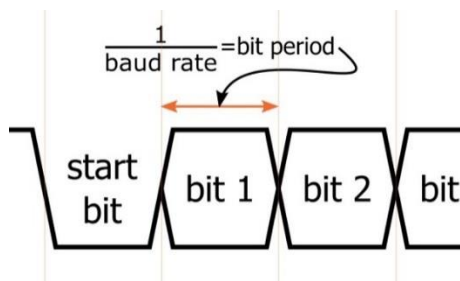
Εικόνα 40. Σύνδεση 2 συσκευών με UART

6.2.2 Baud Rate (Ρυθμός μετάδοσης συμβόλων)

Όπως αναφέραμε και πιο πριν baud rate είναι ο ρυθμός που αποστέλλονται τα δεδομένα σε ένα προκαθορισμένο χρονικό διάστημα. Το πιο κοινό baud rate για το UART είναι 9600 bits ανά δευτερόλεπτο (bps). Άλλα συνήθεις baud rates είναι 300, 600, 1200, 2400, 4800, 19200, 38400, 57600, 74880 και 115200 bps. Ας μην ξεχνάμε ότι το baud rate πρέπει να είναι κοινό και να μπορεί το υλικό(hardware) να το υποστηρίξει. Υπάρχουν περιπτώσεις που το υλικό μπορεί να περιορίσει την πραγματική ταχύτητα των επικοινωνιών, αυτό οφείλεται κυρίως στο μήκος των καλωδίων μετάδοσης UART. Για παράδειγμα στο Arduino η επικοινωνία μεταξύ του

Εφαρμογή τηλεϊατρικής σε Android για λήψη και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων με τη χρήση Arduino

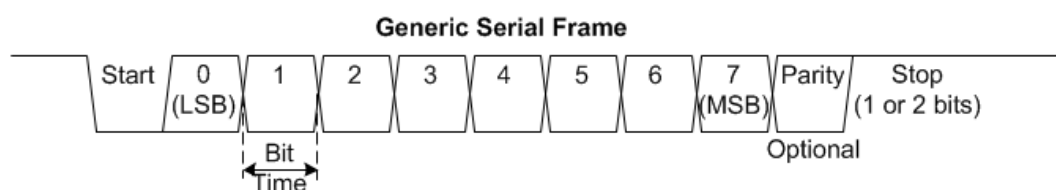
επεξεργαστή Atmel MCU και των UART pins TX-1 και RX-0 γίνεται στα 115200 bps επειδή το πραγματικό μήκος των καλωδίων είναι πολύ μικρό και πάνω στην ίδια πλακέτα. Εάν όμως συνδέσουμε δύο πλακέτες Arduino μαζί με τους ακροδέκτες TX και RX (UART) και μακριά καλώδια, ίσως χρειαστεί να μειώσουμε την ταχύτητα επικοινωνίας για να διασφαλίσουμε την ακεραιότητα των επικοινωνιών.



Εικόνα 41. Υπολογισμός Baud Rate

6.2.3 Πλαίσιο δεδομένων

Στο πρωτόκολλο UART, ένα byte δεδομένων αποστέλλεται σε ένα πλαίσιο δεδομένων ή ένα πακέτο. Ένα πλαίσιο περιλαμβάνει τα δεδομένα μαζί με κάποιες άλλες πληροφορίες για να διασφαλιστεί ότι τα δεδομένα κοινοποιούνται με ακρίβεια.



Εικόνα 42. Πλαίσιο δεδομένων UART

Start Bit (Bit εκκίνησης): Κάθε πλαίσιο δεδομένων ξεκινά με ένα bit έναρξης. Αυτό επιτρέπει στη συσκευή λήψης να γνωρίζει ότι πρόκειται να αποσταλούν δεδομένα. Υπάρχει πάντα ένα bit εκκίνησης και υποδηλώνεται ότι η γραμμή δεδομένων από HIGH γίνεται LOW.

Data Block (μπλοκ δεδομένων): Αποστέλλεται αμέσως μετά το bit έναρξης. Συνήθως, ένα πλήρες byte που είναι 8-bits αποστέλλεται σε κάθε καρέ. Ωστόσο, στην πραγματικότητα πρέπει να επιλέξετε την αποστολή από 5-8 bits δεδομένων στο μπλοκ. Όμως προκύπτει το ερώτημα γιατί να σαπατάμε χρόνο μετάδοσης στέλνοντας κενά bit.

Parity Bit (Bit ισοτιμίας): Χρησιμοποιείται για έλεγχο σφάλματων κατά την λήψη του πακέτου. Υπάρχουν δύο τύποι ελέγχου ισοτιμίας, η άρτια και η περιττή ισοτιμία.

Εάν χρησιμοποιούμε άρτια ισοτιμία, αθροίζονται οι αριθμοί 1 στο μπλοκ δεδομένων. Εάν υπάρχει περιττός αριθμός 1 στα δεδομένα, το bit ισοτιμίας θα είναι 1 για να δημιουργήσει έναν ζυγό αριθμό από 1. Εάν το άθροισμα των 1 στα δεδομένα ήταν ήδη ζυγός, το bit ισοτιμίας θα ήταν μηδέν για να διατηρηθεί ο ζυγός αριθμός.

Εφαρμογή τηλεϊατρικής σε Android για λήψη και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων με τη χρήση Arduino

Όταν χρησιμοποιείτε περιττή ισοτιμία, η κωδικοποίηση αντιστρέφεται. Τα 1 στα δεδομένα αθροίζονται και αν ο αριθμός είναι ζυγός τότε το bit ισοτιμίας θα είναι 1 και θα κάνει τον συνολικό αριθμό μονό. Εάν ο αριθμός των 1 είναι ήδη περιττός αριθμός, το bit ισοτιμίας θα είναι μηδέν.

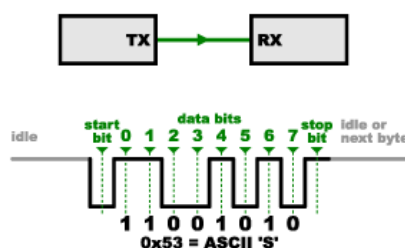
Όταν η άλλη συσκευή λαμβάνει το πλαίσιο δεδομένων, θα μετρήσει τον αριθμό των 1 στα δεδομένα συν το bit ισοτιμίας για να ελέγξει αν η μονή ή ζυγή ισοτιμία είναι σωστή. Εάν η ισοτιμία είναι λανθασμένη, η συσκευή λήψης γνωρίζει ότι τα δεδομένα είναι κατεστραμμένα. Αυτή η απλή μέθοδος ελέγχου σφαλμάτων θα ανιχνεύσει εάν ένα bit είχε καταστραφεί κατά τη μετάδοση. Ωστόσο, δεν μπορεί να ανιχνεύσει εάν ο ζυγός αριθμός δυαδικών ψηφίων (2, 4, κ.λπ.) έχει καταστραφεί επειδή η ισοτιμία θα διατηρηθεί.

Stop Bit(s)(Bit διακοπής): Αυτό το bit υποδηλώνει το τέλος του πακέτου. Τις περισσότερες φορές αποστέλλεται μόνο ένα bit διακοπής και δηλώνεται όταν η γραμμή δεδομένων γίνεται από LOW σε HIGH. Ωστόσο, μπορείτε να επιλέξετε να στείλετε δύο bit διακοπής. Αυτό μειώνει αποτελεσματικά τη συνολική ταχύτητα μετάδοσης δεδομένων στο δίαυλο, προσθέτοντας ένα άλλο bit που πρέπει να μεταδίδεται με κάθε επικοινωνία. Αυτό μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να δώσει σε πιο αργές συσκευές λίγο περισσότερο χρόνο για να «σκεφτούν» μεταξύ των πακέτων.

6.3 Πρωτόκολλο επικοινωνίας SPI

Όπως αναφέραμε παραπάνω μια σειριακή θύρα με γραμμές TX και RX, ονομάζεται "ασύγχρονη" επειδή δεν υπάρχει έλεγχος κατά την αποστολή δεδομένων ή καμία εγγύηση ότι και οι δύο πλευρές λειτουργούν με τον ίδιο ακριβώς ρυθμό. Δεδομένου ότι οι υπολογιστές βασίζονται συνήθως σε όλα όσα συγχρονίζονται με ένα μόνο "ρολόι" αυτό μπορεί να είναι ένα πρόβλημα όταν δύο συστήματα με ελαφρώς διαφορετικά ρολόγια προσπαθούν να επικοινωνούν μεταξύ τους. Για να επιλυθεί αυτό το πρόβλημα, οι ασύγχρονες σειριακές συνδέσεις προσθέτουν επιπλέον bits έναρξης και διακοπής σε κάθε byte, βοηθώντας τον δέκτη να συγχρονίσει τα δεδομένα καθώς φτάνει.

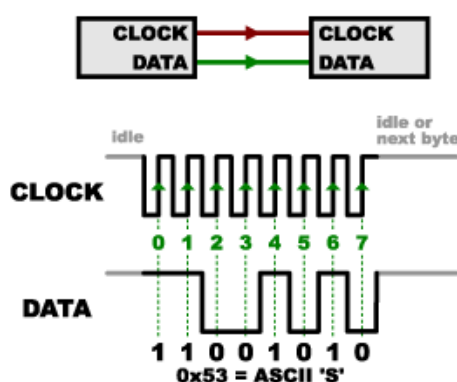
Το ασύγχρονο σειριακό λειτουργεί πολύ καλά, αλλά έχει πολλά έξτρα bit που στέλνονται με κάθε byte, καθώς και το περίπλοκο υλικό που απαιτείται για την αποστολή και λήψη δεδομένων. Και όπως μάλλον έχετε παρατηρήσει στα δικά σας έργα, εάν και οι δύο πλευρές δεν έχουν την ίδια ταχύτητα, τα ληφθέντα δεδομένα θα είναι σκουπίδια. Αυτό συμβαίνει επειδή ο δέκτης δειγματίζει τα bit σε πολύ συγκεκριμένους χρόνους (τα βέλη στο παρακάτω διάγραμμα). Εάν ο δέκτης κοιτάζει λάθος χρόνους, θα δει λάθος bit.



Εικόνα 43. Έλεγχος bits σε συγκεκριμένους χρόνους (πράσινα βέλη)

6.3.1 Λειτουργία SPI πρωτοκόλλου

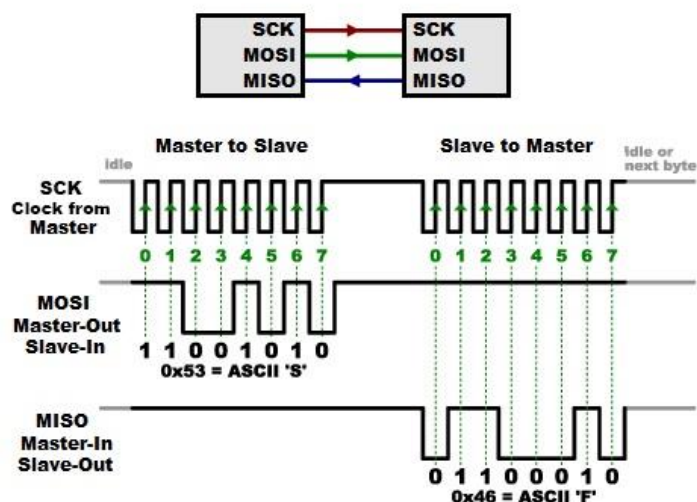
Το πρωτόκολλο SPI έχει ένα διαφορετικό τρόπο λειτουργίας σε σχέση με το ασύγχρονο πρωτόκολλο. Σε αυτή την περίπτωση πρόκειται για ένα συγχρονισμένο διάλυο δεδομένων. Για να πετύχει το συγχρονισμό όμως σημαίνει ότι χρησιμοποιεί ξεχωριστές γραμμές για τα δεδομένα και μια γραμμή που χρησιμοποιείται σαν ρολόι και διατηρεί τις δυο πλευρές σε συγχρονισμένες. Η γραμμή του ρολογιού περιέχει ένα ταλαντωμένο σήμα που υποδεικνύει στο δέκτη πότε να κάνει δειγματοληψία στα bits που κυκλοφορούν στη γραμμή δεδομένων. Η δειγματοληψία μπορεί να γίνει είτε στην άνοδο (δηλαδή από την χαμηλή τάση προς την υψηλή) είτε στην κάθοδο. Όταν ο δέκτης εντοπίσει αυτή την αλλαγή στο σήμα του ρολογιού (πράσινες γραμμές στο παρακάτω σχήμα), τότε θα διαβάσει το αμέσως επόμενο bit στην γραμμή των δεδομένων. Στο συγκεκριμένο πρωτόκολλο δεν είναι σημαντικός ο καθορισμός την ταχύτητας αποστολής των δεδομένων γιατί αποστέλλονται μαζί με το σήμα του ρολογιού. Η ταχύτητα περιορίζεται μονάχα από τη μέγιστη ταχύτητα που μπορούν να λειτουργήσουν οι συσκευές του διαύλου.



Εικόνα 44. Δειγματοληψία σύμφωνα με το ρολόι

Ένας βασικός λόγος που το πρωτόκολλο SPI είναι αρκετά δημοφιλές είναι ότι το υλικό λήψης του σήματος μπορεί να είναι ένας απλός καταχωρητής ολίσθησης (shift register), ένα εξάρτημα πιο απλό και οικονομικό σε σχέση με ένα σύστημα UART. Από τα παραπάνω καταλαβαίνουμε ότι το SPI φαίνεται ιδανικό για μονόδρομες επικοινωνίες, αλλά πως γίνεται να στείλουμε δεδομένα πίσω στην αντίθετη κατεύθυνση.

Στο πρωτόκολλο SPI, μια μόνο από τις συσκευές παράγει το σήμα ρολογιού (συνήθως λέγεται CLK ή SCK για Serial Clock). Η πλευρά που δημιουργεί το ρολόι ονομάζεται "master" και η άλλη πλευρά ονομάζεται "slave". Υπάρχει πάντα μόνο μια συσκευή master (η οποία είναι σχεδόν πάντα ο μικροελεγκτής μας), αλλά μπορεί να υπάρχουν πολλαπλές περιφερειακές συσκευές (slaves). Όταν τα δεδομένα αποστέλλονται από την master σε μια slave, αποστέλλονται σε μια γραμμή δεδομένων που ονομάζεται MOSI, για "Master Out / Slave In". Εάν η slave πρέπει να στείλει μια απάντηση πίσω στην master, η master θα συνεχίσει να δημιουργεί έναν προκαθορισμένο αριθμό κύκλων ρολογιού και η slave θα βάλει τα δεδομένα σε μια τρίτη γραμμή δεδομένων που λέγεται MISO, από το "Master In / Slave Out".



Εικόνα 45. MISO, MOSI, SCK σηματοδότηση

Επειδή η master συσκευή παράγει πάντα το σήμα ρολογιού, πρέπει να γνωρίζει εκ των προτέρων πότε μια slave πρέπει να επιστρέφει δεδομένα και πόσα δεδομένα θα επιστρέφονται. Αυτό είναι πολύ διαφορετικό από το ασύγχρονο σειριακό, όπου τυχαίες ποσότητες δεδομένων μπορούν να σταλούν σε οποιαδήποτε κατεύθυνση ανά πάσα στιγμή. Στην πράξη, αυτό δεν είναι πρόβλημα, καθώς το SPI χρησιμοποιείται γενικά για συνομιλία με αισθητήρες που έχουν πολύ συγκεκριμένη δομή εντολών. Για παράδειγμα, εάν στείλετε την εντολή για "ανάγνωση δεδομένων" σε μια συσκευή, γνωρίζετε ότι η συσκευή θα σας στέλνει πάντα, για παράδειγμα, δύο bytes σε αντάλλαγμα.

Τέλος, σημειώστε ότι το SPI είναι "full duplex" (έχει ξεχωριστές γραμμές αποστολής και λήψης) και, επομένως, σε ορισμένες περιπτώσεις, μπορείτε να μεταδώσετε και να λάβετε δεδομένα ταυτόχρονα (για παράδειγμα, ζητώντας μια νέα ανάγνωση από τον αισθητήρα τη στιγμή που γίνεται ανάκτηση των δεδομένων από το προηγούμενο).

Κεφάλαιο 7 - Αισθητήρες που χρησιμοποιήθηκαν

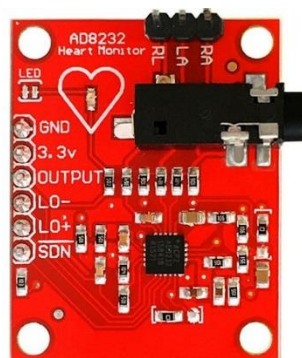
7.1 AD8232 – Αισθητήρας Καρδιακού παλμού

Ο AD8232 είναι ένας οικονομικός αλλά αποδοτικός αισθητήρας που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Αυτή η ηλεκτρική δραστηριότητα μπορεί να χαρτογραφηθεί ως Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ). Η έξοδος του αισθητήρα είναι αναλογικό σήμα. Τα ΗΚΓ μπορεί να είναι εξαιρετικά θορυβώδη, το AD8232 λειτουργεί ως ενισχυτής για να σας βοηθήσει να λάβετε ένα καθαρό σήμα από τα διαστήματα PR και QT εύκολα. Το AD8232 είναι ένα ενσωματωμένο κύκλωμα για ΗΚΓ και άλλες εφαρμογές μέτρησης βιοδυναμικών.



Εικόνα 46. AD8232 Heart Rate Sensor

Έχει σχεδιαστεί για να εξαγάγει, να ενισχύσει και να φιλτράρει μικρά βιοδυναμικά σήματα όταν υπάρχουν θορυβώδεις συνθήκες, όπως αυτές που δημιουργούνται από κίνηση ή απομακρυσμένη τοποθέτηση ηλεκτροδίων.



Εικόνα 47. AD8232 pinout

Η πλακέτα του αισθητήρα AD8232 έχει τις εξής επαφές SDN, LO +, LO-, OUTPUT, 3.3V, GND που εξυπηρετούν την λειτουργία του με ένα Arduino ή άλλη πλακέτα ανάπτυξης. Ο αισθητήρας επίσης περιλαμβάνει μια έξοδο mini-jack 3,5mm για τη σύνδεση των ηλεκτροδίων. Τα ηλεκτρόδια είναι τρία και τοποθετούνται στο σώμα σε προκαθορισμένες θέσεις ανάλογα με τη σήμανση τους, R (δεξί βραχίονα), L (αριστερό βραχίονα), και F (πρόσθιο). Εφαρμογή τηλεϊατρικής σε Android για λήψη και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων με τη χρήση Arduino

(αριστερός βραχίονας) και F (δεξί πόδι) Επιπλέον, υπάρχει μια ενδεικτική λυχνία LED που αναβοσβήνει στον ρυθμό του καρδιακού παλμού.

Η τυπική τάση εισόδου του αισθητήρα είναι 3.3v συνεχούς ρεύματος και το ρεύμα λειτουργίας είναι 170uA. Η διασύνδεση του με το Arduino είναι αναλογική και δεν απαιτείται ιδιαίτερο πρωτόκολλο επικοινωνίας.

7.2 MAX30100 – Αισθητήρας Κορεσμού Οξυγόνου στο αίμα

Το MAX30100 είναι μια ολοκληρωμένη λύση συστήματος αισθητήρα παλμών οξυμετρίας και καρδιακού παλμού σχεδιασμένο για ικανοποιεί τις απαιτήσεις φορητών συσκευών. Το MAX30100 συνδυάζει το πολύ μικρό μέγεθος χωρίς να θυσιάζει την οπτική ή ηλεκτρική απόδοση.

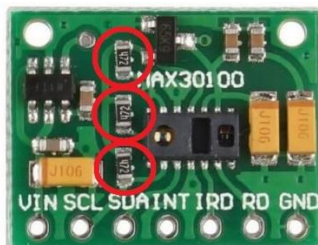


Εικόνα 48. Αισθητήρας MAX30100

Το MAX30100 είναι πλήρως διαμορφώσιμο μέσω καταχωρητών λογισμικού (software registers). Τα δεδομένα που βγάζει στην ψηφιακή του εξόδο αποθηκεύονται σε στοίβα FIFO βάθους 16 θέσεων μέσα στη συσκευή. Η λειτουργία FIFO επιτρέπει στο MAX30100 να συνδεθεί σε έναν μικροελεγκτή μέσω κοινού διαύλου επικοινωνίας, όπου τα δεδομένα δεν διαβάζονται συνεχώς από τους καταχωρητές (registers) της συσκευής.

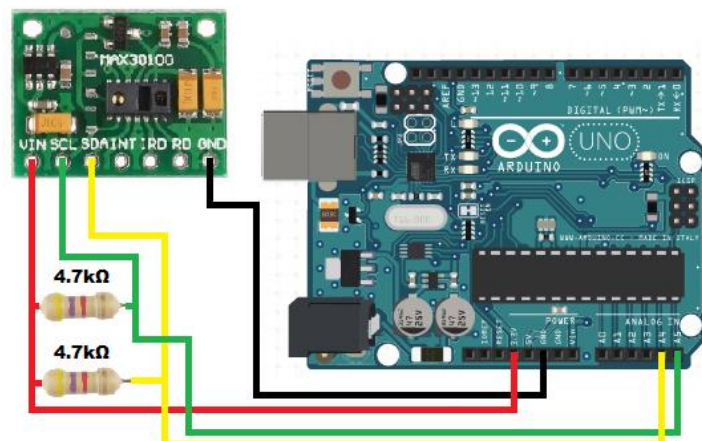
Πριν αναφέρουμε τα υποσυστήματα του αισθητήρα θα πρέπει να κάνουμε μια τροποποίηση στην πλακέτα όπως είχαμε πει και σε προηγούμενο κεφάλαιο γιατί υπάρχουν κάποια σχεδιαστικά προβλήματα στο κύκλωμα. Υπάρχουν δύο τρόποι για να διορθωθεί το πρόβλημα.

Ο πρώτος τρόπος περιλαμβάνει την αφαίρεση των pull-up αντιστάσεων όπως φαίνεται και στην παρακάτω εικόνα και η τοποθέτηση αντιστάσεων 4.7 k ohms εξωτερικά προκειμένου το ρεύμα να ανέβει στα 3.3volts από 1.8volts που ήταν πριν και να μπορεί το Arduino να ανιχνεύσει το λογικό επίπεδο High.



Εικόνα 49. Αφαιρούμε αυτές τις 3 αντιστάσεις

Στη συνέχεια με βάση αυτό το σχέδιο συνδέουμε εξωτερικά τις αντιστάσεις



Ο δεύτερος τρόπος δεν χρειάζεται κάποια εξωτερική αντίσταση απλά θα παρακάμψουμε το ρυθμιστή τάσης των 1.8v ώστε να έχουμε τα 3.3v που θέλουμε. Αυτό γίνεται κόβοντας επάνω στην πλακέτα (κόκκινο χρώμα) τη διαδρομή που οδηγεί στο regulator και στη συνέχεια με ένα καλώδιο παρακάμπτουμε το regulator (κίτρινο χρώμα).



Εικόνα 50. Τροποποίηση αισθητήρα χωρίς την αφαίρεση των αντιστάσεων

Εμείς στην εργασία μας επιλέξαμε τον δεύτερο τρόπο καθώς με αυτή τη μέθοδο δεν χρειαζόμαστε περισσότερα εξαρτήματα.

Το ολοκληρωμένο MAX30100 περιέχει έναν οπτικό αισθητήρα που διαβάζει δύο μήκη κύματος φωτός, ένα κόκκινο και ένα υπέρυθρο που εκπέμπονται από δυο φωτοδιόδους (led). Το κόκκινο εκπέμπει στα 880nm και το υπέρυθρο στα 660nm. Ο οπτικός αισθητήρας διαβάζει κάθε φορά που ανιχνεύει ένα παλμό της καρδιάς την απορρόφηση του φωτός από το αίμα. (Ο μηχανισμός αυτός έχει αναφερθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο). Ο ρυθμός δεδομένων εξόδου από τον αισθητήρα ADC μπορεί να προγραμματιστεί από 50Hz έως 1kHz. Επίσης ο συγκεκριμένος αισθητήρας περιλαμβάνει ένα φίλτρο διακριτού χρόνου για να απόρριψη παρεμβολών στα 50Hz / 60Hz και υπολειμματικών χαμηλών συχνοτήτων που οφείλονται στον περιβαλλοντικό θόρυβο.

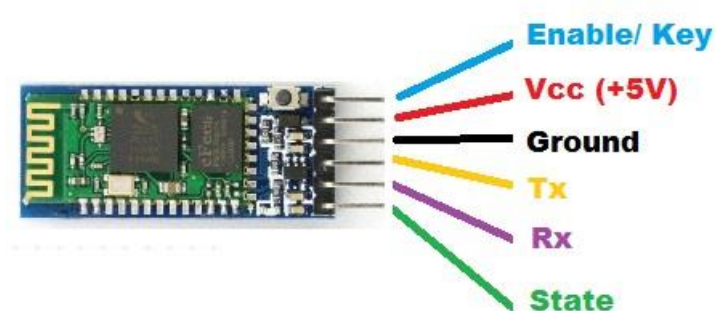
Τέλος να πούμε ότι ο αισθητήρας χρησιμοποιεί το πρωτόκολλο I²C για την επικοινωνία με το Arduino και η κατανάλωση του είναι μόλις 600μΑ που σημαίνει ότι μπορεί να λειτουργεί συνεχώς χωρίς να επιβαρύνει την κατανάλωση του υπόλοιπου συστήματος.

Εφαρμογή τηλεϊατρικής σε Android για λήψη και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων με τη χρήση Arduino

7.3 HC-05 – Bluetooth Module

Η μονάδα Bluetooth HC-05 είναι μια εύχρηστη και οικονομική συσκευή που προσφέρει επικοινωνία μέσω του Bluetooth SPP (Serial Port Protocol). Η επικοινωνία του γίνεται μέσω σειριακού πρωτοκόλλου επικοινωνίας κάτι που το κάνει έναν εύκολο τρόπο διασύνδεσης με οποιοδήποτε μικροελεγκτή ή υπολογιστή. Η μονάδα παρέχει λειτουργία εναλλαγής μεταξύ master και slave που σημαίνει ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί είτε λήψη είτε μετάδοση δεδομένων.

Το HC-05 ικανοποιεί επίσης την τεχνολογία Bluetooth V2.0 + EDR που προσφέρει αποστολή δεδομένων σε μικρότερη απόσταση αλλά παρέχοντας ασφάλεια από την απώλεια δεδομένων.



Εικόνα 51. HC-05 pinout

Η συσκευή συνδέεται στις εξόδους UART του Arduino δηλαδή στα pins 0 (RX) και 1 (TX) και μπορεί να δεχθεί AT (Attention commands) εντολές για εξατομίκευσή της λειτουργίας του Bluetooth(πχ, αλλαγή του ονόματος που εμφανίζεται στις άλλες συσκευές, αλλαγή κωδικού σύνδεσης κ.λπ.)

Κεφάλαιο 8 - Συνδεσμολογία Συσκευών

Σε αυτό το κεφάλαιο θα γίνει περιγραφή της συνδεσμολογίας της διαγνωστικής συσκευής.

- Ο αισθητήρας καρδιακού παλμού AD8232 χρησιμοποιεί 5 ακίδες(pins) του Arduino:

AD8232	Arduino Uno
GND	GND
3.3V	3.3V
OUTPUT	A0
LO-	11
LO+	10

- Ο αισθητήρας Bluetooth HC-05 χρησιμοποιεί 4 ακίδες(pins) του Arduino:

HC-06	Arduino Uno
VCC	5V
GND	GND
TXD	RX<-0
RXD	TX<-1

- Ο αισθητήρας κορεσμού οξυγόνου MAX30100 χρησιμοποιεί 4 ακίδες(pins) του Arduino:

MAX30100	Arduino Uno
VIN	3.3V
SCL	A5
SDA	A4
GND	GND

Το **Led 1** συνδέθηκε στο pin 8 του Arduino και ανάβει όταν φθάσει στο Arduino η εντολή από τη συσκευή Android για να ξεκινήσει την μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου.

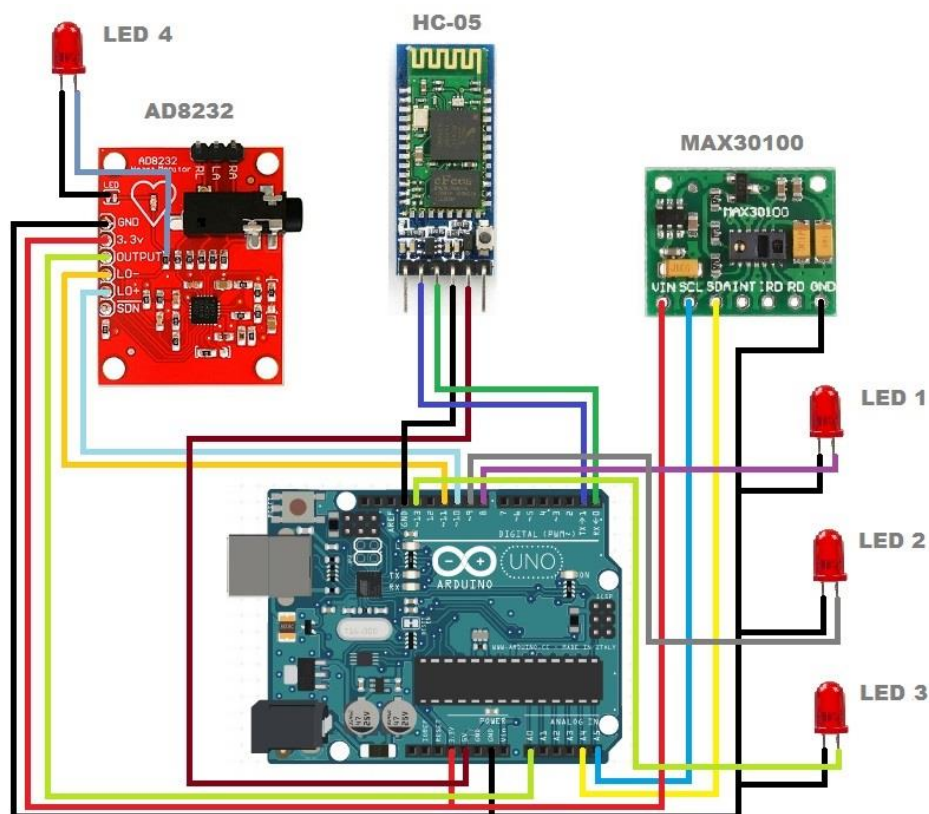
Το **Led 2** συνδέθηκε στο pin 9 του Arduino και ανάβει στιγμιαία όταν γίνεται μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου.

Το **Led 3** συνδέθηκε στο pin 13 του Arduino και στην πράξη είναι το ενσωματωμένο led του Arduino και ανάβει κατά την ενεργοποίηση της συσκευής. Επίσης αναβοσβήνει κατά τη διάρκεια που πραγματοποιείται το ηλεκτροκαρδιογράφημα.

Το **Led 4** είναι το ενσωματωμένο led του αισθητήρα AD8232 που ανιχνεύει τον καρδιακό παλμό και συνδέθηκε με τέτοιο τρόπο ώστε να φαίνεται εξωτερικά από το χρήστη.

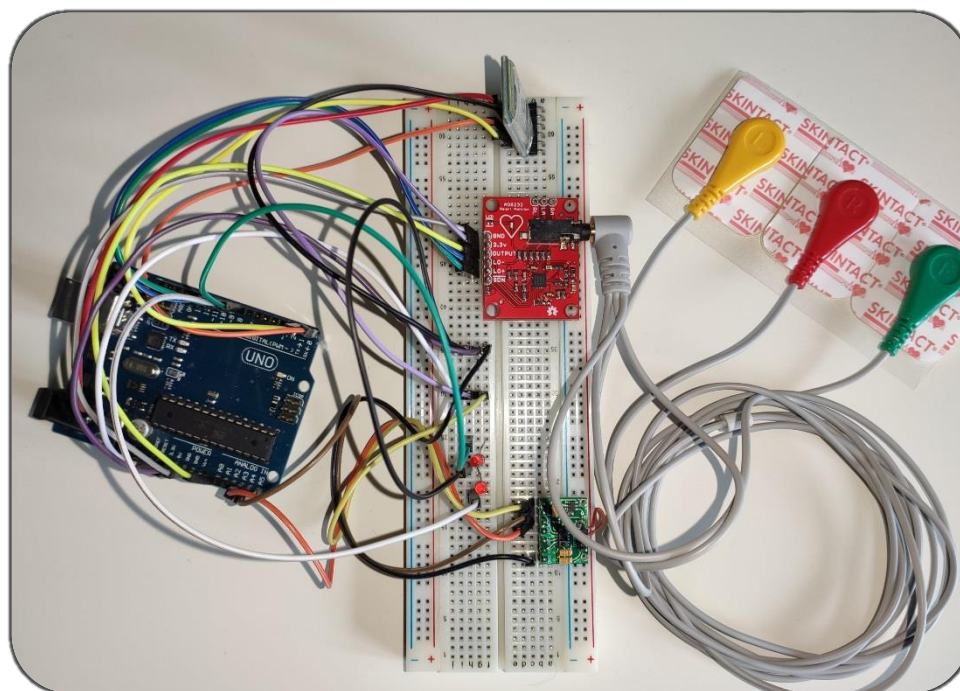
Επίσης τοποθετήθηκαν ένας διακόπτης για την απενεργοποίηση της συσκευής αλλά και ένας στιγμιαίος διακόπτης για επανεκκίνηση της συσκευής που δεν φαίνονται στο σχήμα γιατί δεν είναι απαραίτητοι για τη λειτουργία της συσκευής.

Τέλος η συσκευή τροφοδοτείται από μια μπαταρία 9v.



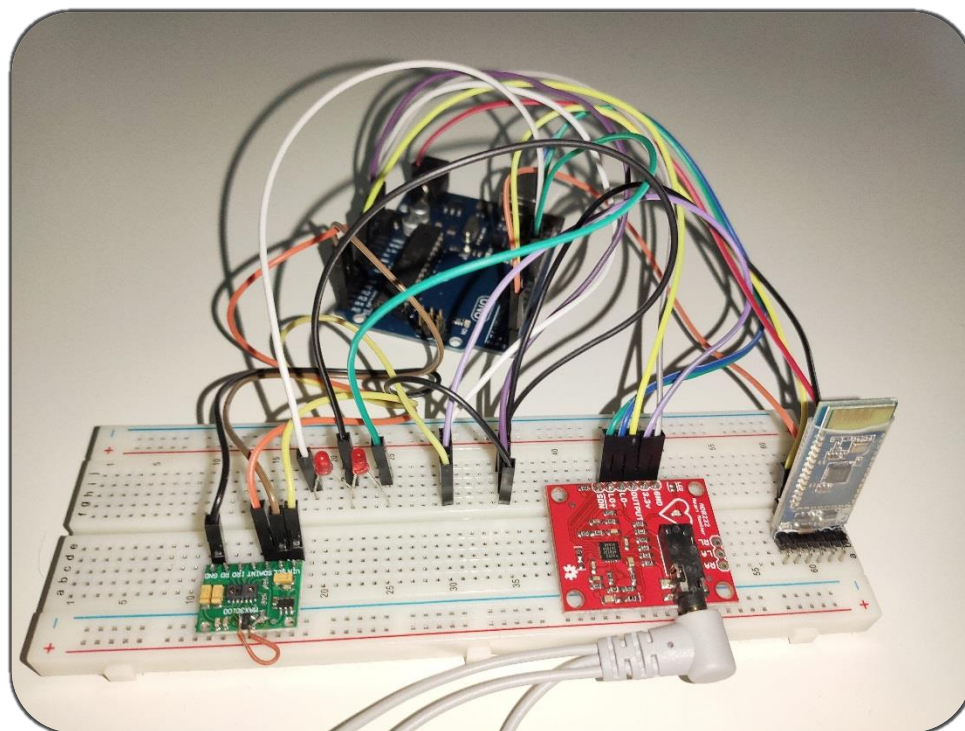
Εικόνα 52. Συνδεσμολογία συσκευών με το Arduino Uno

Παρακάτω φαίνονται φωτογραφίες της πραγματικής συσκευής κατά τη φάση της δημιουργίας της.



Εικόνα 53. Η συσκευή που δημιουργήθηκε(κάτοψη)

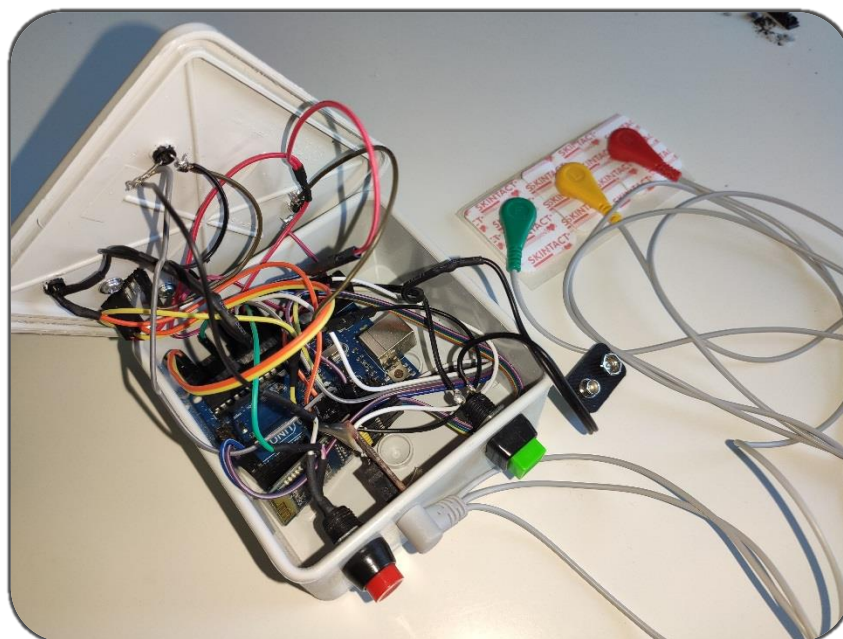
Εφαρμογή τηλεϊατρικής σε Android για λήψη και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων με τη χρήση Arduino



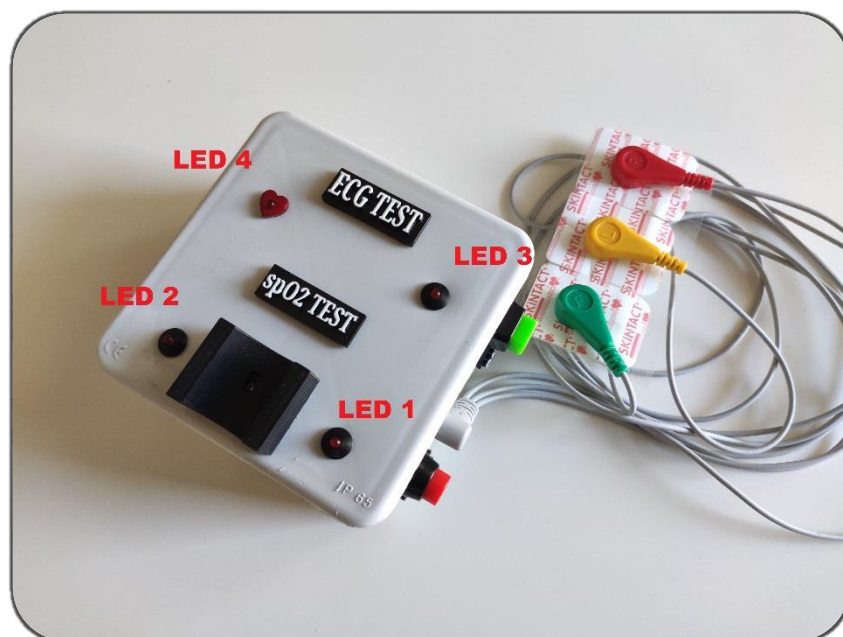
Εικόνα 54. Η συσκευή που δημιουργήθηκε(πλάγια όψη)

Αφού η συσκευή δοκιμάστηκε ότι λειτουργεί σωστά πάνω στην πλακέτα δοκιμών στη συνέχεια τοποθετήθηκε μέσα σε ηλεκτρολογικό κουτί ώστε να αποκτήσει τη φορητότητα που απαιτείται να διαθέτει.

Για να είναι πιο εύκολη η κατανοητή η λειτουργία της συσκευής από το χρήστη τοποθετήθηκαν ετικέτες που εκτυπώθηκαν με τη χρήση 3D εκτυπωτή. Επίσης με 3D εκτυπωτή δημιουργήθηκε και το εξάρτημα που κρατάει το δάχτυλο του χρήστη ,κατά τη μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου, στη σωστή θέση και απόσταση για τη μέτρηση.



Εικόνα 55. Τοποθέτηση αισθητήρων σε ηλεκτρολογικό κουτί (ανοιχτό)



Εικόνα 56. Ολοκληρωμένη συσκευή (κάτοψη με επεξήγηση των leds)



Εικόνα 57. Ολοκληρωμένη συσκευή (πλάγια όψη)



Εικόνα 58. Ολοκληρωμένη συσκευή (σε λειτουργία)

Κεφάλαιο 9 - Λειτουργία Εφαρμογής

Η εφαρμογή “TeleDiagnosis” αποτελεί ένα χρήσιμο εργαλείο ενημέρωσης για τρέχοντα ιατρικά θέματα αλλά και για γρήγορη παροχή ιατρικών συμβουλών σε ασθενείς με βάση το ιστορικό τους. Την περίοδο που αναπτύχθηκε η εφαρμογή στην επικαιρότητα ήταν ο κορωνοϊός(Covid-19) και έτσι ένα μέρος της εφαρμογής αναφέρετε σε αυτό.



Πρόκειται για μια απλή και εύχρηστη εφαρμογή με πολλές όμως δυνατότητες με στόχο να μπορεί να χρησιμοποιηθεί από όλες τις ηλικιακές ομάδες. Είναι σχεδιασμένη ώστε να μπορεί ο χρήστης να έχει πρόσβαση σε όλες λειτουργίες γρήγορα μέσω ενός κεντρικού μενού.

Οι λειτουργίες που προσφέρει η εφαρμογή «TeleDiagnosis» αναφέρονται παρακάτω και θα παρουσιαστούν παραδείγματα χρήσης στις επόμενες σελίδες:

- Εγγραφή νέου χρήστη
- Πληροφορίες για θέματα κορωνοϊού (covid-19)
- Καταγραφή κρουσμάτων
- Εμφάνιση επιβεβαιωμένων κρουσμάτων στους χάρτες google maps
- Ασύρματη σύνδεση μέσω Bluetooth με διαγνωστική συσκευή
- Καταγραφή ιστορικού και συμπτωμάτων ασθενούς
- Καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος
- Καταγραφή κορεσμού οξυγόνου
- Δυνατότητα αποστολής των μετρήσεων και των γραφημάτων στον γιατρό του ασθενούς



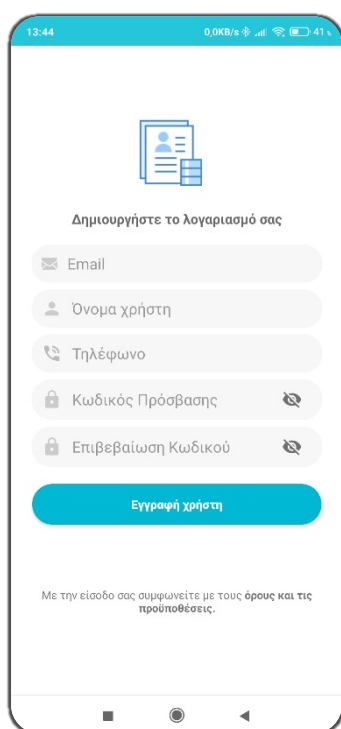
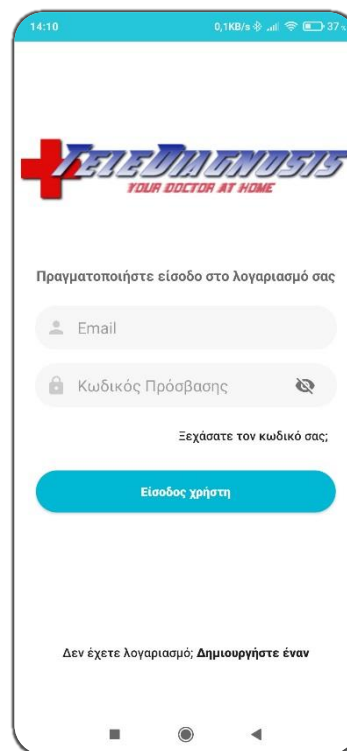
Εικόνα 59. Οθόνη εκκίνησης εφαρμογής (λογότυπο)

Παρουσίαση της εφαρμογής από την πλευρά του απλού χρήστη

Αρχικά εμφανίζεται η Activity για την είσοδο του χρήστη.

Αν ο χρήστης δεν διαθέτει λογαριασμό μπορεί να δημιουργήσει πατώντας στο κάτω μέρος της οθόνης και θα οδηγηθεί στην αντίστοιχη Activity.

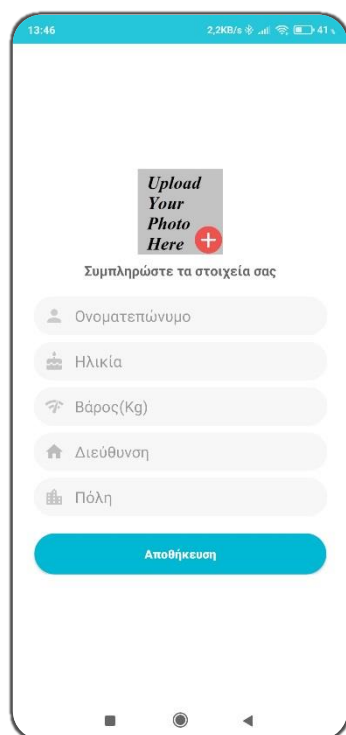
Σε περίπτωση που ο χρήστης έχει ξεχάσει τον κωδικό του μπορεί να τον επαναφέρει πατώντας το αντίστοιχο πεδίο(Θα του ζητηθεί να πληκτρολογήσει το email που χρησιμοποίησε κατά την αρχική του εγγραφή) και θα του αποσταλεί ένα link στο email προκειμένου να αλλάξει τον κωδικό του.



Αν ο χρήστης επιθυμεί να δημιουργήσει λογαριασμό θα οδηγηθεί στην παρακάτω σελίδα

Ο χρήστης πρέπει να συμπληρώσει όλα τα πεδία αλλιώς θα εμφανιστεί μήνυμα λάθους και ταυτόχρονα όλα τα πεδία έχουν έλεγχο για σωστή πληκτρολόγηση (το πεδίο email ελέγχει με regex ότι είναι σωστή η μορφή του email, το πεδίο τηλέφωνο δέχεται μέχρι 10 χαρακτήρες και ο κωδικός πρέπει να αποτελείται από 6 χαρακτήρες και πάνω).

Πατώντας εγγραφή χρήστη ο χρήστης θα οδηγηθεί πάλι στην LoginActivity ώστε να κάνει είσοδο και να ολοκληρώσει την εγγραφή του συμπληρώνοντας τα υπόλοιπα στοιχεία που θα του ζητηθούν.

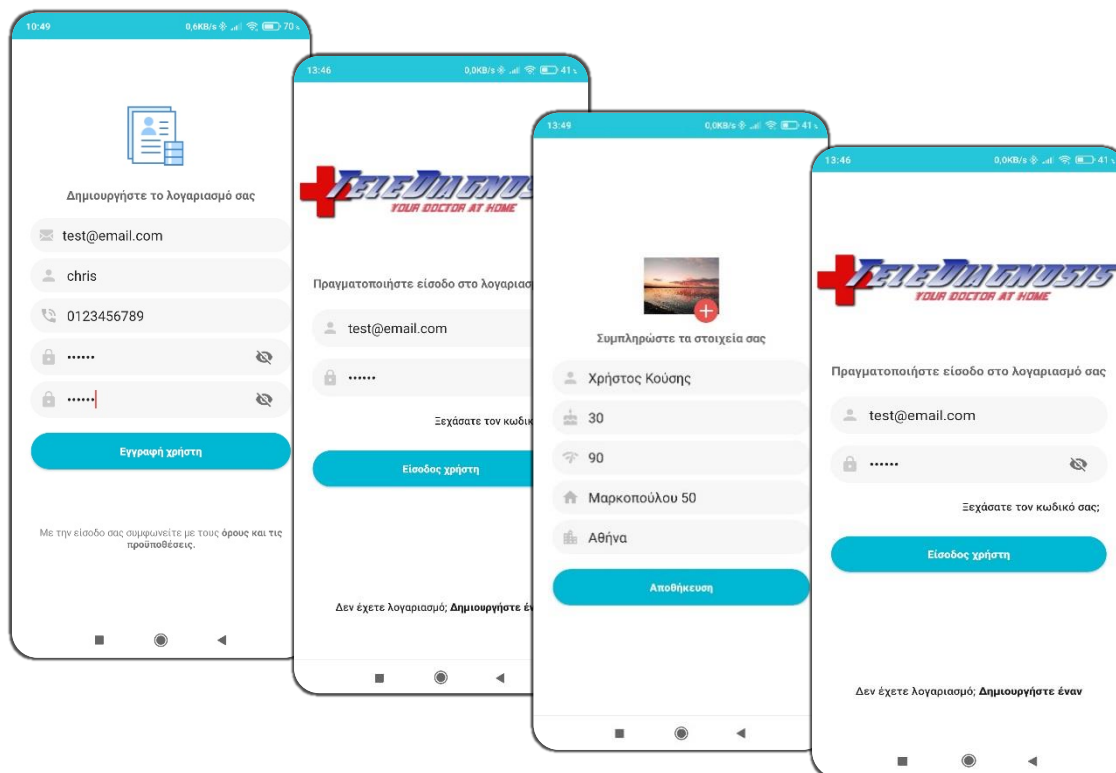


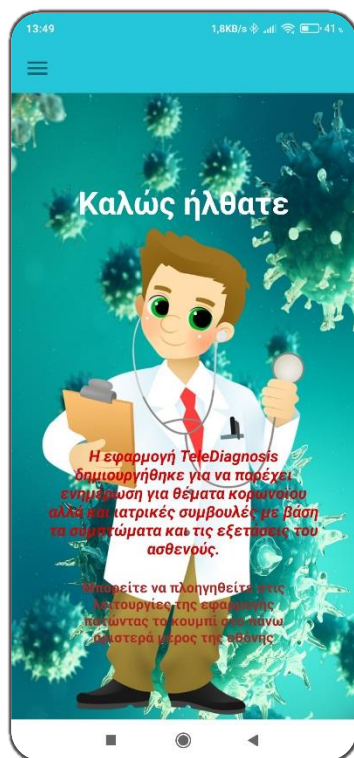
Σε αυτή τη σελίδα (HomeActivity) πρέπει να συμπληρωθούν και τα υπόλοιπα στοιχεία ώστε να ολοκληρωθεί η εγγραφή.

Επίσης ο χρήστης μπορεί αν θέλει να ανεβάσει και φωτογραφία για το profile του, πατώντας το (+).

Η φωτογραφία θα ανεβεί στη βάση, ο χρήστης θα ειδοποιηθεί με μήνυμα επιβεβαίωσης και η θα εμφανιστεί η φωτογραφία στη θέση της.

Παρακάτω φαίνεται το παράδειγμα μια εγγραφής με τυχαία στοιχεία



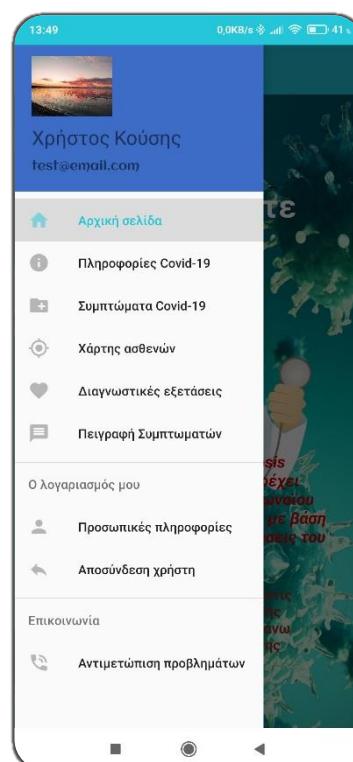


Αφού ο χρήστης έχει πραγματοποιήσει επιτυχημένο Login θα οδηγηθεί στην κεντρική Activity (Menu Activity) της εφαρμογής.

Στην οθόνη αυτή έχει υλοποιηθεί ένα navigation drawer με menu και header και περιέχει όλες τις καρτέλες της εφαρμογής (fragments)

Ο χρήστης μπορεί να πλοηγηθεί στα στις καρτέλες πατώντας το κουμπί στο επάνω μέρος της οθόνης.

Στο μενού ο χρήστης θα παρατηρήσει ότι στο επάνω μέρος της οθόνης εμφανίζεται η φωτογραφία profile που είχε ανεβάσει καθώς και το ονοματεπώνυμο και το email του.

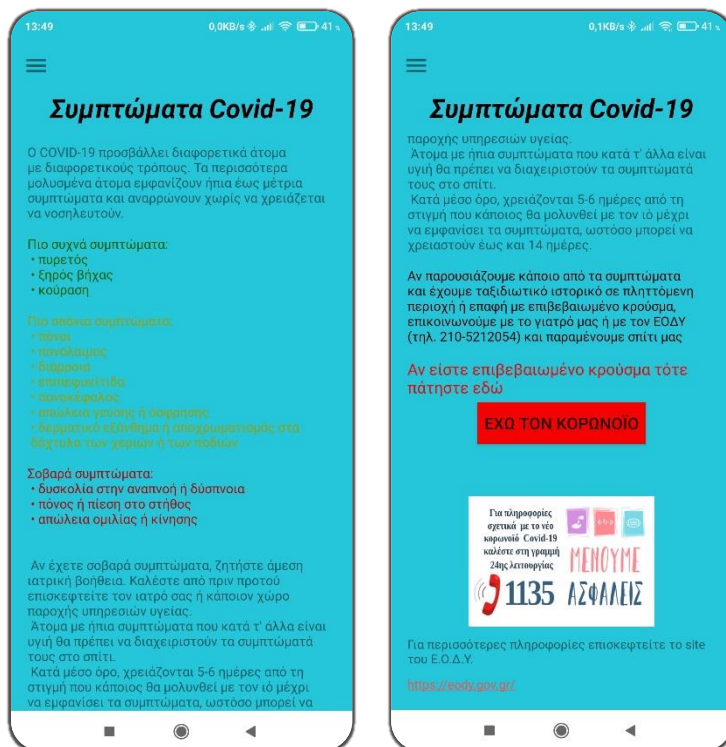


Στη συνέχεια θα επισκεφθούμε όλα τις καρτέλες (fragments) προκειμένου να εξετάσουμε τη λειτουργικότητά τους.

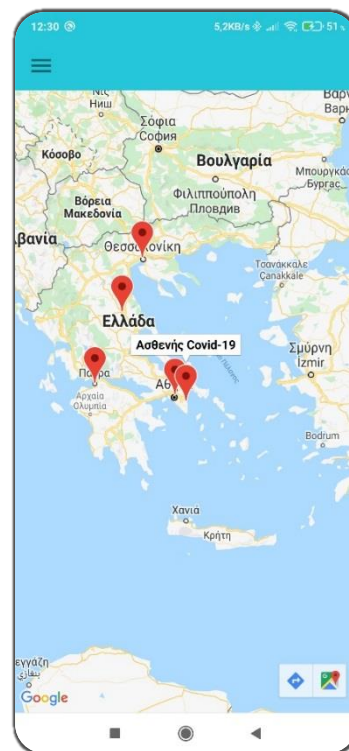
Στη καρτέλα «Πληροφορίες Covid-19» εμφανίζονται στοιχεία από τον Ε.Ο.Δ.Υ για ενημέρωση και προφύλαξη των πολιτών.



Στην καρτέλα «Συμπτώματα Covid-19» εμφανίζονται τα γνωστά μέχρι τώρα συμπτώματα καθώς και ένα κουμπί για την ενημέρωση της βάσης για την τοποθεσία του κρούσματος ώστε να ενημερώνονται οι γύρω του για την ακριβή θέση του ασθενούς.



Στην καρτέλα «**Χάρτης Ασθενών**» εμφανίζονται όλα τα καταγεγραμμένα στη βάση επιβεβαιωμένα κρούσματα. Στο συγκεκριμένο fragment έχει γίνει υλοποίηση google maps και δίνεται η δυνατότητα πατώντας το εικονίδιο κάτω να οδηγηθούμε στο συγκεκριμένο ασθενή.

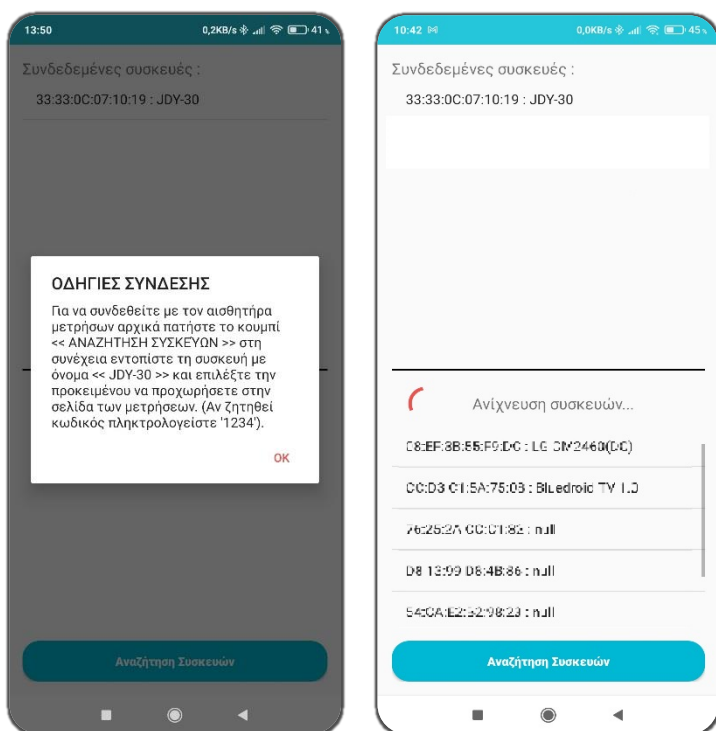


Στην καρτέλα «**Διαγνωστικές εξετάσεις**» ο χρήστης μπορεί να πραγματοποιήσει ηλεκτροκαρδιογράφημα και μέτρηση κορεσμού οξυγόνου στο αίμα. Για να μπορέσει να κάνει τη μέτρηση πρέπει να κατέχει την εξωτερική συσκευή με τους αισθητήρες που περιγράφηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο.

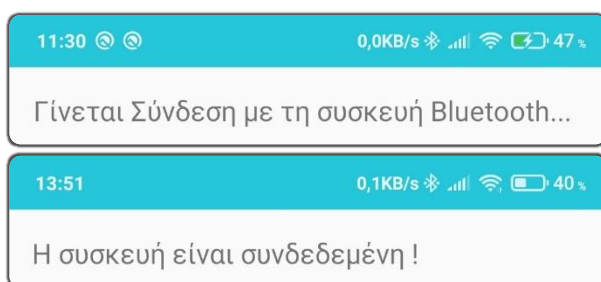


Πατώντας το κουμπί “Ας ξεκινήσουμε” ο χρήστης θα οδηγηθεί στην παρακάτω οθόνη που αφού διαβάσει τις οδηγίες και επιλέξει ΟΚ θα πρέπει να συνδεθεί με τη συσκευή Bluetooth.

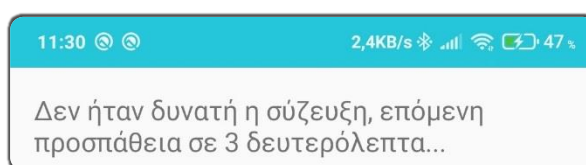
Κατά την αρχική σύνδεση με τη συσκευή θα πρέπει να πατήσει “Αναζήτηση Συσκευών” και να επιλέξει τη συσκευή “JDY-30”. (Σε περίπτωση επιλογής άλλης συσκευής θα εμφανιστεί μήνυμα σφάλματος). Την επομένη φορά που θα χρειαστεί να συνδεθεί με τη συσκευή θα την επιλέξει από τις συνδεδεμένες συσκευές στο πάνω μέρος της οθόνης (με την προϋπόθεση να έχει πρώτα θέσει σε λειτουργία τη συσκευή Bluetooth).



Αφού γίνει επιλογή της σωστής συσκευής τότε θα οδηγηθούμε στην οθόνη μετρήσεων και θα γίνει προσπάθεια επικοινωνίας με τη συσκευή Bluetooth όπως φαίνεται παρακάτω.




Σε περίπτωση που δεν επιτευχθεί σύνδεση με την πρώτη προσπάθεια θα γίνει επανάληψη με τα από 3 δευτερόλεπτα.



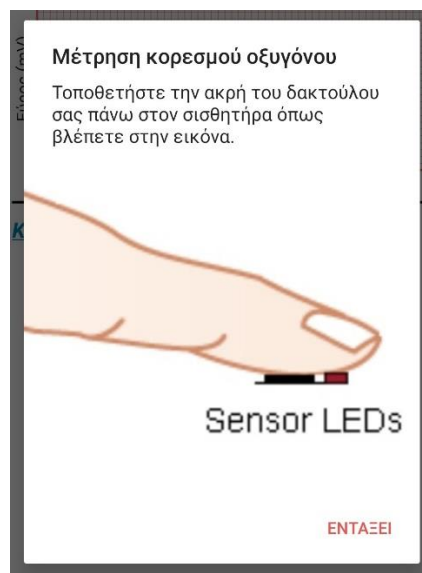
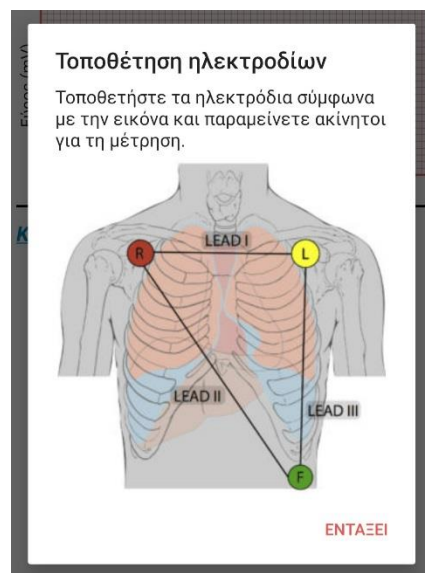
Εφόσον εμφανιστεί το μήνυμα στο επάνω μέρος της οθόνης ότι «Η συσκευή είναι συνδεδεμένη» μπορούμε να προχωρήσουμε στη μέτρηση.



Η activity των μετρήσεων χωρίζεται σε δύο μέρη. Το επάνω μέρος απεικονίζει το καρδιογράφημα που έχει ληφθεί και το κάτω μέρος απεικονίζει τον κορεσμό του οξυγόνου στο αίμα.

Παρατηρούμε ότι εμφανίζεται το  σύμβολο δεξιά των λέξεων «Ηλεκτροκαρδιογράφημα» και «Κορεσμός οξυγόνου στο αίμα» και αν το πιέσουμε εμφανίζεται ένα alert dialog που μας δίνει οδηγίες για να πραγματοποιήσουμε σωστά τη μέτρηση.

Παρακάτω φαίνονται τα πλαίσια βοήθειας που εμφανίζονται πατώντας τα αντίστοιχα εικονίδια.



Λήψη Ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Αφού τοποθετήσουμε τα ηλεκτρόδια στις σωστές θέσεις σύμφωνα με την παραπάνω εικόνα μπορούμε να ξεκινήσουμε τη μέτρηση πατώντας το κουμπί «Καρδιογράφημα».

Παραμένουμε ακίνητοι για 10 δευτερόλεπτα μέχρι να σταματήσει να ανάβει το led 3 και να ολοκληρωθεί η μέτρηση και στη συνέχεια θα εμφανιστεί αυτόματα το καρδιογράφημα μας στην προκαθορισμένη θέση στην οθόνη της συσκευής, όπως φαίνεται παρακάτω. (Αν η μέτρηση δεν μας ικανοποιεί μπορούμε να την επαναλάβουμε και θα εμφανιστεί στην οθόνη η νέα μέτρηση)



Εικόνα 60. Ληφθέν ηλεκτροκαρδιογράφημα

Λήψη Μέτρησης Κορεσμού Οξυγόνου

Αν θέλουμε να κάνουμε μέτρηση της συγκέντρωσης οξυγόνου τότε τοποθετούμε το δάκτυλο μας στην ειδική μαύρη υποδοχή στην συσκευή μέτρησης και παραμένουμε ακίνητοι ασκώντας σταθερή πίεση. Στη συνέχεια πατάμε το κουμπί «Μέτρηση οξυγόνου» στην οθόνη της android συσκευής. Η φωτεινή ένδειξη θα αναβοσβήνει κάθε φορά που γίνεται μέτρηση. Θα γίνουν 4 μετρήσεις για καλύτερη ακρίβεια. Μόλις ολοκληρωθεί η μέτρηση θα εμφανιστεί στην οθόνη της συσκευής το αποτέλεσμα της μέτρησης όπως φαίνεται παρακάτω.

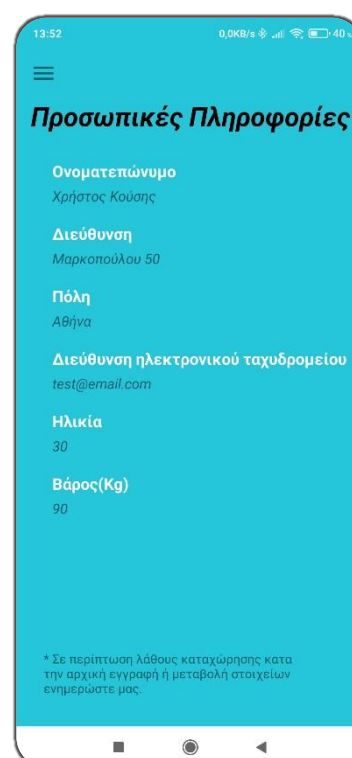


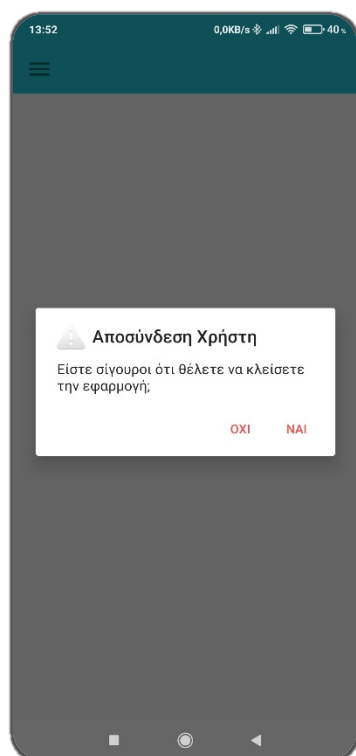
Εικόνα 61. Μέτρηση κορεσμού οξυγόνου

Τέλος αφού έχουμε ολοκληρώσει τις μετρήσεις και μπορούμε να στείλουμε τα δεδομένα στην βάση δεδομένων (Firebase) ώστε να τα δει ο γιατρός μας. Αυτό γίνεται πατώντας το κουμπί «Αποθήκευση Μετρήσεων».

Για να επιστρέψουμε στην αρχική καρτέλα και να πλοηγηθούμε στην υπόλοιπη εφαρμογή πατάμε δύο φορές το πλήκτρο «πίσω» της συσκευής μας. Αυτό θα μας οδηγήσει στην καρτέλα «Διαγνωστικές Εξετάσεις» και από εκεί πατώντας το κουμπί του μενού πάνω αριστερά μπορούμε να επιλέξουμε κάποια άλλη καρτέλα.

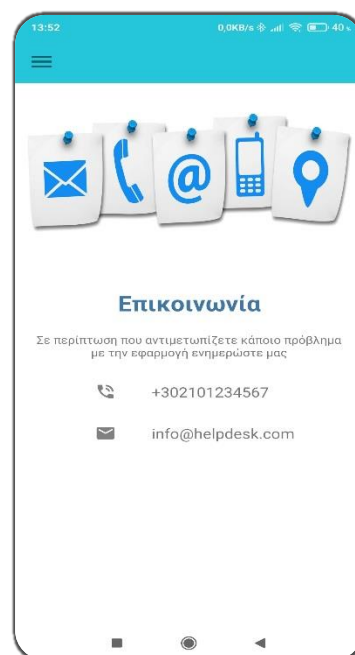
Η επόμενη καρτέλα της εφαρμογής μας είναι οι «**Προσωπικές Πληροφορίες**» όπου εμφανίζονται τα στοιχεία του χρήστη όπως αυτός τα καταχώρησε στη βάση τη στιγμή της εγγραφής του.





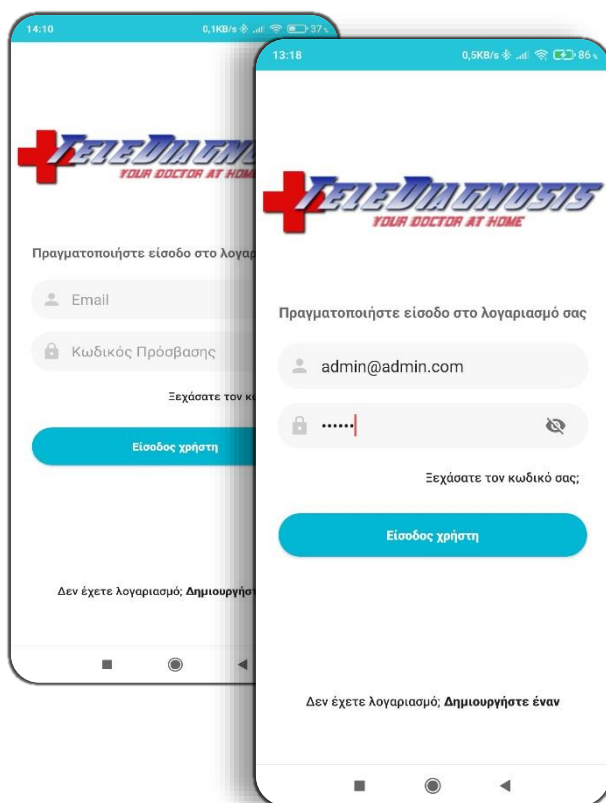
Στη επόμενη καρτέλα «Αποσύνδεση Χρήστη» εμφανίζεται ένα alert dialog και επιλέγοντας «ΝΑΙ» η εφαρμογή κλείνει.

Στην τελευταία καρτέλα «Επικοινωνία» εμφανίζονται χρήσιμες πληροφορίες για βοήθεια σχετικά με την εφαρμογή

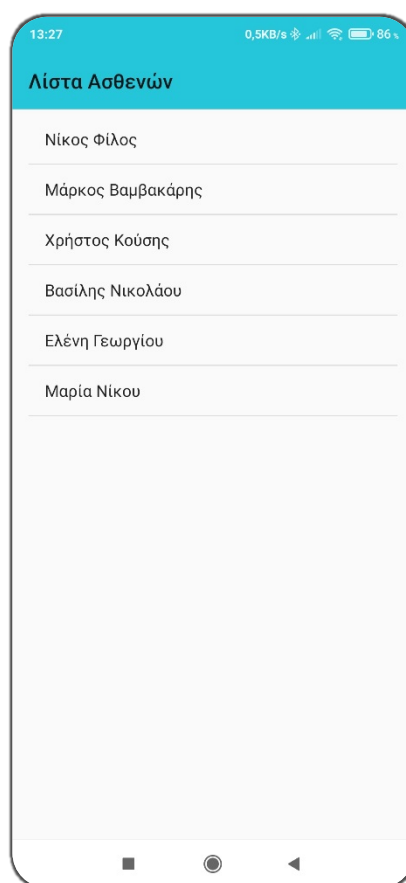


Παρουσίαση της εφαρμογής από την πλευρά του Ιατρού

Για να αποκτήσει ένας γιατρός πρόσβαση στην εφαρμογή και κατά συνέπεια στους ιατρικούς φακέλους των ασθενών θα πρέπει να του δώσει ο διαχειριστής της βάσης διαπιστευτήρια. Στην συνέχεια θα πρέπει να βάλει το όνομα χρήστη και τον κωδικό πρόσβασης στην activity του login μέσα στην εφαρμογή.

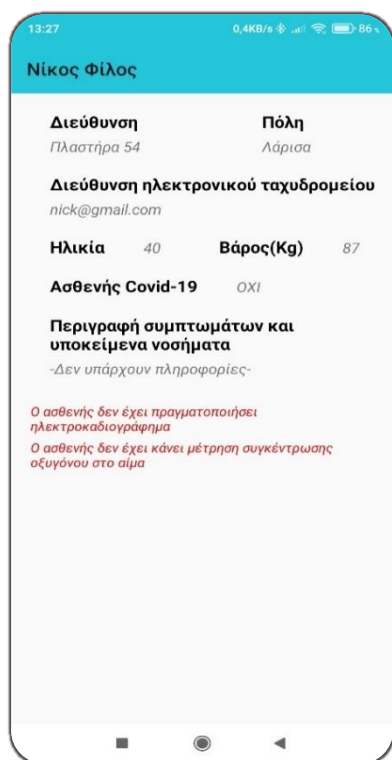


Αφού πραγματοποιηθεί είσοδος με επιτυχία τότε θα εμφανιστεί η λίστα με όλους του ασθενείς⁽³⁾ που βρίσκονται στη βάση και χρειάζονται ιατρική συμβουλή.



³ Τα ονόματα ασθενών είναι τυχαία και οποιαδήποτε ομοιότητα με πρόσωπα ή καταστάσεις είναι εντελώς συμπτωματική και ουδεμία σχέση έχει με την πραγματικότητα.

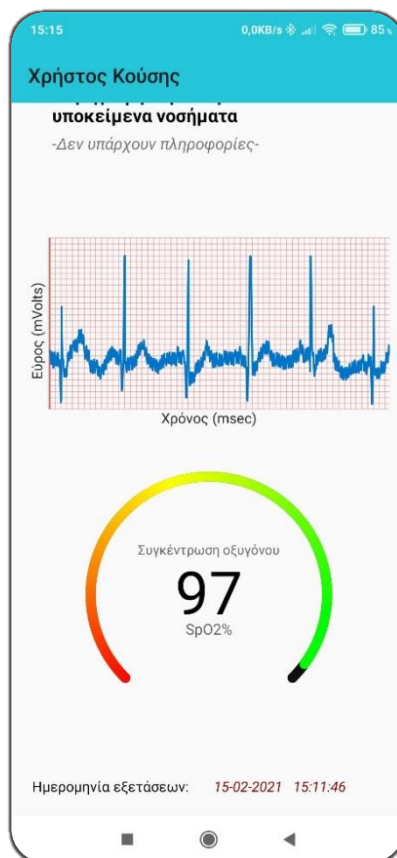
Εφαρμογή τηλεϊατρικής σε Android για λήψη και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων με τη χρήση Arduino



Επιλέγοντας κάποιον ασθενή ανοίγει νέα καρτέλα με τις προσωπικές πληροφορίες του και εμφανίζονται αν υπάρχουν εξετάσεις που πραγματοποίησε με τη συσκευή που δημιουργήσαμε προηγουμένως.

Στην εικόνα αριστερά φαίνεται ένας ασθενής που έχει απλά κάνει εγγραφή στη βάση δεδομένων και δεν έχει αναφέρει ακόμη κάποιο πρόβλημα.

Στις επόμενες εικόνες φαίνεται ασθενής που είναι επιβεβαιωμένο περιστατικό με κορωνοϊό(covid-19) και αναφέρει και άλλα συμπτώματα. Επίσης ο ασθενής έχει κάνει ηλεκτροκαρδιογράφημα και μέτρηση κορεσμού οξυγόνου. Στο κάτω μέρος φαίνεται και η ημερομηνία που πραγματοποιήθηκε η μέτρηση.



Κεφάλαιο 10 - Συμπεράσματα και μελλοντικές βελτιώσεις

10.1 Συμπεράσματα

Σκοπός της εργασίας αυτής ήταν η ανάπτυξη μιας εφαρμογής πληροφόρησης των ασθενών για τα θέματα κορωνοϊού, η καταγραφή των κρουσμάτων σε μία βάση αλλά παράλληλα και η δημιουργία μιας συσκευής συλλογής και αποστολής βιοσημάτων σε ιατρό με σκοπό την ταχύτερη διάγνωση επειγόντων περιστατικών.

Η εφαρμογή είναι αρκετά εύχρηστη από το μέσο χρήστη και περιέχει όλες τις πληροφορίες που χρειάζεται ο ασθενής προκειμένου να κάνει τη μέτρηση και να στείλει τα δεδομένα στο γιατρό του. Επίσης είναι αρκετά «φιλική» προς όλες τις συσκευές android αφού η κατανάλωση υπολογιστικών πόρων είναι πολύ μικρή.

Η συσκευή που δημιουργήθηκε παρέχει αρκετά ικανοποιητικά αποτελέσματα αν υπολογίσουμε το κόστος των αισθητήρων και του μικροελεγκτή που ήταν το ελάχιστο δυνατό. Παρατηρήθηκε θόρυβος κατά τη λήψη του καρδιογραφήματος στο εύρος των συχνοτήτων 50/60Hz οφείλεται πολύ πιθανόν στα καλώδια του ηλεκτρικού ρεύματος που διατρέχουν τους τοίχους των σπιτιών αλλά αυτό μπορεί να λυθεί με τη χρήση ενός φίλτρου. Επίσης λόγω της μικρής ισχύος του αισθητήρα AD8232 να ανιχνεύσει μικρά ρεύματα διαπιστώθηκε ότι το ΗΚΓ επηρεαζόταν από την στάση του σώματος. Αν για παράδειγμα το σώμα του ασθενούς είχε κλίση προς τα αριστερά η ανίχνευση του καρδιακού παλμού ήταν ευκολότερη.

Τέλος η μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου με τον αισθητήρα MAX30100 αν και αποδίδει ακριβείς μετρήσεις ήταν αρκετά «βαριά» για το Arduino Uno και περιορίστηκαν κάποιες λειτουργίες της προκειμένου να έχουμε μια σταθερή λειτουργικά συσκευή.

10.2 Μελλοντικές βελτιώσεις

Στην εφαρμογή που αναπτύχθηκε καθώς και στην συσκευή λήψης βιοσημάτων θα μπορούσαν να γίνουν πολλές επεκτάσεις και βελτιώσεις καθώς ο ιατρικός χώρος στον οποίο απευθύνεται περιλαμβάνει ένα ευρύ φάσμα δραστηριοτήτων. Ενδεικτικές βελτιώσεις και προσθήκες είναι:

- Αρχικά στο κομμάτι της εφαρμογής θα μπορούσε να δημιουργηθεί ένα πεδίο όπου ο ασθενής να επιλέγει την ειδικότητα του ιατρού που επιθυμεί να στείλει τις εξετάσεις του. Επίσης θα μπορούσε να δίνεται η δυνατότητα να στείλει φωτογραφία ο ασθενής, είτε να ανεβάσει κάποιο αρχείο με περισσότερα στοιχεία ή εξετάσεις ώστε να γίνει ευκολότερη η διάγνωση.
- Από την πλευρά της συσκευής λήψης διαγνωστικών δεδομένων θα μπορούσαν να τοποθετηθούν περισσότεροι αισθητήρες όπως για παράδειγμα μέτρηση θερμοκρασίας, αρτηριακής πίεσης, Μέτρησης Γλυκόζης Αίματος κ.α. Επίσης θα μπορούσε να αναπτυχθεί κάποιο φίλτρο στον αισθητήρα AD8232 ώστε να περιορίζεται ο εξωτερικός θόρυβος στα δεδομένα.

Βιβλιογραφία

- [1] Παλμική Οξυμετρία: Βασικές αρχές - <https://www.diagnovet.gr/index.php/trofima/item/857-παλμική-οξυμετρία-βασικές-αρχές-και-η-σημασία-της>
- [2] Παλμική Οξυμετρία - <https://dimitriou-pneumo.gr/παλμική-οξυμετρία/>
- [3] Fetal hemoglobin - https://en.wikipedia.org/wiki/Fetal_hemoglobin
- [4] Οξύμετρο - <https://www.sosiatroi.gr/iatrikes-symvoules/sumvoules-gia-ton-koronoio/oksumetro-to-apoluto-ergaleio-sta-xronia-tou-koronoiou/>
- [5] Καρδιογράφημα - <https://kardiologos-psychiko.gr/kardiografima/>
- [6] Αίμη - <https://el.wikipedia.org/wiki/Αίμη>
- [7] Η Καρδιά - <https://el.wikipedia.org/wiki/Καρδιά>
- [8] Heart - <https://en.wikipedia.org/wiki/Heart>
- [9] Η δομή και λειτουργία της καρδιάς - https://repository.kallipos.gr/bitstream/11419/4867/1/02_chapter_1.pdf
- [10] Ηλεκτροκαρδιογράφημα(ΗΚΓ) - <http://incardiology.gr/exetaseis/hkg.html>
- [11] Ecg Basics - <https://litfl.com/ecg-library/basics/>
- [12] Ηλεκτροφυσιολογία της καρδιάς - https://el.wikipedia.org/wiki/Ηλεκτροφυσιολογία_της_καρδιάς
- [13] Understanding an ecg - <https://geekymedics.com/understanding-an-ecg/>
- [14] Electrocardiography - <https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>
- [15] Electrocardiogram Augmented Limb Leads (Unipolar) - <https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A013b>
- [16] Τηλεϊατρική - <https://el.wikipedia.org/wiki/Τηλεϊατρική>
- [17] Open Headset Alliance - https://www.researchgate.net/figure/Open-Headset-Alliance_fig2_338108304
- [18] Android Logo Icon - https://www.iconfinder.com/icons/1010034/android_logo_icon
- [19] Making Purkinje Cells in a Culture Dish - <https://beyondthedish.wordpress.com/2015/04/24/making-purkinje-cells-in-a-culture-dish/>
- [20] Arduino - <https://en.wikipedia.org/wiki/Arduino>
- [21] Arduino Boards- <https://www.elprocus.com/different-types-of-arduino-boards/>
Εφαρμογή τηλεϊατρικής σε Android για λήψη και αποστολή διαγνωστικών δεδομένων με τη χρήση Arduino

- [22] Android Architecture - <https://www.geeksforgeeks.org/android-architecture/>
- [23] Android - <https://el.wikipedia.org/wiki/Android>
- [24] Android Studio Features - <https://developer.android.com/studio/features>
- [25] Android Studio - https://en.wikipedia.org/wiki/Android_Studio
- [26] Android IDE - https://en.wikipedia.org/wiki/Arduino_IDE
- [27] How pulse oximeters work explained simply - https://www.howequipmentworks.com/pulse_oximeter/
- [28] Basics of the I2C communication protocol - <https://www.circuitbasics.com/basics-of-the-i2c-communication-protocol/>
- [29] The Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (UART) - <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/back-to-basics-the-universal-asynchronous-receiver-transmitter-uart/>
- [30] UART Serial Communication - <https://ns-electric.com/knowledge-base/intro-to-arduino-uart-serial-communication/>
- [31] Ο διάλογος I²C - <https://el.wikipedia.org/wiki/I%C2%B2C>
- [32] I2C (Inter-Integrated Circuit) - <https://en.wikipedia.org/wiki/I%C2%B2C>
- [33] Serial Peripheral Interface (SPI) - <https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-peripheral-interface-spi/all>
- [34] Back to Basics: SPI (Serial Peripheral Interface) - <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/spi-serial-peripheral-interface/>
- [35] Differences between three common communication peripherals found on Arduinos: UART, SPI, and I2C - <https://maker.pro/arduino/tutorial/common-communication-peripherals-on-the-arduino-uart-i2c-and-spi>
- [36] Max30100 pulse oximeter and heart rate sensor - <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>
- [37] Interfacing MAX30100 Pulse Oximeter Sensor with Arduino - <https://how2electronics.com/interfacing-max30100-pulse-oximeter-sensor-arduino/>
- [38] Introduction to HC-05 - <https://www.theengineeringprojects.com/2019/10/introduction-to-hc-05.html>