



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ
ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ (ΗΚΓ), ΚΑΡΔΙΑΚΟΥ ΡΥΘΜΟΥ
(HR) ΚΑΙ ΚΟΡΕΣΜΟΥ ΟΞΥΓΟΝΟΥ (SPO₂) ΕΝΟΣ ΑΣΘΕΝΟΥΣ**

**ΚΑΤΣΙΚΟΓΙΑΝΝΗ ΑΡΤΕΜΙΣ
Αριθμός Μητρώου: 15046**

**Επιβλέπων Καθηγητής
ΠΑΝΤΕΛΕΗΜΩΝ ΑΣΒΕΣΤΑΣ
ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ**

Αθήνα 21/07/2022

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

ΠΑΝΤΕΛΕΗΜΩΝ ΑΣΒΕΣΤΑΣ

Αναπλ. Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ ΓΚΛΩΤΣΟΣ

Αναπλ. Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΣΠΥΡΙΔΩΝ ΚΩΣΤΟΠΟΥΛΟΣ

Αναπλ. Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η υπογράφουσα Κατσικογιάννη Άρτεμις του Σωτηρίου , με αριθμό μητρώου 15046 φοιτήτρια του Τμήματος Μηχανικών Βιοιατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

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

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

Ημερομηνία

21/07/2022

Η Δηλούσα

Κατσικογιάννη Άρτεμις

Ευχαριστίες

Στα πλαίσια του προπτυχιακού προγράμματος σπουδών του τμήματος Μηχανικών Βιοιατρικής του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, εκπονήθηκε η παρούσα Διπλωματική εργασία με τίτλο 'Ανάπτυξη Συστήματος Καταγραφής Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ), Καρδιακού Ρυθμού (HR) και Κορεσμού του Οξυγόνου (SPO2) ενός ασθενή'

Θα ήθελα από καρδιάς να εκφράσω την ευγνωμοσύνη μου και να ευχαριστήσω τον επιβλέπων καθηγητή μου Παντελή Ασβεστά, για την πολύτιμη βοήθεια που μου πρόσφερε κατά το διάστημα εκπόνησης της διπλωματικής εργασίας μου, καθώς επίσης και κατά την διάρκεια της ακαδημαϊκής μου πορείας.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω την οικογένεια μου και ιδιαίτερα τους γονείς μου, που ήταν πάντα δίπλα μου, με υποστήριζαν και ενθάρρυναν την όλη προσπάθεια μου στο ξεκίνημα της ακαδημαϊκής μου πορείας.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά όλους τους καθηγητές του τμήματος Μηχανικών Βιοιατρικής για την πολύτιμη βοήθεια τους, για να φτάσει αυτό το όμορφο ταξίδι στο «τέλος» του, καθώς επίσης και τον καθηγητή μου Λυκίδη Ευστάθιο που με πίστεψε από την πρώτη στιγμή και μου στάθηκε σε όλη αυτή την προσπάθεια μέχρι και σήμερα.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	9
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 ^ο Η Καρδιά	11
1.1 Ποια είναι η λειτουργία της καρδιάς.....	11
1.1.2 Από ποιες κοιλότητες αποτελείται η καρδιά	13
1.1.3 Η ηλεκτρική δραστηριότητα του μυοκαρδίου	15
1.2 Ιστορική εξέλιξη του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	16
1.2.1 Η αξιοποίηση του ηλεκτρισμού, οι παρατηρήσεις των επιπτώσεών του στους ζωικούς ιστούς και η ανακάλυψη του «ζωικού ηλεκτρισμού».....	16
1.2.2 Ο σχεδιασμός ευαίσθητων οργάνων που θα μπορούσαν να ανιχνεύσουν τα μικρά ηλεκτρικά ρεύματα στην καρδιά.....	20
1.2.3 Η πρώτη ακριβής καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και η ανάπτυξη του ως κλινικό εργαλείο.	24
1.3 Τι είναι το Ηλεκτροκαρδιογράφημα.....	34
1.3.1 Ανάλυση της κυματομορφής PQRSTU.....	36
1.4 Τι είναι ο Ηλεκτροκαρδιογράφος	38
1.4.1 Δομή και Ανάλυση του ψηφιακού ηλεκτροκαρδιογράφου και οι διαφορές του από τον αναλογικό.....	38
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ^ο Παλμικό Οξύμετρο	41
2.1 Τι είναι οξυγόνο	41
2.1.1 Πως γίνεται στο αίμα η μεταφορά του οξυγόνου	41
2.2 Ιστορική αναδρομή του παλμικού οξυμέτρου	42
2.3 Το μπλοκ διάγραμμα ενός παλμικού οξυμέτρου	43
2.3.1 Τι είναι το Probe ενός οξυμέτρου	44
2.3.2 Δίοδοι εκπομπής φωτός (LED).....	45
2.3.3 Φωτοανιχνευτές (φωτοτρανζίστορ και φωτοδίοδοι)	45
2.3.4 Οδηγοί Κόκκινου και Υπέρουθρου LED	46
2.3.5 Μετατροπέας ρεύματος σε τάση	48
2.3.6 Κύκλωμα χρονισμού και εξαγωγή παλμού στα LED	48
2.3.7 Φίλτρα.....	49
2.3.8 Κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης (Sample and Hold Circuit).....	50
2.3.9 Κύκλωμα αυτόματου ελέγχου κέρδους	50
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 ^ο Υλοποίηση κατασκευαστικού μέρους	52
3.1 Απαραίτητα εξαρτήματα για την κατασκευή	52
3.2 Επεξήγηση των επιμέρους εξαρτημάτων	52
3.2.1 AD 8232 Single Lead Heart Rate Monitor	52
3.2.1.1 Μπλοκ Διάγραμμα	53
3.2.1.2 Χαρακτηριστικά και Πλεονεκτήματα του AD8232	53
3.2.2 MAX30100.....	54
3.2.2.1 Μπλοκ διάγραμμα	54
3.2.2.2 Λειτουργία MAX 30100	55
3.2.3 Οθόνη OLED	57
3.2.3.1 Μπλοκ διάγραμμα	58

3.2.4 Προσομοιωτής Ηλεκτροκαρδιογραφήματος TechPatient CARDIO (Simulator)	58
3.2.4 Arduino Uno	59
3.2.4.1 Επεξήγηση των επιμέρους τμημάτων του Arduino	61
3.2.4.2 Τρόποι τροφοδοσίας του Arduino	62
3.3 Σταδιακή συνδεσμολογία των παραπάνω εξαρτημάτων	63
3.3.1 Βήμα 1 ^ο : Τοποθέτηση όλων των εξαρτημάτων στην πλακέτα σύνδεσης	63
3.3.2 Βήμα 2 ^ο : Σύνδεση των εξαρτημάτων μεταξύ τους	64
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 ^ο Προγραμματισμός	65
4.1 Χαρακτηριστικά Arduino	65
4.2 Χαρακτηριστικά MATLAB	66
4.3 Κώδικες	67
4.1 Κώδικας Arduino	67
4.2 Κώδικας MATLAB	71
4.3 Αποτελέσματα	72
4.3.1 Αποτελέσματα Matlab	72
4.3.2 Αποτελέσματα MAX30100	73
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	74
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	75
ΠΗΓΕΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	77

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1: Η θέση της καρδιάς στο ανθρώπινο σώμα.[6]	11
Εικόνα 2: Τα τμήματα και οι κοιλότητες της Καρδιάς[7]	13
Εικόνα 3: Το σύστημα αγωγής της διέγερσης του μυοκαρδίου και τα αντίστοιχα βιοδυναμικά. Οι διαφορετικές ταχύτητες αγωγής προκαλούν τις αντίστοιχες χρονικές καθυστερήσεις SA: φλεβοκόμβος. AV: κολλοκοιλιακός κόμβος. LV & RV: αριστερά και δεξιά κοιλία. T: τριγλώχινα βαλβίδα. M: μιτροειδής βαλβίδα. P: πλατύ. S: διάφραγμα.[1]	15
Εικόνα 4: α)Το ηλεκτρικό πεδίο E του καρδιακού διπόλου σε μια συγκεκριμένη στιγμή, β) Βρογχοειδείς καμπύλες που διαγράφουν το καρδιακό άνυσμα V στη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. 1. Αποπόλωση του κόλπου, 2. Αποπόλωση της κοιλίας, 3. Επαναπόλωση της κοιλίας.[1]	15
Εικόνα 5:William Glibert[8]	16
Εικόνα 6: Αντανακλαστικό Decartes[8]	16
Εικόνα 7: Ηλεκτρική διέγερση. Όπου α) γυάλινος σωλήνας, β) μυς, γ) συρματόπλεγμα, δ) ορειχάλκινο σύρμα, ε) σταγόνα νερού, στ) χέρι ερευνητή[8]	17
Εικόνα 8: Leyden Jar[8]	17
Εικόνα 9: John Walsh[8]	18
Εικόνα 10: Luigi Galvani[8]	19
Εικόνα 11: Alessandro Volta[8]	20
Εικόνα 12: Carlo Matteucci[8]	21
Εικόνα 13: Emil Du bois-Reymond[8]	21
Εικόνα 14: Ένα «ηλεκτρικό» χαμόγελο. [8]	23
Εικόνα 15: Karel Frederik [8]	25
Εικόνα 16: ο πρώτος πατενταρισμένος βηματοδότης[8]	28
Εικόνα 17: Σύγχρονη οθόνη «Holter». [8]	30
Εικόνα 18: Σύνδρομο μακρού QT[8]	30
Εικόνα 19: Άσκηση Ηλεκτροκαρδιογραφήματος[8]	31
Εικόνα 20: Torsade de pointes[8]	31
Εικόνα 21: Σύνδρομο Brugada[8]	33
Εικόνα 22: Mac 5000, Ηλεκτροκαρδιογράφος 15 απαγωγών[8]	33
Εικόνα 23: Το ηλεκτρικό σύστημα της καρδιάς[9]	34
Εικόνα 24: Απαγωγές κατά Wilson, ανάμεσα στο συλλεκτικό ηλεκτρόδιο S και κάθε ένα από τα ηλεκτρόδια V1-V6 στο θωρακικό τοίχωμα.[2]	35
Εικόνα 25: Απαγωγή από τα άκρα κατά Einthoven και κατά Goldberger[2]	35
Εικόνα 26: Κυματομορφή PQRSTU[1]	36
Εικόνα 27: Σχηματική απεικόνιση ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος[4]	37
Εικόνα 28: Μπλοκ διάγραμμα ενός ηλεκτροκαρδιογράφου[2]	38
Εικόνα 29: Αναλογικό και Ψηφιακό μέρος ενός ηλεκτροκαρδιογράφου[3].	39
Εικόνα 30: Μπλοκ διάγραμμα ενός παλμικού οξύμετρου[5]	43
Εικόνα 31: Probe του λοβού του αυτιού[10]	44
Εικόνα 32: Probe δακτύλου [11]	44
Εικόνα 33: Γραφική παράσταση της ευαισθησία ενός φωτοτρανζίστορ συναρτήσει του μήκους κύματος[5]	45
Εικόνα 34: Στην φωτογραφία αριστερά βλέπουμε το OPT101 κύκλωμα της Teca Instruments και στην δεξιά φωτογραφία το μπλοκ διάγραμμα του κυκλώματος αυτού.[5]	46
Εικόνα 35: Κύκλωμα ενός τελεστικού ενισχυτή και ενός διπολικού τρανζίστορ[5]	46
Εικόνα 36: Κύκλωμα ενός τελεστικού ενισχυτή και ενός FET τρανζίστορ[5]	47
Εικόνα 37: Αντικατάσταση της Vin στα δυο πιο πάνω κυκλώματα[5]	47
Εικόνα 38: Κύκλωμα το οποίο μετατρέπει το ρεύμα σε τάση[5]	48
Εικόνα 39: Κύκλωμα χρονισμού[5]	48
Εικόνα 40:Κύκλωμα χρονισμού για οδήγηση των LED[5]	49
Εικόνα 41: Κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης[5]	50
Εικόνα 42: Κύκλωμα αυτόματου ελέγχου κέρδους[5]	51
Εικόνα 43:AD8232[17]	52
Εικόνα 44: Μπλοκ διάγραμμα AD8232[18]	53
Εικόνα 45: MAX30100[19]	54
Εικόνα 46: Μπλοκ διάγραμμα του MAX30100[20]	54

Εικόνα 47: Τοποθέτηση του δακτύλου στα LED και στον φωτοανιχνευτή [19]	55
Εικόνα 48: Απεικόνιση της εξόδου του φωτοανιχνευτή [19]	55
Εικόνα 49: Απεικόνιση και σύγκριση της απορρόφησης αποξυγονομένου και οξυγονομένου αίματος των δυο LED[19]	56
Εικόνα 50: OLED οθόνη [21]	57
Εικόνα 51: Μπλοκ διάγραμμα OLED οθόνης [22]	58
Εικόνα 52: Προσομοιωτής Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (Simulator)	59
Εικόνα 53: Μπλοκ διάγραμμα Arduino[13]	60
Εικόνα 54: Arduino UNO με τα επιμέρους τμήματα του[14]	61
Εικόνα 55: Τροφοδοσία Arduino με μπαταρία 9V.[15]	62
Εικόνα 56: Τροφοδοσία Arduino με εξωτερικό τροφοδοτικό[16]	62
Εικόνα 57: Τροφοδοσία Arduino με καλώδιο USB.	62
Εικόνα 58: 1)Arduino, 2)AD8232, 3) OLED οθόνη, 4)MAX30100	63

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα Διπλωματική εργασία έχει ως αντικείμενο την υλοποίηση ενός ιατρικού κιτ, το οποίο στοχεύει στην καταγραφή του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος, του καρδιακού ρυθμού καθώς επίσης και του κορεσμού του οξυγόνου του αίματος ενός ασθενούς.

Στο θεωρητικό μέρος αναπτύσσονται θεμελιώδεις έννοιες αναφορικά με την ανατομία και λειτουργία της καρδιάς, καθώς επίσης και της ηλεκτρικής της δραστηριότητας. Εν συνέχεια αναπτύσσεται η διαδικασία σχετικά με την οξυγόνωση του αίματος και η συνδρομή της παλμικής οξυμετρίας αναφορικά με την παρακολούθηση της.

Επιπλέον αναλύονται οι κατάλληλες συνδέσεις που πραγματοποιήθηκαν για την υλοποίηση του κατασκευαστικού μέρους, έχοντας ως κύριο εξάρτημα το Arduino UNO καθώς επίσης τον αισθητήρα AD8232 ο οποίος χρησιμοποιείται για την λήψη του καρδιογραφήματος ο οποίος λαμβάνει καρδιακό ρυθμό από το Simulator. Ο MAX30100 χρησιμοποιείται για την μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου και του καρδιακού ρυθμού και τέλος χρησιμοποιείται μια OLED οθόνη η οποία θα απεικονίζει τα αποτελέσματα που λαμβάνουμε από τον MAX30100.

Σαν τελικό στάδιο θα χρησιμοποιήσουμε το πρόγραμμα MATLAB, με σκοπό την επεξεργασία και μετάδοση δεδομένων για την υλοποίηση του προαναφερθέντος συστήματος.

Λέξεις κλειδιά: Ηλεκτροκαρδιογράφος, Παλμικό οξύμετρο, Arduino UNO, Matlab

ABSTRACT

The aim of this dissertation is the implementation of a medical kit, which record the Electrocardiogram, the heart rate as well as the oxygen saturation of a patient's blood. In the theoretical part, fundamental concepts are developed regarding the anatomy and function of the heart, as well as its electrical activity. Then the procedure regarding the oxygenation of the blood and the assistance of Pulse Oximetry regarding its monitoring are developed. In addition, the appropriate connections made for the implementation of the manufacturing part are analyzed, having as the main component the Arduino UNO as well as the AD8232 sensor which is used to receive the cardiogram which receives the heart rate from the Simulator. The MAX30100 is used to measure oxygen saturation and heart rate and finally an OLED screen is used which will display the results we get from the MAX30100. Finally, we will use the MATLAB program, in order to process and transmit data for the implementation of the aforementioned system.

Keywords: Electrocardiograph, Pulse Oximeters, Arduino UNO, Matlab

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο Η Καρδιά

Η δραστηριότητα και η λειτουργία της καρδιάς είναι δύο σημαντικές πτυχές της ανθρώπινης φυσιολογίας. Είναι ένα από τα πιο κρίσιμα όργανα του ανθρώπινου σώματος, επομένως η τακτική παρακολούθηση της σωστής λειτουργίας του θεωρείται ζωτικής σημασίας.



Εικόνα 1: Η θέση της καρδιάς στο ανθρώπινο σώμα.[6]

1.1 Ποια είναι η λειτουργία της καρδιάς

Η καρδιά είναι ένα κοίλο όργανο με ανεστραμμένο πυραμιδικό σχήμα, με την κορυφή να δείχνει προς τα αριστερά και προς τα κάτω και τη βάση να κοιτάζει προς τα πάνω. Αν και η καρδιά έχει βαθύ κόκκινο χρώμα, έχουν προστεθεί κίτρινες ραβδώσεις για να καλύψουν το χρώμα λόγω συσσώρευσης λίπους. Το μέγεθος και η μορφή μιας ανθρώπινης καρδιάς είναι παρόμοια με την κλειστή γροθιά ενός χεριού. Βρίσκεται στο μεσοθωράκιο, πίσω από το στέρνο και μεταξύ της δεύτερης και της έκτης πλευρικής συμβολής. Τοποθετείται στο διάφραγμα με τα 2/3 της μάζας του στα αριστερά της μέσης γραμμής και το 1/3 στα δεξιά της νοητής μέσης γραμμής του ανθρώπινου σώματος. Η καρδιά είναι το κεντρικό κυκλοφορικό όργανο του ανθρώπινου σώματος, που λαμβάνει αίμα από τις φλέβες και το μεταφέρει στις αρτηρίες. Το φλεβικό αίμα είναι το αίμα που απορροφά τα απόβλητα από τα κύτταρα του ανθρώπινου σώματος και δεν οξυγονώνεται. Συλλέγεται στην κάτω κοίλη φλέβα και στην άνω κοίλη φλέβα, οι οποίες ρέουν ανεξάρτητα στον δεξιό κόλπο. Το αίμα στη συνέχεια περνά από τη δεξιά κοιλία στην πνευμονική αρτηρία, η οποία το μεταφέρει στους πνεύμονες. Με αυτόν τον τρόπο, το αίμα αφαιρεί το διοξείδιο του άνθρακα και το αντικαθιστά με οξυγόνο. Ως αποτέλεσμα, το φλεβικό αίμα γίνεται αρτηριακό και επιστρέφει στον αριστερό κόλπο μέσω των πνευμονικών φλεβών, φτάνοντας τελικά στην αρτηριακή κοιλία.

Στη συνέχεια, κυκλοφορεί σε όλο το σώμα μέσω της αορτής, παρέχοντας οξυγόνο και θρέψη, ενώ επίσης απορροφά διοξείδιο του άνθρακα και άχρηστα προϊόντα.

Ο όγκος της καρδιάς δεν είναι ίδιος για όλους τους ανθρώπους. Κατά μέσο όρο οι διαστάσεις σε έναν ενήλικα άνθρωπο είναι της τάξης:

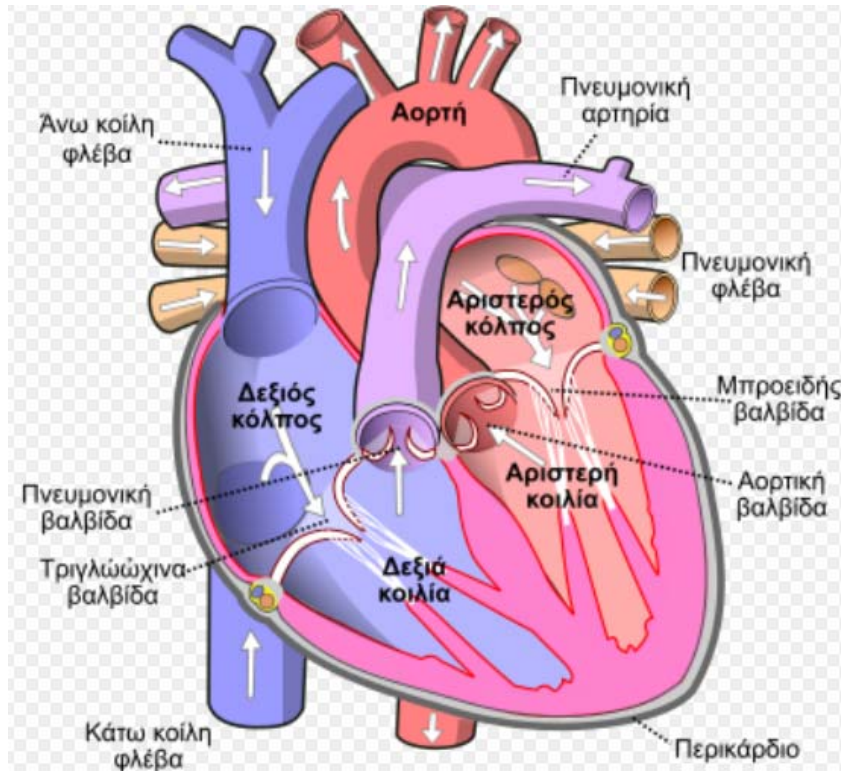
- Μήκος: 98mm
- Πλάτος: 105mm
- Περιφέρεια: 130mm
- Βάρος: ~275gr

Επίσης οι διαστάσεις της καρδιάς μιας γυναίκας από αυτές ενός άνδρα είναι μικρότερες κατά 5 -10 mm και ζυγίζει 5-10 γραμμάρια λιγότερο.

Συνεπώς η λειτουργία της καρδιάς ουσιαστικά παρομοιάζεται σαν αντλία η οποία απορροφά το οξυγονωμένο αίμα από τους πνεύμονες και το ωθεί προς την αορτή η οποία θα κυκλοφορήσει το αίμα σε όλο το σώμα.

1.1.2 Από ποιες κοιλότητες αποτελείται η καρδιά

Εσωτερικά, η καρδιά χωρίζεται σε δύο τμήματα, δεξιά και αριστερά, που χωρίζονται από ένα μυϊκό διάφραγμα γνωστό ως μεσοκοιλιακό διάφραγμα..



Εικόνα 2: Τα τμήματα και οι κοιλότητες της Καρδιάς[7]

Η άνω κοίλη φλέβα εισέρχεται στον δεξιό κόλπο και παρέχει στην καρδιά αίμα από το κεφάλι και τα κάτω άκρα. Η κάτω κοίλη φλέβα είναι μια φλέβα που μεταφέρει αίμα από το κάτω μέρος του σώματος. Η δεξιά κολποκοιλιακή θύρα, όπου τοποθετείται η δεξιά κολποκοιλιακή βαλβίδα, η λεγόμενη τριγλώχινα, συνδέει τον δεξιό κόλπο με τη δεξιά κοιλία. Η τριγλώχινα ονομάστηκε για το γεγονός ότι αποτελείται από τρία τριγωνικά παλμικά τμήματα, τις γλωχίνες, και η λειτουργία της είναι να αφήνει το αίμα να μετακινηθεί από τον κόλπο προς την κοιλία, ενώ εμποδίζει το αίμα να επιστρέψει στον κόλπο.

Η δεξιά κοιλία παίρνει αίμα από τον δεξιό κόλπο και το μεταφέρει στη δεξιά κοιλία. Η πνευμονική αρτηρία, η οποία ξεκινά από τη δεξιά κοιλία, μεταφέρει αίμα στους πνεύμονες. Επειδή η πνευμονική βαλβίδα εμποδίζει το αίμα να επιστρέψει από την πνευμονική αρτηρία στη δεξιά κοιλία, η δεξιά κοιλία και η πνευμονική αρτηρία έρχονται σε επαφή.

Οι δύο κατώτεροι θάλαμοι της καρδιάς είναι γνωστοί ως κοιλίες και είναι οι χαμηλότεροι θάλαμοι της καρδιάς επειδή το αίμα που λαμβάνουν από τους κόλπους καθώς προσπαθεί να αντλήσει από την καρδιά προς τις αρτηρίες τους καθιστά κύριους θάλαμους άντλησης τροφοδοσίας. Ωστόσο, επειδή απαιτείται περισσότερη πίεση για την άντληση αίματος σε μεγάλη απόσταση, το μυοκάρδιο

κάθε κοιλίας είναι παχύτερο από το μυοκάρδιο κάθε κόλπου. Η αριστερή κοιλία είναι επίσης παχύτερη από τη δεξιά κοιλία επειδή κατανέμει το αίμα στην πλειονότητα των φλεβών του σώματος, ενώ η δεξιά κοιλία οδηγεί μόνο το αίμα μέσω των αγγείων για να εξυπηρετήσει τους ιστούς ανταλλαγής αερίων των πνευμόνων της αριστερής κοιλίας.

Οι τέσσερις πνευμονικές φλέβες εισέρχονται στον αριστερό κόλπο μέσω του αριστερού κολποκοιλιακού στομίου, το οποίο συνδέεται με την αριστερή κοιλία. Η μιτροειδής βαλβίδα, η οποία αποτελείται από δύο τριγωνικά τμήματα βαλβίδας και πήρε το όνομά της από το σχήμα μιας επισκοπικής ανεστραμμένης μήτρας, βρίσκεται στην αριστερή κολποκοιλιακή θύρα.

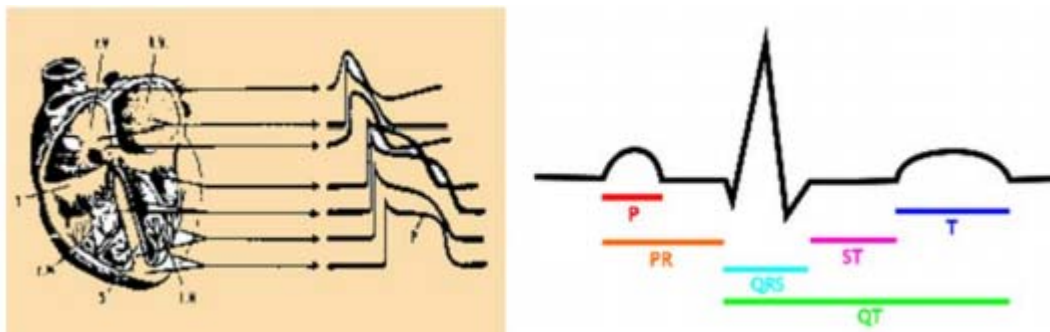
Η μιτροειδής βαλβίδα επιτρέπει στο αίμα να εισέλθει στην αριστερή κοιλία γιατί είναι η μεγαλύτερη αρτηρία του ανθρώπινου σώματος, με προέλευση την αριστερή κοιλία. Το στόμιο της αορτής κλείνει από μια βαλβίδα που ονομάζεται αορτική, η οποία εμποδίζει την επιστροφή του αίματος από την αορτή στην κοιλία.

Συνεπώς, η καρδιά έχει τέσσερις κύριες βαλβίδες που επιτρέπουν στο αίμα να ρέει μόνο προς μία κατεύθυνση. Οι μιτροειδής βαλβίδες βρίσκονται στην αρχή της πνευμονικής αρτηρίας και της αορτής από τη δεξιά και την αριστερή κοιλία, αντίστοιχα. Οι κολποκοιλιακές βαλβίδες, που ελέγχουν τον διαχωρισμό μεταξύ των κόλπων και της κοιλίας, είναι οι άλλες δύο. Δύο αντλίες, η αριστερή και η δεξιά, σχηματίζονται από τους κόλπους, τις κοιλίες και τις βαλβίδες. Η αριστερή αντλία βοηθά στη μεταφορά του αίματος μέσω του συστημικού κυκλοφορικού συστήματος, ενώ η δεξιά αντλία βοηθά στην κίνηση του αίματος μέσω του πνευμονικού κυκλοφορικού συστήματος.

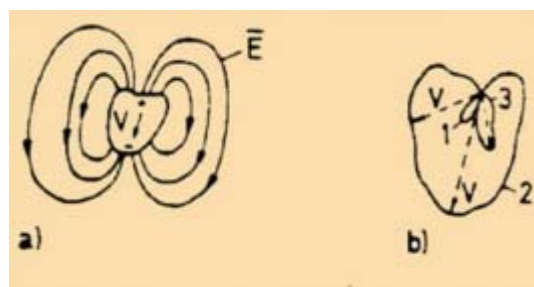
1.1.3 Η ηλεκτρική δραστηριότητα του μυοκαρδίου

Το μυοκάρδιο αναφέρεται στα εξωτερικά τοιχώματα της καρδιάς, τα οποία αποτελούνται από κύτταρα μυών της καρδιάς, ενώ το ενδοκάρδιο αναφέρεται στην εσωτερική πλευρά των τοιχωμάτων, η οποία καλύπτεται από μια λεπτή μεμβράνη που έρχεται σε επαφή με το αίμα. Τέλος, το περικάρδιο ή επικάρδιο είναι ο ινώδης σάκος που περιβάλλει την καρδιά. Η ηλεκτρική δραστηριότητα που ξεκινά με έναν φυσικό βηματοδότη, τον φλεβοκομβικό κόμβο, που είναι ένα μικρό τμήμα του δεξιού κόλπου με αυτορρυθμιζόμενη διέγερση και αποτελείται από εμβρυϊκές μυϊκές ίνες, σχετίζεται με τη ρυθμική και μηχανική δραστηριότητα του καρδιακού μυός ή μυοκάρδιο.

Το μυοκάρδιο αποτελείται από δύο τύπους μυϊκών κυττάρων, λωρίδες που εκτελούν μηχανική δράση στον ιστό αγωγής διέγερσης και λεία μυϊκά κύτταρα που έχουν παρόμοια δομή και λειτουργία. Το ερέθισμα παράγεται και εξαπλώνεται αυτόματα στον αγωγό ιστό, προκαλώντας συστολή και διαστολή του γραμμωτού τμήματος της καρδιάς.



Εικόνα 3: Το σύστημα αγωγής της διέγερσης του μυοκαρδίου και τα αντίστοιχα βιοδυναμικά. Οι διαφορετικές ταχύτητες αγωγής προκαλούν τις αντίστοιχες χρονικές καθυστερήσεις SA: φλεβοκόμβος. AV: κολποκοιλιακός κόμβος. LV & RV: αριστερά και δεξιά κοιλία. T: τριγώνινα βαλβίδα. M: μιτροειδής βαλβίδα. P: πλατώ. S: διάφραγμα.[1]



Εικόνα 4: α) Το ηλεκτρικό πεδίο E του καρδιακού διπόλου σε μια συγκεκριμένη στιγμή, β) Βρογχοειδείς καμπύλες που διαγράφουν το καρδιακό άνωσμα V στη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. 1. Αποπόλωση του κόλπου, 2. Αποπόλωση της κοιλίας, 3. Επαναπόλωση της κοιλίας.[1]

1.2 Ιστορική εξέλιξη του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος

1.2.1 Η αξιοποίηση του ηλεκτρισμού, οι παρατηρήσεις των επιπτώσεών του στους ζωικούς ιστούς και η ανακάλυψη του «ζωικού ηλεκτρισμού».



Εικόνα 5: William Gilbert[8]

1600: Ο William Gilbert ήταν ο γιατρός της βασίλισσας Ελισάβετ Α, ιδρυτής της «μαγνητικής φιλοσοφίας» και πρόεδρος του Κολλεγίου των Ιατρών. Εισάγει το όνομα «*electricus*» για τα πράγματα (μονωτές) που αποθηκεύουν στατικό ηλεκτρισμό. Η λέξη προήλθε από τα ελληνικά για το κεχριμπάρι χάρη σε αυτόν (ήλεκτρα). Η ικανότητα του κεχριμπαριού να ανυψώνει ελαφριά υλικά όταν αγγίζεται είναι γνωστή από την αρχαιότητα. Ο Gilbert παρείχε πρόσθετα παραδείγματα, όπως το θείο, και περιέγραψε αυτό που αργότερα θα αναφερόταν ως «στατικός ηλεκτρισμός» προκειμένου να τον διακρίνει από την πιο ευγενή μαγνητική δύναμη. Ο Gilbert το είδε αυτό ως μέρος μιας φιλοσοφίας που θα κατέστρεφε τελικά την κυρίαρχη αριστοτελική άποψη για την ύλη.

1646: Ενώ έγραφε για την άρση της γενικής άγνοιας σε διάφορα θέματα, ο Sir Thomas Browne, γιατρός, είναι ο πρώτος που χρησιμοποίησε τον όρο «ηλεκτρισμός». «Η ηλεκτρική ενέργεια, δηλαδή η δύναμη να προσελκύει άχυρα ή ελαφριά σώματα και να μετατρέπει τη βελόνα ελεύθερα», λέει ο Browne για τη δύναμη έλξης. (Είναι επίσης ο πρώτος που χρησιμοποίησε τον όρο «υπολογιστής», που αναφέρεται σε όσους εργάζονται με ημερολόγια.)

1660: Η πρώτη γεννήτρια στατικού ηλεκτρισμού δημιουργήθηκε από τον Otto Von Guericke.

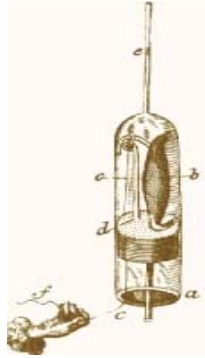


Εικόνα 6:
Αντανακλαστικό
Descartes[8]

1662: Το έργο του Γάλλου φιλοσόφου Rene Descartes δημοσιεύεται (μετά τον θάνατό του) και περιγράφει πώς η περίπλοκη μηχανική αλληλεπίδραση νημάτων, πόρων, καναλιών και «ζωικών πνευμάτων» προκαλεί την ανθρώπινη κίνηση. Λόγω της δίωξης άλλων ριζοσπαστών διανοουμένων όπως ο Γαλιλαίος, ανέπτυξε τις θεωρίες του από τη δεκαετία του 1630, αλλά είχε εγκαταλείψει τη δημοσίευση.

1664: Αφαιρώντας την καρδιά ενός ζωντανού βατράχου και δείχνοντας ότι μπορούσε ακόμα να κολυπήσει, ένας Ολλανδός ονόματι Jan Swammerdam διαψεύδει τη μηχανιστική εξήγηση του Descartes για την κίνηση των ζώων. Όταν αφαιρέθηκε ο εγκέφαλος, κάθε κίνηση σταμάτησε (σύμφωνα με την ιδέα του Descartes), αλλά όταν ο βάτραχος αποκόπηκε και ένα κομμένο νευρικό άκρο διεγέρθηκε με ένα νυστέρι, οι μύες άρχισαν να συσπώνονται. Αυτό έδειξε ότι ένας μυς μπορούσε να κινηθεί χωρίς να συνδέεται με τον εγκέφαλο, αποδεικνύοντας ότι τα «ζωικά πνεύματα» δεν χρειάζονται να μεταδοθούν. Οι πεποιθήσεις του Swammerdam δεν ήταν καλά αναγνωρισμένες και τα γραπτά του δημοσιεύτηκαν

μόνο μετά το θάνατό του. Έγραψε, ωστόσο, πολλές επιστολές και το 1665, ο φίλος του Nicolaus Steno εκφώνησε μια ομιλία στο Παρίσι στην οποία επιτέθηκε στις καρτεσιανές πεποιθήσεις. Το "Book of Nature" του Swammerdam εκδόθηκε από τον Boerhaave τη δεκαετία του 1730 και μεταφράστηκε στα αγγλικά το 1758.



1668: Όταν ο Μεγάλος Δούκας Κόζιμο της Τοσκάνης επισκέφθηκε τον πατέρα του Swammerdam στο Oude Schans στο Άμστερνταμ, Ο Swammerdam του έδειξε μερικές από τις βελτιωμένες μελέτες του για τη μυϊκή σύσπαση και τη μετάδοση των νεύρων. Σε ένα πείραμα, το νεύρο «ερεθίστηκε» με ένα ασημένιο σύρμα ενώ ο μυς αιωρήθηκε σε ένα ορειχάλκινο άγκιστρο μέσα σε ένα γυάλινο σωλήνα με μια σταγόνα νερού για να ανιχνεύσει την κίνηση. Αν και ο Swammerdam δεν θα το γνώριζε, αυτό προκάλεσε τη συστολή του μυός και μπορεί να προκλήθηκε από την επαγωγή ενός πολύ μικρού ηλεκτρικού φορτίου.

Εικόνα 7: Ηλεκτρική διέγερση. Όπου
α) γυάλινος σωλήνας, β) μυς, γ)
συρματόπλεγμα, δ) ορειχάλκινο
σύρμα, ε) σταγόνα νερού, στ) χέρι
ερευνητή[8]

1729: Ο Άγγλος επιστήμονας Stephen Gray κάνει μια διάκριση μεταξύ ηλεκτρικών αγωγών και μονωτών. Χρησιμοποιεί 150 μέτρα υγρού νήματος κάνναβης για να δείξει πώς το στατικό ηλεκτρικό φορτίο μπορεί να μεταφερθεί σε μια μπάλα από φελλό. Αργότερα, ανακάλυψε ότι η χρήση ορειχάλκινου σύρματος επέτρεψε τη μεταφορά σε μεγαλύτερες αποστάσεις.



Εικόνα 8:
Leyden Jar[8]

1745: Ο Ολλανδός φυσικός Pieter van Musschenbroek μαθαίνει ότι ένα ηλεκτρικό φορτίο μπορεί να αποθηκευτεί σε ένα μερικώς γεμάτο βάζο με ένα καρφί να προεξέχει από το φελλό στο λαιμό. Το δοχείο είναι γνωστό ως "Leyden Jar" από την πόλη όπου βρέθηκε. Ο παρόμοιος μηχανισμός δημιουργήθηκε ανεξάρτητα από τον Pomeranian Ewald Georg von Kliest. Ο Jean-Antoine Nollet, ένας Γάλλος φυσικός και δάσκαλος της γαλλικής βασιλικής οικογένειας, διοχετεύει ηλεκτρικό ρεύμα μέσω 180 Βασιλικών Φρουρών ως μέρος μιας επίδειξης σε ένα βάζο του Leyden το 1746.

1769: Σύμφωνα με τον Edward Bancorft , έναν Αμερικανό επιστήμονα, το σοκ του ψαριού Torpedo είναι ηλεκτρικό και όχι μηχανικό. Απέδειξε ότι το σοκ είχε ιδιότητες παρόμοιες με αυτές ενός βάζου Leyden, στο ότι μπορούσε να μεταδοθεί ή να μονωθεί με τα κατάλληλα υλικά. Τα ψάρια τορπίλης και άλλα είδη ήταν γνωστά για την ικανότητά τους να χορηγούν κραδασμούς και συχνά χρησιμοποιήθηκαν για ιατρικούς σκοπούς. Από την άλλη πλευρά, προέβλεψε ότι ο ηλεκτρισμός θα ρέει πάντα μέσω των αγωγών και θα διαχέεται μακριά από τοποθεσίες υψηλού φορτίου σε περιοχές με χαμηλό φορτίο. Επειδή οι ζωντανοί ιστοί είναι γνωστό ότι είναι αγωγοί, ήταν αδιανόητο να κατανοήσουμε πώς θα μπορούσε να υπάρχει μια ανισορροπία φορτίου μέσα σε ένα ζώο, εμποδίζοντας τα πλάσματα να

χρησιμοποιούν ηλεκτρισμό για νευρική αγωγιμότητα ή παροχή σοκ. Επιπλέον, επειδή «το νερό και ο ηλεκτρισμός δεν αναμειγνύονται», η έννοια του «ηλεκτρικού ψαριού» απορρίφθηκε ευρέως.



Εικόνα 9: John Walsh[8]

1773: Μια ορατή σπίθα λαμβάνεται από ένα ηλεκτρικό χέλι, το *Electrophorus electricus*, από τον John Walsh, μέλος της Βασιλικής Εταιρείας και μέλος του Κοινοβουλίου. Το χέλι έπρεπε να είναι έξω από το νερό μιας και δεν μπορούσε να παράγει τη σπίθα διαφορετικά. Επέδειξε την προσέγγισή του σε αρκετούς συναδέλφους και επισκέπτες στο σπίτι του στο Λονδίνο χρησιμοποιώντας λεπτές λωρίδες αλουμινοχάρτου. Ποτέ δεν δημοσίευσε το πείραμά του με το χέλι, αλλά κέρδισε το βραβείο Corpley για τις προσπάθειές του το 1774 και το 1783. Οι ανακαλύψεις του Walsh, όπως αυτές του Bancroft πριν από αυτόν, ενίσχυσαν την υπόθεση για την ύπαρξη ζωικού ηλεκτρισμού.

1774: Σε μια αναφορά περίπτωσης ανάρρωσης από αιφνίδιο θάνατο που δημοσιεύτηκε στην ετήσια έκθεση της νεοσύστατης Humane Society, τώρα γνωστή ως Royal Humane Society, ο κ. Sowdon και ο κ. Hawes, φαρμακοποιοί, συζητούν τις απροσδόκητες επιπτώσεις του ηλεκτρισμού. Το Ίδρυμα για την παροχή άμεσης βοήθειας σε άτομα που προφανώς είναι νεκρά από πνιγμό είχε εξελιχθεί στην Κοινωνία. «Ιδρύθηκε το έτος 1774, για να προστατεύει τους επιμελείς από τα θανατηφόρα αποτελέσματα απροσδόκητων ατυχημάτων, τους νέους και άπειρους από τη θυσία στην αναψυχή τους και τα δυστυχημένα θύματα της καταθλιπτικής μελαγχολίας και της εσκεμμένης αυτοκτονίας από τα άθλια αποτελέσματα του εαυτού τους. Στις 16 Ιουλίου 1774, ένα τρίχρονο παιδί ονόματι Catherine Sophia Greenhill έπεσε από ένα παράθυρο στον πρώτο όροφο ενός σπιτιού, στην οδό Wardour, στο Soho, όπου έμενε ένας κύριος Squires. Ο κ. Squires, «με τη συνεργασία των γονιών, πολύ ευλαβικά δοκίμασε τα αποτελέσματα του ηλεκτρισμού», αφού ο παρευρισκόμενος φαρμακοποιός είχε πει ότι δεν μπορούσε να γίνει τίποτα για το παιδί. Πέρασαν τουλάχιστον 20 λεπτά για να μπορέσει να κάνει το σοκ, το οποίο έκανε σε διάφορα μέρη του σώματος χωρίς εμφανή επιτυχία. Τελικά όμως, μετά από μερικά χτυπήματα στον θώρακα, παρατήρησε έναν μικρό παλμό και λίγο μετά, το παιδί άρχισε να αναστενάζει και να αναπνέει, αν και πολύ κοπιαστικά. Ένα είδος λήθαργου που προκλήθηκε από την κατάθλιψη του κρανίου παρέμεινε για λίγες μέρες μετά τον εμετό, αλλά με την εφαρμογή κατάλληλων θεραπειών, το παιδί ανέκτησε την πλήρη υγεία και το πνεύμα του σε περίπου μια εβδομάδα. «Ο κ. Squires παρουσίασε αυτή την καταπληκτική περίπτωση ανάρρωσης στους προαναφερθέντες κυρίους, για κανέναν άλλο λόγο παρά για να προωθήσει το καλό της ανθρωπότητας· και ελπίζει για το μέλλον ότι κανείς δεν θα παραδοθεί για νεκρός, μέχρι να χρησιμοποιηθούν διάφοροι τρόποι για ανάκαμψη», αναφέρεται στην ανακοίνωση. Ο ηλεκτρισμός πιθανότατα διέγειρε τη νεαρή να βγει από βαθύ κώμα αντί να της κάνει καρδιακή απινίδωση γιατί είναι προφανές ότι υπέστη τραύμα στο κεφάλι.

1775: Ο Abildgaard δείχνει πώς οι ηλεκτρικές παρορμήσεις μπορούν να κάνουν τα κοτόπουλα ακίνητα και πώς μπορεί να αποκαταστήσει τον παλμό του χορηγώντας

κραδασμούς στο στήθος. «Με ένα σοκ στο κεφάλι, το ζώο έμεινε άψυχο και σηκώθηκε με ένα δεύτερο σοκ στο στήθος», γράφει ο συγγραφέας. «Ωστόσο, αφού το πείραμα επαναλαμβανόταν αρκετά συχνά, η κότα ήταν εντελώς αναισθητοποιημένη, περπατούσε με κάποια δυσκολία και δεν έτρωγε για μια μέρα και νύχτα. Μετά ήταν πολύ καλά και γέννησε ακόμη και ένα αυγό».



Εικόνα 10: Luigi Galvani[8]

1786: Όταν το πόδι ενός βατράχου που έχει τεμαχιστεί, αγγίζεται με ένα μεταλλικό νυστέρι, αυτό συσπάτε, σύμφωνα με τον Ιταλό ανατόμο Luigi Galvani. Εκείνο το καλοκαίρι, είχε ερευνήσει τις επιπτώσεις του ηλεκτρισμού στους ζωικούς ιστούς. Στις 20 Σεπτεμβρίου 1786, έγραψε: «Είχα τεμαχίσει και ετοιμάσει έναν βάτραχο με τον συνήθειο τρόπο, και ενώ έκανα κάτι άλλο, τον τοποθέτησα σε ένα τραπέζι δίπλα σε μια ηλεκτρική μηχανή που ήταν απομακρυσμένη από τον αγωγό της. Όταν ένας από τους ανθρώπους εκεί άγγιξε κατά λάθος τα εσωτερικά νεύρα του βατράχου με το νυστέρι, οι μύες στα πόδια του άρχισαν να συστέλλονται επανειλημμένα, σαν να υπέφερε από έντονες κράμπες».

Αργότερα, έδειξε ότι η άμεση επαφή με την ηλεκτρική γεννήτρια ή το έδαφος μέσω ενός ηλεκτρικού αγωγού προκαλεί συσπάσεις των μυών. Ο Galvani χρησιμοποίησε επίσης ορειχάλκινους γάντζους που ήταν επάνω σε ένα σιδερένιο κιγκλίδωμα στον κήπο του και συνδέονταν με το νωτιαίο μυελό του βατράχου. Παρατήρησε ότι τα πόδια του βατράχου συσπώνται κατά τη διάρκεια καταιγίδων καθώς και όταν ο καιρός ήταν καλός. Ερμήνευσε αυτά τα ευρήματα ως «ζωικό ηλεκτρισμό» ή διατήρηση «νευροηλεκτρικού υγρού» στο ζώο, συγκρίσιμο με αυτό που βρίσκεται σε ένα ηλεκτρικό χέλι. Συνέχισε αποδεικνύοντας ότι η ηλεκτρική διέγερση της καρδιάς ενός βατράχου προκαλεί συσπάσεις των καρδιακών μυών. Το «γαλβανόμετρο», το οποίο είναι ένα όργανο για τη μέτρηση (και την καταγραφή) του ηλεκτρισμού, πήρε το όνομά του από τον Galvani. Ένα Ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι ουσιαστικά ένα ευαίσθητο γαλβανόμετρο.

1788: Με ένα δοκίμιο σχετικά με τη χρήση του ηλεκτρισμού στη διάγνωση και την αναζωογόνηση ασθενών που προφανώς είναι νεκροί, ο Charles Kite λαμβάνει το Ασημένιο Μετάλλιο της Humane Society (που δίνεται στην τελετή του πρώτου βραβείου του Society, σε συνεργασία με την Ιατρική Εταιρεία του Λονδίνου). Αν και αυτό το δοκίμιο αναφέρεται συχνά ως η πρώτη καταγραφή καρδιακής απινίδωσης, η πρόταση του κ. Kite για τη χρήση ηλεκτρικής ενέργειας είναι αρκετά διαφορετική. Για παράδειγμα, θυμάται τη χρήση του ηλεκτρισμού αφού εξιστόρησε μια περίπτωση πνιγμού από το 1785, όπου επιχειρήθηκε ανάνηψη για πάνω από μία ώρα με τεχνητή αναπνοή, ζεστασιά, καπνό, «πτητικά στο στομάχι, τριβές και πολλά μικρότερα ερεθίσματα». Στη συνέχεια εφαρμόστηκε ηλεκτρισμός και οι κραδασμοί μεταδόθηκαν προς κάθε κατεύθυνση, με αποτέλεσμα οι μύες μέσω των οποίων ταξίδευε το υγρό [ηλεκτρισμός] να συστέλλονται έντονα. Κατέληξε στο συμπέρασμα ότι ο ηλεκτρισμός ήταν ένα χρήσιμο όργανο για να καθοριστεί εάν ένα άτομο που φαινόταν νεκρό μπορούσε να αναζωογονηθεί αποτελεσματικά.



Εικόνα 11: Alessandro Volta[8]

1792: Ο Alessandro Volta, ένας Ιταλός επιστήμονας και εφευρέτης, δείχνει ότι το ηλεκτρικό ρεύμα σχηματίζεται από την αλληλεπίδραση δύο διαφορετικών μετάλλων, επιχειρώντας να καταρρίψει την έννοια του «ζωικού ηλεκτρισμού» του Galvani. Ισχυρίστηκε ότι το ηλεκτρικό ρεύμα παράγεται από μέταλλα και όχι από βιολογικούς ιστούς. (Όπως αποδεικνύεται, τόσο ο Galvani όσο και ο Volta είχαν δίκιο.) Για να επιβεβαιώσει την ιδέα του, δημιουργεί το βολταϊκό σωρό (μια στήλη από εναλλασσόμενους μεταλλικούς δίσκους - ψευδάργυρος με χαλκό ή ασήμι - που χωρίζονται από χαρτόνι εμποτισμένο με αλατούχο διάλυμα) το 1800, που μπορεί να προσφέρει μια σημαντική και σταθερή ροή ηλεκτρικής ενέργειας. Πειράματα σε πρόσφατα εκτελεσθέντες κρατούμενους, τροφοδοτούν τον ενθουσιασμό για τη χρήση ηλεκτρικής ενέργειας, οδηγώντας σε περισσότερες προσπάθειες αναζωογόνησης των νεκρών. Στο Royal College of Surgeons στο Λονδίνο το 1803, ο Giovanni Aldini, ανιψιός του Galvani, διεξάγει ένα πείραμα. Ο εκτελεσμένος εγκληματίας μεταφέρθηκε στο Κολέγιο αφού πέρασε μια ώρα σε θερμοκρασία 30 F. Όταν οι αγωγοί εφαρμόστηκαν στο αυτί και στον ορθό, έγιναν τέτοιες άγριες μυϊκές συσπάσεις που έμοιαζαν σχεδόν με αναζωογόνηση.

1.2.2 Ο σχεδιασμός ευαίσθητων οργάνων που θα μπορούσαν να ανιχνεύσουν τα μικρά ηλεκτρικά ρεύματα στην καρδιά.

1819: Ο Δανός φυσικός Hans Christian Oersted παρατηρεί ότι μια κοντινή μαγνητισμένη βελόνα πυξίδας κινείται κάθε φορά που ανοίγει το ηλεκτρικό ρεύμα ενώ δείχνει στους φοιτητές στο Πανεπιστήμιο της Κοπεγχάγης πώς να θερμάνουν ένα καλώδιο πλατίνας χρησιμοποιώντας ηλεκτρισμό από έναν βολταϊκό σωρό. Αναπτύσσει τον ηλεκτρομαγνητισμό, για τον οποίο ο André Marie Ampère παρέχει μια θεωρητική βάση (εξαιρετικά γρήγορα).

1820: Η κίνηση των μαγνητισμένων βελόνων στα ηλεκτρομαγνητικά πεδία επιταχύνεται από τον Johann (Johan) Schweigger της Νυρεμβέργης. Ανακάλυψε ότι η επίδραση στη βελόνα διπλασιάστηκε με το τύλιγμα του ηλεκτρικού καλωδίου σε ένα πηνίο 100 στροφών. Υπέθεσε ότι ένα μαγνητικό πεδίο περικύκλωσε ένα σύρμα που μεταφέρει ρεύμα, το οποίο τελικά απέδειξε ο Michael Faraday. Στις 16 Σεπτεμβρίου 1820, ο Schweigger αποκάλυψε την εφεύρεσή του για το πρώτο γαλβανόμετρο στο Πανεπιστήμιο του Halle.

1825: Ένα «στατικό γαλβανόμετρο» δημιουργείται από τον Leopoldo Nobili, καθηγητή φυσικής στη Φλωρεντία. Τα αποτελέσματα του μαγνητικού πεδίου της γης μπορούν να προσαρμοστούν χρησιμοποιώντας δύο πανομοιότυπες μαγνητικές βελόνες αντίθετης πολικότητας, είτε στερεωμένες μαζί με μια διάταξη συρμάτινων βρόχων, είτε μία κινητή βελόνα με συρμάτινο βρόχο και μία με κλίμακα. Μπόρεσε να αναγνωρίσει τη ροή του ρεύματος στο σώμα ενός βατράχου από τους μύες στον νωτιαίο μυελό το 1827, χρησιμοποιώντας αυτή τη συσκευή. Τα πόδια του τεμαχισμένου βατράχου βρίσκονταν σε ένα βάζο και το σώμα του σε ένα άλλο, όταν παρατήρησε ότι ο ηλεκτρισμός ρέει κατά μήκος του βαμβακερού νήματος που βρέχεται από αλμυρό νερό. Ο Nobili προσπαθούσε να αποδείξει την ύπαρξη ζωικού

ηλεκτρισμού και πίστευε ότι αυτή η αγωγιμότητα που μεταδόθηκε ασύρματα απέδειξε την ύπαρξη ζωικού ηλεκτρισμού.



Εικόνα 12: Carlo Matteucci[8]

1838: Κάθε καρδιακός παλμός συνοδεύεται από ηλεκτρικό ρεύμα, όπως αποδεικνύει ο Carlo Matteucci, φοιτητής Nobili και καθηγητής φυσικής στο Πανεπιστήμιο της Πίζας. Χρησιμοποίησε μια συσκευή που ονομάζεται «ρεοσκοπικός βάτραχος», η οποία χρησιμοποιεί ένα κομμένο νεύρο ποδιού βατράχου ως ηλεκτρικό αισθητήρα και μια μυϊκή σύσπαση ως οπτικό δείκτη της ηλεκτρικής δραστηριότητας. Για τη μελέτη του ηλεκτρισμού στους μύες, χρησιμοποίησε επίσης το αστατικό γαλβανόμετρο του Nobili, τοποθετώντας συνήθως το ένα σύρμα γαλβανόμετρου στο ανοιχτό άκρο του τεμαχισμένου μυός και το άλλο στην επιφάνεια του μυός. Στη συνέχεια προσπάθησε να δείξει αγωγιμότητα των νεύρων, αλλά δεν τα κατάφερε (καθώς τα γαλβανόμετρα του δεν ήταν αρκετά ευαίσθητα).

1840: Προκειμένου να θεραπεύσει ένα ευρύ φάσμα ασθενειών, ο Dr Golding Bird, γιατρός, καταξιωμένος χημικός και μέλος της Ηλεκτρολογικής Εταιρείας του Λονδίνου, ανοίγει μια αίθουσα ηλεκτροθεραπείας στο Νοσοκομείο Guy's στο Λονδίνο. Αν και δημοφιλής, η χρήση της ηλεκτρικής ενέργειας δεν θεωρήθηκε ως θέμα που άξιζε σε βάθος έρευνα. Η ηλεκτρική θεραπεία έγινε δημοφιλής μεταξύ των γιατρών του Λονδίνου, ιδίως του μέντορα του Bird, Dr Thomas Addison, λόγω της φήμης του ως ερευνητή.



Εικόνα 13: Emil Du Bois-Reymond[8]

1843: Ο Emil Du Bois-Reymond, Γερμανός επιστήμονας, ισχυρίζεται ότι κάθε μυϊκή σύσπαση συνοδεύεται από ένα «δυναμικό δράσης». Είδε το ελαφρύ δυναμικό τάσης στον μυ σε κατάσταση ηρεμίας και σημείωσε πώς μειώθηκε όταν ο μυς συσπάστηκε. Είχε δημιουργήσει ένα από τα πιο ευαίσθητα γαλβανόμετρα της εποχής του για να το πετύχει. Το συρμάτινο πηνίο στο μηχάνημα του είχε περισσότερες από 24.000 στροφές, ή 5 χιλιόμετρα σύρματος. Ο Du Bois Reymond δημιούργησε μια σημείωση που ονόμασε «καμπύλη διαταραχής» για το γαλβανόμετρο του. Το σταθερό σημείο ισορροπίας της βελόνας του αστατικού γαλβανόμετρου ήταν "o", ενώ άλλα σημεία απόκλισης ήταν p, q, r και s (καθώς και k και h).

1849: Ο γιατρός του Νοσοκομείου St. George's H. Bence Jones συζητά τις συντριπτικές επιπτώσεις της ηλεκτρικής θεραπείας στους ασθενείς του. Μόνο τέσσερις από τις 23 περιπτώσεις του φάνηκαν να έχουν βελτιωθεί.

1850: Κατά τη διάρκεια δοκιμών που χρησιμοποιούσαν ισχυρά ηλεκτρικά ρεύματα στις καρδιές σκύλων και γατών, ο Hoffa περιέγραψε περίεργες ανεξέλεγκτες κινήσεις των κοιλιών (αργότερα γνωστές ως κοιλιακή μαρμαρυγή). Έδειξε πώς ένας ηλεκτρικός παλμός μπορεί να προκαλέσει μαρμαρυγή.

1856: Εφαρμόζοντας ένα γαλβανόμετρο στη βάση και την κορυφή μιας εκτεθειμένης κοιλίας, οι Rudolph von Koelliker και Heinrich Muller επιβεβαιώνουν ότι κάθε καρδιακός παλμός συνοδεύεται από ηλεκτρικό ρεύμα. Τοποθέτησαν επίσης ένα παρασκεύασμα νεύρου-μυών στην κοιλία, παρόμοιο με αυτό του Matteucci, και παρατήρησαν μια μυϊκή σύσπαση λίγο πριν από την κοιλιακή συστολή, καθώς και μια σημαντικά μικρότερη σύσπαση μετά την συστολή. Τα ηλεκτρικά ρεύματα των κυμάτων QRS και T αναγνωρίστηκαν αργότερα ως η πηγή αυτών των συσπάσεων.

1858: Ο καθηγητής Φυσικής Φιλοσοφίας στο Πανεπιστήμιο της Γλασκόβης, William Thompson (Λόρδος Κέλβιν), εφευρίσκει το «γαλβανόμετρο καθρέφτη» για τη λήψη υπερατλαντικών τηλεγραφικών σημάτων. Όταν παρέχεται ηλεκτρικό ρεύμα, ένας μικρός, ελεύθερα περιστρεφόμενος καθρέφτης με κόλλες κολλημένες στην πλάτη του αιωρείται σε ένα λεπτό πηνίο χαλκού και ένα ανακλώμενο κομμάτι φωτός από αυτόν τον καθρέφτη «ενισχύει» τις μικροσκοπικές κινήσεις. Ολόκληρο το μηχάνημα αναρτήθηκε σε έναν θάλαμο αέρα, όπου η πίεση μπορούσε να αλλάξει για να αλλάξει η απόσβεση του σήματος. Η ευαισθησία αυτού του γαλβανόμετρου ήταν επαρκής για διηπειρωτική τηλεγραφία.

1867: Το «Siphon Recorder» του Thompson αυξάνει τις τηλεγραφικές επικοινωνίες. Ο Thompson χρησιμοποίησε ένα λεπτό πηνίο που κρέμονταν σε υψηλό μαγνητικό πεδίο πριν από τον d'Arsonval (1880). Ένα σιφόνι μελάνης προσαρτήθηκε στο πηνίο αλλά διαχωρίστηκε από αυτό με εβονίτη (μονωτήρας). Το μελάνι ψεκάστηκε πάνω στο χαρτί καθώς κινούνταν σε μια γειωμένη μεταλλική επιφάνεια αφού το σιφόνι φορτίστηκε με υψηλή τάση. Ως αποτέλεσμα, ο καταγραφέας σιφόνι μπορούσε όχι μόνο να ανιχνεύσει ρεύματα αλλά και να τα καταγράψει σε χαρτί.

1869-1870: Ο Alexander Muirhead, πρωτοπόρος της τηλεγραφίας και ηλεκτρολόγος μηχανικός, μπορεί να έχει καταγράψει ανθρώπινο Ηλεκτροκαρδιογράφημα στο νοσοκομείο St Bartholomew στο Λονδίνο, ωστόσο αυτό είναι συζητήσιμο. Πιστεύεται ότι χρησιμοποίησε ένα Thompson Siphon Recorder αν το έκανε. Η σύζυγός του, Elizabeth Muirhead, δημιούργησε μια βιογραφία του και είπε ότι απέφευγε να κυκλοφορήσει το δικό του έργο φοβούμενος να παραπλανήσει τους άλλους.

1872: Ο Gabriel Lippmann, ένας Γάλλος επιστήμονας, εφευρίσκει το τριχοειδές ηλεκτρόμετρο. Είναι ένας στενός γυάλινος σωλήνας με μια στήλη υδραργύρου βυθισμένη σε θειικό οξύ. Ο μηνίσκος υδραργύρου εξετάζεται με μικροσκόπιο καθώς ταξιδεύει με μεταβαλλόμενη ηλεκτρική τάση.

1872: Μια μελέτη για την ανάνηψη αρκετών ασθενών που υπέστησαν καρδιακή ή/και αναπνευστική ανακοπή ενώ βρίσκονταν υπό αναισθησία με χλωροφόρμιο δημοσιεύεται από τον κ. Green, χειρουργό. Εφαρμόζει 300 Vita από ένα γαλβανικό σωρό (μπαταρία) που αποτελείται από 200 κύτταρα στον ασθενή ως εξής. Το κάτω αριστερό πλευρό θα πρέπει να αντιμετωπίζεται με έναν πόλο και ο λαιμός με τον άλλο. Αν και η καρδιοαναπνευστική αναζωογόνηση έχει τεκμηριωθεί σε αυτή την

περίπτωση, ο ακριβής μηχανισμός παραμένει άγνωστος. Η ηλεκτρική καρδιοανάταξη ή η εξωτερική βηματοδότηση είναι απίθανες αιτίες. Φαίνεται να είναι μια πρόσθετη περίπτωση εκτοφρενικής διέγερσης.



Εικόνα 14: Ένα «ηλεκτρικό» χαμόγελο.
[8]

1872: Ο Guillaume Benjamin Amand Duchenne de Boulogne, στην τρίτη έκδοση του εγχειριδίου του για τις θεραπευτικές εφαρμογές του ηλεκτρισμού, ο πρωτοπόρος νευροφυσιολόγος Duchenne de Boulogne θυμάται τη χρήση του ηλεκτρισμού για την αναζωογόνηση ενός πνιγμένου κοριτσιού. Αν και χρησιμοποίησε ένα ηλεκτρικό ρεύμα για να δημιουργήσει ηλεκτροφρενική και όχι καρδιακή διέγερση, αυτό το περιστατικό έχει αναφερθεί ως ο πρώτος «τεχνητός βηματοδότης».

1875: Ένας γιατρός από το Λίβερπουλ ονόματι Richard Caton απευθύνεται στη Βρετανική Ιατρική Ένωση στο Εδιμβούργο τον Ιούλιο του 1875. Αποδεικνύει ότι ήταν εφικτό να ανιχνευθούν «ασθενή ρεύματα διαφορετικής κατεύθυνσης» σε ζώα χρησιμοποιώντας ένα «γαλβανόμετρο καθρέφτη». Ο Thompson τοποθετώντας ηλεκτρόδια σε δύο σημεία της εξωτερικής επιφάνειας, ένα ηλεκτρόδιο στη φαιά ουσία και ένα στην επιφάνεια του κρανίου. Αυτή είναι η αρχική αναφορά του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Ο John Hughlings Jackson, ένας γιατρός, πρότεινε το 1873 ότι η επιληψία προκαλείται από υπερβολική ηλεκτρική δραστηριότητα στη φαιά ουσία του εγκεφάλου. Ο Κέιτον ερευνούσε τη θεωρία του Τζάκσον.

1876: Ο Marey χρησιμοποιεί το ηλεκτρόμετρο για να συλλάβει τον καρδιακό παλμό ενός βατράχου που έχει μείνει ακάλυπτος.

1878: Οι Βρετανοί φυσιολόγοι John Burden Sanderson και Frederick Page χρησιμοποιούν ένα τριχοειδές ηλεκτρόμετρο για να καταγράψουν το ηλεκτρικό ρεύμα της καρδιάς και να αποδείξουν ότι έχει δύο φάσεις (που αργότερα ονομάστηκαν QRS και T).

1880: Το γαλβανόμετρο έχει βελτιωθεί από τον Marcel Deprez και τον Γάλλο φυσικό Arsène d'Arsonval. Το γαλβανόμετρο Deprez-d'Arsonval έχει σταθερό μαγνήτη και κινητό πηνίο αντί για μαγνητισμένη βελόνα που κινείται όταν το ηλεκτρικό ρεύμα διέρχεται από ένα κοντινό συρμάτινο πηνίο. Εάν ένας δείκτης είναι συνδεδεμένος στο πηνίο, μπορεί να ταξιδέψει σε μια κλίμακα που έχει βαθμονομηθεί σωστά. Η πλειονότητα των σύγχρονων γαλβανομέτρων είναι χτισμένα στο σχέδιο d'Arsonval.

1884: Δημοσιεύονται μερικές από τις ηχογραφήσεις που έγιναν από τους Frederick Page και John Burden Sanderson.

1887: Το πρώτο ανθρώπινο Ηλεκτροκαρδιογράφημα δημοσιεύεται από τον Βρετανό επιστήμονα Augustus D. Waller της Ιατρικής Σχολής St Mary στο Λονδίνο. Ο Thomas Goswell, τεχνικός στο εργαστήριο, το καταγράφει χρησιμοποιώντας ένα τριχοειδές ηλεκτρόμετρο.

1889: Στο Πρώτο Διεθνές Συνέδριο Φυσιολόγων στο Bale, ο Waller επιδεικνύει τη μέθοδό του μπροστά στον Ολλανδό φυσιολόγο Willem Einthoven. Ο Waller χρησιμοποιούσε μερικές φορές τον σκύλο του "Jimmy" για διαδηλώσεις, ο οποίος στεκόταν ήρεμα με τα πόδια σε γυάλινα βάζα φυσιολογικού ορού.

1889: Η κοιλιακή μαρμαρυγή ορίζεται ως «απροσδόκητη, μη αναστρέψιμη καρδιακή ανεπάρκεια η οποία μπορεί να εκδηλωθεί με τη μορφή ξαφνικής έναρξης ινδιακής συστολής», σύμφωνα με τον καθηγητή John McWilliam του Πανεπιστημίου του Aberdeen. Η αντλία της καρδιάς διαταράσσεται και τα τελικά υπολείμματα της ενέργειάς της που συντηρεί τη ζωή χάνονται σε μια βίαιη και παρατεταμένη ταραχή μάταιης δραστηριότητας στα κοιλιακά τοιχώματα. Σε περιπτώσεις "θανατηφόρου συγκοπής" στους ανθρώπους, περιγράφετε επίσης η ηλεκτρική διέγερση της καρδιάς. Μια ανεσταλμένη καρδιά μπορεί εύκολα να χτυπήσει με ένα μόνο επαγωγικό σοκ και μια κανονική σειρά επαγωγικών σοκ (όπως εξήντα ή εβδομήντα ανά λεπτό) έχει ως αποτέλεσμα μια κανονική σειρά καρδιακών παλμών που συμβαίνουν με τον ίδιο ρυθμό.

1890: Οι παρατηρούμενες (αρθρές) παραλλαγές του ηλεκτρομέτρου διορθώνονται μαθηματικά από τον GJ Burch της Οξφόρδης. Αυτό καθιστά δυνατή την προβολή της σωστής κυματομορφής, αλλά μόνο μετά από χρονοβόρους υπολογισμούς.

1891: Το τριχοειδές ηλεκτρόμετρο βελτιώθηκε από τους Βρετανούς φυσιολόγους William Bayliss και Edward Starling του University College του Λονδίνου. Οι ακροδέκτες συνδέονται με το δέρμα πάνω από τον παλμό της κορυφής και το δεξί χέρι και εμφανίζουν μια "τριφασική παραλλαγή που συνοδεύει (ή μάλλον προηγείται) κάθε χτύπο της καρδιάς". Στη συνέχεια αναφέρονται ως P, QRS και T.

1893: Σε μια συνεδρίαση του Ολλανδικού Ιατρικού Συλλόγου, ο Willem Einthoven επινόησε τη λέξη «ηλεκτροκαρδιογράφημα». (Αργότερα, ισχυρίζεται ότι ο Waller επινόησε τη φράση.)

1.2.3 Η πρώτη ακριβής καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και η ανάπτυξή του ως κλινικό εργαλείο.

1895: Ο Einthoven διαφοροποιεί πέντε παραμορφώσεις, τις οποίες ονομάζει P, Q, R, S και T, χρησιμοποιώντας ένα βελτιωμένο ηλεκτρόμετρο και έναν τύπο διόρθωσης που δημιουργήθηκε ανεξάρτητα από τον Burch.

1897: Ο Γάλλος ηλεκτρολόγος μηχανικός Clement Ader περιγράφει τη μέθοδο ενίσχυσης του για να βλέπει μηνύματα κωδικού Μορς που αποστέλλονται μέσω υποβρύχιων τηλεγραφικών συνδέσεων. Η χρήση γαλβανομέτρου δεν σχεδιάστηκε ποτέ για αυτό. Παρά το γεγονός ότι αργότερα ανέφερε το έργο του Ader, ο Einthoven φαίνεται να έχει δημιουργήσει ανεξάρτητα τον δικό του ενισχυτή.



Εικόνα 15: Karel
Frederik [8]

1899: Σε μια μελέτη με τίτλο "Σχετικά με την ανάλυση των ακανόνιστων παλμών", ο Karel Frederik Wenckebach περιγράφει πώς η αγωγιμότητα AV στους βατράχους είναι μειωμένη, με αποτέλεσμα τη σταδιακή επιμήκυνση και απόφραξη. Το μπλοκ Wenckebach (τύπος Mobitz I) ή το φαινόμενο Wenckebach θα είναι τα ονόματα που θα δοθούν σε αυτό στο μέλλον.

1899: Οι καθηγητές βιοχημείας Jean-Louis Prevost και φυσιολογίας Frederic Batelli από τη Γενεύη διαπιστώνουν ότι οι ισχυρές ηλεκτρικές τάσεις που τίθενται στην καρδιά ενός ζώου μπορούν να σταματήσουν την κοιλιακή μαρμαρυγή.

1901: Βασισμένος σε ιδέες από τους Deprez και d'Arsonval, ο Einthoven δημιουργεί ένα νέο γαλβανόμετρο για τη δημιουργία ηλεκτροκαρδιογραφήματων χρησιμοποιώντας ένα λεπτό νήμα χαλαζία επικαλυμμένο με ασήμι (που χρησιμοποιούσε ένα συρμάτινο πηνίο). Φέρει ένα «γαλβανόμετρο χορδών» 600 λιβρών. Παρά το γεγονός ότι αναγνώρισε την ύπαρξη ενός συστήματος συγκρίσιμου με αυτό του Ader, ο Einthoven τελικά καθόρισε (1909) ότι το γαλβανόμετρο του ήταν χιλιάδες φορές πιο ευαίσθητο.

1902: Το πρώτο ηλεκτροκαρδιογράφημα που ελήφθη με χρήση γαλβανόμετρου χορδής δημοσιεύεται από την Einthoven.

1903: Με τον Max Edelmann από το Μόναχο και τον Horace Darwin της Cambridge Scientific Instruments Company του Λονδίνου, η Einthoven συζητά την εμπορική παραγωγή ενός γαλβανόμετρου χορδών.

1905: Ο Einthoven αρχίζει να χρησιμοποιεί τηλεφωνικές συνδέσεις για να στέλνει ηλεκτροκαρδιογραφήματα 1,5 μίλια από το νοσοκομείο στο εργαστήριό του. Στις 22 Μαρτίου, ένας υγιής και δραστήριος άντρας κατέγραψε το πρώτο «τηλεκαρδιογράφημα» και τα μεγάλα κύματα R οφείλονται στην ανακύκλωση μεταξύ εργαστηρίου και νοσοκομείου για να λάβει την ανάγνωση.

1905: Οι καταγραφές πίεσης ενός 65χρονου άνδρα με καρδιακό μπλοκ δημοσίευσε ο Τζον Χέι του Λίβερπουλ. Η κολποκοιλιακή αγωγιμότητα δεν φάνηκε να διακυβεύεται επειδή τα διαστήματα a-c στα σφαγιτιδικά φλεβικά κύματα παρέμειναν αναλλοίωτα στους αγωγίσιμους παλμούς. Αυτή είναι η πρώτη εμφάνιση του μπλοκ AV που είναι γνωστό ως Mobitz type II.

1906: Η πρώτη οργανωμένη παρουσίαση τυπικών και παρεκκλίνων ηλεκτροκαρδιογραφήματων που λαμβάνονται με γαλβανόμετρο χορδής δημοσιεύεται από την Einthoven. Ολικός καρδιακός αποκλεισμός, το κύμα U (για πρώτη φορά), η εγκοπή του QRS, οι κοιλιακοί πρόωροι παλμοί, η κοιλιακή διγαμία, ο κολπικός πτερυγισμός και η υπερτροφία της αριστερής και δεξιάς κοιλίας αναφέρονται όλα.

1906: Με τη βοήθεια ενός επαγγελματικού οργάνου κατάποσης, ο Cremer καταγράφει το πρώτο οισοφαγικό Ηλεκτροκαρδιογράφημα. Αργότερα, στη δεκαετία του 1970, δημιουργήθηκε οισοφαγική ηλεκτροκαρδιογραφία για να βοηθήσει στην ταξινόμηση των κολπικών αρρυθμιών. Επιπλέον, παίρνει το πρώτο Ηλεκτροκαρδιογράφημα εμβρύου από την περιοχή της κοιλιάς μιας εγκύου.

1907: Η πρώτη αναφορά περιστατικού κολπικής μαρμαρυγής δημοσιεύεται από τον Arthur Cushman του University College του Λονδίνου, καθηγητή φαρμακολογίας. Αφού υποβλήθηκε σε χειρουργική επέμβαση για την αφαίρεση ενός «ινομώματος των ωοθηκών», ο ασθενής του παρουσίασε «εξαιρετικά ακανόνιστες» ανωμαλίες παλμού μεταξύ 120 και 160 bpm τρεις ημέρες μετά τη διαδικασία. Για την καταγραφή του σφυγμού της χρησιμοποιήθηκε ένας "σφυγμοχρονογράφος Jacques". Σχεδιάζει την ακτινική πίεση παλμού σε σχέση με το χρόνο, όπως και οι καταγραφές αρτηριακής πίεσης που χρησιμοποιούνται τώρα στην εντατική θεραπεία.

1908: Το πρώτο άτομο που αγόρασε ένα γαλβανόμετρο χορδής για ιατρική χρήση είναι ο Edward Schafer του Πανεπιστημίου του Εδιμβούργου.

1909: Τόσο ο Alfred Cohn του νοσοκομείου Mt. Sinai στη Νέα Υόρκη όσο και ο Thomas Lewis του University College Hospital στο Λονδίνο αγοράζουν γαλβανόμετρα χορδών.

1909: Οι αλλοιώσεις του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος που συμβαίνουν με τη στηθάγχη περιγράφονται από τους Nicolai και Simmons.

1910: Η πρώτη αμερικανική ανασκόπηση της ηλεκτροκαρδιογραφίας δημοσιεύεται από τον Walter James του Πανεπιστημίου Columbia και τον Horatio Williams του Cornell University Medical College της Νέας Υόρκης. Περιγράφει κολπική και κοιλιακή εκτοπή, κοιλιακή και κολπική μαρμαρυγή, καθώς και κοιλιακή υπερτροφία. Χρησιμοποιήθηκε ένα δίκτυο καλωδίων για τη μετάδοση των εγγραφών από τους θαλάμους στην αίθουσα Ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Με την περιγραφή "Τα ηλεκτρόδια σε χρήση", υπάρχει μια φανταστική εικόνα ενός ασθενούς που παίρνει ηλεκτροκαρδιογράφημα.

1911: Ένα διάσημο εγχειρίδιο κυκλοφορεί από τον Thomas Lewis. το σύστημα που κάνει την καρδιά να χτυπά. Προς τιμήν του Willem Einthoven, κυκλοφορεί από το London's Shaw & Sons.

1912: Ο Thomas Lewis γράφει ένα άρθρο σχετικά με τα σχολαστικά κλινικά και ηλεκτροκαρδιογραφικά ευρήματα της κολπικής μαρμαρυγής, το οποίο δημοσιεύεται στο BMJ. Ο Lewis εξηγεί πώς αυτός και ένας κτηνίατρος συνάδελφός του, ο Dr. Woordruff, ανακάλυψαν την ασθένεια στα άλογα και στη συνέχεια είδαν την καρδιά ενός αλόγου που ινιδίζει στο Bulford Plain. Το στήθος άνοιξε ενώ η

καρδιά του ασθενούς χτυπούσε ακόμη, και μπορούσαν να δουν καθαρά ένα ινιδιστικό που είχε προκληθεί από ασθένεια και όχι από πειραματική παρέμβαση.

1912: Στην ομιλία του στην Chelsea Clinical Society στο Λονδίνο, ο Einthoven συζητά ένα ισόπλευρο τρίγωνο που αποτελείται από τις τυπικές απαγωγές I, II και III που έχει γίνει γνωστό ως «το τρίγωνο του Einthoven». Αυτή είναι η πρώτη φορά που βλέπουν το ακρωνύμιο "EKG" σε αγγλικό άρθρο.

1918: Ο Bousfield εξηγεί πώς η στηθάγχη προκαλεί αυθόρμητες αλλοιώσεις στο Ηλεκτροκαρδιογράφημα.

1920: Η ανάπτυξη ενός «μονοκαρδιογραφήματος», αργότερα γνωστού ως «διανυσματικό καρδιογράφημα», περιγράφεται από τον Hubert Mann του Καρδιογραφικού Εργαστηρίου, στο Mount Sinai Hospital.

1920: Το πρώτο ηλεκτροκαρδιογράφημα ενός οξέος εμφράγματος του μυοκαρδίου σε άνθρωπο, δημοσιεύεται από τον Harold Pardee στη Νέα Υόρκη. Σημειώνει ότι το κύμα T είναι ψηλό και «ξεκινά από μια θέση πολύ ψηλά στην κάθοδο του κύματος R».

1924: Ο ηλεκτροκαρδιογράφος δημιουργήθηκε από τον Willem Einthoven, ο οποίος έλαβε το βραβείο Νόμπελ.

1924: Με βάση το Ηλεκτροκαρδιογράφημα και τα αποτελέσματα κυματομορφής του σφαγιτιδικού παλμού σε ασθενείς με καρδιακό αποκλεισμό δεύτερου βαθμού, ο Woldemar Mobitz δημοσίευσε την ταξινόμηση των καρδιακών μπλοκ (Mobitz τύπου I και τύπου II).

1926: Χρησιμοποιώντας μια ηλεκτρική συσκευή που συνήθως αναφέρεται ως «βηματοδότης», ένας γιατρός από το Νοσοκομείο Γυναικών Crown Street του Σίδνεϋ που ζήτησε να παραμείνει ανώνυμος, αναζωογονεί ένα νεογέννητο παιδί. Λόγω της διαμάχης γύρω από την έρευνα που επεκτείνει τεχνητά την ανθρώπινη ζωή, ο γιατρός θέλησε να παραμείνει ανώνυμος.

1928: Σε αντίθεση με τη μηχανική ενίσχυση του γαλβανόμετρου χορδής, οι Ernstine και Levine αναφέρουν τη χρήση σωλήνων κενού για την ενίσχυση του Ηλεκτροκαρδιογράφου.

1928: Η εταιρεία του Frank Sanborn που ιδρύθηκε το 1917, η οποία αργότερα αγοράστηκε από τη Hewlett-Packard το 1961 και τώρα είναι γνωστή ως Philips Medical Systems, μετατρέπει το επιτραπέζιο μηχάνημα Ηλεκτροκαρδιογράφου στην πρώτη φορητή παραλλαγή της, η οποία ζυγίζει 50 κιλά και τροφοδοτείται από μπαταρία αυτοκινήτου 6 volt.

1929: Μια συγκέντρωση στο Σίδνεϋ ακούει για την ηλεκτρική ανάνηψη της καρδιάς από τους γιατρούς του Σίδνεϋ Mark Lidwill και Edgar Booth. Η φορητή τεχνολογία τους χρησιμοποιεί έναν διαθωρακικό καθετήρα και ένα ηλεκτρόδιο που

εφαρμόζεται στο δέρμα. Οι κοιλίες ενός νεκρού μωρού έλαβαν 16 Volt χάρη στη συσκευή του Edgar Booth, η οποία μπορούσε να παρέχει μια ρυθμιζόμενη τάση και ρυθμό.

1930: Ένα σύντομο διάστημα PR, μεγάλο QRS και παροξυσμικές ταχυκαρδίες, το ηλεκτροκαρδιογραφικό σύνδρομο περιγράφεται από τους Wolff, Parkinson και White. Τα νεαρά, υγιή άτομα που είναι επιρρεπή σε παροξυσμική ταχυκαρδία εμφανίζουν αποκλεισμό δεσμίδων με ένα σύντομο διάστημα P-R. Παραδείγματα συνδρόμου "Wolff Parkinson White", το οποίο δεν είχε αναγνωριστεί ως κλινική οντότητα εκείνη την εποχή, βρέθηκαν αργότερα, όταν άλλες δημοσιευμένες αναφορές περιστατικών ερευνήθηκαν για σημεία προδιέγερσης. Το αρχικό παράδειγμα κυκλοφόρησε από τον Χόφμαν το 1909.

1930: Το έμφραγμα της δεξιάς κοιλίας αναφέρεται για πρώτη φορά από τον Sanders.

1931: Οι κρίσεις στηθάγχης που προκαλούνται από την άσκηση συζητούνται από τους Charles Wolferth και Francis Wood. Εξέτασαν τις αλλαγές στο Ηλεκτροκαρδιογράφημα τόσο σε υγιείς συμμετέχοντες όσο και σε ασθενείς με στηθάγχη, αλλά απέρριψαν τη μέθοδο επειδή ήταν πολύ επικίνδυνο «να προκληθούν αδιακρίτως στηθαγχικές κρίσεις».



Εικόνα 16: ο πρώτος
πατενταρισμένος
βηματοδότης[8]

1931: Ο πρώτος «τεχνητός καρδιακός βηματοδότης» με διαθωρακική βελόνα για διέγερση της καρδιάς κατοχυρώθηκε από τον Dr Albert Hyman. Στόχος του ήταν να δημιουργήσει ένα gadget που θα μπορούσε να το μεταφέρει ένας γιατρός και να χρησιμοποιήσει μια κατάλληλα μονωμένη βελόνα για να τονώσει τη δεξιά κοιλιακή περιοχή της καρδιάς. Στα πειράματά του χρησιμοποίησε ζώα. Η αρχική του συσκευή είχε έναν στροφαλοφόρο άξονα ως πηγή τροφοδοσίας (αργότερα πρωτοτυποποιήθηκε από μια γερμανική εταιρεία αλλά δεν ήταν ποτέ επιτυχημένη). Μέχρι την 1η Μαρτίου 1932, 14 από τις περίπου 43 χρήσεις του τεχνητού βηματοδότη ήταν αποτελεσματικές. Μια αναφορά για την επιτυχημένη βραχυπρόθεσμη χρήση του στις επιθέσεις Stokes-Adams δεν παρουσιάστηκε, παρά μόνο το 1942.

1932: Μετά από ελαφριά δραστηριότητα, οι Goldhammer και Scherf συνιστούν τη χρήση Ηλεκτροκαρδιογραφήματος για τη διάγνωση της στεφανιαίας ανεπάρκειας.

1932: Η κλινική εφαρμογή των απαγωγών θώρακα συζητείται από τους Charles Wolferth και Francis Wood.

1934: Ο Frank Wilson καθορίζει ένα "αδιάφορο ηλεκτρόδιο", που αργότερα αναφέρεται ως "Central Terminal Wilson", συνδέοντας τα καλώδια από τον δεξιό βραχίονα, τον αριστερό βραχίονα και το αριστερό πόδι χρησιμοποιώντας αντιστάσεις 5000 Ohm. Χρησιμοποιείται το καλώδιο συνδυασμού, το οποίο συνδέεται με τον αρνητικό ακροδέκτη του Ηλεκτροκαρδιογράφου και χρησιμεύει ως γείωση. Ένα θετικό τερματικό ηλεκτρόδιο γίνεται «μονοπολικό» και μπορεί να

προσκολληθεί σε οποιοδήποτε μέρος του σώματος. Οι μονοπολικοί απαγωγείς άκρου VR, VL και VF περιγράφονται από τον Wilson, όπου το "V" αναφέρεται στην τάση (η τάση που φαίνεται στη θέση του μονοπολικού ηλεκτροδίου).

1935: Το πρότυπο S1 Q3 T3 είναι μία από τις ανωμαλίες του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος που περιγράφουν οι McGinn και White μετά από οξεία πνευμονική εμβολή.

1938: Η American Heart Association και η Cardiac Society of Great Britain καθιερώνουν τις συνήθεις τοποθετήσεις και καλωδιώσεις των θωρακικών απαγωγών V1 - V6. Το 'V' σημαίνει τάση.

1938: Ένας άνδρας που πέθανε από υποθερμία είχε τροποποιήσεις στο Ηλεκτροκαρδιογράφημα του, σύμφωνα με τον Tomaszewski.

1939: Ο Langendorf περιγράφει ένα περιστατικό κολπικού εμφράγματος που εντοπίστηκε στην αυτοψία, αλλά εκ των υστέρων, μπορεί να είχε εντοπιστεί από παραλλαγές στο Ηλεκτροκαρδιογράφημα.

1942: Η τάση των μονοπολικών απαγωγών του Wilson αυξάνεται κατά 50% από τον Emanuel Goldberger, ο οποίος αναπτύσσει επίσης τα επαυξημένα καλώδια άκρου aVR, aVL και aVF. Λαμβάνουμε το ηλεκτροκαρδιογράφημα 12 απαγωγών που χρησιμοποιείται σήμερα προσθέτοντας τις τρεις απαγωγές άκρων από το Einthoven και τις έξι απαγωγές στήθους.

1942: Το τεστ άσκησης δύο βημάτων για τη μέτρηση της καρδιακής λειτουργίας είναι τυποποιημένο από τον Arthur Master και τώρα αναφέρεται ως το Master δύο βημάτων. Ένα Ηλεκτροκαρδιογράφημα χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση της λειτουργικότητας της καρδιάς μετά από δραστηριότητα ρουτίνας.

1944: Σε μια ομάδα ατόμων με κολπικό έμφραγμα, οι Young και Koenig αναφέρουν απόκλιση του τμήματος P-R.

1947: Ένα εύρημα που κάνει διάκριση μεταξύ ανώμαλης αγωγιμότητας και κοιλιακής ταχυκαρδίας περιγράφεται από τους Gouaux και Ashman. Όταν ένα ερέθισμα εμφανίζεται εντός της σχετικής ή απόλυτης ανθεκτικής περιόδου των κοιλιών και η ανωμαλία είναι πιο εμφανής, είναι γνωστό ως «φαινόμενο Ashman». Όταν τα ευρύτερα σύμπλοκα φαίνονται να κλείνουν έναν σχετικά σύντομο κύκλο που έρχεται μετά από έναν σχετικά μακρύ κύκλο, αποδεικνύεται η κολπική μαρμαρυγή με ανώμαλη αγωγιμότητα. Επειδή εμφανίζεται εντός της περιόδου ανθεκτικότητας, το QRS που τερματίζει τον συντομευμένο κύκλο. Συνήθως, η ανωμαλία έχει ένα μοτίβο RBBB.

1947: Μια ανθρώπινη καρδιά απινιδώνεται με επιτυχία από τον Claude Beck του Κλίβελαντ, έναν πρωτοπόρο καρδιαγγειακό χειρουργό. Ένα παιδί 14 ετών είναι ο ασθενής. Άλλοι έξι ασθενείς δεν είχαν ανταποκριθεί στον απινιδωτή. Ο Carl J. Wiggers, καθηγητής φυσιολογίας στο Western Reserve University, διεξήγαγε

πειράματα απινίδωσης σε ζώα που χρησίμευσαν ως βάση για τον πρωτότυπο απινιδωτή του.

1948: Ο πρώτος εκτυπωτής έγχυσης μελάνης για τη μεταγραφή αναλογικών φυσιολογικών σημάτων παρουσιάζεται από τον Σουηδό μηχανικό Rune Elmquist, έναν πρώην γιατρό που δεν ασκήθηκε ποτέ. Στο Πρώτο Διεθνές Συνέδριο Καρδιολογίας στο Παρίσι το 1950, το χρησιμοποιεί για να επιδείξει την καταγραφή των Ηλεκτροκαρδιογραφήματων. Δημιούργησε τη συσκευή (τον μινγκογράφο) στην επιχείρηση που τελικά έγινε Siemens.



Εικόνα 17: Σύγχρονη οθόνη «Holter». [8]

1949: Ο Norman, ένας γιατρός από τη Μοντάνα Jeff Holter δημιουργεί ένα σακίδιο 75 λιβρών που μπορεί να μεταδώσει και να καταγράψει το Ηλεκτροκαρδιογράφημα του χρήστη. Αργότερα, το σύστημα Holter Monitor, το οποίο εφήυρε, περιορίστηκε σημαντικά, ενσωματώθηκε με κασέτα και ψηφιακή εγγραφή και χρησιμοποιήθηκε για τη λήψη περιπατητικού Ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

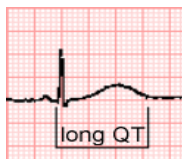
1949: Η υπερτροφία της αριστερής κοιλίας (LVH) είναι παρούσα εάν το συνολικό μέγεθος του κύματος S στο V1 συν το κύμα R στο V6 υπερβαίνει τα 35 mm, σύμφωνα με τα προτεινόμενα διαγνωστικά κριτήρια των Sokolow και Lyon.

1950: Μαζί με δύο γιατρούς (Wilfred Bigelow, MD του Πανεπιστημίου του Τορόντο και τον εκπαιδευόμενο του, John C. Callaghan, MD), ο John Horps, Καναδός ηλεκτρολόγος μηχανικός και ερευνητής για το Εθνικό Συμβούλιο Ερευνών, αποδεικνύει ότι μια ηλεκτρική ώθηση μεταφέρεται στον κόλπο. Ο κολπικός κόμβος μπορεί να διεγείρει μια συντονισμένη σύσπαση του καρδιακού μυός. Η συσκευή, ο πρώτος καρδιακός βηματοδότης στον κόσμο, έχει μήκος 30 cm, κινείται από οικιακό ρεύμα 60 Hz και χρησιμοποιεί σωλήνες κενού.

1953: Όταν εργάστηκαν με υποθερμικούς σκύλους, ο Osborn περιγράφει το χαρακτηριστικό κύμα J (διασταύρωση) που έχει γίνει γνωστό ως "κύμα Osborn". Ανακάλυψε ότι η χορήγηση στους σκύλους έγχυσης διττανθρακικών αύξησε τις πιθανότητές τους να επιβιώσουν και υπέθεσε ότι το κύμα J ήταν το αποτέλεσμα ενός ρεύματος τραυματισμού που προκλήθηκε από οξέωση.

1955: Ο «νόμος της bigeminy», ο οποίος δηλώνει ότι η κοιλιακή διδυμία τείνει να επαναλαμβάνεται, δημοσιεύτηκε από τον Richard Langendorf.

1956: Ο καρδιολόγος Paul Zoll εκτελεί απινίδωση κλειστού θώρακα σε έναν ασθενή χρησιμοποιώντας έναν πιο ισχυρό απινιδωτή.



Εικόνα 18:
Σύνδρομο
μακρού QT[8]

1957: Ο σύνδρομος Jervell-Lange-Nielsen περιεγράφηκε για πρώτη φορά από τους Anton Jervell και Fred Lange-Nielsen από το Όσλο ως μια αυτοσωμική υπολειπόμενη κατάσταση που χαρακτηρίζεται από μεγάλο διάστημα QT, απώλεια ακοής και απροσδόκητο θάνατο.

1958: Ένας 43χρονος ασθενής με πλήρη καρδιακό αποκλεισμό και συγκοπή λαμβάνει τον πρώτο εμφυτεύσιμο καρδιακό βηματοδότη που δημιουργήθηκε από τον Rune Elmquist από τον Σουηδό καθηγητή Ake Senning (Arne Larsson).

1959: Το τμήμα ST είναι υψηλό σε αντίθεση με το καταθλιπτικό στην περιγραφή του Myron Prinzmetal για έναν διαφορετικό τύπο στηθάγχης.

1960: Ο κίνδυνος απότομης θνησιμότητας από κοιλιακή μαρμαρυγή τονίζεται από τους Smirk και Palmer, ειδικά όταν οι κοιλιακοί πρόωροι παλμοί συμβαίνουν ταυτόχρονα με το κύμα T. Την εμφάνιση "R on T".

1963: Ο σύνδρομος Romano-Ward είναι ένα αυτοσωμικό επικρατές σύνδρομο διαστήματος μακρού QT που αναφέρθηκε για πρώτη φορά από τον Ιταλό παιδίατρο C. Romano και τον Ιρλανδό παιδίατρο O. Connor Ward το επόμενο έτος.



Εικόνα 19: Άσκηση
Ηλεκτροκαρδιογρα
φήματος[8]

1963: Το πρωτόκολλο Bruce, που αναπτύχθηκε από τον Robert Bruce και τους συνεργάτες του, περιγράφει το τεστ άσκησης πολλαπλών σταδίων σε διάδρομο. Ο Bruce λέει, "Το ίδιο ισχύει και για την ανάλυση της λειτουργίας της καρδιάς. Δεν θα αγοράζατε ποτέ ένα μεταχειρισμένο αυτοκίνητο χωρίς να πάτε να οδηγήσετε και να δείτε πώς λειτουργούσε ο κινητήρας ενώ λειτουργούσε."

1963: Το μαγνητοκαρδιογράφημα, ένα ηλεκτρομαγνητικό πεδίο που δημιουργείται από την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς, ανακαλύφθηκε για πρώτη φορά από τους Baule και McFee. Χωρίς την ανάγκη ηλεκτροδίων δέρματος, αυτή η τεχνική μπορεί να ανιχνεύσει το Ηλεκτροκαρδιογράφημα. Παρόλο που έχει τη δυνατότητα να είναι χρήσιμη, αυτή η προσέγγιση δεν έγινε ποτέ αποδεκτή από την ιατρική κοινότητα, εν μέρει επειδή είναι πιο ακριβή.

1966: Για χρήση κατά τη διάρκεια δοκιμών άσκησης, οι Mason και Likar αλλάζουν τη μέθοδο Ηλεκτροκαρδιογραφήματος 12 απαγωγών. Το ηλεκτρόδιο για τον δεξιό βραχίονα είναι τοποθετημένο 2 cm κάτω από το κάτω όριο της κλείδας, μεσαία προς το όριο του δελτοειδή μυ. Παρόμοια τοποθέτηση γίνεται και για το ηλεκτρόδιο του αριστερού βραχίονα. Η αριστερή λαγόνια ακρολοφία είναι το σημείο όπου βρίσκεται το ηλεκτρόδιο του αριστερού ποδιού. Αυτή η προσέγγιση δεν ταιριάζει πλήρως με τις συνήθεις θέσεις απαγωγών, αλλά μειώνει τη μεταβλητότητα στην καταγραφή του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος κατά τη διάρκεια της δραστηριότητας. Με μια μετατόπιση του άξονα QRS προς τα δεξιά, μια πτώση στο πλάτος του κύματος R στις απαγωγές I και aVL και μια αξιοσημείωτη αύξηση στο πλάτος του κύματος R στις απαγωγές II, III και aVF, το σύστημα ηλεκτροδίων Mason-Likar έχει μια τάση να παραμορφώνει το Ηλεκτροκαρδιογράφημα.



Εικόνα 20: Torsade de
pointes[8]

1966: Το πρώτο κρούσμα κοιλιακής ταχυκαρδίας «Torsade de pointes» δημοσιεύεται από τον François Dessertenne του Παρισιού.

1968: Οι Zao και Lepeschkin ιδρύουν το Journal of Electrocardiography, την επίσημη δημοσίευση της International Society for Computerized Electrocardiology και της International Society of Electrocardiology.

1968: Προκειμένου να παρακολουθούνται οι ασθενείς που λαμβάνουν στεφανιαία φροντίδα, ο Henry Marriott αναπτύσσει το τροποποιημένο ηλεκτρόδιο θώρακα 1 (MCL1).

1969: Η ταξινόμηση των κοιλιακών πρόωρων παλμών αναθεωρείται από τον Rosenbaum, ο οποίος προσθέτει επίσης έναν καλοήγη τύπο που προέρχεται από τη δεξιά κοιλία και δεν συνδέεται με καρδιαγγειακές παθήσεις. Η κοιλιακή εξωσυστολία Rosenbaum αναφέρεται επομένως ως αυτή.

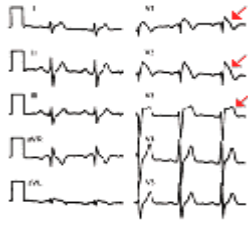
1974: Το «σύνδρομο της δυσλειτουργίας της δεξιάς κοιλίας στο πλαίσιο του οξέος εμφράγματος του κάτω τοιχώματος» περιγράφεται από τον Jay Cohn της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου της Μινεσότα.

1974: Η φράση «Αυτιά κουνελιού» χρησιμοποιείται για ηλεκτροκαρδιογράφημα από τους Gozensky και Thorne. Με ένα μοτίβο rSR' (καλό κουνέλι) να είναι χαρακτηριστικό του μπλοκ δεξιού κλαδιού και ένα μοτίβο RSr' (κακό κουνέλι) που υποδηλώνει κοιλιακή προέλευση, δηλ. κοιλιακή εκτοπία / ταχυκαρδία, τα αυτιά κουνελιού εξηγούν την εμφάνιση του συμπλέγματος QRS στο μόλυβδο V1.

1976: Το έμφραγμα της δεξιάς κοιλίας, το οποίο προηγουμένως πιστευόταν ότι ήταν ηλεκτροκαρδιογραφικά αθόρυβο, περιγράφηκε από τον Erhardt και τους συνεργάτες του ότι διαγνώστηκε με χρήση προ καρδιακής απαγωγής δεξιάς πλευράς.

1978: Σε μια αίτηση διπλώματος ευρεσιτεχνίας ΗΠΑ με τίτλο "Circuit for monitoring a heart and for effecting cardioversion of a need heart", ο Dr. Mieczyslaw (Michael) Mirowski και άλλοι χρησιμοποιούν κύκλωμα τρανζίστορ για να αναλύσουν το σήμα Ηλεκτροκαρδιογραφήματος χρησιμοποιώντας μια συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας. Αυτό καθιστά δυνατό για έναν εμφυτεύσιμο απινιδωτή να αναγνωρίζει τότε η κοιλιακή μαρμαρυγή μεταβαίνει από έναν φυσιολογικό (με απότομες κλίσεις QRS) καρδιακό ρυθμό σε έναν ακανόνιστο. Η ασφαλής ανάπτυξη ενός αυτοματοποιημένου συστήματος απινιδωτή εξαρτάται από την ανάπτυξη μηχανικής ερμηνείας του Ηλεκτροκαρδιογράφου, η οποία αναφέρεται στο Circulation.

1988: Μια 30ετής προοπτική για την ανάπτυξη της ηλεκτροκαρδιογραφίας δημοσιεύεται από τον καθηγητή John Pore Boineau της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου της Ουάσιγκτον.



Εικόνα 21: Σύνδρομο Brugada[8]

1992: Μια σειρά 8 παραδειγμάτων απροσδόκητης θνησιμότητας, μοτίβου μπλοκ δεξιάς δέσμης και ανύψωσης ST στο V1–V3 σε άτομα που φαινόταν να είναι σε καλή κατάσταση δημοσιεύτηκε από τους Pedro Brugada και Josep Brugada της Βαρκελώνης. Η πιο συχνή αιτία αιφνίδιου καρδιακού θανάτου σε άτομα κάτω των 50 ετών στη Νότια Ασία είναι το «Σύνδρομο Μπρουγκάντα», το οποίο μπορεί να ευθύνεται για το 4-12% των απροσδόκητων αιφνίδιων θανάτων. Ακόμη και μετά από περισσότερο από έναν αιώνα, η τεχνολογία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος μπορεί ακόμα να χρησιμοποιηθεί για τον εντοπισμό νέων κλινικών οντοτήτων στον τομέα της καρδιολογίας.

1992: Χρησιμοποιώντας τον επιφανειακό Laplacian χάρτη των επιφανειακών ηλεκτρικών δυναμικών του σώματος, οι Cohen και He προσφέρουν μια νέα μη επεμβατική μέθοδο για την ακριβή χαρτογράφηση της καρδιακής ηλεκτρικής δραστηριότητας.



Εικόνα 22: Mac 5000, Ηλεκτροκαρδιογράφος 15 απαγωγών[8]

1993: Μια σημαντική μελέτη σχετικά με την κλινική εφαρμογή του Ηλεκτροκαρδιογράφου 15 απαγωγών, το οποίο συχνά χρησιμοποιεί V4R, V8 και V9 στην αναγνώριση οξέων στεφανιαίων συνδρόμων, δημοσιεύθηκε από τον Robert Zalski, καθηγητή Επείγουσας Ιατρικής στο Wayne State University του Ντιτρόιτ. Αυτές οι επιπλέον απαγωγές ενισχύουν την ευαισθησία του Ηλεκτροκαρδιογράφου για τη διάγνωση του εμφράγματος του μυοκαρδίου, σε μεγάλο βαθμό με τη συμπερίληψη των έξι τυποποιημένων μονοπολικών απαγωγών θώρακα το 1938.

1999: Οι ερευνητές του Τέξας αποδεικνύουν ότι τα Ηλεκτροκαρδιογραφήματα 12 απαγωγών που παρέχονται ασύρματα σε υπολογιστές χειρός είναι πρακτικά και μπορούν να αναλυθούν με ακρίβεια από καρδιολόγους.

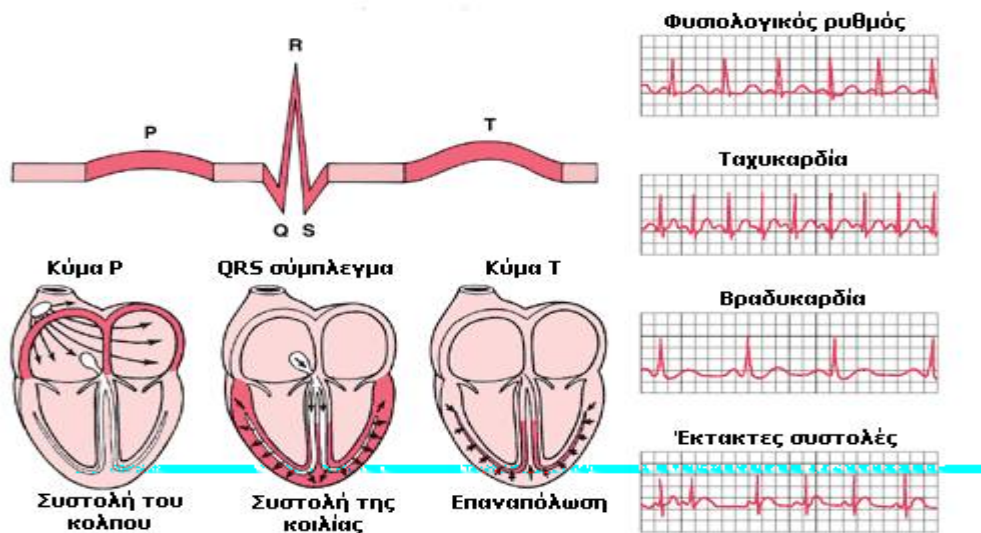
2000: Οι γιατροί της Mayo Clinic αποκαλύπτουν ένα νέο γενετικό είδος αιφνίδιου θανάτου και συνδρόμου βραχυπρόθεσμου QT που σχετίζεται με συγκοπή που εντόπισαν το 1999. Από τότε, πολλά γονίδια έχουν συνδεθεί.

2005: Όταν το Ηλεκτροκαρδιογράφημα των ασθενών μεταφέρεται ασύρματα από το ασθενοφόρο στο φορητό PDA του καρδιολόγου, οι Δανοί καρδιολόγοι ισχυρίζονται μια επιτυχή μείωση του χρόνου μεταξύ της έναρξης της δυσφορίας στο στήθος και της πρωτογενούς αγγειοπλαστικής (Personal Digital Assistant). Προκειμένου να εξοικονομηθεί ο χρόνος που απαιτείται για τις μεταφορές μεταξύ των τμημάτων του νοσοκομείου, ο γιατρός μπορεί να αποφασίσει μια φορά να στείλει τους ασθενείς στο εργαστήριο καθετήρων.

1.3 Τι είναι το Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι μια γραφική αναπαράσταση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς που παράγεται από ένα μηχάνημα που ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφος. Ο φλεβόκομβος, μια λεπτή, επίπεδη, ωοειδής λωρίδα αυτοδιεγερμένου μυϊκού ιστού που βρίσκεται στο πίσω μέρος του δεξιού κόλπου, δημιουργεί ηλεκτρική διέγερση στην καρδιά. Παρόλο που οι μυϊκές ίνες της καρδιάς μπορούν να αυτοδιεγερθούν, δεν μπορούν να φτάσουν στις ίνες του κόλπου, οι οποίες έχουν τη μεγαλύτερη δυνατότητα να αυτοδιεγερθούν και επομένως διέπουν τον καρδιακό ρυθμό. Η ηλεκτρική διέγερση του κολποκοιλιακού κόμβου και του μυοκαρδίου προκαλεί τη συστολή. Ως αποτέλεσμα, πρέπει να εγκαταστήσουμε ηλεκτρικές επαφές στο δέρμα ή ηλεκτρόδια, για να μπορούμε να παρακολουθούμε αυτά τα κύματα. Αυτά εισάγονται στις διάφορες πλευρές της καρδιάς και μετρούν τον καρδιακό μυ.

Ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα ουσιαστικά μας λέει τον γενικό ρυθμό της καρδιάς καθώς και τυχόν αδύναμα σημεία στον καρδιακό μυ.



Εικόνα 23: Το ηλεκτρικό σύστημα της καρδιάς[9]

Είδαμε μια ξεχωριστή κατανομή δυναμικού σε κάθε στάδιο του καρδιακού κύκλου. Ως αποτέλεσμα, έχουμε μια μεταβλητή διαφορά δυναμικού μεταξύ δύο τμημάτων του σώματος ή των επιφανειών τους, την οποία μπορούμε να μετρήσουμε ως τάση χρησιμοποιώντας δύο κατάλληλα ηλεκτρόδια σε επαφή με αυτά τα σημεία.

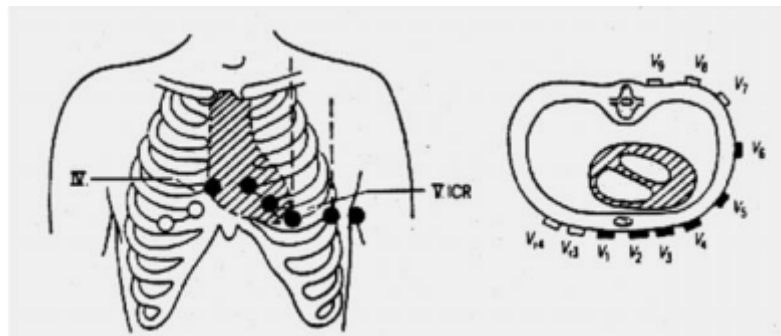
Ορίζουμε την ενισχυμένη τάση ως συνάρτηση του χρόνου σε ένα Ηλεκτροκαρδιογράφημα, προβάλλοντάς την σε ένα γενικό σωλήνα ή μέσω μιας λωρίδας χαρτιού που καταγράφει μια καμπύλη ή αλλιώς κυματομορφή. Χρησιμοποιούμε αυτές τις θέσεις στην επιφάνεια του σώματος ως σημεία απαγωγής, αλλά είναι επίσης εφικτό να απαχθούν απευθείας με την καρδιά μέσω των κατάλληλων ηλεκτροδίων του καθετήρα ή μέσω εσωτερικών σημείων όπως ο οισοφάγος.

Ουσιαστικά χρησιμοποιούμε 12 τυποποιημένες απαγωγές όπως:

- 3 απαγωγές από τα άκρα κατά Einthoven.
- 3 απαγωγές από τα άκρα κατά Goldberger.
- 6 απαγωγές από το θώρακα κατά Wilson

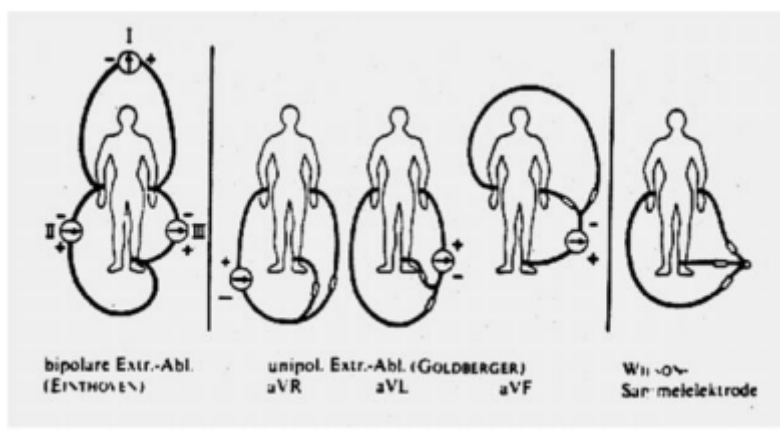
Οι απαγωγές διακρίνονται σε δυο κατηγορίες:

- ❖ Στις Διπολικές, όπου χρησιμοποιούνται δύο διακριτά ηλεκτρόδια.
- Οι απαγωγές κατά Einthoven (I: δεξιό - αριστερό χέρι, II: δεξιό χέρι - αριστερό πόδι, III: αριστερό χέρι - αριστερό πόδι).
- Οι απαγωγές από το τοίχωμα θώρακα κατά NEHB (V1-V4, V1-V6).



Εικόνα 24: Απαγωγές κατά Wilson, ανάμεσα στο συλλεκτικό ηλεκτρόδιο S και κάθε ένα από τα ηλεκτρόδια V1-V6 στο θωρακικό τοίχωμα.[2]

- ❖ Μονοπολικές απαγωγές, όπου χρησιμοποιούν ένα διακριτό και ένα κοινό ηλεκτρόδιο (γείωση).
- Οι απαγωγές κατά Goldberger (aVR, aVL, aVF, όπου : aV= Augmented Voltage, ενισχυμένη τάση ή απαγωγή, R= δεξιό χέρι, L= αριστερό χέρι, F= πόδι).

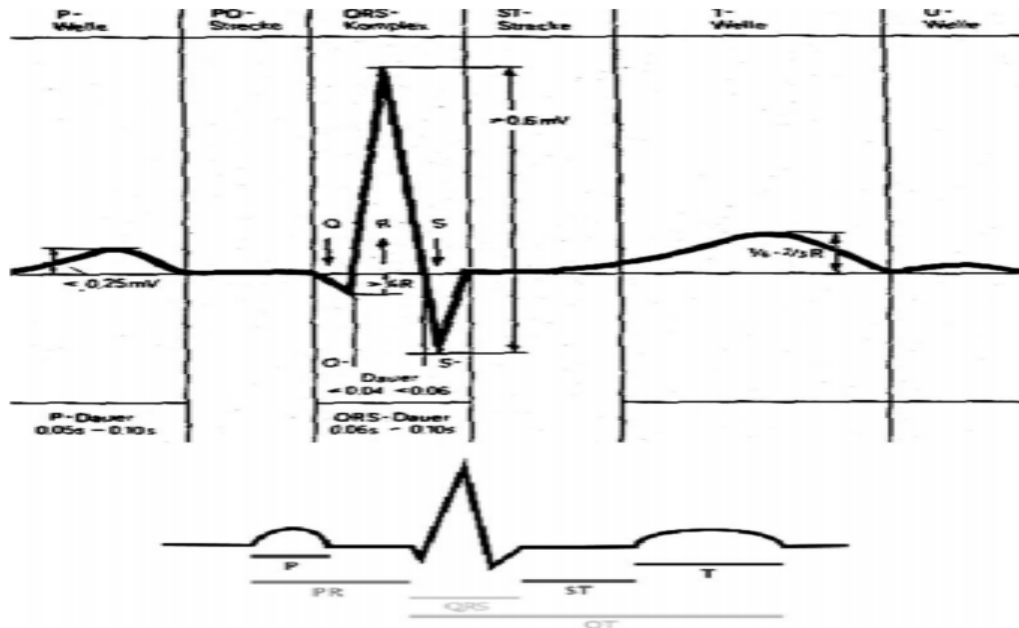


Εικόνα 25: Απαγωγή από τα άκρα κατά Einthoven και κατά Goldberger[2]

Οι κυματομορφές που λαμβάνονται σε κάθε μια από τις πιο πάνω απαγωγές, διαφέρουν μεταξύ τους. Σε κάθε τύπο καρδιογραφήματος, τα διάφορα τμήματα της περιόδου τα οποία αντιστοιχούν σε διαφορετικές φάσεις του καρδιακού ρυθμού μπορούν να αναγνωριστούν με ευκολία.

1.3.1 Ανάλυση της κυματομορφής PQRSTU

Στο πιο κάτω διάγραμμα θα αναλύσουμε τα βασικά τμήματα μιας περιόδου της κυματομορφής PQRSTU ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ):



Εικόνα 26: Κυματομορφή PQRSTU[1]

- Το κύμα **P**, το οποίο αντιπροσωπεύει την παράταση της διέγερσης στο μυοκάρδιο κόλπων.
- Η **PQ** είναι μια ισοηλεκτρική (ισοδυναμική) γραμμή που αντιστοιχεί στην πλήρη διέγερση και την επέκταση διέγερσης του δεματίου του δεσμού His και των άνω άκρων.
- Η έναρξη διέγερσης της κοιλίας αντιστοιχεί στο αρνητικό κύμα **Q**.
- Το κύμα **R** αντιπροσωπεύει το υψηλότερο επίπεδο διέγερσης της κοιλίας.
- Η διέγερση της βάσης της κοιλίας αντιπροσωπεύεται από το αρνητικό κύμα **S**.
- Το τμήμα **ST** αντιστοιχεί στο μήκος της πλήρους και ισορροπημένης διέγερσης της κοιλίας.
- Η επαναπόλωση της κοιλίας αντιπροσωπεύεται από το κύμα **T**.
- Το κύμα **U** αντιστοιχεί στη μείωση της διέγερσης της κοιλίας και ανεβαίνει για να ξεκινήσει ξανά ο κύκλος.

Η κυματομορφή PQRSTU αναδύεται από τη διανυσματική προβολή, αποκαλύπτοντας την ένταση του ηλεκτρικού πεδίου του καρδιακού διπόλου σε οποιαδήποτε δεδομένη στιγμή κατά μήκος της γραμμής που συνδέει τις θέσεις απαγωγής του Einthoven. Άλλοι τύποι απαγωγής έχουν κυματομορφές που είναι συγκρίσιμες με αυτήν. Τα σημεία στροφής (παραρτήματα) P, Q, R, S και T αντιστοιχούν σε προβολές της αντίστοιχης μέγιστης τιμής του ανοίγματος της καρδιάς, προκαλώντας σημεία καμπής στην κυματομορφή τάσης στα άκρα του ηλεκτροδίου μολύβδου. Το R έχει μέγιστο πλάτος 0,1 έως 0,3 mV και ο καρδιακός ρυθμός είναι γενικά 60 έως 80 min⁻¹. Τέλος, ο ηλεκτροκαρδιογράφος παίζει τόσο σημαντικό ρόλο στη διάγνωση γιατί παρέχει ακριβή εξέταση του τρόπου δημιουργίας και επεξεργασίας του ερεθίσματος. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα μας δείχνει εάν υπάρχει πρόβλημα με τον ρυθμό της καρδιακής δραστηριότητας, όπως αρρυθμίες, πρόσθετα διέγερσης του μυοκαρδίου που προκαλούν εκτακτοσυστολές και επίσης εντοπίζει λειτουργικές ανωμαλίες του μυοκαρδίου χάρη στις μορφολογικές ιδιότητες του ηλεκτροκαρδιογράφου.

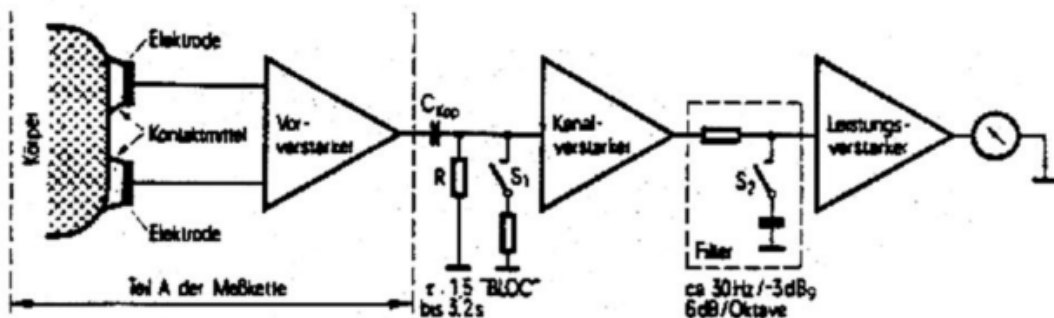


Εικόνα 27: Σχηματική απεικόνιση ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος[4]

1.4 Τι είναι ο Ηλεκτροκαρδιογράφος

1.4.1 Δομή και Ανάλυση του ψηφιακού ηλεκτροκαρδιογράφου και οι διαφορές του από τον αναλογικό.

Ο ψηφιακός ηλεκτροκαρδιογράφος είναι ένας αναλογικός καρδιογράφος με την διαφορά ότι στον ψηφιακό δεν περιλαμβάνονται τα κυκλώματα οδήγησης της βελόνας του καταγραφικού συστήματος που αποτυπώνονται σε χαρτί αλλά ούτε και το καταγραφικό σύστημα. Ως αντικατάσταση του καρδιογραφικού συστήματος υπάρχει πλέον ένας μετατροπέας όπου το αναλογικό σήμα του ηλεκτροκαρδιογράφου το μετατρέπει σε ψηφιακό και έπειτα το ψηφιακό ηλεκτροκαρδιογράφημα απεικονίζεται μέσω κάποιου μικροελεγκτή σε μία οθόνη ενδείξεων. Επιπλέον μία ακόμη διαφορά που υπάρχει ανάμεσα στον αναλογικό με τον ψηφιακό ηλεκτροκαρδιογράφο είναι ο τρόπος όπου πραγματοποιείται η μεταγωγή των ακροδεκτών στην κάθε απαγωγή του ηλεκτροκαρδιογράφηματος και η αλλαγή ενίσχυσης του δυναμικού σήματος του ηλεκτροκαρδιογράφου. Στον αναλογικό οι μεταγωγές πραγματοποιούνται μηχανικά με διακόπτες, αντίθετα στον ψηφιακό ηλεκτροκαρδιογράφο όλες οι μεταγωγές ελέγχονται και καθορίζονται από κάποιο μικροελεγκτή.

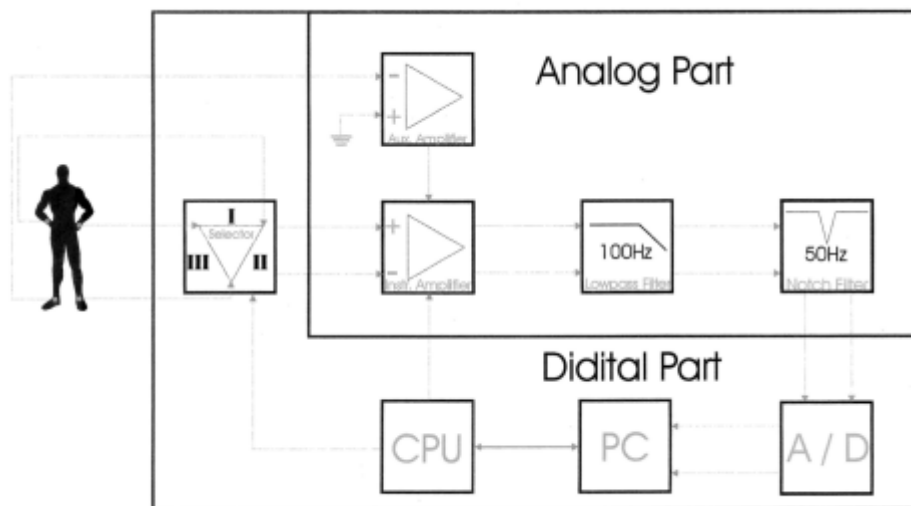


Εικόνα 28: Μπλοκ διάγραμμα ενός ηλεκτροκαρδιογράφου[2]

Το αναλογικό σήμα ενός ηλεκτροκαρδιογράφου αποτελείται από:

- Ενισχυτή οργανολογία ο οποίος χρησιμοποιείται ως προστατευτική βαθμίδα εισόδου και υλοποιεί την πρώτη ενίσχυση του δυναμικού σήματος. Η βαθμίδα χαρακτηρίζεται από υψηλή αντίσταση εισόδου και από πολύ υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος (CMRR). Επίσης υλοποίηση μπορεί να γίνει με δύο τρόπους:
 - Με χρήση ενός διαφορικού ενισχυτή ο οποίος αποτελείται από τρεις τελεστικούς.
 - Με ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα το οποίο χαρακτηρίζεται ως ενισχυτής οργανολογίας.
- Το κέρδος του ενισχυτή μπορεί να ρυθμίζεται και να ελέγχεται από κάποιον μικροελεγκτή.

- Χρησιμοποιείτε ένα ζωνοπερατό φίλτρο το οποίο πραγματοποιεί ac σύζευξη ανάμεσα στο βιοδυναμικό προενισχυτή και των επόμενων βαθμίδων. Απορρίπτει συχνότητες άνω των 100 hertz λόγω του ότι το ηλεκτροκαρδιογράφημα δεν χρειάζεται μεγαλύτερο εύρος και επίσης για να αποκόπτει ανεπιθύμητα (παρασιτικά) σήματα με μεγαλύτερη συχνότητα.
- Ένα φίλτρο σχισμής με αποκοπή στα 50 hertz το οποίο βοηθά στην απόρριψη παραμορφώσεων τα οποία προκαλούνται λόγω της επίδρασης της συχνότητας δικτύου (50HZ). Επιπλέον μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν απομόνωση του δικτύου από τον ασθενή γιατί αποτρέπει την είσοδο των επικίνδυνων (για την ζωή του ανθρώπου) ρευμάτων τα οποία περνούν μέσω του σώματος στον ενισχυτή ή στην γείωση του οργάνου. Συμπερασματικά η διάταξη αυτή προφυλάσσει τον ασθενή από τυχόν ρεύματα διαρροής από ή προς τα μεταλλικά μέρη της συσκευής.
- Ένα κύκλωμα οδήγησης του δεξιού κάτω άκρου το οποίο είναι το σημείο αναφοράς τάσεων στον ασθενή και υλοποιείται μέσω ενός ηλεκτροδίου το οποίο φτάνει στο δεξιό κάτω άκρο.



Εικόνα 29: Αναλογικό και Ψηφιακό μέρος ενός ηλεκτροκαρδιογράφου[3].

Τα ψηφιακά τμήματα ενός ηλεκτροκαρδιογράφου αποτελούνται από:

- Έναν επιλογέα ακροδεκτών στον οποίο καταλήγει κάθε ηλεκτρόδιο το οποίο έχει αρχή από τον ασθενή. Η χρήση αυτού είναι να μπορεί να υπολογίζει κάθε φορά τα ηλεκτρόδια τα οποία είναι απαραίτητα για τη λήψη ενός συγκεκριμένου τύπου ηλεκτροκαρδιογραφήματος και αφετέρου να αφήνει προς τις άλλες διατάξεις την διέλευση του σήματος. Ο επιλογέας ακροδεκτών έχει τη δυνατότητα 2 τρόπων λειτουργίας:
 - με εξωτερική παρέμβαση από τον χειριστή (manual)
 - με εσωτερικό έλεγχο μέσω του μικροϋπολογιστή που περιέχει η συσκευή (AUTO).

- Έναν μικροελεγκτή ο οποίος ελέγχει τις λειτουργίες του ψηφιακού ηλεκτροκαρδιογράφου και χρησιμοποιείται για τον έλεγχο του ADC και UART όπου γίνεται η επικοινωνία του υπολογιστή με τη συσκευή.
- Ο Analog Digital Converter (ADC) οφείλεται στην μετατροπή του αναλογικού σήματος του καρδιογράφου σε ψηφιακό για να έχει τη δυνατότητα να χρησιμοποιηθεί από τα άλλα ψηφιακά κυκλώματα από τα οποία θα επεξεργαστεί κιάλας.
- Το UART βοηθάει στη μετάδοση του ψηφιακού ηλεκτροκαρδιογραφήματος (επεξεργασμένο) σε κάποιο υπολογιστή μέσω της σειριακής θύρας (RS232)
- Για την αποθήκευση, επεξεργασία και απεικόνιση των δεδομένων τα οποία παίρνουμε από το URAT χρησιμοποιούμε έναν υπολογιστή.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο Παλμικό Οξύμετρο

2.1 Τι είναι οξυγόνο

Το οξυγόνο είναι ένα χημικό στοιχείο το οποίο συμβολίζεται με O και έχει αριθμό 8. Σε μορφή στοιχείου παρουσιάζει δύο αλλοτροπικές αέριες μορφές:

- Το διοξυγόνο O₂
- Το τριοξυγόνο ή αλλιώς όζον O₃

Οι ειδικοί ενδιαφέρονται πολύ να μελετήσουν το οξυγόνο, καθώς είναι ένα αέριο που είναι και άχρωμο και άοσμο, βρίσκεται στην ατμόσφαιρα και είναι υπεύθυνο για τη δημιουργία ενέργειας που είναι ζωτικής σημασίας τόσο για την κυτταρική όσο και για τη θερμική ενέργεια. Επιπλέον, το οξυγόνο αποτελεί περίπου το 21% της ατμόσφαιρας, που σημαίνει ότι αν αναπνέουμε καθαρό οξυγόνο απευθείας από τον αέρα, η αρτηριακή μας πίεση οξυγόνου θα ήταν περίπου 760 mmHg. Λαμβάνοντας υπόψη έναν αριθμό άλλων παραγόντων, όπως η υψομετρική διαφορά του ασθενούς και η εξάτμιση του νερού, ένα υγιές άτομο θα πρέπει να έχει ροή οξυγόνου στο αίμα του 158,8 (90-106 Torr). Έχουμε αύξηση σε αυτό το ποσοστό ανάλογα με το αν ο ασθενής αναπνέει οξυγόνο ή είναι υπό υψηλότερη βαρομετρική πίεση.

2.1.1 Πως γίνεται στο αίμα η μεταφορά του οξυγόνου

Η μεταφορά οξυγόνου από τους πνεύμονες σε όλο το σώμα, ώστε να μπορεί να επιστρέψει και να επαναλάβει τη διαδικασία, γίνεται από το μόριο πρωτεΐνης γνωστό ως αιμοσφαιρίνη, το οποίο έχει επίσης την ικανότητα να απελευθερώνει και να απορροφά διοξείδιο του άνθρακα. Υπάρχουν 10.000 άτομα στην αιμοσφαιρίνη, εκ των οποίων τα τέσσερα είναι άτομα σιδήρου. Τα μόρια οξυγόνου μπορούν να έλκονται και να συγκρατούνται από άτομα σιδήρου. Για να κατανοήσουμε γιατί κάθε ερυθροκύτταρο περιέχει 250 εκατομμύρια αιμοσφαιρίνη, είναι σημαντικό να θυμόμαστε ότι μόνο το 3% του συνολικού οξυγόνου του σώματός μας υπάρχει στον ορό του αίματος, με το υπόλοιπο 9% να συνδέεται με την αιμοσφαιρίνη. Αυτό σημαίνει ότι το οξυγόνο δεν μπορεί να απορροφηθεί εύκολα στο νερό. Η οξυαιμοσφαιρίνη δημιουργείται όταν ο σίδηρος στην αιμοσφαιρίνη, ο οποίος έχει ισχυρή συγγένεια με το οξυγόνο, συνδέεται με τους πνεύμονες, όπου υπάρχει υψηλή συγκέντρωση οξυγόνου.

Η μεταφορά οξυγόνου στα τριχοειδή αγγεία και ο κορεσμός του αίματος με οξυγόνο που περιέχει αρκετή οξυαιμοσφαιρίνη αναφέρονται ως αρτηριακό αίμα. Ως αποτέλεσμα, μπορεί να μεταφερθεί στους ιστούς. Αντίθετα, το διοξείδιο του άνθρακα απορρίπτεται στα κύτταρα των πνευμόνων από μια ουσία γνωστή ως ανθρακοαιμοσφαιρίνη, η οποία δίνει στο φλεβικό αίμα τη βαθύτερη απόχρωση του. Καθώς η ανθρακοαιμοσφαιρίνη, διασπάται στους πνεύμονες, το διοξείδιο του άνθρακα αποβάλλεται.

Συμπερασματικά, καταλαβαίνουμε ότι η αιμοσφαιρίνη, η οποία δίνει στο αίμα το χαρακτηριστικό του χρώμα και είναι απαραίτητη τόσο για τη μεταφορά οξυγόνου όσο και για την αποβολή του διοξειδίου του άνθρακα, υπάρχει μόνο στα ερυθρά αιμοσφαίρια.

2.2 Ιστορική αναδρομή του παλμικού οξυμέτρου

1875: Ο Karl von Vierofdt ήταν Γερμανός φυσιολόγος ο οποίος διατύπωσε ότι όταν εφαρμοζόταν ένας αιμοστατικός επίδεσμος στο χέρι τότε το οξυγόνο μειωνόταν και αυτό παρατηρήθηκε με εκπεμπόμενα κύματα φωτός.

1930: Κατασκευάστηκαν οι πρώτες συσκευές για την καταμέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα εξετάζοντας το ιατρικά με φως έγχρωμο. Δυστυχώς όμως δεν ήταν εφικτός ο διαχωρισμός του φλεβικού από του αρτηριακού αίματος.

1935: Ο Carl Matthes δημιούργησε την πρώτη συσκευή για τη συνεχή μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα σε ζωντανό οργανισμό εκπέμποντας φως διαμέσου ενός ιστού. Χρησιμοποίησε δύο μήκη κύματος όπου το ένα είχε ευαισθησία στην αλλαγή του κορεσμού του οξυγόνου ενώ το άλλο ήταν στην υπέρυθη περιοχή και χρησιμοποιήθηκε για την εξισορρόπηση των αλλαγών στο πάχος του ιστού της αιμοσφαιρίνης και της έντασης του φωτός. Δεδομένου του ότι ήταν χρήσιμο για την παρακολούθηση της τάσης του κορεσμού, η συσκευή περιοριζόταν γιατί υπήρχε βαθμός δυσκολίας στην βαθμονόμηση με αποτέλεσμα να μην μπορούν να έχουν ακριβείς μετρήσεις.

1940: Ο J. R. Squire εφηύρε μια τεχνική βαθμονόμησης στην οποία συμπίεζεται ο ιστός για να μπορεί να περιοριστεί η αιμάτωση. Ως αποτέλεσμα είχε να ενσωματωθεί η τεχνική αυτή στα πρώτης γενιάς παλμικά οξύμετρα τα οποία χρησιμοποιήθηκαν στα χειρουργεία.

1940-1942: Ο Glen Millikan ήταν ο βρετανός εφευρέτης ο οποίος κατασκεύασε ένα ελαφρύ και πρακτικό μετρητή οξυγόνου αυτιού και έτσι εφηύρε τον όρο οξύμετρο. Εξετάζοντας το κατάλαβε ότι το φως το οποίο μεταδίδεται μέσα από κόκκινο φίλτρο είναι ευαίσθητο στον κορεσμό του οξυγόνου ενώ αντίθετα από το πράσινο φίλτρο ότι είναι ανεξάρτητο από τον κορεσμό του οξυγόνου. Στο πέρας των δοκιμών αποδείχθηκε ότι λόγω του υπέρυθρου φωτός δεν παρατηρούνταν ευαισθησία στον κορεσμό του οξυγόνου. Τις δεκαετίες του 1940 και 1950 υπήρξαν πολλές διαμορφώσεις και έτσι ήταν εφικτή η κατασκευή του από την εταιρεία Waters Company όπου χρησιμοποιήθηκε για πειραματικές μελέτες στην φυσιολογία και στην αεροπορία.

1964: Ο Robert Shaw ήταν χειρουργός στο Σαν Φρανσίσκο και εφηύρε ένα αυτορρυθμιζόμενο οξύμετρο οχτώ μηκών κύματος και το 1970 κατασκευάστηκε από την Hewlett Packard. Το κόστος ήταν αρκετά υψηλό και το μέγεθός του αρκετά μεγάλο όπως και το βάρος του ζύγιζε περίπου τα 35 κιλά. Χρησιμοποιήθηκε σε κλινικές εφαρμογές και επέτρεπε τη μη επεμβατική και συνεχόμενη μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου.

1970: Ο Takuo Aoyagi ήταν Ιάπωνας βιοτεχνολόγος όποιος δούλευε στο Shimadzu Corporation στο Κιότο της Ιαπωνίας. Επιχείρησε να φτιάξει μία μη επεμβατική μέθοδο όπου θα μπορούσε να προσδιορίσει το σήμα της καρδιάς με τη χρήση πράσινου μελανιού και να μετρήσει το φως που διαπερνά μέσα από το λοβό του

αυτιού. Ανακάλυψε ότι από τη μετάδοση του φωτός δια μέσω του αυτιού απέδιδε σήμα με τη μορφή παλμών και έτσι ήταν εφικτός ο υπολογισμός της καρδιακής εξόδου. Κατάλαβε ότι μπορεί να χρησιμοποιήσει τις εναλλαγές των παλμών στη μετάδοση φωτός δια μέσω του αυτιού για να μετρήσει τον αρτηριακό κορεσμό του οξυγόνου. Επομένως ξεκίνησε την κατασκευή του παλμικού οξύμετρου και καταχωρήθηκε ως ιαπωνική πατέντα.

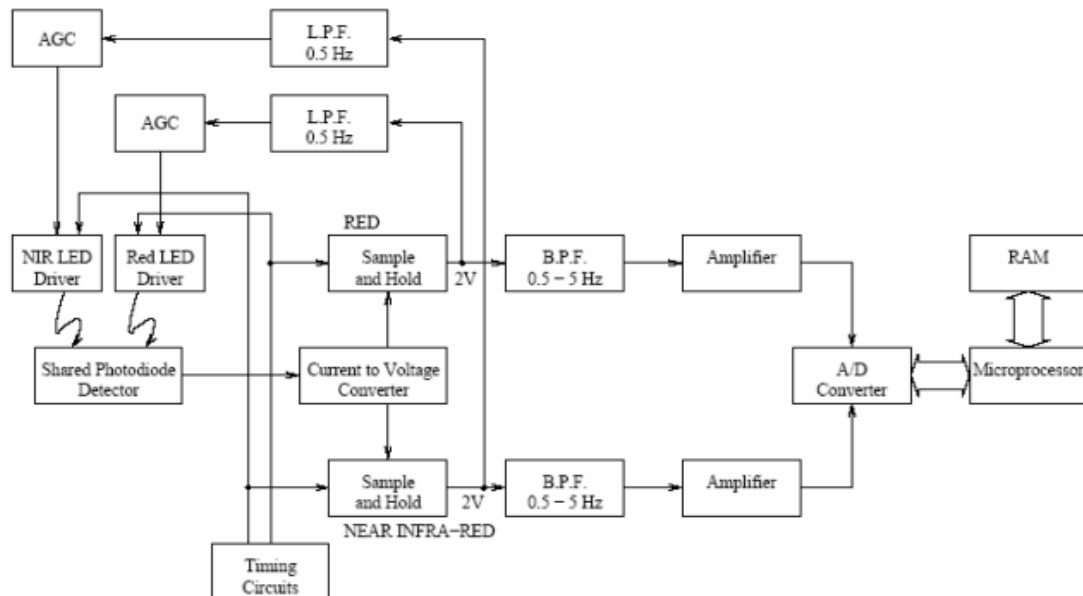
Τέλος της δεκαετίας του 1970 η Biox Corporation τροποποίησε αρκετά την κατασκευή του παλμικού οξύμετρο με μετρήσεις δύο μηκών κύματος. Αρχικά χρησιμοποίησαν φωτοεκπεμπόμενες διόδους (LED) ως πηγές για ερυθρό και υπέρυθρο μήκος κύματος το οποίο συνεχίζεται μέχρι και σήμερα. Προώθησαν την συσκευή σε ιατρούς του αναπνευστικού συστήματος και σε αναισθησιολόγους οι οποίοι ήταν ικανοί να καταλάβουν το πλεονέκτημα της συνεχούς πραγματικού χρόνου μη επεμβατικής μεθόδου του οξυγόνου.

1980: Η Ohmeda Corporation αγόρασε την Biox και μαζί με τις Novametric και Nellcor πραγματοποίησαν αλλαγές οι οποίες ήταν η μείωση του μεγέθους του κόστους και της ανάπτυξης περισσότερων probes για διάφορα σημεία του σώματος.

1989: Ήδη υπήρχαν 9 κατασκευαστές που είχαν παράγει 45 διαφορετικά μοντέλα οξύμετρων.

2.3 Το μπλοκ διάγραμμα ενός παλμικού οξύμετρου

Στην εικόνα απεικονίζονται τα επιμέρους κυκλώματα (μπλοκ διάγραμμα) όπου είναι απαραίτητα για την κατασκευή ενός παλμικού οξύμετρου. Παρακάτω θα αναλύσουμε το καθένα από αυτά ξεχωριστά.



Εικόνα 30: Μπλοκ διάγραμμα ενός παλμικού οξύμετρου[5]

2.3.1 Τι είναι το Probe ενός οξυμέτρου

Υπάρχουν δύο είδη στο παλμικό οξύμετρο:

- Το probe του λοβού του αυτιού
- Το probe του δακτύλου

A) Το probe του λοβού του αυτιού (ear probe) δεν είναι τόσο συνηθισμένο και παρομοιάζεται με το probe του δακτύλου (finger probe) με τη διαφορά ότι αποτελείται από ένα μικρό μανταλάκι το οποίο τοποθετείται στο λοβό του αυτιού και συνδέεται σε μία μονάδα η οποία απεικονίζει τις μετρήσεις του σε seven segment display .



Εικόνα 31: Probe του λοβού του αυτιού[10]

Αυτό χρησιμοποιείται μόνο σε περιπτώσεις που δεν είναι δυνατή η χρήση του probe δακτυλίου.

B) Το πιο συνηθισμένο probe είναι αυτού του δακτύλου (finger probe) το οποίο περιέχει όλα τα κυκλώματα που βλέπουμε στο μπλοκ διάγραμμα. Τα σημερινά παλμικά οξύμετρα στο πάνω μέρος τους περιέχουν μία οθόνη η οποία αναγράφει το οξυγόνο και τον καρδιακό παλμό. Η κατασκευή του παρομοιάζεται σαν ένα μανταλάκι το οποίο αγκαλιάζει το δάχτυλο και για αυτό το λόγο κατά τη διαδικασία της κατασκευής του πρέπει να προσεχτεί το ελατήριο που βρίσκεται εσωτερικά γιατί μπορεί να δημιουργήσει κυάνωση ή ακόμη να σταματήσει η κυκλοφορία του αίματος για λίγα λεπτά και ως αποτέλεσμα θα έχουμε μία λανθασμένη ένδειξη.



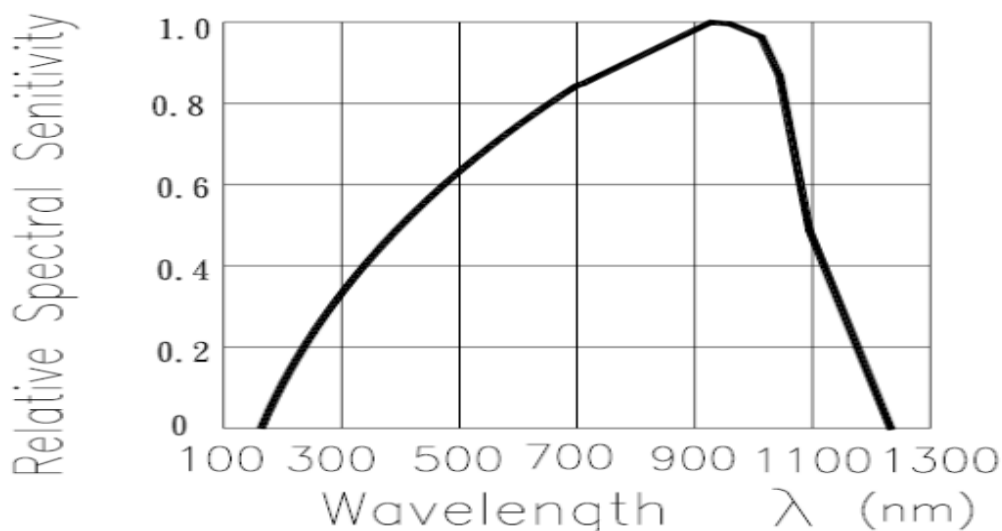
Εικόνα 32: Probe δακτύλου [11]

2.3.2 Δίοδοι εκπομπής φωτός (LED)

Για βελτιωμένα αποτελέσματα, η δομή των probe περιλαμβάνει μικροσκοπικά LED που είναι κοντά το ένα στο άλλο. Οι κόκκινες λυχνίες LED έχουν πλέον δημιουργηθεί με ένα ενσωματωμένο σύστημα φακών που εκπέμπει υψηλή ένταση εξόδου για να βοηθήσει με αυτή τη λειτουργία. Τα LED υψηλού ρεύματος NIR (Near Infra Red) παράγονται με μια μέθοδο που τους επιτρέπει να δέχονται παλμούς, αυξάνοντας τη μέγιστη ισχύ διατηρώντας παράλληλα τη μέση ισχύ. Το φως που περνά μέσα από το δάχτυλο μπορεί να ανιχνευθεί χρησιμοποιώντας ένα φωτοτρανζίστορ ή μια μόνο δίοδο.

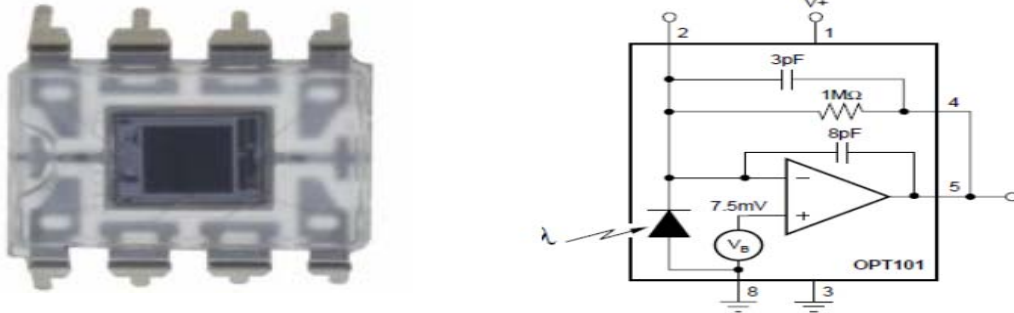
2.3.3 Φωτοανιχνευτές (φωτοτρανζίστορ και φωτοδίοδοι)

Σύμφωνα με το τι λαμβάνει στην είσοδό του, ο δέκτης φωτός χρησιμοποιείται για να λάβει το φως και ως αποτέλεσμα, λαμβάνουμε την ισοδύναμη κυματομορφή στην έξοδο. Η φωτοδίοδος είναι ένας οπτικός ανιχνευτής που χρησιμοποιεί αντίστροφη πόλωση που εφαρμόζεται στη ζεύξη P-n για να τροφοδοτήσει τους ανιχνευτές του (φωτοαγώγιμη λειτουργία). Το φως πρέπει να χτυπήσει τη περιοχή σύνδεσης της φωτοδίοδου για να δημιουργήσει ένα ζεύγος ηλεκτρονίων-οπών, υπό την επίδραση του έντονου πεδίου, το οποίο οδηγεί το ηλεκτρόνιο προς την κατεύθυνση του n και το σωματίδιο P στην αντίθετη κατεύθυνση. Το φάσμα που δημιουργείται μοιάζει με σημαντική αύξηση του αντίστροφου ρεύματος.



Εικόνα 33: Γραφική παράσταση της ευαισθησία ενός φωτοτρανζίστορ συναρτήσει του μήκους κύματος[5]

Μπορούμε να δούμε από το γράφημα ότι η ευαισθησία ενός φωτοτρανζίστορ ποικίλλει ανάλογα με το μήκος κύματος και δεδομένου ότι το φως σε μήκη κύματος 660 nm και 940 nm πέφτει μέσα στην περιοχή ενδιαφέροντος, μπορούμε να το χρησιμοποιήσουμε για να φτιάξουμε ένα οξύμετρο. Το φωτοτρανζίστορ είναι επίσης σε μια συσκευασία τσιπ μαζί με έναν μετατροπέα και διάφορα φίλτρα, γεγονός που μας διευκολύνει να προσδιορίσουμε το μέγεθος της δομής.

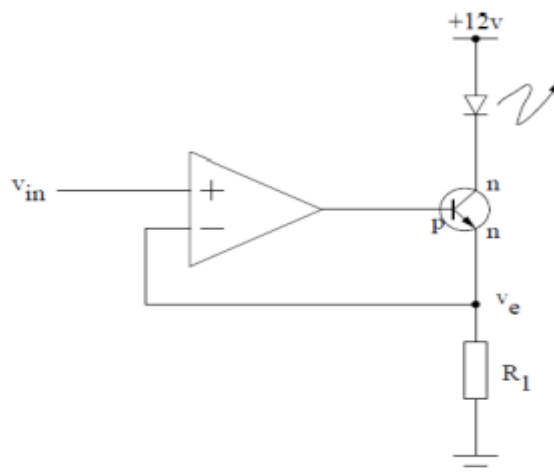


Εικόνα 34: Στην φωτογραφία αριστερά βλέπουμε το OPT101 κύκλωμα της Tera Instruments και στην δεξιά φωτογραφία το μπλοκ διάγραμμα του κυκλώματος αυτού.[5]

2.3.4 Οδηγοί Κόκκινου και Υπέρυθρου LED

Ένα κύκλωμα οδήγησης που να διατηρεί σταθερό ρεύμα είναι απαραίτητο αφού δεν πρέπει να υπάρχουν διακυμάνσεις στην ένταση του φωτός που λαμβάνουμε από τα led για να αποφύγουμε προβλήματα με τα αποτελέσματα που θα λάβουμε. Δύο προσεγγίσεις μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την εφαρμογή LED με σταθερό ρεύμα:

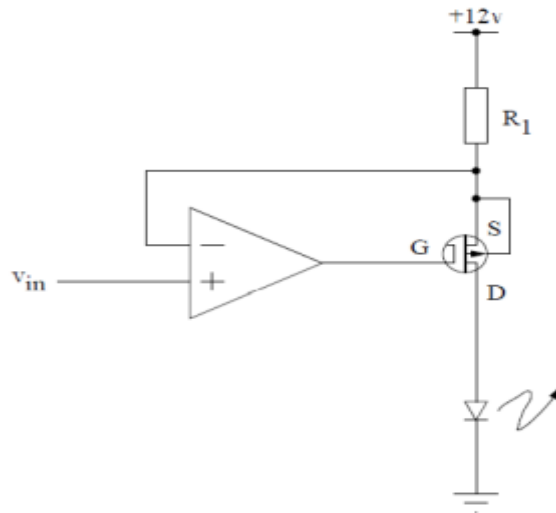
A) Η αρνητική ανάδραση θα χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με ένα διπολικό τρανζίστορ και έναν λειτουργικό ενισχυτή για να διατηρηθεί ότι $V_e = V_{in}$ και, επομένως, $I_e = V_{in} / R_1$. Δεδομένου ότι το ρεύμα συλλέκτη και το ρεύμα εκπομπού είναι σχεδόν ίσα, το ρεύμα led θα έχει τον τύπο: $I_{led} = V_{in} / R_1$. Ο τελεστικός ενισχυτής εξισορροπεί το ρεύμα του εκπομπού και το φορτίο βλέπει το ρεύμα συλλέκτη, επομένως το ρεύμα led μπορεί να έχει αλλαγές επειδή το V_{in} έχει επίσης αλλαγές όπως μπορούμε να δούμε από την εξίσωση.



Εικόνα 35: Κύκλωμα ενός τελεστικού ενισχυτή και ενός διπολικού τρανζίστορ[5]

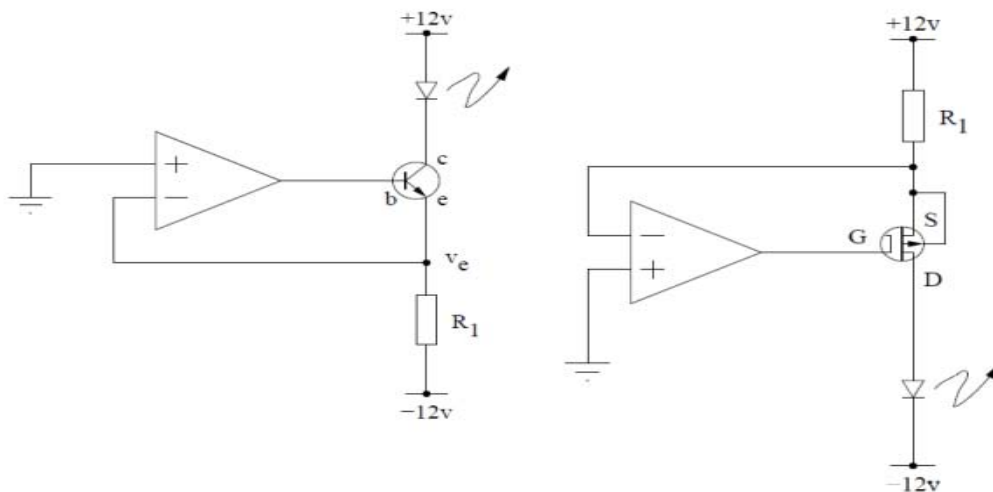
B) Ένας δεύτερος τρόπος είναι να τροποποιήσουμε το κύκλωμα και στη θέση του διπολικού τρανζίστορ να τοποθετήσουμε ένα FET τρανζίστορ. Το FET τρανζίστορ δεν απορροφάει καθόλου ρεύμα πύλης και η έξοδος δειγματοληπτείται στην αντίσταση πηγής, χωρίς καθόλου σφάλμα για να μπορέσει να εξαλείψει το σφάλμα που

προκύπτει από το ρεύμα βάσης, όταν χρησιμοποιείτε ένα διπολικό τρανζίστορ. Για οποιαδήποτε διαφοροποίηση από την ιδανική συμπεριφορά οφείλεται σε μη γραμμικότητες στην αντίσταση δειγματοληψίας του ρεύματος ή ακόμη και σε πιθανά λάθη στο κύκλωμα εισόδου του τελεστικού ενισχυτή όπως είναι πιθανά offsets και μετατοπίσεις. Το ρεύμα φορτίο περιορίζεται από το ρεύμα I_{ds} (on) του MOSFET.



Εικόνα 36: Κύκλωμα ενός τελεστικού ενισχυτή και ενός FET τρανζίστορ[5]

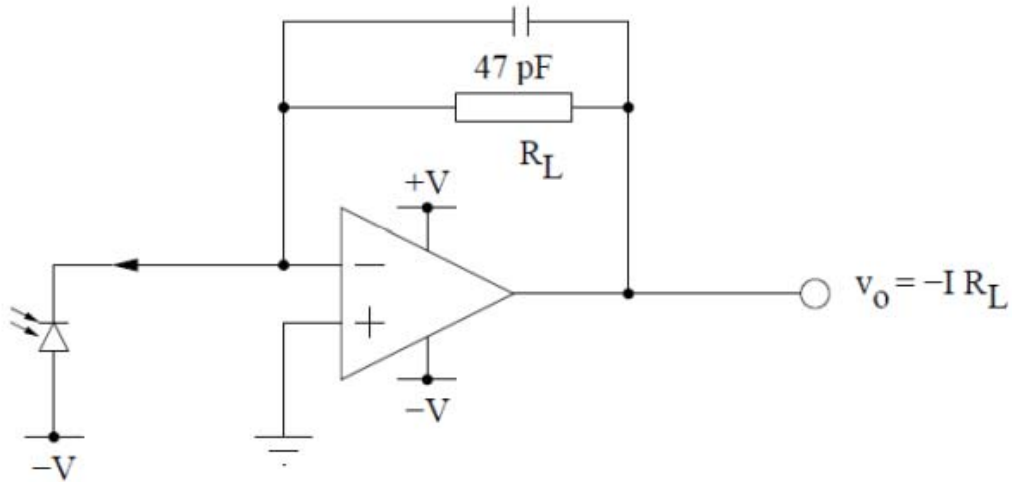
Εάν έχουμε διπολική τροφοδοσία τα πράγματα μπορούν να γίνουν πιο εύκολα απλοποιώντας τα δύο πιο πάνω σχήματα. Ουσιαστικά αν αφαιρέσουμε την V_{in} και στη θέση της συνδεθεί ο μη αναστρέφων ακροδέκτης του τελεστικού στη γείωση, πάλι θα έχουμε ότι $I_{led} = 12V/R1$.



Εικόνα 37: Αντικατάσταση της V_{in} στα δυο πιο πάνω κυκλώματα[5]

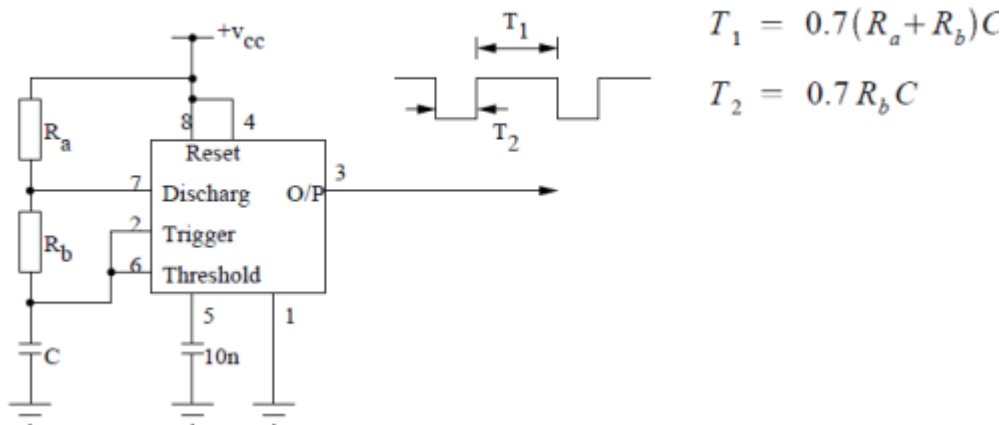
2.3.5 Μετατροπéας ρεύματος σε τάση

Ο ενισχυτής στο κύκλωμα έχει διαμορφωθεί ως μετατροπέας ρεύματος τάσης. Το κύκλωμα περιλαμβάνει επίσης έναν πυκνωτή που λειτουργεί ως σταθεροποιητής τάσης. Ο τελεστικός ενισχυτής θα πρέπει να είναι τύπου FET με πολύ υψηλή αντίσταση εξόδου λόγω της υψηλής αντίστασης σύνδεσης της ανάστροφα πολωμένης διόδου εκπομπής φωτός. Ως τάση εξόδου έχουμε $V_o = -I R_L$ αφού η αρνητική είσοδος της λειτουργίας δρα στη γείωση.



Εικόνα 38: Κύκλωμα το οποίο μετατρέπει το ρεύμα σε τάση[5]

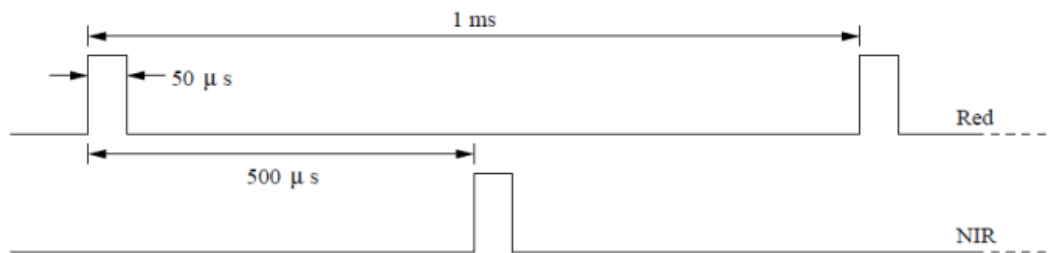
2.3.6 Κύκλωμα χρονισμού και εξαγωγή παλμού στα LED



Εικόνα 39: Κύκλωμα χρονισμού[5]

Το κύκλωμα χρονισμού κατασκευάζεται χάρις του ολοκληρωμένου κυκλώματος 555 και σύμφωνα με το datasheet προκύπτει ότι σύμφωνα με τις τιμές $C=22\text{nf}$, $R_a=56\text{K}\Omega$ και $R_b=3.3\text{K}\Omega$ το κύκλωμα δίνει ένα παλμό 50msec/msec .

Για παράδειγμα παρακάτω στο σχήμα από τα κυκλώματα χρονισμού παίρνουμε παλμούς περιόδου 50μsec στο ερυθρό και NIR LED με μια συχνότητα επανάληψης 1KHz. Ως αποτέλεσμα έχουμε ότι το φως εξόδου υψηλής έντασης θα αποκτηθεί από τα NIR LEDs με ρεύματα έως 1Α. Το μεταδιδόμενο φως που ανιχνεύεται από την δίοδο μετατρέπεται ενισχυμένο σε μία τάση με τη χρήση τελεστικού ενισχυτή ο οποίος είναι ρυθμισμένος ως μετατροπέας ρεύματος σε τάση. Το σήμα τροφοδοτείται σε δύο όμοια τμήματα ένα για το κάθε ένα από τα μεταδιδόμενα μήκη κύματος.



Εικόνα 40:Κύκλωμα χρονισμού για οδήγηση των LED[5]

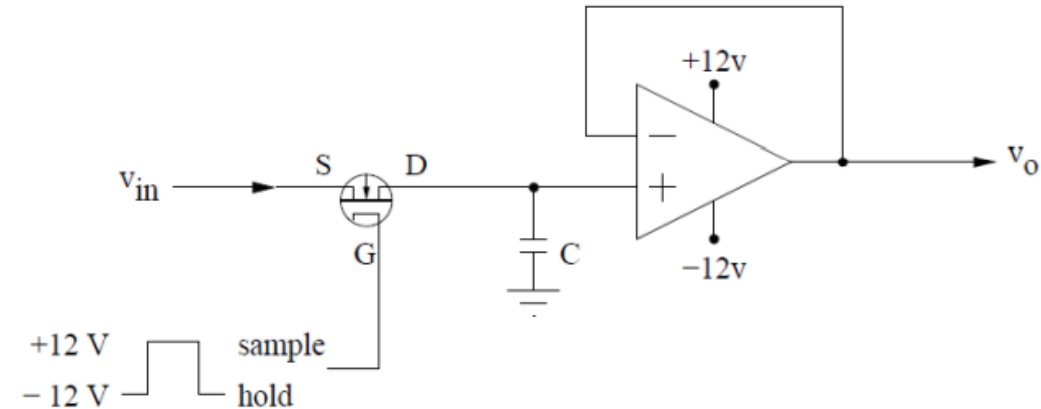
Δεδομένο ότι στο φως ασκείται παλμός, χρησιμοποιούνται κυκλώματα δειγματοληψίας και συγκράτησης για την αναπαραγωγή των κυματομορφών, ξεχωριστά για το κάθε μήκος κύματος. Αυτά τα κυκλώματα επίσης χρησιμοποιούνται στον έλεγχο των LEDs .Το κύκλωμα οδήγησης των led συνδέεται με το κύκλωμα χρονισμού και στο σχετικό διάγραμμα θα καταλάβουμε τη σύνδεσή τους. Ο παλμός εξόδου από το led μπορεί να εξαχθεί συνδέοντας ένα MOSFET τύπου n κατά μήκος αυτού όπως φαίνεται στο σχήμα. Οι παλμοί από την έξοδο του κυκλώματος χρονισμού εισέρχονται στην πύλη του τρανζίστορ. Το FET πρέπει να είναι τύπου n για να τίθεται πλήρως στις καταστάσεις on και off ανάλογα των παλμών της πύλης. Το MOSFET του σχήματος αντέχει το ρεύμα όπου οδηγείτε δια μέσω των led.

2.3.7 Φίλτρα

Ένα άλλο κρίσιμο στοιχείο στη δημιουργία του οξυμέτρου είναι το φίλτρο. Χωρίς φίλτρα εύρους ζώνης, θα υπήρχε ένα συνονθύλευμα αρμονικών στοιχείων DC όπου βρίσκεται το σημείο ενδιαφέροντος, καθιστώντας αδύνατο να παλμογραφήσουμε την έξοδο του ανιχνευτή. Το ζωνοπερατό φίλτρο έχει εύρος ζώνης 0,5 έως 5Hz λόγω του ότι σε αυτό το εύρος βρίσκεται και ο καρδιακός παλμός. Επιπλέον, αυτό το φίλτρο επιτρέπει την μείωση του θορύβου των 50 Hz. Τέλος, χρησιμοποιείτε ένα χαμηλοπερατό φίλτρο για να εξαλείψει το στοιχείο DC επειδή είναι περιττές πληροφορίες που παρεμποδίζουν την επεξεργασία του σήματος.

2.3.8 Κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης (Sample and Hold Circuit)

Κατά την δειγματοληψία, η έξοδος ενός ιδανικού sample and hold κυκλώματος πρέπει να είναι ίση με το σήμα εισόδου στη συγκεκριμένη χρονική στιγμή. Κατά τη διαδικασία σύγκρισης η έξοδος πρέπει να παραμείνει σταθερή στην τιμή του σήματος εισόδου που υπήρχε τη στιγμή της αλλαγής.



Εικόνα 41: Κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης[5]

Στο κύκλωμα αυτό χρησιμοποιείται ένας διακόπτης FET όπου εισάγει το σήμα κατά την διάρκεια της περιόδου δειγματοληψίας και κατά τη διάρκεια της περιόδου συγκράτησης, αποκόπτεται. Στον πυκνωτή που βρίσκεται στο κύκλωμα αποθηκεύεται οποιοδήποτε σήμα υπήρχε τη στιγμή που ήταν εκτός λειτουργίας το FET. Επιλογή της τιμής του πυκνωτή είναι συνδυασμός των δύο αντικρουόμενων απαιτήσεων.

Σύμφωνα με τη σχέση: $\frac{dv}{dt} = \frac{I_1}{C}$

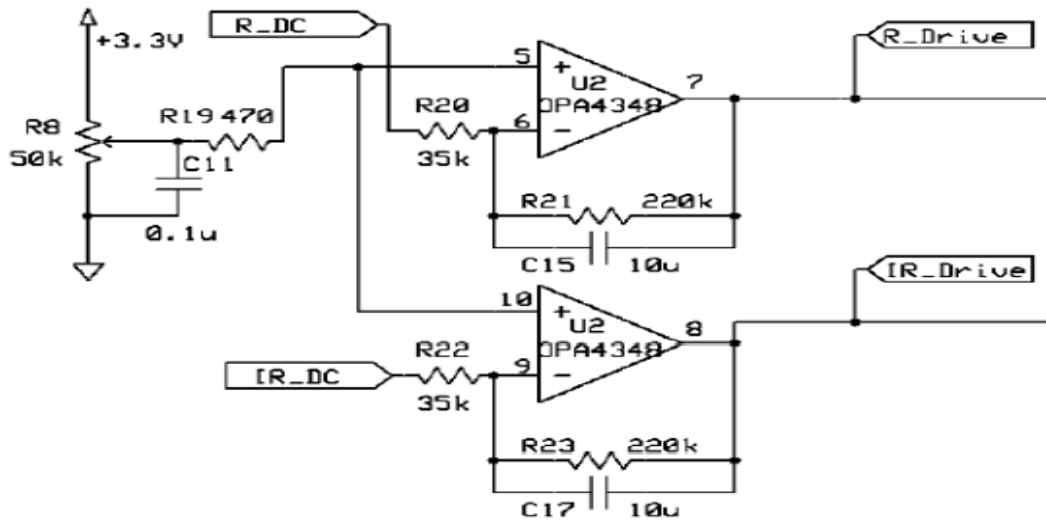
όπου I_1 =ρεύμα διαρροής

Κατά τη διάρκεια της περιόδου συγκράτησης η τάση του πυκνωτή μειώνεται γιατί αναγκάζεται από τα ρεύματα διαρροής στο FET και στον τελεστικό ενισχυτή και για αυτό το λόγο ο πυκνωτής πρέπει να είναι μεγάλος για να ελαχιστοποιεί την πτώση. Από την άλλη μεριά ο πυκνωτής θα πρέπει να είναι μικρός για να μπορεί να ακολουθεί με ακρίβεια υψηλής ταχύτητας σήματα γιατί η αντίσταση του FET δημιουργεί ένα χαμηλοπερατό φίλτρο σε συνδυασμό με τον πυκνωτή.

2.3.9 Κύκλωμα αυτόματου ελέγχου κέρδους

Η έξοδος του κυκλώματος sample and hold τροφοδοτείται σε ένα ζωνοπερατό φίλτρο όπου πριν ενισχυθεί και αναλυθεί, εξάγει το παλλόμενο σήμα. Η έξοδος επίσης οδηγείται σε ένα χαμηλοπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής περίπου 0,1Hz και αφαιρείται η DC τιμή του σήματος που μεταδίδεται. Για την AGS λειτουργία μπορούμε αρχικά να τροφοδοτήσουμε το σήμα DC σε μία είσοδο από έναν διαφορικό ενισχυτή όπου η άλλη του είσοδος να είναι μία σταθερή τάση αναφοράς. Η V_{in} τάση μπορεί να παραχθεί από την διαφορά των δύο τάσεων και έπειτα θα χρησιμοποιηθεί για να θέσει την τιμή ρεύματος του led.

Στην εικόνα έχουμε ένα κύκλωμα αυτόματου ελέγχου κέρδους όπου οι δύο τελεστικοί ενισχυτές που χρησιμοποιούνται δουλεύουν ως μετατροπείς από τάση σε ρεύμα. Από τον διαιρέτη τάσης παράγεται η τάση αναφοράς, όπου στη συνέχεια γίνεται σύγκριση με την τάση εισόδου των led. Και στα δύο led έχουμε την ίδια τροφοδοσία γιατί η τάση εξόδου ρυθμίζεται αναλόγως. Επίσης στην έξοδο ρυθμίζεται και η ευαισθησία του κυκλώματος λόγω του ότι πρέπει να ρυθμίζεται ανάλογα του ασθενούς. Τέλος στο κύκλωμα οδήγησης των led καταλήγει η έξοδος των κυκλωμάτων.



Εικόνα 42: Κύκλωμα αυτόματου ελέγχου κέρδους[5]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο Υλοποίηση κατασκευαστικού μέρους

3.1 Απαραίτητα εξαρτήματα για την κατασκευή

Για την υλοποίηση του κατασκευαστικού μέρους χρειαστήκαμε:

- Arduino Uno
- Μόνιτορ καρδιακού παλμού (AD8232)
- Παλμικό οξύμετρο (MAX30100)
- Οθόνη OLED
- Πλακέτα σύνδεσης (Breadboard) και καλώδια σύνδεσης
- Προσομοιωτής ηλεκτροκαρδιογραφήματος (Simulator)(για δοκιμές)

3.2 Επεξήγηση των επιμέρους εξαρτημάτων

3.2.1 AD8232 Single Lead Heart Rate Monitor

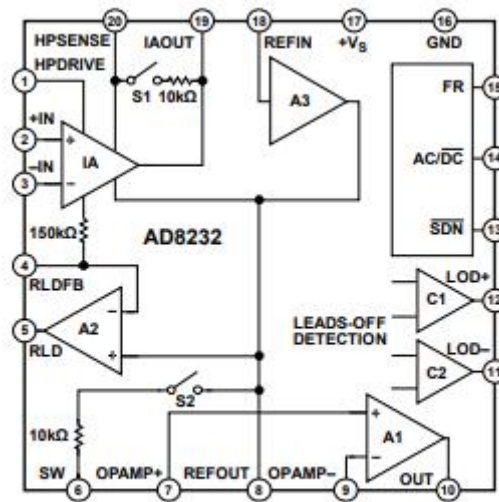
Ο AD8232 είναι ένα κύκλωμα ρύθμισης σήματος το οποίο χρησιμοποιείται για τη λήψη ηλεκτροκαρδιογραφήματος αλλά και για άλλες εφαρμογές μέτρησης βιοδυναμικού. Το κύκλωμα αυτό έχει σχεδιαστεί για να μπορεί να εξάγει, να ενισχύει και να φιλτράρει μικρά βιοδυναμικά σήματα με συνθήκες θορύβου, όπως για παράδειγμα αυτών που δημιουργούνται λόγω της κίνησης ή της απομακρυσμένης τοποθέτησης των ηλεκτροδίων. Εξαιτίας αυτού του σχεδιασμού επιτρέπεται η μετατροπή του αναλογικού σήματος, σε ψηφιακό σήμα χαμηλής ισχύος (ADC) ή ακόμη στην ενσωμάτωση ενός μικροελεγκτή για να μπορεί εύκολα να έχει σήμα εξόδου.



Εικόνα 43:AD8232[17]

Τέλος ο AD8232 περιέχει λειτουργία γρήγορης επαναφοράς των χαρακτηριστικών και βελτιώνει το φιλτράρισμα. Μπορεί αυτόματα να προσαρμοστεί σε μια υψηλή αποκοπή σήματος αν υπάρξει μια αλλαγή σήματος, το οποίο θα οδηγείται στον ενισχυτή. Με αυτό τον τρόπο μπορούμε να πάρουμε αληθείς μετρήσεις μόλις γίνει και η σύνδεση των ηλεκτροδίων.

3.2.1.1 Μπλοκ Διάγραμμα



Εικόνα 44: Μπλοκ διάγραμμα AD8232[18]

3.2.1.2 Χαρακτηριστικά και Πλεονεκτήματα του AD8232

Χαρακτηριστικά:

- Πλήρως ενσωματωμένο μπροστινό άκρο Ηλεκτροκαρδιογράφου μονής απαγωγής
- Λόγος απόρριψης κοινής λειτουργίας: 80 dB (dc έως 60 Hz)
- Διαμορφώσεις δύο ή τριών ηλεκτροδίων
- Πιστοποιημένος για εφαρμογή αυτοματισμού
- Λειτουργία τροφοδοσίας: 2,0 V έως 3,5V
- Η γρήγορη επαναφορά των χαρακτηριστικών βελτιώνει το φιλτράρισμα
- Διαστάσεις: 3,5cm x 3cm

Πλεονεκτήματα:

Ο AD8232 εφαρμόζει διπολικό υψηλοπερατό φίλτρο για να μπορεί να περιορίζει τις ψευδενδείξεις της κίνησης και των δυναμικών ημιστοιχείων των ηλεκτροδίων. Το φίλτρο αυτό σχετίζεται με την αρχιτεκτονική του ενισχυτή επιτρέποντας το φιλτράρισμα ενός σταδίου με υψηλό κέρδος διαπερατότητας, κερδίζοντας χώρο

και κόστος. Ο μη συνδεδεμένος λειτουργικός ενισχυτής αφήνει στον AD8232 την δημιουργία ενός τριπολικού χαμηλοπερατού φίλτρου όπου θα είναι ικανό να αφαιρεί τον πρόσθετο θόρυβο. Επίσης υπάρχει η δυνατότητα επιλογής συχνότητας αποκοπής όλων των φίλτρων από τον χρήστη, για να μπορεί να το χρησιμοποιήσει σε οποιονδήποτε τύπο εφαρμογών.

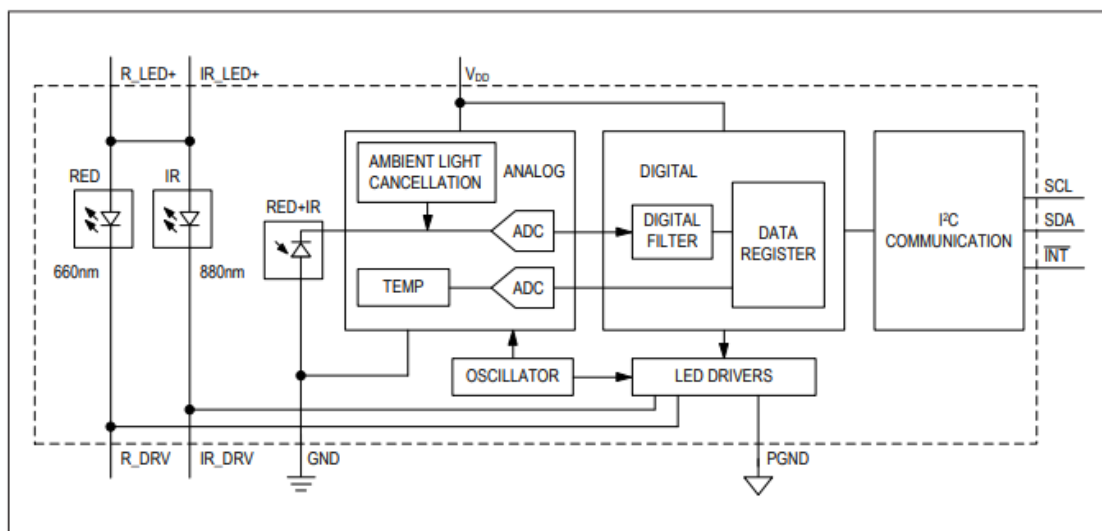
3.2.2 MAX30100

Ο MAX30100 είναι ένας βιομετρικός αισθητήρας plug-and-play ο οποίος είναι χαμηλής κατανάλωσης. Είναι ένα σύγχρονο παλμικό οξύμετρο το οποίο συνδυάζει δύο led και έναν φωτοανιχνευτή, ο οποίος επεξεργάζεται το αναλογικό σήμα χαμηλού θορύβου για να μπορέσει να ανιχνεύσει τα σήματα της παλμικής οξυμετρίας(SPO2) και του καρδιακού ρυθμού(HR).



Εικόνα 45: MAX30100[19]

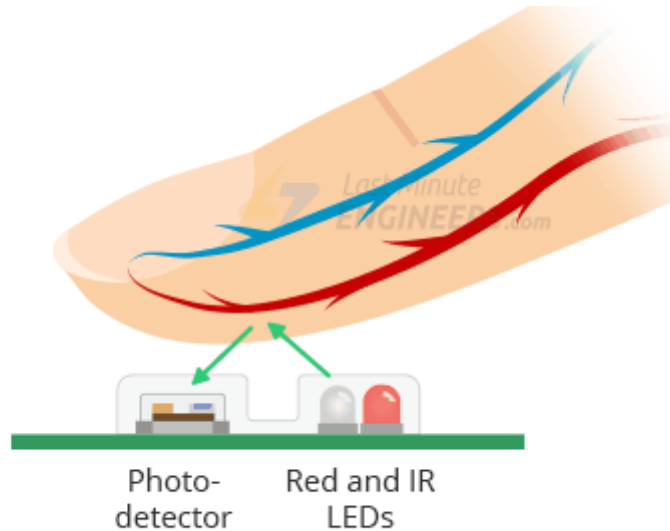
3.2.2.1 Μπλοκ διάγραμμα



Εικόνα 46: Μπλοκ διάγραμμα του MAX30100[20]

3.2.2.2 Λειτουργία MAX 30100

Ο MAX30100 εκπέμπει και τα δύο led στο δάχτυλο ή αντίστοιχα στο λοβό του αυτιού και μετράει με τη βοήθεια ενός φωτοανιχνευτή την ποσότητα ανάκλασης του φωτός. Έτσι την τεχνική αυτή την ονομάζουμε φωτοπληθυσμογραφία. Χρησιμοποιείται στα δύο αυτά μέρη γιατί το δέρμα είναι πιο λεπτό και υπάρχει ευκολία στον διαπερασμό του φωτός του led στον ιστό.

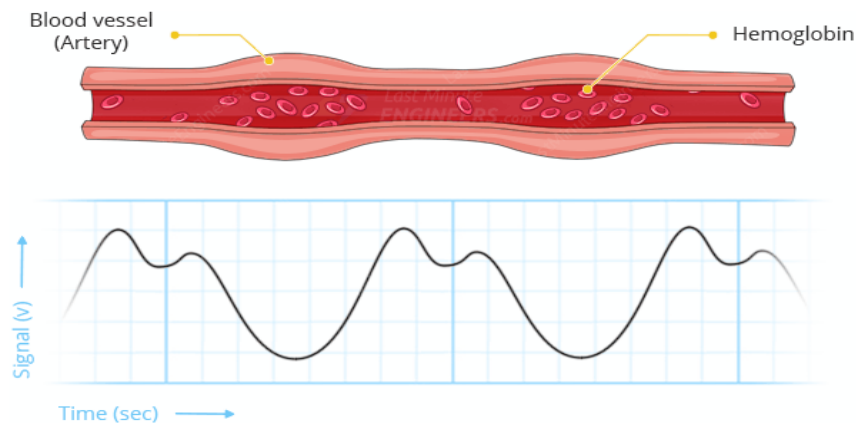


Εικόνα 47: Τοποθέτηση του δακτύλου στα LED και στον φωτοανιχνευτή [19]

Ο MAX 30100 λειτουργεί για:

- Για τη μέτρηση του καρδιακού παλμού:

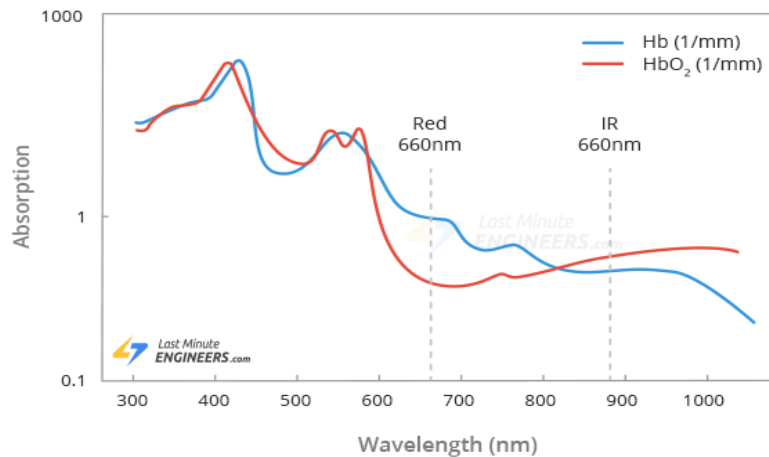
Η οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη (HbO₂) στο αρτηριακό αίμα έχει το χαρακτηριστικό ότι απορροφά το φως IR. Όσο πιο κόκκινο είναι το αίμα (όσο υψηλότερη είναι η αιμοσφαιρίνη), τόσο περισσότερο φως IR απορροφάτε. Καθώς το αίμα διοχετεύετε μέσω του δακτύλου με κάθε καρδιακό παλμό, η ποσότητα του ανακλώμενου φωτός αλλάζει, δημιουργώντας μια μεταβαλλόμενη κυματομορφή στην έξοδο του φωτοανιχνευτή.



Εικόνα 48:Απεικόνιση της εξόδου του φωτοανιχνευτή [19]

- Για τη μέτρηση του επιπέδου του οξυγόνου στο αίμα:

Η παλμική οξυμετρία βασίζεται στην αρχή ότι η ποσότητα του κόκκινου και υπέρυθρου φωτός που απορροφάτε ποικίλλει ανάλογα με την ποσότητα οξυγόνου στο αίμα. Το ακόλουθο γράφημα είναι το φάσμα απορρόφησης της οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης (HbO₂) και της αποξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης (Hb).



Εικόνα 49: Απεικόνιση και σύγκριση της απορρόφησης αποξυγονωμένου και οξυγονωμένου αίματος των δυο LED[19]

Από το παραπάνω γράφημα παρατηρούμε ότι το αποξυγονωμένο αίμα (Hb) απορροφά περισσότερο ΚΟΚΚΙΝΟ φως (660 nm), ενώ το οξυγονωμένο αίμα(HbO₂) απορροφά περισσότερο φως υπέρυθρων (880 nm). Με τη μέτρηση της αναλογίας IR και ΚΟΚΚΙΝΟΥ φωτός που λαμβάνει ο φωτοανιχνευτής, υπολογίζεται το επίπεδο οξυγόνου (SpO₂) στο αίμα.

Χαρακτηριστικά:

Στον MAX30100 μπορούν να χρησιμοποιηθούν 2 τάσεις τροφοδοσίας:

- 1,8V για Ic
- 3,3V για το κόκκινο και υπέρυθρο Led.

Ο MAX 30100 έχει χαμηλή κατανάλωση ρεύματος, δηλαδή καταναλώνει περίπου 600μΑ ανά μέτρηση. Επιπλέον έχει λειτουργία κατάστασης αναμονής και καταναλώνει 0,7μΑ. Λόγω της χαμηλής του κατανάλωσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σε συσκευές όπου μπορούν να τροφοδοτούνται από μπαταρία 9 volt.

Περιέχει αισθητήρα θερμοκρασίας που είναι χρήσιμο, όταν υπάρχουν αλλαγές στο περιβάλλον να μπορεί να βαθμονομεί τις μετρήσεις.

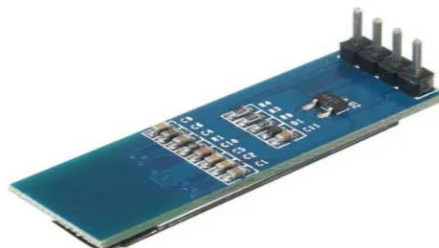
Μετράει θερμοκρασίες στις τάξεις -40°C έως + 85°C και έχει ακρίβεια ± 1°C.

Ο MAX 30100 περιέχει επίσης ένα buffer FIFO, όπου του επιτρέπει την αποθήκευση έως και 16 δειγμάτων SPO₂ και καρδιακών παλμών. Λόγω του ότι ο FIFO περιέχει μνήμη 16 δειγμάτων.

3.2.3 Οθόνη OLED

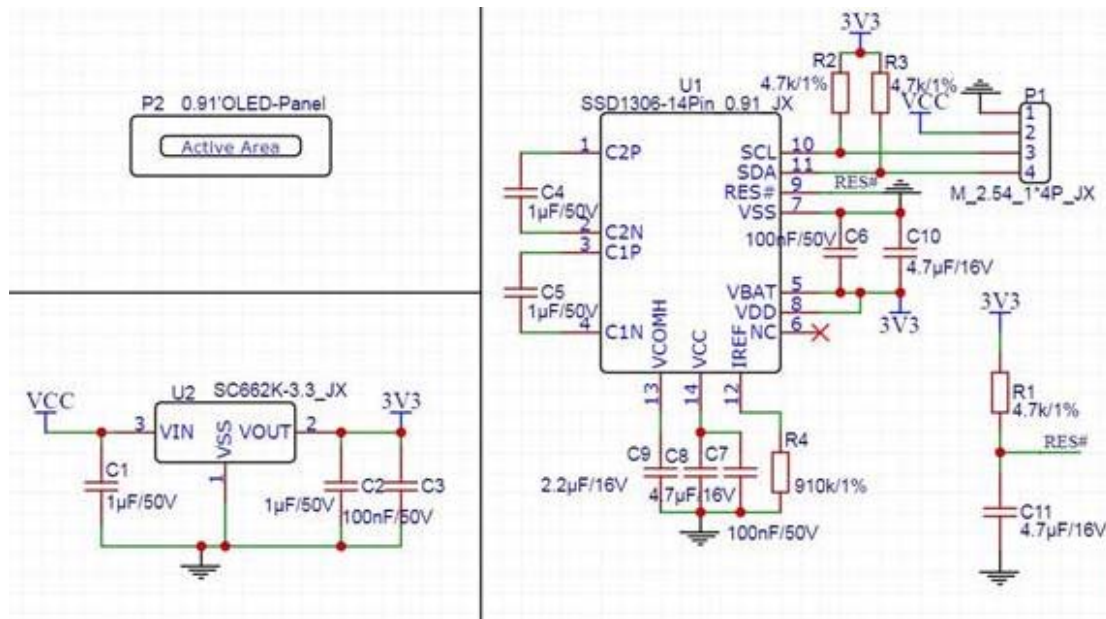
Η βασική δομή μιας οθόνης OLED αποτελείται από ένα οργανικό υλικό που τοποθετείται μεταξύ μιας καθόδου και μιας ανόδου, η οποία αποτελείται από αγώγιμο διαφανές οξειδίο κασσιτέρου (ITO). Τα οργανικά υλικά σχηματίζουν πολυστρωματικές λεπτές μεμβράνες που περιέχουν ένα στρώμα μεταφοράς με ανοίγματα (HTL), ένα στρώμα εκπομπής (EML) και ένα στρώμα μεταφοράς ηλεκτρονίων (ETL). Με την εφαρμογή μιας αποδεκτής τάσης, οπές και ηλεκτρόνια εγχέονται στο EML από την άνοδο και την κάθοδο, αντίστοιχα. Οι οπές και τα ηλεκτρόνια συνδυάζονται στο EML για να σχηματίσουν διέγερση, ακολουθούμενη από ηλεκτροφωταύγεια. Το υλικό του μεταφορικού ιμάντα, το υλικό στρώματος εκπομπής και η επιλογή ηλεκτροδίων είναι βασικοί παράγοντες για τον καθορισμό του προτύπου των εξαρτημάτων OLED. Η μονάδα οθόνης OLED 0,91 ιντσών είναι μια μικρή μονάδα OLED, αλλά πολύ καθαρή και ευανάγνωστη λόγω της υψηλής αντίθεσης της οθόνης OLED.

Η οθόνη αποτελείται από λευκά pixel OLED 128x32, καθένα από τα οποία ενεργοποιείται ή απενεργοποιείται από ένα τσιπ ελεγκτή. Επειδή η οθόνη εκπέμπει το δικό της φως, δεν υπάρχει ανάγκη για οπίσθιο φωτισμό. Αυτό μειώνει την ισχύ που απαιτείται για τη λειτουργία OLED, γι' αυτό και η οθόνη έχει τόσο υψηλή αναλογία αντίθεσης. Το τσιπ προγράμματος οδήγησης είναι SSD1306, το οποίο επικοινωνεί μόνο μέσω I2C. Για να μελετήσουμε την είσοδο της οθόνης OLED απαιτούνται 3 ακίδες, δύο από τις οποίες είναι καρφίτσες δεδομένων/ρολόι I2C. Αυτή η πλακέτα/τσιπ χρησιμοποιεί διεύθυνση I2C 7 bit 0x3C. Η OLED και ο οδηγός απαιτεί τροφοδοσία 3,3 V και τρία λογικά επίπεδα 0,3 V για να επικοινωνήσουν. Οι απαιτήσεις ισχύος εξαρτώνται από το ποσοστό της οθόνης αφής που είναι αναμμένη, αλλά η οθόνη χρησιμοποιεί κατά μέσο όρο περίπου 20 mA από τις τρεις παροχές 0,3 V



Εικόνα 50:OLED οθόνη [21]

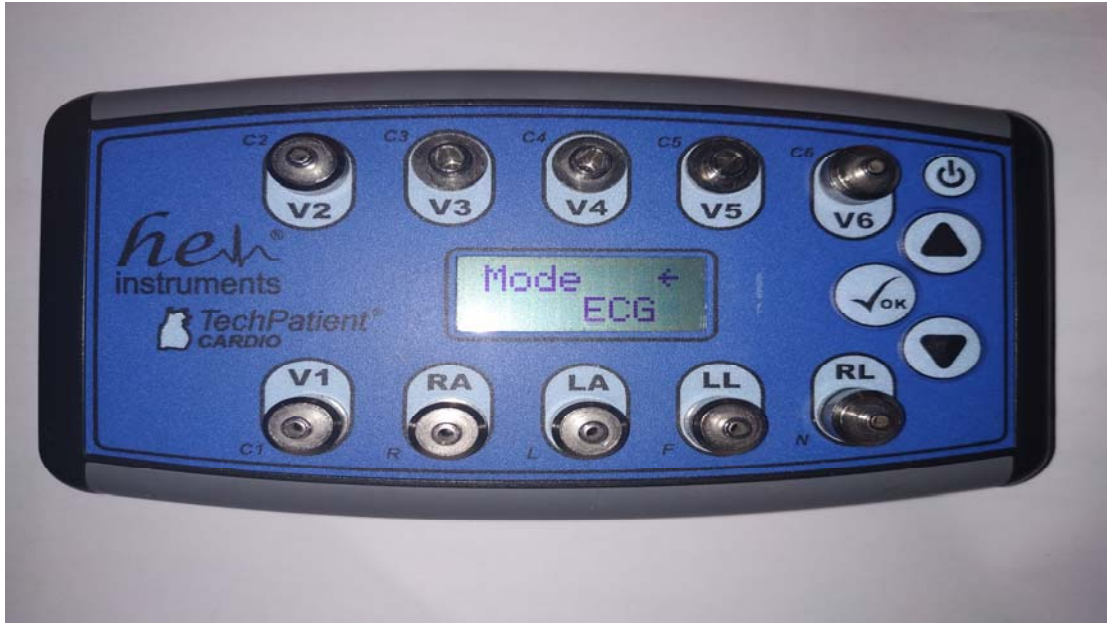
3.2.3.1 Μπλοκ διάγραμμα



Εικόνα 51: Μπλοκ διάγραμμα OLED οθόνης [22]

3.2.4 Προσομοιωτής Ηλεκτροκαρδιογραφήματος TechPatient CARDIO (Simulator)

Ένας φορητός προσομοιωτής ηλεκτροκαρδιογραφήματος με 12 απαγωγές μπορεί να δοκιμαστεί σε οθόνες και συσκευές εγγραφής, έχοντας ρεαλιστική δημιουργία κυματομορφής και διαφορετικών ρυθμών. Επειδή παράγει ρεαλιστικές καρδιακές κυματομορφές, ο προσομοιωτής ηλεκτροκαρδιογραφήματος TechPatient CARDIO παρέχει τη βεβαιότητα ότι κάθε δοκιμή που πραγματοποιείται στον προσομοιωτή μπορεί να επαναληφθεί και σε πραγματικό ασθενή. Μια προσομοίωση ηλεκτροκαρδιογραφήματος δώδεκα απαγωγών είναι κατάλληλη για τη δοκιμή της τεχνολογίας αναγνώρισης κυματομορφής και άλλων σύγχρονων διαγνωστικών εργαλείων. Μπορεί επίσης να εξεταστεί ο εξοπλισμός για τη διάγνωση ηλεκτροκαρδιογραφήματος με τρεις και πέντε απαγωγές. Η μεταβλητότητα Beat-to-beat μπορεί να αλλάξει τους καρδιακούς παλμούς διατηρώντας τις μέσες τιμές τους σταθερές, μπορεί να προστεθεί μεταβλητότητα τόσο στο πλάτος όσο και στο ρυθμό τους. Η δοκιμή αλγορίθμων ανίχνευσης ρυθμού παλμών και αυτοματοποιημένου ελέγχου απολαβής, οι οποίοι πρέπει να είναι αξιόπιστοι και συνεπείς όταν χρησιμοποιούνται σε σενάρια πραγματικού χρόνου επωφελούνται πολύ από τον έλεγχο των παραμέτρων μέσου όρου και απόκλισης.



Εικόνα 52: Προσομοιωτής Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (Simulator)

Τεχνικά χαρακτηριστικά:

- Κυματομορφές: γραμμικές, ημιτονοειδές, τριγωνικές, τετράγωνο, παλμικές και γραμμή βάσης
- Καρδιακή συχνότητα: 20 BPM έως 300 BPM, απόκλιση 0% έως 20%
- Συχνότητα κυμάτων: 1/8Hz έως 120Hz
- Εύρος: ½mV, 1mV, 2mV, 4mV, 0% έως 20% απόκλιση
- Πηγές θορύβου: γραμμή, κυματισμός, τυχαία, βασική γραμμή w.
- Οδηγοί: 12 (snap, μπανάνα, καρφίτσα)
- Έξοδος υψηλού σήματος: 200x καλώδιο II συν DC
- Πηγή ενέργειας : τυπική μπαταρία 9V ή προσαρμογέας 9Vdc (opt)
- Μέγεθος και βάρος: 6" x 3,5" x 1" / 0,9lb

3.2.4 Arduino Uno

Βασισμένο σε έναν μικροελεγκτή ATmega328P, το Arduino είναι ένα σύστημα ανάπτυξης που λειτουργεί ως κεντρική μονάδα ελέγχου. Το Arduino UNO, σχεδιασμένο στην Ιταλία, ήταν το πρώτο προϊόν με σειριακή σύνδεση, εγκαινιάζοντας μια νέα εποχή στην παράδοση και ανάπτυξη λογισμικού (USB).

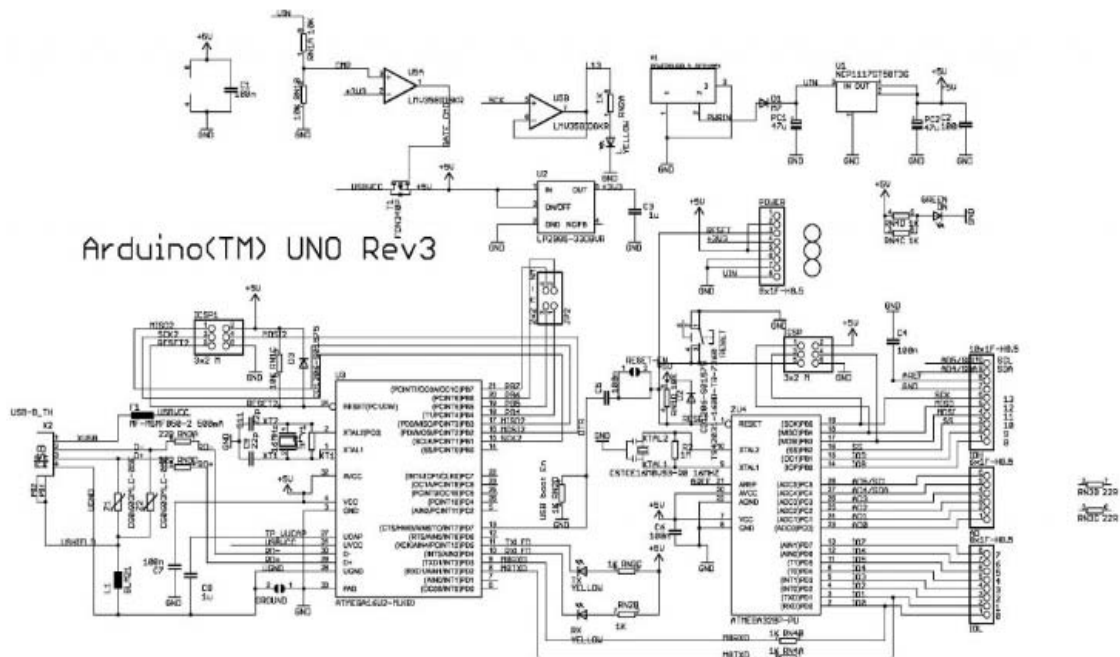
Εισήχθη για πρώτη φορά το 2005 ως συσκευή ελέγχου προγραμμάτων σπουδαστών που θα ήταν μια οικονομικά αποδοτική εναλλακτική λύση στα υπάρχοντα συστήματα. Το Arduino, που πήρε το όνομά του από τους δημιουργούς του Massimo Banzi και David Cueartierles, κατασκευάζεται στην περιοχή Ivrea του Τορίνο, στη βόρεια Ιταλία, όπου ξεκίνησε η κατασκευή πλακών σε ένα μέτριο εργοστάσιο. Στην ίδια τοποθεσία, η Olivetti είναι κατασκευαστής υπολογιστών.

Το Arduino είναι μια απλοποιημένη και τροποποιημένη έκδοση της πλατφόρμας υπολογιστών Wiring, η οποία διατίθεται ως λογισμικό ανοιχτού κώδικα και

προγραμματίζεται χρησιμοποιώντας μια γλώσσα που βασίζεται σε Wiring (σύνταξη και βιβλιοθήκες) και ένα ολοκληρωμένο περιβάλλον προγραμματισμού (IDE). Αποτελείται από μια απλή μητρική πλακέτα με ενσωματωμένο μικροελεγκτή, αναλογικές και ψηφιακές εισόδους και εξόδους και τροφοδοτικό. Διαφορετικοί τύποι αισθητήρων πίεσης, φως, θερμοκρασίας, κινητήρες, οθόνες και άλλες «έξυπνες» συσκευές μπορούν να ενσωματωθούν πάνω του για να δημιουργήσουν διάφορα «έξυπνα» gadget. Επίσης έχει χρησιμοποιηθεί για εκπαιδευτικούς λόγους στην κατασκευή πολυάριθμων κατασκευών τα τελευταία χρόνια. Είναι απλώς μια ηλεκτρονική συσκευή που βασίζεται σε έναν μικροελεγκτή Atmel ATmega και το λογισμικό και τα σχέδια που απαιτούνται για τη λειτουργία του είναι διαθέσιμα δωρεάν, επιτρέποντας σε οποιονδήποτε να το κατασκευάσει. Συμπεριφέρεται σαν ένας μικρός υπολογιστής, αφού ο χρήστης μπορεί:

- να συνδέσει επάνω του πολλαπλές μονάδες εισόδου/εξόδου
- να προγραμματίσει τον μικροελεγκτή, να δέχεται δεδομένα από τις μονάδες εισόδου
- να τα επεξεργάζεται και να στέλνει κατάλληλες εντολές στις μονάδες εξόδου.

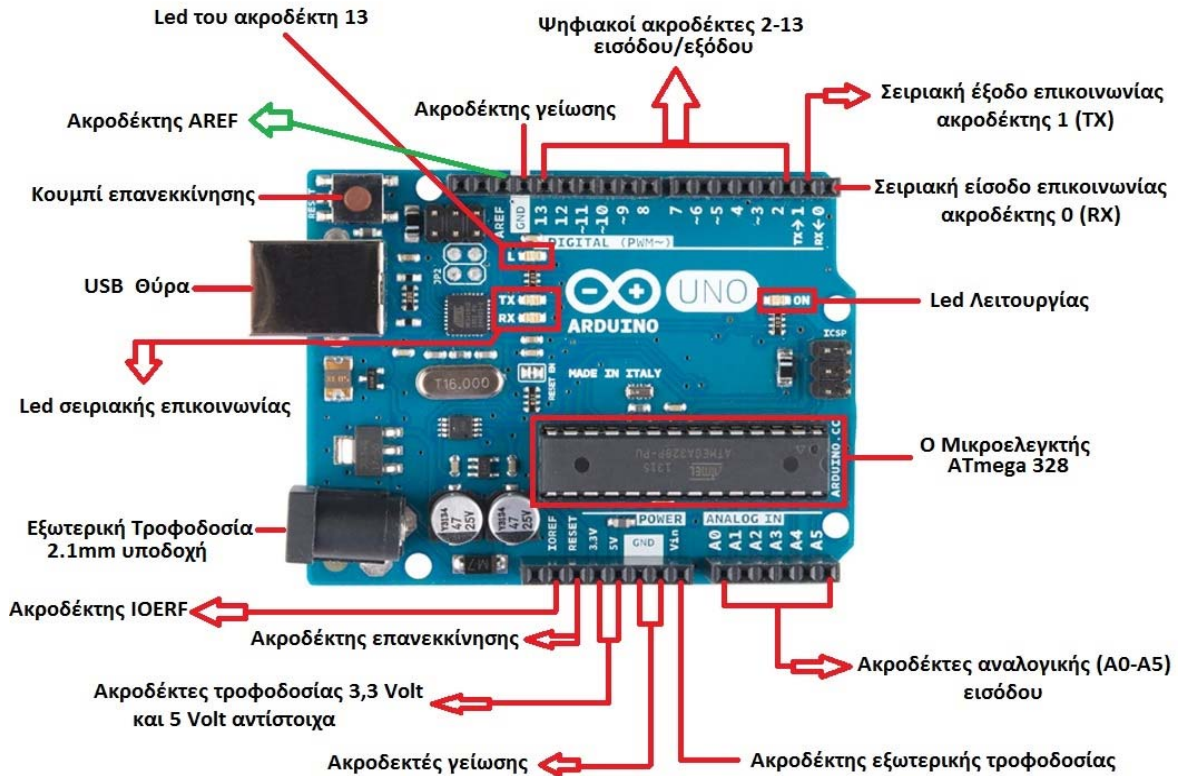
Το βασικό του πλεονέκτημα σε σχέση με άλλες διαδραστικές ηλεκτρικές συσκευές είναι η μεγάλη κοινότητα που το υποστηρίζει και έχει δημιουργήσει, συντηρήσει και αναπτύξει μια διαδικτυακή βάση γνώσεων καθώς και μια σημαντική τεκμηρίωση για να βοηθήσει όποιον θέλει να κάνει ένα έργο με αυτό. Ένα άλλο πλεονέκτημα του μικροελεγκτή είναι το χαμηλό κόστος του μικροελεγκτή καθώς και τα απαραίτητα εξαρτήματα. Λόγω της σταθερότητάς του, το Arduino UNO είναι μία από τις πιο δημοφιλείς πλακέτες arduino ή πλακέτες αναβάθμισης στην αγορά. Η ταχύτητα ρολογιού είναι 16 MHz, που αντιστοιχεί σε περίπου 300.000 γραμμές πηγαίου κώδικα C που εκτελούνται κάθε δευτερόλεπτο.



Εικόνα 53: Μπλοκ διάγραμμα Arduino[13]

3.2.4.1 Επεξήγηση των επιμέρους τμημάτων του Arduino

Στην εικόνα παρακάτω βλέπουμε και θα αναλύσουμε τα επιμέρους τμήματα του Arduino



Εικόνα 54: Arduino UNO με τα επιμέρους τμήματα του[14]

- Το Arduino διαθέτει 14 ψηφιακές θύρες με αριθμό 0-13 στο επάνω και στο κάτω μέρος που μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως εισοδοί ή έξοδοι ψηφιακών σημάτων (Είσοδος / Έξοδος-IO) ανάλογα με το πρόγραμμα που έχει φορτωθεί.
- Η σειριακή επικοινωνία πραγματοποιείται στις θύρες 0 και 1. Η δουλειά του είναι να παίρνει δεδομένα από το τερματικό 0 (RX) και να τα στέλνει στο τερματικό 1. (TX). Υπάρχουν δύο μικροσκοπικά LED με τις κατάλληλες ενδείξεις RX και TX για να είναι εμφανής η σωστή σειριακή επικοινωνία.
- Οι εξωτερικοί διακόπτες μπορούν να χρησιμοποιηθούν στους ακροδέκτες 2 και 3. (interrupt). Όταν εντοπιστεί μια αλλαγή στην κατάστασή τους, εκτελείται μια διαφορετική σειρά εντολών, διακόπτοντας την κανονική ροή του προγράμματος.
- Οι ακροδέκτες 3,5,6,9,10 και 11 έχουν δευτερεύουσα λειτουργία. Με το σύστημα pwm, μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν ως αναλογικές έξοδοι (διαμόρφωση διάρκειας παλμού)
- SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). Η βιβλιοθήκη SPI βασίζεται σε αυτές τις ακίδες για την επίτευξη επικοινωνίας SPI.

- Ο ακροδέκτης 13 συνδέεται με ένα LED σχήματος L στην πλακέτα. Η λυχνία ανάβει όταν το τερματικό έχει υψηλή τιμή.
- Εάν πρόκειται για ψηφιακή έξοδο, η εφαρμογή μπορεί να ρυθμίσει το τερματικό σε HIGH ή LOW, ώστε το Arduino να γνωρίζει εάν θα ενεργοποιησει ή όχι το ρεύμα λειτουργίας σε αυτό το τερματικό.
- Μια σειρά 6 ακίδων με αριθμό 0 έως 5 φέρουν την ένδειξη A0 - A5 ANALOG IN στο κάτω μέρος του Arduino. Χρησιμοποιώντας το ADC, το καθένα παρέχει ανάλυση 10 bit, δηλαδή 1024 διαφορετικές τιμές που κυμαίνονται από 0 έως 1023 ανάλογα με το εύρος τάσης 0-5V.

3.2.4.2 Τρόποι τροφοδοσίας του Arduino

Η τροφοδοσία του Arduino μπορεί να πραγματοποιηθεί με 3 διαφορετικούς τρόπους:

1. Με την χρήση μιας μπαταρίας 9V
2. Με την χρήση ενός εξωτερικού τροφοδοτικού
3. Με την χρήση του καλωδίου USB το οποίο χρησιμοποιείται επίσης και για την μεταφορά και φόρτωση του κώδικα στην πλακέτα.

Γενικά η τάση την οποία εφαρμόζουμε στο Arduino είναι της τάξης των 5V-12V.



Εικόνα 55: Τροφοδοσία Arduino με μπαταρία 9V.[15]



Εικόνα 56: Τροφοδοσία Arduino με εξωτερικό τροφοδοτικό[16]



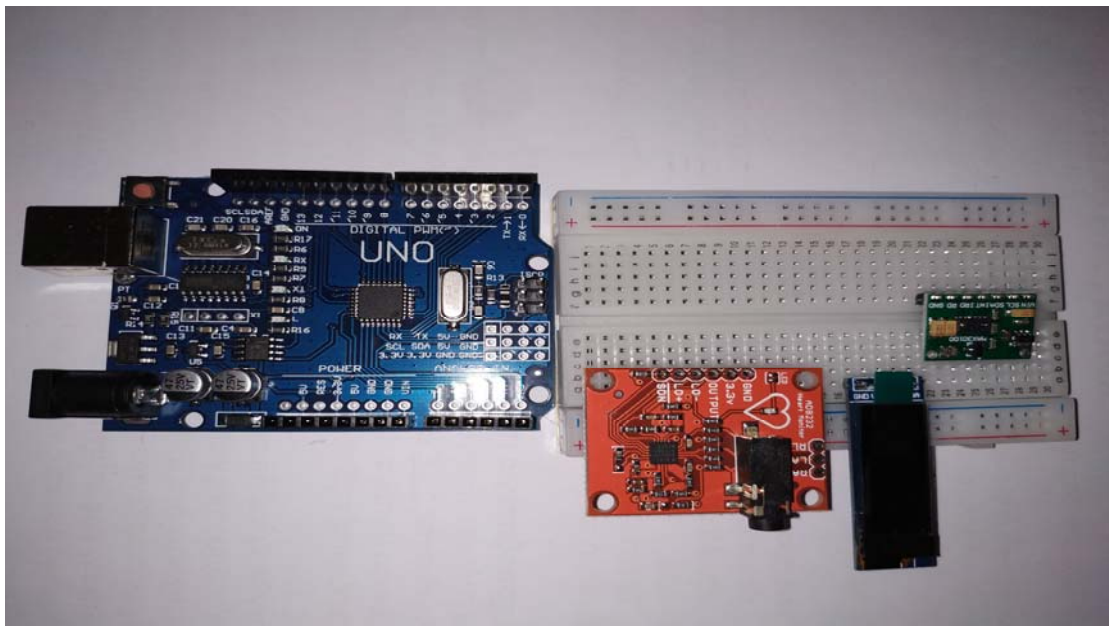
Εικόνα 57: Τροφοδοσία Arduino με καλώδιο USB.

Οι ακίδες ισχύος είναι οι εξής:

- Reset: Όταν πραγματοποιηθεί η γείωση τότε γίνεται επανεκκίνηση του Arduino
- VIN: Η πρώτη της χρήση είναι να χρησιμοποιείται για να τροφοδοτεί συσκευές και εξαρτήματα με ολόκληρη την τάση (πριν κάνει την πέραση της από τον ρυθμιστή τάσης) από την εξωτερική τροφοδοσία. Η δεύτερη της χρήση είναι να λειτουργεί ως εξωτερική τροφοδοσία του Arduino αν γίνει συνδυασμός με το pin της γείωσης.
- 5V: τροφοδοτεί με τάση 5V συσκευές, αισθητήρες και διάφορα άλλα εξαρτήματα.
- 3V3: τροφοδοτεί με τάση 3.3V αισθητήρες, συσκευές και διατάξεις.
- GND: Είναι ο ακροδέκτης της γείωσης.

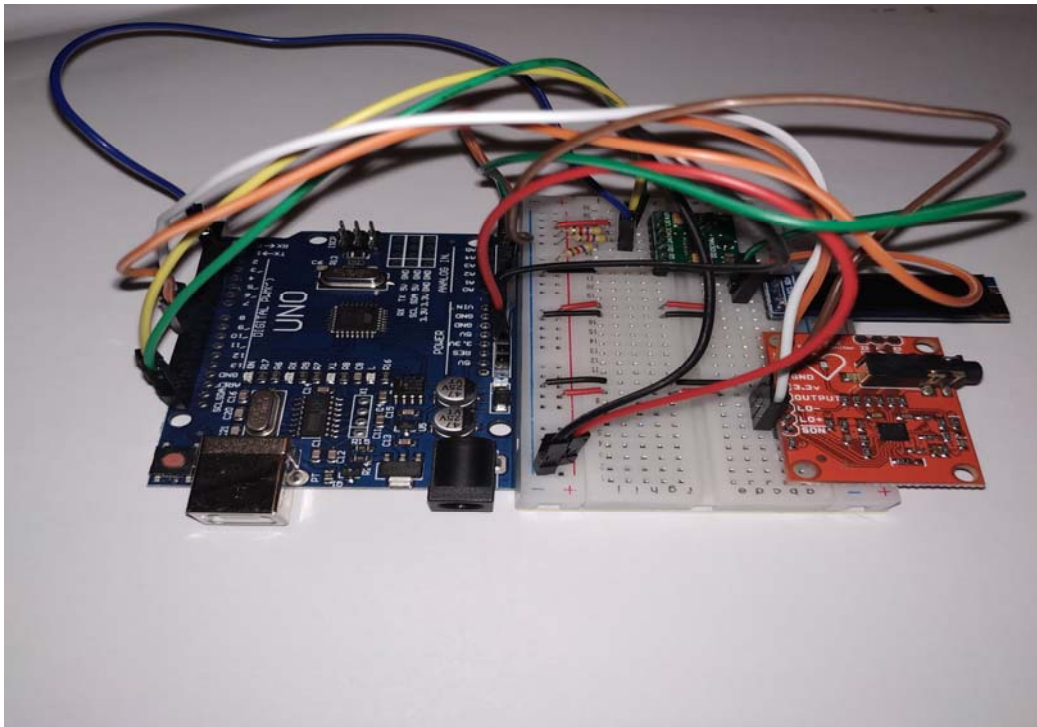
3.3 Σταδιακή συνδεσμολογία των παραπάνω εξαρτημάτων

3.3.1 Βήμα 1^ο: Τοποθέτηση όλων των εξαρτημάτων στην πλακέτα σύνδεσης



Εικόνα 58: 1)Arduino, 2)AD8232, 3) OLED οθόνη, 4)MAX30100

3.3.2 Βήμα 2^ο: Σύνδεση των εξαρτημάτων μεταξύ τους



Η συνδεσμολογία των παραπάνω εξαρτημάτων υλοποιήθηκε ως εξής:

AD8232

LO+ → ακροδέκτη 10 του Arduino

LO- → ακροδέκτη 11 του Arduino

OUTPUT → ακροδέκτη A0 του Arduino

3.3V → γραμμή τροφοδοσίας της πλακέτας σύνδεσης

GND → με την γείωση της πλακέτας σύνδεσης

MAX30100

VIN → γραμμή τροφοδοσίας της πλακέτας σύνδεσης

SCL → ακροδέκτη SCL του Arduino

SDA → ακροδέκτη SDA του Arduino

INT → ακροδέκτη 2 του Arduino

GND → με την γείωση της πλακέτας σύνδεσης

OLED οθόνη

SCL → ακροδέκτη A5 του Arduino

SDA → ακροδέκτη A4 του Arduino

VCC → γραμμή τροφοδοσίας της πλακέτας σύνδεσης

GND → με την γείωση της πλακέτας σύνδεσης

ARDUINO

3.3V → γραμμή τροφοδοσίας της πλακέτας σύνδεσης

GND → με την γείωση της πλακέτας σύνδεσης

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο Προγραμματισμός

4.1 Χαρακτηριστικά Arduino

Το Arduino είναι μια συλλογή ηλεκτρικών επεξεργαστών ανοιχτού κώδικα που είναι εύκολο να προγραμματιστούν. Είναι επίσης δυνατό να αλληλοεπιδράσει με τον έξω κόσμο. Τα Arduinos είναι προγραμματισμένα με μικροελεγκτές Atmel ATmega και μπορούν να δέχονται μια ποικιλία από ψηφιακές και αναλογικές μονάδες εισόδου και εξόδου. Το Arduino έχει γίνει πρότυπο για την κατασκευή πολυάριθμων ηλεκτρικών εφαρμογών με την πάροδο των ετών, έχοντας χρησιμοποιηθεί στο διάστημα και στα πιο βαθιά βάθη των ωκεανών. Το Arduino, όπως όλοι οι μικροελεγκτές, απαιτεί ισχύ για να λειτουργήσει και μπορεί να τροφοδοτηθεί με διάφορους τρόπους. Συνήθως επιλέγεται η τροφοδοσία τους απευθείας από υπολογιστή μέσω καλωδίου USB.

Στο Διαδίκτυο, υπάρχει μεγάλη ποικιλία εργαλείων και σχεδίων για την υλοποίηση μιας εργασίας. Επειδή η πλακέτα είναι φθηνή, έχει κυριαρχήσει στην αγορά και το λογισμικό διατίθεται δωρεάν. Λειτουργεί ως ένας μικρός αυτόνομος υπολογιστής που μόλις κατασκευαστεί και προγραμματιστεί, επιτρέπει στον χρήστη να συνδέσει πολλές μονάδες που είτε έχει φτιάξει είτε έχει παραδώσει. Παρέχει διάφορες τιμές εισόδου/εξόδου, προγραμματίζει τον τρόπο διαχείρισης επεξεργασίας και βασισμού στο σύστημα.

Υπάρχει μια μεγάλη κοινότητα που υποστηρίζει το Arduino και έχουν δημιουργήσει μια διαδικτυακή πηγή γνώσης στην οποία οποιοσδήποτε μπορεί να έχει πρόσβαση ανά πάσα στιγμή. Η κινητικότητα του λογισμικού Arduino (IDE) και το απλό και κατανοητό περιβάλλον προγραμματισμού που θα καλυφθεί με περισσότερες λεπτομέρειες αργότερα, είναι δύο από τα πλεονεκτήματά του έναντι των ανταγωνιστικών προϊόντων.

Τελευταίο αλλά εξίσου σημαντικό, το Arduino βασίζεται κυρίως σε επεξεργαστές ATMEL (ATmega328), έναν μικροελεγκτή RISC 8-bit με ταχύτητα ρολογιού 16 MHz, όπως αναφέρθηκε ήδη. Τρεις βασικές μνήμες είναι ενσωματωμένες στους επεξεργαστές του. Πιο συγκεκριμένα:

- Το λογισμικό συστήματος γνωστό ως firmware του Arduino, το οποίο έχει ήδη εγκαταστήσει ο κατασκευαστής, χρησιμοποιεί μνήμη flash 2Kb (32 Kbyte). Για να εγκατασταθούν προγράμματα στον μικροελεγκτή μέσω της διεπαφής USB, είναι απαραίτητο το firmware ή bootloader στη γλώσσα Arduino. Αυτά τα προγράμματα διατηρούνται στα τελευταία 30 Kb μνήμης Flash. Όταν διακόπτεται η τροφοδοσία ή γίνεται επαναφορά της συσκευής, η μνήμη χάνει τα δεδομένα της.
- 2 Kbyte στατικής μνήμης τυχαίας πρόσβασης, γνωστή και ως SRAM, χρησιμοποιείται για την προσωρινή αποθήκευση στατικών και μεταβλητών δεδομένων που εκτελούνται από το πρόγραμμα. Τα δεδομένα στη μνήμη χάνονται όταν διακόπτεται η τροφοδοσία του Arduino ή γίνεται επαναφορά της συσκευής.

- Διατηρούνται στη μνήμη EEPROM (1 Kbyte) οι τιμές και οι μεταβλητές για τυχόν ρυθμίσεις και άλλες παραμέτρους που μπορούν να χρησιμοποιηθούν μεταξύ των επανεκκινήσεων της πλατφόρμας Arduino, καθώς και όταν η πλατφόρμα είναι απενεργοποιημένη. Δεν χάνει το περιεχόμενό του όταν διακόπτεται η τροφοδοσία ή γίνεται επανεκκίνηση της συσκευής, σε αντίθεση με τη SRAM. Μπορεί να συγκριθεί με έναν σκληρό δίσκο υπολογιστή.
- Τάση λειτουργίας: 5V
 - Τάση εισόδου: 7-12V
 - Τάση εισόδου (όριο): 6 - 20V
 - Digital I/O Pins: 14 (εκ των οποίων 6 περιέχουν PWM εξόδους)
 - Analog Input Pins: 6
 - DC ρεύματος I/O Pin: 40 mA

4.2 Χαρακτηριστικά MATLAB

Ένα διαδραστικό περιβάλλον για κυρίως αριθμητικούς υπολογισμούς ονομάζεται MATLAB (MATrix LABoratory). Μπορούμε να προχωρήσουμε περαιτέρω και να εκτελέσουμε κάποιους συμβολικούς υπολογισμούς χάρη στη Συμβολική Εργαλειοθήκη. Η αρχική του έκδοση δημιουργήθηκε στο Fortran το 1978. Η γλώσσα προγραμματισμού C χρησιμοποιήθηκε για τη δημιουργία του MATLAB 1 το 1984. Το MATLAB σύντομα ανέβηκε στην κορυφή της λίστας με τα εξαιρετικά χρήσιμα και δημοφιλή εργαλεία επιστημονικής έρευνας. Τώρα χρησιμοποιούμε την έκδοση MATLAB R2009b (Σεπτέμβριος 2009). Ενώ όλες οι άλλες εντολές του είναι γραμμένες στο MATLAB, ο πυρήνας του αναπτύσσεται σε γλώσσα C μαζί με τις θεμελιώδεις εσωτερικές οδηγίες της. Το MATLAB είναι ένα επιστημονικό και τεχνικό περιβάλλον προγραμματισμού το οποίο είναι κατάλληλο για την ανάπτυξη μοντέλων, χρησιμοποιώντας εγγενείς μεθόδους για τον χειρισμό πινάκων και ισχυρών δυνατοτήτων γραφικών. Το MATLAB υποστηρίζεται υπό την αιγίδα της εταιρείας Mathworks.

Τα βασικά χαρακτηριστικά του είναι:

1. Κάνει τον προγραμματισμό υψηλού επιπέδου γρήγορο και απλό.
2. Προσφέρει εξαιρετικά γραφικά που είναι απλά στη χρήση.
3. Ο διαδραστικός σχεδιασμός του καθιστά απλό τον εντοπισμό προβλημάτων και επιτρέπει την εξερεύνηση με δεδομένα.
4. Είναι μια γλώσσα προγραμματισμού αιχμής που ενθαρρύνει τον αντικειμενοστραφή προγραμματισμό και χειρίζεται τα δεδομένα απίστευτα

καλά (π.χ. χωρίς δηλώσεις). Τα προγράμματα MATLAB μπορούν να μετακινηθούν μεταξύ συστημάτων χωρίς να μετατραπούν.

5. Υπάρχει μια ποικιλία βιβλιοθηκών (εργαλειοθηκών) που μας δίνουν τη δυνατότητα να επεξεργαστούμε ζητήματα σε έναν συγκεκριμένο κλάδο, όπως η ασαφής λογική, η επεξεργασία εικόνας, οι βάσεις δεδομένων, τα συμβολικά μαθηματικά, ο παράλληλος και κατανεμημένος προγραμματισμός και πολλά άλλα.
6. Υπάρχει ένας τόνος κώδικα για μια ποικιλία μαθηματικών και επιστημονικών θεμάτων που διατίθενται στο διαδίκτυο.

4.3 Κώδικες

4.1 Κώδικας Arduino

Για να ξεκινήσουμε τον προγραμματισμό του κυκλώματος αρχικά χρησιμοποιούμε το προγραμματιστικό περιβάλλον Arduino. Για την συγγραφή του αλγορίθμου ξεκινάμε δηλώνοντας στην αρχή του προγράμματος τις βιβλιοθήκες που απαιτούνται ώστε να μπορέσουμε να τις καλέσουμε όταν τις χρειαστούμε.

Πιο συγκεκριμένα θα χρησιμοποιήσουμε τις βιβλιοθήκες Adafruit SSD1306 και Adafruit GFX Library όπου απαιτούνται για την OLED οθόνη και την βιβλιοθήκη MAX30100lib η οποία απευθύνεται στο αισθητήρα MAX30100 όπως και για την επικοινωνία με τις εξωτερικές συσκευές (βιβλιοθήκη wire). Για την αρχικοποίηση των βιβλιοθηκών αυτών η σχετική εντολή είναι η #include η οποία ακολουθείται από το όνομα της εκάστοτε βιβλιοθήκης.

```
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>
#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
#include "MAX30100.h"
```

Με την εντολή #define ορίζουμε τις μεταβλητές του προβλήματος και με την εντολή uint32_t ορίζουμε τιμές των 32 bits για τις μετρήσεις.

```
#define REPORTING_PERIOD_MS    1000
#define SAMPLING_RATE          MAX30100_SAMPRATE_100HZ

#define IR_LED_CURRENT         MAX30100_LED_CURR_50MA
#define RED_LED_CURRENT        MAX30100_LED_CURR_7_6MA

#define PULSE_WIDTH            MAX30100_SPC_PW_1600US_16BITS
#define HIGHRES_MODE           true

MAX30100 sensor;
PulseOximeter pox;

uint32_t tsLastReport = 0;
```

Στη συνέχεια ορίζουμε τις διαστάσεις της οθόνης απεικόνισης.

```
#define SCREEN_WIDTH 128 // OLED display width, in pixels
#define SCREEN_HEIGHT 32 // OLED display height, in pixels
#define OLED_RESET    -1 // Reset pin # (or -1 if sharing Arduino reset pin)

Adafruit_SSD1306 display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET); //Declaring the display name (display)
```

Επίσης με τις εντολές `static const unsigned char PROGEM logo2_bmp` και `logo3_bmp` ορίζουμε σαν εικόνες την καρδιά και την ανίχνευση κάθε παλμού που θα οδηγήσει σε κάποια ένδειξη.

```
//Logo2 and Logo3 are two bmp pictures that display on the OLED if called
```

```
static const unsigned char PROGEM logo2_bmp[] =
{ 0x03, 0xC0, 0xF0, 0x06, 0x71, 0x8C, 0x0C, 0x1B, 0x06, 0x18, 0x0E, 0x02, 0x10, 0x0C, 0x03, 0x10,
0x04, 0x01, 0x10, 0x04, 0x01, 0x10, 0x40, 0x01, 0x10, 0x40, 0x01, 0x10, 0xC0, 0x03, 0x08, 0x88,
0x02, 0x08, 0xB8, 0x04, 0xFF, 0x37, 0x08, 0x01, 0x30, 0x18, 0x01, 0x90, 0x30, 0x00, 0xC0, 0x60,
0x00, 0x60, 0xC0, 0x00, 0x31, 0x80, 0x00, 0x1B, 0x00, 0x00, 0x0E, 0x00, 0x00, 0x04, 0x00, };

static const unsigned char PROGEM logo3_bmp[] =
{ 0x01, 0xF0, 0x0F, 0x80, 0x06, 0x1C, 0x38, 0x60, 0x18, 0x06, 0x60, 0x18, 0x10, 0x01, 0x80, 0x08,
0x20, 0x01, 0x80, 0x04, 0x40, 0x00, 0x00, 0x02, 0x40, 0x00, 0x00, 0x02, 0xC0, 0x00, 0x08, 0x03,
0x80, 0x00, 0x08, 0x01, 0x80, 0x00, 0x18, 0x01, 0x80, 0x00, 0x1C, 0x01, 0x80, 0x00, 0x14, 0x00,
0x80, 0x00, 0x14, 0x00, 0x80, 0x00, 0x14, 0x00, 0x40, 0x10, 0x12, 0x00, 0x40, 0x10, 0x12, 0x00,
0x7E, 0x1F, 0x23, 0xFE, 0x03, 0x31, 0xA0, 0x04, 0x01, 0xA0, 0xA0, 0x0C, 0x00, 0xA0, 0xA0, 0x08,
0x00, 0x60, 0xE0, 0x10, 0x00, 0x20, 0x60, 0x20, 0x06, 0x00, 0x40, 0x60, 0x03, 0x00, 0x40, 0xC0,
0x01, 0x80, 0x01, 0x80, 0x00, 0xC0, 0x03, 0x00, 0x00, 0x60, 0x06, 0x00, 0x00, 0x30, 0x0C, 0x00,
0x00, 0x08, 0x10, 0x00, 0x00, 0x06, 0x60, 0x00, 0x00, 0x03, 0xC0, 0x00, 0x00, 0x01, 0x80, 0x00, };
```

Στην συνέχεια βρίσκουμε την πρώτη `void` στην οποία έχουμε τον βρόχο ανίχνευσης των παλμών όπου αρχικά η οθόνη δεν δείχνει τίποτα και με κάθε παλμό θα έχουμε την τιμή του αλλά και την μέση τιμή των παλμών.

```
void onBeatDetected()
{
    display.clearDisplay(); //Clear the display
    display.drawBitmap(0, 0, logo3_bmp, 32, 32, WHITE); //Draw the second picture (bigger heart)
    display.setTextSize(1); //And still displays the average BPM
    display.setTextColor(WHITE);
    display.setCursor(50,0);
    display.println("BPM");
    display.setCursor(80,0);
    display.println(pox.getHeartRate());
    display.setCursor(50,18);
    display.println("SpO2");
    display.setCursor(80,18);
    display.println(pox.getSpO2());
    display.setCursor(95,18);
    display.println("%");
    display.display();
}
```

Στην void setup έχουμε την αρχικοποίηση της οθόνης και του αισθητήρα MAX30100.

```
void setup()
{
    Serial.begin(9600);

    display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C); //Start the OLED display
    display.display();
    delay(3000);
    pinMode(10, INPUT); //for L0+
    pinMode(11, INPUT); //for L0-

    sensor.begin(); //Get raw values
    sensor.setMode(MAX30100_MODE_SPO2_HR);
    sensor.setLedsCurrent(IR_LED_CURRENT, RED_LED_CURRENT);
    sensor.setLedsPulseWidth(PULSE_WIDTH);
    sensor.setSamplingRate(SAMPLING_RATE);
    sensor.setHighresModeEnabled(HIGHRES_MODE);

    pox.begin();
    // pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);
}
```

Τέλος συναντάμε την void loop όπου έχουμε την λειτουργία του βρόχου. Αρχικά η οθόνη δείχνει ότι δεν έχει ανιχνεύσει το δάκτυλο για την μέτρηση. Για την ανίχνευση του δακτύλου χρησιμοποιούμε τις IR μετρήσεις από τον αισθητήρα, λαμβάνοντας υπόψη ότι τιμές μικρότερες του 7000 σημαίνουν ότι δεν έχει

τοποθετηθεί το δάκτυλο στον αισθητήρα. Με την ανίχνευση δακτύλου στον αισθητήρα η οθόνη δείχνει τις τιμές του οξυγόνου (οξύμετρο) και των καρδιακών παλμών. Με την λειτουργία **pox.getHeartRate()** παίρνουμε τις μετρήσεις των καρδιακών παλμών και με την λειτουργία **pox.getSpO2()** παίρνουμε τις μετρήσεις του οξυγόνου. Με την λειτουργία **onBeatDetected()** έχουμε ανάγνωση των ενδείξεων με απεικόνιση τους σε bmp γράφημα.

```

void loop()
{
  Serial.println(analogRead(A0));
  uint16_t irValue, red;

  sensor.update();
  pox.update();

  sensor.getRawValues(&irValue, &red);
  if (irValue < 7000) { //If no finger is detected it inform the user and put the
    display.clearDisplay(); //average BPM to 0 or it will be stored for the next measure
    display.setTextSize(1);
    display.setTextColor(WHITE);
    display.setCursor(30,5);
    display.println("Please Place ");
    display.setCursor(30,15);
    display.println("your finger ");
    display.display();
  }

  if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {

    if(irValue > 7000) { //If a finger is detected
      display.clearDisplay(); //Clear the display
      display.drawBitmap(5, 5, logo2_bmp, 24, 21, WHITE); //Draw the first bmp picture (little heart)
      display.setTextSize(1); //And still displays the average BPM
      display.setTextColor(WHITE);
      display.setCursor(50,0);
      display.println("BPM");
      display.setCursor(80,0);
      display.println(pox.getHeartRate());
      display.setCursor(50,18);
      display.println("SpO2");
      display.setCursor(80,18);
      display.println(pox.getSpO2());
      display.setCursor(95,18);
      display.println("%");
      display.display();

      pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected); //If a heart beat is detected

      Serial.print("\t Heart rate:");
      Serial.print(pox.getHeartRate());
      Serial.print("bpm / SpO2:");
      Serial.print(pox.getSpO2());
      Serial.println("%");
      tsLastReport = millis();
    } //inner if for finger detect
  } //outer if for Report
} // loop end

```

4.2 Κώδικας MATLAB

```
clc;
clear all;
close all;

%arduino set and variables
a = arduino('com3','uno','BaudRate',250000);
ecg=zeros(1,500);

for k=1:500
    b=readVoltage(a,'A0');
    ecg(k) = b;
    %ecg=[ecg,b];
    %plot(ecg);
    %grid on;
    %drawnow;
end
plot(ecg);
% ecg7500=load('BEAT_12-2-2016 17.53.13.txt');
% for k=1:500
%     ecg(k)=ecg7500(k);
%     plot(ecg);
%     drawnow;
% end

%R wave calculation
wt = modwt(ecg,5);
wtrec = zeros(size(wt));
wtrec(4:5,:) = wt(4:5,:);
y = imodwt(wtrec,'sym4');
tm = 0:1:499;
y = abs(y).^2;
[qrspeaks,locs] = findpeaks(y,tm,'MinPeakHeight',0.03,'MinPeakDistance',0.150);
figure,
plot(tm,y);
hold on
plot(locs,qrspeaks,'ro')
xlabel('Seconds')
title('R Peaks Localized by Wavelet Transform with Automatic Annotations')
grid on

distanceBetweenFirstAndLastPeaks = locs(length(locs))-locs(1);
averageDistanceBetweenPeaks = distanceBetweenFirstAndLastPeaks/length(locs);
averageHeartRate = averageDistanceBetweenPeaks*10/3;
disp('Average Heart Rate = ');
disp(averageHeartRate);
```

Αρχικά στον Editor του Matlab ξεκινάμε κάνοντας την αρχικοποίηση του Arduino δηλώνοντας την θύρα σύνδεσης. Στη συνέχεια θέτουμε την μεταβλητή “ecg” στην οποία δημιουργούμε έναν πίνακα με 1 γραμμή και 500 στήλες όπου οι τιμές θα είναι μηδενικές. Με την εντολή “for” σαρώνουμε τον πίνακα όπου για κάθε τιμή θέτουμε την μεταβλητή “b” η οποία ισούται με την τάση εξόδου του Arduino.

Έπειτα η κάθε τιμή της μεταβλητής “b” εξισώνεται με την μεταβλητή “ecg” και στο τέλος απεικονίζεται.

Επίσης στη συνέχεια θέτουμε τις κατάλληλες εντολές αποσκοπώντας στην επεξεργασία του πίνακα που περιέχει τις ecg τιμές και στο να βρούμε τις ανώτερες τιμές του αποκόπτοντας οποιαδήποτε τιμή βρίσκεται κάτω από τα 0,03. Τέλος απεικονίζεται ο μέσος καρδιακός ρυθμός.

Οι κώδικες που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία είναι από το :

https://create.arduino.cc/projecthub/Ninety99/small-covid-medi-kit-spo2-heart-rate-ecg-with-matlab-1d9a12?ref=tag&ref_id=health&offset=57

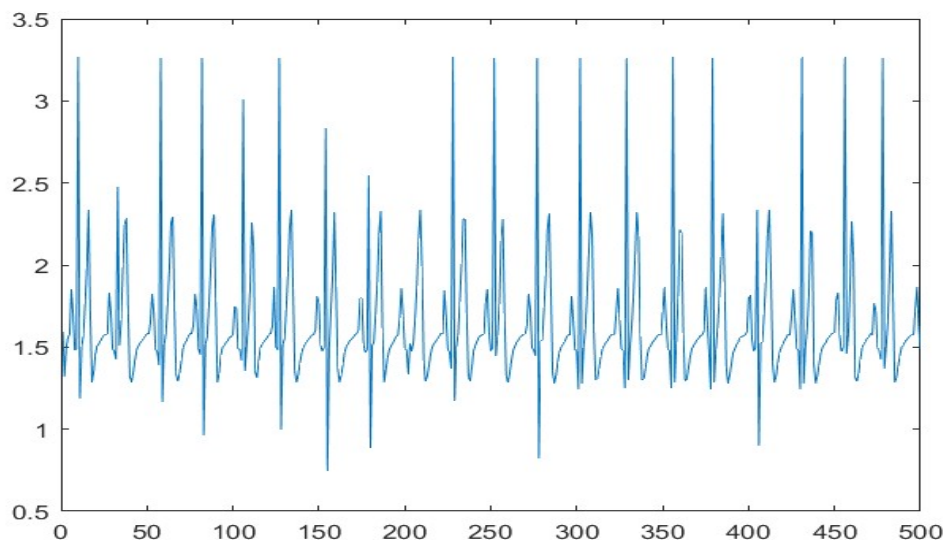
4.3 Αποτελέσματα

4.3.1 Αποτελέσματα Matlab

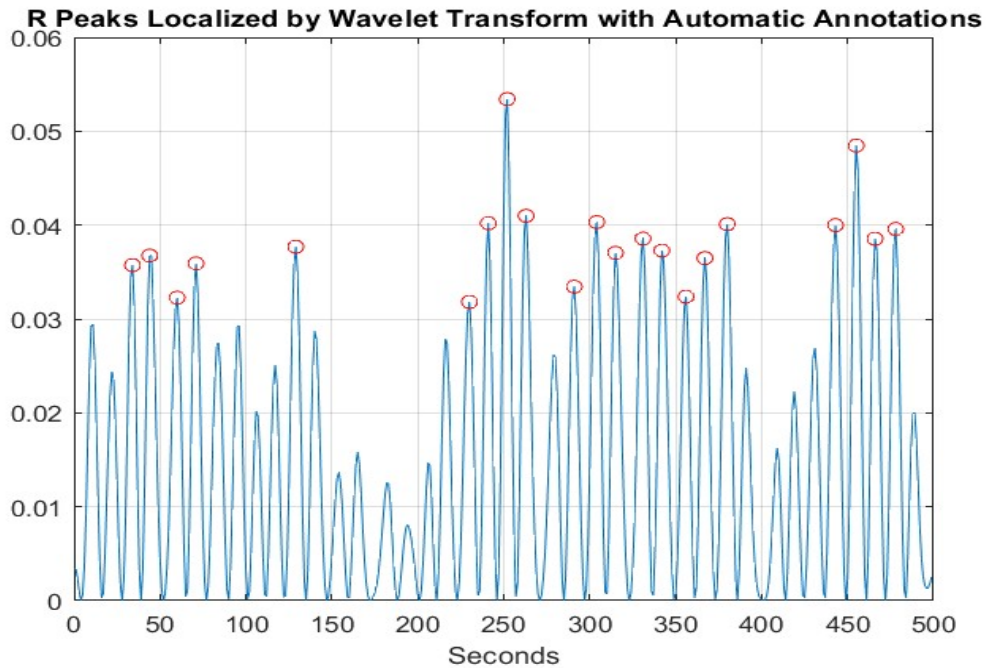
Στον πίνακα παρακάτω έχουμε τα αποτελέσματα που λαμβάνουμε από την ρύθμιση του AD8232 από το Simulator και μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι υπάρχει μια απόκλιση της τάξης έως $\pm 3\%$ μεταξύ των μετρήσεων που δίνουμε από το Simulator σε σύγκριση με τα αποτελέσματα που παίρνουμε από το Matlab.

BPM Simulator	BPM Matlab
60	63
70	70
80	80
90	88
100	101
110	113
120	118

Για παράδειγμα πιο κάτω απεικονίζονται η κυματομορφή και το καρδιογράφημα που λαμβάνουμε από το Matlab στη ρύθμιση των 70 BPM του Simulator.



Στην εικόνα πιο πάνω παρατηρούμε τον ρυθμό καταγραφής του ηλεκτροκαρδιογραφήματος που λαμβάνουμε μετά την ρύθμιση των 70 BPM του Simulator.



Στην εικόνα αυτή οι κορυφές οι οποίες βρίσκονται κάτω των 0,03 αποκόπτονται, λόγω του ότι έχουμε ορίσει σαν φίλτρο όποια τιμή βρίσκεται πιο κάτω να μην την λαμβάνουμε υπόψιν μας.

4.3.2 Αποτελέσματα MAX30100

Στον παρακάτω πίνακα έχουμε τις μετρήσεις που λάβαμε από τον MAX30100 οι οποίες απεικονίστηκαν στην OLED οθόνη και συγκρίθηκαν με τις μετρήσεις που λάβαμε από ένα κανονικό παλμικό οξύμετρο του εμπορίου.

MAX30100		ΠΑΛΜΙΚΟ ΟΞΥΜΕΤΡΟ ΕΜΠΟΡΙΟΥ	
SPO2	ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΡΥΘΜΟΣ	SPO2	ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΡΥΘΜΟΣ
95	83	97	77
96	90	98	86
94	92	96	95
95	85	97	80
96	88	95	90

Από τις μετρήσεις παρατηρούμε ότι υπάρχει μια απόκλιση των μετρήσεων της τάξης του $\pm 6\%$. Αυτό μπορεί να οφείλεται στο ότι ο καρδιακός ρυθμός ποτέ δεν είναι σταθερός και από την μέτρηση στον αισθητήρα MAX30100 και την μέτρηση στο παλμικό οξύμετρο μεσολάβησε χρόνος τουλάχιστον 30 δευτερόλεπτα για την μέτρηση.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ένας από τους στόχους της διπλωματικής εργασίας ήταν η δημιουργία ενός ιατρικού κιτ το οποίο θα βοηθάει τον άνθρωπο στην καθημερινή του ζωή. Το ιατρικό κιτ αυτό θα είναι ικανό να μετράει τον καρδιακό ρυθμό (HR), τον κορεσμό του οξυγόνου (SPO2) και να καταγράφει ηλεκτροκαρδιογράφημα(ΗΚΓ). Είναι βασισμένο στον μικροελεγκτή Arduino ο οποίος είναι υπεύθυνος για την όλη λειτουργία των αισθητήρων καθώς έχει προγραμματιστεί σε περιβάλλον γλώσσας Arduino που αποτελείται από τον κώδικα που είδαμε παραπάνω. Επίσης στη γλώσσα προγραμματισμού Matlab προγραμματίσαμε τον AD8232 καθώς μας βοήθησε στην καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος καθώς του δίναμε καρδιακό ρυθμό από τον προσομοιωτή ηλεκτροκαρδιογραφήματος (Simulator).

Πραγματοποιήσαμε 10 μετρήσεις για την καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος και του μέσου καρδιακού ρυθμού με χρήση του αισθητήρα AD8232, όπου η απόκλιση τιμών κυμαίνεται στο $\pm 3\%$. Η απόκλιση που υπάρχει μπορεί να οφείλεται πιθανόν στην συνδεσμολογία που υπάρχει μεταξύ των εξαρτημάτων. Επίσης ο κατασκευαστής του Simulator μας δίνει απόκλισης τιμών έως 20%.

Για την μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου και του καρδιακού ρυθμού από τον αισθητήρα MAX30100 πραγματοποιήσαμε 5 μετρήσεις όπου η απόκλιση τιμών που παρατηρήσαμε σε σχέση με ένα παλμικό οξύμετρο του εμπορίου ήταν της τάξης $\pm 6\%$. Αυτό οφείλεται στο ότι η καρδιά δεν έχει σταθερό καρδιακό ρυθμό και ο χρόνος που μεσολάβησε από την μια μέτρηση στην άλλη, για την σύγκριση παίζει σημαντικό ρόλο, φυσικά στις αποκλίσεις σημαντικό ρόλο παίζει και η συνδεσμολογία. Επίσης ο κατασκευαστής του παλμικού οξυμέτρου δίνει απόκλιση τιμών έως 20%.

Η ενασχόληση μου με την εργασία αυτή είχε ως αποτέλεσμα την κατανόηση κάποιων βασικών ανατομικών-φυσιολογικών δεδομένων καθώς και ηλεκτρονικών εξαρτημάτων και το πως η τεχνολογία έχει εξελιχθεί και έχει γίνει βασικό κομμάτι της ζωής μας και προπάντων της υγείας μας.

Η παρούσα διπλωματική εργασία θα μπορούσαμε να την εξελίξουμε προγραμματίζοντας ένα πρόγραμμα το οποίο θα πραγματοποιεί την αποθήκευση των μετρήσεων και την καταγραφή ενός ιστορικού, το οποίο θα έχει την δυνατότητα να αποστέλλει τα αποτελέσματα στον Ιατρό που παρακολουθεί την επίδοση της υγείας μας.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Βασίλειος Σπυρόπουλος, Το Σύγχρονο Νοσοκομείο, Εκδόσεις Κάλλιπος.
- [2] Βασίλειος Σπυρόπουλος, Εισαγωγή στην Τεχνολογία Χειρουργείου, Εντατικής και Επείγουσας Ιατρικής, Εκδόσεις Κάλλιπος.
- [3] Γεώργιος Αθανασίου, Διπλωματική εργασία: Ανάπτυξη Ηλεκτρονικού Συστήματος Διάγνωσης Καρδιακών Παθήσεων, Πολυτεχνείο Κρήτης, Ηλεκτρονικών Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών(2008).
- [4] Γεώργιος Παπαζάχος, “Το ηλεκτροκαρδιογράφημα στην κλινική πράξη”, Ιατρικές εκδόσεις Λίτσας, Κεφάλαιο 1ο , Πέμπτη έκδοση, (1993).
- [5] Λουκάς Κωνσταντίνου, Διπλωματική εργασία: Σύστημα Μέτρησης Ζωτικών Παραμέτρων Ασθενών, Πανεπιστήμιο Πατρών, Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Τεχνολογίας Υπολογιστών, Τομέας Ηλεκτρονικής και Υπολογιστών(2011).
- [6] Ιωάννης Καλατζής, Προγραμματισμός σε Matlab/Octave, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, Σχολή Μηχανικών, Τμήμα Μηχανικών Βιοιατρικής(2021).
- [7] Ιωάννης Θ. Φαμέλης, Εργαστηριακός οδηγός Matlab, Εισαγωγή-Μαθηματικά-Προγραμματισμός, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, Σχολή Μηχανικών, Τμήμα Ηλεκτρολόγων και Ηλεκτρονικών Μηχανικών(2018).
- [8] Peter Bonadonna, Understanding Oxyhemoglobin, Monroe Community College, Rochester New York.
- [9] SSB Healthcare Division, Pulse Oximetry and the Oxyhemoglobin Dissociation Curve.
- [10] John W. Salyer ,Neonatal and Pediatric Pulse Oximetry, MBA RRT-NPC FAARC.
- [11] Dr Neil Townsend, Pulse Oximetry, Medical Electronics, Michaelmas Term 2001.
- [12] Dr Vijaylakshmi Kamat, Pulse Oximetry, Indian Journal Of Anaesthesia, August 2002.
- [13] Haruhiko Harry Asada, Melissa Barbagelata, Wiress Fingernail Sensor for Continuous Long Term Health Monitoring.
- [14] M.Morris Mano, 10.3 Τα χαρακτηριστικά του διπολικού τρανζίστορ.
- [15] Mary Jo Grap , Pulse Oximetry – Protocols For Practise, Critical Care Nurse, June 2002.

- [16] <http://www.ecglibrary.com/ecghist.html>
- [17] <https://www.utmel.com/components/ad8232-pinout-advantage-and-theory-of-operation?id=160>
- [18] <https://grobotronics.com/ad8232-single-lead-heart-rate-monitor.html>
- [19] <https://lastminuteengineers.com/max30100-pulse-oximeter-heart-rate-sensor-arduino-tutorial/>
- [20] <https://www.rajguruelectronics.com/ProductView?tokDatRef=MzkyNg==&tokenId=MQ==&product=0.91%20inch%20OLED%20display%2012832%20LCD%20display%20device%20whitecolour>
- [21] <https://4dimkal-robot.weebly.com/tiota-epsilon943nualphaiota-tauomicron-arduino.html>
- [22] <https://www.arduino.cc/en/Tutorial/Memory>
- [23] <https://www.arduino.cc/reference/en/>
- [24] https://create.arduino.cc/projecthub/Ninety99/small-covid-medi-kit-spo2-heart-rate-ecg-with-matlab-1d9a12?ref=tag&ref_id=health&offset=57
- [25] <https://www.medicalexpo.com/prod/he-instruments-llc/product-121466-1032673.html>

ΠΗΓΕΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

[1] Βασίλειος Σπυρόπουλος, Εισαγωγή στην Τεχνολογία Χειρουργείου, Εντατικής και Επείγουσας Ιατρικής, Εκδόσεις Κάλλιπος.

[2] Βασίλειος Σπυρόπουλος, Το Σύγχρονο Νοσοκομείο, Εκδόσεις Κάλλιπος.

[3] Χρήστος Χριστοδούλου, Διπλωματική εργασία: Ανάλυση και Σχεδίαση Ψηφιακού Ηλεκτροκαρδιογράφου, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, Τομέας Συστημάτων Μετάδοσης Πληροφορίας και Τεχνολογίας Υλικών (2006).

[4] Σπυρίδων Παππάς, Διπλωματική εργασία: Ανάλυση, Σχεδίαση και Υλοποίηση Φορητού Ηλεκτροκαρδιογράφου Υψηλής Ευκρίνειας, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, Τομέας Επικοινωνιών, Ηλεκτρονικής και Συστημάτων Πληροφορικής(2017).

[5] Λουκάς Κωνσταντίνου, Διπλωματική εργασία: Σύστημα Μέτρησης Ζωτικών Παραμέτρων Ασθενών, Πανεπιστήμιο Πατρών, Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Τεχνολογίας Υπολογιστών, Τομέας Ηλεκτρονικής και Υπολογιστών(2011).

[6]<https://www.proionta-tis-fisis.com/pos-proeidopoiei-i-kardia-ola-osa-prepei-na-prosehete/>

[7] <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%9A%CE%B1%CF%81%CE%B4%CE%B9%CE%AC>

[8] <http://www.ecglibrary.com/ecghist.html>

[9] <https://medical.gr/blog/kardiografhma-kai-kardiakos-kyklos.html>

[10] <https://www.medi-shop.gr/el/oximeter-sensors-accessories/nonin-8000q2-ear-oximetry-sensor-6455-000>

[11]<https://carespot.gr/hellinact/hellinact-pulse-fingertip-oxymeter-palmiko-oximetro-dachtilou-1tmch>

[12] <https://edurobotics.gr/ti-einai-to-breadboard-kai-pws-leitoyrgei-me-to-arduino/>

[13] <https://electrosome.com/arduino-uno/>

[14]<https://projectmaniacs.wordpress.com/2014/11/29/%CE%B1%CE%BD%CE%AC%CE%BB%CF%85%CF%83%CE%B7-%CF%84%CE%BF%CF%85-arduino-uno/>

[15] <https://randomnerdtutorials.com/arduino-5-ways-to-power-up-your-arduino/>

[16] <https://4dimkal-robot.weebly.com/tiota-epsilon943nualphaiota-tauomicron-arduino>.

[17] <https://grobotronics.com/ad8232-single-lead-heart-rate-monitor.html>

[18] <https://www.utmel.com/components/ad8232-pinout-advantage-and-theory-of-operation?id=160>

[19] <https://lastminuteengineers.com/max30100-pulse-oximeter-heart-rate-sensor-arduino-tutorial/>

[20] <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>

[21] <https://superbtech.in/product/0-91-oled-display/>

[22] https://www.pcbway.com/project/shareproject/OLED_display_module_0_91_in_ch.html