

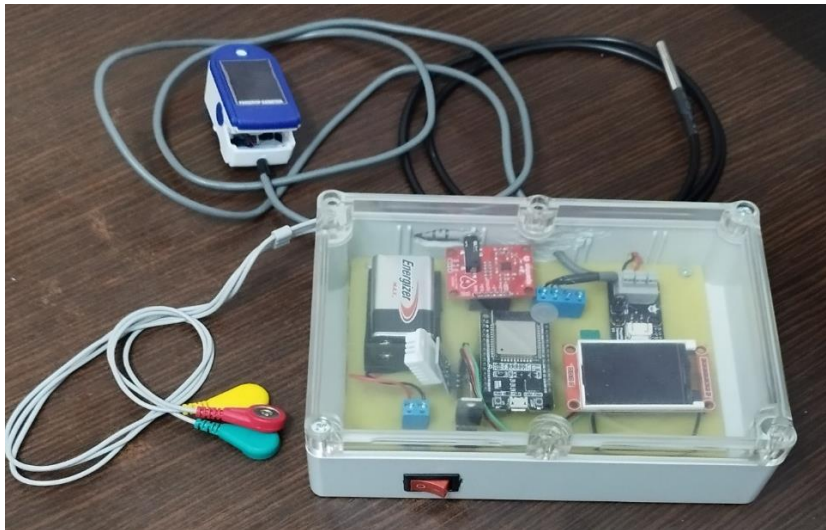
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

«Ανάπτυξη συστήματος καταγραφής ζωτικών
μετρήσεων και παρακολούθησης ασθενών»



Του φοιτητή:
Αρβανητίδη Ιωάννη
Αρ. Μητρώου: 51901Μ

Επιβλέπων
Κος Άγγελος Γιακουμής
Βαθμίδα
Επίκουρος Καθηγητής

Ημερομηνία Φεβρουάριος 2024

Τίτλος Δ.Ε.: Ανάπτυξη συστήματος καταγραφής ζωτικών μετρήσεων και παρακολούθησης ασθενών

Κωδικός Δ.Ε. : 23122

Όνοματεπώνυμο φοιτητή: Αρβανητίδης Ιωάννης

Όνοματεπώνυμο εισηγητή: Άγγελος Γιακουμής

Ημερομηνία ανάληψης Δ.Ε.: 04-03-2023

Ημερομηνία περάτωσης Δ.Ε.: 29-02-2024

Βεβαιώνω ότι είμαι ο συγγραφέας αυτής της μεταπτυχιακής εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, έχω καταγράψει τις όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών, εικόνων και κειμένων, είτε αυτές αναφέρονται ακριβώς είτε παραφρασμένες. Επιπλέον, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία προετοιμάστηκε από εμένα προσωπικά, ειδικά ως διπλωματική εργασία, στο Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών «Εφαρμοσμένα Ηλεκτρονικά Συστήματα» στο Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του ΔΙ.ΠΑ.Ε.

*Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του φοιτητή **Αρβανητίδη Ιωάννη** που την εκπόνησε. Στο πλαίσιο της πολιτικής ανοικτής πρόσβασης, ο συγγραφέας/δημιουργός εκχωρεί στο Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος άδεια χρήσης του δικαιώματος αναπαραγωγής, δανεισμού, παρουσίασης στο κοινό και ψηφιακής διάχυσης της εργασίας διεθνώς, σε ηλεκτρονική μορφή και σε οποιοδήποτε μέσο, για διδακτικούς και ερευνητικούς σκοπούς, άνευ ανταλλάγματος. Η ανοικτή πρόσβαση στο πλήρες κείμενο της εργασίας, δεν σημαίνει καθ' οιονδήποτε τρόπο παραχώρηση δικαιωμάτων διανοητικής ιδιοκτησίας του συγγραφέα/δημιουργού, ούτε επιτρέπει την αναπαραγωγή, αναδημοσίευση, αντιγραφή, πώληση, εμπορική χρήση, διανομή, έκδοση, μεταφόρτωση (downloading), ανάρτηση (uploading), μετάφραση, τροποποίηση με οποιονδήποτε τρόπο, τμηματικά ή περιληπτικά της εργασίας, χωρίς τη ρητή προηγούμενη έγγραφη συναίνεση του συγγραφέα/δημιουργού.*

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του Διεθνούς Πανεπιστημίου της Ελλάδος, δεν υποδηλώνει απαραίτητα και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα, εκ μέρους του Τμήματος.

«Είμαστε ρεαλιστές, επιδιώκουμε το αδύνατο!»

Πρόλογος

Η διπλωματική εργασία με τίτλο "Ανάπτυξη συστήματος καταγραφής ζωτικών μετρήσεων και παρακολούθησης ασθενών " αναδεικνύει τον ρόλο της τεχνολογίας στη βελτίωση της φροντίδας των ασθενών. Σε μια εποχή που η τεχνολογία μετασχηματίζει τις ιατρικές πρακτικές, η ανάγκη για αποτελεσματικά συστήματα παρακολούθησης είναι πιο επιτακτική από ποτέ. Η εργασία αυτή συνδυάζει την τεχνολογία με την υγειονομική περίθαλψη για τη βελτίωση της ποιότητας φροντίδας των ασθενών. Η διπλωματική εστιάζει στην ανάπτυξη ενός αξιόπιστου και αποτελεσματικού συστήματος, το οποίο ενσωματώνει προηγμένες τεχνολογίες, όπως αισθητήρες για την αυτόματη συλλογή δεδομένων και πλατφόρμες Internet of Things (IoT), για την επεξεργασία και καταγραφή τους. Το σύστημα στοχεύει να παρέχει μια πιο έγκαιρη και ακριβή εκτίμηση της κατάστασης του ασθενούς, επιτρέποντας έτσι στους επαγγελματίες υγείας να λαμβάνουν πιο πληροφορημένες αποφάσεις. Μέσα από την ανάπτυξη αυτού του συστήματος, αποκτήθηκαν σημαντικές δεξιότητες σε πεδία όπως η πληροφορική, η ηλεκτρονική και ο σχεδιασμός συστημάτων. Αυτή η εμπειρία έχει ενισχύσει την κατανόηση των απαιτήσεων της ιατρικής κοινότητας και έχει συμβάλει στην εξέλιξη των τεχνικών δεξιοτήτων, προσφέροντας μια σημαντική συνεισφορά στον τομέα της υγειονομικής τεχνολογίας.

Περίληψη

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η μελέτη, η σχεδίαση και η κατασκευή συστήματος καταγραφής ζωτικών μετρήσεων και παρακολούθησης ασθενών. Πιο συγκεκριμένα, το σύστημα αποτελεί ένα συνδυασμός υλικού hardware και λογισμικού software με έμφαση σε IoT τεχνολογίες (back-end και front-end). Σε αυτή την εργασία γίνεται ανάλυση του θεωρητικού σχεδιασμού της συσκευής, του σχεδιασμού της πλακέτας (PCB) που ενσωματώνεται στην συσκευή παρακολούθησης καθώς και του τρόπου προγραμματισμού του μικροελεγκτή.

Η συσκευή μέσω του μικροελεγκτή ESP32, καταγράφει τις τιμές των ζωτικών παραμέτρων ασθενών που έχουν επιλεγεί ως κρίσιμες για την κλινική του εικόνα. Στην συνέχεια αναλαμβάνει να μεταδώσει τα αποτελέσματα στην cloud πλατφόρμα ThingSpeak όπου επιτηρούνται από αλγόριθμο ο οποίος ενεργοποιεί την αυτόματη αποστολή ειδοποιήσεων στους φροντιστές του ασθενή σε περίπτωση που ανιχνευτή παρέκκλιση των τιμών των αισθητήρων από τις φυσιολογικές τιμές που έχουν οριστεί στον αλγόριθμο.

Επιπλέον όλα τα δεδομένα που συλλέγονται, αποθηκεύονται σε τοπική SQL βάση δεδομένων, κι έπειτα εμφανίζονται σε μια ιστοσελίδα, προσαρμοσμένη κατάλληλα για την διευκόλυνση της επιτήρησης ενός ασθενή. Το frontend κομμάτι της ιστοσελίδας υλοποιήθηκε με HTML και CSS, καθώς και της γλώσσας προγραμματισμού JavaScript, ενώ το backend κομμάτι της διαδικτυακής εφαρμογής, που αναλαμβάνει την αποστολή δεδομένων από την βάση στην ιστοσελίδα, έγινε μέσω της γλώσσας προγραμματισμού PHP.

Ο βασικός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η ενσωμάτωση καινοτόμων τεχνολογιών στον τομέα της υγείας, με σκοπό την έγκαιρη διάγνωση και την αποδοτική επιτήρηση της κλινικής τους κατάστασης των ασθενών σε πραγματικό χρόνο.

«Development of a system for recording vital signs and monitoring patients.»

«Ioannis Arvanitidis»

Abstract

The aim of this thesis is the study, design and development of a system for recording vital signs and patient monitoring. More specifically, the system is a combination of hardware and software with an emphasis on IOT technologies (back-end and front-end). In this thesis, the theoretical design of the device, the design of the printed circuit board (PCB) integrated in the monitoring device and the programming of the microcontroller are analyzed.

The monitoring device, through the ESP32 microcontroller, records the values of vital parameters of patients selected as critical to their clinical picture. The device then is tasked to transmit the results to the ThingSpeak cloud platform where they are monitored by an algorithm that triggers the automatic sending of alerts to the patient's caregivers in case of detecting a deviation of the sensor values from the normal values set in the algorithm.

In addition, all the collected data are stored in a local SQL database, and then displayed on a web page, tailored to facilitate the surveillance of a patient. The frontend part of the website was implemented using HTML and CSS, as well as the JavaScript programming language, while the backend part of the web application, which handles the upload of data from the database to the website, was implemented using the PHP programming language.

The main focus of this thesis is the integration of innovative technologies in the healthcare sector in order to provide early diagnosis and efficient real-time monitoring of the clinical status of patients.

Ευχαριστίες

Θέλω να ευχαριστήσω την οικογένεια μου που με στήριξε σε όλες τις προσπάθειες μου. Τους φίλους μου που με ενέπνευσαν. Τον κ Γιακουμή Άγγελο που με καθοδήγησε.

Περιεχόμενα

Πρόλογος.....	iv
Περίληψη.....	v
Abstract	vi
Ευχαριστίες	vii
Περιεχόμενα	viii
Κατάλογος Σχημάτων	x
Κατάλογος Πινάκων.....	xi
Κεφάλαιο 1ο: Συστήματα Παρακολούθησης Ζωτικών Σημείων.....	1
1.1 Εισαγωγή – Ιστορική Αναδρομή.....	1
1.2 Ζωτικά σημεία ασθενή και η σημασία τους.....	1
1.3 Τύποι συστημάτων παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών και κλινική χρήση.....	1
1.4 Επίλογος.....	2
Κεφάλαιο 2ο: Ανίχνευση και Ανάλυση Ζωτικών Σημάτων	3
2.1 Εισαγωγή.....	3
2.2 Ηλεκτροκαρδιογραφία (ECG).....	3
2.2.1 Ανατομία του Καρδιακού Μύ	3
2.2.2 Καρδιακός Κύκλος	7
2.2.3 Ερεθισματοαγωγό Σύστημα του Καρδιακού Μυ	9
2.2.4 Ηλεκτροκαρδιογράφημα.....	11
2.2.5 Ο φλεβοκομβικός ρυθμός και η ρύθμιση του καρδιακού κύκλου.....	13
2.2.6 Παθολογικές Καταστάσεις - Αρρυθμίες.....	14
2.3 Παλμική Οξυμετρία	17
2.3.1 Κορεσμένο Οξυγόνο.....	17
2.3.2 Παλμικό οξύμετρο.....	17
2.3.3 Καρδιακός Ρυθμός.....	20
2.4 Θερμοκρασία σώματος.....	22
2.5 Επίλογος.....	22
Κεφάλαιο 3ο: Υλοποίηση συστήματος καταγραφής	23
3.1 Εισαγωγή.....	23
3.2 Εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν.....	23
3.2.1 Μικροελεγκτής ESP32	23
3.2.2 Αισθητήριο AD8232.....	24

3.2.3	Αισθητήριο MAX30101 & MAX32664.....	26
3.2.4	Αισθητήριο DHT22.....	28
3.2.5	Αισθητήριο DS18B20.....	29
3.2.6	Οθόνη TFT ST7735S.....	30
3.2.7	Τροφοδοσία.....	31
3.3	Σχεδίαση σχηματικού και τυπωμένου κυκλώματος.....	31
3.3.1	Σχεδίαση σχηματικού.....	31
3.3.2	Σχεδίαση τυπωμένου κυκλώματος.....	34
3.4	Λογισμικό συστήματος καταγραφής.....	36
3.5	Επίλογος.....	38
Κεφάλαιο 4ο:	Internet of Things στην ιατρική.....	39
4.1	Εισαγωγή.....	39
4.2	Internet of Medical Things (IoMT).....	39
4.3	Πλατφόρμα ThingSpeak Cloud.....	40
4.3.1	Κανάλια & απεικόνιση μετρήσεων στο ThingSpeak.....	41
4.4	XAMPP webserver και δημιουργία Website.....	47
4.5	Επίλογος.....	51
Κεφάλαιο 5ο:	Συμπεράσματα και προτάσεις βελτίωσης.....	52
	Βιβλιογραφία.....	54
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : Κώδικας Προγραμματισμού ESP32.....	56
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β : Αρχείο HTML ιστοσελίδας.....	64
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ C : Αρχείο CSS ιστοσελίδας.....	66
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ D : Αρχείο JavaScript ιστοσελίδας.....	67
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ E : Αρχείο PHP.....	69
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ F : Κώδικας MATLAB στο ThingSpeak.....	71

Κατάλογος Σχημάτων

Εικόνα 2.1 Οργάνωση Καρδιαγγειακού Συστήματος	5
Εικόνα 2.2 Ανατομία της καρδιάς	6
Εικόνα 2.3 Καρδιακός Κύκλος	8
Εικόνα 2.4 Διαδοχικές φάσεις ηλεκτρικής διέγερσης της καρδιάς	10
Εικόνα 2.5 Σειρά των κυμάτων του ΗΚΓ	12
Εικόνα 2.6 Οι Φάσεις της καρδιακής λειτουργίας σε σχέση με το ΗΚΓ	13
Εικόνα 2.7 ΗΚΓ Φλεβοκομβικής ταχυκαρδίας.....	15
Εικόνα 2.8 ΗΚΓ Κολπικής ταχυκαρδίας.....	15
Εικόνα 2.9 ΗΚΓ Φλεβοκομβικής βραδυκαρδίας	15
Εικόνα 2.10 ΗΚΓ Κοιλιακής μαρμαρυγής.....	16
Εικόνα 2.11 ΗΚΓ Κολπικής μαρμαρυγής.....	16
Εικόνα 2.12 ΗΚΓ Κολπικού πτερυγισμού	17
Εικόνα 2.13 Φάσματα απορρόφησης οξυαιμοσφαιρίνης (κόκκινη γραμμή) και δεοξυαιμοσφαιρίνης (μπλε γραμμή)	18
Εικόνα 2.14 Σχηματική απεικόνιση των διόδων led στην επάνω μεριά του δάκτυλου και της φωτοδίοδου που δρα ως αποδέκτης του φωτός από την μεριά	19
Εικόνα 2.15 Παλμικό οξύμετρο	20
Εικόνα 2.16 Διάστημα RR	21
Εικόνα 3.1 Δομικό διάγραμμα συσκευής.....	23
Εικόνα 3.2 Μικροελεγκτής ESP32.....	24
Εικόνα 3.3 Σχηματικό κυκλώματος αισθητηρίου AD8232.....	25
Εικόνα 3.4 Αισθητήρας AD8232	26
Εικόνα 3.5 Σχηματικό κυκλώματος αισθητηρίου MAX30101 & MAX32664.....	27
Εικόνα 3.6 Αισθητήρας MAX30101 & MAX32664	27
Εικόνα 3.7 Αισθητήρας DHT22.....	28
Εικόνα 3.8 Αισθητήρας DS18B20 και η πλακέτα τερματισμού	29
Εικόνα 3.9 Οθόνη TFT ST7735S.....	30
Εικόνα 3.10 Σταθεροποιητής τάσης L7805CV 5V/1.5A	31
Εικόνα 3.11 Σχηματικό Πλακέτας.....	32
Εικόνα 3.12 Κύκλωμα προσαρμογέα τάσης	33
Εικόνα 3.13 Σχέδιο Τυπωμένου Κυκλώματος	34
Εικόνα 3.14 Πάνω όψη PCB πριν αφαιρεθεί ο χαλκός.....	35
Εικόνα 3.15 Κάτω όψη PCB πριν αφαιρεθεί ο χαλκός.....	35
Εικόνα 3.16 Το όψη PCB μετά την αφαίρεση του χαλκού και την τοποθέτηση των εξαρτημάτων	36
Εικόνα 3.17 Τελική μορφή της κατασκευής	36
Εικόνα 4.1 Στοιχεία του Διαδικτύου των Ιατρικών Πραγμάτων.....	40
Εικόνα 4.2 Πεδία μετρήσεων των ζωτικών σημείων στο ThingSpeak	41
Εικόνα 4.3 Διάγραμμα Θερμοκρασίας Χώρου	42
Εικόνα 4.4 Διάγραμμα Σχετικής Υγρασίας Χώρου	42
Εικόνα 4.5 Διάγραμμα Θερμοκρασίας Ασθενή και ένδειξη τελευταίας τιμής.....	43
Εικόνα 4.6 Διάγραμμα Καρδιακού Ρυθμού Ασθενή και ένδειξη τελευταίας τιμής.....	44
Εικόνα 4.7 Διάγραμμα Κορεσμένου Οξυγόνου Ασθενή και ένδειξη τελευταίας τιμής.....	45
Εικόνα 4.8 Δύο ξεχωριστές περιπτώσεις στις οποίες ενεργοποιήθηκε η ειδοποίηση με email με τα αντίστοιχα μηνύματα.....	46

Εικόνα 4.9 XAMPP control panel.....	47
Εικόνα 4.10 Βάση δεδομένων και οι στήλες που εμπεριέχονται σε αυτή για είδους μέτρηση.....	48
Εικόνα 4.11 Διαγράμματα μετρήσεων θερμοκρασία & σχετικής υγρασίας χώρου στην τοπική ιστοσελίδα.....	49
Εικόνα 4.12 Διαγράμματα μετρήσεων θερμοκρασία ασθενή & καρδιακού ρυθμού στην τοπική ιστοσελίδα.....	50
Εικόνα 4.13 Διαγράμματα μετρήσεων κορεσμένου οξυγόνου στην τοπική ιστοσελίδα.....	51

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 2.1 Τυπικές τιμές καρδιακών παλμών σε ηρεμία ανά ηλικιακή ομάδα.....	21
Πίνακας 3.1 Χαρακτηριστικά λειτουργίας του DHT22.....	28
Πίνακας 3.2 Χαρακτηριστικά μετρήσεων του DHT22.....	29
Πίνακας 3.3 Χαρακτηριστικά λειτουργίας του DS18B20.....	30
Πίνακας 3.4 Χαρακτηριστικά μετρήσεων του DS18B20.....	30

Συντομογραφίες

Δ.Ε.	Διπλωματική Εργασία
ΔΙΠΑΕ	Διεθνές Πανεπιστήμιο Ελλάδος
Π.Ε.	Πτυχιακή Εργασία
ΗΚΓ	Ηλεκτροκαρδιογράφημα
EDA	Electronic Design Automation
PCB	Printed Circuit Board
IoT	Internet of Things
IoMT	Internet of Medical Things
RLD	Right Leg Drive Amplifier
RPM	Remote Patient Monitoring (RPM) Systems
ICU	Intensive Care Unit
ER	Emergency Room

Κεφάλαιο 1ο: Συστήματα Παρακολούθησης Ζωτικών Σημείων

1.1 Εισαγωγή – Ιστορική Αναδρομή

Στο πρώτο κεφάλαιο του της διπλωματικής εργασίας θα γίνει αναφορά στα βασικά αλλά και δευτερεύοντα ζωτικά σημεία που πρέπει να παρακολουθούνται σε ασθενής για την αξιολόγηση της κλινικής τους καταστάσεις. Επιπλέον θα γίνει μια επισκόπηση των συστημάτων καταγραφής ζωτικών παραμέτρων και παρακολούθησης ασθενών.

1.2 Ζωτικά σημεία ασθενή και η σημασία τους

Τα ζωτικά σημεία αποτελούν βασικές φυσιολογικές μετρήσεις που παρέχουν ένδειξη της γενικής υγείας ενός οργανισμού. Οι μετρήσεις, αναφέρονται γνωστές ως "ζωτικές" λόγω της σημαντικής τους σημασίας στην κλινική αξιολόγηση και αποτελούν το πρώτο βήμα σε κάθε εξέταση και διαγνωστική διαδικασία.

Η λήψη τακτικών μετρήσεων των ζωτικών παραμέτρων αποτελούν πολύτιμους δείκτες της γενικής υγείας του ασθενούς και πρώιμων ενδείξεων επιδείνωσης της υγείας του. Οι φυσιολογικές τιμές μπορεί να διαφέρουν ανάλογα με την ηλικία, το φύλο και το βάρος. Οι τέσσερις παράμετροι που θεωρούνται ως οι βασικότερες στην βιβλιογραφία, είναι η θερμοκρασία του σώματος, ο καρδιακός παλμός, η αρτηριακή πίεση και ο αναπνευστικός ρυθμός του ασθενούς. Εκτός από αυτές τις τέσσερις βασικές παραμέτρους, η οξυγόνωση του αίματος (κορεσμένο οξυγόνο) και το βάρος του ασθενή, είναι επίσης παράγοντες που έχουν αποδειχθεί σημαντικοί για την πρόβλεψη της έκβασης της υγείας των ασθενών.

Πέρα από τα παραπάνω βασικά ζωτικά σημεία σε πολλές περιπτώσεις ολοκληρώνουν την κλινική εικόνα του ασθενή τη μέτρηση του επίπεδου γλυκόζης στο αίμα (ζάχαρο), η ηλεκτροκαρδιογραφία και η νευρολογική κατάσταση του ασθενή, η αντίδραση δηλαδή σε ερεθίσματα, και οι κινητικές ή αισθητικές λειτουργίες. [1]

1.3 Τύποι συστημάτων παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών και κλινική χρήση

Τα συστήματα παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών είναι βασικά εργαλεία στον τομέα της υγείας, παρέχοντας συνεχή ή περιοδική παρακολούθηση των βασικών ζωτικών δεικτών ενός ασθενούς. Τα συστήματα αυτά έχουν την δυνατότητα να καταγράψουν, να απεικονίσουν και να ειδοποιήσουν το προσωπικό υγείας σχετικά με οποιεσδήποτε με ανωμαλίες που τυχόν ανιχνευθούν στις φυσιολογικές τιμές των ζωτικών παραμέτρων, επιτρέποντας τη γρήγορη αντίδραση σε καταστάσεις που χρήζουν αντιμετώπισής αλλά και προσφέροντας σημαντικές πληροφορίες για την πρόληψη ασθενειών. Οι τύποι των συστημάτων και η κλινική τους χρήση ποικίλλουν ανάλογα με τις ανάγκες των ασθενών και τις συνθήκες του περιβάλλοντος υγείας.

Τα κυριότερα συστήματα παρακολούθησης ασθενών είναι τα εξής:

Παρακλινικά Μόνιτορ (Bedside Monitors): Αυτά τα συστήματα μετρούν συνήθως τα τέσσερα βασικά ζωτικά σημεία, αρτηριακή πίεση, καρδιακή συχνότητα, θερμοκρασία του σώματος και τον ρυθμό αναπνοής ενώ είναι τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα στην κλινική πρακτική. [2]

Πολυπαραμετρικά Συστήματα Παρακολούθησης: Τα συστήματα αυτά συνδυάζουν πολλαπλές λειτουργίες παρακολούθησης, επιτρέποντας την επιπλέον παρακολούθηση, πέραν των βασικών ζωτικών παραμέτρων, όπως η καρδιακή δραστηριότητα, η αρτηριακή πίεση, ο κορεσμός του οξυγόνου στο αίμα, και άλλους ζωτικούς δείκτες.

Συστήματα Απομακρυσμένης Παρακολούθησης Ασθενών (RPM): Τα RPM αποτελούν ακόμα μια βασική κατηγορία συστημάτων παρακολούθησης ασθενών η οποία συνδυάζει τις παραπάνω κατηγορίες στις οποίες αναφερθήκαμε με την δυνατότητα της μετάδοσης των μετρήσεων στους θεράποντες ιατρούς απομακρυσμένα, για αξιολόγηση. Τα συστήματα αυτά δίνουν την δυνατότητα να παρακολουθούνται ασθενείς εκτός των συμβατικών κλινικών χώρων, όπως στο σπίτι ή σε απομακρυσμένες περιοχές, γεγονός που μπορεί να αυξήσει σημαντικά την πρόσβαση στη φροντίδα. Σημαντική εφαρμογή επίσης βρίσκουν σε ασθενείς με χρόνιες ασθένειες και ηλικιωμένους.

Εκτός των παραπάνω συστημάτων υπάρχουν και τα συστήματα ειδικής χρήσης τα οποία επιτηρούν κάποια εξειδικευμένα βιοϊατρικά σήμα ειδικής περίπτωσης. Ενδεικτικά τέτοιες συσκευές είναι συστήματα παρακολούθησης καπνογραφήματος, ενδοκρανιακής πίεσης, μητρικής και εμβρυικής υγείας κ.α.

Τα παραπάνω συστήματα συναντώνται κατά κανόνα σε μονάδες εντατικής θεραπείας (ICU), χειρουργικές αίθουσες, εξωτερικά ιατρεία και κλινικές και μονάδες εκτάκτου ανάγκης (ER). Βέβαια με την άνθιση των τεχνολογιών IoT τα συστήματα αυτά δεν περιορίζονται απαραίτητα στους χώρους υγείας αλλά χρησιμοποιούνται και σε άλλα περιβάλλοντα όπως αναφέρθηκε πιο πάνω όταν αυτό κρίνεται αναγκαίο. [2]

1.4 Επίλογος

Συνοψίζοντας στα προηγούμενα κεφάλαια έγινε αναλυτική αναφορά στην σημασία των ζωτικών παραμέτρων στην κλινική πρόληψη, εξέταση και διάγνωση από το ιατρικό προσωπικό. Επίσης έγινε μια επισκόπηση των διαφόρων τύπων συστημάτων παρακολούθησης ζωτικών παραμέτρων και που αυτά συναντώνται στις μονάδες υγεία αλλά και εκτός αυτών.

Κεφάλαιο 2ο: Ανίχνευση και Ανάλυση Ζωτικών Σημάτων

2.1 Εισαγωγή

Στα επόμενα κεφάλαια αυτού του κειμένου, θα εξετάσουμε λεπτομερώς τα ζωτικά σήματα που επιλέχθηκαν για την υλοποίηση της συσκευής εμβαθύνοντας και αναλύοντας τις αρχές λειτουργίας τους, αλλά και τους μηχανισμούς ανίχνευσης των ζωτικών παραμέτρων. Η ανάλυση αυτή έχει ως στόχο την κατανόηση της σημασίας κάθε ζωτικού σήματος για την παρακολούθηση της υγείας των ασθενών.

2.2 Ηλεκτροκαρδιογραφία (ECG)

Η ηλεκτροκαρδιογραφία είναι η διαδικασία με την οποία δημιουργείτε ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ), το οποίο καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς κατά τους επαναλαμβανόμενους καρδιακούς κύκλους. Το ΗΚΓ αποτυπώνει σε γραφική μορφή τις ηλεκτρικές διακυμάνσεις που συμβαίνουν κατά τη διάρκεια της αποπόλωσης και επαναπόλωσης του καρδιακού μυ, με την βοήθεια ηλεκτροδίων που εφαρμόζονται στο δέρμα. Οι μικρές αυτές ηλεκτρικές μεταβολές που ανιχνεύονται από τα ηλεκτρόδια, αντανακλούν την καρδιακή λειτουργία, δείχνουν τις ανωμαλίες του καρδιακού ρυθμού και είναι χρήσιμες για τη διάγνωση παθήσεων και την παρακολούθηση της θεραπείας. Παρακάτω θα γίνει ανάλυση της ανατομίας και της φυσιολογίας του καρδιακού μυ. Θα εξηγηθεί ο τρόπος που παράγονται η ηλεκτρικές ώσης που ανιχνεύουν τα ηλεκτρόδια, ενώ θα γίνει λεπτομερή ανάλυση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. [3]

2.2.1 Ανατομία του Καρδιακού Μύ

Ο καρδιακός μυς αποτελεί τον πιο κρίσιμο μυ του ανθρώπινου σώματος, λειτουργώντας ως η κεντρική αντλία που διακινεί το αίμα σε κάθε γωνιά του σώματος. Μέσω της κυκλοφορίας του αίματος, το οξυγόνο που είναι απαραίτητο για την κυτταρική αναπνοή μεταφέρεται στα κύτταρα, συλλαμβάνεται από το αίμα μέσω της λειτουργίας του αναπνευστικού συστήματος. Επιπλέον, το αίμα διανέμει θρεπτικά στοιχεία που ενισχύουν τα κύτταρα και τους ιστούς τους, καθώς και ορμόνες που εκκρίνονται από διάφορα μέρη του σώματος προς συγκεκριμένους προορισμούς. Επιπρόσθετα, τα απόβλητα του μεταβολισμού αποβάλλονται από το σώμα μέσω της κυκλοφορίας, ακολουθώντας το δίκτυο των αγγείων. Αυτό υπογραμμίζει την αναντικατάστατη σημασία της καρδιάς για την υγεία και τη λειτουργία του ανθρώπινου σώματος.

Η καρδιά είναι ένας κεντρικός συντελεστής στο περίπλοκο δίκτυο του καρδιαγγειακού συστήματος, το οποίο περιλαμβάνει την καρδιά ως την κύρια αντλία αίματος, τα πνεύμονα για την ανταλλαγή αερίων (απορρόφηση οξυγόνου και απομάκρυνση διοξειδίου του άνθρακα), και ένα εκτενές δίκτυο αγγείων όπως αρτηρίες, αρτηριόλες, τριχοειδή αγγεία, φλεβίδια, φλέβες, και λεμφαγγεία που διανέμουν το αίμα στο σώμα. Το καρδιαγγειακό σύστημα έχει ως κύριο καθήκον τη διακίνηση θρεπτικών ουσιών και ορμονών, την προμήθεια οξυγόνου στα κύτταρα, την απομάκρυνση μεταβολικών αποβλήτων, και την ρύθμιση της θερμοκρασίας του σώματος, διαδραματίζοντας έτσι έναν ζωτικό ρόλο στη διατήρηση της ομαλής λειτουργίας και της υγείας του οργανισμού. [4] [5]

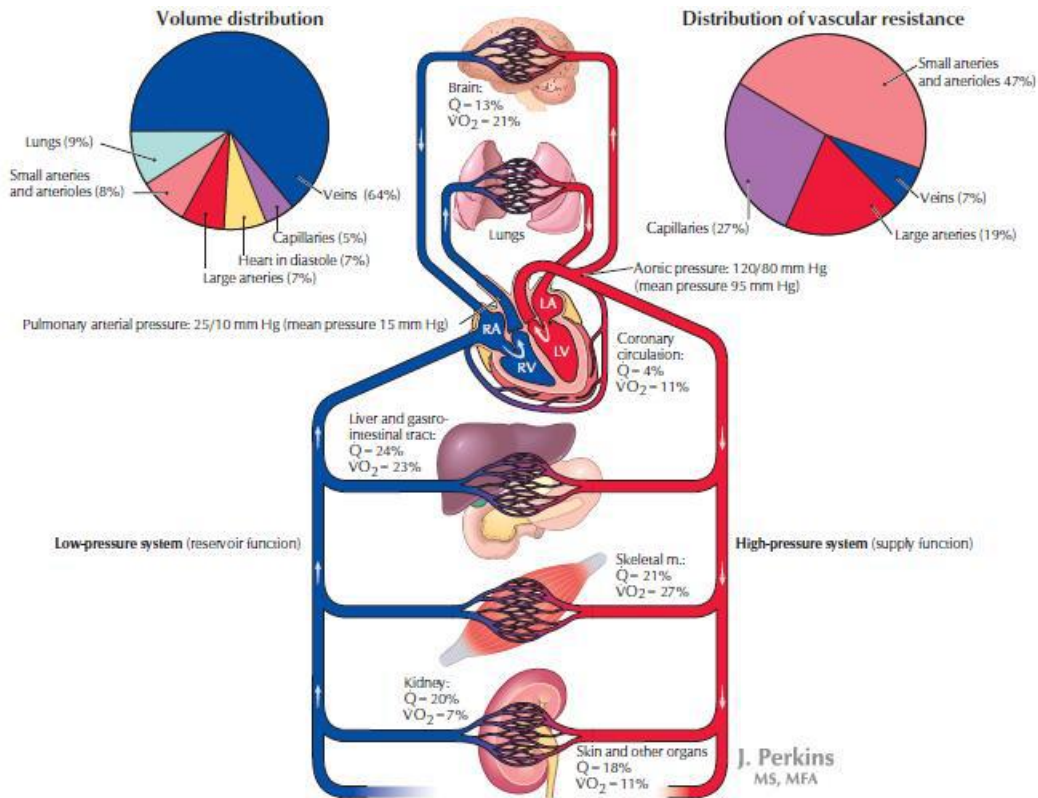
Το καρδιαγγειακό σύστημα επιτρέπει την κυκλοφορία του αίματος μέσα στο σώμα χρησιμοποιώντας τα αιμοφόρα αγγεία, όπως αναλύθηκε νωρίτερα. Από την καρδιά, το αίμα προωθείται μέσω των αρτηριών, ενώ οι φλέβες το μεταφέρουν πίσω προς αυτήν. Οι αρτηρίες διαθέτουν συνήθως πιο παχιά και λεία μυϊκά τοιχώματα σε σύγκριση με τις φλέβες, παίζοντας κεντρικό ρόλο στη διατήρηση της

αγγειακής αντίστασης, ειδικά στις μικρότερες μυϊκές αρτηρίες και αρτηριόλες. Αντιθέτως, η μεγαλύτερη ποσότητα αίματος (περίπου 64%) βρίσκεται συνήθως στις φλέβες, τα οποία επιστρέφουν το αίμα προς τη δεξιά πλευρά της καρδιάς. Ως εκ τούτου, οι φλέβες λειτουργούν ως κύρια αποθηκευτικά δοχεία του σώματος για το αίμα, παρέχοντας μια μεγάλη χωρητικότητα και παρουσιάζοντας μεγαλύτερη μορφολογική ποικιλομορφία σε σύγκριση με τις αρτηρίες.

Όπως έχει αναφερθεί, οι φλέβες είναι αγγεία με την ικανότητα να διατηρούν σημαντικές ποσότητες αίματος, λειτουργώντας κατ' ουσίαν ως φυσικές δεξαμενές. Μεταφέρουν το αίμα προς την καρδιά σε σχετικά χαμηλή πίεση και συχνά αντιμετωπίζουν την πρόκληση της αντίθεσης της βαρύτητας. Για να ενισχυθεί η επιστροφή του αίματος προς την καρδιά, ειδικά από τις φλέβες που βρίσκονται στα άκρα και στον κάτω λαιμό, υπάρχουν βαλβίδες που παίζουν κρίσιμο ρόλο. Αυτές οι βαλβίδες, μαζί με τις συσπάσεις των γειτονικών σκελετικών μυών, συμβάλλουν στην άντληση του φλεβικού αίματος ενάντια στη βαρύτητα, διευκολύνοντας την κίνησή του προς την καρδιά.

Η Εικόνα 2.1 περιγράφει τη δομή και τη λειτουργία του καρδιαγγειακού συστήματος, αποκαλύπτοντας πώς είναι οργανωμένο για να διευκολύνει την κυκλοφορία του αίματος στο ανθρώπινο σώμα. Αναλύει την κατανομή του αίματος μέσα στο σώμα, εστιάζοντας στην ποσότητα του αίματος που διατηρείται σε διάφορες περιοχές, όπως τα αιμοφόρα αγγεία, την καρδιά και τα διάφορα όργανα. Επιπλέον, παρουσιάζει την κατανομή της αγγειακής αντίστασης, η οποία επηρεάζει την πίεση και τη ροή του αίματος στο σύστημα.

Η εικόνα επίσης εξηγεί τη ροή του αίματος ανά λεπτό (Q), δηλαδή την ποσότητα του αίματος που διοχετεύεται στα διάφορα όργανα σε σχέση με την συνολική καρδιακή έξοδο, παρέχοντας μια εικόνα για το πώς κατανέμεται η παροχή του αίματος μεταξύ των διαφόρων λειτουργικών τμημάτων του σώματος. Τέλος, αναλύει το σχετικό ποσοστό του οξυγόνου που καταναλώνεται από κάθε όργανο (VO_2), δίνοντας έναν δείκτη της μεταβολικής δραστηριότητας και των αναγκών σε οξυγόνο των διάφορων οργάνων. [4]



Εικόνα 2.1 Οργάνωση Καρδιαγγειακού Συστήματος

Σε έναν μέσο ενήλικα, ο οποίος διαθέτει περίπου 5 λίτρα αίματος στο κυκλοφορικό σύστημα, η κατανομή του αίματος στα διάφορα μέρη του συστήματος είναι καθοριστική για την καλή λειτουργία του. Από αυτή τη συνολική ποσότητα, περίπου 1 λίτρο αίματος βρίσκεται στις αρτηρίες, παρέχοντας έναν δυναμικό μηχανισμό για την γρήγορη μεταφορά οξυγόνου και θρεπτικών συστατικών σε όλο το σώμα.

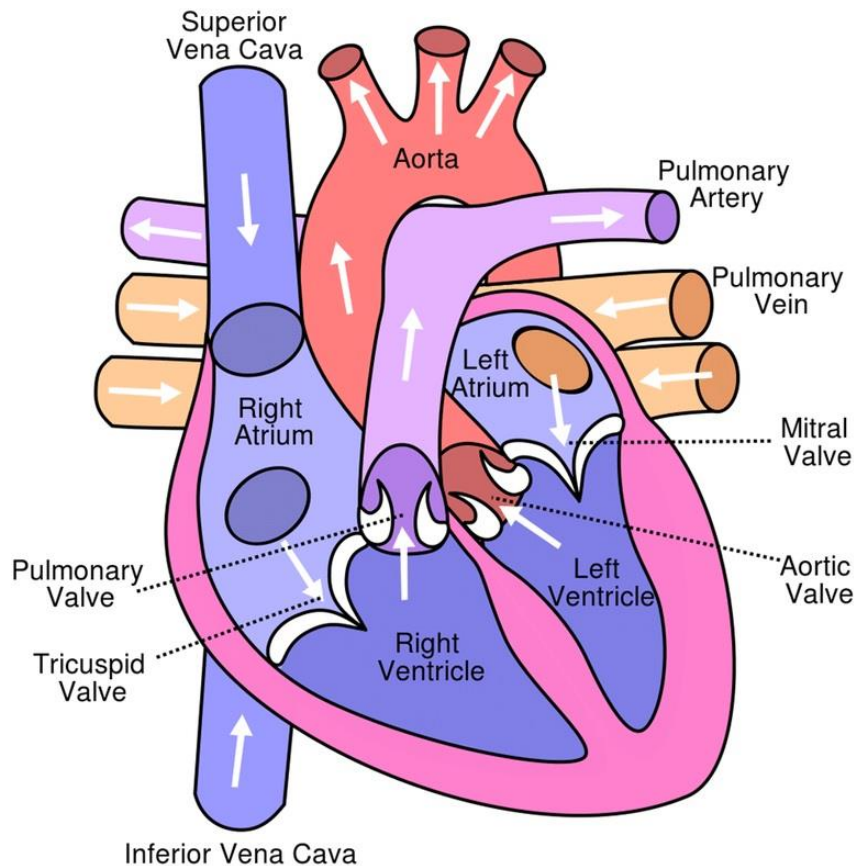
Οι φλέβες της μεγάλης κυκλοφορίας, οι οποίες διακινούν το αίμα από την καρδιά προς το σώμα και πίσω προς την καρδιά, περιέχουν περίπου 3.5 λίτρα αίματος. Αυτό υποδηλώνει τη σημασία των φλεβών ως κύριων αποθηκευτικών χώρων για το αίμα, επιτρέποντας την ευελιξία και την προσαρμοστικότητα του συστήματος σε διάφορες φυσιολογικές καταστάσεις.

Στη μικρή κυκλοφορία, η οποία αφορά τη διαδρομή του αίματος από την καρδιά προς τους πνεύμονες για ανταλλαγή αερίων και πίσω προς την καρδιά, βρίσκεται μια σχετικά μικρότερη ποσότητα αίματος: 0.1 λίτρο στις αρτηρίες και 0.4 λίτρα στις φλέβες. Αυτή η κατανομή υπογραμμίζει την εξειδικευμένη λειτουργία της μικρής κυκλοφορίας στην ανταλλαγή οξυγόνου και διοξειδίου του άνθρακα, καθώς και τη στενή σχέση της με την αναπνευστική λειτουργία. [4]

Η καρδιά ως μυϊκό όργανο έχει κοίλη και κωνική δομή, βρίσκεται στην θωρακική κοιλότητα, επάνω στο διάφραγμα και περιέχει δύο ανεξάρτητες αντλίες: η αριστερή και η δεξιά πλευρά, με την καρδιακή παροχή να εξαρτάται άμεσα από την αρτηριακή πίεση. Το μέγεθος της καρδιάς διαφέρει ανάλογα με το σωματικό μέγεθος του ατόμου, με την καρδιά ενός μέσου ενήλικα να έχει μήκος περίπου 14 εκατοστά, πλάτος 9 εκατοστά και να ζυγίζει γύρω στα 300 γραμμάρια. [3] [5]

Ο καρδιακός μυς αποτελείται από τέσσερις θαλάμους, όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 2.2, χωρισμένους σε δύο επάνω θαλάμους - τον αριστερό και δεξιό κόλπο - και δύο κάτω θαλάμους - την

αριστερή και δεξιά κοιλία. Η διαίρεση ανάμεσα στους κόλπους επιτυγχάνεται μέσω του μεσοκοιλιακού διαφράγματος, ενώ οι κοιλίες χωρίζονται από το μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Βαλβίδες μεταξύ των θαλάμων διασφαλίζουν τη μονοδρομική κυκλοφορία του αίματος, επιτρέποντας την υψηλότερη πίεση στην αορτή σε σχέση με τους πνεύμονες και προλαμβάνοντας την αντίστροφη ροή αίματος. Κάθε κόλπος επικοινωνεί με την αντίστοιχη κοιλία μέσω ενός ανοίγματος, το κολποκοιλιακό στόμιο, το οποίο ρυθμίζεται από την αντίστοιχη κολποκοιλιακή βαλβίδα.



Εικόνα 2.2 Ανατομία της καρδιάς.

Η τριγλώχινα βαλβίδα, επίσης γνωστή ως δεξιά κολποκοιλιακή βαλβίδα, ρυθμίζει την ροή αίματος μεταξύ του δεξιού κόλπου και της δεξιάς κοιλίας, χάρη στα τρία φυλλάρια της που της δίνουν το όνομά της. Αυτή η βαλβίδα διασφαλίζει ότι το αίμα κινείται μόνο προς τη δεξιά κοιλία και αποτρέπει την αντίστροφη ροή. Όταν η πίεση στον δεξιό κόλπο υπερβαίνει αυτήν στη δεξιά κοιλία, τα φυλλάρια της βαλβίδας ανοίγουν παθητικά, επιτρέποντας στο αίμα να περάσει. Αντιθέτως, όταν η πίεση στη δεξιά κοιλία αυξάνεται κατά τη συστολή, η βαλβίδα κλείνει, εμποδίζοντας την επιστροφή του αίματος στον κόλπο.

Η δεξιά κοιλία, με λεπτότερο μυϊκό τοίχωμα σε σύγκριση με την αριστερή, αντλεί το αίμα στους πνεύμονες με μικρότερη αντίσταση. Από την άλλη πλευρά, η αριστερή κοιλία αναλαμβάνει το να προωθήσει το αίμα σε όλο το σώμα, ξεπερνώντας μεγαλύτερη αντίσταση. Κατά τη συστολή της δεξιάς κοιλίας, η αυξημένη πίεση κλείνει την τριγλώχινα βαλβίδα και το αίμα κατευθύνεται προς την πνευμονική αρτηρία, η οποία διακλαδίζεται σε αριστερή και δεξιά πνευμονική αρτηρία, μεταφέροντας το αίμα προς τους πνεύμονες για οξυγόνωση. [3] [5]

Στην έξοδο της δεξιάς κοιλίας προς την πνευμονική αρτηρία εντοπίζεται η πνευμονική βαλβίδα, γνωστή και ως πνευμονική μηννοειδής βαλβίδα, η οποία διαθέτει τρεις γλωχίνες. Αυτή η βαλβίδα λειτουργεί ανοίγοντας κατά τη συστολή της δεξιάς κοιλίας, επιτρέποντας την προώθηση του αίματος προς τους πνεύμονες. Με τη χαλάρωση του κοιλιακού μυός, το αίμα τείνει να επιστρέψει στην πνευμονική αρτηρία, πράγμα που οδηγεί στο κλείσιμο της βαλβίδας, αποτρέποντας την παλινδρόμηση του αίματος προς τη δεξιά κοιλία. Από τους πνεύμονες, το οξυγονωμένο αίμα επιστρέφει στον αριστερό κόλπο μέσω τεσσάρων πνευμονικών φλεβών, εκ των οποίων δύο προέρχονται από τον δεξιό και δύο από τον αριστερό πνεύμονα.

Από τον αριστερό κόλπο, το αίμα μεταβαίνει στην αριστερή κοιλία δια μέσου του κολποκοιλιακού στομίου, το οποίο ρυθμίζεται από τη μιτροειδή βαλβίδα, η οποία διαθέτει δύο γλωχίνες και επίσης είναι γνωστή ως αριστερή κολποκοιλιακή βαλβίδα. Η λειτουργία της είναι να προλαμβάνει την επιστροφή του αίματος στον αριστερό κόλπο κατά τη διάρκεια της συστολής της αριστερής κοιλίας, κλείνοντας παθητικά. Κατά τη συστολή, το αίμα απομακρύνεται από την αριστερή κοιλία μόνο μέσω της αορτής, η οποία το διοχετεύει σε όλο το σώμα μέσω των διακλαδώσεών της.

Στη βάση της αορτής βρίσκεται η αορτική βαλβίδα, γνωστή και ως αορτική μηννοειδής βαλβίδα, η οποία διαθέτει τρεις γλωχίνες. Αυτή η βαλβίδα λειτουργεί ανοίγοντας κατά τη συστολή της αριστερής κοιλίας, επιτρέποντας την εκροή του αίματος προς την αορτή και στη συνέχεια σε όλο το σώμα. Κατά τη χαλάρωση της αριστερής κοιλίας, η βαλβίδα κλείνει, προλαμβάνοντας την επιστροφή του αίματος στην κοιλία.

Όσον αφορά τις βαλβίδες, τόσο η τριγλώχινα όσο και η μιτροειδής είναι εξοπλισμένες με θηλώδεις μύες και ισχυρές ινώδεις χορδές τενόντων, οι οποίοι αποτρέπουν την κίνηση των γλωχίνων προς τους κόλπους κατά τη συστολή των κοιλιών, εξασφαλίζοντας έτσι την αποτελεσματική λειτουργία τους. Αυτό διασφαλίζει ότι το αίμα κινείται σωστά μέσα στην καρδιά και προς τον κυκλοφορικό σύστημα, με τις βαλβίδες να παίζουν κρίσιμο ρόλο στη διατήρηση της σωστής καρδιακής λειτουργίας. Οι βαλβίδες μεταξύ κόλπων και κοιλιών ονομάζονται κολποκοιλιακές, ενώ οι βαλβίδες που ελέγχουν την έξοδο του αίματος από τις κοιλίες ονομάζονται ημισεληνοειδείς, λόγω του μισοφέγγαρου σχήματος των ακμών τους. [3] [5]

2.2.2 Καρδιακός Κύκλος

Στο προηγούμενο κεφάλαιο, εξετάστηκε ο ρόλος της καρδιάς στην κυκλοφορία του αίματος και αναλύθηκαν οι ανατομικές λεπτομέρειες του καρδιακού μυ. Προχωρώντας, θα επικεντρωθούμε στη λειτουργία του καρδιακού μυός, εξηγώντας πώς δρα ως αντλία που προωθεί το αίμα στο σώμα, και αναλύοντας την κυκλοφορία του αίματος μέσα στην ίδια την καρδιά.

Οι καρδιακές κοιλότητες λειτουργούν με συγχρονισμό. Η διαδικασία ξεκινά με την συστολή των κόλπων, γνωστή ως κολπική συστολή, και συνεχίζεται με την διαστολή των κοιλιών, που αναφέρεται ως κοιλιακή διαστολή. Έπειτα, πραγματοποιείται η συστολή των κοιλιών, ονομαζόμενη κοιλιακή συστολή, ακολουθούμενη από την διαστολή των κόλπων, την κολπική διαστολή. Κατόπιν, κόλποι και κοιλίες εισέρχονται σε μια φάση χαλάρωσης για μια σύντομη περίοδο πριν ξεκινήσει εκ νέου ο κύκλος. Αυτή η αλληλουχία ενεργειών συνθέτει έναν πλήρη καρδιακό παλμό, ή αλλιώς, έναν καρδιακό κύκλο.

Στη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου, η πίεση μέσα στους θαλάμους της καρδιάς διαφοροποιείται, οδηγώντας στο άνοιγμα και κλείσιμο των βαλβίδων, με τρόπο παρόμοιο με μια πόρτα που κινείται από τον άνεμο. Στο στάδιο της διαστολής, η πίεση στις κοιλίες παραμένει χαμηλή, και η διαφορά πίεσης ανάμεσα στους κόλπους και τις κοιλίες προκαλεί το άνοιγμα των A-V βαλβίδων, επιτρέποντας

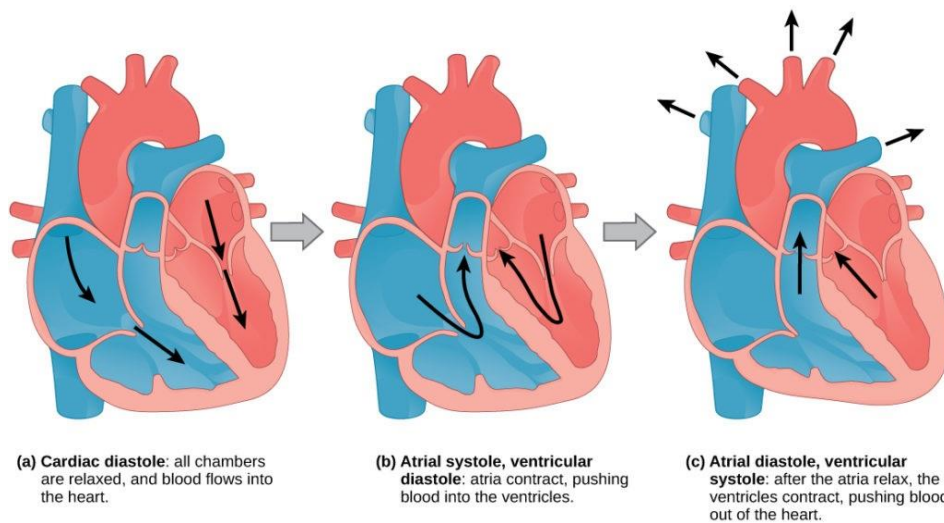
την είσοδο του αίματος στις κοιλίες. Πριν από τη συστολή, περίπου το 70% του επιστρεφόμενου αίματος έχει ήδη εισέλθει στις κοιλίες, με την πίεση στις κοιλίες να αυξάνεται σταδιακά. [3]

Στην διάρκεια της κοιλιακής συστολής, το υπόλοιπο 30% του αίματος που επιστρέφει είναι ικανό να ωθηθεί στις κοιλίες, με αποτέλεσμα την περαιτέρω αύξηση της πίεσης στις κοιλίες. Όταν η κοιλιακή πίεση υπερβεί εκείνη των κόλπων, οι A-V βαλβίδες κλείνουν απότομα. Ταυτόχρονα, η διέγερση των θηλοειδών μυών τεντώνει τις τενόντιες χορδές, προλαμβάνοντας την ανάστροφη κίνηση των γλωχίνων των A-V βαλβίδων προς τους κόλπους, εξασφαλίζοντας έτσι μια αποτελεσματική και συνεχή ροή αίματος μέσα στο κυκλοφορικό σύστημα.

Κατά τη φάση της κοιλιακής συστολής, οι A-V βαλβίδες διατηρούνται σε κλειστή κατάσταση, εμποδίζοντας την επιστροφή του αίματος προς τους κόλπους. Την ίδια στιγμή, οι κόλποι βρίσκονται σε κατάσταση χαλάρωσης και η πίεση μέσα τους είναι σημαντικά χαμηλότερη από την πίεση στις φλέβες. Αυτό επιτρέπει στο αίμα να εισέλθει στους κόλπους από τις φλέβες που συνδέονται μαζί τους. Έτσι, καθώς οι κοιλίες συσπώνονται και αντλούν αίμα προς τις αρτηρίες, οι κόλποι αρχίζουν να γεμίζουν με αίμα, προετοιμάζοντας την καρδιά για τον επόμενο καρδιακό κύκλο.

Κατά τη φάση της κοιλιακής συστολής, η πίεση εντός των κοιλιών αυξάνεται σταδιακά μέχρι να ξεπεράσει εκείνη στο πνευμονικό στέλεχος για τη δεξιά κοιλία και στην αορτή για την αριστερή κοιλία. Αυτή η αύξηση της πίεσης οδηγεί στο άνοιγμα των μηννοειδών βαλβίδων - της πνευμονικής βαλβίδας για τη δεξιά κοιλία και της αορτικής βαλβίδας για την αριστερή κοιλία - επιτρέποντας έτσι την εκτόξευση του αίματος από τις κοιλίες προς τις αντίστοιχες αρτηρίες. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι η πνευμονική αρτηρία είναι η μόνη αρτηρία στο ανθρώπινο σώμα που μεταφέρει φλεβικό, δηλαδή μη οξυγονωμένο αίμα, ενώ όλες οι άλλες αρτηρίες μεταφέρουν οξυγονωμένο αίμα.

Καθώς λοιπόν το αίμα απομακρύνεται από τις κοιλίες, η πίεση μέσα σε αυτές αρχίζει να μειώνεται, με περαιτέρω μείωση κατά την διάρκεια της χαλάρωσης των κοιλιών. Όταν η κοιλιακή πίεση γίνεται χαμηλότερη από εκείνη στην αορτή και το πνευμονικό στέλεχος, η πίεση αντιστρέφεται, οδηγώντας στο κλείσιμο των μηννοειδών βαλβίδων. Με την συνέχεια της χαλάρωσης των κοιλιών, και όταν η πίεση εντός τους πέσει κάτω από την κοιλιακή πίεση, οι A-V βαλβίδες ανοίγουν πάλι, επιτρέποντας στις κοιλίες να γεμίσουν με αίμα, προετοιμάζοντας έτσι την επανέναρξη του επόμενου καρδιακού κύκλου. [3] [6]



Εικόνα 2.3 Καρδιακός Κύκλος

2.2.3 Ερεθισματοαγωγό Σύστημα του Καρδιακού Μυ

Η καρδιά διαθέτει μια μοναδική δομή αποτελούμενη από συστάδες και δίκτυα εξειδικευμένου καρδιακού μυϊκού ιστού, ο οποίος διακρίνεται από την περιορισμένη παρουσία μυοϊνιδίων. Κατά την διέγερση, αυτές οι περιοχές παράγουν, διαδίδουν και κατευθύνουν τα ερεθίσματα - δηλαδή τις καρδιακές ηλεκτρικές ώσεις - σε ολόκληρο το μυοκάρδιο. Οι περιοχές αυτές αποτελούν το ερεθισματοαγωγό σύστημα της καρδιάς, έχοντας ως κύριο ρόλο τον συντονισμό των διαδοχικών φάσεων του καρδιακού κύκλου.

Ο κόμβος S-A (σινοατριακός κόμβος ή φλεβόκομβος) αποτελεί ένα ζωτικό μέρος του ερεθισματοαγωγού συστήματος της καρδιάς, είναι μια επιμήκης δομή εξειδικευμένου καρδιακού μυϊκού ιστού που εντοπίζεται κάτω από το επικάρδιο στο άνω τμήμα του δεξιού κόλπου, κοντά στην ένωση με την άνω κοίλη φλέβα. Τα κύτταρα του φλεβόκομβου φτάνουν ένα κατώφλι αυθόρμητα. Θυμίζουμε ότι, μετά την δράση του δυναμικού, παρουσιάζεται αύξηση στην διαπερατότητα του καλίου επιστρέφοντας έτσι τους νευρώνες σε δυναμικό ηρεμίας. Στην διέγερση, τα κύτταρα του φλεβόκομβου υφίστανται μια προοδευτική μείωση της διαπερατότητας του καλίου και αυτό έχει ως αποτέλεσμα να φθάνουν ένα κατώφλι.

Ο φλεβόκομβος, λειτουργεί ως ο φυσικός βηματοδότης της καρδιάς, παράγοντας με ρυθμικό τρόπο ηλεκτρικές ώσεις. Αυτές οι ώσεις δημιουργούνται συνεχώς, με συχνότητα πάνω από ογδόντα φορές το λεπτό στον μέσο ενήλικα, αν και η κανονική καρδιακή συχνότητα ηρεμίας είναι περίπου εβδομήντα χτύποι ανά λεπτό, λόγω της επιρροής του παρασυμπαθητικού νευρικού συστήματος. Η ικανότητα του φλεβόκομβου να παράγει αυτομάτως και να διατηρεί την ρυθμικότητα των καρδιακών παλμών τον καθιστά απαραίτητο για την συγχρονισμένη λειτουργία της καρδιακής αντλίας.

Οι διακομβικοί κολπικοί μυς μεταφέρουν τους ηλεκτρικούς παλμούς από τον φλεβόκομβο προς τις περιφερειακές περιοχές των κόλπων, εξασφαλίζοντας έτσι την ομοιόμορφη διάχυση των παλμών σε όλο το κολπικό μυοκάρδιο. Λόγω της ύπαρξης χασμοσυνδέσμων μεταξύ των καρδιακών μυϊκών κυττάρων, ο προκύπτων ηλεκτρικός παλμός διαδίδεται αποτελεσματικά σε όλο το κολπικό μυοκάρδιο, καθιστώντας δυνατή την συντονισμένη συστολή των μυϊκών ινών.

Ο καρδιακός ηλεκτρικός παλμός που παράγεται από τον φλεβόκομβο διαδίδεται αρχικά στο κολπικό μυοκάρδιο, μεταδίδεται από κύτταρο σε κύτταρο μέσω των χασμοσυνδέσμων, επιτρέποντας τη σχεδόν συγχρονισμένη συστολή και των δύο κόλπων. Αντί να διαδοθεί απευθείας στο κοιλιακό μυοκάρδιο, που είναι φυσικά διαχωρισμένο από το κολπικό μέρος μέσω του ινώδους καρδιακού σκελετού, ο ηλεκτρικός παλμός μεταφέρεται μέσω ειδικών αγωγίμων ινών που συνδέουν τις κολπικές μυϊκές ίνες με τον κολποκοιλιακό κόμβο (A-V κόμβος). [3] [6]

Ο A-V κόμβος, ένας σημαντικός εξειδικευμένος καρδιακός μυϊκός ιστός, βρίσκεται στο κατώτερο τμήμα του διαφράγματος που χωρίζει τους κόλπους, ακριβώς κάτω από το ενδοκάρδιο. Ο A-V κόμβος παρέχει την μοναδική φυσιολογική αγωγή σύνδεση μεταξύ των κολπικών και των κοιλιακών συγκυτίων, καθώς ο ινώδης καρδιακός σκελετός δεν επιτρέπει την διαδοχή του ηλεκτρικού παλμού. Έτσι, ο A-V κόμβος λειτουργεί ως κρίσιμος κόμβος στην μετάδοση των ηλεκτρικών σημάτων από τους κόλπους προς τις κοιλίες, εξασφαλίζοντας την συντονισμένη λειτουργία της καρδιακής αντλίας.

Οι συνδετικές ίνες που μεταφέρουν τον ηλεκτρικό παλμό προς τον κολποκοιλιακό κόμβο (A-V κόμβος) έχουν μικρή διάμετρο, η οποία οδηγεί σε μια πιο αργή μετάδοση των ηλεκτρικών σημάτων. Αυτή η επιβράδυνση στη μετάδοση του σήματος είναι φυσιολογική και προσδίδει ένα κρίσιμο χρονικό περιθώριο επιτρέποντας στους κόλπους να ολοκληρώσουν πλήρως τη συστολή τους και να εκκενώσουν το αίμα που περιέχουν προς τις κοιλίες, πριν από την έναρξη της κοιλιακής συστολής. Η

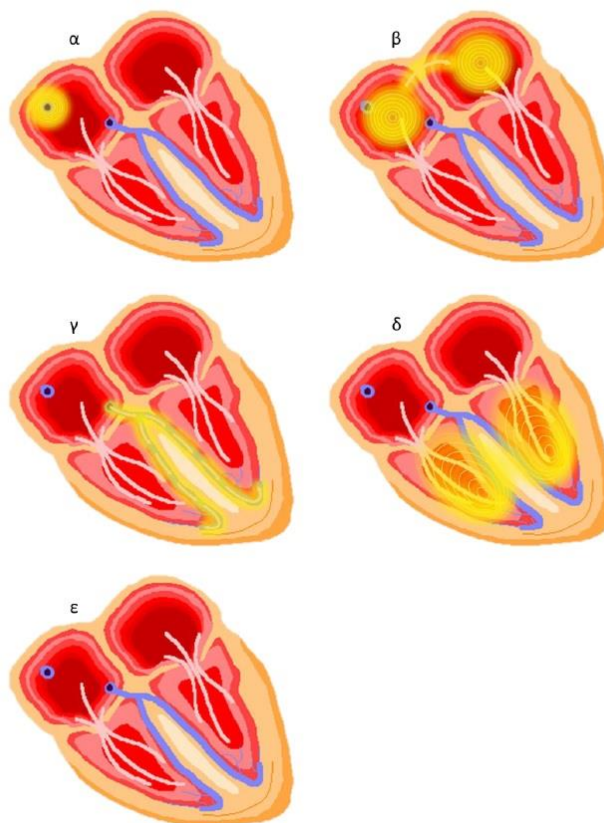
Κεφάλαιο 2

καθυστέρηση του ηλεκτρικού σήματος καθώς περνά διαμέσου του A-V κόμβου είναι σημαντική για την επίτευξη της σειριακής λειτουργίας της καρδιάς: πρώτα η συστολή των κόλπων και έπειτα των κοιλιών.

Αφού το ηλεκτρικό σήμα διασχίσει τον κολποκοιλιακό κόμβο (A-V κόμβο), συνεχίζει την πορεία του προς το κολποκοιλιακό δεμάτιο, ή δεμάτιο του His, που αποτελείται από μια ομάδα μεγάλων ινών. Αυτός ο καρδιακός παλμός διανύει γρήγορα την απόσταση μέσω του δεματίου, που εισέρχεται στο άνω τμήμα του μεσοκοιλιακού διαφράγματος και διακλαδίζεται σε δεξιό και αριστερό κλάδο. Αυτοί οι κλάδοι προχωρούν κάτω από το ενδοκάρδιο και, περίπου στη μέση της διαδρομής, διασχίζουν στις ίνες Purkinje.

Οι ίνες Purkinje είναι ευρύτερες και επιτρέπουν την ταχύτερη μετάδοση του ηλεκτρικού παλμού στις απομακρυσμένες περιοχές του κοιλικού μυοκαρδίου, σε σύγκριση με την αγωγιμότητα από κύτταρο σε κύτταρο. Αυτή η ταχεία διάδοση του παλμού εξασφαλίζει ότι οι κοιλίες διεγείρονται μαζικά και συστέλλονται συντονισμένα, λειτουργώντας ως ενιαίο σύνολο. Η ενοποιημένη αυτή διέγερση των κοιλιών είναι κρίσιμη για την αποτελεσματική αντλητική λειτουργία της καρδιάς, διασφαλίζοντας την ομαλή ώθηση του αίματος προς τις αρτηρίες και στη συνέχεια σε όλο το σώμα.

Στην παρακάτω Εικόνα 2.4 απεικονίζονται όλες οι διαδοχικές φάσεις της ηλεκτρικής διέγερσης της καρδιάς, ξεκινώντας από την παραγωγή του ηλεκτρικού ερεθίσματος στον φλεβόκομβο, στην συνέχεια απεικονίζεται η διέγερση του δεξιού και αριστερού κόλπου, γίνεται η επέκταση του ερεθίσματος με της κολποκοιλιακής σύνδεσης, διεγείρετε ο αριστερός και δεξιός κοιλιακός μυς και καταλήγει σε ηρεμία. [3] [6]



Εικόνα 2.4 Διαδοχικές φάσεις ηλεκτρικής διέγερσης της καρδιάς

2.2.4 Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ ή ECG) αποτελεί μια βασική διαγνωστική εξέταση που καταγράφει τις ηλεκτρικές διακυμάνσεις της καρδιάς κατά τη διάρκεια ενός πλήρους καρδιακού κύκλου. Αυτές οι ηλεκτρικές αλλαγές, που αντιπροσωπεύουν τα δυναμικά δράσης στο μυοκάρδιο, προκαλούν τη σύσπαση των καρδιακών μυών, αλλά διαφέρουν από τα δυναμικά δράσης που συμβαίνουν σε επίπεδο μεμονωμένων κυττάρων.

Η δυνατότητα των σωματικών υγρών να διαχέουν το ηλεκτρικό σήμα σημαίνει ότι οι ηλεκτρικές μεταβολές της καρδιάς μπορούν να ανιχνευθούν από ειδικά ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στην επιδερμίδα. Το ΗΚΓ παρέχει μια γραφική απεικόνιση αυτών των ηλεκτρικών διεργασιών, επιτρέποντας την αξιολόγηση της λειτουργίας της καρδιάς, την αναγνώριση πιθανών παθολογικών καταστάσεων και την παρακολούθηση της αποτελεσματικότητας της θεραπείας.

Η μέθοδος αυτή, χάρη στην ευκολία της στην καταγραφή και στο χαμηλό της κόστος, αλλά και στην υψηλή ιατρική της αξία, έχει καθιερωθεί ως ένα από τα βασικότερα διαγνωστικά εργαλεία στην καρδιολογία και στην ιατρική ευρύτερα. Επιπλέον, το ΗΚΓ αποτελεί το πλέον μελετημένο βιοϊατρικό σήμα στον τομέα της ιατρικής πληροφορικής και της βιοϊατρικής τεχνολογίας, με ένα τεράστιο αριθμό δημοσιευμένων μελετών που αφορούν την ανάλυση και ερμηνεία του, είτε σε φυσιολογικές συνθήκες είτε κάτω από συγκεκριμένες παθολογικές καταστάσεις.

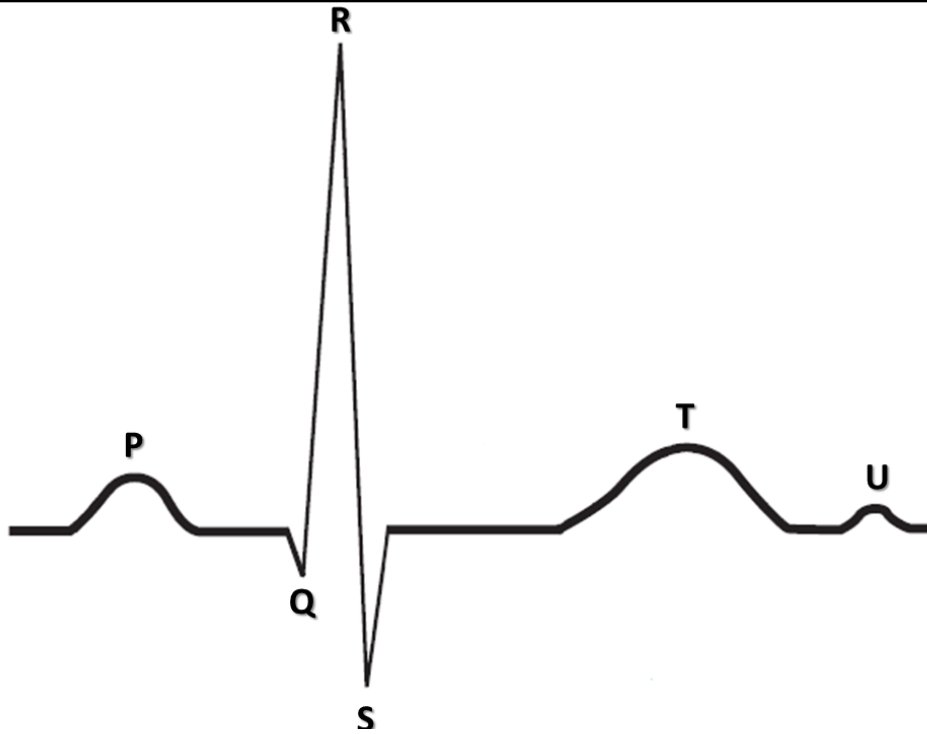
Για την πραγματοποίηση ενός Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG), χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στην επιδερμίδα και συνδέονται μέσω καλωδίων σε ένα ειδικό όργανο καταγραφής. Αυτό το όργανο είναι σχεδιασμένο να ανιχνεύει τις ελάχιστες ηλεκτρικές διακυμάνσεις που προκύπτουν από την καρδιακή δραστηριότητα, μεταφράζοντας αυτές τις μεταβολές σε κινήσεις μιας γραφίδας πάνω σε μια ταινία χαρτιού που κινείται με σταθερή ταχύτητα. Οι κινήσεις αυτές της γραφίδας καθέτως στην κατεύθυνση του χαρτιού αντικατοπτρίζουν τις ηλεκτρικές αλλαγές του μυοκαρδίου. Καθώς το χαρτί κινείται με γνωστό ρυθμό, η απόσταση μεταξύ των καταγεγραμμένων εκτροπών της γραφίδας αποτελεί ένδειξη του χρόνου που περνά μεταξύ διαφορετικών φάσεων του καρδιακού κύκλου.

Ένα φυσιολογικό ΗΚΓ περιλαμβάνει αρκετές μεταβολές ή κύματα, κατά τη διάρκεια κάθε καρδιακού κύκλου. Η διάδοση του ηλεκτρικού ερεθίσματος από τον φλεβόκομβο στους κόλπους και τις κοιλίες ονομάζεται εκπόλωση, ενώ η επάνοδος των μυϊκών κυττάρων της καρδιάς στην αρχική κατάσταση ηρεμίας ονομάζεται επαναπόλωση. Όταν ο φλεβόκομβος παράγει έναν καρδιακό παλμό, οι κολπικές ίνες αποπολώνονται, με συνέπεια τη παραγωγή μιας ηλεκτρικής διέγερσης που καταγράφεται στο ΗΚΓ σαν κύμα P. Το κύμα P αντιπροσωπεύει της κολπική εκπόλωση, έχει διάρκειά μέχρι 0,11 δευτερόλεπτα, το σχήμα του είναι κυκλικό και ομαλό και δεν περιλαμβάνει απότομα βυθίσματα ή κορυφές.

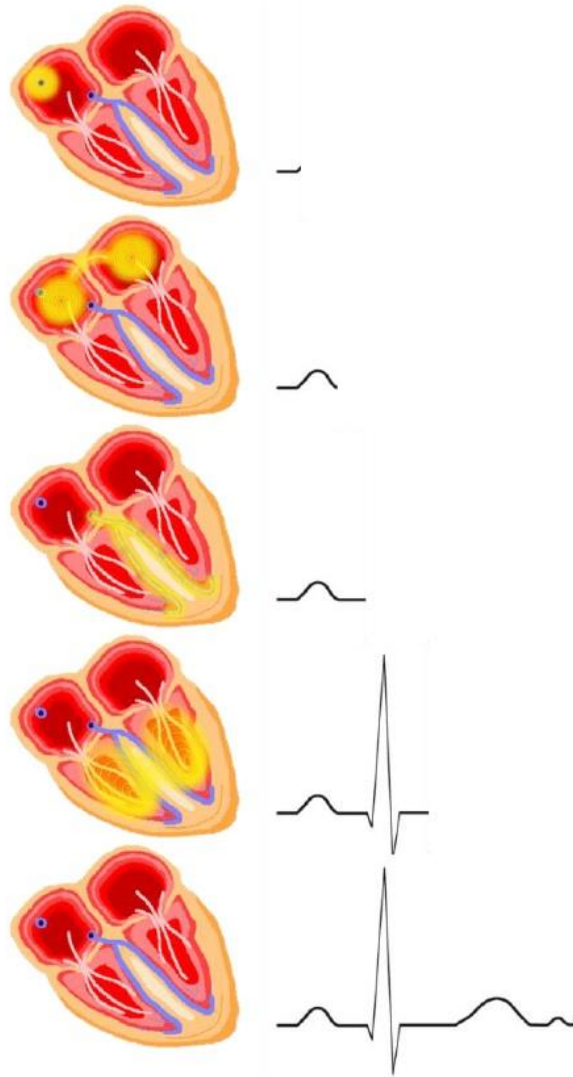
Όταν ο καρδιακός παλμός φθάσει στις κοιλιακές ίνες, αυτές αποπολώνονται γρήγορα. Επειδή τα κοιλιακά τοιχώματα είναι παχύτερα από εκείνα των κόλπων, οι ηλεκτρικές μεταβολές είναι μεγαλύτερες. Όταν η ηλεκτρική μεταβολή τελειώσει θα έχει καταγράψει ένα σήμα, που ονομάζεται σύμπλεγμα QRS το οποίο αποτελείται από τρία διακριτά κύματα (Q, R και S) αλλά σε πολλές περιπτώσεις ένα ή περισσότερα από αυτά μπορεί να απουσιάζουν. Το σύμπλεγμα QRS έχει διάρκεια 0,06–0,12 δευτερόλεπτα και αρχίζει με μικρή κατάσπαση (κύμα Q), ακολουθούμενη από μία μεγάλη ανάσπαση (κύμα R) και μια τελική μικρότερη κατάσπαση (κύμα S). Αυτό το σύμπλεγμα είναι αποτέλεσμα της αποπόλωσης των κοιλιακών ινών, ακριβώς πριν από τη συστολή των κοιλιακών τοιχωμάτων. [3] [6]

Κεφάλαιο 2

Τέλος οι κοιλιακές μυϊκές ίνες επαναπολώνονται αργά, παράγοντας ένα κύμα T, όπου με την καταγραφή του ολοκληρώνεται η απεικόνιση ενός ΗΚΓ. Το σχήμα ενός κύματος T, είναι κυκλικό και ομαλό και δεν περιλαμβάνει απότομα βυθίσματα ή κορυφές. Επιπλέον είναι ελαφρά ασύμμετρο με μετατοπισμένη την κορυφή του πιο κοντά στο τέλος ενώ η διάρκειά του κύματος είναι μικρότερη από 0,2 δευτερόλεπτα. Στις παρακάτω Εικόνες 2.5 & 2.6 απεικονίζεται η αναπαράσταση του ολόκληρου μοτίβου των κυμάτων, καθώς επίσης και η διαδοχικές φάσεις της καρδιακής λειτουργίας σε σχέση με την παραγωγή των κυμάτων. [3] [6]



Εικόνα 2.5 Σειρά των κυμάτων του ΗΚΓ



Εικόνα 2.6 Οι Φάσεις της καρδιακής λειτουργίας σε σχέση με το ΗΚΓ

2.2.5 Ο φλεβοκομβικός ρυθμός και η ρύθμιση του καρδιακού κύκλου.

Σε φυσιολογικές συνθήκες ο βηματοδότης της καρδιάς είναι ο φλεβόκομβος. Σε ειδικές όμως περιπτώσεις άλλα καρδιακά κύτταρα μπορούν να ενεργήσουν ως βηματοδότες, παράγοντας ηλεκτρικά ερεθίσματα τα οποία διαδίδονται στη συνέχεια στο μυοκάρδιο. Αυτή η ικανότητα που παρουσιάζουν διάφορα μυοκαρδιακά κύτταρα, να μπορούν δηλαδή να λειτουργήσουν ως βηματοδότες, παράγοντας αυτόματα ηλεκτρικά ερεθίσματα, χωρίς να δεχτούν κάποιο ερέθισμα από κάποιο γειτονικό κύτταρο, ονομάζεται αυτοματισμός της καρδιάς. Ο φλεβόκομβος συνήθως παράγει 70 έως 80 καρδιακούς παλμούς ανά λεπτό, που ονομάζεται φλεβοκομβικός ρυθμός. [3] [6]

Ο φλεβόκομβος, παρουσιάζοντας τη μεγαλύτερη συχνότητα αυτοματισμού, καταστέλλει τα υπόλοιπα κέντρα παραγωγής ηλεκτρικών ερεθισμάτων και επικρατεί υπό φυσιολογικές συνθήκες ως βηματοδότης της καρδιάς. Εάν ο φλεβόκομβος υποστεί βλάβη, τα ερεθίσματα που προέρχονται από τον κολποκοιλιακό κόμβο, μπορούν να ταξιδέψουν προς τα επάνω μέσα από το κολπικό μυοκάρδιο και προς τα κάτω εντός των κοιλιακών τοιχωμάτων, προκαλώντας διέγερση για συστολή. Σε αυτή την

περίπτωση ο κολποκοιλιακός κόμβος δρα ως δευτερεύων βηματοδότης, η καρδιά μπορεί να συνεχίσει να αντλεί το αίμα, αλλά σε έναν ρυθμό 40-60 παλμούς ανά λεπτό, που ονομάζεται κολποκοιλιακός ρυθμός. Ομοίως, μπορούν να λειτουργήσουν και οι Purkinje ίνες και να δημιουργήσουν ηλεκτρικές ώσεις, συστέλλοντας την καρδιά 15-40 φορές ανά λεπτό. Οι καρδιακοί παλμοί που δημιουργούνται από ηλεκτρικό ερέθισμα που δεν προέρχεται από τον φλεβόκομβο ονομάζονται έκτοποι. Ο αυτοματισμός έκτοπων βηματοδοτικών κέντρων μπορεί να αυξηθεί παθολογικά με αποτέλεσμα τα παραγόμενα ηλεκτρικά ερεθίσματα να ανταγωνίζονται τον φλεβόκομβο για τον έλεγχο των καρδιακών παλμών.

Ο όγκος του αίματος που αντλείται από την καρδιά προσαρμόζεται διαρκώς για να ικανοποιεί τις ανάγκες των κυττάρων του οργανισμού. Κατά την άσκηση, για παράδειγμα, ο καρδιακός ρυθμός αυξάνεται για να καλύψει τις αυξημένες απαιτήσεις των σκελετικών μυών για αίμα. Ο φλεβόκομβος, ελέγχει αυτή την προσαρμογή στον καρδιακό ρυθμό, με την επιρροή κινητήριων ηλεκτρικών διεγέρσεων από το συμπαθητικό και παρασυμπαθητικό νευρικό σύστημα.

Η καρδιά δέχεται ειδική νεύρωση από το αυτόνομο νευρικό σύστημα, το οποίο ελέγχει τις ακούσιες μυϊκές λειτουργίες, με τις συμπαθητικές και παρασυμπαθητικές ίνες να νευρώνουν διαφορετικά μέρη της καρδιάς. Οι συμπαθητικές ίνες αυξάνουν την καρδιακή συχνότητα και την ισχύ της συστολής, ενώ η παρασυμπαθητική νεύρωση, μέσω του πνευμονογαστρικού νεύρου, επιβραδύνει την καρδιακή συχνότητα και την αγωγή μέσω του κολποκοιλιακού κόμβου. Έτσι, το αυτόνομο νευρικό σύστημα παρέχει έναν αντισταθμιζόμενο έλεγχο πάνω στην καρδιακή λειτουργία, επιτρέποντας την επιτάχυνση ή επιβράδυνση της καρδιακής συχνότητας ανάλογα με τις συνθήκες.

Η αυτόνομη νεύρωση της καρδιάς, μέσω της διαφορετικής ενεργοποίησης των συμπαθητικών και παρασυμπαθητικών νευρικών ινών, εξασφαλίζει την ικανότητα της καρδιάς να προσαρμόζεται ευέλικτα στις διαφορετικές απαιτήσεις του οργανισμού, είτε αυτές προκύπτουν από έντονη σωματική άσκηση είτε από άλλες συνθήκες. [3] [6]

2.2.6 Παθολογικές Καταστάσεις - Αρρυθμίες.

Κάθε έτος, αρρυθμίες, δηλαδή ακανόνιστοι ή υπερβολικά γρήγοροι καρδιακοί ρυθμοί, είναι η αιτία θανάτου για πολλούς ανθρώπους παγκοσμίως. Μια τέτοια αρρυθμία, η ταχυκαρδία, χαρακτηρίζεται από έναν ασυνήθιστα γρήγορο ρυθμό, συνήθως πάνω από 100 παλμούς ανά λεπτό, με τους ενήλικες να μπορούν να εμφανίσουν ταχυκαρδία μεταξύ 100 και 180 παλμών το λεπτό. Παρότι η ταχυκαρδία είναι μια μορφή αρρυθμίας, δεν θεωρείται πάντα παθολογική κατάσταση, καθώς φυσιολογικά άτομα μπορούν να εμφανίσουν ταχυκαρδία κατά τη διάρκεια φυσικής άσκησης ή σε καταστάσεις έντονης ψυχικής διέγερσης.

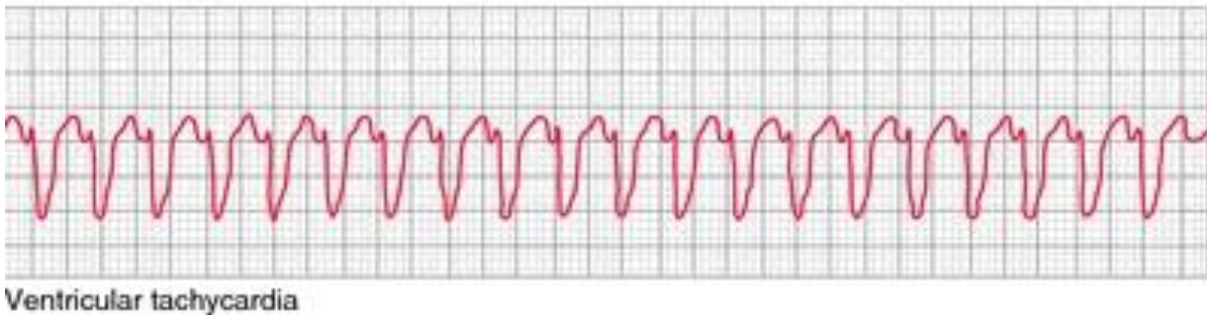
Ωστόσο, παράγοντες όπως η αύξηση της θερμοκρασίας του σώματος, η χρήση ορισμένων φαρμάκων ή ορμονών, καρδιακές παθήσεις, η αναιμία, ή καταστάσεις σοκ, όπως η σοβαρή απώλεια αίματος, μπορούν επίσης να προκαλέσουν ταχυκαρδία. Γενικά όταν η ταχυκαρδία προκύπτει από φυσιολογική αύξηση της παραγωγής ηλεκτρικών ερεθισμάτων από τον φλεβόκομβο, λόγω διάφορων συνθηκών, αναφέρεται ως φυσιολογική φλεβοκομβική ταχυκαρδία. [3] [6]

Όταν η ταχυκαρδία προέρχεται από άλλη περιοχή της καρδιάς εκτός του φλεβόκομβου, θεωρείται παθολογική. Αυτό συμβαίνει επίσης και όταν η ταχυκαρδία προκύπτει από τον φλεβόκομβο χωρίς κάποια εμφανή αιτία, κατάσταση που αναφέρεται ως απρόσφορη ή αναίτια φλεβοκομβική ταχυκαρδία. Εάν η ταχυκαρδία έχει την προέλευσή της στις κοιλίες, αναφέρεται ως κοιλιακή ταχυκαρδία, η οποία είναι σπάνια αλλά μπορεί να είναι ιδιαίτερα επικίνδυνη, ειδικά αν διαρκεί περισσότερο από 30 δευτερόλεπτα. Ταχυκαρδία που προέρχεται από τους κόλπους, τις πνευμονικές

φλέβες, ή τον κολποκοιλιακό κόμβο, συμπεριλαμβανομένου και του στελέχους του δεματίου του His, ονομάζεται Υπερκοιλιακή Ταχυκαρδία. Στις παρακάτω εικόνες απεικονίζεται το ΗΚΓ της φλεβοκομβικής ταχυκαρδίας και της κολπικής ταχυκαρδίας.



Εικόνα 2.7 ΗΚΓ Φλεβοκομβικής ταχυκαρδίας



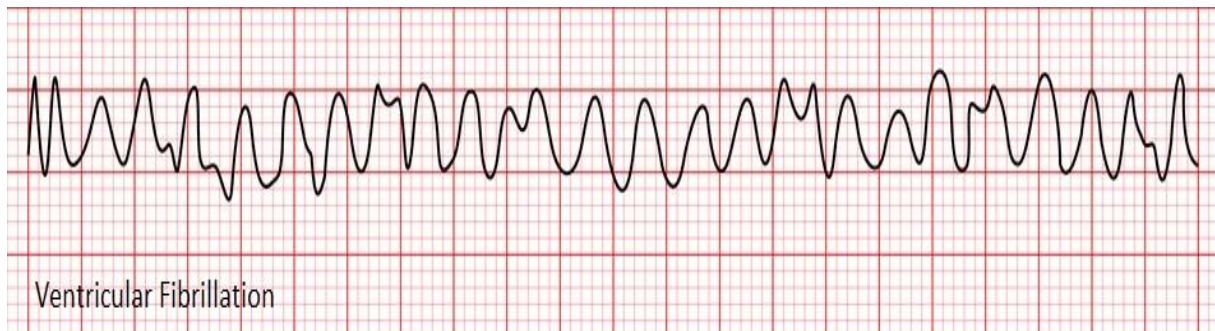
Εικόνα 2.8 ΗΚΓ Κολπικής ταχυκαρδίας

Στον αντίποδα η επιβράδυνση του καρδιακού ρυθμού, συνήθως μικρότερος από εξήντα παλμούς ανά λεπτό, ονομάζεται βραδυκαρδία και μπορεί να προκληθεί από διάφορους παράγοντες, όπως η υποθερμία, παρασυμπαθητική διέγερση του φλεβόκομβου, τη χρήση συγκεκριμένων φαρμάκων, ή ακόμα και κατά τη διάρκεια του ύπνου. Επίσης αθλητές μπορεί επίσης να εμφανίζουν βραδυκαρδία, καθώς η καρδιά τους έχει την ικανότητα να αντλεί μεγαλύτερο όγκο αίματος με κάθε συστολή, επιτρέποντας την επίτευξη των απαιτήσεων του σώματος με λιγότερους καρδιακούς παλμούς. [3] [6]



Εικόνα 2.9 ΗΚΓ Φλεβοκομβικής βραδυκαρδίας

Μια ακόμα αρρυθμία είναι η μαρμαρυγή η οποία αποτελεί μια σοβαρή και πιθανώς ζωής απειλητική αρρυθμία, κατά την οποία ορισμένες περιοχές του καρδιακού ιστού ενεργοποιούνται με ανοργάνωτο και ασυντόνιστο τρόπο. Αυτό οδηγεί σε αναποτελεσματική συστολή του μυοκαρδίου, καθιστώντας την αντλητική λειτουργία της καρδιάς ανεπαρκή. Η κοιλιακή μαρμαρυγή συνήθως δεν αποτελεί απειλή για τη ζωή, διότι οι κοιλίες εξακολουθούν να λειτουργούν, ωστόσο, η κοιλιακή μαρμαρυγή είναι ιδιαίτερα επικίνδυνη και μπορεί να οδηγήσει σε θάνατο. Παράγοντες όπως αποφράξεις των στεφανιαίων αρτηριών, τοξίνες, ηλεκτροπληξία ή σωματικές βλάβες μπορούν να προκαλέσουν κοιλιακή μαρμαρυγή. Σε τέτοιες περιπτώσεις, η άμεση επαναφορά του καρδιακού ρυθμού με τη χρήση απινιδωτή είναι κρίσιμη για τη διατήρηση της ζωής. Στις παρακάτω εικόνες απεικονίζεται το ΗΚΓ της κοιλιακής και κοιλιακής μαρμαρυγής αντίστοιχα. [3] [6]



Εικόνα 2.10 ΗΚΓ Κοιλιακής μαρμαρυγής



Εικόνα 2.11 ΗΚΓ Κοιλιακής μαρμαρυγής

Μια τελευταία αρρυθμία στην οποία αξίζει να αναφερθούμε είναι ο περυγισμός, γνωστός και ως φτερούγισμα, αποτελεί μια μορφή αρρυθμίας όπου ένας από τους θαλάμους της καρδιάς συστέλλεται με ασυνήθιστα υψηλή συχνότητα, φθάνοντας τις 250 έως 350 συστολές ανά λεπτό. Αν και μπορεί να συμβεί περιστασιακά σε υγιείς καρδιές, συχνότερα συνδέεται με κάποιον υποκείμενο μυοκαρδιακό πρόβλημα (Εικόνα 2.12). [3] [6]



Εικόνα 2.12 ΗΚΓ Κολπικού πτερυγισμού

2.3 Παλμική Οξυμετρία

Στο παρακάτω κεφάλαιο θα αναλυθούν οι θεωρητικές αρχές πάνω στις οποίες βασίζεται η παλμική οξυμετρία κάνοντας ουσιαστικά χρήση του φωτός ώστε να υπολογιστεί το κορεσμένο οξυγόνο μέσα στο αίμα.

2.3.1 Κορεσμένο Οξυγόνο

Το οξυγόνο εισέρχεται στους πνεύμονες και, στη συνέχεια, περνά στο αίμα όπου με την σειρά του μεταφέρει το οξυγόνο στα διάφορα όργανα του σώματός μας. Το αίμα μεταφέρει το οξυγόνο στα διάφορα όργανα του σώματός μας, χρησιμοποιώντας ως όχημα την αιμοσφαιρίνη ή αλλιώς αιμογλοβίνη. Το αίμα με την αιμοσφαιρίνη που είναι γεμάτη με οξυγόνο και ονομάζεται οξυαιμοσφαιρίνη, ή αλλιώς «οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη» (HbO₂), ρέει μέσα από τις αρτηρίες στα διάφορα όργανα. Εκεί η αιμοσφαιρίνη απελευθερώνει το οξυγόνο και μετατρέπεται σε δεοξυαιμοσφαιρίνη ή αλλιώς «μη οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη» (Hb). Η δεοξυαιμοσφαιρίνη, μέσω των φλεβών, μεταφέρεται προς την καρδιά ώστε να προμηθευτεί ξανά οξυγόνο.

Ο κορεσμός του οξυγόνου που συνήθως αναφέρεται ως SpO₂, ορίζεται ως ο λόγος της οξυαιμοσφαιρίνης προς την συνολική ποσότητα αιμοσφαιρίνης που είναι παρούσα στο αίμα και περιγράφεται από την παρακάτω εξίσωση: [7] [8]

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \quad (2.1)$$

2.3.2 Παλμικό οξύμετρο

Η μέτρηση της οξυγόνωσης του αίματος ενός ανθρώπου αποτελεί μια πάρα πολύ χρήσιμη μέτρηση η οποία βρίσκει εφαρμογές τόσο σε χειρουργικές αίθουσες όσο σε μονάδες εντατικής θεραπείας. Η παλμική οξυμετρία είναι μια μέθοδος μη επεμβατική, εύκολη στη χρήση, οικονομική και αρκετά ασφαλής.

Η λειτουργία των παλμικών οξυμέτρων, τα οποία χρησιμοποιούνται στην παρακολούθηση του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα, στηρίζεται σε τρεις βασικές φυσικές ιδιότητες που σχετίζονται με την απορρόφηση φωτός από την αιμοσφαιρίνη (Hb). Αυτές οι ιδιότητες επιτρέπουν την μέτρηση της ποσότητας του οξυγόνου που δεσμεύεται στην αιμοσφαιρίνη. [8] [9]

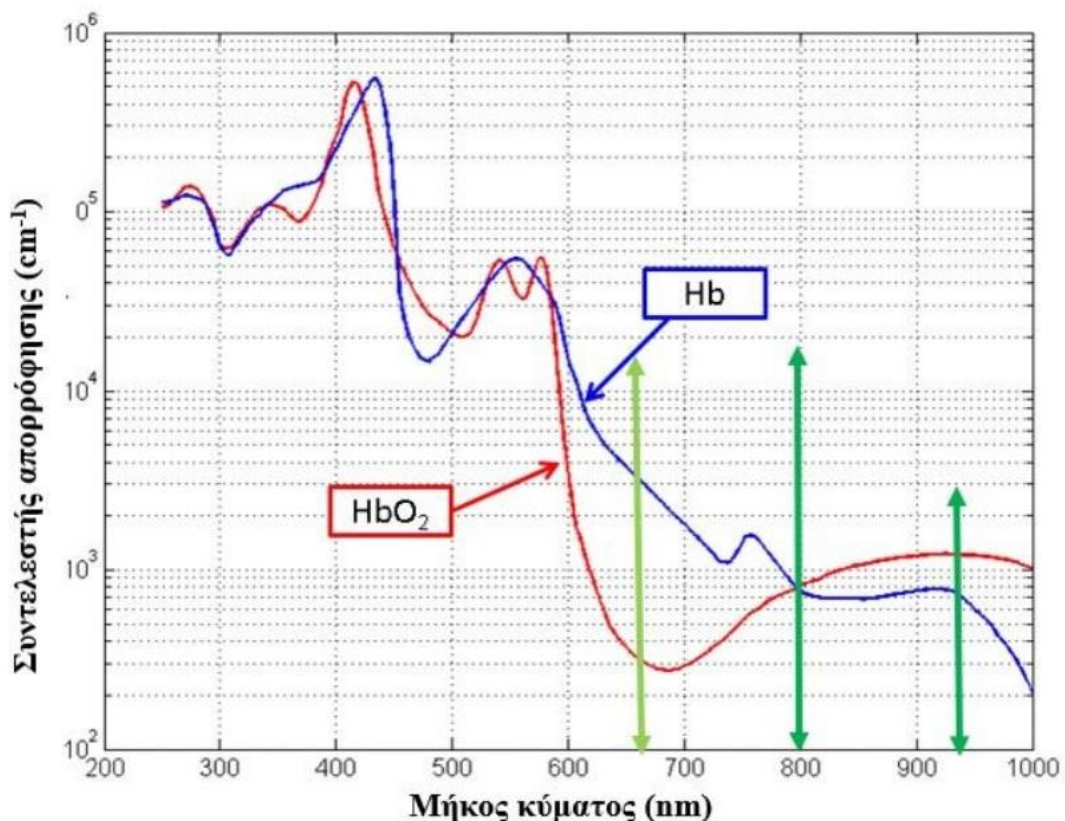
Αρχή της Αναλογίας Απορρόφησης και Συγκέντρωσης (Νόμος του Beer – βάση της φασματοφωτομετρίας): Η πρώτη ιδιότητα αναφέρεται στο γεγονός ότι η ποσότητα του φωτός που απορροφάτε από την αιμοσφαιρίνη είναι ανάλογη με τη συγκέντρωση της Hb στο αίμα. Αυτό

σημαίνει ότι όσο περισσότερη Hb περιέχεται σε ένα δεδομένο όγκο αίματος, τόσο περισσότερο φως θα απορροφηθεί. Τα παλμικά οξύμετρα χρησιμοποιούν αυτή την αρχή για να υπολογίσουν τη συγκέντρωση της Hb.

Αρχή της Αναλογίας Απορρόφησης και Διαδρομής του Φωτός (Νόμος του Lambert): Η δεύτερη ιδιότητα διαπιστώνει ότι η ποσότητα του φωτός που απορροφάται είναι επίσης ανάλογη με το μήκος της διαδρομής που διανύει το φως μέσα στην απορροφητική ουσία. Σε περιπτώσεις όπου το φως διανύει μεγαλύτερη διαδρομή μέσα στο αίμα, όπως σε περισσότερο πλατιές αρτηρίες, θα απορροφηθεί περισσότερο φως λόγω της αυξημένης επαφής με Hb.

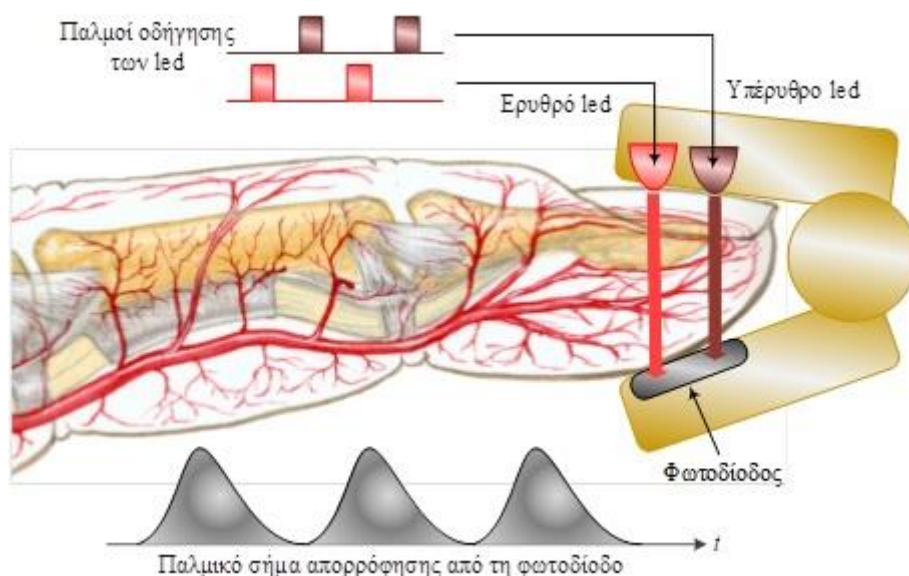
Διαφορετική Απορρόφηση Φωτός ανάλογα με την Οξυγόνωση της Hb: Η τρίτη και πιο κρίσιμη ιδιότητα αναφέρεται στο πώς η οξυγονωμένη και η μη οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη απορροφούν διαφορετικά μήκη κύματος φωτός. Η οξυγονωμένη Hb απορροφά περισσότερο υπέρυθρο φως, ενώ η μη οξυγονωμένη Hb απορροφά περισσότερο ερυθρό φως. Αυτή η διαφορετική απορρόφηση επιτρέπει στα παλμικά οξύμετρα να διακρίνουν την ποσότητα της οξυγονωμένης έναντι της μη οξυγονωμένης Hb, προσφέροντας μια ακριβή εκτίμηση του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα.

Η οξυαιμοσφαιρίνη και η δεοξυαιμοσφαιρίνη απορροφούν το φως διαφορετικά, ειδικά στις περιοχές του ερυθρού και του υπέρυθρου φωτός με κρίσιμο σημείο σε αυτή τη διαδικασία το ισοσβεστικό σημείο στα 800 nm, όπου οι καμπύλες απορρόφησης των δύο μορφών διασταυρώνονται., όπως καταδεικνύεται από τα φάσματα απορρόφησης στην παρακάτω εικόνα. [8] [9]



Εικόνα 2.13 Φάσματα απορρόφησης οξυαιμοσφαιρίνης (κόκκινη γραμμή) και δεοξυαιμοσφαιρίνης (μπλε γραμμή)

Μετρώντας την απορρόφηση φωτός και πριν και μετά από αυτό το σημείο, τα παλμικά οξύμετρα μπορούν να προσδιορίσουν τη συγκέντρωση και την οξυγόνωση του αίματος. Για τη μέγιστη ακρίβεια, χρησιμοποιούνται δύο δίοδοι φωτός που εκπέμπουν σε δύο διαφορετικά μήκη κύματος: στα 660 nm (ερυθρό φως), όπου η δεοξυαιμοσφαιρίνη απορροφά περισσότερο, και στα 940 nm (υπέρυθρο φως), όπου η οξυαιμοσφαιρίνη απορροφά περισσότερο. Αυτή η επιλογή μηκών κύματος βελτιστοποιεί τους λόγους απορρόφησης μεταξύ των δύο μορφών, επιτρέποντας την ακριβή εκτίμηση του ποσοστού κορεσμού του αίματος σε οξυγόνο. [8] [9]



Εικόνα 2.14 Σχηματική απεικόνιση των διόδων led στην επάνω μεριά του δακτύλου και της φωτοδίοδου που δρα ως αποδέκτης του φωτός από την μεριά

Στη μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου με το παλμικό οξύμετρο, προκύπτει μια σημαντική πρόκληση λόγω της απορρόφησης φωτός από στοιχεία του σώματος άλλα από το αρτηριακό αίμα, όπως το δέρμα και άλλοι ιστοί. Αυτή η απορρόφηση από τους γύρω ιστούς μπορεί να διαφέρει σημαντικά ανάλογα με τα φυσικά χαρακτηριστικά του δακτύλου, όπως το πάχος ή την παρουσία λιπώδους ιστού, δυσκολεύοντας την ακριβή εκτίμηση του κορεσμού οξυγόνου.

Ωστόσο, το παλμικό οξύμετρο αντιμετωπίζει αυτό το πρόβλημα, εκμεταλλευόμενο το γεγονός ότι το αρτηριακό αίμα είναι το μόνο στοιχείο εντός του δακτύλου που πάλλεται (οπτική πληθυσμογραφία), δηλαδή το μόνο που έχει παλμικές αλλαγές στην απορρόφηση φωτός. Αυτές οι παλμικές αλλαγές δίνουν τη δυνατότητα στο οξύμετρο να διακρίνει την απορρόφηση που οφείλεται στο αρτηριακό αίμα από αυτή που οφείλεται στους μη παλλόμενους ιστούς. [8] [9]



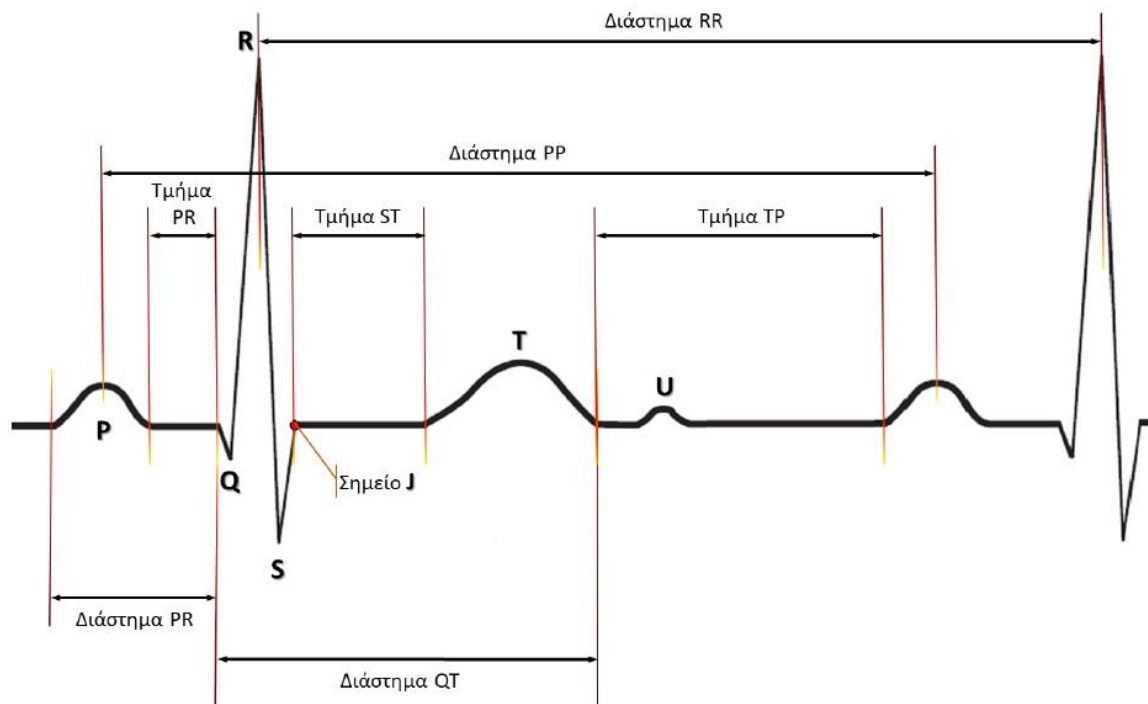
Εικόνα 2.15 Παλμικό οξύμετρο

2.3.3 Καρδιακός Ρυθμός

Ο καρδιακός ρυθμός αποτελεί βασική ζωτική παράμετρος για πολλούς λόγους, καθώς είναι ένδειξη της λειτουργίας της καρδιάς αντικατοπτρίζοντας την ικανότητα της να αντλεί αίμα στο σώμα και να παρέχει οξυγόνο και θρεπτικά στοιχεία στα κύτταρα του. Επιπλέον ακραίες τιμές καρδιακού ρυθμού, είτε υψηλές (ταχυκαρδία) είτε χαμηλές (βραδυκαρδία), μπορούν να υποδηλώσουν υποκείμενα ιατρικά ζητήματα, όπως καρδιακές παθήσεις όπως αναλύθηκε εκτενώς στο κεφάλαιο 2.2.6.

Η ανίχνευση του καρδιακού ρυθμού μέσω του οξύμετρου αποτελεί απόρροια της οπτική πληθυσμογραφία. Όπως αναφέρθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο, το παλμικό οξύμετρο ανιχνεύει τις αλλαγές στην απορρόφηση του φωτός που διέρχεται μέσα από το δάχτυλο καθώς το αρτηριακό αίμα πάλλει με κάθε καρδιακό παλμό καθώς συσπάτε η καρδιά. Η φωτοδίοδος του οξυμέτρου καταγράφει τις αλλαγές στην απορρόφηση φωτός που συμβαίνουν με κάθε καρδιακό παλμό, έτσι κάθε αύξηση στην απορρόφηση, η οποία συμβαίνει λόγω της αυξημένης παρουσίας αρτηριακού αίματος κατά τη διάρκεια ενός παλμού, αντιστοιχεί και σε έναν καρδιακό παλμό. Κατά αυτό τον τρόπο αναλύοντας της συχνότητας αυτών των παλμικών διακυμάνσεων απορρόφησης φωτός, το παλμικό οξύμετρο μπορεί να υπολογίσει τον καρδιακό ρυθμό. μετρώντας πόσες τέτοιες διακυμάνσεις συμβαίνουν ανά λεπτό. [8]

Ένας ακόμα τρόπος για την ακριβέστερη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού βασίζεται στην ανάλυση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος εντοπίζοντας της κορυφές R και στην συνέχεια υπολογίζοντας την απόσταση μεταξύ των διαδοχικών αυτών κορυφών. Το σήμα που προκύπτει λέγεται RR. [6]



Εικόνα 2.16 Διάστημα RR

Παρακάτω ακολουθεί ένας συνοπτικός πίνακας στον οποίο αναγράφονται οι τυπικές τιμές του καρδιακού παλμού ηρεμίας που συναντώνται σε έναν ενήλικα σε διάφορες ηλικιακές ομάδες. [6]

Πίνακας 2.1 Τυπικές τιμές καρδιακών παλμών σε ηρεμία ανά ηλικιακή ομάδα

Ηλικιακή ομάδα	Τυπική τιμή καρδιακού παλμού σε ηρεμία
18-20	81
21-30	80
31-40	78
41-50	75
51-60	73
61-70	73
71-80	74
Πάνω από 80	78

2.4 Θερμοκρασία σώματος

Η θερμοκρασία του σώματος θεωρείται βασική ζωτική παράμετρος, καθώς αποτελεί ένδειξη της ομαλής λειτουργίας του μεταβολισμού και της υγείας του ανθρώπου. Η θερμοκρασία του σώματος η οποία είναι πολύπλοκη και μη γραμμική επηρεάζεται από πολλούς παράγοντες, εσωτερικούς και εξωτερικούς. Η ρύθμισή της συμβαίνει στον υποθάλαμο του εγκεφάλου και ορίζεται σε ένα στενό θερμοδυναμικό εύρος διότι είναι κρίσιμη για την επιβίωση. Αυτή η θερμική ισορροπία είναι απαραίτητη για την ομαλή λειτουργία των ενζύμων και άλλων μεταβολικών διεργασιών.

Αλλαγές στη θερμοκρασία του σώματος μπορούν να υποδηλώσουν την παρουσία παθήσεων ή άλλων ιατρικών καταστάσεων όπως για παραδείγματα ο πυρετό μπορεί να υποδηλώνει λοίμωξη από κάποια μόλυνση. Επιπλέον η παρακολούθηση της θερμοκρασίας αποτελεί σημαντικό παράγοντα στην αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας ιατρικών ή φαρμακευτικών παρεμβάσεων. Η φυσιολογική θερμοκρασία του σώματος ενός υγιούς ενήλικα είναι περίπου 37 βαθμοί Κελσίου ενώ συνήθως κυμαίνεται από 36,5 έως 37,5 βαθμούς Κελσίου. [1]

2.5 Επίλογος

Στις παραπάνω ενότητες αναπτύχθηκε το θεωρητικό υπόβαθρο και έγινε εκτενής ανάλυση σχετικά με τα ζωτικά σημεία τα οποία θα επιτηρεί η συσκευή παρακολούθησης. Περιεγράφηκαν οι μηχανισμοί που παράγουν τα βιοϊατρικά σήματα που επιλέχθηκαν καθώς επίσης και οι τεχνικές στις οποίες βασίζονται οι αισθητήρες για την ανίχνευση τους στο ανθρώπινο σώμα.

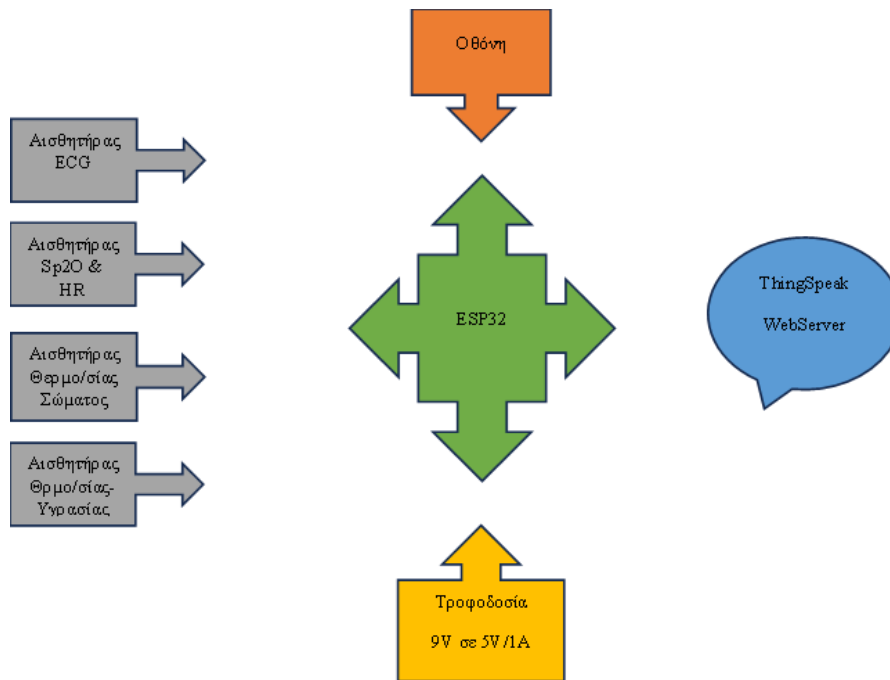
Κεφάλαιο 3ο: Υλοποίηση συστήματος καταγραφής

3.1 Εισαγωγή

Στα επόμενα κεφάλαια θα πραγματοποιηθεί μια λεπτομερής εξέταση των δύο βασικών στοιχείων του συστήματος καταγραφής ζωτικών δεικτών. Αρχικά θα γίνει η περιγραφή & ανάλυση του υλικού μέρους της συσκευής που περιλαμβάνει τους αισθητήρες, τον μικροελεκτή, το τυπωμένο κύκλωμα στην πλακέτα και το κύκλωμα τροφοδοσίας. Κατόπιν, θα γίνει παρουσίαση του λογισμικού που αναπτύχθηκε για τον έλεγχο όλων των περιφερειακών και αισθητήρων μέσω του ESP32, καθώς και για την αποστολή των μετρήσεων που συλλέγονται, κατά την διάρκεια λειτουργίας της συσκευής, σε cloud πλατφόρμα μέσω Wi-Fi.

3.2 Εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν

Στα παρακάτω κεφάλαια αναλύονται όλα τα μέρη της συσκευής, τα αισθητήρια και τα εξαρτήματα που απαρτίζουν την συσκευή μαζί με τα βασικά χαρακτηριστικά τους.



Εικόνα 3.1 Δομικό διάγραμμα συσκευής

3.2.1 Μικροελεγκτής ESP32

Για την κατασκευή της συσκευής, επιλέχθηκε ως κεντρικός μικροελεγκτής ο ESP32 της εταιρείας Espressif, ο οποίος διαθέτει ισχυρή επεξεργαστική ισχύ, χαμηλό κόστος και πληθώρα διαθέσιμων περιφερειακών. Η επιλογή έγινε όχι μόνο με γνώμονα την τρέχουσα λειτουργικότητα της συσκευής αλλά και από τον σχεδιασμό για μελλοντικές επεκτάσεις της. Επιπλέον προσφέρει ευρύ φάσμα δυνατοτήτων τόσο για ενσύρματες όσο και για ασύρματες διασυνδέσεις, καθιστώντας τον προτιμητέα επιλογή στα πλαίσια αυτής της υλοποίησης.

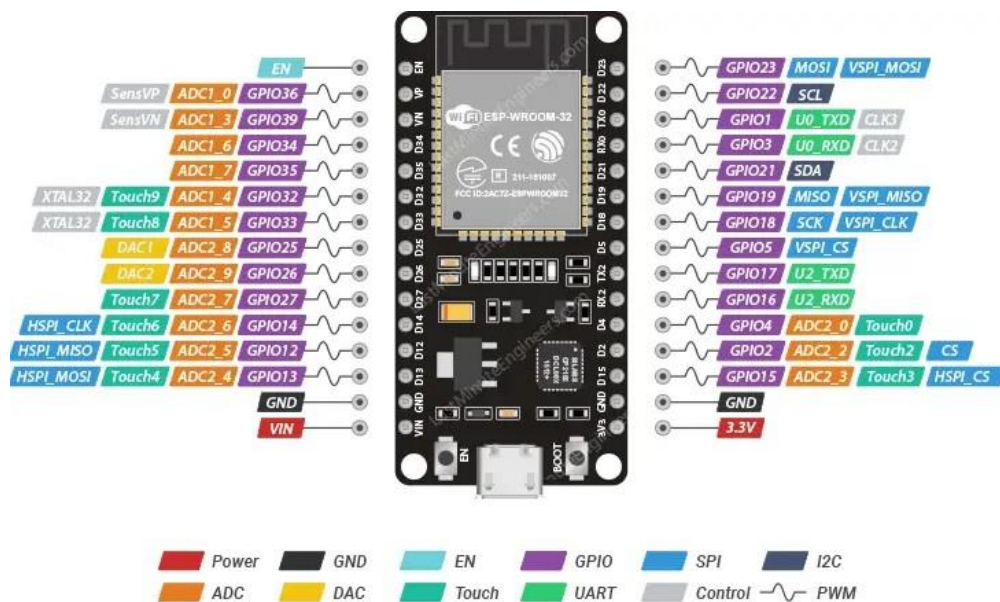
Στην παρούσα εργασία, επιλέχθηκε το ESP32 Development Board - DEVKIT V1 με 30 φυσικούς ακροδέκτες εκ των οποίων οι 4 αποτελούν τροφοδοσία και γείωση και ένας enable. Οι υπόλοιποι 25 φυσικοί ακροδέκτες αντιστοιχούν σε 48 συνολικά GPIO pins χάρη στη δυνατότητα πολυπλεξίας

Κεφάλαιο 3

ακροδεκτών (pin multiplexing) του ESP32, η οποία επιτρέπει σε πολλαπλά περιφερειακά να μοιράζονται έναν μόνο ακροδέκτη GPIO. [10]

Σε αυτούς τους ακροδέκτες μπορούν να ανατεθούν διάφορα περιφερειακά καθήκοντα, όπως:

- 15 SAR ADC κανάλια 12-bit
- 2 δίαυλοι UART
- 25 έξοδοι PWM
- 2 δίαυλοι DAC
- 3 δίαυλοι SPI
- 1 διεπαφή I2C
- 2 διεπαφές I2S
- 9 κανάλια αισθητήρων αφής (capacitive touch sensing)
- Διεπαφή Wi-Fi / 2,4GHz
- Διεπαφή Bluetooth



Εικόνα 3.2 Μικροελεγκτής ESP32

Για τις ανάγκες της εφαρμογής έγινε η χρήση των παρακάτω διασυνδέσεων:

- 3 ψηφιακές εισοδοι: GPIO 27, 32, 33
- 1 αναλογική είσοδος: GPIO 34
- 3 ψηφιακές έξοδοι: GPIO 2, 4, 5
- Επικοινωνία SPI: GPIO 18, 23
- Επικοινωνία I2C: GPIO 21, 22
- Πρωτόκολλο OneWire: GPIO 26

3.2.2 Αισθητήριο AD8232

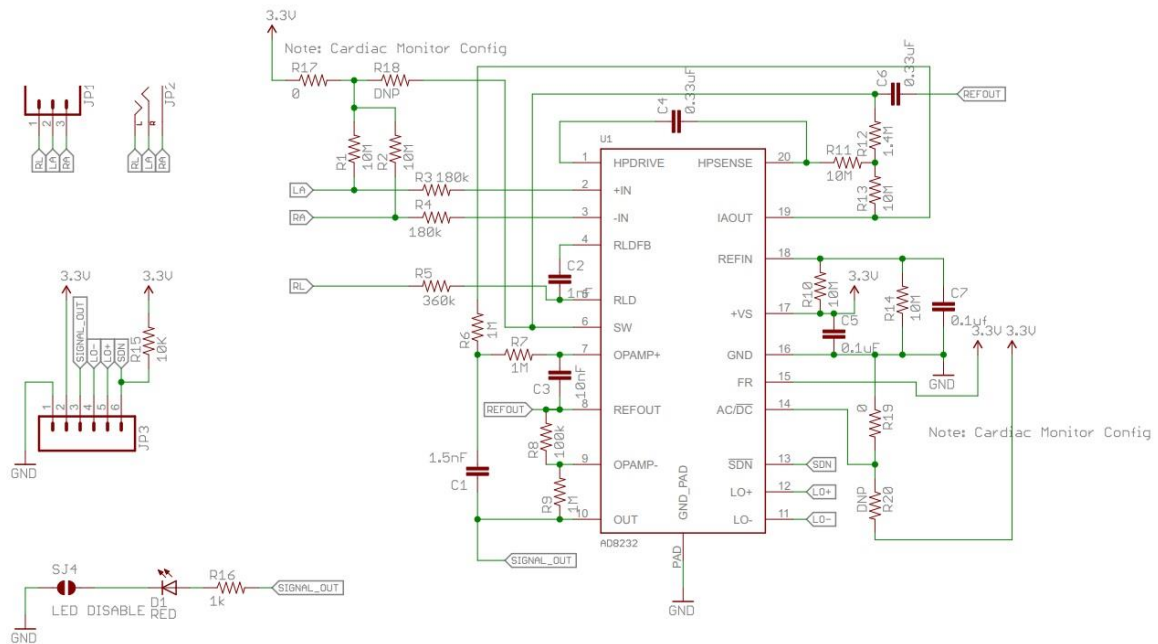
Ο αισθητήρας AD8232 SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor είναι πλακέτα που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Αυτή η ηλεκτρική δραστηριότητα

μπορεί να καταγραφεί ως ηλεκτροκαρδιογράφημα και να εξέλθει ως αναλογική ένδειξη από τον αντίστοιχο ακροδέκτη στον αισθητήρα.

Η πλακέτα είναι χτισμένη γύρω από το AD8232 ολοκληρωμένο μονολιθικής υλοποίησης η οποία περιλαμβάνει όλη την front end αναλογική βαθμίδα μίας συσκευής ηλεκτροκαρδιογραφίας. Σε αυτή περιλαμβάνεται ένας ενισχυτής οργανολογίας ο οποίος λαμβάνει και ενισχύει το διαφορικό σήμα που παράγεται από την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς και ένας op amp ενισχυτή για την επιπλέον ενίσχυση του σήματος πριν την αναλογική έξοδο.

Περιλαμβάνει επίσης κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού (Right Leg Drive Amplifier - RLD) το οποίο είναι ένας διαφορικός ενισχυτής που λαμβάνει το κοινό σήμα από τον ενισχυτή οργανολογίας, το αντιστρέφει, και το ξαναστέλνει στο σώμα, μηδενίζοντάς έτσι το κοινό σήμα στο σώμα, αλλά και επιπλέον φίλτρα υπερατά και χαμηλοπερατά με δυνατότητα ενίσχυσης του σήματος, για την μείωση των θορύβων από λοιπές πηγές, όπως τα 50/60 Hz του δικτύου.

Ο αισθητήρας τροφοδοτείται από 3.3V, με το AD8232 να έχει εξαιρετικά χαμηλή κατανάλωση ρεύματος (170 μ A τυπική κατανάλωση), καθιστώντας ιδανικό για φορητές συσκευές τροφοδοτούμενες από μπαταρία. Στην παρακάτω εικόνα απεικονίζεται το σχηματικό κυκλώματος του αισθητηρίου. [11] [12]



Εικόνα 3.3 Σχηματικό κυκλώματος αισθητηρίου AD8232



Εικόνα 3.4 Αισθητήρας AD8232

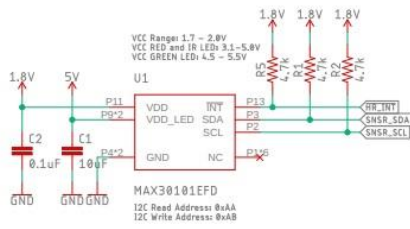
3.2.3 Αισθητήριο MAX30101 & MAX32664

Για την λήψη μετρήσεων τόσο για το κορεσμένο οξυγόνο αλλά και τον καρδιακό ρυθμό του ασθενή έχει επιλεγθεί ο αισθητήρας MAX30101 & MAX32664. Στην πλακέτα του αισθητήρα βρίσκουμε το ολοκληρωμένο MAX30101 το οποίο λαμβάνει τις μετρήσεις και δρα ως οξύμετρο αλλά και ανιχνευτής του καρδιακού ρυθμού μέσω των Led χρησιμοποιώντας την τεχνική της φωτοπλεθυσμογραφία. Παράλληλα η πλακέτα περιλαμβάνει και τον MAX32664, έναν Cortex M4 επεξεργαστή που ενσωματώνει αλγορίθμους ψηφιακής επεξεργασίας και ψηφιακού φιλτραρίσματος, των μετρήσεων που λαμβάνει το MAX30101.

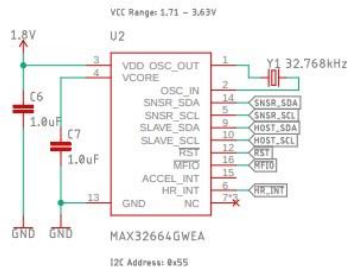
Η επικοινωνία του αισθητήρα με το ESP32 επιτυγχάνεται με το πρωτόκολλο επικοινωνίας I2C ενώ ο αισθητήρας τροφοδοτείται με 3.3V και τα ολοκληρωμένα δίνουν μεγάλη έμφαση στην χαμηλή κατανάλωση. [13] [14] [15]

Στην παρακάτω εικόνα απεικονίζεται το σχηματικό κυκλώματος του αισθητηρίου.

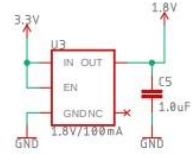
MAX30101 Pulse Oximeter and Heart Rate Sensor



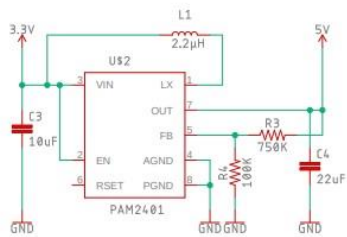
MAX32644 Biometric HUB



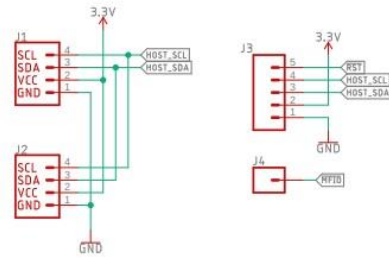
1.8V VREG



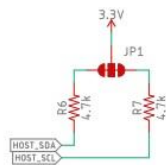
DC-DC Converter



Connectors



I2C Pullup Resistors



Εικόνα 3.5 Σχηματικό κυκλώματος αισθητήριου MAX30101 & MAX32664



Εικόνα 3.6 Αισθητήρας MAX30101 & MAX32664

3.2.4 Αισθητήριο DHT22

Για την μέτρηση των περιβαλλοντικών συνθηκών που επικρατούν στον άμεσο χώρο του ασθενή επιλέχθηκε ο αισθητήρας DHT22, ο οποίος έχει την δυνατότητα μετρήσεων της θερμοκρασίας και της σχετικής υγρασίας ενός χώρου, παράγοντες οι οποίοι όπως εξηγήσαμε σε προηγούμενο κεφάλαιο έχουν αντίκτυπο στην κλινική εικόνα του ασθενή.

Τα πλεονεκτήματα του αισθητηρίου είναι η ικανοποιητική ακρίβεια του αλλά και το εύρος των μετρήσεων που μπορούμε να διεξάγουμε με αυτόν. Επιπροσθέτως η χαμηλή τάση λειτουργίας του η οποία κυμαίνεται από 3.3V-5.5V, όχι μόνο τον καθιστούν εξαιρετική επιλογή για φορητές συσκευές, αλλά εξαλείφει και την ανάγκη για ανάπτυξη επιπλέον κυκλώματος προσαρμογής της τάσης, καθώς οι περισσότεροι μικροελεγκτές μπορούν να τον οδηγήσουν. Τέλος για την ανάπτυξη της διασύνδεσής του με τον μικροελεγκτή γίνεται η χρήση του πρωτοκόλλου OneWire, το οποίο είναι εύκολο στον προγραμματισμό και ανθεκτικό στον θόρυβο, στοιχεία θεμιτά για κάθε συσκευή. [16]



Εικόνα 3.7 Αισθητήρας DHT22

Στους παρακάτω πίνακες παρατίθενται τα βασικά χαρακτηριστικά λειτουργίας και μέτρησης του αισθητήρα αντίστοιχα.

Πίνακας 3.1 Χαρακτηριστικά λειτουργίας του DHT22

Χαρακτηριστικά λειτουργίας	Τυπική Τάση Εισόδου	Ρεύμα Λειτουργίας	Πρωτόκολλο Επικοινωνίας
	3.3V – 5V–5.5V	1.5mA	OneWire

Πίνακας 3.2 Χαρακτηριστικά μετρήσεων του DHT22

Χαρακτηριστικά μετρήσεων	Ανάλυση	Ακρίβεια	Εύρος μέτρησης
Θερμοκρασίας	0.1°C	±0.5°C	-40°C ~ 80°C
Σχετικής Υγρασίας	0.1%RH	±2%RH (25°C)	0%RH ~ 99.9%RH

3.2.5 Αισθητήριο DS18B20

Ο αισθητήρας ds18b20 εξυπηρετεί τον ρόλο του θερμομέτρου στην συσκευή, για την συνεχή λήψη μετρήσεων της θερμοκρασίας σώματος του ασθενή. Η συγκεκριμένη υλοποίηση είναι αδιάβροχη με μήκος 90 cm ώστε να είναι δυνατή η τοποθέτηση του αισθητηρίου στο σημείο λήψης. Η χρήση του προτείνεται σε μια ευρεία γκάμα εφαρμογών η οποία περιλαμβάνει και συσκευές επιτήρησης και παρακολούθησης.

Και σε αυτή την περίπτωση η τάση λειτουργίας του είναι από 3V έως 5.5V και γίνεται χρήση πρωτοκόλλου OneWire για την επικοινωνία με τον μικροελεγκτή. Έχει εύρος μετρήσεων που υπερκαλύπτουν το μετρήσιμο εύρος θερμοκρασιών που θα συναντήσουμε στην παρούσα εφαρμογή, ενώ η ακρίβεια που παρουσιάζει είναι στα $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ καθιστώντας τον αποδεκτό αισθητήρα για τις επιδιωκόμενες μετρήσεις.

Σε συνδυασμό με τον αισθητήρα χρησιμοποιήθηκε ένας προσαρμογέας στο οποίο τερματίζει το ds18b20. Πέραν της δυνατότητας του τερματισμού, ο προσαρμογέας διαθέτει δικτύωμα Pull – Up το οποίο συνδέεται μεταξύ της τάσης τροφοδοσίας και του ακροδέκτη του σήματος, με την χρήση 10KΩ αντίστασης, διότι είναι απαιτούμενο για την οδήγηση του αισθητήρα από τον μικροελεγκτή. [17]



Εικόνα 3.8 Αισθητήρας DS18B20 και η πλακέτα τερματισμού

Στους παρακάτω πίνακες αναλύονται τα χαρακτηριστικά λειτουργίας και μέτρησης του αισθητήρα.

Πίνακας 3.3 Χαρακτηριστικά λειτουργίας του DS18B20

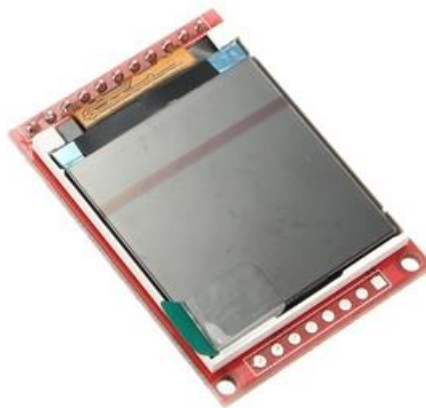
Χαρακτηριστικά λειτουργίας	Τυπική Τάση Εισόδου	Πρωτόκολλο Επικοινωνίας
	3V – 5.5V	OneWire

Πίνακας 3.4 Χαρακτηριστικά μετρήσεων του DS18B20

Χαρακτηριστικά μετρήσεων	Ανάλυση	Ακρίβεια	Εύρος μέτρησης
	9 – 12 bit	$\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ ($-10^{\circ}\text{C} \sim +85^{\circ}\text{C}$)	$-55 \sim 125^{\circ}\text{C}$

3.2.6 Οθόνη TFT ST7735S

Για την απεικόνιση τόσο των μετρήσεων από τους αισθητήρας αλλά και του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, σε πραγματικό χρόνο, από το σύστημα έγινε η χρήση έγχρωμης TFT οθόνης οδηγούμενη από τον controller ST7735S. Η οθόνη έχει διάσταση 1.8 ίντσες, με ανάλυση 128x160 pixel και 18 bit βάθος χρώματος ανά pixel. Η επικοινωνία της με τον μικροελεγκτή γίνεται με την χρήση SPI πρωτοκόλλου. Απαιτεί τάση τροφοδοσίας 3.3V για το Backlight και 5V για την υπόλοιπη λειτουργία της. [18]



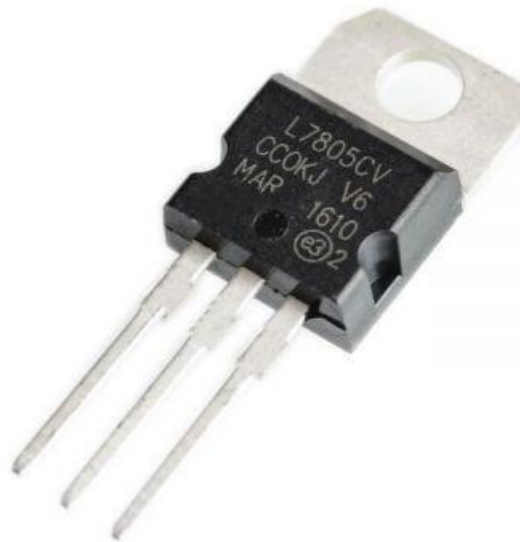
Εικόνα 3.9 Οθόνη TFT ST7735S

3.2.7 Τροφοδοσία

Ένας από τους βασικούς στόχους της συσκευής είναι η δυνατότητα φορητότητας της, καθώς σχεδιάστηκε με βάση των συστημάτων απομακρυσμένης παρακολούθησης ασθενών. Έτσι η φορητότητα αποτελεί σημαντικό κομμάτι της συσκευής καθώς επιτρέπει την εύκολη μεταφορά και χρήση της σε διάφορα περιβάλλοντα, εξασφαλίζοντας την συνεχή παρακολούθηση των ασθενών ανεξαρτήτως τοποθεσίας. Για αυτό τον λόγο η τροφοδοσία που επιλέχθηκε να καλύψει σε τάση και ρεύμα όλες τις λειτουργίες της συσκευής, γίνεται από μια μπαταρία των 9V, τοποθετημένη σε πλαστική μπαταριοθήκη.

Η λειτουργία βέβαια της πλακέτας στηρίζεται σε δύο επίπεδα τάσης τα 5V & 3.3V, έτσι οδηγούμε τα μεταλλικά ελάσματα της μπαταρίας στο κύκλωμα ενός προσαρμογέα τάσης με τάση εξόδου τα 5V ο οποίος τροφοδοτεί το ESP32 και την οθόνη, ενώ τα υπόλοιπα περιφερειακά οδηγούνται με τάση 3.3V από το ίδιο το ESP32.

Για την σχεδίαση του προσαρμογέα τάσης χρησιμοποιήθηκε ο σταθεροποιητής τάσης L7805CV L7805 TO-220, με εύρος τάσης εισόδου 7V – 35V και σταθερή τάση εξόδου 5V/1.5A. [19]



Εικόνα 3.10 Σταθεροποιητής τάσης L7805CV 5V/1.5A

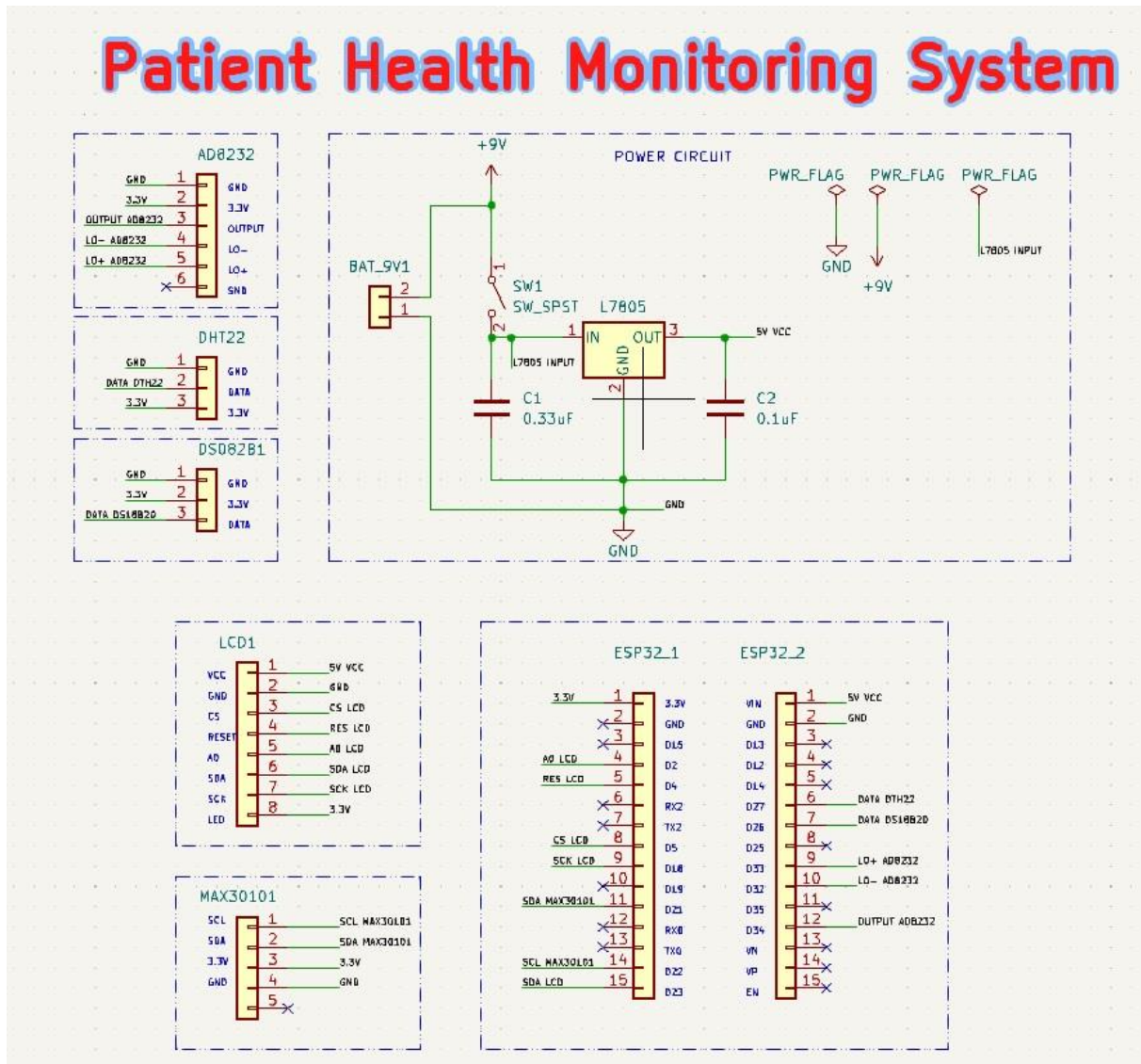
3.3 Σχεδίαση σχηματικού και τυπωμένου κυκλώματος

Στα επόμενα δύο κεφάλαια θα γίνει η παρουσίαση του τρόπου σχεδίασης και η τεχνική υλοποίησης της πλακέτας, ενώ θα γίνει μια περιγραφική ανάλυση των βοηθητικών κυκλωμάτων που χρειάστηκαν για την υλοποίηση της βασική πλακέτας.

3.3.1 Σχεδίαση σχηματικού

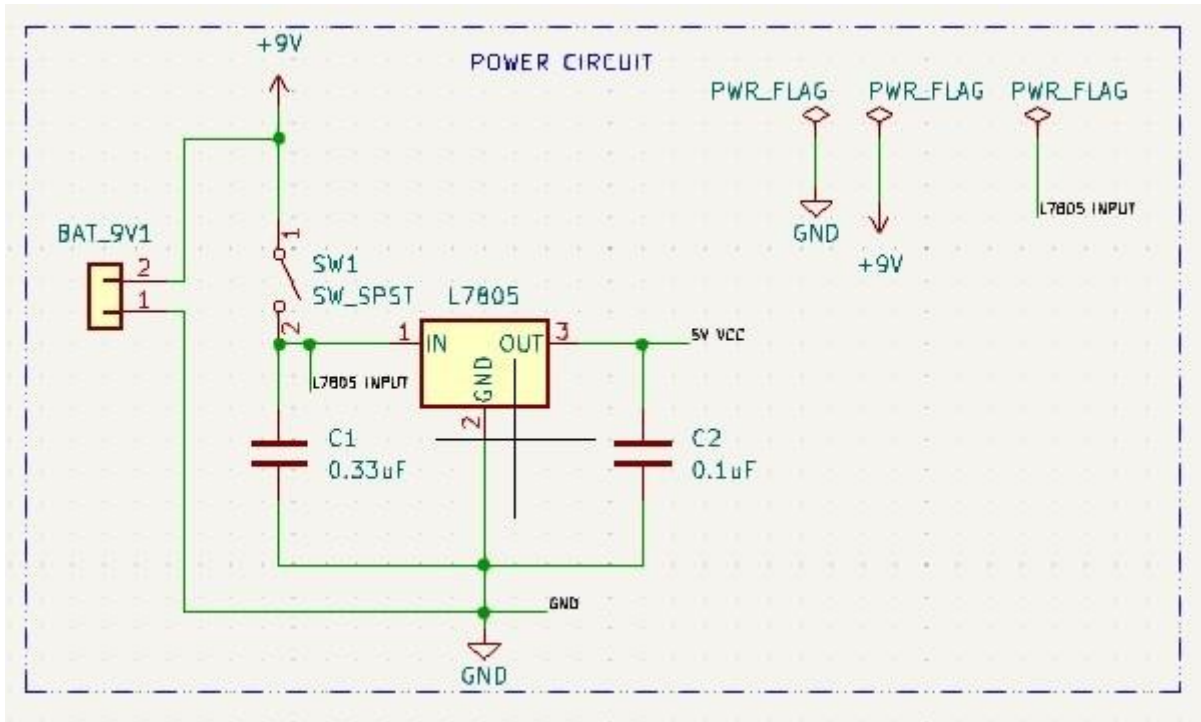
Τόσο το σχηματικό, όσο και το τυπωμένο κύκλωμα (PCB), σχεδιάστηκαν με την βοήθεια της σουίτας εφαρμογών σχεδίασης ηλεκτρονικών κυκλωμάτων EDA KiCad, ένα ελεύθερο και ανοιχτού κώδικα

λογισμικό για τον σχεδιασμό ηλεκτρονικών κυκλωματικών πλακετών. Στην παρακάτω εικόνα, απεικονίζεται το σχηματικό της κύριας πλακέτας.



Εικόνα 3.11 Σχηματικό Πλακέτας

Στο παραπάνω σχηματικό απεικονίζονται όλες οι συνδέσεις μεταξύ των αισθητηρίων και άλλων περιφερειακών με τον ESP32 καθώς επίσης και το κύκλωμα προσαρμογής τάσης το οποίο δέχεται στην είσοδό του 9V από την μπαταρία και βγάζει στην έξοδο 5V σταθερά για την τροφοδοσία του ESP32 και της οθόνης.



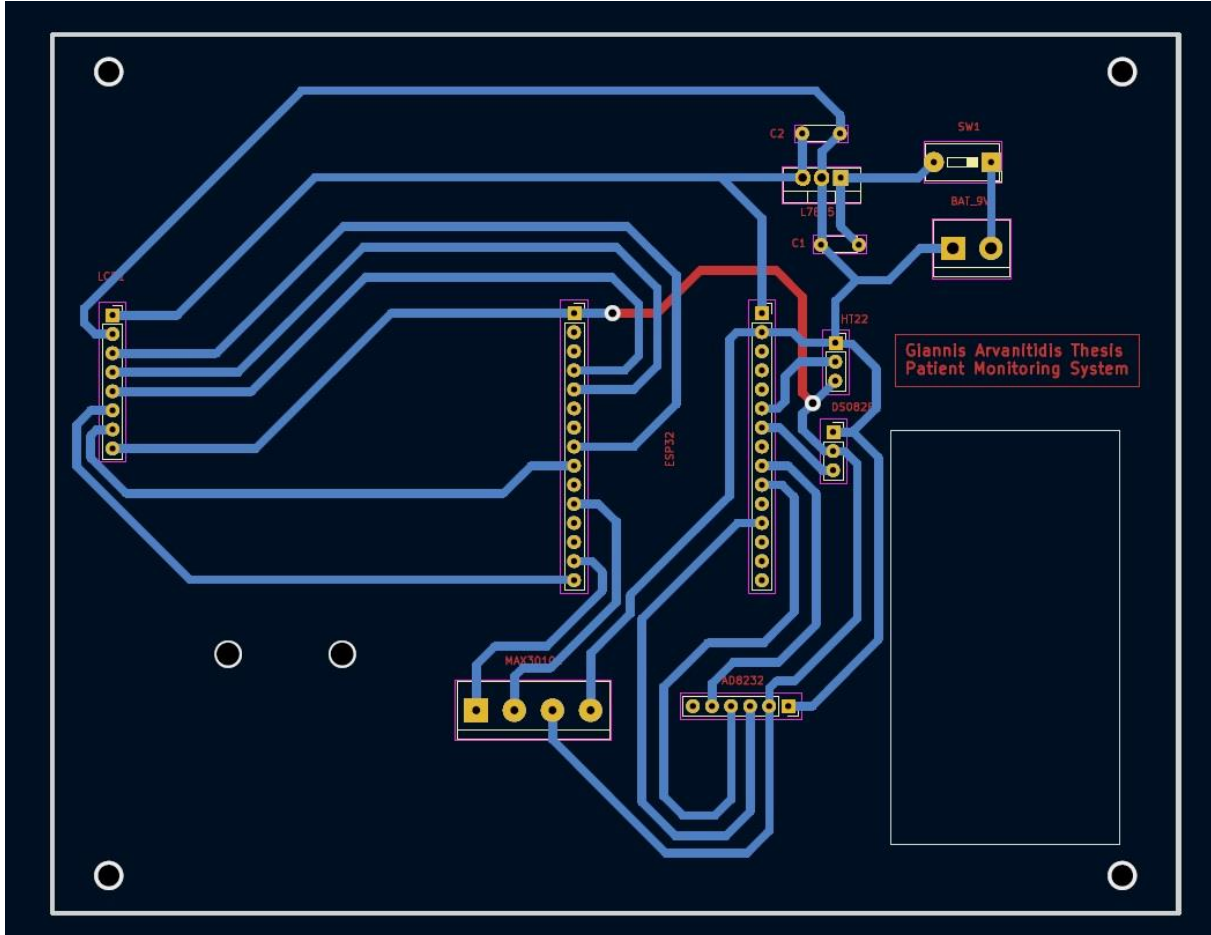
Εικόνα 3.12 Κύκλωμα προσαρμογέα τάσης

Για το κύκλωμα προσαρμογής τάσης χρησιμοποιήθηκε ο γραμμικός ρυθμιστής τάσης L7805CV σε συνδυασμό με δύο πυκνωτές 0.33 μ F και 0.1 μ F στην είσοδο και έξοδο του ρυθμιστή αντίστοιχα, ώστε να βελτιωθεί η σταθερότητα της τάσης εξόδου και να μειωθεί ο θόρυβος από μεταβατικά. Η χρήση τροφοδοσίας από μπαταρία βέβαια κάνει πολύ πιο εύκολη την αποφυγή θορύβων, όχι μόνο για τον προσαρμογέα τάση αλλά και για τα αισθητήρια, ειδικά του ηλεκτροκαρδιογράφου λόγω της φύσης του σήματος που συλλέγει.

Σε περίπτωση που κάναμε χρήση τροφοδοτικό AC θα έπρεπε να προστεθούν επιπλέον κυκλώματα φίλτρου notch για την καταστολή των 50/60Hz από την AC τροφοδοσία. Χωρίς αυτό δεν θα ήταν δυνατό να λάβουμε καθαρό σήμα του ΗΚΓ διότι το σήμα της ηλεκτροκαρδιογραφίας είναι αρκετά χαμηλότερο σε συχνότητα (0.5 - 4 Hz) και έτσι χάνεται μέσα στον θόρυβο των 50/60Hz του δικτύου. Παρότι ο AD8232 έχει ενσωματωμένα φίλτρα για την αντιμετώπιση του παραπάνω δεν είναι πολλές φορές αρκετά ώστε να λάβουμε καθαρό σήμα ΗΚΓ.

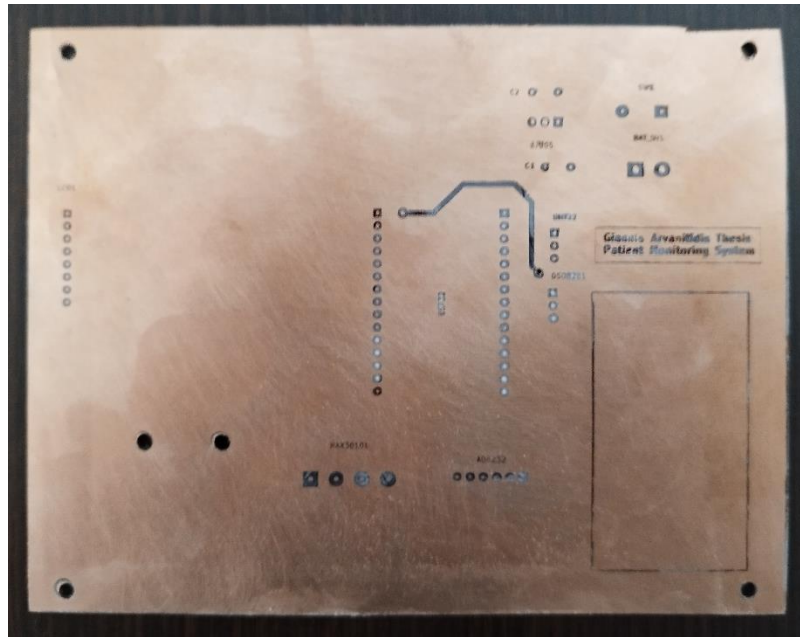
3.3.2 Σχεδίαση τυπωμένου κυκλώματος

Η επόμενη φάση της σχεδίασης περιλαμβάνει την σχεδίαση του τυπωμένου κυκλώματος για την φυσική ηλεκτρονική πλακέτα της συσκευής. Στην επόμενη εικόνα απεικονίζεται το τυπωμένο κυκλώματος.

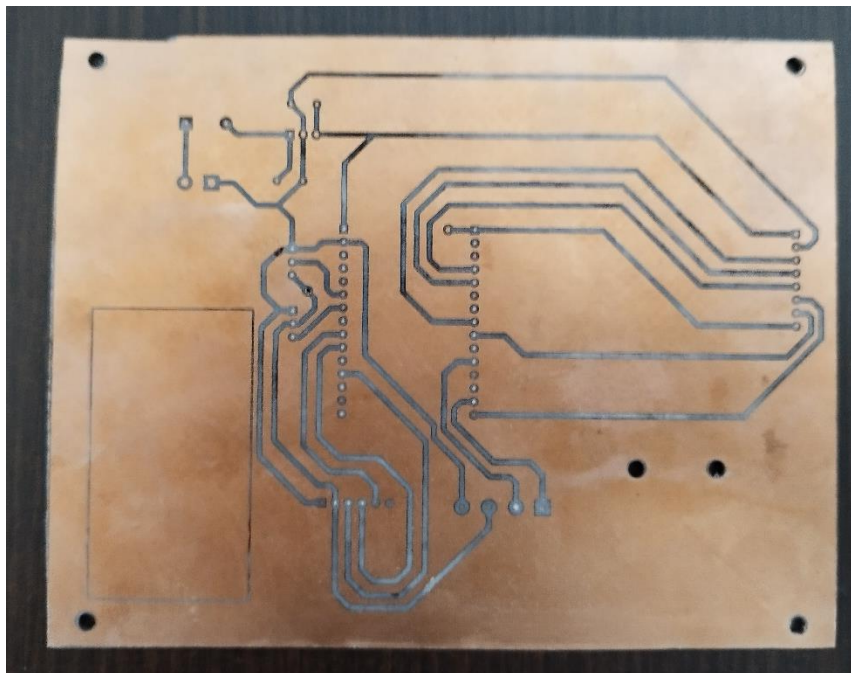


Εικόνα 3.13 Σχέδιο Τυπωμένου Κυκλώματος

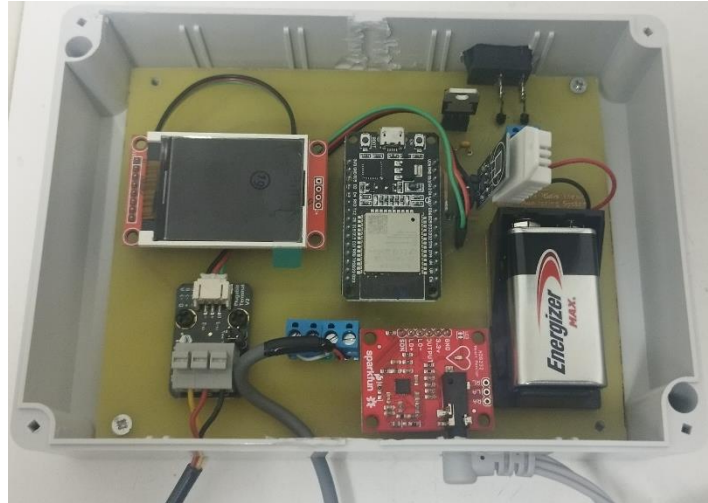
Το PCB είναι δύο όψεων, αποτελείται δηλαδή από δύο επίπεδα στα οποία γίνονται οι συνδέσεις μεταξύ των εξαρτημάτων και έχει διαστάσεις 150mm x 117mm. Όλα τα εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν είναι Through Hole διότι έχουν ευκολότερο χειρισμό στην κόλληση τους πάνω στην πλακέτα καθώς επίσης και λόγω του ότι τα περισσότερα αισθητήρια ήταν σε breakout board ενώ το PCB κατασκευάστηκε με την μέθοδο Toner Transfer. Στην επόμενη φωτογραφία βλέπουμε την πλακέτα πριν γίνει την αφαίρεση του χαλκού (Etching) στο “χημικό μπάνιο” υδροχλωρικού οξέος και υπεροξειδίου του υδρογόνου.



Εικόνα 3.14 Πάνω όψη PCB πριν αφαιρεθεί ο χαλκός



Εικόνα 3.15 Κάτω όψη PCB πριν αφαιρεθεί ο χαλκός



Εικόνα 3.16 Το όψη PCB μετά την αφαίρεση του χαλκού και την τοποθέτηση των εξαρτημάτων



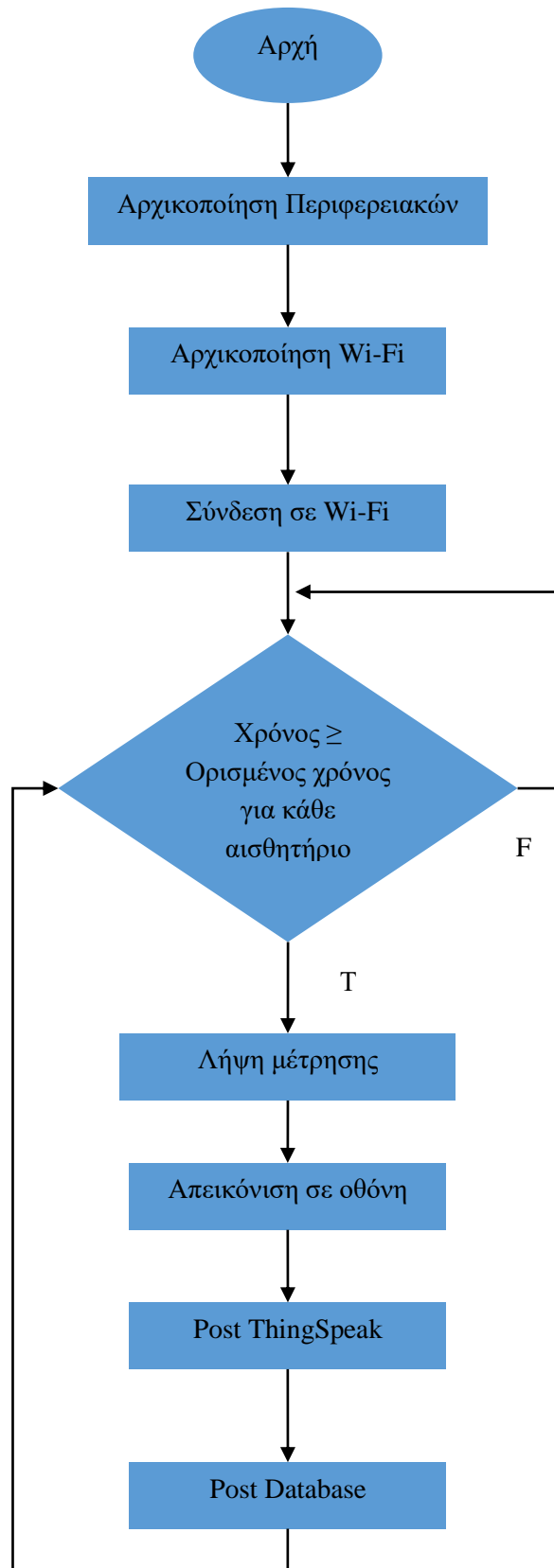
Εικόνα 3.17 Τελική μορφή της κατασκευής

3.4 Λογισμικό συστήματος καταγραφής

Στο παρόν κεφάλαιο, αναλύεται ο κώδικας που αναπτύχθηκε για τον προγραμματισμό του ESP32, χρησιμοποιώντας τη γλώσσα προγραμματισμού C wiring. Για την ανάπτυξη του λογισμικού, επιλέχθηκε το περιβάλλον Arduino IDE, λόγω της απλότητας του και της ευρείας διαθεσιμότητας προσθέτων βιβλιοθηκών που διευκολύνουν τον προγραμματισμό και εξοικονομούν χρόνο κατά την ανάπτυξη του κώδικα.

Η εξέταση του λογισμικού διερευνά τον μηχανισμό με τον οποίο λαμβάνονται οι μετρήσεις από τους αισθητήρες, επιδεικνύοντας τη διαδικασία μέσω ενός διαγράμματος ροής. Αυτή η διαδικασία περιλαμβάνει την αποστολή των δεδομένων των μετρήσεων στην οθόνη της συσκευής για άμεση παρακολούθηση, καθώς και την ταυτόχρονη αποστολή των μετρήσεων στην cloud υπηρεσία Thingspeak για απομακρυσμένη παρακολούθηση και σε τοπική βάση δεδομένων μέσω του XAMPP

WebServer. Αυτό επιτρέπει την καταγραφή και οπτικοποίηση των μετρήσεων, προσφέροντας μια ολοκληρωμένη εικόνα της λειτουργίας της συσκευής. Το εν λόγω διάγραμμα ροής παρέχει μια σαφή επισκόπηση του προγράμματος, επισημαίνοντας την ακολουθία επεξεργασίας και αποστολής των δεδομένων.



3.5 Επίλογος

Στις προηγούμενες ενότητες έγινε αναλυτική περιγραφή όλων των περιφερειακών εξαρτημάτων της συσκευής, σχολιαστήκαν λεπτομερώς τα τεχνικά χαρακτηριστικά τους, τα πλεονεκτήματα και οι αδυναμίες τους σε σχέση με τον σκοπό της διπλωματικής αλλά και τι είδους λειτουργία εξυπηρετούν στο πλαίσιο της λειτουργίας τους. Επιπλέον αναλύθηκε λεπτομερώς τόσο το σχηματικό του κυκλώματος όσο και το τυπωμένο κύκλωμα καθώς επίσης και η τεχνική που χρησιμοποιήθηκε για την κατασκευή του PCB. Τέλος έγινε αναφορά στο software που αναπτύχθηκε για τον προγραμματισμό του ESP32 και η απεικόνιση του σε διάγραμμα ροής ώστε να οπτικοποιηθεί η λογική των βημάτων που ακολουθεί το πρόγραμμα.

Κεφάλαιο 4ο: Internet of Things στην ιατρική

4.1 Εισαγωγή

Τα επόμενα κεφάλαια θα αποτελέσουν την ανάλυση των απομακρυσμένων δυνατοτήτων της συσκευής παρακολούθησης μέσω της τεχνολογίας IoT (Internet of Things) και συγκεκριμένα της πλατφόρμας ThingSpeak. Θα αναδειχθούν οι ευκολίες και δυνατότητες που παρέχουν οι πλατφόρμες cloud και τα χρήσιμα εργαλεία που προσφέρουν για οπτικοποίηση και ανάλυση των μετρήσεων.

4.2 Internet of Medical Things (IoMT)

Το Διαδίκτυο των Πραγμάτων (IoT) αποτελεί ένα επαναστατικό πλαίσιο δικτύωσης που επιτρέπει στο Διαδίκτυο να συμπεριλάβει και να διασυνδέσει, μέσω τυποποιημένων πρωτοκόλλων επικοινωνίας όπως το Πρωτόκολλο Διαδικτύου (IP), ένα μεγάλο αριθμό συσκευών που παραδοσιακά δεν είχαν δυνατότητα σύνδεσης στο διαδίκτυο ενώ χάρη στις δυνατότητες αναγνώρισης, συλλογής, επεξεργασίας και επικοινωνίας που παρέχονται από το IoT, επιτρέπει στα «αντικείμενα» να γίνονται «έξυπνα», προσφέροντας εκτεταμένες υπηρεσίες σε διάφορες εφαρμογές.

Οι IoT συσκευές είναι συνήθως εξοπλισμένες με αισθητήρες για την ανίχνευση φυσικών φαινομένων και τη συλλογή πληροφοριών αλλά και ενεργοποιητές για την ανάληψη δράσεων στο περιβάλλον που παρακολουθούν. Διασυνδέονται μέσω των IoT υποδομών σε μεγάλες βάσεις δεδομένων, αλλά και μεταξύ τους, δημιουργώντας έναν «οργανισμό» από διασυνδεδεμένα συστήματα που λειτουργούν συντονισμένα για τη συλλογή, ανάλυση και χρήση δεδομένων σε πραγματικό χρόνο.

Παραδείγματα τέτοιων IoT εφαρμογών βρίσκουμε και στην υγειονομική περίθαλψη που απαιτούν την τοποθέτηση ενσωματωμένους αισθητήρων και ενεργοποιητών στους ασθενείς για την παρακολούθηση της κλινικής τους κατάστασης.

Η άνοδος λοιπόν της χρήσης IoT εφαρμογών στο σύστημα υγείας, μέσω της εκθετικής αύξησης του αριθμού των συνδεδεμένων ιατρικών συσκευών στο υπολογιστικό νέφος ή σε κάποιον εσωτερικό αποθηκευτικό χώρο, που είναι σε θέση να παράξουν, να συλλέξουν, να αναλύουν και να μεταδώσουν δεδομένα, οδήγησε στην δημιουργία του όρου Διαδίκτυο των Ιατρικών Πραγμάτων (Internet of Medical Things – IoMT).

Τα «αντικείμενα» που αποτελούν πρωταγωνιστές στο Διαδίκτυο των Ιατρικών Πραγμάτων είναι τα «έξυπνα κινητά», οι wearable συσκευές και φυσικά οι φορητές ιατρικές συσκευές, είναι πλέον η κυριότερη πηγή παραγωγής βιοϊατρικών δεδομένων τα οποία σχετίζονται άμεσα ή έμμεσα με την υγεία ενός ατόμου, παρακολουθώντας βιοϊατρικούς (π.χ. καρδιακό ρυθμό, κορεσμένο οξυγόνο, επίπεδα του άγχους κ.τ.λ) και μη, δείκτες (π.χ περιβαλλοντικούς δείκτες όπως η μέτρηση ατμοσφαιρικών ρύπων κ.ά.), που δύνανται να επηρεάσουν την υγεία ενός ατόμου. [20] [21]



Εικόνα 4.1 Στοιχεία του Διαδικτύου των Ιατρικών Πραγμάτων

Η εισαγωγή της τεχνολογίας IoT στην υγειονομική περίθαλψη επιφέρει εξαιρετικά πλεονεκτήματα στην βελτίωση των συστημάτων υγείας αλλά και στην ποιότητα, πρόληψης και παροχής ιατρικής φροντίδας στους ασθενείς με βασικότερα οφέλη τα ακόλουθα σημεία: [21]

- Μείωση του κόστους περίθαλψης.
- Μείωση των ανθρώπινων λαθών.
- Εξάλειψη των περιορισμών της απόστασης.
- Μειωμένες της γραφειοκρατίας και τήρησης αρχείων.
- Έγκαιρη ανίχνευση και διάγνωση χρόνιων ασθενειών.
- Βελτιώσεις στη διαχείριση της φαρμακευτικής αγωγής.
- Βελτίωση στα αποτελέσματα θεραπειών.

4.3 Πλατφόρμα ThingSpeak Cloud

Το ThingSpeak είναι μια πλατφόρμα cloud υπηρεσίας για το Internet of Things (IoT) της MathWorks που επιτρέπει τη συλλογή δεδομένων από διάφορες συσκευές IoT μέσω HTTP requests. Μπορεί να δεχθεί και να αποθήκευση δεδομένα και από πολλαπλές πηγές ταυτόχρονα, κάνοντάς το ιδανικό για προγράμματα που απαιτούν παρακολούθηση από πολλαπλούς αισθητήρες. Επιπλέον επιτρέπει την οπτικοποίηση των δεδομένων που συλλέγονται, σε γραφικές παραστάσεις ή με την χρήση των Widgets που παρέχονται από την πλατφόρμα. Δίνει επίσης την δυνατότητα προσαρμοσμένων οπτικοποιήσεων μέσω των Widgets με ανάπτυξη σχετικού κώδικα.

Η πλατφόρμα προσφέρει επίσης εργαλεία και δυνατότητα ανάπτυξης MATLAB κώδικα με στόχο την ανάλυση και επεξεργασία των συλλεγόμενων δεδομένων. Τέλος ένα ακόμα σημαντικό χαρακτηριστικό είναι η δυνατότητα δημιουργία προσαρμοσμένων ειδοποιήσεων ή λειτουργιών trigger, που μπορούν να ενεργοποιηθούν σε περίπτωση που τα δεδομένα ξεπεράσουν ορισμένα

καθορισμένα όρια. Το παραπάνω αποτελεί χρήσιμο εργαλείο για την αυτοματοποίηση αποφάσεων ή την ειδοποίηση των χρηστών σε περίπτωση που πληρούνται οι οριζόμενες συνθήκες.

4.3.1 Κανάλια & απεικόνιση μετρήσεων στο ThingSpeak

Για την απεικόνιση των μετρήσεων της συσκευής καταγραφής ζωτικών σημείων χρησιμοποιήθηκαν στο ThingSpeak συνολικά 5 πεδία για να συλλεχθούν, αποθηκευτούν και οπτικοποιηθούν σε διαγράμματα, οι μετρήσεις, των καρδιακών παλμών, του κορεσμένου οξυγόνου, την θερμοκρασίας του ασθενή, της θερμοκρασίας και της σχετικής υγρασίας του χώρου που βρίσκεται ο ασθενής. Στην παρακάτω εικόνα απεικονίζεται πώς ορίστηκαν τα πεδία στις ρύθμισης καναλιού του ThingSpeak.

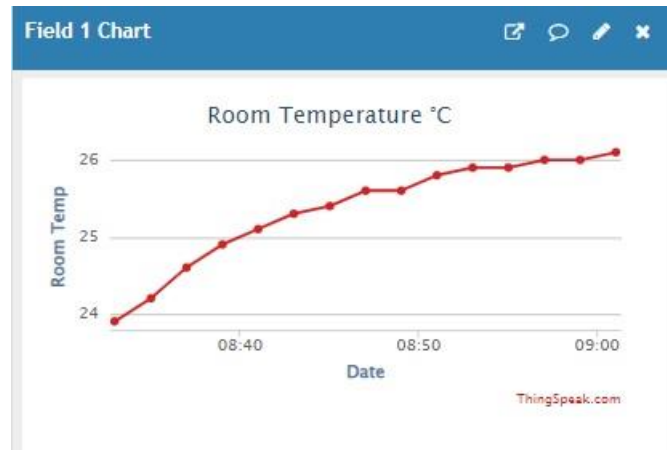
The screenshot shows the configuration interface for a ThingSpeak channel. At the top, the channel ID is 2254955 and the name is 'Thesis 2024'. Below the name is a description field. There are eight fields listed, each with a name and a checkbox. Fields 1 through 5 are checked and contain the following names: 'Room Temp', 'Relative Humidity', 'Patient Temp', 'HR', and 'SpO2'. Fields 6, 7, and 8 are unchecked and are currently empty.

Field	Name	Checked
Field 1	Room Temp	<input checked="" type="checkbox"/>
Field 2	Relative Humidity	<input checked="" type="checkbox"/>
Field 3	Patient Temp	<input checked="" type="checkbox"/>
Field 4	HR	<input checked="" type="checkbox"/>
Field 5	SpO2	<input checked="" type="checkbox"/>
Field 6		<input type="checkbox"/>
Field 7		<input type="checkbox"/>
Field 8		<input type="checkbox"/>

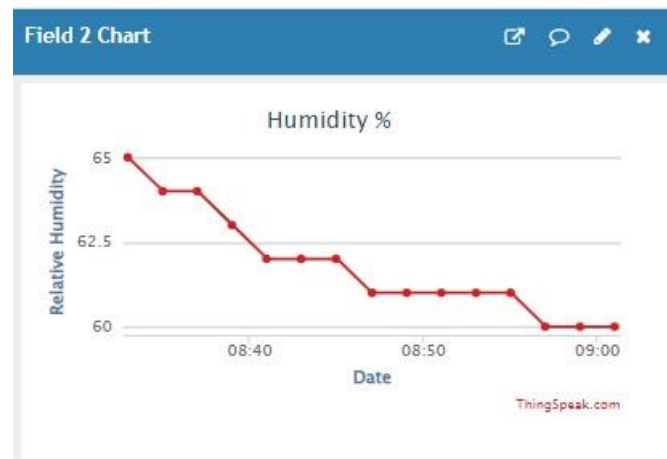
Εικόνα 4.2 Πεδία μετρήσεων των ζωτικών σημείων στο ThingSpeak

Στον προγραμματισμό του ESP32 έχει οριστεί για τον κάθε αισθητήρα διαφορετικό χρονικό διάστημα με βάση το οποίο αναλαμβάνει να αποστείλει τιμή μέτρησης στα αντίστοιχα πεδία στο ThingSpeak. Για τον καρδιακό ρυθμό και το κορεσμένο οξυγόνο ο χρόνος του διαστήματος ορίστηκε στα 30 δευτερόλεπτα. Η θερμοκρασία του ασθενή αποστέλλεται κάθε 1.5 λεπτό, ενώ η θερμοκρασία και η σχετική υγρασία μεταδίδεται κάθε 2 λεπτά.

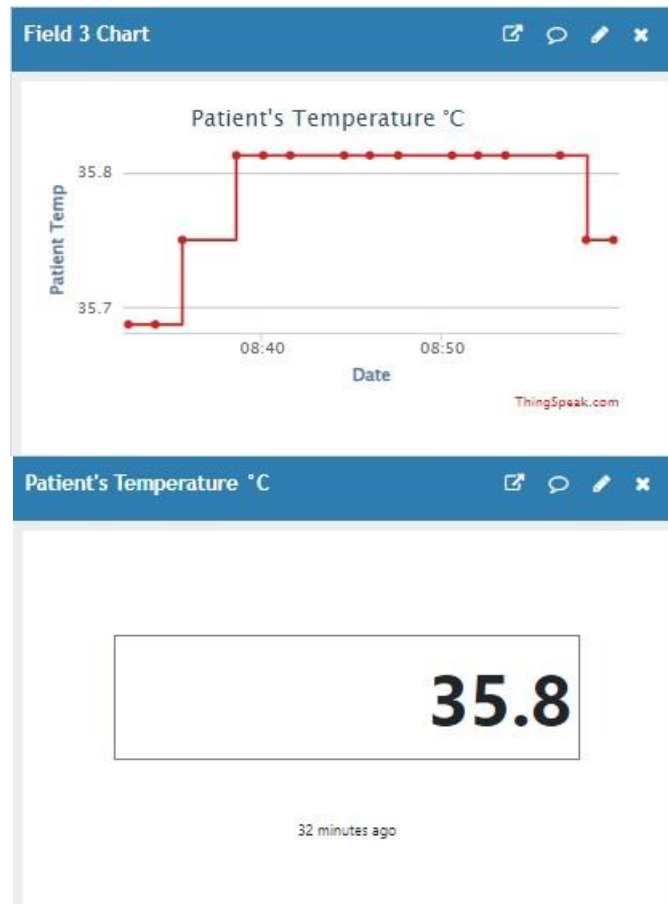
Η επιλογή των χρονικών διαστημάτων για κάθε μέτρηση έγινε με γνώμονα την φύση και την κλινική βαρύτητα του κάθε μετρούμενου σημείου αλλά και με βάση τον ρυθμό μεταβολής που αναμένεται από κάθε ζωτική ένδειξη. Με αυτόν τον τρόπο διασφαλίζεται η ουσιαστική παρακολούθηση του ασθενή ώστε να είναι σίγουρο πως αν αλλάξει κάτι στην κλινική του εικόνα θα εντοπιστεί σε άμεσο χρονικό διάστημα. Στις παρακάτω εικόνες εμφανίζονται τα διαγράμματα που περιέχουν τις συλλεχθέντες μετρήσεις κάθε ζωτικού σημείου σε σχέση με τον χρόνο.



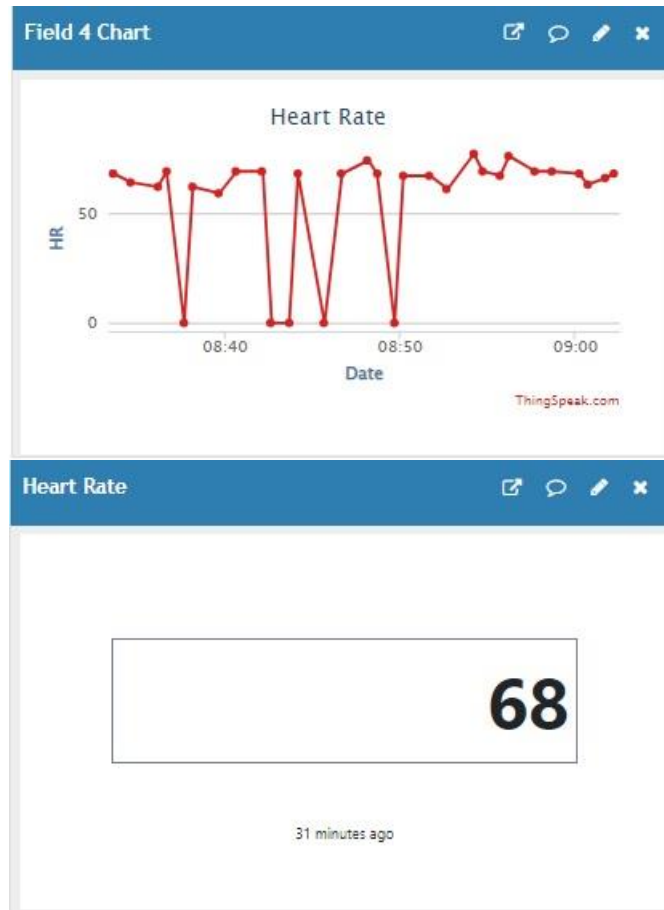
Εικόνα 4.3 Διάγραμμα Θερμοκρασίας Χώρου



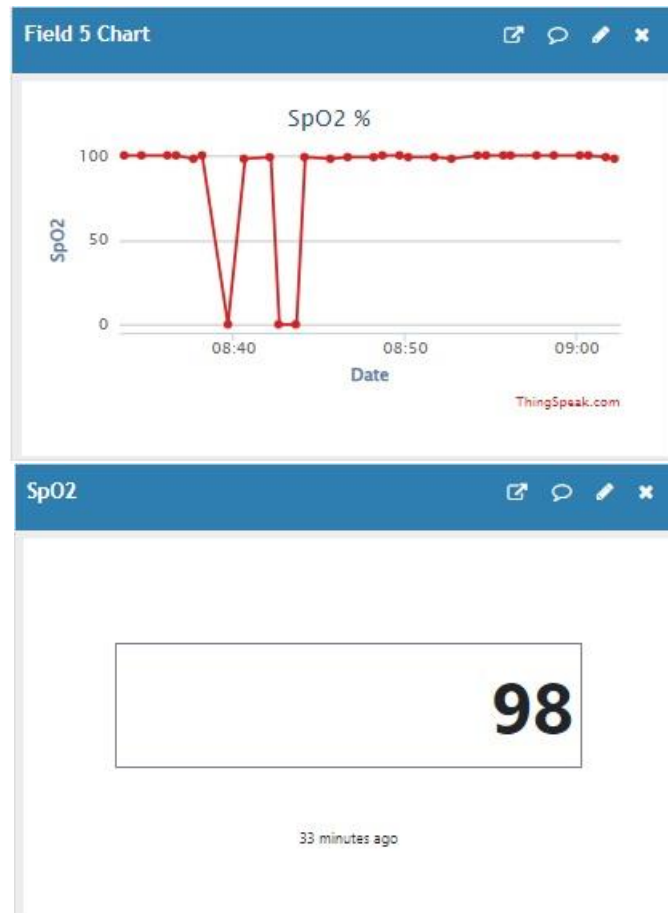
Εικόνα 4.4 Διάγραμμα Σχετικής Υγρασίας Χώρου



Εικόνα 4.5 Διάγραμμα Θερμοκρασίας Ασθενή και ένδειξη τελευταίας τιμής



Εικόνα 4.6 Διάγραμμα Καρδιακού Ρυθμού Ασθενή και ένδειξη τελευταίας τιμής

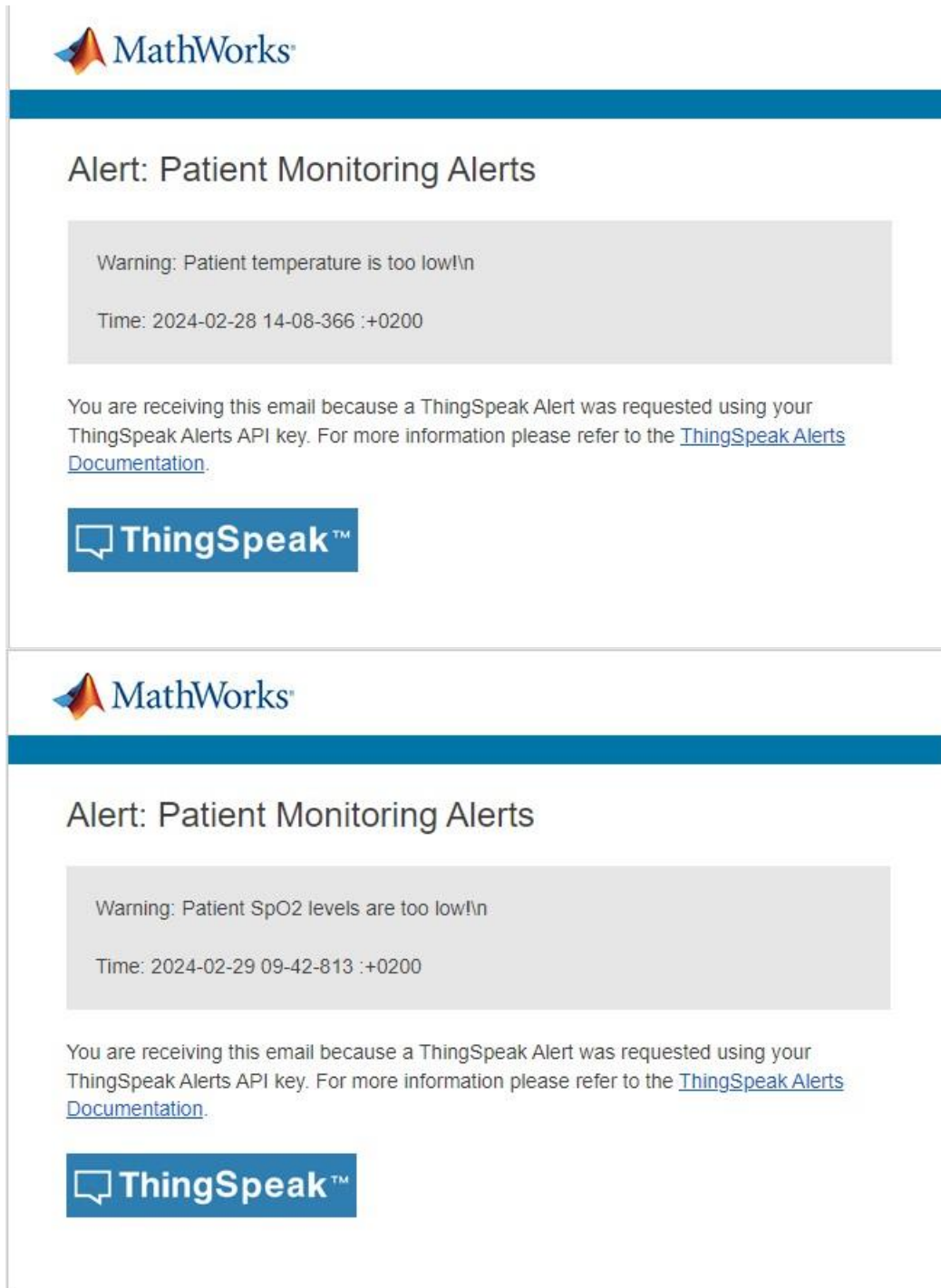


Εικόνα 4.7 Διάγραμμα Κορεσμένου Οξυγόνου Ασθενή και ένδειξη τελευταίας τιμής

Θα παρατηρήσετε ότι δεν γίνεται αναφορά στις μετρήσεις της ηλεκτροκαρδιογραφίας και αυτό διότι το ThingSpeak, ειδικά στην δωρεάν έκδοση του, η οποία γίνεται χρήση της στα πλαίσια της διπλωματικής, θέτει περιορισμούς στον αριθμό των συνολικών τιμών που μπορούν να ανέβουν σε ένα κανάλι, καθώς επίσης στην συχνότητα που μπορούν να μεταδοθούν οι μετρήσεις προς την πλατφόρμα, αλλά και στο συνολικό αριθμό των μετρήσεων που μπορεί κάποιος να ανεβάσει σε κάθε αποστολή.

Λόγο της φύσης της ηλεκτροκαρδιογραφίας η οποία απαιτεί και παράγει ένα μεγάλο αριθμό μετρήσεων (250 - 500) κάθε δευτερόλεπτο, ώστε να σχηματιστεί το ΗΚΓ και παράλληλα να έχει διαγνωστική αξία δεν ήταν δυνατή η μετάδοση του στην Πλατφόρμα ThingSpeak υπό αυτές της παραμέτρους.

Πέραν του παραπάνω μειονεκτήματος στην συγκεκριμένη εφαρμογή, η πλατφόρμα προσφέρει εκτός από την αποθήκευση και οπτικοποίηση και των μετρήσεων, την δυνατότητα αποστολής μηνυμάτων ειδοποίησης μέσω email. Η αποστολή του email σε αυτή την εφαρμογή ενεργοποιείτε, με βάση τα όρια που έχουν τεθεί, στον κώδικα MATLAB, ο οποίος αναπτύχθηκε με σκοπό την συνεχή επιτήρηση των μετρήσεων από την πλατφόρμα, ώστε σε περίπτωση που κάποιο επιτηρούμενο μέγεθος ξεπεράσει τις φυσιολογικές τιμές που αναμένονται να στείλει αυτόματα ειδοποίηση στον φροντιστή του ασθενή ώστε να λάβει την κατάλληλη φροντίδα. Στην παρακάτω εικόνα εμφανίζεται η μορφή του email ειδοποίησης σε μια τέτοια περίπτωση.



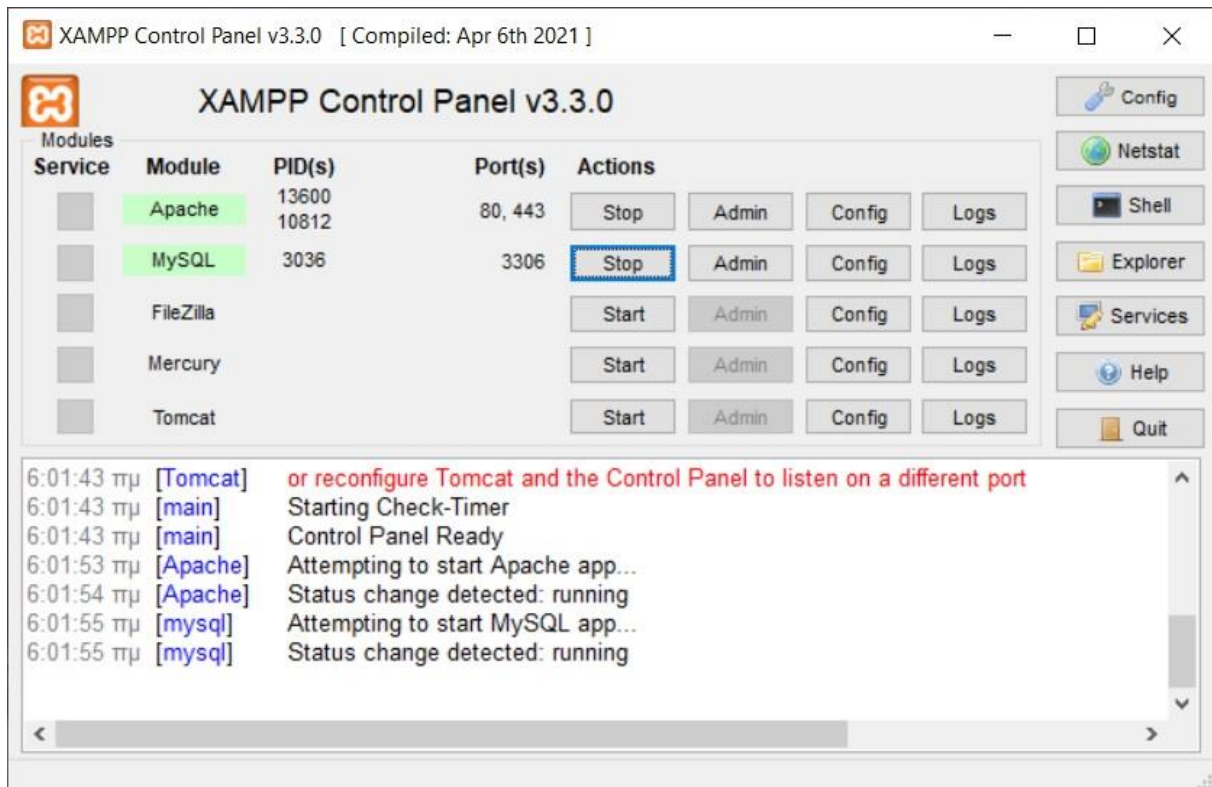
Εικόνα 4.8 Δύο ξεχωριστές περιπτώσεις στις οποίες ενεργοποιήθηκε η ειδοποίηση με email με τα αντίστοιχα μηνύματα

4.4 XAMPP webserver και δημιουργία Website

Λόγο του όγκου των μετρήσεων που παράγονται καθημερινά από την συνεχή επιτήρηση ενός ασθενή των περιορισμών που θέτονται από την πλατφόρμα ThingSpeak οι οποίοι σχολιάστηκαν παραπάνω αλλά και του κόστους που θα είχε μια τέτοια εφαρμογή σε μεγάλη κλίμακα δημιουργήθηκε η ανάγκη ανάπτυξης μίας βάσης δεδομένων σε συνδυασμό με μια ιστοσελίδα που θα λειτουργούν σε ένα τοπικό δίκτυο.

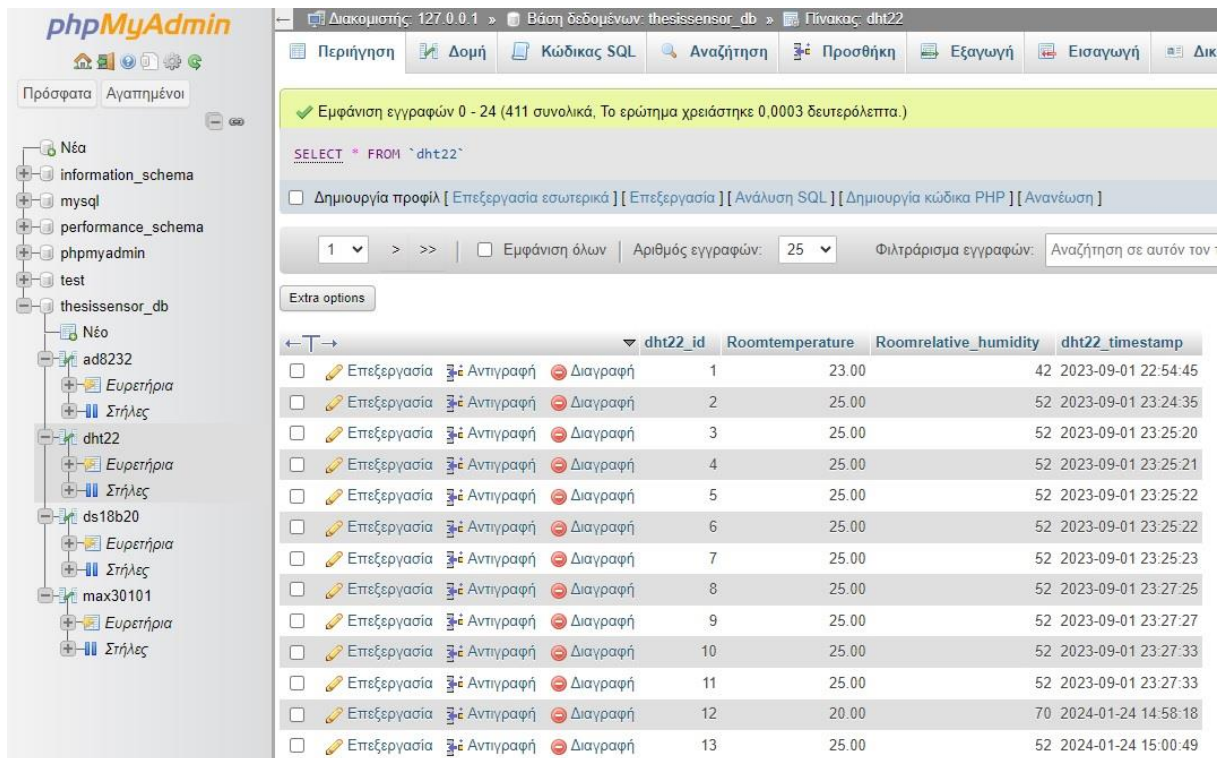
Με τον παραπάνω τρόπο δίνεται η δυνατότητα ανάπτυξης εφαρμογών IoMT και σε τοπικό επίπεδο (π.χ μια νοσοκομειακή μονάδα) με χρήση τοπικών εγκαταστάσεων, με σκοπό την άρση περιορισμών στην μετάδοση δεδομένων και την πιθανή μείωσή του κόστους που προκύπτει από την χρήση τέτοιων υπηρεσιών.

Για την δημιουργία της βάσης δεδομένων αλλά και της ιστοσελίδας χρησιμοποιήθηκε το XAMPP ένα λογισμικό ανοιχτού κώδικα που επιτρέπει την δημιουργία webserver σε τοπικό επίπεδο, ώστε να φιλοξενηθεί η ιστοσελίδα στην οποία θα απεικονίζονται οι μετρήσεις που λαμβάνει το ESP32 από τους αισθητήρες.



Εικόνα 4.9 XAMPP control panel

Κεφάλαιο 4



The screenshot shows the phpMyAdmin interface for a MySQL database named 'thesissensor_db'. The selected table is 'dht22'. The table structure is as follows:

dht22_id	Roomtemperature	Roomrelative_humidity	dht22_timestamp
1	23.00	42	2023-09-01 22:54:45
2	25.00	52	2023-09-01 23:24:35
3	25.00	52	2023-09-01 23:25:20
4	25.00	52	2023-09-01 23:25:21
5	25.00	52	2023-09-01 23:25:22
6	25.00	52	2023-09-01 23:25:22
7	25.00	52	2023-09-01 23:25:23
8	25.00	52	2023-09-01 23:27:25
9	25.00	52	2023-09-01 23:27:27
10	25.00	52	2023-09-01 23:27:33
11	25.00	52	2023-09-01 23:27:33
12	20.00	70	2024-01-24 14:58:18
13	25.00	52	2024-01-24 15:00:49

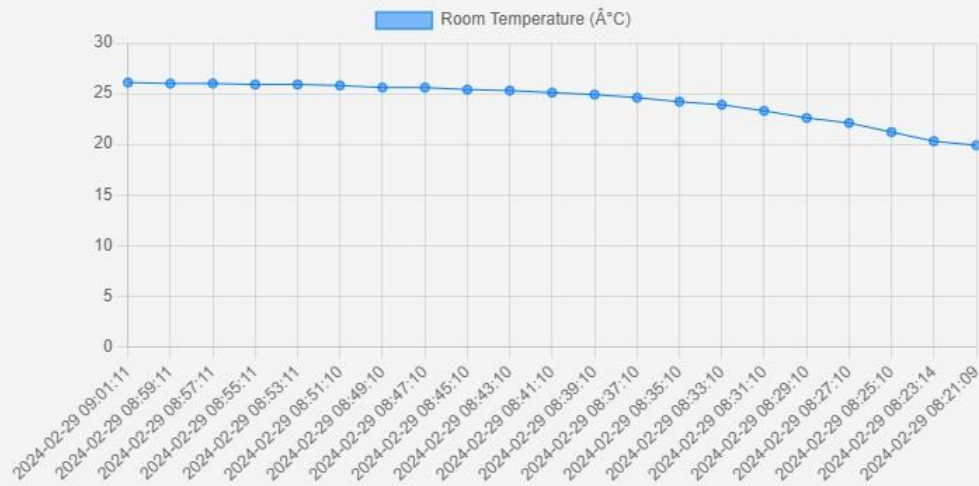
Εικόνα 4.10 Βάση δεδομένων και οι στήλες που περιέχονται σε αυτή για είδους μέτρηση

Η μετάδοση των μετρήσεων γίνεται από το ESP32 μέσω αιτημάτων HTTP POST στα ορισμένα χρονικά διαστήματα που επιβάλει ο προγραμματισμός του την λήψη μετρήσεων από κάθε αισθητήρα. Η ιστοσελίδα αναπτύχθηκε με την χρήση HTML-CSS και JavaScript για το frontend, ενώ το backend για την επικοινωνία της βάσης δεδομένων με την ιστοσελίδα ελέγχεται με κώδικα που έχει αναπτυχθεί σε PHP.

Η μορφή της ιστοσελίδας είναι παρόμοιας λογικής με αυτή του ThingSpeak, ως προς την απεικόνιση των μετρήσεων, με δυνατότητα εξαγωγής αυτών σε αρχεία csv για περαιτέρω ανάλυση. Στις επόμενες εικόνες εμφανίζεται η μορφή της ιστοσελίδας.

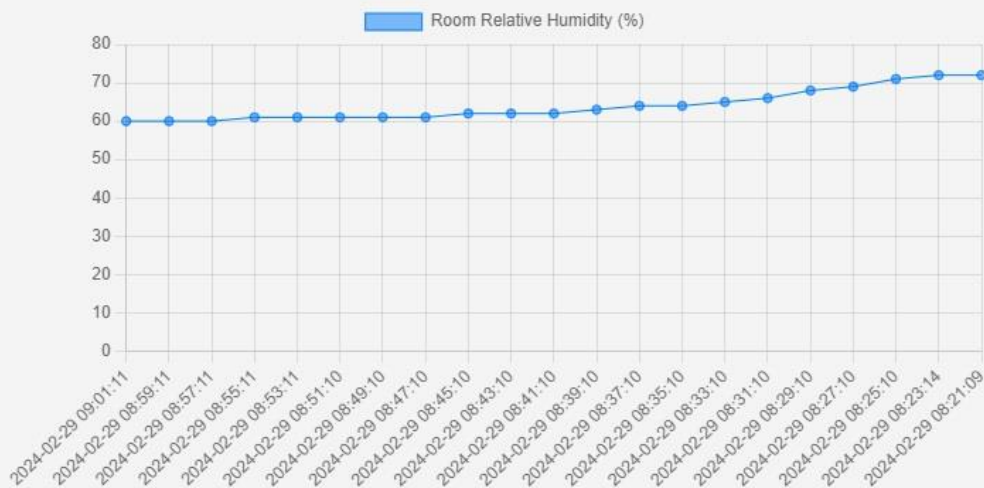
IOT Patient Monitoring System

Room Temperature



Export Room Temperature Data

Relative Humidity of Room

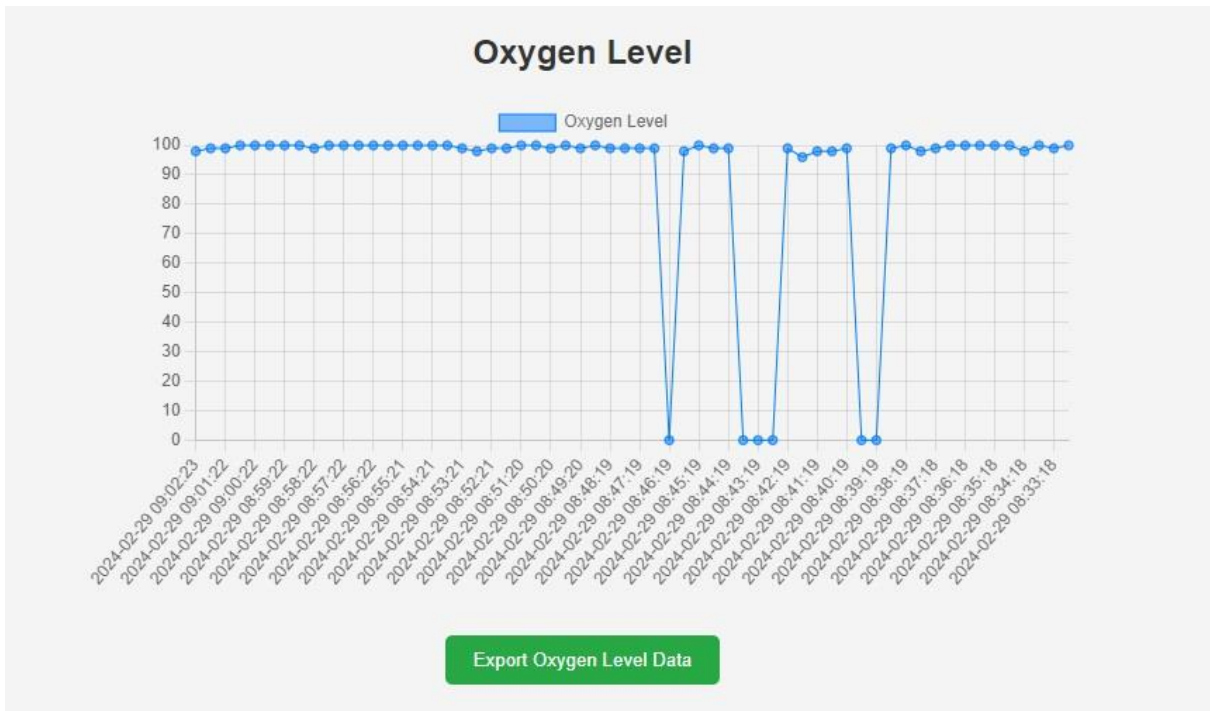


Export Humidity Data

Εικόνα 4.11 Διαγράμματα μετρήσεων θερμοκρασία & σχετικής υγρασίας χώρου στην τοπική ιστοσελίδα



Εικόνα 4.12 Διαγράμματα μετρήσεων θερμοκρασία ασθενή & καρδιακού ρυθμού στην τοπική ιστοσελίδα



Εικόνα 4.13 Διαγράμματα μετρήσεων κορεσμένου οξυγόνου στην τοπική ιστοσελίδα

4.5 Επίλογος

Στο κεφάλαιο αυτό έγινε εκτενή αναφορά στο αντίκτυπο των τεχνολογιών του Διαδικτύου των Πραγμάτων στην Ιατρική και σχολιάστηκαν τα πλεονεκτήματα που έχει επιφέρει στην ιατρική φροντίδα και παρακολούθηση των ασθενών. Περιεγράφηκε λεπτομερώς η ανάπτυξη εφαρμογής μέσω της πλατφόρμας ThingSpeak σε συνδυασμό με την συσκευή παρακολούθησης και έγινε αναφορά στα πλεονεκτήματα αλλά και τις δυσκολίες - περιορισμούς που συναντήθηκαν κατά την ανάπτυξη της εφαρμογής. Επιπλέον έγινε η περιγραφή αντίστοιχης εφαρμογής σε τοπικό επίπεδο με την χρήση του λογισμικού XAMPP και την δημιουργία custom ιστοσελίδας για τους σκοπούς αυτής.

Κεφάλαιο 5ο: Συμπεράσματα και προτάσεις βελτίωσης

Η συνεχής παρακολούθηση των ζωτικών παραμέτρων ενός ασθενή είναι κρίσιμης σημασίας για την έγκαιρη ανίχνευση και την αξιολόγηση της κλινικής εικόνας του ασθενή. Η συσκευή στην τωρινή μορφή της παρέχει μια ικανοποιητική κλινική εικόνα στον θεράποντα ιατρό, προσφέροντας μετρήσεις σε εξαιρετικής σημασίας ζωτικές παραμέτρους, ενώ παράλληλα προσφέρει ευκολίες όπως η απομακρυσμένη επιτήρηση του ασθενή με τυπικούς ελέγχους και σύστημα ειδοποιήσεων μέσω email σε περίπτωση που οι τιμές των αισθητήρων σημειώσουν αποκλίσεις από τα φυσιολογικά μεγέθη τα οποία επιτηρούν.

Παρόλα αυτά βελτιώσεις στην συσκευές παρακολούθησης μπορούν να συμβάλλουν στην παροχή πιο ακριβών, ευκολότερων στη χρήση και πιο ολοκληρωμένων λύσεων για τους ασθενείς και τους φροντιστές τους. Παρακάτω παρουσιάζονται κάποιες προτάσεις βελτίωσης για την συσκευή:

Ανάπτυξη Εφαρμογής για Κινητά: Η δημιουργία μιας εφαρμογής για κινητά τηλέφωνα πέραν της υπάρχουσας ιστοσελίδας μπορεί να προσφέρει μια πιο προσβάσιμη και διαδραστική εμπειρία για την παρακολούθηση των μετρήσεων. Η εφαρμογή θα επιτρέπει στους φροντιστές να έχουν άμεση πρόσβαση στα δεδομένα του ασθενή, να λαμβάνουν ειδοποιήσεις σε πραγματικό χρόνο μέσω των κινητών συσκευών τους και να παρακολουθούν την πρόοδο του ασθενή με μεγαλύτερη ευκολία.

Επανασχεδιασμός της Πλακέτας: Ο επανασχεδιασμός της πλακέτας ώστε να ενσωματωθεί απευθείας πάνω της ο μικροελεγκτής, καθώς και κάποιο αισθητήρες θα οδηγήσει σε μια πιο συμπαγή και βολική υλοποίηση. Επιπλέον θα πρέπει αν γίνει επιλογή πιο ποιοτικών εξαρτημάτων τόσο στα αισθητήρια όσο και στις δυνατότητες του μικροελεγκτή ώστε η συσκευή να ανταποκριθεί στα στάνταρ ιατρικών συσκευών τα οποία είναι εξαιρετικά υψηλά λόγω τις ζωτικής σημασίας στην ακρίβεια των μετρήσεων που οφείλουν να παρέχουν τέτοιες συσκευές.

Κύκλωμα Φόρτισης με USB Type C: Η προσθήκη ενός κυκλώματος φόρτισης που υποστηρίζει επαναφορτιζόμενες μπαταρίες μέσω USB Type C θα προσφέρει μεγαλύτερη ευκολία και διαθεσιμότητα στη φόρτιση, ενισχύοντας την πρακτικότητα της συσκευής για τους χρήστες.

Προσθήκη Επιπλέον Αισθητήρων: Η ενσωμάτωση επιπλέον αισθητήρων για τη μέτρηση του ρυθμού αναπνοής, τη συστολική πίεση και το επίπεδο του ζακχάρου στο αίμα θα προσφέρει μια πιο ολοκληρωμένη κλινική εικόνα του ασθενή, επιτρέποντας την έγκαιρη ανίχνευση και διαχείριση περισσότερων καταστάσεων.

Χρήση Μεγαλύτερης Οθόνης Υψηλής Ανάλυσης: Μια μεγαλύτερη οθόνη υψηλής ανάλυσης θα βελτιώσει την εμπειρία του χρήστη, προσφέροντας καλύτερη ορατότητα και ευκολότερη ανάγνωση των ενδείξεων.

Ενσωμάτωση μοντέλων μηχανικής μάθησης: Η ενσωμάτωση μοντέλων μηχανικής μάθησης θα βοηθήσουν στην ανάλυση των μετρήσεων με σκοπό την πρόβλεψη της κατάστασης της υγείας του ασθενή αλλά και στον αυτόματο εντοπισμό κλινικών καταστάσεων που χρήζουν αντιμετώπιση σε πραγματικό χρόνο.

Σχεδίαση αυτόνομων περιβλημάτων για τους αισθητήρες: Η σχεδίαση αυτόνομων περιβλημάτων για τους αισθητήρες, όπου αυτό είναι εφικτό, με δυνατότητα ασύρματης μετάδοσης των μετρήσεων μέσω Bluetooth ή άλλου ασύρματου πρωτοκόλλου μετάδοσης πληροφορίας, θα προσφέρει εξαιρετικά στην αυξηθεί της άνεση και κινητικότητα του ασθενή μετριάζοντας ή και εξαλείφοντας την ανάγκη για καλώδια μεταξύ των αισθητήρων μέτρησης και της ίδια της συσκευής.

Η υλοποίηση αυτών των βελτιώσεων θα αυξήσει την πρακτικότητα, την αποδοτικότητα και την ευκολία χρήσης της συσκευής, προσφέροντας ταυτόχρονα μια πιο ολοκληρωμένη παρακολούθηση της υγείας του ασθενή.

Βιβλιογραφία

- [1] A. Sapra, A. Malik και B. Priyanka, Vital Sign Assessment, StatPearls Publishing, 2023.
- [2] G. Rajarshi και B. Dwaipayan, Health Monitoring Systems - An Enabling Technology for Patient Care, Boca Raton: CRC Press, 2019.
- [3] D. Shier, J. Butler and R. Lewis, Hole's Human Anatomy and Physiology 11th edition, McGraw-Hil, 2007.
- [4] J. T. Hansen, Netter's Clinical Anatomy, Elsevier Health Sciences, 2017.
- [5] L. Waite and J. Fine, Applied Biofluid Mechanics, McGraw-Hill, 2007.
- [6] Μ. Τσιπούρας, Ν. Γιαννακέας, Ε. Καρβούνης και Α. Τζάλλας, Ιατρική πληροφορική, Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις, 2015.
- [7] Κ. Καρκούλιας, Δ. Λυκούρας, Ό. Λάγιου και Κ. Σπυρόπουλος, Λειτουργικός έλεγχος της αναπνοής, Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις, 2022.
- [8] Π. Αγγελίδης, Ηλεκτρονική Υγεία, Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις, 2015.
- [9] Κ. Πολιτόπουλος και Ε. Αλεξανδράτου, Οργανολογία και Τεχνικές με έμφαση στη Βιοϊατρική, Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις, 2024.
- [10] Espressif Systems, "ESP32 Series," ESP32 Series datasheet, Feb. 2024.
- [11] SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232, "www.sparkfun.com," SparkFun, [Online]. Available: <https://www.sparkfun.com/products/12650>. [Accessed 28 Feb 2024].
- [12] ANALOG DEVICES, "Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End," AD8232 datasheet, Feb.2013.
- [13] MAX30101 Sensor SparkFun Pulse Oximeter and Heart Rate, "www.sparkfun.com," SparkFun, [Online]. Available: <https://www.sparkfun.com/products/15219>. [Accessed 2024 Feb 28].
- [14] Maxim Integrated, "High-Sensitivity Pulse Oximeter and," MAX30101 datasheet, April. 2018.
- [15] Maxim Integrated, "Ultra-Low Power Biometric Sensor Hub," MAX32664 datasheet, April. 2018.
- [16] DHT22-grobotronics.com, "www.grobotronics.com," OEM, [Online]. Available: <https://grobotronics.com/temperature-humidity-sensor-dht22.html?sl=el>. [Accessed 16 02 2024].
- [17] DS18B20-dfrobot.com, "www.dfrobot.com," DFROBOT, [Online]. Available: https://wiki.dfrobot.com/Waterproof_DS18B20_Digital_Temperature_Sensor__SKU_DFR0198_. [Accessed 15 02 2024].

- [18] electronics-lab, «www.electronics-lab.com,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.electronics-lab.com/project/using-st7735-1-8-color-tft-display-arduino/>. [Πρόσβαση 28 02 2024].
- [19] STMicroelectronics, "L7800 series Positive voltage regulators," L7805CV datasheet, Aug. 2006.
- [20] Δ. Δ. Κουτσούρης, Ο. Πετροπούλου, Α. Αναστασίου και Γ. Ματσόπουλος, Σύγχρονες Τεχνολογίες και Εφαρμογές της Ψηφιακής Υγείας, Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις, 2022.
- [21] A. Suliman, W. A. Jabbar, M. A. M. Almuhaya, S.-H. Kee, M. A.-M. Khan, A. K. Bairagi and A. Nasir, "Healthcare (Basel)," *IoT-Based Healthcare-Monitoring System towards Improving Quality of Life: A Review.*, pp. 1-5, 11 Oct 2022.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : Κώδικας Προγραμματισμού ESP32

```
#include <Adafruit_Sensor.h>
#include <DHT.h>
#include <DHT_U.h>
#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_ST7735.h>
#include <WiFi.h>
#include <ThingSpeak.h>
#include <Wire.h> // Required for I2C communication
#include <SparkFun_Bio_Sensor_Hub_Library.h> // Library for the MAX30101 &
MAX32664 sensor
#include <HTTPClient.h>

String URL = "http://192.xxx.x.xx/my_thesis_site/test_data.php";

float Roomtemperature = 0.0;
int Roomrelative_humidity = 0;
float Patient_temperature = 0.0;

WiFiClient client; // This is crucial to ensure that the ThingSpeak library
has the necessary client

// WiFi Config
const char* ssid = "XXXXXXXX";
const char* password = "XXXXXXXX";

// ThingSpeak Config
const long myChannelNumber = 2254955; // Replace with your ThingSpeak
Channel ID
const char* myWriteAPIKey = "XXXXXXXX"; // Replace with your ThingSpeak
Write API Key

// DHT22 Config
#define DHTPIN 27
#define DHTTYPE DHT22
DHT_Unified dht(DHTPIN, DHTTYPE);

// DS18B20 Config
#define ONE_WIRE_BUS 26
OneWire oneWire(ONE_WIRE_BUS);
DallasTemperature sensors(&oneWire);

// AD8232 Config
const int loPlusPin = 33; // LO+ from the AD8232 goes to ESP32 GPIO33
const int loMinusPin = 32; // LO- from the AD8232 goes to ESP32 GPIO32
const int analogPin = 34;

// ST7735S TFT Config
#define TFT_CS 5
#define TFT_RST 4
#define TFT_DC 2
#define TFT_SDA 23 // GPIO23 is MOSI
#define TFT_SCK 18 // GPIO18 is SCK
Adafruit_ST7735 tft = Adafruit_ST7735(TFT_CS, TFT_DC, TFT_RST);

#define WAVEFORM_HEIGHT 80 // set to 80
#define WAVEFORM_START_Y 70 // set to 65
```

```

#define WAVEFORM_WIDTH 128
#define BUFFER_SIZE 128
int waveformBuffer[BUFFER_SIZE];
int bufferIndex = 0;

unsigned long dhtLastRead = 0;
unsigned long dsLastRead = 0;
unsigned long maxLastRead = 0;
const int ad8232BufferSize = 100; // Adjust as needed
int ad8232Buffer[ad8232BufferSize];
int ad8232BufferIndex = 0;
unsigned long lastAD8232Read = 0;
const long ad8232Interval = 10; // Interval at which to read the sensor
(10ms for 100Hz)

// MAX30101 & MAX32664 Configuration
SparkFun_Bio_Sensor_Hub bioHub; // Create instance
bioData body; // This object will hold our bio data (HR, SPO2, etc.)

void setup() {
  Serial.begin(115200);

  // Initialize WiFi
  Serial.println("Connecting to WiFi...");
  WiFi.begin(ssid, password);
  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    delay(500);
    Serial.print(".");
  }
  Serial.println("\nWiFi Connected!");

  // Initialize ThingSpeak
  ThingSpeak.begin(client);

  // TFT Display Initialization
  tft.initR(INITR_BLACKTAB);
  tft.setRotation(2);
  tft.fillScreen(ST77XX_GREEN);
  tft.setTextColor(ST77XX_BLACK);

  // Display initialization message
  tft.setCursor(5, 50);
  tft.print("Initialization of");
  tft.setCursor(5, 65);
  tft.print("Sensors");
  delay(5000);

  // Clear display after initialization message
  tft.fillScreen(ST77XX_GREEN);

  // Print labels
  tft.setCursor(0, 0);
  tft.print("Room Temp:");
  tft.setCursor(0, 15);
  tft.print("Humidity:");
  tft.setCursor(0, 30);
  tft.print("Patient Temp:");
  tft.setCursor(0, 45);

```

```

tft.print("HR:");
tft.setCursor(0, 60);
tft.print("SpO2:");

// Initialize DHT22
dht.begin();

// Initialize DS18B20
sensors.begin();

// Initialize waveform buffer
for (int i = 0; i < BUFFER_SIZE; i++)
{
    waveformBuffer[i] = 0;
}

// Initialize MAX30101 & MAX32664
Wire.begin();
int result = bioHub.begin();
if (result == 0) // Zero errors!
    Serial.println("Sensor started!");
else
    Serial.println("Could not communicate with the sensor!");

Serial.println("Configuring Sensor...");
int error = bioHub.configBpm(MODE_ONE); // Configuring just the BPM
settings.
if(error == 0){ // Zero errors!
    Serial.println("Sensor configured.");
}
else {
    Serial.println("Error configuring sensor.");
    Serial.print("Error: ");
    Serial.println(error);
}

// Data lags a bit behind the sensor, if you're finger is on the sensor
when
// it's being configured this delay will give some time for the data to
catch
// up.
Serial.println("Loading up the buffer with data...");
delay(4000);

// Immediate first readings after initialization
readDHTSensor();
readDS18B20Sensor();
readMAX30101Sensor();
}

void loop()
{
    unsigned long currentMillis = millis();

    // Reading from AD8232 every 10 ms
    // Process AD8232 sensor data at set intervals
    if (currentMillis - lastAD8232Read >= ad8232Interval)
    {
        processAD8232Data();
        lastAD8232Read = currentMillis;
    }
}

```

```

// Reading from DHT22 every 2 minutes
if (currentMillis - dhtLastRead >= 120000)
{
  readDHTSensor();
  dhtLastRead = currentMillis;

  ////////////////Sent DHT22 data to XAMPP SQL////////////////////
  String postData = "Roomtemperature=" + String(Roomtemperature) +
"&Roomrelative_humidity=" + String(Roomrelative_humidity);

  HTTPClient http;
  http.begin(URL);
  http.addHeader("Content-Type", "application/x-www-form-urlencoded");

  int httpCode = http.POST(postData);
  String payload = http.getString();

  Serial.print("URL : "); Serial.println(URL);
  Serial.print("Data: "); Serial.println(postData);
  Serial.print("httpCode: "); Serial.println(httpCode);
  Serial.print("payload : "); Serial.println(payload);
  Serial.println("-----");
}

// Reading from DS18B20 every 1.5 minute
if (currentMillis - dsLastRead >= 90000)
{
  readDS18B20Sensor();
  dsLastRead = currentMillis;

  ////////////////Sent DS18B20 data to XAMPP SQL////////////////////
  String postData = "Patient_temperature=" + String(Patient_temperature);

  HTTPClient http;
  http.begin(URL);
  http.addHeader("Content-Type", "application/x-www-form-urlencoded");

  int httpCode = http.POST(postData);
  String payload = http.getString();

  Serial.print("URL : "); Serial.println(URL);
  Serial.print("Data: "); Serial.println(postData);
  Serial.print("httpCode: "); Serial.println(httpCode);
  Serial.print("payload : "); Serial.println(payload);
  Serial.println("-----");
}

// Check for data from MAX30101 & MAX32664
// Information from the readBpm function will be saved to our "body"
// variable.
// Reading from MAX30101 & MAX32664 every 30 sec
if (currentMillis - maxLastRead >= 30000)
{
  readMAX30101Sensor();
  maxLastRead = currentMillis; // Update the last read time

  ////////////////Sent MAX30101 data to XAMPP SQL////////////////////
  String postData = "heartRate=" + String(body.heartRate) + "&oxygen=" +
String(body.oxygen);

```

```

HTTPClient http;
http.begin(URL);
http.addHeader("Content-Type", "application/x-www-form-urlencoded");

int httpCode = http.POST(postData);
String payload = http.getString();

Serial.print("URL : "); Serial.println(URL);
Serial.print("Data: "); Serial.println(postData);
Serial.print("httpCode: "); Serial.println(httpCode);
Serial.print("payload : "); Serial.println(payload);
Serial.println("-----");
}
}

//////////Take readings from DHT22 sensor, display them on screen,
post them on Thingspeak//////////
void readDHTSensor() {
  sensors_event_t event;
  dht.temperature().getEvent(&event);
  if (!isnan(event.temperature))
  {
    Roomtemperature = event.temperature;
    tft.setCursor(60, 0);
    tft.fillRect(60, 0, 50, 10, ST77XX_GREEN);
    tft.print(Roomtemperature);
    tft.print(" C");

    // Print to Serial Monitor
    Serial.print(F("Room Temperature: "));
    Serial.print(Roomtemperature);
    Serial.println(F("°C"));

    // Update Room Temperature to ThingSpeak
    ThingSpeak.setField(1, Roomtemperature);
  }

  dht.humidity().getEvent(&event);
  if (!isnan(event.relative_humidity))
  {
    Roomrelative_humidity = event.relative_humidity;
    tft.setCursor(55, 15);
    tft.fillRect(55, 15, 50, 10, ST77XX_GREEN);
    tft.print(Roomrelative_humidity);
    tft.print(" %");

    // Print to Serial Monitor
    Serial.print(F("Room Humidity: "));
    Serial.print(Roomrelative_humidity);
    Serial.println(F("%"));

    // Update Humidity to ThingSpeak
    ThingSpeak.setField(2, Roomrelative_humidity);
  }

  ThingSpeak.writeFields(myChannelNumber, myWriteAPIKey);
}

```

```

//////////Take readings from DS18B20 sensor, display them on screen,
post them on Thingspeak//////////
void readDS18B20Sensor()
{
  sensors.requestTemperatures();
  Patient_temperature = sensors.getTempCByIndex(0);
  if (Patient_temperature != -127.00) {
    tft.setCursor(80, 30);
    tft.fillRect(80, 30, 50, 10, ST77XX_GREEN);
    tft.print(Patient_temperature);
    tft.print("C");

    // Print to Serial Monitor
    Serial.print(F("Patient's Temperature: "));
    Serial.print(Patient_temperature);
    Serial.println(F("°C"));

    // Update Patient's Temperature to ThingSpeak
    ThingSpeak.setField(3, Patient_temperature);
  }

  ThingSpeak.writeFields(myChannelNumber, myWriteAPIKey);
}

//////////Take readings from MAX30101 sensor, display them on screen,
post them on Thingspeak//////////
void readMAX30101Sensor()
{
  body = bioHub.readBpm();

  // Display Heart Rate on TFT
  tft.setCursor(55, 45);
  tft.fillRect(55, 45, 50, 10, ST77XX_GREEN); // clear previous value
  tft.print(body.heartRate);
  tft.print(" BPM");

  // Print to Serial Monitor
  Serial.print(F("Heart Rate: "));
  Serial.print(body.heartRate);
  Serial.println(F(" BPM"));

  ThingSpeak.setField(4, body.heartRate);

  // Display SpO2 on TFT
  tft.setCursor(55, 60);
  tft.fillRect(55, 60, 50, 10, ST77XX_GREEN); // clear previous value
  tft.print(body.oxygen);
  tft.print(" %");

  // Print to Serial Monitor
  Serial.print(F("SpO2: "));
  Serial.print(body.oxygen);
  Serial.println(F(" %"));

  //Extra Prints to Serial Monitor
  Serial.print("Confidence: ");
  Serial.println(body.confidence);
  Serial.print("Status: ");
  Serial.println(body.status);
}

```

```

    ThingSpeak.setField(5, body.oxygen);

    ThingSpeak.writeFields(myChannelNumber, myWriteAPIKey);
}

//////////Take readings from AD8232 sensor//////////
void processAD8232Data()
{
    // Read from AD8232 sensor
    int ecgValue = analogRead(analogPin);

    // Store the value in the buffer
    ad8232Buffer[ad8232BufferIndex++] = ecgValue;

    // Check if the buffer is full
    if (ad8232BufferIndex >= ad8232BufferSize)
    {
        // Convert the buffer to a string for HTTP POST
        String postData = convertArrayToString(ad8232Buffer,
ad8232BufferIndex);

        // Send the data
        sendECGData(postData);

        // Reset the buffer index
        ad8232BufferIndex = 0;
    }

    // Update the waveform buffer and display the ECG waveform
    updateWaveformBuffer(ecgValue);
    displayECGWaveform();

    // Print the heart signal waveform to the Serial Monitor
    Serial.print("Heart Signal: ");
    Serial.println(ecgValue);
}

//////////Convert the array of readings from AD8232 sensor to
string//////////
String convertArrayToString(int array[], int size)
{
    String dataStr;
    for (int i = 0; i < size; i++) {
        dataStr += String(array[i]);
        if (i < size - 1) {
            dataStr += ",";
        }
    }
    return dataStr;
}

//////////Sent ad8232 data to XAMPP SQL//////////
void sendECGData(const String& data)
{
    HTTPClient http;
    http.begin(URL);
    http.addHeader("Content-Type", "application/x-www-form-urlencoded");

    Serial.print("URL : "); Serial.println(URL);
}

```

```

    Serial.print("Data: "); Serial.println(data); // Print the batched ECG
data

    int httpCode = http.POST("ecgData=" + data);
    String payload = http.getString();

    Serial.print("httpCode: "); Serial.println(httpCode);
    Serial.print("payload : "); Serial.println(payload);
    Serial.println("-----");

    http.end();
}

//////////This function updates the waveform buffer with the latest ECG
reading.//////////
void updateWaveformBuffer(int reading)
{
    waveformBuffer[bufferIndex] = reading;
    bufferIndex = (bufferIndex + 1) % BUFFER_SIZE;
}

//////////This function visualizes the ECG waveform based on the data in
waveformBuffer on a TFT display.//////////
void displayECGWaveform()
{
    tft.fillRect(0, WAVEFORM_START_Y, WAVEFORM_WIDTH, WAVEFORM_HEIGHT,
ST77XX_GREEN);

    for (int i = 1; i < BUFFER_SIZE; i++)
    {
        int y1 = map(waveformBuffer[i - 1], 0, 4095, WAVEFORM_START_Y +
WAVEFORM_HEIGHT, WAVEFORM_START_Y);
        int y2 = map(waveformBuffer[i], 0, 4095, WAVEFORM_START_Y +
WAVEFORM_HEIGHT, WAVEFORM_START_Y);
        tft.drawLine(i - 1, y1, i, y2, ST77XX_BLACK);
    }
}

```

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β : Αρχείο HTML ιστοσελίδας

```
<!DOCTYPE html>
<html>
<head>
  <title>IOT Patient Monitoring System</title>
  <link rel="stylesheet" type="text/css" href="style.css">
  <script src="https://cdn.jsdelivr.net/npm/chart.js"></script>
</head>
<body>
  <header>
    <h1>IOT Patient Monitoring System</h1>
  </header>

  <main>
    <!-- Room Temperature Section -->
    <section id="roomTemp">
      <h2>Room Temperature</h2>
      <div class="chart-container">
        <canvas id="roomTempChart"></canvas>
      </div>
      <button onclick="exportData('roomTemp')">Export Room Temperature
Data</button>
    </section>

    <!-- Room Humidity Section -->
    <section id="roomHumidity">
      <h2>Relative Humidity of Room</h2>
      <div class="chart-container">
        <canvas id="humidityChart"></canvas>
      </div>
      <button onclick="exportData('roomHumidity')">Export Humidity
Data</button>
    </section>

    <!-- Patient Temperature Section -->
    <section id="patientTemp">
      <h2>Patient Temperature</h2>
      <div class="chart-container">
        <canvas id="ds18b20Chart"></canvas>
      </div>
      <button onclick="exportData('patientTemp')">Export Patient
Temperature Data</button>
    </section>

    <!-- Heart Rate Section -->
    <section id="heartRate">
      <h2>Heart Rate</h2>
```

```

        <div class="chart-container">
            <canvas id="heartRateChart"></canvas>
        </div>
        <button onclick="exportData('heartRate')">Export Heart Rate
Data</button>
    </section>

    <!-- Oxygen Level Section -->
    <section id="oxygen">
        <h2>Oxygen Level</h2>
        <div class="chart-container">
            <canvas id="oxygenChart"></canvas>
        </div>
        <button onclick="exportData('oxygen')">Export Oxygen Level
Data</button>
    </section>

    <!-- AD8232 ECG Data Section -->
    <section id="ad8232">
        <h2>AD8232 ECG Data</h2>
        <div class="chart-container">
            <canvas id="ad8232Chart"></canvas>
        </div>
        <button onclick="exportData('ad8232')">Export ECG Data</button>
    </section>
</main>

<footer>
    <p>&copy; 2024 IOT Sensor Project</p>
</footer>

<script src="script.js"></script>
</body>
</html>

```

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ C : Αρχείο CSS ιστοσελίδας

```
body {
  font-family: Arial, sans-serif;
  background-color: #f4f4f4;
  color: #333;
  text-align: center;
}

header {
  background-color: #007bff;
  color: white;
  padding: 10px 0;
}

.chart-container {
  width: 80%;
  max-width: 700px;
  margin: 20px auto;
}

button {
  margin: 10px;
  padding: 10px 20px;
  background-color: #28a745;
  color: white;
  border: none;
  border-radius: 5px;
  cursor: pointer;
}

button:hover {
  background-color: #218838;
}

footer {
  margin-top: 30px;
  background-color: #f8f9fa;
  padding: 10px 0;
}
```

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ D : Αρχείο JavaScript ιστοσελίδας

```
const fetchData = (sensor, chartId, label, dataField) => {
  fetch(`http://localhost/my_thesis_site/test_data.php?sensor=${sensor}`)
  .then(response => response.json())
  .then(data => {
    const labels = data.map(entry => entry[`${sensor}_timestamp`]);
    const sensorData = data.map(entry => entry[dataField]);

    updateChart(chartId, labels, sensorData, label);
  })
  .catch(error => console.error(`Error fetching ${sensor} data:`, error));
};

let tempChart, humidityChart, ds18b20Chart, heartRateChart, oxygenChart,
ad8232Chart;

const updateChart = (chartId, labels, data, label) => {
  let chart = chartId === 'roomTempChart' ? tempChart :
    chartId === 'humidityChart' ? humidityChart :
    chartId === 'ds18b20Chart' ? ds18b20Chart :
    chartId === 'heartRateChart' ? heartRateChart :
    chartId === 'oxygenChart' ? oxygenChart :
    chartId === 'ad8232Chart' ? ad8232Chart : null;

  if (!chart) {
    const ctx = document.getElementById(chartId).getContext('2d');
    chart = new Chart(ctx, {
      type: 'line',
      data: {
        labels: labels,
        datasets: [{
          label: label,
          data: data,
          backgroundColor: 'rgba(0, 123, 255, 0.5)',
          borderColor: 'rgba(0, 123, 255, 1)',
          borderWidth: 1
        }]
      },
      options: {
        scales: {
          y: { beginAtZero: true }
        }
      }
    });
  }

  // Add the new charts to the conditional assignment
  if (chartId === 'roomTempChart') {
```

```

        tempChart = chart;
    } else if (chartId === 'humidityChart') {
        humidityChart = chart;
    } else if (chartId === 'ds18b20Chart') {
        ds18b20Chart = chart;
    } else if (chartId === 'heartRateChart') {
        heartRateChart = chart;
    } else if (chartId === 'oxygenChart') {
        oxygenChart = chart;
    } else if (chartId === 'ad8232Chart') {
        ad8232Chart = chart;
    }
} else {
    chart.data.labels = labels;
    chart.data.datasets[0].data = data;
    chart.update();
}
};

// Fetch and display data for all sensors
fetchData('dht22', 'roomTempChart', 'Room Temperature (°C)',
'Roomtemperature');
fetchData('dht22', 'humidityChart', 'Room Relative Humidity (%)',
'Roomrelative_humidity');
fetchData('ds18b20', 'ds18b20Chart', 'Patient Temperature (°C)',
'Patient_temperature');
fetchData('max30101', 'heartRateChart', 'Heart Rate', 'heartRate');
fetchData('max30101', 'oxygenChart', 'Oxygen Level', 'oxygen');
fetchData('ad8232', 'ad8232Chart', 'ECG Signal', 'ecgValue');

// Set intervals for automatic updates
setInterval(() => {
    fetchData('dht22', 'roomTempChart', 'Room Temperature (°C)',
'Roomtemperature');
    fetchData('dht22', 'humidityChart', 'Room Relative Humidity (%)',
'Roomrelative_humidity');
}, 120000); // DHT22 every 2 minutes

setInterval(() => fetchData('ds18b20', 'ds18b20Chart', 'Patient Temperature
(°C)', 'Patient_temperature'), 90000); // DS18B20 every 1.5 minutes

setInterval(() => {
    fetchData('max30101', 'heartRateChart', 'Heart Rate', 'heartRate');
    fetchData('max30101', 'oxygenChart', 'Oxygen Level', 'oxygen');
}, 30000); // MAX30101 every 30 seconds

setInterval(() => fetchData('ad8232', 'ad8232Chart', 'ECG Signal',
'ecgValue'), 1); // AD8232 every 1 second

```

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ε : Αρχείο PHP

```
<?php

header('Access-Control-Allow-Origin: *');

$hostname = "localhost";
$username = "root";
$password = "";
$databse = "thesissensor_db";

$conn = mysqli_connect($hostname, $username, $password, $databse);

if ($conn->connect_error) {
    die("Connection failed: " . $conn->connect_error);
}

// Fetch data based on sensor type
if ($_SERVER['REQUEST_METHOD'] == 'GET') {
    header('Content-Type: application/json');
    $data = [];

    if (isset($_GET['sensor'])) {
        switch ($_GET['sensor']) {
            case 'ds18b20':
                $sql = "SELECT Patient_temperature, ds18b20_timestamp FROM ds18b20 ORDER BY ds18b20_id DESC LIMIT 60";
                break;
            case 'max30101':
                $sql = "SELECT heartRate, oxygen, max30101_timestamp FROM max30101 ORDER BY max30101_id DESC LIMIT 60";
                break;
            case 'ad8232':
                $sql = "SELECT ecgValue, ad8232_timestamp FROM ad8232 ORDER BY ad8232_id DESC LIMIT 1000";
                break;
            default:
                $sql = "SELECT Roomtemperature, Roomrelative_humidity, dht22_timestamp FROM dht22 ORDER BY dht22_id DESC LIMIT 60";
        }
        $result = mysqli_query($conn, $sql);

        while ($row = mysqli_fetch_assoc($result)) {
            $data[] = $row;
        }
    }
    echo json_encode($data);
}
```

```

// Handle data insertion from the ESP32
elseif ($_SERVER['REQUEST_METHOD'] == 'POST') {
    header('Content-Type: text/plain');

    // Insertion logic for each sensor
    if (isset($_POST["Roomtemperature"]) &&
isset($_POST["Roomrelative_humidity"])) {
        // Insert for DHT22
        $R_T = $_POST["Roomtemperature"];
        $R_H = $_POST["Roomrelative_humidity"];
        $sql = "INSERT INTO dht22 (Roomtemperature, Roomrelative_humidity)
VALUES ($R_T, $R_H)";
        mysqli_query($conn, $sql);
    }

    if (isset($_POST["Patient_temperature"])) {
        // Insert for DS18B20
        $P_T = $_POST["Patient_temperature"];
        $sql = "INSERT INTO ds18b20 (Patient_temperature) VALUES ($P_T)";
        mysqli_query($conn, $sql);
    }

    if (isset($_POST["heartRate"]) && isset($_POST["oxygen"])) {
        // Insert for MAX30101
        $HR = $_POST["heartRate"];
        $SpO2 = $_POST["oxygen"];
        $sql = "INSERT INTO max30101 (heartRate, oxygen) VALUES ($HR, $SpO2)";
        mysqli_query($conn, $sql);
    }

    if (isset($_POST["ecgData"])) {
        // Insert for AD8232
        $ecgData = $_POST["ecgData"];
        $ecgValues = explode(",", $ecgData);
        foreach ($ecgValues as $value) {
            $sql = "INSERT INTO ad8232 (ecgValue) VALUES ($value)";
            mysqli_query($conn, $sql);
        }
    }

    echo "Data insertion complete";
}

mysqli_close($conn);
?>

```

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ F : Κώδικας MATLAB στο ThingSpeak

```
% Store the channel ID for the health monitoring channel.
channelID = 2254955;

% Provide the ThingSpeak alerts API key. All alerts API keys start with TAK.
alertApiKey = 'XXXXXXXXXX';

% Set the address for the HTTP call
alertUrl = "https://api.thingSpeak.com/alerts/send";

% webwrite uses weboptions to add required headers. Alerts needs a ThingSpeak-
Alerts-API-Key header.
options = weboptions("HeaderFields", ["ThingSpeak-Alerts-API-Key", alertApiKey
]);

% Set the email subject.
alertSubject = sprintf("Patient Monitoring Alerts");

% Read the recent data.
temperatureData = thingSpeakRead(channelID, 'NumPoints', 1, 'Fields', 3);
roomTemperatureData = thingSpeakRead(channelID, 'NumPoints', 1, 'Fields', 1);
humidityData = thingSpeakRead(channelID, 'NumPoints', 1, 'Fields', 2);
spO2Data = thingSpeakRead(channelID, 'NumPoints', 1, 'Fields', 4); %
Corrected: Field 4 is for SpO2
heartRateData = thingSpeakRead(channelID, 'NumPoints', 1, 'Fields', 5); %
Corrected: Field 5 is for heart rate

alertBody = '';

% Patient Temperature check
if temperatureData < 35
    alertBody = strcat(alertBody, 'Warning: Patient temperature is too
low!\n');
elseif temperatureData > 37
    alertBody = strcat(alertBody, 'Warning: Patient temperature is too
high!\n');
end

% ICU Room Temperature check
if roomTemperatureData < 20
    alertBody = strcat(alertBody, 'Warning: Room temperature is too low!\n');
elseif roomTemperatureData > 26
    alertBody = strcat(alertBody, 'Warning: Room temperature is too high!\n');
end

% Humidity check
```

```

if humidityData < 30
    alertBody = strcat(alertBody, 'Warning: Room humidity is too low!\n');
elseif humidityData > 60
    alertBody = strcat(alertBody, 'Warning: Room humidity is too high!\n');
end

% SpO2 check
if spO2Data < 94
    alertBody = strcat(alertBody, 'Warning: Patient SpO2 levels are too
low!\n');
end

% Heart Rate check
if heartRateData < 50
    alertBody = strcat(alertBody, 'Warning: Patient heart rate is too
low!\n');
elseif heartRateData > 100
    alertBody = strcat(alertBody, 'Warning: Patient heart rate is too
high!\n');
end

% If alertBody is still empty, it means all values are in the normal range.
if isempty(alertBody)
    return;
end

% Send the alert
try
    webwrite(alertUrl , "body", alertBody, "subject", alertSubject, options);
catch someException
    fprintf("Failed to send alert: %s\n", someException.message);
end

```