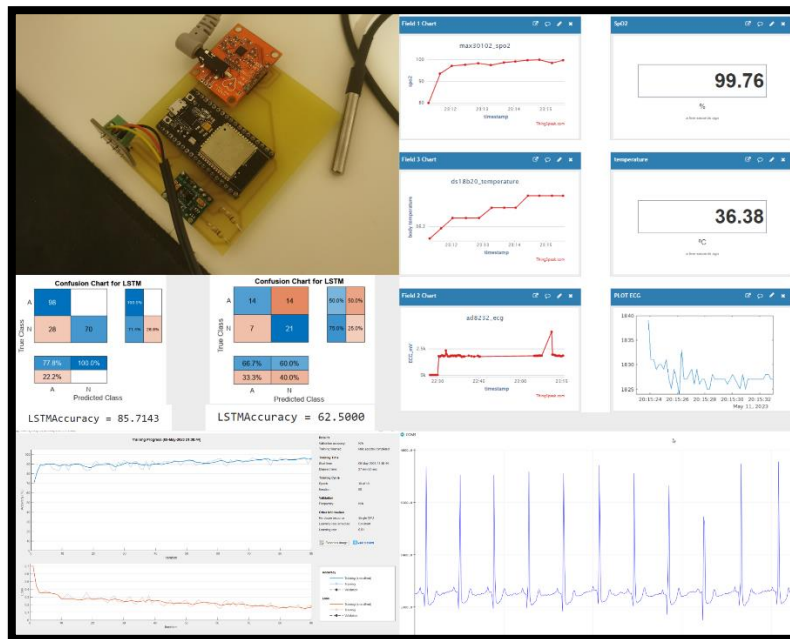


ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ  
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

<<Σχεδίαση και Υλοποίηση Συστήματος IoT Παρακολούθησης Βιολογικών  
Παραμέτρων για την Έγκαιρη Διάγνωση της Μυοκαρδίτιδας σε Σύνδρομο Long  
COVID>>



Του φοιτητή  
Ιωάννου Λεωνίδα  
ΑΜ: ele517160

Επιβλέπων  
Δελημαράς Βασίλειος  
Βαθμίδα: Ακαδημαϊκός υπότροφος

Τίτλος Δ.Ε: Σχεδίαση και Υλοποίηση Συστήματος IoT Παρακολούθησης Βιολογικών Παραμέτρων  
για την Έγκαιρη Διάγνωση της Μυοκαρδίτιδας σε Σύνδρομο Long COVID

Κωδικός Δ.Ε: 22302

Όνοματεπώνυμο φοιτητή: Λεωνίδας Ιωάννου

Όνοματεπώνυμο εισηγητή: Βασίλειος Δελημαράς

Ημερομηνία ανάληψης Δ.Ε: 27/10/2022

Ημερομηνία περάτωσης Δ.Ε: 25/5/2023

*Βεβαιώνω ότι είμαι ο συγγραφέας αυτής της 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 κειμένου, είτε αυτές αναφέρονται ακριβώς είτε παραφρασμένες. Επιπλέον, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία προετοιμάστηκε από εμένα προσωπικά, ειδικά ως διπλωματική εργασία, στο Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του ΔΙ.ΠΑ.Ε.*

*Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του φοιτητή Λεωνίδα Ιωάννου 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 απαραίτητως και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα, εκ μέρους του Τμήματος.

*«Αφιερώνω την παρούσα  
Διπλωματική Εργασία στους  
γονείς μου, Ξενοφών και  
Παναγιώτα Ιωάννου για τους  
κόπους τους και τις θυσίες  
που έκαναν για μένα όλα  
αυτά τα χρόνια»*

## Πρόλογος

Ο COVID-19 στις μέρες μας έχει πλήξει ολόκληρη την ανθρωπότητα. Δεν μπορεί κανείς να αμφισβητήσει την μεγάλη πίεση που δέχεται ο ιατρικός τομέας λόγω αυτής της τεράστιας πανδημίας. Τα τυχόν μακροπρόθεσμα συμπτώματα που εμφανίζονται στους ανθρώπους που έχουν νοσήσει είναι σε μεγάλο βαθμό σημαντικά για την υγεία τους, καθώς αν διαρκούν περισσότερο από τρεις μήνες μετά από την πρώτη επαφή με τον ιό, τότε μάλλον πάσχουν από το σύνδρομο που ονομάζεται Long COVID. Το σημαντικότερο σημείο που μπορεί να “χτυπήσει” το σύνδρομο αυτό, είναι στην καρδία, οπότε θεωρήθηκε σημαντικό να ασχοληθούμε με μια δύσκολη πάθηση της καρδιάς, την μυοκαρδίτιδα. Παρόλα αυτά στην παρούσα διπλωματική εργασία, γίνεται εκτενής αναφορά και στην περικαρδίτιδα, καθώς με την ίδια μεθοδολογία που ανιχνεύουμε την μυοκαρδίτιδα θα μπορούσαμε να ανιχνεύσουμε και την περικαρδίτιδα με τα κατάλληλα δεδομένα. Ο παραπάνω λόγος είναι αυτός που μας ώθησε να συνδέσουμε τις γνώσεις μας ως Μηχανικοί Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων, για την δημιουργία ενός συστήματος, που αφορά ζήτημα υγείας. Το σύστημα αναπτύχθηκε με τέτοιο τρόπο ώστε να γίνεται εύκολη η χρήση του από τον χρήστη, καθώς και εύκολη η πρόσβαση του γιατρού στο να βλέπει σε πραγματικό χρόνο τις βιολογικές παραμέτρους του ασθενούς, ώστε να μπορεί να κάνει μια πρώτη πρόγνωση/διάγνωση, με αποτέλεσμα να προλάβει τυχόν μελλοντικά, σοβαρότερα προβλήματα, με μόνη απαίτηση την πρόσβαση του στο διαδίκτυο και το ιδιωτικό κανάλι του χρήστη. Το όφελος μου σαν Μηχανικός ήταν να μάθω τον πανέμορφο κόσμο που κρύβει πίσω της η βιοϊατρική τεχνολογία, το διαδίκτυο των πραγμάτων, καθώς και της βαθιάς μάθησης.

## Περίληψη

Στην παρούσα διπλωματική εργασία σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε ένα σύστημα παρακολούθησης ασθενών, βασισμένο στο IoT, για την έγκαιρη διάγνωση της μυοκαρδίτιδας σε Long COVID σύνδρομο. Πιο συγκεκριμένα, κατασκευάστηκε συσκευή που δίνει την δυνατότητα στον χρήστη να κάνει μετρήσεις βιολογικών παραμέτρων και συγκεκριμένα, καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος, μέτρηση κορεσμού οξυγόνου στο αίμα και μέτρηση θερμοκρασίας του σώματος. Μετά από κάποια μέτρηση, και εφόσον ο χρήστης έχει συνδεθεί στο Wi-Fi της μόνιμης κατοικίας του ή μέσω Hotspot από το Smartphone του (ανάλογα με την απαίτηση του χρήστη), οι καταγραφές/μετρήσεις αυτές εμφανίζονται μετά από κάποια δευτερόλεπτα στο Cloud της ανοικτής πλατφόρμας του ThingSpeak, στην οποία μπορεί και ο χρήστης, αλλά και ο γιατρός να τις παρακολουθούν μέσω του υπολογιστή ή του τηλεφώνου, αρκεί να έχουν το κλειδί πρόσβασης “Read API key” στο συγκεκριμένο κανάλι, όπως και το ID του καναλιού, καθώς αυτό θα είναι ιδιωτικό. Οι μετρήσεις αυτές αποθηκεύονται στην βάση δεδομένων του Cloud. Επιπρόσθετα, είναι δυνατή η παρουσίαση των βιολογικών παραμέτρων σε αριθμούς καθώς και σε γραφήματα σε σταθερές περιόδους. Επίσης, για τον εντοπισμό της μυοκαρδίτιδας, έχει γίνει εκμάθηση ενός αναδρομικού νευρωνικού δικτύου, τύπου LSTM μέσω του MATLAB, με την βοήθεια κάποιων δεδομένων που πάρθηκαν από μια ανοικτή βάση δεδομένων για ηλεκτροκαρδιογραφήματα. Το νευρωνικό δίκτυο φαίνεται να ανταποκρίνεται σε καινούργια δεδομένα καθώς το δοκιμάσαμε με δικά μας δεδομένα τα οποία πήραμε μέσω της συσκευής. Ο κορεσμός οξυγόνου, καθώς και η θερμοκρασία τους σώματος που μετρούμε μέσω της συσκευής, χρησιμοποιούνται για την παρακολούθηση της πορείας των ασθενών ή επικουρικά στην διάγνωση. Σκοπός της παρούσας IoT συσκευής είναι ο γιατρός να έχει πρόσβαση από όπου και αν βρίσκεται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα και στα ζωτικά σημεία του χρήστη της συσκευής, ώστε με τις γνώσεις που διακατέχει, το εκπαιδευμένο νευρωνικό δίκτυο και άλλα συμπτώματα του συνδρόμου Long COVID, να είναι σε θέση να μπορεί να κάνει μια καλή πρώτη πρόγνωση/διάγνωση. Η παρούσα διπλωματική εργασία εστιάζει και στην περικαρδίτιδα, σε αρκετά μεγάλο βαθμό, καθώς και η περικαρδίτιδα είναι και αυτή μια επιπλοκή του Long Covid συνδρόμου, πολύ παρόμοια με την μυοκαρδίτιδα. Με την ίδια μεθοδολογία που ανιχνεύουμε λοιπόν την μυοκαρδίτιδα θα μπορούσαμε μελλοντικά να ανιχνεύσουμε και την περικαρδίτιδα με τα κατάλληλα δεδομένα. Γι’ αυτό το λόγο θεωρήθηκε μια καλή πρακτική να αναφερθεί και η περικαρδίτιδα.

**Λέξεις κλειδιά:** IoT, μυοκαρδίτιδα/περικαρδίτιδα, Long COVID σύνδρομο, μετρήσεις βιολογικών παραμέτρων, νευρωνικό δίκτυο.

# <<Design and Implementation of an IoT Monitoring System for the Early Diagnosis of Myocarditis in Long COVID Syndrome>>

Leonidas Ioannou

## **Abstract**

In this thesis, an IoT-based patient monitoring system was designed and implemented for the early diagnosis of myocarditis in Long COVID syndrome. More specifically, a device was built that enables the user to obtain measurements of biological parameters, namely electrocardiogram recording, blood oxygen saturation measurement and body temperature measurement. After a measurement, and as long as the user is connected to the Wi-Fi of their permanent residence or via Hotspot from their Smartphone (depending on the user's requirement), these records/measurements are displayed after a few seconds in the Cloud of the ThingSpeak open platform, in which both the user and the doctor can monitor via computer or phone, as long as they have the "Read API key" access key to the specific channel, as well as the ID of the channel, as it will be private. These measurements, are stored in the Cloud database. In addition, it is possible to present the biological parameters in numbers as well as in graphs at defined periods. Moreover, for the myocarditis detection, a recurrent neural network, of LSTM type, has been trained using MATLAB, with the help of some data obtained from an open source database of electrocardiograms. The neural network appears to be responsive to new data, as we tested it with our own data obtained through the device. Oxygen saturation, as well as the body temperature measured by the device, are used to monitor the progress of patients or as an aid to diagnosis. The purpose of this IoT device is for the doctor to have access to the electrocardiogram and vital signs of the device user from wherever they are, so that with the knowledge of the trained neural network and other symptoms of Long COVID syndrome, the doctor will be able to make a good initial prognosis/diagnosis. This thesis also focuses on pericarditis, to a fairly large extent, as pericarditis is also a complication of Long Covid syndrome, very similar to myocarditis. Hence, with the same methodology that we detect myocarditis, we could in the future detect pericarditis with the right data. For this reason it was considered a good practice to report pericarditis as well.

**Keywords:** IoT, myocarditis/pericarditis, Long COVID syndrome, measurements of biological parameters, neural network.

## Ευχαριστίες

*Η παρούσα διπλωματική εργασία πραγματοποιήθηκε στο Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος, στο τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων κατά το έτος 2022-2023. Η ολοκλήρωση της προπτυχιακής αυτής εργασίας θα ήταν αδύνατη χωρίς την πολύτιμη βοήθεια και υποστήριξη του επιβλέποντα καθηγητή μου Δελημαράς Βασίλειος. Γι' αυτό λοιπόν ένα μεγάλο ευχαριστώ.*

*Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω με όλη μου την καρδιά την κοπέλα μου, που υπήρξε βράχος δίπλα μου στις χαρές, και στις λύπες μου και άντεξε όλες τις στιγμές, και τις ατελείωτες ώρες που δεν ήμουν κοντά της γιατί ήμουν αφοσιωμένος στις σπουδές μου.*

*Δεν θα μπορούσα να μην ευχαριστήσω τα αδέρφια μου που με στήριζαν σε κάθε μου επιλογή και με το χιούμορ τους και με την καλή τους διάθεση με βοηθούσαν να γεμίζω ενέργεια και να συνεχίζω ως προς την επίτευξη του στόχο μου.*

*Τέλος, ένα τεράστιο ευχαριστώ στους γονείς μου, Ξενοφών Ιωάννου και Παναγιώτα Ιωάννου, οι οποίοι υπήρξαν πάντα ένα ανεκτίμητο στήριγμα για μένα και τους οφείλω όλη την διαδρομή των σπουδών μου, από την αρχή μέχρι και σήμερα.*

# Πίνακας Περιεχομένων

Πρόλογος .....	4
Περίληψη .....	5
Abstract .....	6
Ευχαριστίες .....	7
Κατάλογος Εικόνων .....	11
Κατάλογος Πινάκων .....	14
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: Η ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ ΚΑΙ ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ</b> .....	<b>16</b>
<b>1.1 Εισαγωγή</b> .....	<b>16</b>
<b>1.2 Η φυσιολογία της καρδιάς</b> .....	<b>16</b>
1.2.1 Ο Ηλεκτρισμός της καρδιάς .....	17
<b>1.3 Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα</b> .....	<b>19</b>
1.3.1 Τα επάρματα/κύματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος .....	19
1.3.2 Διαστήματα και τμήματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος .....	23
1.3.3 Κύματα εκπόλωσης και επαναπόλωσης των μυοκυττάρων .....	26
1.3.4 Βαθμονόμηση του ΗΓΚ ως προς την ηλεκτρική τάση και το χρόνο .....	29
1.3.5 Λήψη, καταγραφή και ανάγνωση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος .....	30
1.3.6 Απαγωγές ηλεκτροκαρδιογραφήματος .....	32
<b>1.4 Επίλογος</b> .....	<b>40</b>
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: Η ΜΥΟΚΑΡΔΙΤΙΔΑ ΚΑΙ Η ΠΕΡΙΚΑΡΔΙΤΙΔΑ</b> .....	<b>41</b>
<b>2.1 Εισαγωγή</b> .....	<b>41</b>
<b>2.2 Η Περικαρδίτιδα</b> .....	<b>41</b>
2.2.1 Ανατομία περικαρδίου .....	42
2.2.2 Παθήσεις περικαρδίου .....	43
2.2.3 Διάγνωση/πρόγνωση περικαρδίτιδας μέσω του ΗΓΚ .....	44
<b>2.3 Η Μυοκαρδίτιδα</b> .....	<b>48</b>
2.3.1 Το Μυοκάρδιο .....	49
2.3.2 Παθοφυσιολογία ιογενούς μυοκαρδίτιδας .....	49
2.3.3 Παθήσεις μυοκαρδίου .....	50
2.3.4 Αιτίες που προκαλούν την μυοκαρδίτιδα .....	50
2.3.5 Συμπτώματα μυοκαρδίτιδας .....	51
2.3.6 Διάγνωση/πρόγνωση μυοκαρδίτιδας μέσω του ΗΓΚ .....	51
2.3.7 Παθολογικά έναντι φυσιολογικών ΗΓΚ .....	56

2.4 Επίλογος .....	59
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΣΥΝΔΡΟΜΟ Long COVID</b> .....	61
3.1 Εισαγωγή.....	61
3.2 Επιδημιολογία.....	61
3.3 Διάγνωση .....	62
3.3.1 Συμπτώματα .....	62
3.3.2 Μακροχρόνια συμπτώματα .....	62
3.3.3 Ποιοι αναπτύσσουν το Long COVID σύνδρομο.....	62
3.4 Καρδιαγγειακή Συμμετοχή.....	63
3.4.1 Συμπτώματα .....	63
3.4.2 Ευρήματα και συμβάντα .....	63
3.5 Ποσοτική Έρευνα: Περικαρδίτιδα και Μυοκαρδίτιδα πολύ καιρό μετά τη λοίμωξη από SARS-CoV-2 .....	65
3.5.1 Περιληπτική περιγραφή έρευνας.....	65
3.6 Επίλογος .....	68
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΣΥΣΤΗΜΑ ΙοT ΓΙΑ ΤΗΝ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ</b> .....	70
4.1 Εισαγωγή.....	70
4.2 ΙοT (Διαδίκτυο των πραγμάτων).....	70
4.3 Πλατφόρμες ανάπτυξης ΙοT συσκευής με μικροελεγκτή.....	70
4.3.1 Το ESP32 έναντι του ESP8266 .....	71
4.3.2 Το ESP32.....	72
4.4 Οι αισθητήρες του συστήματος.....	74
4.4.1 Το ολοκληρωμένο AD8232.....	74
4.4.2 Ο αισθητήρας MAX30102 .....	78
4.4.3 Ο αισθητήρας DS18B20.....	81
4.5 Αλληλεπίδραση του ESP32 με τους αισθητήρες.....	82
4.5.1 Το ESP32 με το ολοκληρωμένο AD8232 .....	82
4.5.2 Το ESP32 με τον αισθητήρα MAX30102 .....	84
4.5.3 Το ESP32 με τον αισθητήρα DS18B20.....	87
4.6 ThingSpeak .....	89
4.6.1 Κλειδί API (API Key) .....	89
4.6.2 Τα πεδία του ThingSpeak (ThingSpeak Field).....	89
4.6.3 Ασφάλεια δεδομένων και ασφάλεια από επιθέσεις με το ThingSpeak .....	90
4.6.4 Χρήση του ThingSpeak για τις ανάγκες της παρούσας διπλωματικής.....	90

4.7 Αλληλεπίδραση του ESP32 με το ThingSpeak .....	93
4.8 Σχεδίαση και δημιουργία πλακέτας PCB.....	96
4.9 Επίλογος .....	99
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 : ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ ΝΕΥΡΩΝΙΚΟΥ ΔΙΚΤΥΟΥ ΓΙΑ ΤΗΝ ΔΙΑΓΝΩΣΗ ΜΥΟΚΑΡΔΙΤΙΔΑΣ .....</b>	<b>100</b>
5.1 Εισαγωγή.....	100
5.2.1 Σημαντικότητα .....	101
5.3 Αλγόριθμος Perceptron.....	101
5.3.1 Αλγόριθμος εκμάθησης Perceptron.....	103
5.4 Επιλογή αλγορίθμου νευρωνικού δικτύου για της ανάγκες της παρούσας διπλωματικής	106
5.4.1 Νευρωνικά δίκτυα τύπου RNN .....	108
5.4.2 LSTM (Long short-term memory) .....	109
5.4.3 Νευρωνικά δίκτυα LSTM σε ΗΓΚ.....	112
5.4.4 Classification ΗΓΚ με LSTM .....	112
5.4.4 Εκπαίδευση του νευρωνικού δικτύου στο MATLAB .....	114
5.5 Επίλογος .....	121
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ .....</b>	<b>123</b>
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....</b>	<b>124</b>
<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ.....</b>	<b>127</b>
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: Κώδικας MATLAB για το άνοιγμα των αρχείων .mat από την βάση δεδομένων της Physionet.....	127
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β: Κώδικας στο Arduino IDE για το ολοκληρωμένο AD8232 τοπικά .....	127
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ: Κώδικας στο Arduino IDE για το αισθητήριο MAX30102 τοπικά .....	128
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Δ: Κώδικας στο Arduino IDE για το αισθητήριο DS18B20 τοπικά.....	132
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ε: Κώδικας στο Arduino IDE για αποστολή των δεδομένων από τους αισθητήρες στο Cloud του ThingSpeak μέσω του ESP32.....	133
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ: Κώδικας MATLAB στο ThingSpeak για οπτικοποίηση δεδομένων (MATLAB Visualization) .....	142
<b>ΟΔΗΓΟΣ ΧΡΗΣΗΣ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ .....</b>	<b>143</b>

## Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1 Οι τέσσερις βαλβίδες της καρδιάς [2].....	17
Εικόνα 2 Ηλεκτρικό κύκλωμα της καρδιάς [4].....	18
Εικόνα 3 Διανυσματικό άθροισμα όλων των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από όλα τα κύτταρα της καρδιάς σε κάθε χρονική στιγμή [2].....	19
Εικόνα 4 Παράδειγμα ηλεκτροκαρδιογραφήματος με όλα τα επάρματα/κύματα και τα διαστήματα/τμήματα [5].....	25
Εικόνα 5 Φάσεις δυναμικού καρδιακής διέγερσης [4].....	27
Εικόνα 6 Καταγραφή του κύματος εκπόλωσης και του κύματος επαναπόλωσης από μία μυϊκή ίνα μυοκαρδίου [5]. Πηγή: <a href="http://ksumsc.com/download_center/Archive/1st/439/4.%20Cardiovascular%20Block/Team%20Work/Physiology/3-The%20Electrocardiogram.pdf">http://ksumsc.com/download_center/Archive/1st/439/4.%20Cardiovascular%20Block/Team%20Work/Physiology/3-The%20Electrocardiogram.pdf</a> .....	28
Εικόνα 7 Α) Μονοφασικό δυναμικό ενέργειας κοιλιακής μυοκαρδιακής ίνας κατά την διάρκεια φυσιολογικής καρδιακής λειτουργίας, Β) Καταγραφή ΗΓΚ. Πηγή: <a href="https://ecgwaves.com/topic/cardiac-electrophysiology-ecg-action-potential-automaticity-vector/">https://ecgwaves.com/topic/cardiac-electrophysiology-ecg-action-potential-automaticity-vector/</a> .....	29
Εικόνα 8 Βαθμονόμηση ΗΚΓ ως προς την ηλεκτρική τάση και τον χρόνο. Πηγή: <a href="https://ptreviewer.com/electrocardiogram-ecg-2/reading-an-ecg">https://ptreviewer.com/electrocardiogram-ecg-2/reading-an-ecg</a> .....	30
Εικόνα 9 ΗΓΚ από 5 διαφορετικά συστήματα για όλες τις απαγωγές , τα 2 αριστερά είναι από λήψη εγγράφων 12 απαγωγών ενώ τα 3 δεξιά από 1 απαγωγή. Πηγή: <a href="https://www.ndsu.edu/pubweb/~grier/1to12-lead-ECG-EKG.html">https://www.ndsu.edu/pubweb/~grier/1to12-lead-ECG-EKG.html</a> .....	32
Εικόνα 10 Συμβατική τοποθέτηση των ηλεκτροδίων για την καταγραφή των τριών βασικών απαγωγών των άκρων. Στο Θώρακα είναι σχεδιασμένο το τρίγωνο του Einthoven [1].....	34
Εικόνα 11 ηλεκτροκαρδιογράφημα από τις τρεις βασικές ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές των άκρων, Πηγή: <a href="https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A013a">https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A013a</a> .....	36
Εικόνα 12 Συνδέσεις του σώματος με τον ηλεκτροκαρδιογράφο για την καταγραφή προκάρδιων απαγωγών. Πηγή: <a href="https://slideplayer.gr/slide/2582327/">https://slideplayer.gr/slide/2582327/</a> .....	37
Εικόνα 13 Φυσιολογία ηλεκτροκαρδιογραφήματος των έξι τυπικών θωρακικών (προκάρδιων) απαγωγών [6].....	38
Εικόνα 14 i) Οι τρεις ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές στο αξονικό σύστημα αναφοράς, ii) Φυσιολογικά ΗΓΚ των τριών ενισχυμένων μονοπολικών απαγωγών των άκρων [6].....	39
Εικόνα 15 Οι άξονες των τριών διπολικών και των τριών μονοπολικών απαγωγών [6].....	40
Εικόνα 16 Φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα και από τις 12 απαγωγές. Πηγή: <a href="https://elentra.healthsci.queensu.ca/assets/modules/ts-ecg/normal_ecg.html">https://elentra.healthsci.queensu.ca/assets/modules/ts-ecg/normal_ecg.html</a> .....	40
Εικόνα 17 Περικαρδίτιδα, Πηγή: <a href="https://www.bhf.org.uk/informationsupport/conditions/pericarditis">https://www.bhf.org.uk/informationsupport/conditions/pericarditis</a> .....	42
Εικόνα 18 Ανατομία περικαρδίου, Πηγή: <a href="https://el.wikipedia.org/wiki/Περικάρδιο">https://el.wikipedia.org/wiki/Περικάρδιο</a> .....	42
Εικόνα 19 Α) ΗΓΚ που δείχνει την ανύψωση του τμήματος ST σε σχήμα σέλας και κατάπτωση του τμήματος PR σε όλες τις απαγωγές εκτός από την aVR που παρουσιάζει ανύψωση του τμήματος PR και κατάπτωση του τμήματος ST. Β) Τα διάφορα στάδιο των μεταβολών του [11].....	45
Εικόνα 20 Πρώιμη επαναπόλωση: Ανύψωση του σημείου J [12].....	46
Εικόνα 21 Μυοκαρδίτιδα, Πηγή: <a href="https://www.rwjbh.org/treatment-care/heart-and-vascular-care/diseases-conditions/myocarditis/">https://www.rwjbh.org/treatment-care/heart-and-vascular-care/diseases-conditions/myocarditis/</a> .....	48
Εικόνα 22 Οι ιοί που σχετίζονται με χρόνια φλεγμονώδης μυοκαρδιοπάθειας [17].....	50
Εικόνα 23 ΗΓΚ που διενεργήθηκε 11 ημέρες μετά από συμπτώματα που παρουσίασε ασθενής 19 ετών με περιμυοκαρδίτιδα. Το ΗΓΚ δείχνει κατάπτωση του τμήματος PR στις κατώτερες και στις V2-6 απαγωγές , ανύψωση του τμήματος PR στην aVR απαγωγή, ανύψωση του τμήματος ST στις	

κατώτερες και στις V1-3 απαγωγές, και αναστροφή των κυμάτων T στις απαγωγές I, II, aVL και V3-6 [19].	52
Εικόνα 24 Πιθανά μοτίβα ανύψωσης του τμήματος ST σε οξεία μυοκαρδίτιδα: a) Μοτίβο που μοιάζει με οξύ στεφανιαίο σύνδρομο, b) Μοτίβο περικαρδίτιδας χωρίς εγκοπή ή συρρίκνωση στο τέλος του συμπλέγματος QRS, c) Μοτίβο περικαρδίτιδας με εγκοπή στο τέλος του συμπλέγματος και, d) Μοτίβο περικαρδίτιδας με συρρίκνωση στο τέλος του συμπλέγματος QRS. [19]	53
Εικόνα 25 ΗΓΚ που έγινε 1 ημέρα μετά από την εισαγωγή ασθενή 18 ετών στο νοσοκομείο με οξεία μυοκαρδίτιδα. Δείχνει διάχυτη ανύψωση του ST με πρότυπο περικαρδίτιδας χωρίς εγκοπή η συρρίκνωση στο τέλος του συμπλέγματος QRS, και αμοιβαία καταστολή του τμήματος ST στις aVR και V1 απαγωγές. [19]	54
Εικόνα 26 Παθολογικό ΗΓΚ (αριστερά) και φυσιολογικό ΗΓΚ (δεξιά) από κάθε απαγωγή. Το φυσιολογικό ΗΓΚ πάρθηκε από τον ασθενή 131 και το παθολογικό από τον ασθενή 269	57
Εικόνα 27 Παθολογικό VS φυσιολογικό ΗΓΚ με απεικόνιση από το MATLAB	58
Εικόνα 28 Παθολογικό ΗΓΚ (αριστερά) και φυσιολογικό ΗΓΚ (δεξιά) από κάθε απαγωγή. Το φυσιολογικό ΗΓΚ πάρθηκε από τον ασθενή 150 και το παθολογικό από τον ασθενή 271	58
Εικόνα 29 Παθολογικό VS φυσιολογικό ΗΓΚ με απεικόνιση από το MATLAB	58
Εικόνα 30 Παθολογικό ΗΓΚ (αριστερά) και φυσιολογικό ΗΓΚ (δεξιά) από κάθε απαγωγή. Το φυσιολογικό ΗΓΚ πάρθηκε από τον ασθενή 155 και το παθολογικό από τον ασθενή 272	59
Εικόνα 31 Παθολογικό VS φυσιολογικό ΗΓΚ με απεικόνιση από το MATLAB	59
Εικόνα 32 Το ESP32 (ESP-WROOM-32 (38 pins)) με τις επαφές τις πλατφόρμας. Πηγή: <a href="https://www.studiopieters.nl/esp32-pinout/">https://www.studiopieters.nl/esp32-pinout/</a>	73
Εικόνα 33 Το ESP-WROOM-32 με τα περιφερειακά του	73
Εικόνα 34 Η αρχιτεκτονική του ESP32. Πηγή: <a href="http://www.exploreembedded.com/wiki/Overview_of_ESP32_features._What_do_they_practically_mean%3F">http://www.exploreembedded.com/wiki/Overview_of_ESP32_features._What_do_they_practically_mean%3F</a>	74
Εικόνα 35 Οι ακροδέκτες και οι διαστάσεις του AD8232 [32]	76
Εικόνα 36 Το Θηλυκό βύσμα σύνδεσης συνδεδεμένο με το καλώδιο των ηλεκτροδίων με αρσενικό βύσμα. Πηγή: <a href="https://store.roboticsbd.com/sensors/391-ad8232-ecg-measurement-module-kit-robotics-bangladesh.html">https://store.roboticsbd.com/sensors/391-ad8232-ecg-measurement-module-kit-robotics-bangladesh.html</a>	77
Εικόνα 37 Σχηματικό διάγραμμα της πλακέτας του AD8232. Πηγή : <a href="https://wiki.analog.com/resources/eval/ad8232-evaluation-guide/a03321a#evaluation_board_schematic">https://wiki.analog.com/resources/eval/ad8232-evaluation-guide/a03321a#evaluation_board_schematic</a>	77
Εικόνα 38 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων του ολοκληρωμένου AD8232 , το πράσινο χρώμα είναι το ηλεκτρόδιο γείωσης, ενώ το κίτρινο και το κόκκινο χρώμα είναι το θετικό και το αρνητικό ηλεκτρόδιο αντίστοιχα. Πηγή: <a href="https://circuitdigest.com/microcontroller-projects/understanding-ecg-sensor-and-program-ad8232-ecg-sensor-with-arduino-to-diagnose-various-medical-conditions">https://circuitdigest.com/microcontroller-projects/understanding-ecg-sensor-and-program-ad8232-ecg-sensor-with-arduino-to-diagnose-various-medical-conditions</a>	78
Εικόνα 39 Μέθοδος PPG [33]	78
Εικόνα 40 Το αισθητήριο MAX30102 και οι ακροδέκτες του [33]	79
Εικόνα 41 Η ολοκληρωμένη πλακέτα MAX30102 [33]	80
Εικόνα 42 Σχηματικό διάγραμμα του MAX30102. Πηγή: <a href="https://gr.mouser.com/new/maxim-integrated/maxim-max30102efd-sensor/">https://gr.mouser.com/new/maxim-integrated/maxim-max30102efd-sensor/</a>	80
Εικόνα 43 Μορφές αισθητήρα DS18B20. Πηγή : <a href="https://lastminuteengineers.com/ds18b20-arduino-tutorial/">https://lastminuteengineers.com/ds18b20-arduino-tutorial/</a>	81
Εικόνα 44 Ακροδέκτες του αισθητήρα DS18B20. Πηγή : <a href="https://lastminuteengineers.com/ds18b20-arduino-tutorial/">https://lastminuteengineers.com/ds18b20-arduino-tutorial/</a>	81

Εικόνα 45 Σύνδεση του ESP32 με το ολοκληρωμένο AD8232. Πηγή: <a href="https://how2electronics.com/iot-ecg-monitoring-ad8232-sensor-esp32/">https://how2electronics.com/iot-ecg-monitoring-ad8232-sensor-esp32/</a> .....	82
Εικόνα 46 Σύνδεση του AD8232 με το ESP32 στο breadboard για δοκιμές.....	83
Εικόνα 47 Ηλεκτροκαρδιογράφημα από το ολοκληρωμένο AD8232 στο serial plotter του Arduino IDE.....	83
Εικόνα 48 Σύνδεση του ESP32 με τον αισθητήρα MAX30102. Πηγή: <a href="https://www.hackster.io/rswm/diy-blood-oximeter-93529b">https://www.hackster.io/rswm/diy-blood-oximeter-93529b</a> .....	84
Εικόνα 49 Σύνδεση pull-up αντιστάσεων. Πηγή: <a href="https://microcontrollerslab.com/max30100-pulse-oximeter-heart-rate-sensor-esp32/">https://microcontrollerslab.com/max30100-pulse-oximeter-heart-rate-sensor-esp32/</a> .....	84
Εικόνα 50 Σύνδεση του MAX30102 με το ESP32 στο breadboard για δοκιμές.....	85
Εικόνα 51 Μετρήσεις κορεσμού οξυγόνου από το MAX30102 τοπικά στο serial monitor του Arduino IDE.....	85
Εικόνα 52 Μετρήσεις κορεσμού οξυγόνου από το MAX30102 τοπικά στο serial plotter του Arduino IDE.....	86
Εικόνα 53 Μέτρηση κορεσμού οξυγόνου με το MAX30102.....	86
Εικόνα 54 Μέτρηση οξυγόνου με εμπορικό παλμικό οξύμετρο.....	87
Εικόνα 55 Σύνδεση του ESP32 με τον αισθητήρα DS18B20. Πηγή: <a href="https://randomnerdtutorials.com/esp32-ds18b20-temperature-arduino-ide/">https://randomnerdtutorials.com/esp32-ds18b20-temperature-arduino-ide/</a> .....	87
Εικόνα 56 Σύνδεση του DS18B20 με το ESP32 στο breadboard για δοκιμές.....	88
Εικόνα 57 Μετρήσεις θερμοκρασίας από το DS18B20 τοπικά στο serial monitor του Arduino IDE..	88
Εικόνα 58 Διάγραμμα περιγραφής αλληλεπίδρασης συστημάτων με το ThingSpeak [34].....	89
Εικόνα 59 Δημιουργία λογαριασμού MathWorks. Πηγή: <a href="https://thingspeak.com/login?skipSSOCheck=true">https://thingspeak.com/login?skipSSOCheck=true</a> .....	90
Εικόνα 60 Δημιουργία καναλιού στο ThingSpeak.....	91
Εικόνα 61 Ρυθμίσεις καναλιού στο ThingSpeak.....	91
Εικόνα 62 Αποθήκευση καναλιού στο ThingSpeak.....	92
Εικόνα 63 Εξαγωγή δεδομένων από το Cloud.....	92
Εικόνα 64 Ανάλυση και οπτικοποίηση δεδομένων με το MATLAB μέσω του ThingSpeak.....	93
Εικόνα 65 Διάγραμμα περιγραφής επικοινωνίας/αλληλεπίδρασης της IoT συσκευής.....	94
Εικόνα 66 Όλοι οι αισθητήρες συνδεδεμένοι με το ESP32 στο breadboard.....	95
Εικόνα 67 Εμφάνιση τιμών στα πεδία του ThingSpeak.....	96
Εικόνα 68 Σχηματικό κομμάτι της πλακέτας.....	97
Εικόνα 69 2D layout.....	97
Εικόνα 70 Board planning mode.....	98
Εικόνα 71 Μπροστά και πίσω όψη πλακέτας.....	98
Εικόνα 72 Η πλακέτα ολοκληρωμένη με όλα τα αισθητήρια και τα περιφερειακά, εφαρμοσμένα και κολλημένα πάνω.....	99
Εικόνα 73 Απλοποιημένο μοντέλο νευρωνικού δικτύου [37].....	101
Εικόνα 74 Gradient Descent και Back Propagation. Πηγή: <a href="https://test.basel.in/product/gradient-descent-back-propagation/">https://test.basel.in/product/gradient-descent-back-propagation/</a> .....	106
Εικόνα 75 Αρχιτεκτονικές των νευρωνικών δικτύων. Πηγή: <a href="https://www.asimovinstitute.org/neural-network-zoo/">https://www.asimovinstitute.org/neural-network-zoo/</a> .....	107
Εικόνα 76 Αρχιτεκτονική RNN [41].....	108
Εικόνα 77 RNN με τις τρεις πύλες του [39].....	110
Εικόνα 78 Δίκτυο LSTM [43].....	111

Εικόνα 79 α) Ειδική εκπαίδευση για τον ασθενή, β) Συνεχής παρακολούθηση ΗΓΚ και ταξινόμηση καρδιακών παλμών σε πραγματικό χρόνο [42] .....	112
Εικόνα 80 Απεικόνιση δύο σημάτων από τα 6 αρχεία ΗΓΚ, ένα φυσιολογικό και ένα παθολογικό..	115
Εικόνα 81 Τμηματοποιημένα σήματα. ....	116
Εικόνα 82 Ετικέτες.....	116
Εικόνα 83 Ετικέτες εκπαίδευσης.....	117
Εικόνα 84 Ετικέτες δοκιμής .....	117
Εικόνα 85 Ορισμός επιπέδων νευρωνικού δικτύου.....	117
Εικόνα 86 Εκπαίδευση νευρωνικού δικτύου.....	118
Εικόνα 87 Ακρίβεια προβλέψεων στα δεδομένα εκπαίδευσης .....	119
Εικόνα 88 Confusion Chart για την απεικόνιση της απόδοσης του εκπαιδευμένου νευρωνικού δικτύου στα δεδομένα εκπαίδευσης.....	119
Εικόνα 89 Ακρίβεια προβλέψεων στα δεδομένα δοκιμής.....	119
Εικόνα 90 Confusion Chart για την απεικόνιση της απόδοσης του εκπαιδευμένου νευρωνικού δικτύου στα δεδομένα δοκιμής .....	120
Εικόνα 91 Εμφάνιση του ΗΓΚ από τα δικά μας δεδομένα .....	121
Εικόνα 92 Πρόβλεψη νευρωνικού δικτύου στα καινούργια δεδομένα .....	121

## Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1 Κύματα ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	22
Πίνακας 2 Διαστήματα/τμήματα ΗΓΚ.....	25
Πίνακας 3 Τυπικά χαρακτηριστικά του ΗΓΚ που είναι χρήσιμα για τη διαφορική διάγνωση με το έμφραγμα του μυοκαρδίου στο ΗΓΚ στην περικαρδίτιδα και διάφορα άλλα βοηθητικά ευρήματα για πρόγνωση περικαρδίτιδας. ....	47
Πίνακας 4 Τυπικά χαρακτηριστικά του ΗΓΚ που είναι χρήσιμα για τη διαφορική διάγνωση με το έμφραγμα του μυοκαρδίου στο ΗΓΚ στη οξεία μυοκαρδίτιδα και διάφορες άλλες προγνώσεις .....	55
Πίνακας 5 THE PTB DIAGNOSTIC ECG DATABASE.....	57
Πίνακας 6 Κάποια βασικά χαρακτηριστικά της ομάδας στην οποία έγινε η μελέτη, ηλεκτροκαρδιογραφικές μετρήσεις και μετρήσεις στα ζωτικά σημεία [25] .....	66
Πίνακας 7 Το ESP32 έναντι του ESP8266 [29].....	71



# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: Η ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ ΚΑΙ ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ

## 1.1 Εισαγωγή

Η καρδιά είναι το πρώτο όργανο που δημιουργείται στον ανθρώπινο σώμα [4], και είναι μια ηλεκτρομηχανική αντλία από μυς και νεύρα, που συσπάται περίπου τρία δισεκατομμύρια φορές στη διάρκεια της ζωής του ανθρώπου [2]. Η εξέταση της δραστηριότητας της καρδιάς γίνεται με το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΓΚ). Το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι ένας απλός, ανώδυνος, φθηνός και γρήγορος τρόπος για να εξεταστεί η δραστηριότητα της καρδιάς. Το ΗΓΚ στην πραγματικότητα καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών της παλλόμενης καρδιάς αποδίδοντας μέσω του ηλεκτροκαρδιογράφου σε ειδικό χαρτί ή οθόνη χαρακτηριστικά γραφήματα που ονομάζονται επάρματα. Με το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) μπορούμε να εντοπίσουμε ακόμη και χρόνιες διαταραχές που μπορεί να αφορούν τον καρδιακό ρυθμό αλλά και την αρχιτεκτονική της καρδιάς. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι μια ανακάλυψη που έγινε από τον Βίλεμ Αϊντχόφεν από το 1893 [27], και από τότε μέχρι σήμερα χρησιμοποιείται ευρέως για τον έλεγχο της δραστηριότητας της καρδιάς.

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μία περιγραφή της φυσιολογίας της καρδιάς και του τί είναι το ΗΓΚ, πώς λειτουργεί, πως παίρνει πληροφορίες για την δραστηριότητα της καρδιάς και άλλα πολλά για το μεγάλο αυτό κεφάλαιο της ιατρικής που ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα.

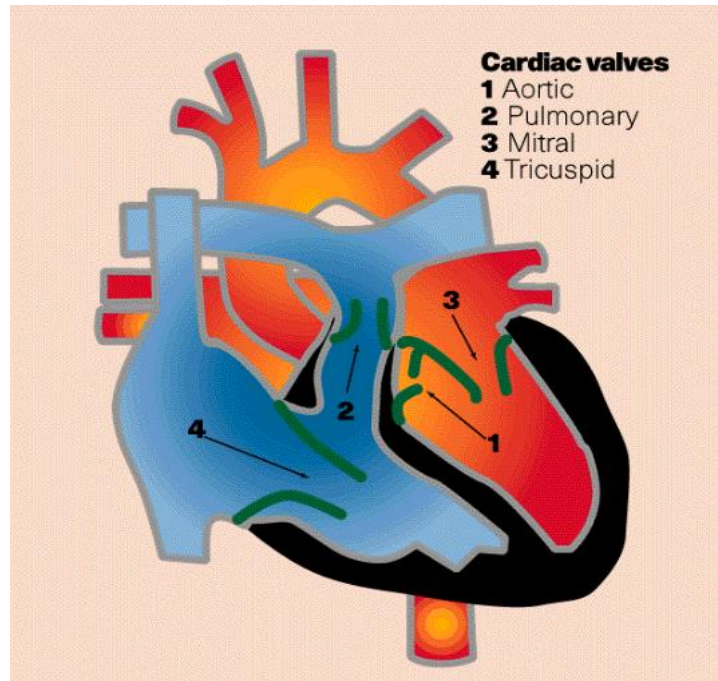
## 1.2 Η φυσιολογία της καρδιάς

Η Καρδιά είναι το πρώτο όργανο που δημιουργείται στον ανθρώπινο οργανισμό, είναι τοποθετημένη στο αριστερό μέρος του θώρακα ανάμεσα στους πνεύμονες και αποτελεί ουσιαστικά έναν μυϊκό ιστό στον οποίο οι μεμβράνες των επιμέρους κυττάρων συγχωνεύονται αποτελώντας ένα μεγάλο σύνολο που ονομάζεται μυοκάρδιο. Το μυοκάρδιο έχει τέσσερις κοιλότητες, περιβάλλεται από το περικάρδιο και το εσωτερικό καλύπτεται από το ενδοκάρδιο. Το μυοκάρδιο αποτελεί την αντλία του κυκλοφορικού συστήματος και είναι υπεύθυνο για την συνεχή κυκλοφορία του αίματος στο σώμα λειτουργώντας σαν δίαυλος για την μεταφορά οξυγόνου, θρεπτικών συστατικών, ορμονών (ινσουλίνης, επινεφρίνης) αλλά και την απόρριψη βλαβερών συστατικών (διοξειδίου του άνθρακα, ουρίας) από και προς τους ιστούς [4].

Η καρδιά αποτελείται από δύο ενωμένες μυϊκές αντλίες, με κοινό ηλεκτρικό σύστημα (από εξειδικευμένα κύτταρα παραγωγής και μεταφοράς ηλεκτρισμού), και κοινό σύστημα τροφοδοσίας τους μέσω των στεφανιαίων αρτηριών. Η δεξιά αντλία τραβά το αίμα από τις φλέβες και το στέλνει στους πνεύμονες για να πάρει οξυγόνο και να φιλτράρει το Διοξείδιο του Άνθρακα. Η αριστερή αντλία από την άλλη, αναρροφά το οξυγονωμένο πιά αίμα από τους πνεύμονες και το εκτοξεύει στις αρτηρίες μέσω της αορτής, για να προσφέρει οξυγόνο και τα υπόλοιπα θρεπτικά συστατικά σε όλα τα κύτταρα του οργανισμού [2].

Η δεξιά και η αριστερή αντλία αποτελούνται από δύο χώρους, τον κόλπο και την κοιλία. Η αριστερή κοιλία είναι ο πιο σπουδαίος από τους τέσσερις χώρους της καρδιάς. Για να κινείται το αίμα μόνο προς τα μπρος, υπάρχουν τέσσερις βαλβίδες στην καρδιά, δύο στην δεξιά και δύο στην αριστερή αντλία αντίστοιχα (Εικόνα 1). Δεξιά υπάρχει η βαλβίδα με το όνομα τριγλώχινα στην είσοδο της δεξιάς κοιλίας, ανάμεσα στον κόλπο και την κοιλία, και η πνευμονική βαλβίδα στην έξοδο της δεξιάς κοιλίας προς την

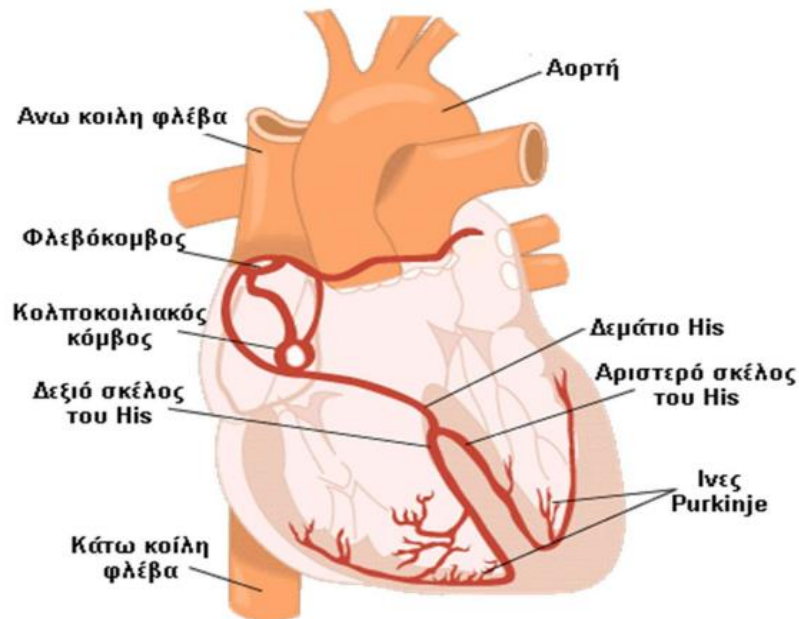
αρτηρία που μεταφέρει το αίμα στους πνεύμονες (πνευμονική αρτηρία). Αριστερά υπάρχει η μιτροειδής βαλβίδα στην είσοδο της αριστερής κοιλίας, ανάμεσα στον αριστερό κόλπο και την αριστερή κοιλία, και η αορτική βαλβίδα στην έξοδο της αριστερής κοιλίας προς την αορτή [2].



Εικόνα 1 Οι τέσσερις βαλβίδες της καρδιάς [2]

### 1.2.1 Ο Ηλεκτρισμός της καρδιάς

Για να συσταλεί και να εκτοξεύσει το αίμα, ο μυς της καρδιάς, πρέπει να διεγερθεί από ηλεκτρικό ρεύμα. Το ηλεκτρικό ρεύμα, η καρδιά το παράγει μόνη της, στον φλεβόκομβο, που είναι κατά κάποιο τρόπο ένα εργοστάσιο παραγωγής ηλεκτρισμού, ο οποίος βρίσκεται στον δεξιό κόλπο. Ο φλεβόκομβος αποτελείται από ειδικά κύτταρα που δημιουργούν ηλεκτρικό δυναμικό ώστε εν τέλει να προκληθεί η σύσπαση της καρδιάς που θα διακινήσει το αίμα στο σώμα. Τα κύτταρα του φλεβόκομβου έχουν την ιδιότητα να εκπολώνονται αυτόματα, χωρίς να μεσολαβεί κάποιο ηλεκτρικό εξωτερικό ερέθισμα [2]. Εκείνο που προκαλεί την αυτοδιέγερση των μυϊκών ινών του φλεβόκομβου είναι η ενδογενής διαπερατότητα της μεμβράνης του προς τα ιόντα νατρίου, εξαιτίας του χαμηλού δυναμικού ηρεμίας [1]. Το ηλεκτρικό ρεύμα αφού πρώτα προκαλέσει τη σύσπαση των δύο κόλπων, φτάνει σε έναν "υποσταθμό" που ονομάζεται κολποκοιλιακός κόμβος.



Εικόνα 2 Ηλεκτρικό κύκλωμα της καρδιάς [4]

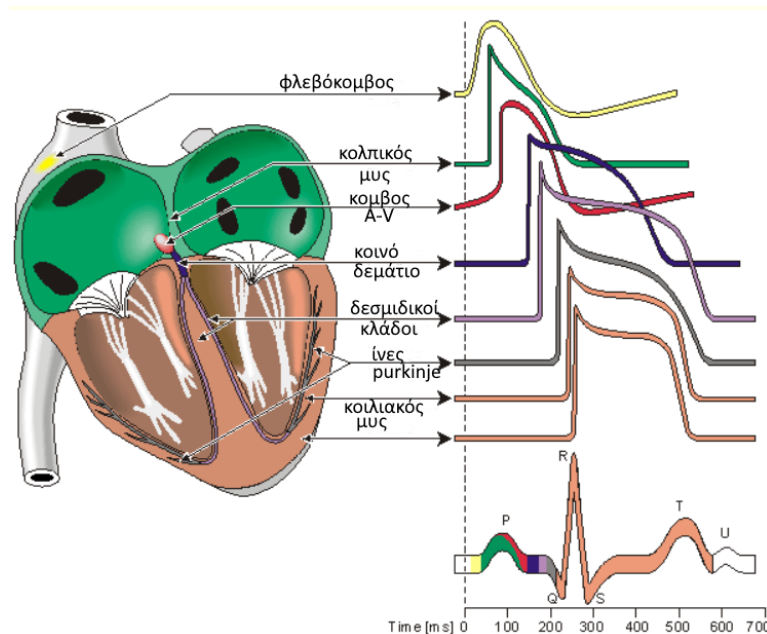
Η λειτουργία του κολποκοιλιακού κόμβου είναι πολύ σημαντική, διότι προκαλεί μια χρονική καθυστέρηση (λειτουργεί σαν αντίσταση) στην δίοδο του ηλεκτρικού ρεύματος προς τις κοιλίες, ώστε να έχουν χρόνο οι δύο κόλποι να αδειάσουν όλο το αίμα που περιέχουν, προς τις κοιλίες, πριν αυτές αρχίσουν την σύσπαση για να εκτοξεύσουν το αίμα προς την αορτή και προς τους πνεύμονες. Μια πληροφορία που αξίζει να γνωρίζει κανείς είναι ότι το γέμισμα των κοιλιών με αίμα γίνεται παθητικά κατά 75% μέσω των ανοικτών κόλπο-κοιλιακών βαλβίδων και κατά 25% ενεργητικά από τη συστολή των κόλπων, όπου από την συστολή των κόλπων συμβαίνει προς το τέλος της διαστολής των κοιλιών [2].

Ο κολποκοιλιακός κόμβος αποτελείται από ειδικά κύτταρα. Τα κύτταρα αυτά βρίσκονται ανάμεσα στους δύο κόλπους στο σημείο αμέσως πάνω από τις κοιλίες και σε μία φυσιολογική καρδιά είναι το μόνο σημείο από το οποίο μπορεί να περάσει ο ηλεκτρισμός από τους κόλπους στις κοιλίες. Από εκεί το ηλεκτρικό ρεύμα συνεχίζει να κινείται μέσω ενός μικρού σε μήκος δεματίου νευρικών ινών το οποίο ονομάζεται δεμάτιο του His, που στη συνέχεια χωρίζεται στο αριστερό και το δεξιό δεμάτιο, για να φτάσει στο μυοκάρδιο των δύο κοιλιών, μέσω των ινών Purkinje (τελικές νευρικές ίνες αγωγής ρεύματος) [2].

Οι νευρικές ίνες είναι εξειδικευμένα κύτταρα τα οποία είναι υπεύθυνα για την μεταφορά ηλεκτρισμού, είναι τα κύτταρα δηλαδή τα οποία είναι υπεύθυνα για τις εκπολώσεις και τις επαναπολώσεις. Το αριστερό δεμάτιο χωρίζεται σε δύο μέρη, στο αριστερό πρόσθιο ημι-δεμάτιο και αριστερό οπίσθιο ημι-δεμάτιο. Το δεμάτιο περιέχει πολλές νευρικές ίνες, πράγμα που το κάνει να μοιάζει με καλώδιο με πολλά λεπτά συρματάκια. Έτσι οι δύο κοιλίες συσπώνται ταυτόχρονα, αμέσως μετά τους κόλπους, και εκτοξεύουν το αίμα, η αριστερή κοιλία προς τις αρτηρίες του σώματος και η δεξιά κοιλία προς τους πνεύμονες. Το ηλεκτρικό ρεύμα της καρδιάς συμβαίνει με τη διάδοση των εκπολώσεων και επαναπολώσεων (δυναμικό ενέργειας) από το φλεβόκομβο και μέχρι τα κοιλιακά μυοκύτταρα (μέσω του κολποκοιλιακού κόμβου, του δεματίου του His και των ινών του Purkinje) [2].

### 1.3 Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα

Στο φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα, κατά την επέκταση του κύματος της διέγερσης στα διάφορα τμήματα της καρδιάς, ηλεκτρικά ρεύματα διατρέχουν τους ιστούς του σώματος και προκαλούν της επαγωγή ηλεκτρικών δυναμικών στο δέρμα. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΓΚ ή ECG) είναι η καταγραφή αυτών των δυναμικών μεταξύ δύο σημείων που μπορεί να βρίσκονται σε διάφορες θέσεις στην επιφάνεια του σώματος. Το ΗΓΚ αντανακλά τα ηλεκτρικά συμβάντα που σχετίζονται με την διέγερση της καρδιάς και δίνει πληροφορίες σχετικά με τον ανατομικό προσανατολισμό της καρδιάς, τα σχετικά μεγέθη των καρδιακών κοιλοτήτων, τον ρυθμό, την συχνότητα της καρδιάς, την παραγωγή και την αγωγή της διέγερσης και τις διαταραχές στα παραπάνω γεγονότα, ανεξάρτητα από το αν οφείλονται σε ανατομικές, μεταβολικές, μηχανικές ή κυκλοφοριακές διαταραχές [1]. Το ΗΓΚ στην ουσία απεικονίζει το διανυσματικό άθροισμα όλων των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από όλα τα κύτταρα της καρδιάς σε κάθε χρονική στιγμή.



Εικόνα 3 Διανυσματικό άθροισμα όλων των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από όλα τα κύτταρα της καρδιάς σε κάθε χρονική στιγμή [2]

#### 1.3.1 Τα επάρματα/κύματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Φυσιολογικά το ηλεκτρικό ρεύμα παράγεται στον φλεβόκομβο, όπως προαναφέρθηκε και από εκεί εξαπλώνεται με εκπόλωση των μυϊκών ινών [2], εάν η καρδιά χτυπά σταθερά, θα παράγει το τυπικό μοτίβο ηλεκτροκαρδιογραφήματος με τα παρακάτω επάρματα/κύματα.

##### 1.3.1.1 Η δημιουργία των κυμάτων/επαρμάτων περιληπτικά

Η πρώτη κορυφή (κύμα P) προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα, τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση των κόλπων, πριν από την συστολή τους. Στην συνέχεια οι κόλποι συστέλλονται, αντλώντας αίμα στις κοιλίες και στη συνέχεια χαλαρώνουν αμέσως. Αμέσως μετά, η ηλεκτρική ώση φτάνει στις κοιλίες. Αυτό μπορεί να φανεί στα κύματα Q, R και S του ΗΓΚ, το οποίο ονομάζεται σύμπλεγμα QRS. Οι κοιλίες συστέλλονται [3]. Το σημείο J στο ΗΓΚ είναι το σημείο όπου το σύμπλεγμα QRS ενώνεται

με το τμήμα ST. Αντιπροσωπεύει το κατά προσέγγιση τέλος της αποπόλωσης και την αρχή της επαναπόλωσης, όπως προσδιορίζεται από το επιφανειακό ΗΓΚ. Το σημείο J σηματοδοτεί το τέλος του συμπλέγματος QRS και συχνά βρίσκεται πάνω από την βασική γραμμή [5]. Το ΗΚΓ δείχνει μεταβολές στο ηλεκτρικό δυναμικό (voltage), έτσι όταν συμβαίνει η φάση 4, που το εσωτερικό των μυοκυττάρων παραμένει σταθερά φορτισμένο στα  $-90$  mV, το ΗΚΓ δείχνει οριζόντια γραμμή με  $0$  V (ισοηλεκτρική γραμμή). Στη φάση αυτή, το μυοκάρδιο των κοιλιών βρίσκεται σε επαναπόλωση και είναι το διάστημα από το τέλος του κύματος T έως την αρχή του κύματος Q. Μικρότερη ισοηλεκτρική γραμμή φαίνεται από το τέλος του κύματος S έως την αρχή του κύματος T (τμήμα ST), όπου όλο το μυοκάρδιο των κοιλιών βρίσκεται σε φάση εκπόλωσης (φάση 2), οπότε δεν υπάρχει μεταβολή στο ηλεκτρικό δυναμικό (είναι λίγο πάνω από τα  $0$  mV). Μικρή ισοηλεκτρική γραμμή  $0$  voltage, φαίνεται επίσης μεταξύ του τέλους του κύματος P και της αρχής της εκπόλωσης των κοιλιών Q, που είναι κυρίως η φάση της διόδου του ηλεκτρικού ρεύματος στο δεμάτιο του His και στον κολποκοιλιακό κόμβο. Τότε το κύμα T δείχνει ότι η ηλεκτρική ώση έχει σταματήσει να εξαπλώνεται και οι κοιλίες χαλαρώνουν για άλλη μια φορά. Το κύμα T δείχνει επαναπόλωση στις ίνες των κοιλιών. (Το κύμα επαναπόλωσης των κόλπων είναι κρυμμένο μέσα στο QRS) [2]. Το κύμα U είναι μια μικρή ( $0,5$  mm) εκτροπή αμέσως μετά το κύμα T. Το κύμα U έχει συνήθως την ίδια κατεύθυνση με το κύμα T και γίνονται γενικά ορατά όταν ο καρδιακός ρυθμός πέφτει κάτω από τα  $65$  bpm. Η τάση του κύματος U είναι συνήθως μικρότερη του 25% της τάσης του κύματος T, τα δυσανάλογα μεγάλα κύματα U είναι παθολογικά αφού το μέγιστο φυσιολογικό εύρος του κύματος U είναι  $1-2$  mm [5]. Οι καρδιακές παθήσεις και οι ακανόνιστοι καρδιακοί παλμοί μπορούν να ανιχνευθούν στα ΗΚΓ. Το πώς μοιάζουν και πώς αναπτύσσονται μπορεί να μας βοηθήσει να μάθουμε ποιες είναι οι υποκείμενες αιτίες [3].

### 1.3.1.2 Τα επάρματα/κύματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος αναλυτικά

**Το κύμα P:** Το κύμα P είναι η πρώτη θετική εκτροπή στο ΗΓΚ και αντιπροσωπεύει την κολπική αποπόλωση. Το κύμα P έχει ομαλή διαμόρφωση. Τα επάρματα πρέπει να έχουν εκτροπή προς τα πάνω στις απαγωγές I και II και εκτροπή προς τα κάτω στην aVR διάρκεια. Ο φυσιολογικός άξονας του κύματος P κυμαίνεται μεταξύ  $0^\circ$  και  $+75^\circ$  [5]. Το πλάτος του κυμαίνεται από  $0,05$  έως  $0,25$  mV και η διάρκειά του είναι  $0,06-0,1$  s [28]. Η κολπική αποπόλωση εξελίσσεται διαδοχικά από τα δεξιά προς τα αριστερά, με τον δεξιό κόλπο να ενεργοποιείται πριν από τον αριστερό κόλπο. Οι κυματομορφές του δεξιού και του αριστερού κόλπου αθροίζονται για να σχηματίσουν το κύμα P. Το πρώτο 1/3 του κύματος P αντιστοιχεί στη δεξιά κολπική ενεργοποίηση, το τελευταίο 1/3 αντιστοιχεί στην αριστερή κολπική ενεργοποίηση και το μεσαίο 1/3 είναι συνδυασμός των δύο. Στις περισσότερες απαγωγές (π.χ. απαγωγή II), οι κυματομορφές του δεξιού και του αριστερού κόλπου κινούνται προς την ίδια κατεύθυνση, σχηματίζοντας ένα μονοφασικό κύμα P. Ωστόσο, στην απαγωγή V1 οι κυματομορφές του δεξιού και του αριστερού κόλπου κινούνται προς αντίθετες κατευθύνσεις. Αυτό δημιουργεί ένα διφασικό κύμα P με την αρχική θετική εκτροπή να αντιστοιχεί σε ενεργοποίηση του δεξιού κόλπου και την επακόλουθη αρνητική εκτροπή να δηλώνει ενεργοποίηση του αριστερού κόλπου. Αυτός ο διαχωρισμός των ηλεκτρικών δυνάμεων του δεξιού και του αριστερού κόλπου στην απαγωγή V1 σημαίνει ότι οι ανωμαλίες που επηρεάζουν κάθε μεμονωμένη κολπική κυματομορφή μπορούν να διακριθούν σε αυτή την απαγωγή. Η συνολική μορφή του κύματος P χρησιμοποιείται για να συναχθεί η κολπική ανωμαλία. Οι κολπικές ανωμαλίες παρατηρούνται πιο εύκολα στις κατώτερες απαγωγές (II, III και aVF) και στις απαγωγές V1, καθώς τα κύματα P είναι πιο εμφανή σε αυτές τις απαγωγές [5].

**Το κύμα Q:** Ένα κύμα Q είναι κάθε αρνητική εκτροπή που προηγείται ενός κύματος R. Το κύμα Q αντιπροσωπεύει τη φυσιολογική εκπόλωση από αριστερά προς τα δεξιά του μεσοκοιλιακού διαφράγματος. Μικρά «διαφραγματικά» κύματα Q εμφανίζονται συνήθως στις αριστερές απαγωγές (I,

aVL, V5 και V6). Τα μικρά κύματα Q είναι φυσιολογικά στις περισσότερες απαγωγές. Κύματα Q μικρότερα από 2 mm μπορεί να παρατηρηθούν στις απαγωγές III και aVR ως φυσιολογική παραλλαγή. Υπό φυσιολογικές συνθήκες, τα κύματα Q δεν παρατηρούνται στις (V1-3). Τα κύματα Q θεωρούνται παθολογικά εάν έχουν πλάτος μεγαλύτερο από 40 ms, βάθος μεγαλύτερο των 2 mm ή ακόμα και αν έχουν ποσοστό μεγαλύτερο του 25% του βάθους του συμπλέγματος QRS, ακόμα και η απουσία μικρών διαφραγματικών κυμάτων Q στις απαγωγές V5-6 θα πρέπει να θεωρείται παθολογική. Τα παθολογικά κύματα Q συνήθως υποδηλώνουν τρέχον ή προηγούμενο έμφραγμα του μυοκαρδίου [5].

**Το κύμα R:** Το κύμα R είναι η πρώτη εκτροπή προς τα πάνω μετά το κύμα P. Το κύμα R αντιπροσωπεύει την πρόιμη κοιλιακή αποπόλωση. Οι βασικές ανωμαλίες του κύματος R είναι το κύμα R να είναι το επικρατών/υπερισχύων στην απαγωγή V1 και στην aVR διάρκεια, όπου αυτό μπορεί να προκύψει από διάφορα παθολογικά φαινόμενα, όπως και το να έχει μια κακή εξέλιξη είναι μια από τις βασικές ανωμαλίες του κύματος R, δηλαδή να μην εμφανιστεί το κύμα όπως πρέπει και όπως το περιμένουμε [5].

**Το κύμα S:** Το κύμα S είναι βαθύτερο στις δεξιές προκάρδιες απαγωγές, συνήθως στην απαγωγή V2. Το πλάτος του κύματος S μειώνεται καθώς πλησιάζει το αριστερό προκάρδιο. Αν και τα ανώτερα όρια του πλάτους του κύματος S στις απαγωγές V1, V2 και V3 είναι περίπου 1,8, 2,6 και 2,1 mV, αντίστοιχα, ένα πλάτος 3,0 mV καταγράφεται περιστασιακά σε υγιή άτομα. Το κύμα S συχνά απουσιάζει στις απαγωγές V5 και V6. Ένα κύμα S μικρότερο από 0,3 mV στην απαγωγή V1 θεωρείται ασυνήθιστα μικρό [18].

**Το κύμα T:** Το κύμα T είναι η θετική εκτροπή μετά από κάθε σύμπλεγμα QRS. Αντιπροσωπεύει την κοιλιακή επαναπόλωση [5]. Στις απαγωγές των άκρων, σε ένα υγιές άτομο, το πλάτος του κύματος T δεν υπερβαίνει τα 0,5-0,6 mV και στις θωρακικές απαγωγές τα 1,5-1,7 mV. Η διάρκεια του κύματος T κυμαίνεται από 0,16 έως 0,24 δευτερόλεπτα [28]. Οι βασικές ανωμαλίες που μπορούν να φανούν στο κύμα είναι το να είναι το έπαρμα T το peak κύμα, το να είναι υπεροξεία (ευρεία, ασύμμετρα) τα κύματα T που παρατηρούνται στα πρώιμα στάδια του MI με ανύψωση ST (STEMI) και συχνά προηγούνται της εμφάνισης των κυμάτων ανύψωσης ST και Q. Κάποιες άλλες ανωμαλίες είναι το να είναι ανεστραμμένα τα κύματα T που αυτό συμβολίζει διάφορα σοβαρά παθολογικά (Ισχαιμία και έμφραγμα του μυοκαρδίου, Υπερτροφική μυοκαρδιοπάθεια, κ.λπ.), τα διφασικά κύματα T, τα κύματα T “Camel Hump” (“Καμπούρα καμήλας”) και τα επίπεδα κύματα T [5].

**Το κύμα U:** Το κύμα U είναι μια μικρή (0,5 mm) εκτροπή αμέσως μετά το κύμα T. Το κύμα U έχει συνήθως την ίδια κατεύθυνση με το κύμα T και παρατηρείται καλύτερα στις απαγωγές V2 και V3. Το μέγεθος του κύματος U είναι αντιστρόφως ανάλογο του καρδιακού ρυθμού, δηλαδή το κύμα U μεγαλώνει καθώς ο καρδιακός ρυθμός επιβραδύνεται. Τα κύματα U γίνονται γενικά ορατά όταν ο καρδιακός ρυθμός πέφτει κάτω από τα 65 bpm. Η τάση του κύματος U είναι συνήθως μικρότερη του 25% της τάσης του κύματος T, τα δυσανάλογα μεγάλα κύματα U είναι παθολογικά αφού το μέγιστο φυσιολογικό εύρος του κύματος U είναι 1-2 mm. Η πηγή του κύματος U είναι άγνωστη. Τρεις συνήθειες θεωρίες σχετικά με την προέλευσή του είναι η καθυστερημένη επαναπόλωση των ιών Purkinje, η Παρατεταμένη επαναπόλωση των μεσαίων μυοκαρδιακών "M-cells" και τα Μετα-δυναμικά που προκύπτουν από μηχανικές δυνάμεις στο κοιλιακό τοίχωμα [5].

**Το κύμα Osborn (Κύμα J):** Το κύμα Osborn (κύμα J) είναι μια θετική εκτροπή που παρατηρείται στο σημείο J στις προκάρδιες και πραγματικές απαγωγές των άκρων. Συνδέεται συχνότερα με υποθερμία. Αυτές οι αλλαγές θα εμφανιστούν ως αμοιβαία, αρνητική εκτροπή στο aVR και στο V1. Το σημείο J στο ΗΚΓ είναι το σημείο όπου το σύμπλεγμα QRS ενώνεται με το τμήμα ST. Αντιπροσωπεύει το κατά

προσέγγιση τέλος της αποπόλωσης και την αρχή της επαναπόλωσης, όπως προσδιορίζεται από το επιφανειακό ΗΚΓ. Υπάρχει επικάλυψη περίπου 10 ms [5].

Πίνακας 1 Κύματα ηλεκτροκαρδιογραφήματος

ΚΥΜΑΤΑ/ΕΠΑΡΜΑΤΑ ΗΓΚ	ΑΠΑΓΩΓΕΣ – ΠΛΑΤΟΙ – ΤΑΣΕΙΣ
<b>Κύμα P</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Εκτροπή προς τα πάνω στις απαγωγές I, II</li> <li>2) Εκτροπή προς τα κάτω στην aVR</li> <li>3) Το πλάτος του κυμαίνεται από 0,05 έως 0,25 mV και η διάρκειά του είναι 0,06-0,1 s</li> <li>4) στην απαγωγή V1 οι κυματομορφές του δεξιού και του αριστερού κόλπου κινούνται προς αντίθετες κατευθύνσεις</li> <li>5) διάρκεια &lt; 0,12 s στις απαγωγές των άκρων</li> <li>6) Οι κοιλικές ανωμαλίες παρατηρούνται πιο εύκολα στις κατώτερες απαγωγές (II, III και aVF) και στις απαγωγές V1, καθώς τα κύματα P είναι πιο εμφανή σε αυτές τις απαγωγές.</li> </ol>
<b>Κύμα Q</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Μικρά «διαφραγματικά» κύματα Q εμφανίζονται συνήθως στις αριστερές απαγωγές I, aVL, V5 και V6</li> <li>2) Τα μικρά κύματα Q είναι φυσιολογικά στις περισσότερες απαγωγές</li> <li>3) Κύματα Q &lt; 2 mm μπορεί να παρατηρηθούν στις απαγωγές III και aVR ως φυσιολογική παραλλαγή.</li> <li>4) Υπό φυσιολογικές συνθήκες, τα κύματα Q δεν παρατηρούνται στις απαγωγές V1-3</li> <li>5) Τα κύματα Q θεωρούνται παθολογικά εάν έχουν <ul style="list-style-type: none"> <li>• Διάρκεια &gt; 40 ms,</li> <li>• Βάθος &gt; 2 mm</li> <li>• Ποσοστό &gt; 25% του βάθους του συμπλέγματος QRS</li> <li>• Απουσία μικρών διαφραγματικών κυμάτων Q στις απαγωγές V5-6</li> </ul> </li> </ol>
<b>Κύμα R</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Είναι το υψηλότερο κύμα στο ΗΓΚ</li> <li>2) Βασική ανωμαλία του είναι να είναι το επικρατών/υπερισχύων στην απαγωγή V1 και στην aVR διάρκεια</li> </ol>
<b>Κύμα S</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Το κύμα S είναι βαθύτερο στις δεξιές προκάρδιες απαγωγές, συνήθως στην απαγωγή V2</li> <li>2) Τα ανώτερα όρια του πλάτους του κύματος S στις απαγωγές V1, V2 και V3 είναι περίπου 1,8, 2,6 και 2,1 mV, αντίστοιχα, ένα πλάτος 3,0 mV καταγράφεται περιστασιακά σε υγιή άτομα</li> </ol>

	<p>3) Το κύμα S συχνά απουσιάζει στις απαγωγές V5 και V6</p> <p>4) Ένα κύμα S μικρότερο από 0,3 mV στην απαγωγή V1 θεωρείται ασυνήθιστα μικρό</p>
<b>Κύμα T</b>	<p>1) Σε ένα υγιές άτομο:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Δεν υπερβαίνει τα 0,5 – 0,6 mV στις απαγωγές των άκρων</li> <li>• Δεν υπερβαίνει τα 1,5-1,7 mV στις θωρακικές απαγωγές</li> </ul> <p>2) Η διάρκεια του κύματος T κυμαίνεται από 0,16 - 0,24 δευτερόλεπτα.</p>
<b>Κύμα U</b>	<p>1) Έχει συνήθως την ίδια κατεύθυνση με το κύμα T και παρατηρείται καλύτερα στις απαγωγές V2 και V3</p> <p>2) Το μέγεθος του είναι αντιστρόφως ανάλογο του καρδιακού ρυθμού (το κύμα U μεγαλώνει καθώς ο καρδιακός ρυθμός επιβραδύνεται)</p> <p>3) Γίνονται γενικά ορατά όταν ο καρδιακός ρυθμός πέφτει κάτω από τα 65 bpm</p> <p>4) Η τάση του κύματος U είναι συνήθως μικρότερη του 25% της τάσης του κύματος T</p> <p>5) Μεγάλα κύματα U είναι παθολογικά αφού το μέγιστο φυσιολογικό εύρος του κύματος U είναι 1-2 mm</p>
<b>Κύμα J</b>	<p>1) θετική εκτροπή που παρατηρείται στο σημείο J στις προκάρδιες και πραγματικές απαγωγές των άκρων</p> <p>2) Αλλαγές θα εμφανιστούν ως αμοιβαία, αρνητική εκτροπή στο aVR και στο V1</p>

### 1.3.2 Διαστήματα και τμήματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος

**Διάστημα PR:** Το διάστημα PR είναι ο χρόνος από την αρχή του κύματος P έως την αρχή του συμπλέγματος QRS. Αντανακλά την αγωγή μέσω του κολποκοιλιακού κόμβου (AV). Το φυσιολογικό διάστημα PR έχει διάρκεια μεταξύ 120 - 200 ms (0,12 - 0,20 s) (τρία έως πέντε μικρά τετράγωνα στην βαθμονόμηση). Εάν το διάστημα PR είναι μεγαλύτερο από 200 ms, λέγεται ότι υπάρχει καρδιακός αποκλεισμός πρώτου βαθμού ενώ αν είναι μικρότερο από 120 ms υποδηλώνει προδιέγερση ή κολποκοιλιακό κομβικό ρυθμό [5].

**Τμήμα PR:** Το τμήμα PR είναι το επίπεδο, συνήθως ισηλεκτρικό τμήμα μεταξύ του τέλους του κύματος P και της αρχής του συμπλέγματος QRS. Ανωμαλίες στο τμήμα PR εμφανίζονται συνήθως σε δύο κύριες καταστάσεις, την περικαρδίτιδα και την κολπική ισχαιμία. Οι χαρακτηριστικές μεταβολές της οξείας περικαρδίτιδας είναι η κατάπτωση του τμήματος PR, η ευρεία κήλη ανύψωση του ST σε σχήμα “σέλας” (‘saddle-shaped’), η αμοιβαία κατάπτωση του τμήματος και η ανύψωση PR στο aVR και στο V1. Μια άλλη μεταβολή που γίνεται από την περικαρδίτιδα είναι να απουσιάζει η κατάπτωση του τμήματος ST. Αξίζει να σημειωθεί ότι οι μεταβολές του τμήματος PR είναι σχετικές με τη γραμμή βάσης που σχηματίζεται από το τμήμα TP [5].

**Διάστημα RR:** Το διάστημα R-R χαρακτηρίζει το χρόνο ενός πλήρους καρδιακού κύκλου ή το χρόνο ενός καρδιακού παλμού [28].

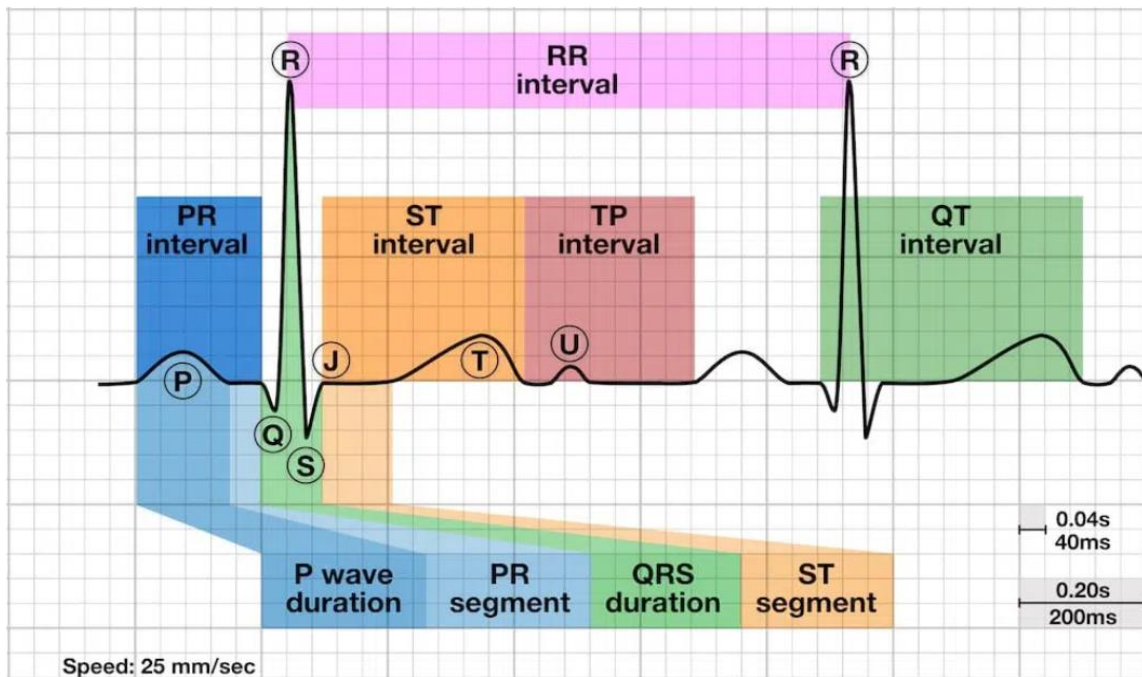
**Διάστημα PQ:** Το διάστημα PQ αντιστοιχεί στο χρόνο διέλευσης της διέγερσης μέσω των κόλπων και της κολποκοιλιακής σύνδεσης με το κοιλιακό μυοκάρδιο. Η διάρκειά του ποικίλλει ανάλογα με την ηλικία, το σωματικό βάρος και τη συχνότητα του ρυθμού. Κανονικά, το διάστημα PQ είναι 0,12-0,20 s.

**Διάστημα QT:** Χρόνος από την έναρξη του κύματος Q έως το τέλος του κύματος T αντιπροσωπεύει τον χρόνο που απαιτείται για την κοιλιακή εκπόλωση και την επαναπόλωση, ουσιαστικά την περίοδο της κοιλιακής συστολής από την κοιλιακή ισοογκομετρική συστολή έως την ισοογκομετρική χαλάρωση. Το διάστημα QT είναι αντιστρόφως ανάλογο με τον καρδιακό ρυθμό, μειώνεται με ταχύτερους καρδιακούς παλμούς και επιμηκύνεται σε πιο αργούς καρδιακούς παλμούς. Ένα ασυνήθιστα παρατεταμένο QT σχετίζεται με αυξημένο κίνδυνο κοιλιακών αρρυθμιών. Το συγγενές σύνδρομο βραχύ QT έχει βρεθεί ότι σχετίζεται με αυξημένο κίνδυνο παροξυσμικής κολπικής και κοιλιακής μαρμαρυγής και αιφνίδιου καρδιακού θανάτου [5]. Η φυσιολογική διάρκεια του επάρματος QT είναι 0,35 s [1].

**Τμήμα ST:** Το τμήμα ST είναι το επίπεδο, ισοηλεκτρικό τμήμα του ΗΓΚ μεταξύ του τέλους του κύματος S (σημείο J) και της αρχής του κύματος T. Το τμήμα ST αντιπροσωπεύει το διάστημα μεταξύ κοιλιακής αποπόλωσης και επαναπόλωσης [5] και καταλαμβάνει τη δεύτερη πιο σημαντική θέση στην καμπύλη του ΗΓΚ [28]. Η σημαντικότερη αιτία ανωμαλίας του τμήματος ST (ανύψωση ή κατάπτωση) είναι η ισχαιμία ή το έμφραγμα του μυοκαρδίου. Μια από τις πολλές αιτίες ανύψωσης του τμήματος ST είναι και η περικαρδίτιδα. Η οξεία περικαρδίτιδα προκαλεί εκτεταμένη κήλη ("saddleback") ανύψωση του τμήματος ST με κατάπτωση του τμήματος PR σε πολλαπλές απαγωγές, που συνήθως περιλαμβάνουν τις I, II, III, aVF, aVL και V2-6 [5].

**Το σημείο J:** Το σημείο J στο ΗΓΚ είναι το σημείο όπου το σύμπλεγμα QRS ενώνεται με το τμήμα ST. Αντιπροσωπεύει το κατά προσέγγιση τέλος της αποπόλωσης και την αρχή της επαναπόλωσης, όπως προσδιορίζεται από το επιφανειακό ΗΓΚ. Το σημείο J σηματοδοτεί το τέλος του συμπλέγματος QRS και συχνά βρίσκεται πάνω από την βασική γραμμή, ιδίως σε υγιείς νεαρούς άνδρες. Το σημείο J μπορεί να αποκλίνει από τη βασική γραμμή σε πρόωμη επαναπόλωση, επικαρδιακή ή ενδοκαρδιακή ισχαιμία ή τραυματισμό, περικαρδίτιδα. Στα περισσότερα ΗΓΚ ο προσδιορισμός του σημείου J ως οριοθέτησης μεταξύ QRS και της αρχής του ST είναι σαφής. Ωστόσο, με την πρόοδο των ηλεκτροφυσιολογικών μελετών και την εξέταση των κυτταρικών/ιοντικών μηχανισμών σε κάθε στάδιο του ΗΓΚ, οι γραμμές αυτές γίνονται θολές [5].

**Σύμπλεγμα QRS:** Το φυσιολογικό πλάτος QRS είναι 70-100 ms (σε υγιή άτομα παρατηρείται μερικές φορές διάρκεια 110 ms). Το πλάτος QRS είναι χρήσιμο για τον προσδιορισμό της προέλευσης κάθε συμπλέγματος QRS (π.χ. φλεβοκομβικό, κολπικό, διαφραγματικό ή κοιλιακό). Τα στενά συμπλέγματα (QRS < 100 ms) είναι υπερκοιλιακής προέλευσης. Τα πλατιά συμπλέγματα (QRS > 100 ms) μπορεί να είναι είτε κοιλιακής προέλευσης είτε να οφείλονται σε ανώμαλη αγωγή των υπερκοιλιακών συμπλεγμάτων (π.χ. υπερκαλιαιμίας ή αποκλεισμού των διαύλων νατρίου) [5].



Εικόνα 4 Παράδειγμα ηλεκτροκαρδιογραφήματος με όλα τα επάρματα/κύματα και τα διαστήματα/τμήματα. [5]

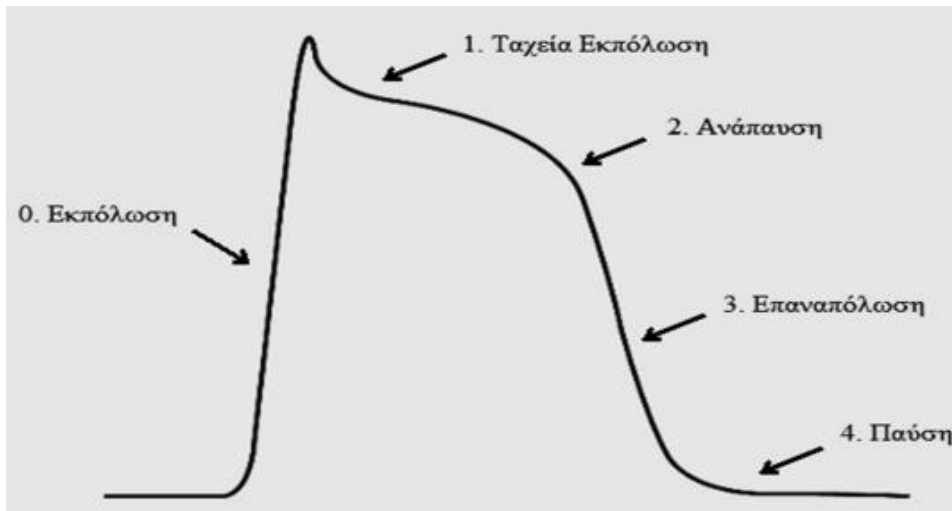
Πίνακας 2 Διαστήματα/τμήματα ΗΓΚ

ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΑ/ΤΜΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΣΥΜΠΛΕΓΜΑΤΑ ΗΓΚ	ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΑ ΚΑΙ ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΑ ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΑ
<b>Διάστημα PR</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Το φυσιολογικό διάστημα PR έχει διάρκεια μεταξύ 120 - 200 ms (0,12-0,20s) (τρία έως πέντε μικρά τετράγωνα στην βαθμονόμηση)</li> <li>2) Εάν το διάστημα PR είναι &gt; 200 ms, λέγεται ότι υπάρχει καρδιακός αποκλεισμός πρώτου βαθμού ενώ αν είναι &lt; 120 ms υποδηλώνει προδιέγερση ή κολποκοιλιακό κομβικό ρυθμό</li> </ol>
<b>Τμήμα PR</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Ανωμαλίες στο τμήμα PR εμφανίζονται συνήθως σε δύο κύριες καταστάσεις <ul style="list-style-type: none"> <li>• Περικαρδίτιδα</li> <li>• Κολπική ισχαιμία</li> </ul> </li> <li>2) Οι μεταβολές του τμήματος PR είναι σχετικές με τη γραμμή βάσης που σχηματίζεται από το τμήμα TP</li> </ol>
<b>Διάστημα PQ</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Η διάρκειά του ποικίλλει ανάλογα με την ηλικία, το σωματικό βάρος και τη συχνότητα του ρυθμού. Κανονικά, το διάστημα PQ είναι 0,12-0,20 s.</li> </ol>
<b>Διάστημα QT</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Είναι αντιστρόφως ανάλογο με τον καρδιακό ρυθμό, μειώνεται με ταχύτερους καρδιακούς παλμούς και επιμηκύνεται σε πιο αργούς καρδιακούς παλμούς</li> </ol>

	<p>2) Ένα ασυνήθιστα παρατεταμένο QT σχετίζεται με αυξημένο κίνδυνο κοιλιακών αρρυθμιών</p> <p>3) Βραχύ QT σχετίζεται με αυξημένο κίνδυνο παροξυσμικής κολλικής και κοιλιακής μαρμαρυγής και αιφνίδιου καρδιακού θανάτου</p> <p>4) . Η φυσιολογική διάρκεια του επάρματος QT είναι 0,35 s</p>
<b>Τμήμα ST</b>	<p>1) Η σημαντικότερη αιτία ανώψωσης του τμήματος ST (ανύψωση ή κατάπτωση) είναι η ισχαιμία ή το έμφραγμα του μυοκαρδίου</p> <p>2) Μια από τις πολλές αιτίες ανύψωσης του τμήματος ST είναι και η περικαρδίτιδα (Η οξεία περικαρδίτιδα προκαλεί εκτεταμένη κήλη ("saddleback") ανύψωση του τμήματος ST με κατάπτωση του τμήματος PR σε πολλαπλές αποαγωγές, που συνήθως περιλαμβάνουν τις I, II, III, aVF, aVL και V2-6 )</p>
<b>Σημείο J</b>	<p>1) Το σημείο J μπορεί να αποκλίνει από τη βασική γραμμή σε πρόωμη επαναπόλωση, επικαρδιακή ή ενδοκαρδιακή ισχαιμία ή τραυματισμό, περικαρδίτιδα</p>
<b>Σύμπλεγμα QRS</b>	<p>1) Το φυσιολογικό πλάτος QRS είναι 70-100 ms (σε υγιή άτομα παρατηρείται μερικές φορές διάρκεια 110 ms)</p> <p>2) Είναι χρήσιμο για τον προσδιορισμό της προέλευσης κάθε συμπλέγματος QRS (π.χ. φλεβοκομβικό, κολλικό, διαφραγματικό ή κοιλιακό)</p> <p>3) Τα στενά συμπλέγματα (QRS &lt; 100 ms) είναι υπερκοιλιακής προέλευσης</p> <p>4) Τα πλατιά συμπλέγματα (QRS &gt; 100 ms) μπορεί να είναι είτε κοιλιακής προέλευσης είτε να οφείλονται σε ανώμαλη αγωγή των υπερκοιλιακών συμπλεγμάτων</p>

### 1.3.3 Κύματα εκπόλωσης και επαναπόλωσης των μυοκυττάρων

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελείται από κύματα εκπόλωσης και επαναπόλωσης. Η διάκριση των κυμάτων αυτών θεωρείται πολύ σημαντική στην ηλεκτροκαρδιογραφία [1]. Τα μυοκύτταρα της Καρδιάς χρειάζεται να εκπολωθούν για να γίνει η Σύσπαση τους και να επαναπολωθούν για να ακολουθήσει η Χαλάρωση τους [2]. Μπορούμε να παραστήσουμε τη συμπεριφορά μιας μυϊκής ίνας σε πέντε διαφορετικές φάσεις εκπόλωσης και επαναπόλωσης ( Εικόνα 6 ) [1, 2]. Κατά την διεργασία της εκπόλωσης το φυσιολογικό αρνητικό δυναμικό στο εσωτερικό της ίνας παύει να υπάρχει. Επίσης, το δυναμικό της μεμβράνης αντιστρέφεται , δηλαδή γίνεται ελαφρά θετικό στο εσωτερικό της ίνας και αρνητικό στο εξωτερικό της ίνας [1]. Για να συμβαίνει αυτός ο κύκλος των πέντε φάσεων μεταβάλλεται διαδοχικά το ηλεκτρικό δυναμικό στο εσωτερικό του μυοκυττάρου από τα  $-90$  mV στα  $+25$  mV και ξανά στα  $-90$  mV (δυναμικό ενέργειας- action potential) [2].



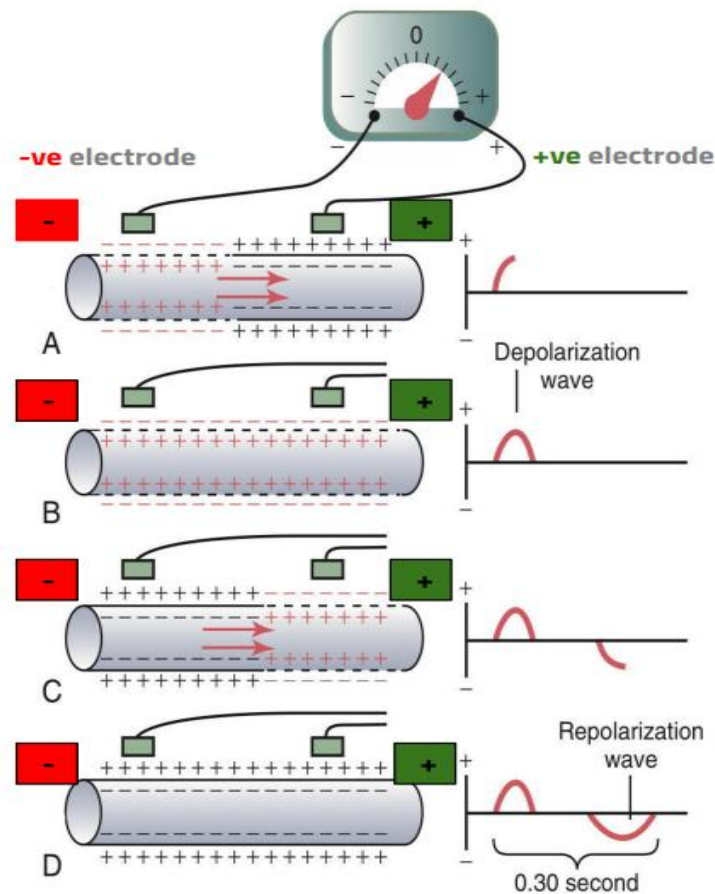
Εικόνα 5 Φάσεις δυναμικού καρδιακής διέγερσης [4]

Στην εικόνα 6-A, η διεργασία της εκπόλωσης επεκτείνεται από τα αριστερά στα δεξιά. Το πρώτο μισό τμήμα της ίνας έχει υποστεί εκπόλωση ήδη, ενώ το υπόλοιπο μισό ακόμη διατηρεί την πόλωση του. Το αριστερό ηλεκτρόδιο πάνω στην ίνα είναι σε περιοχή αρνητικότητας, ενώ το δεξί ηλεκτρόδιο αντίθετα, βρίσκεται σε περιοχή θετικότητας. Αυτό καταγράφεται ως θετική απόκλιση. Αξίζει να σημειωθεί ότι όταν η εκπόλωση φτάσει στο μέσο της ίνας, το δυναμικό που καταγράφεται βρίσκεται στη μέγιστη θετική του τιμή [1].

Στην εικόνα 6-B, έχει επεκταθεί η εκπόλωση σε ολόκληρη τη μυϊκή ίνα. Η καμπύλη έχει επανέλθει στην ισοηλεκτρική γραμμή γιατί και τα δύο ηλεκτρόδια βρίσκονται τώρα σε περιοχές ίσης αρνητικότητας στο μεταξύ τους. Αυτό το συμπληρωμένο κύμα, είναι κύμα εκπόλωσης, διότι προκαλείται από την επέκταση της διέγερσης σε ολόκληρο το μήκος της μυϊκής ίνας [1].

Στην εικόνα 6-C, φαίνεται η διεργασία της επαναπόλωσης της μυϊκής ίνας, όπου έχει ήδη προχωρήσει ως το μέσο της ίνας, από τα αριστερά προς τα δεξιά. Το δεξί ηλεκτρόδιο βρίσκεται σε επαφή με περιοχή θετικότητας και το αριστερό ηλεκτρόδιο με περιοχή αρνητικότητας, ακριβώς αντίθετη πολικότητα δηλαδή από εκείνη της εικόνας 6-A. Γι' αυτό και η καμπύλη δυναμικού γίνεται αρνητική [1].

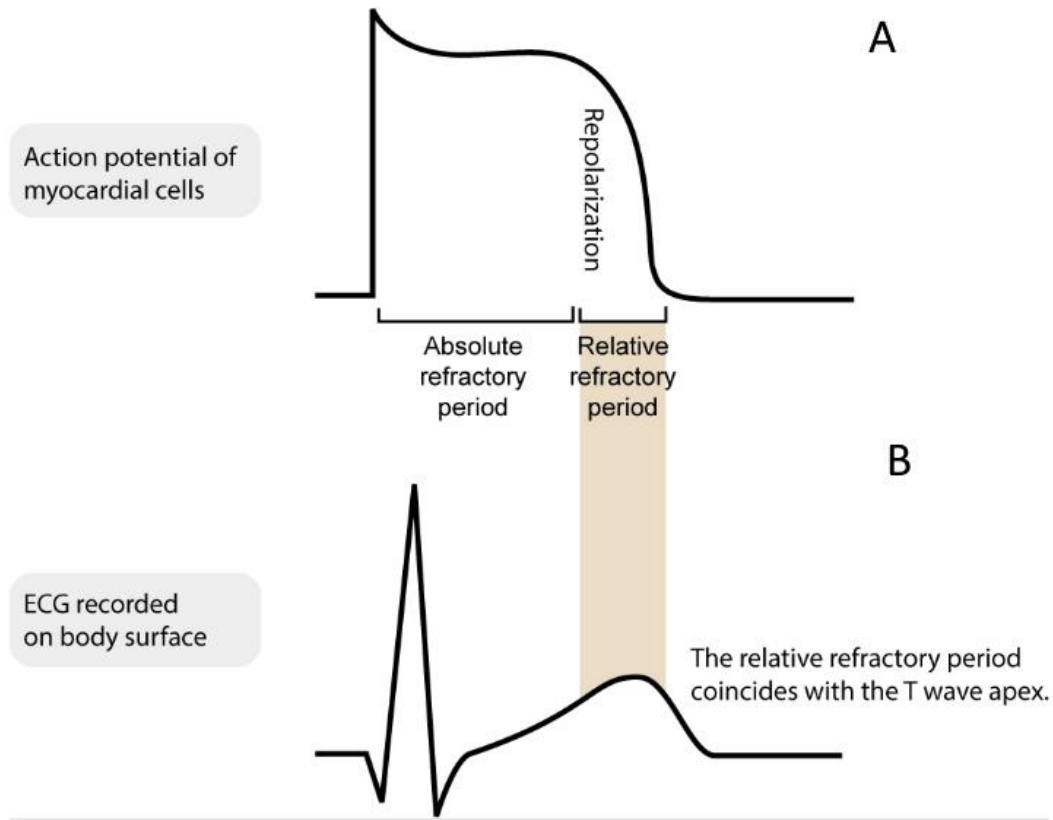
Τέλος, στην εικόνα 6-D, η μυϊκή ίνα έχει πλήρως επαναπολωθεί. Τα δύο ηλεκτρόδια βρίσκονται σε επαφή με περιοχές θετικότητας, με αποτέλεσμα να μην υφίσταται πια διαφορά δυναμικού μεταξύ τους, και το δυναμικό επανέρχεται και πάλι στην ισοηλεκτρική γραμμή. Αυτό το συμπληρωμένο αρνητικό κύμα χαρακτηρίζεται ως κύμα επαναπόλωσης επειδή προκαλείται από την επέκταση της διεργασίας επαναπόλωσης πάνω στη μυϊκή ίνα [1].



Εικόνα 6 Καταγραφή του κύματος εκπόλωσης και του κύματος επαναπόλωσης από μία μυϊκή ίνα μυοκαρδίου [5]. Πηγή: [http://ksunsc.com/download\\_center/Archive/1st/439/4.%20Cardiovascular%20Block/Team%20Work/Physiology/3-The%20Electrocardiogram.pdf](http://ksunsc.com/download_center/Archive/1st/439/4.%20Cardiovascular%20Block/Team%20Work/Physiology/3-The%20Electrocardiogram.pdf)

### 1.3.3.1 Η σχέση του μονοφασικού δυναμικού ενέργειας του μυοκαρδίου με τα επάρματα QRS – T

Το μονοφασικό δυναμικό ενέργειας του μυοκαρδίου των κοιλιών, φυσιολογικά διαρκεί από 0,25 - 0,35s. Στην εικόνα 7-A , φαίνεται το μονοφασικό δυναμικό ενέργειας, το οποίο καταγράφηκε με μικροηλεκτρόδιο που εισήχθη μέσα σε μυϊκή ίνα του μυοκαρδίου των κοιλιών κατά την διάρκεια φυσιολογικής καρδιακής λειτουργίας. Η σχεδόν κάθετη προς τα πάνω γραμμή του δυναμικού ενέργειας προκαλείται από την εκπόλωση, και η επάνοδος του δυναμικού στη βασική γραμμή προκαλείται από την επαναπόλωση [1]. Στο μέρος της εικόνας 7-B υπάρχει καταγραφή ΗΚΓ από την ίδια την κοιλία. Το σύμπλεγμα QRS εμφανίζεται στην αρχή του μονοφασικού δυναμικού ενέργειας και έπαρμα T προς το τέλος του μονοφασικού δυναμικού ενέργειας. Στο ΗΚΓ δεν αναγράφεται καθόλου δυναμικό όταν το μυοκάρδιο των κοιλιών διατηρεί πλήρως την πόλωση του ή βρίσκεται σε πλήρη εκπόλωση, μόνο το μυοκάρδιο είναι κατά ένα μέρος του μόνο σε κατάσταση εκπόλωσης και κατά το άλλο μέρος σε κατάσταση πόλωσης, φαίνεται να υπάρχει ροή ηλεκτρικού ρεύματος από ένα μέρος των κοιλιών σε άλλο, οπότε, κατά συνέπεια παρατηρείται και ροή του στην επιφάνεια του σώματος , έτσι και προκαλείται η γένεση των επαρμάτων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος [1].



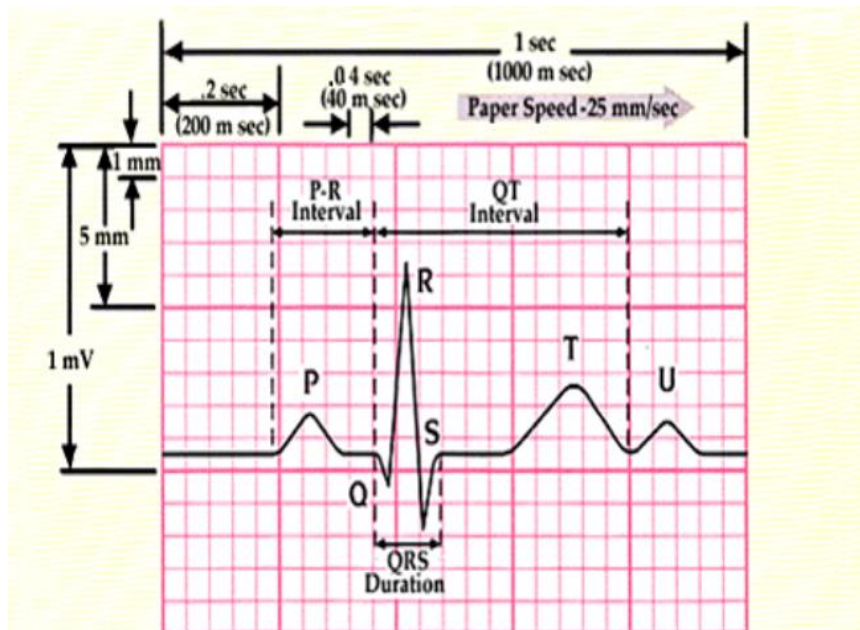
Εικόνα 7 Α) Μονοφασικό δυναμικό ενέργειας κοιλιακής μυοκαρδικής ίνας κατά την διάρκεια φυσιολογικής καρδιακής λειτουργίας, Β) Καταγραφή ΗΓΚ.

Πηγή: <https://ecgwaves.com/topic/cardiac-electrophysiology-ecg-action-potential-automaticity-vector/>

#### 1.3.4 Βαθμονόμηση του ΗΓΚ ως προς την ηλεκτρική τάση και το χρόνο

Η καταγραφή γίνεται σε χαρτί με μιλιμετρέ διαγράμμιση. Οι διαγραμμίσεις αυτές, είτε είναι σε χαρτί τυπωμένες από πριν, όπως συμβαίνει στην περίπτωση στην περίπτωση που η καμπύλη αναγράφεται με γραφίδα, είτε αναγράφονται στο χαρτί κατά την διάρκεια του ΗΓΚ, όπως όταν γίνεται με τη χρήση ηλεκτροκαρδιογράφου φωτογραφικού τύπου.

Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 8 , οι οριζόντιες γραμμές βαθμονόμησης είναι χαραγμένες με τέτοιο τρόπο ώστε 10 μικρές υποδιαίρεσεις, προς τα πάνω ή προς τα κάτω, στο σύνηθες ΗΓΚ, να αντιστοιχούν σε 1 mV θετική απόκλιση ως προς τα πάνω και αρνητική απόκλιση ως προς τα κάτω. Οι δε κάτω γραμμές στο ΗΓΚ αποτελούν γραμμές βαθμονόμησης χρόνου. Κάθε 2,5 cm, σε οριζόντια κατεύθυνση, αντιστοιχούν σε χρόνο 1 s, αυτή η απόσταση συνήθως υποδιαιρείται σε πέντε ίσα μέρη, με παχύτερες κάθετες γραμμές. Τα διαστήματα μεταξύ των γραμμών αυτών αντιστοιχούν σε χρόνο 0,2 s. Με τη σειρά τους, τα μικρά αυτά διάστημα χωρίζονται, με λεπτότερες κάθετες γραμμές, σε πέντε μικρότερα διαστήματα των 0,04 s [1].



Εικόνα 8 Βαθμονόμηση ΗΓΚ ως προς την ηλεκτρική τάση και τον χρόνο. Πηγή: <https://ptreviewer.com/electrocardiogram-ecg-2/reading-an-ecg>

### 1.3.5 Λήψη, καταγραφή και ανάγνωση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Η λήψη ενός ΗΓΚ πρέπει να γίνεται από εκπαιδευμένο προσωπικό. Ο ασθενής πρέπει να είναι ξαπλωμένος ύπτια, σε άνετη θέση στην κλίνη, σε θερμό περιβάλλον για αποφυγή μυϊκού τρόμου, ο οποίος προκαλεί τεχνικές ανωμαλίες στην καταγραφή του ΗΓΚ. Οι θέσεις που τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια στο στήθος και στα άκρα πρέπει να είναι γυμνές και να είναι καλά εκτεθειμένες. Η ποιότητα και αξιοπιστία του ΗΓΚ εξαρτάται κατά πολύ από την καλή προετοιμασία του δέρματος με καθαρισμό και αποτρίχωση, την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στις σωστές θέσεις, τη ρύθμιση του σήματος του καρδιογράφου (1 mV = 10 mm) και της ταχύτητας καταγραφής (25 mm/s) [9].

Η ανάγνωση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος περιλαμβάνει τα παρακάτω:

- Αναγνώριση του καρδιακού ρυθμού, υπολογισμό καρδιακής συχνότητας
- Υπολογισμό του διαστήματος QT
- Υπολογισμό του διαστήματος PQ (ή PR)
- Υπολογισμό του ηλεκτρικού άξονα
- Έλεγχο της μορφολογίας και του μεγέθους του κύματος P
- Έλεγχο της μορφολογίας και του μεγέθους του συμπλέγματος QRS
- Έλεγχο του τμήματος ST και του επάρματος T (πολικότητα, μορφολογία, μέγεθος)
- Έλεγχο του κύματος U

Ο φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός είναι φλεβοκομβικός. Όταν προέρχεται από άλλο κέντρο, λέγεται έκτοπος ρυθμός [9]. Ο φλεβοκομβικός ρυθμός έχει τα παρακάτω χαρακτηριστικά:

- Κύμα P θετικό στις απαγωγές II, aVF, V2 μέχρι V6 και αρνητικό στην aVR απαγωγή.
- Όλα τα κύματα P ακολουθούνται από σύμπλεγμα QRS
- Το διάστημα PQ είναι σταθερό, μεγαλύτερο από 0,12 s ( $\geq 0,12$  s)
- Τα RR διαστήματα είναι σταθερά

### 1.3.5.1 Οι φυσιολογικές ηλεκτρικές τάσεις στο ΗΓΚ

Η ηλεκτρική τάση εξαρτάται πάρα πολύ από τον τρόπο με τον οποίο τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται πάνω στο σώμα. Όταν το ένα ηλεκτρόδιο τοποθετείται αμέσως πάνω από την καρδιά, και το δεύτερο σε κάποιο άλλο σημείο πάνω στο σώμα, η ηλεκτρική τάση του συμπλέγματος QRS μπορεί να φτάνει τα 3 ή 4 mV (πολύ μικρή, σε σύγκριση με το μονοφασικό δυναμικό ενέργειας των 110 mV). Όταν το ΗΓΚ καταγράφεται με ηλεκτρόδια τοποθετημένα στα δύο άνω άκρα ή σε ένα άνω και σε ένα κάτω άκρο, η ηλεκτρική τάση του συμπλέγματος QRS είναι συνήθως 1 mV από την κορυφή του επάρματος R έως και το κάτω μέρος του επάρματος S. Η ηλεκτρική τάση του επάρματος P είναι 0,1 έως 0,3 mV και του επάρματος T από 0,2 έως 0,3 mV [1]. Η τάση του κύματος U είναι συνήθως μικρότερη του 25% της τάσης του κύματος T, τα δυσανάλογα μεγάλα κύματα U είναι παθολογικά αφού το μέγιστο φυσιολογικό εύρος του κύματος U είναι 1-2 mm [5].

### 1.3.5.2 Η συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας όπως καθορίζεται με το ΗΓΚ

Φυσιολογικά, η καρδιακή συχνότητα σε ηρεμία κυμαίνεται μεταξύ 60 – 100 καρδιακών κύκλων/περιόδων το λεπτό. Καρδιακή συχνότητα μικρότερη ή μεγαλύτερη των προηγούμενων ορίων χαρακτηρίζει την φλεβοκομβική βραδυκαρδία ή ταχυκαρδία αντίστοιχα [9]. Η συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας  $f_{card}$  καθορίζεται με σχετική ευκολία από το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Το χρονικό διάστημα μεταξύ δύο διαδοχικών καρδιακών παλμών είναι το αντίστροφο της καρδιακής συχνότητας. Για παράδειγμα εάν το χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ δύο διαδοχικών καρδιακών παλμών, όπως καθορίζεται με τις γραμμές βαθμονόμησης, είναι 1 s, τότε η καρδιακή συχνότητα είναι 60 καρδιακοί παλμοί το λεπτό [1]. Αυτό υπολογίζεται από την παρακάτω σχέση:

$$f_{card} = \frac{1}{T_{card}} \text{ (Hz)} \quad (1.1)$$

Όπου  $f_{card}$  η συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας, και  $T_{card}$  το χρονικό διάστημα (περίοδος) που παρεμβάλλεται μεταξύ δύο διαδοχικών καρδιακών παλμών.

$$f_{card} = \frac{1}{T_{card}} = \frac{1}{1} = 1 \text{ Hz}$$

$$1 \text{ min} = 60 \text{ s}$$

$$\Rightarrow 60\text{s} * 1\text{Hz} = 60 \text{ beats per minute (bpm)}$$

Το φυσιολογικό χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ δύο συμπλεγμάτων QRS είναι περίπου 0,83 s. Αυτό σημαίνει ότι η καρδιακή συχνότητα σε αυτή την περίπτωση, είναι 72 καρδιακοί παλμοί το λεπτό[1]. Αυτό υπολογίζεται με την ίδια σχέση που υπολογίσαμε το προηγούμενο παράδειγμα:

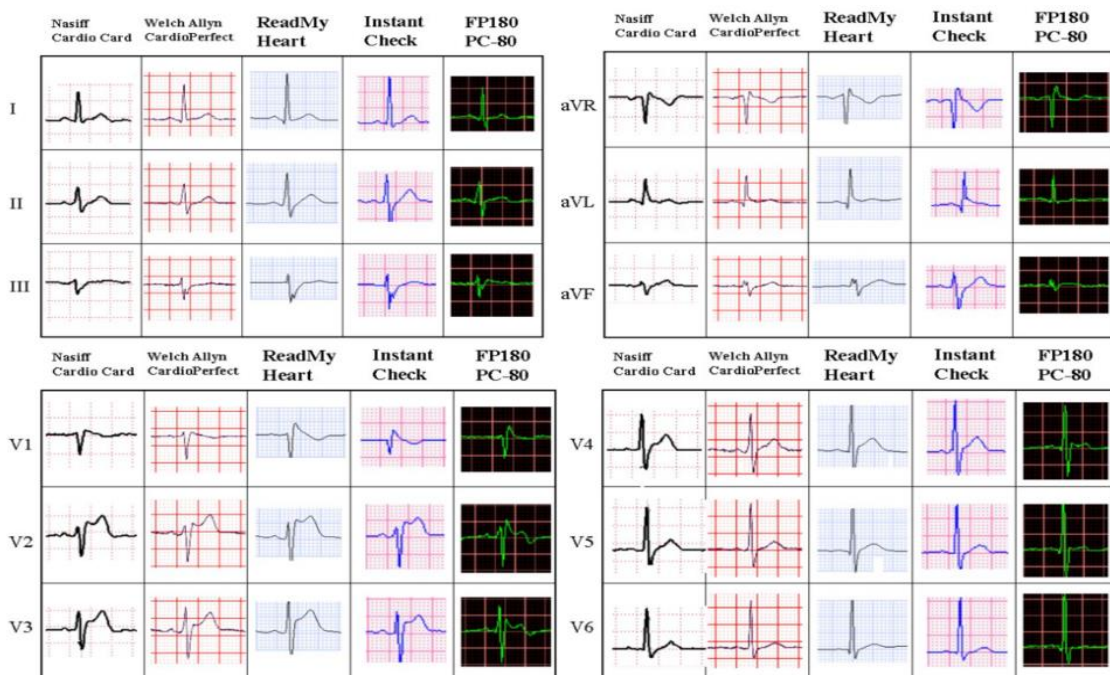
$$f_{card} = \frac{1}{T_{card}} = \frac{1}{0,83} = 1,20 \text{ Hz}$$

$$1 \text{ min} = 60 \text{ s}$$

$$\Rightarrow 60s * 1,20 Hz = 72 \text{ beats per minute (bpm)}$$

### 1.3.6 Απαγωγές ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Για να γίνει η καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος χρησιμοποιούνται μεταλλικά ηλεκτρόδια. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται σε συγκεκριμένες θέσεις πάνω στην επιφάνεια του σώματος του ασθενή, όπως είναι για παράδειγμα τα αντιβράχια, το θωρακικό τοίχωμα και οι κνήμες. Η καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος γίνεται με τις δώδεκα (12) κλασικές απαγωγές όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 9, οι οποίες απαγωγές υποδιαιρούνται σε δύο ομάδες. Οι δύο ομάδες αυτές είναι οι έξι απαγωγές των άκρων ( I, II, III, aVR, aVL, aVF) και τις έξι θωρακικές (προκάρδιες) απαγωγές ( V1, V2, V3, V4, V5, V6 ) [7].



Εικόνα 9 ΗΓΚ από 5 διαφορετικά συστήματα για όλες τις απαγωγές, τα 2 αριστερά είναι από λήψη εγγραφών 12 απαγωγών ενώ τα 3 δεξιά από 1 απαγωγή. Πηγή: <https://www.ndsu.edu/pubweb/~grier/1to12-lead-ECG-EKG.html>

#### 1.3.6.1 Οι τρεις βασικές απαγωγές των άκρων

Για την λήψη ΗΓΚ γίνεται τοποθέτηση των ηλεκτροδίων σε διάφορες σταθερές (τυπικές) θέσεις. Η πολικότητα της εγγραφής κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου (θετική ή αρνητική) καθορίζεται από τον προσανατολισμό των ηλεκτροδίων σε σχέση με την κατεύθυνση του ρεύματος στην καρδιά [1].

Στην Εικόνα 10 φαίνονται οι ηλεκτρικές συνδέσεις μεταξύ των άκρων και του ηλεκτροκαρδιογράφου για την καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος με τις πρότυπες διπολικές (βασικές) απαγωγές των άκρων. Με τον όρο “διπολικές” εννοείται ότι το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται από δύο ειδικά ηλεκτρόδια, τοποθετημένα στο σώμα, και σε αυτή την περίπτωση σε άκρα. Η απαγωγή δεν γίνεται από ένα απλό καλώδιο, με το οποίο συνδέεται το σώμα με το καταγραφικό όργανο, αλλά από δύο καλώδια και από τα ηλεκτρόδια τους, όπου με αυτό τον τρόπο σχηματίζεται ένα πλήρες ηλεκτρικό κύκλωμα με τον ηλεκτροκαρδιογράφο. Αν και ο πραγματικός ηλεκτροκαρδιογράφος είναι ηλεκτρονικό όργανο

καταγραφής υψηλής ταχύτητας, στην εικόνα 10 παριστάνεται ως απλό μηχανικό όργανο καταγραφής για την πιο εύκολη επεξήγηση και κατανόηση του [1].

**Απαγωγή I:** Το (-) του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο (Right Arm (RA)) και το (+) στο αριστερό άνω άκρο (Left Arm (LA)).

$$\text{Απαγωγή I} = V_{LA} - V_{RA} \quad (1.2)$$

Όταν το σημείο στον θώρακα όπου το δεξιό άνω άκρο συνδέεται με το σώμα είναι ηλεκτροαρνητικό σε σχέση με το σημείο στο οποίο το αριστερό άνω άκρο συνδέεται με τον θώρακα, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα, δηλαδή πάνω από την ισολεκτρική γραμμή. Όταν αλλάζει η πολικότητα, το καταγραφόμενο έπαρμα είναι αρνητικό, δηλαδή κάτω από την ισολεκτρική γραμμή.

**Απαγωγή II:** Το (-) του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο (Right Arm (RA)) και το (+) στο αριστερό κάτω άκρο (Left Leg (LL)).

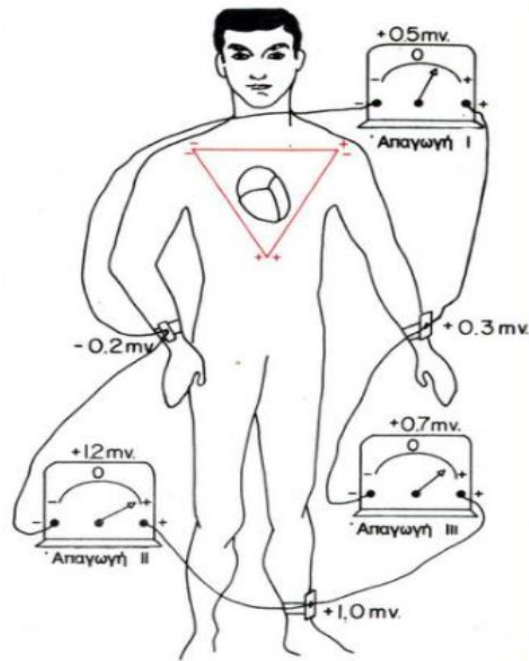
$$\text{Απαγωγή II} = V_{LL} - V_{RA} \quad (1.3)$$

Κατά συνέπεια, όταν το δεξιό άνω άκρο είναι ηλεκτροαρνητικό σε σχέση με το αριστερό κάτω άκρο, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα.

**Απαγωγή III:** Το (-) του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο αριστερό άνω άκρο (Left Arm (LA)), και το (+) στο αριστερό κάτω άκρο (Left Leg (LL)).

$$\text{Απαγωγή III} = V_{LL} - V_{LA} \quad (1.4)$$

Αυτό σημαίνει ότι ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα όταν το αριστερό άνω άκρο είναι ηλεκτροαρνητικό σε σχέση με το αριστερό κάτω άκρο.



Εικόνα 10 Συμβατική τοποθέτηση των ηλεκτροδίων για την καταγραφή των τριών βασικών απαγωγών των άκρων. Στο Θώρακα είναι σχεδιασμένο το τρίγωνο του Einthoven [1]

### 1.3.6.2 Το τρίγωνο Einthoven

Το ισόπλευρο τρίγωνο γύρω από την περιοχή της καρδιάς στην εικόνα 10, ονομάζεται τρίγωνο του Einthoven. Το τρίγωνο του Einthoven αποτελεί ένα σχεδιαγραμματικό τρόπο για να καταδειχθεί ότι τα δύο άνω άκρα και το αριστερό κάτω άκρο αποτελούν τις τρεις γωνίες τριγώνου που περιβάλλει την καρδιά. Οι δύο γωνίες στο άνω άκρο του τριγώνου παίζουν τον ρόλο των σημείων στα οποία τα δύο άνω άκρα πραγματοποιούν ηλεκτρική σύνδεση με τα υγρά που περιβάλλουν την καρδιά. Η κάτω γωνία αποτελεί το σημείο στο οποίο το αριστερό κάτω άκρο συνδέεται με αυτά τα υγρά [1].

### 1.3.6.3 Ο νόμος του Einthoven

Σύμφωνα με το νόμο του Einthoven, αν τα ηλεκτρικά δυναμικά δύο οποιονδήποτε από τις τρεις ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές είναι γνωστά για δεδομένη χρονική στιγμή, το δυναμικό της τρίτης απαγωγής μπορεί να υπολογιστεί μαθηματικά, από τις δύο πρώτες, με την απλή άθροιση τους [1].

$$\text{Απαγωγή I} + \text{Απαγωγή III} = \text{Απαγωγή II} \quad (1.5)$$

Τα θετικά και τα αρνητικά σημεία των διαφόρων απαγωγών πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά την εκτέλεση αυτής της άθροισης.

Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 10 για παράδειγμα, το δεξί άνω άκρο είναι 0,2 mV αρνητικό σε σχέση με το μέσο δυναμικό του σώματος, το αριστερό άνω άκρο είναι 0,3 mV θετικό, και το αριστερό κάτω άκρο είναι 1,0 mV θετικό [1].

$$V_{RA} = -0,2 \text{ mV}$$

$$V_{LA} = +0,3 \text{ mV}$$

$$V_{LL} = +1,0 \text{ mV}$$

Στα μετρητικά (βολτόμετρα) όργανα στην εικόνα 10, παρατηρείται ότι στην απαγωγή I καταγράφεται θετικό δυναμικό 0,5 mV, γιατί αυτή είναι η διαφορά μεταξύ του - 0,2 mV του δεξιού άνω άκρου και του + 0,3 mV του αριστερού άνω άκρου. Στην απαγωγή III επίσης, καταγράφεται θετικό δυναμικό + 0,7 mV ενώ στην απαγωγή II η εγγραφή είναι θετικό δυναμικό + 1,2 mV γιατί αυτές είναι οι στιγμιαίες διαφορές δυναμικού μεταξύ των αντιστοίχων ζευγών άκρων [1].

$$\text{Απαγωγή I} = V_{LA} - V_{RA} = 0,3 - (-0,2) = 0,5 \text{ mV}$$

$$\text{Απαγωγή II} = V_{LL} - V_{LA} = 1,0 - (0,3) = 0,7 \text{ mV}$$

Το άθροισμα των ηλεκτρικών τάσεων στις απαγωγές I και II ισούται με την τάση στην απαγωγή II [1].

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

$$\text{Απαγωγή II} = 0,7 + 0,5 = 1,2 \text{ mV}$$

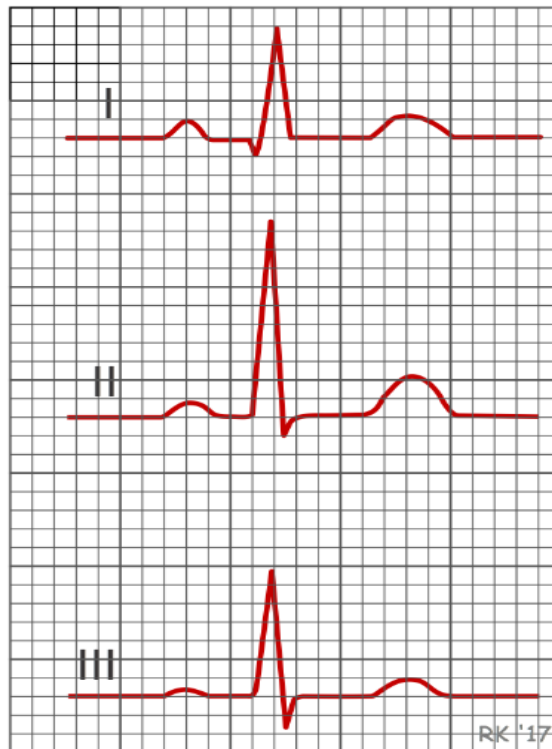
Μαθηματικά, αυτή η αρχή που ονομάζεται νόμος του Einthoven, ισχύει για κάθε χρονική στιγμή, κατά τη διάρκεια της καταγραφής του ηλεκτροκαρδιογραφήματος [1].

#### 1.3.6.4 ΗΓΚ που λαμβάνονται με τις τρεις διπολικές απαγωγές των άκρων

Στην εικόνα 11 απεικονίζονται τρία ΗΓΚ, τα οποία λαμβάνονται συγχρόνως, με τις τρεις βασικές απαγωγές I, II και III. Από αυτά τα σχήματα τις εικόνας, είναι φανερό ότι τα ΗΓΚ που λαμβάνονται με αυτές τις απαγωγές μοιάζουν πολύ μεταξύ τους, γιατί και στα τρία, τα κύματα P και T είναι θετικά, και το δε μεγαλύτερο μέρος του συμπλέγματος QRS είναι επίσης θετικό σε όλες τις εγγραφές.

Με τη σχετική ανάλυση και των τριών απαγωγών, σύμφωνα με τον νόμο του Einthoven, μπορεί να δειχθεί, με προσεκτικές μετρήσεις, ότι για μια οποιαδήποτε χρονική στιγμή, το άθροισμα των δυναμικών στην απαγωγή I και στην απαγωγή III είναι ίσο με το δυναμικό στην απαγωγή II.

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

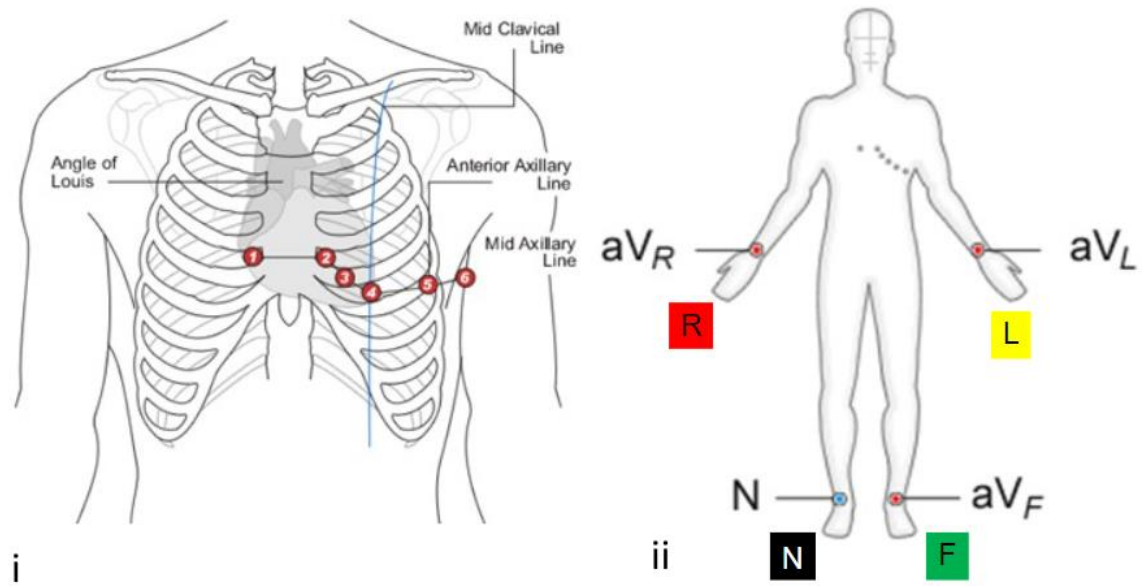


Εικόνα 11 ηλεκτροκαρδιογράφημα από τις τρεις βασικές ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές των άκρων, Πηγή: <https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A013a>

Τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα που λαμβάνονται με όλες τις διπολικές απαγωγές μοιάζουν πολύ μεταξύ τους, οπότε δεν έχει μεγάλη σημασία ποια απαγωγή χρησιμοποιείται όταν επιδιώκεται η διάγνωση των διαφόρων αρρυθμιών της καρδιάς. Η διάγνωση των αρρυθμιών, κατά κύριο λόγο, εξαρτάται από τις χρονικές αλληλοσχετίσεις μεταξύ των διαφόρων κυμάτων/επαρμάτων του καρδιακού παλμού. Όταν απαιτείται η διάγνωση βλάβης στο μυοκάρδιο των κόλπων ή των κοιλιών, είτε στο σύστημα αγωγής των διεγέρσεων, τότε μας ενδιαφέρει πάρα πολύ η απαγωγή που χρησιμοποιείται διότι οι ανωμαλίες που εμφανίζονται στο μυοκάρδιο μεταβάλλουν τη μορφή του ΗΓΚ κατά τρόπο σημαντικό σε ορισμένες απαγωγές, χωρίς να επηρεάζονται άλλες απαγωγές [1].

#### 1.3.6.5 Θωρακικές απαγωγές

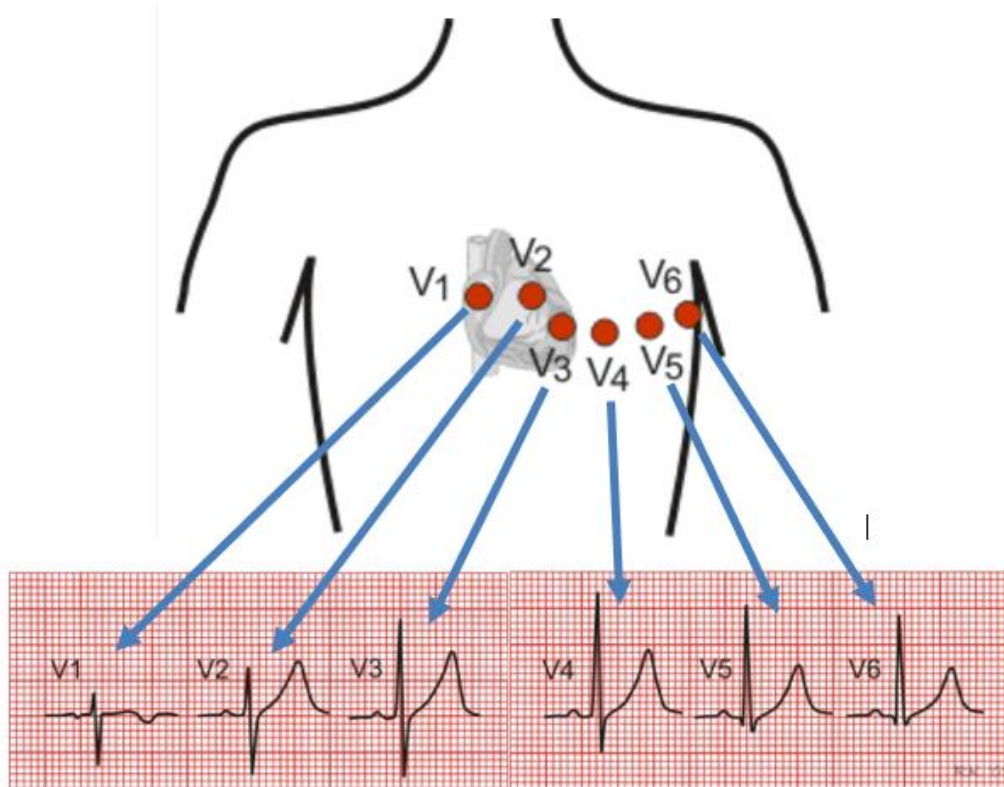
Συχνά, ηλεκτροκαρδιογραφήματα λαμβάνονται με το ένα ηλεκτρόδιο τοποθετημένο στην πρόσθια επιφάνεια του θώρακα, πάνω από την καρδιά, σε ένα από τα έξι ξεχωριστά σημεία που φαίνονται αριθμημένα στην εικόνα 12-i. Αυτό το ηλεκτρόδιο συνδέεται με το θετικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφου, ενώ το αρνητικό ηλεκτρόδιο, που ονομάζεται αδιάφορο ηλεκτρόδιο, συνηθίζεται να συνδέεται με την παρεμβολή ηλεκτρικών αντιστάσεων, με το δεξί και αριστερό άνω άκρο, καθώς και με το αριστερό κάτω άκρο, όπως απεικονίζεται και στην εικόνα 12-ii. Συνήθως λαμβάνονται έξι διαφορετικές πρότυπες απαγωγές από το πρόσθιο θωρακικό τοίχωμα, με τη διαδοχική τοποθέτηση του θωρακικού ηλεκτροδίου στα έξι σημεία που σημειώνονται στην εικόνα. Τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα που λαμβάνονται με τη μέθοδο που απεικονίζεται στην εικόνα 12-ii φέρονται ως απαγωγές V1, V2, V3, V4, V5 και V6 [1].



Εικόνα 12 Συνδέσεις του σώματος με τον ηλεκτροκαρδιογράφο για την καταγραφή προκάρδιων απαγωγών. Πηγή: <https://slideplayer.gr/slide/2582327/>

Στην εικόνα 13 απεικονίζονται τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα της φυσιολογικής καρδιάς, όπως καταγράφονται από τις έξι θωρακικές απαγωγές. Επειδή οι διάφορες επιφάνειες της καρδιάς είναι αρκετά κοντά στο θωρακικό τοίχωμα, κάθε μια θωρακική απαγωγή, κατά κύριο λόγο, καταγράφει το ηλεκτρικό δυναμικό του τμήματος του μυοκαρδίου, που βρίσκεται αμέσως κάτω από το ηλεκτρόδιο. Για τον λόγο αυτό, κάποιες σχετικά μικρές ανωμαλίες στις κοιλίες, και ιδιαίτερα στο πρόσθιο κοιλιακό τοίχωμα, συχνά προκαλούν έκδηλες αλλοιώσεις στα ηλεκτροκαρδιογραφήματα που λαμβάνονται με τις θωρακικές (προκάρδιες) απαγωγές [1].

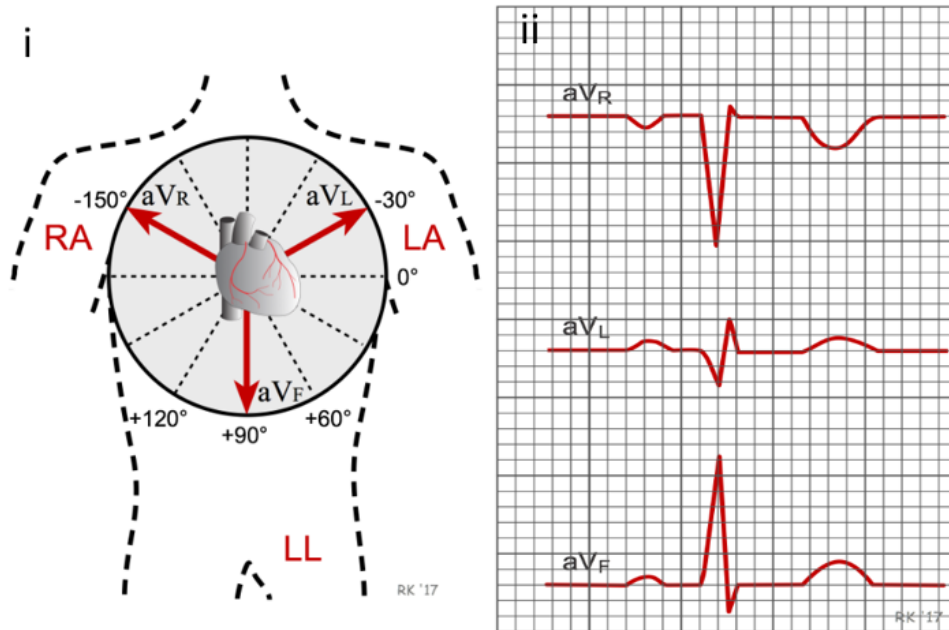
Στις απαγωγές V1 και V2, το σύμπλεγμα QRS της φυσιολογικής καρδιάς είναι κατά το μεγαλύτερο μέρος αρνητικό, διότι, όπως φαίνεται στην εικόνα 13, στις απαγωγές αυτές το θωρακικό ηλεκτρόδιο είναι πιο κοντά στην βάση παρά στην κορυφή της καρδιάς, προς την οποία βάση είναι η κατεύθυνση της ηλεκτροαρνητικότητας κατά την διάρκεια του μεγαλύτερου μέρους της διεργασίας της εκπόλωσης των κοιλιών. Αντίθετα το σύμπλεγμα QRS στις απαγωγές V4, V5 και V6 είναι, κατά το μεγαλύτερο μέρος του θετικό, γιατί το θωρακικό ηλεκτρόδιο σε αυτές τις απαγωγές είναι πιο κοντά στην κορυφή τη καρδιάς, προς την κατεύθυνση της οποίας παρατηρείται θετική ηλεκτρική τάση στο μεγαλύτερο μέρος της διάρκειας της διεργασίας εκπόλωσης των κοιλιών [1].



Εικόνα 13 Φυσιολογία ηλεκτροκαρδιογραφήματος των έξι τυπικών θωρακικών (προκάρδιων) απαγωγών [6]

#### 1.3.6.6 Οι ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές των άκρων

Οι ενισχυμένη μονοπολική απαγωγή άκρου, είναι ακόμα ένα σύστημα απαγωγών που χρησιμοποιείται ευρεία. Στην απαγωγή αυτού του τύπου, δύο άκρα συνδέονται με την παρεμβολή ηλεκτρικών αντιστάσεων, με τον ηλεκτρικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφου, ενώ το τρίτο άκρο συνδέεται με το θετικό πόλο. Όταν το θετικό ηλεκτρόδιο συνδέεται με δεξί άνω άκρο η απαγωγή ονομάζεται  $aV_R$ , με το αριστερό άκρο ονομάζεται  $aV_L$  και με το αριστερό κάτω άκρο ονομάζεται απαγωγή  $aV_F$  (εικόνα 12-i). Στην πράξη, αυτά είναι τα ίδια ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται για τις απαγωγές I, II και III. Η συσκευή εγγραφής ηλεκτροκαρδιογραφήματος κάνει την πραγματική εναλλαγή και αναδιάταξη των ονομασιών των ηλεκτροδίων [6]. Τα φυσιολογικά ηλεκτροκαρδιογραφήματα που λαμβάνονται με τις ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές των άκρων είναι όλα όμοια με εκείνα των κλασσικών διπολικών απαγωγών των άκρων, με την απαγωγή  $aV_R$  να διαφέρει, αφού το ΗΓΚ είναι ανεστραμμένο [1]. Οι τρεις ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές απεικονίζονται όπως στην εικόνα 14-i χρησιμοποιώντας το αξονικό σύστημα αναφοράς. Η επαγωγή  $aV_L$  βρίσκεται στις  $-30^\circ$  σε σχέση με τον άξονα του ηλεκτροδίου I, το  $aV_R$  είναι στις  $-150^\circ$  και το  $aV_F$  στις  $+90^\circ$  [6]. Για μια καρδιά με κανονικό ΗΚΓ και μέσο ηλεκτρικό άξονα  $+60^\circ$ , οι ενισχυμένες απαγωγές θα εμφανιστούν όπως φαίνεται στην εικόνα 14-ii [6].



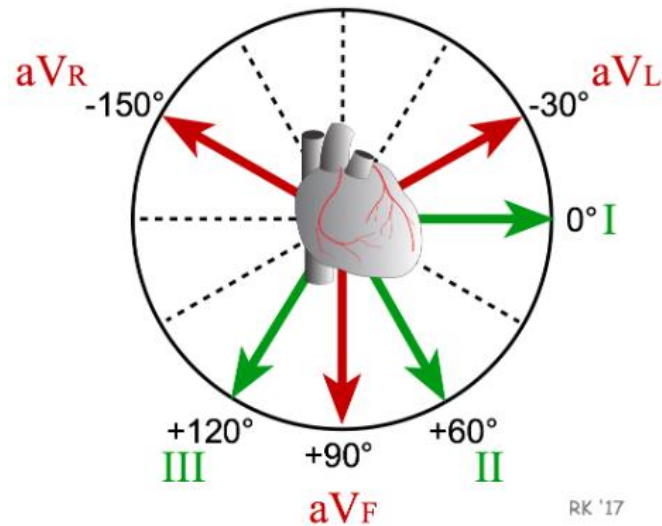
Εικόνα 14 i) Οι τρεις ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές στο αξονικό σύστημα αναφοράς, ii) Φυσιολογικά ΗΓΚ των τριών ενισχυμένων μονοπολικών απαγωγών των άκρων [6]

### 1.3.6.7 Έκφραση της κατεύθυνσης ανύσματος σε μοίρες

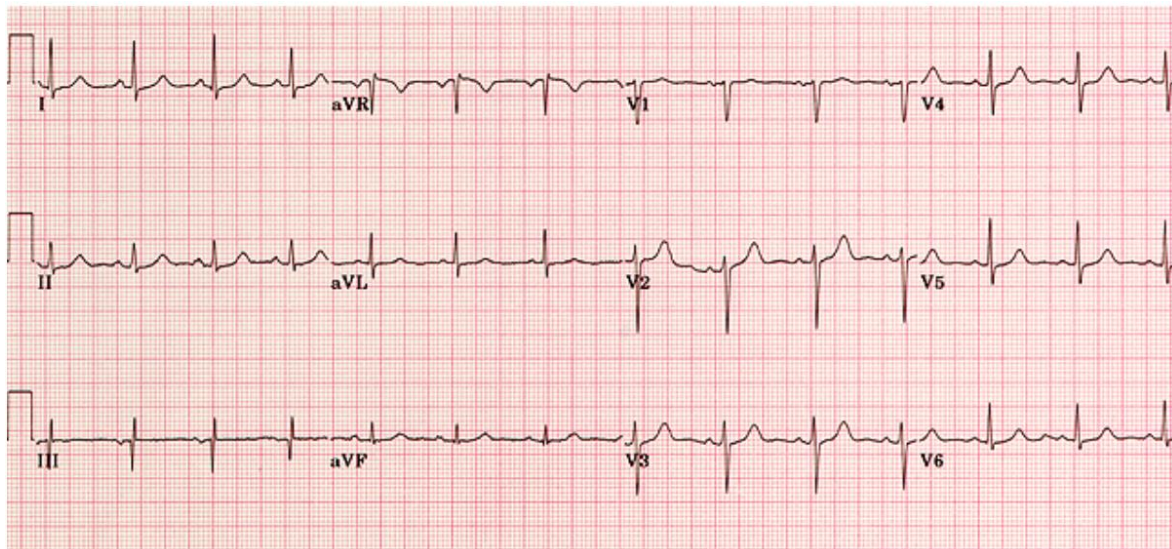
Ένα άνυσμα οριζόντιο, με κατεύθυνση προς την αριστερή πλευρά του σώματος, έχει κατεύθυνση  $0^\circ$ . Από ένα ορισμένο μηδενικό σημείο αναφοράς, η κλίμακα των ανυσμάτων κινείται κατά την κατεύθυνση των δεικτών του ρολογιού. Όταν το άνυσμα μεταβάλλεται από πάνω προς τα κάτω (κατακόρυφα), τότε έχει κατεύθυνση  $90^\circ$ . Όταν το άνυσμα μεταβάλλεται από τα αριστερά προς τα δεξιά (οριζόντια), η κατεύθυνση του είναι  $180^\circ$ , και όταν μεταβάλλεται κατακόρυφα προς τα πάνω, τότε η κατεύθυνση του είναι  $-90^\circ$  ή  $270^\circ$ . Σε μια φυσιολογική καρδιά, η μέση του ανύσματος της καρδιάς κατά την διάρκεια της επέκτασης του κύματος εκπόλωσης στις κοιλίες, που λέγεται μέσο άνυσμα QRS, είναι  $59^\circ$  περίπου, που αυτό μας δίνει την δυνατότητα να καταλάβουμε ότι, κατά το μεγαλύτερο μέρος του κύματος εκπόλωσης, η κορυφή της καρδιάς παραμένει θετική σε σχέση με την βάση της καρδιάς [1].

### 1.3.6.8 Ο άξονας των διπολικών και των μονοπολικών απαγωγών των άκρων

Οι τρεις ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές, σε συνδυασμό με τις τρεις τυπικές διπολικές απαγωγές άκρων, αποτελούν τις έξι απαγωγές άκρων του ΗΚΓ όπως φαίνεται στην εικόνα 15. Αυτές οι έξι απαγωγές καταγράφουν ηλεκτρική δραστηριότητα κατά μήκος ενός μόνο επιπέδου, που ονομάζεται μετωπικό επίπεδο σε σχέση με την καρδιά. Χρησιμοποιώντας το αξονικό σύστημα αναφοράς και αυτές τις έξι απαγωγές, μπορεί κανείς να ορίσει την κατεύθυνση στο μετωπικό επίπεδο ενός ηλεκτρικού διανύσματος σε οποιαδήποτε δεδομένη χρονική στιγμή. Εάν ένα κύμα εκπόλωσης εξαπλώνεται από τα δεξιά προς τα αριστερά κατά μήκος του άξονα  $0^\circ$ , τότε η επαγωγή I θα δείξει το μεγαλύτερο θετικό πλάτος. Εάν η κατεύθυνση του ηλεκτρικού διανύσματος για εκπόλωση κατευθύνεται προς τα κάτω ( $+90^\circ$ ), τότε το  $aV_F$  α δείξει τη μεγαλύτερη θετική εκτροπή. Εάν ένα κύμα εκπόλωσης κινείται από αριστερά προς τα δεξιά στις  $+150^\circ$ , τότε το  $aV_L$  θα δείξει τη μεγαλύτερη αρνητική εκτροπή σύμφωνα με τους κανόνες για την ερμηνεία του ΗΚΓ [6].



Εικόνα 15 Οι άξονες των τριών διπολικών και των τριών μονοπολικών απαγωγών [6]



Εικόνα 16 Φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα και από τις 12 απαγωγές. Πηγή: [https://elentra.healthsci.queensu.ca/assets/modules/ts-ecg/normal\\_ecg.html](https://elentra.healthsci.queensu.ca/assets/modules/ts-ecg/normal_ecg.html)

## 1.4 Επίλογος

Η καρδιά είναι το σημαντικότερο όργανο στον άνθρωπο καθώς είναι μια ηλεκτρομηχανική αντλία, η οποία είναι υπεύθυνη για την λειτουργία όλων των υπολοίπων οργάνων στο σώμα είτε άμεσα είτε έμμεσα. Το ΗΓΚ απεικονίζει το διανυσματικό άθροισμα όλων των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από όλα τα κύτταρα της καρδιάς σε κάθε χρονική στιγμή. Με αυτό το τρόπο μπορούμε να ελέγχουμε σε ένα μεγάλο ποσοστό την δραστηριότητα της καρδιάς και να εντοπίσουμε τυχόν παθολογικές ενδείξεις ώστε να μπορούμε να δράσουμε γρήγορα στην αντιμετώπιση τους.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: Η ΜΥΟΚΑΡΔΙΤΙΔΑ ΚΑΙ Η ΠΕΡΙΚΑΡΔΙΤΙΔΑ

### 2.1 Εισαγωγή

Έχοντας κατανοήσει το τι είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα, πώς δημιουργούνται τα επάρματα, και ποια είναι τα φυσιολογικά όρια των παραμέτρων ενός φυσιολογικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος, πρέπει να εστιάσουμε στο ποια είναι τα χαρακτηριστικά στο ηλεκτροκαρδιογράφημα τα οποία χαρακτηρίζουν τυχόν περικαρδίτιδα, μυοκαρδίτιδα ή περιομυοκαρδίτιδα / μυοπερικαρδίτιδα, ακόμα και ποια άλλα συμπτώματα είναι ίσως χαρακτηριστικά αυτών των παθήσεων.

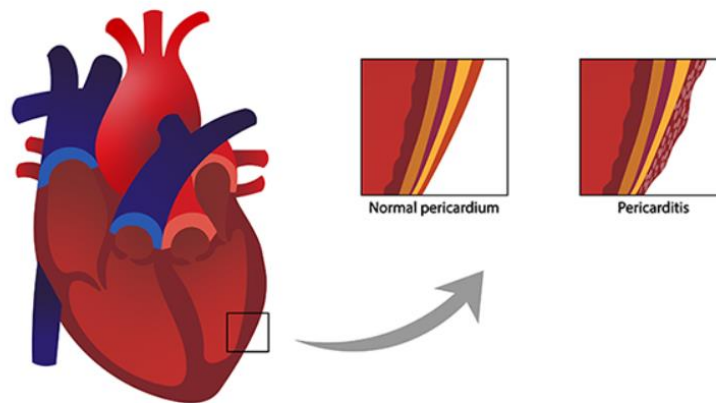
Η μυοκαρδίτιδα και η περικαρδίτιδα είναι φλεγμονώδεις καταστάσεις που προσβάλλουν την καρδιά. Η μυοκαρδίτιδα είναι φλεγμονή του μυοκαρδίου, δηλαδή του καρδιακού μυός. Η περικαρδίτιδα είναι φλεγμονή του περικαρδίου, του στρώματος ιστού που μοιάζει με σάκο και περιβάλλει την καρδιά. Με την πάροδο των χρόνων, έχουν αναπτυχθεί διάφορες αλγοριθμικές μέθοδοι ώστε να μπορεί ένας ειδικός να τις διακρίνει έγκαιρα μέσω του ΗΓΚ, πριν γίνει το πρόβλημα μεγαλύτερο και δημιουργηθούν διάφορες άλλες παθήσεις του περικαρδίου ή του μυοκαρδίου.

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται η περιγραφή της περικαρδίτιδας και της μυοκαρδίτιδας, του περικαρδίου και του μυοκαρδίου, οι αντίστοιχες παθήσεις τους, και οι αλγόριθμοι εντοπισμού τους στο ΗΓΚ. Επίσης γίνεται αναφορά σε διάφορες μελέτες, αναγνωρίζοντας τις αιτίες και τα συμπτώματα τους. Τέλος γίνεται μια σύγκριση των παθολογικών (μυοκαρδίτιδας) έναντι των φυσιολογικών καρδιογραφημάτων, με πληροφορίες που πάρθηκαν μέσα από την βάση δεδομένων “THE PTB DIAGNOSTIC ECG DATABASE” της PHYSIONET.

### 2.2 Η Περικαρδίτιδα

Ως Περικαρδίτιδα ορίζεται το οίδημα και η φλεγμονή/ερεθισμός των πετάλων του περικαρδίου (τυχωματικό και σπλαγχνικό), δηλαδή του υμένα που περιβάλλει την καρδιά. Μπορεί να επηρεάσει ανθρώπους όλων των ηλικιών, αλλά οι άντρες ηλικίας 20-50 ετών έχουν μεγαλύτερες πιθανότητες να αναπτύξουν περικαρδίτιδα. Οι περικαρδίτιδες κατά κύριο λόγο συγκαταλέγονται στις καλοήθεις παθήσεις του περικαρδίου. Είναι συχνά ήπιες και συνήθως βελτιώνονται μόνες τους με την πάροδο των χρόνων.

Διάφορες μολυσματικές και φλεγμονώδεις καταστάσεις μπορεί να επηρεάσουν το περικάρδιο οδηγώντας σε οξεία, χρόνια και υποτροπιάζουσα περικαρδίτιδα. Οι κλινικές εκδηλώσεις αυτών των καταστάσεων μπορεί να ποικίλλουν σημαντικά και κυμαίνονται από ασυμπτωματικές έως απειλητικές για τη ζωή παρουσιάσεις. η έγκαιρη διάγνωση και θεραπεία μπορεί να συμβάλει στη μείωση εμφάνισης κινδύνου των μακροχρόνιων επιπλοκών στην καρδιά.



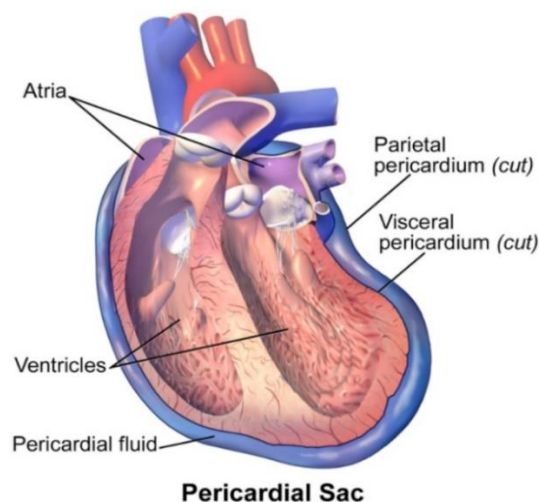
Εικόνα 17 Περικαρδίτιδα, Πηγή: <https://www.bhf.org.uk/information-support/conditions/pericarditis>

### 2.2.1 Ανατομία περικαρδίου

Το περικάρδιο είναι ένας λεπτός και ινώδης σάκος που περιβάλλει την καρδιά. Εκφύεται από τα μεγάλα αγγεία και χρειάζεται για να κρατά την καρδιά στην θέση της, έτσι ώστε να μην την αφήνει να μεγαλώνει πέρα από κάποιο όριο και για να μην μεταδίδονται φλεγμονές ή μικρόβια προς την καρδιά από τα παρακείμενα όργανα [10].

Το περικάρδιο αποτελείται από δύο πέταλα, όπου το ένα πέταλο είναι λεπτό, αποτελείται από μία μόνο στιβάδα κυττάρων, προσκολλάται στην καρδιά, και λέγεται επικάρδιο ή σπλαχνικό πέταλο και είναι αυτό που δημιουργεί το υγρό της περικαρδίτιδας. Το άλλο πέταλλο, βρίσκεται εξωτερικά του επικαρδίου, είναι ισχυρότερο, ελεύθερο και αποτελείται από ελαστικά και ινώδη στοιχεία, και ο σκοπός του είναι να μην αφήνει την καρδιά να μεγαλώνει υπερβολικά και λέγεται ινώδες πέταλο [10].

Ανάμεσα στα δύο πέταλα υπάρχει ο περικαρδιακός σάκος (κοιλότητα) όπου περιέχει φυσιολογικά μια μικρή ποσότητα υγρού κυμαίνεται από  $15 - 50 \text{ cm}^3$  (κυβικά εκατοστά) για την αποφυγή της τριβής των δύο πετάλων μεταξύ τους [10].



Εικόνα 18 Ανατομία περικαρδίου, Πηγή: <https://el.wikipedia.org/wiki/Περικάρδιο>

### 2.2.2 Παθήσεις περικαρδίου

Οι συχνότερες παθήσεις του περικαρδίου είναι η οξεία περικαρδίτιδα και συλλογή υγρού στο περικάρδιο. Η οξεία περικαρδίτιδα με την σειρά της, με ή χωρίς συλλογή υγρού μπορεί να εξελιχθεί σε συμπιεστική περικαρδίτιδα. Η συλλογή υγρού στο περικάρδιο μπορεί να εξελιχθεί σε επιπωματισμό της καρδιάς [10].

Η φλεγμονή του περικαρδίου ονομάζεται οξεία περικαρδίτιδα και θεραπεύεται σε μέρες έως βδομάδες. Αν η φλεγμονή αυτή κρατήσει περισσότερο από 3 μήνες θεωρείται χρόνια περικαρδίτιδα. Όταν θεραπεύεται η οξεία περικαρδίτιδα και ξανά εμφανίζεται αφού περάσει ενάμιση μήνας από την θεραπεία της ( 15-30% των περιπτώσεων ), η δεύτερη περικαρδίτιδα ή αντίστοιχά οι επόμενες που θα ακολουθήσουν, ονομάζεται υποτροπιάζουσα περικαρδίτιδα. Εάν η φλεγμονή στο περικάρδιο επιμένει μακροχρόνια πιθανόν να εξελιχθεί σε συμπιεστική περικαρδίτιδα. Η συμπιεστική περικαρδίτιδα προκαλείται από ανάπτυξη συμφύσεων και ουλώδους ιστού στο περικάρδιο, την πάχυνση του και αρκετά συχνά και εναπόθεση ασβεστίου σε αυτό. Με αυτό το τρόπο η ελαστικότητα του εξαφανίζεται και παρεμποδίζεται η διάταση του συνολικού όγκου όλης της καρδιάς, και αυτό έχει ως αποτέλεσμα η καρδιά να μην μπορεί να υποδεχτεί όλη την ποσότητα του αίματος από τις φλέβες οπότε πηγαίνει και λιγότερο αίμα στις αρτηρίες. Η ανεύρεση συλλογής υγρού στο περικάρδιο όπου μετρείται και αυτό στις παθήσεις του μυοκαρδίου, μπορεί να είναι εύρημα σε υπερηχοκαρδιογραφικό έλεγχο. Το υγρό μπορεί να κυμαίνεται από λίγο ( $\geq 50 \text{ cm}^3$ ) που δεν προκαλεί συμπτώματα, έως πάρα πολύ (έως 2 λίτρα) αν αυξάνεται με αργό ρυθμό. Η περικαρδιακή συλλογή υγρού παρουσιάζει πιθανότητα 25 – 30% να εξελιχθεί σε επιπωματισμό της καρδιάς. Αυτός συμβαίνει όταν το ινώδες πέταλο του περικαρδίου δεν μπορεί να διαταθεί άλλο, οπότε συμπιέζονται η δεξιές κοιλότητες και ο αριστερός κόλπος. Ο καρδιακός επιπωματισμός είναι επικίνδυνος για την ζωή γιατί η καρδιά δεν μπορεί να υποδεχτεί όλο το αίμα από τις φλέβες και έτσι εκτοξεύει λιγότερο αίμα στις αρτηρίες [10].

Τα αίτια περιλαμβάνουν ιογενή ή βακτηριακή λοίμωξη, σύνδρομο μετά από περικαρδιοτομή (σύνδρομο Dressler), μεταμυοκαρδιακό έμφραγμα, πρωτοπαθείς και μεταστατικούς όγκους, τραύμα, ουραιμία, ακτινοβολία και αυτοάνοσα νοσήματα, αλλά η περικαρδιακή οξεία περικαρδίτιδα είναι το πιο συχνό περικαρδιακό σύνδρομο και εμφανίζεται σε όλες τις ηλικιακές ομάδες. Μόλις διαγνωστεί, μπορεί εύκολα να αντιμετωπιστεί με αντιφλεγμονώδη φάρμακα. Ωστόσο, η υποτροπιάζουσα περικαρδίτιδα, που αναφέρεται στο 30% των ασθενών που εμφανίζουν μια πρώτη κρίση περικαρδίτιδας, μπορεί να είναι δύσκολο να αντιμετωπιστεί, μπορεί να έχει σημαντικό αντίκτυπο στην υγεία του ασθενούς και μπορεί να είναι απειλητική για τη ζωή του [12].

#### 2.2.2.1 Οξεία Περικαρδίτιδα

Τυπικά η οξεία περικαρδίτιδα εμφανίζεται με έντονο οξύ πόνο αριστερά ή στο κέντρο του θώρακα, που ο πόνος αυτός αυξάνεται όταν ο ασθενής ξαπλώνει και όταν εισπνέει βαθιά. Ο πόνος μπορεί να επεκτείνεται στους ώμους την ράχη ή τον λαιμό [10] λόγω ερεθισμού του φρενικού νεύρου [11]. Περίπου το 5% των ασθενών που επισκέπτονται το νοσοκομείο με πόνο στον θώρακα παρουσιάζουν περικαρδίτιδα. Ο ασθενής είναι πολύ πιθανόν να παρουσιάζει πυρετό, ταχυκαρδία, αίσθημα αρρυθμίας, βήχα, να δυσκολεύεται στην αναπνοή και να κουράζεται εύκολα. Επίσης μπορεί να είχε παρουσιάσει συμπτώματα από ίωση πριν από μέρες. Αυτή μπορεί να είναι οξεία, υποτροπιάζουσα ή ακόμα και να εξελιχθεί σε χρόνια περικαρδίτιδα [10].

### 2.2.3 Διάγνωση/πρόγνωση περικαρδίτιδας μέσω του ΗΓΚ

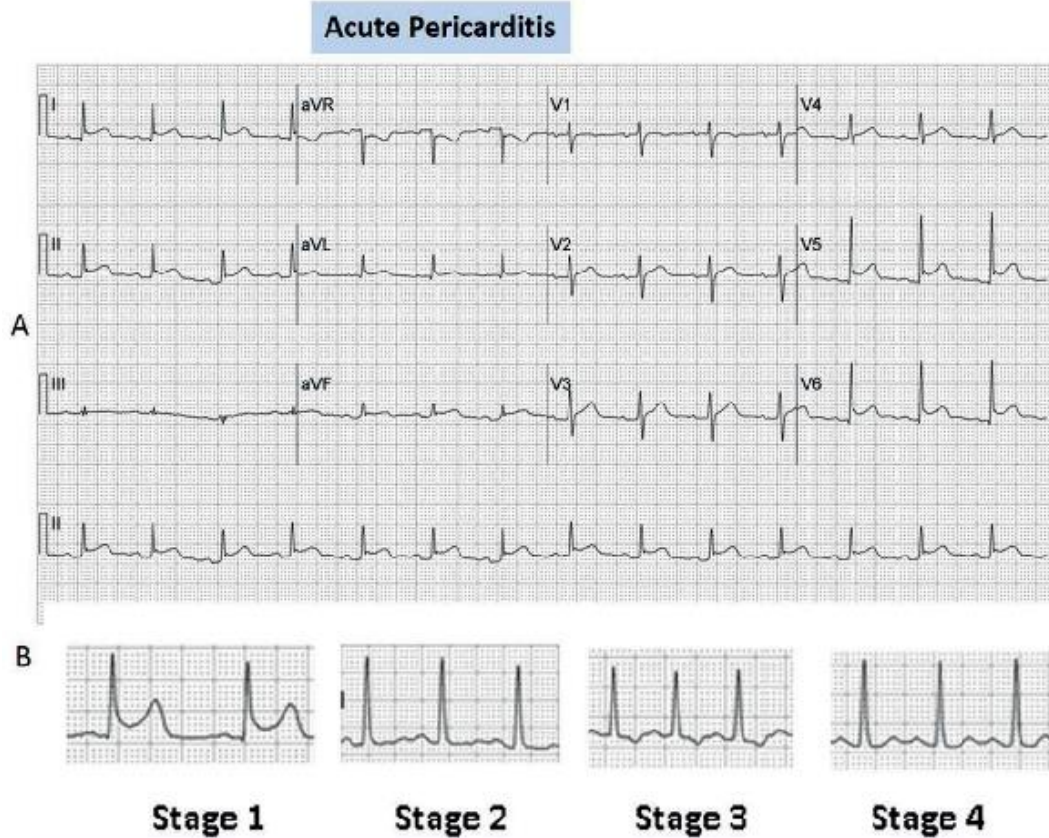
Τα κλινικά κριτήρια για τη διάγνωση της οξείας περικαρδίτιδας περιλαμβάνουν τυπικό θωρακικό άλγος, παρουσία ακουστικής τριβής του περικαρδίου, εκτεταμένη ανύψωση των τμημάτων ST στο ΗΓΚ και νέα ή επιδεινούμενη περικαρδιακή συλλογή. Για να μπορεί να γίνει διάγνωση της οξείας περικαρδίτιδας πρέπει να συντρέχουν τουλάχιστον δύο από τα κριτήρια που προαναφέρθηκαν [11].

Η πιο χρήσιμη διαγνωστική εξέταση είναι το ΗΓΚ 12 απαγωγών [11] και είναι μια οικονομικά αποδοτική εξέταση [12]. Το κλασσικό εύρημα είναι ότι παρουσιάζονται ασύμφωνα τμήματα ST και PR. Συνήθως το ΗΓΚ παρουσιάζει διάχυτη ανύψωση του τμήματος ST σε σχήμα σέλας (κοίλο προς τα πάνω) σε όλες τις απαγωγές συνοδευόμενη από κατάπτωση του τμήματος PR, εξαιρουμένων της απαγωγής aVR στην οποία υπάρχει κατάπτωση του τμήματος ST και ανύψωση του τμήματος PR (Εικόνα 19-A) [11].

Οι αλλαγές στο ηλεκτροκαρδιογράφημα εξελίσσονται σταδιακά. Το πρώτο στάδιο στο ΗΓΚ σχετίζεται με την ανύψωση του τμήματος ST και την κατάπτωση του τμήματος PR, και διαρκεί από λίγες ώρες έως και ημέρες. Στο δεύτερο στάδιο λαμβάνει χώρα η ομαλοποίηση των τμημάτων ST και PR. Στο τρίτο στάδιο παρατηρούνται εκτεταμένες αναστροφές των T κυμάτων και στο τέταρτο στάδιο ακολουθεί η ομαλοποίηση των κυμάτων T (Εικόνα 19-B) [11]. Στην οξεία περικαρδίτιδα δεν υπάρχει παθολογικός σχηματισμός κυμάτων Q ή απώλεια της εξέλιξης των κυμάτων R. Οι ηλεκτροκαρδιογραφικές αλλαγές της περικαρδίτιδας ποικίλλουν σε μεγάλο βαθμό από ασθενή σε ασθενή, ανάλογα με την έκταση και τη σοβαρότητα της φλεγμονής του περικαρδίου και τον χρόνο εμφάνισης του ασθενούς. Οι μεταβολές ποικίλλουν ως προς τη διάρκεια. Σε ορισμένες περιπτώσεις, η ανύψωση του τμήματος ST επανέρχεται στη βασική τιμή εντός λίγων ημερών χωρίς αναστροφές των κυμάτων T. Σε άλλες περιπτώσεις, οι αναστροφές των κυμάτων T μπορεί να επιμείνουν για εβδομάδες έως μήνες. Ορισμένες φορές οι ανωμαλίες υποχωρούν μέχρι τη στιγμή που αναπτύσσονται τα συμπτώματα [12].

Η παρουσία της διάχυτης ανύψωσης των τμημάτων ST, των μεταβολών των τμημάτων PR, η εμφάνιση μεταβολών στο ηλεκτροκαρδιογράφημα σε στάδια και η απουσία κυμάτων Q σε συνδυασμό με τα συναφή κλινικά χαρακτηριστικά, βοηθά στο να αντιληφθούμε εάν είναι οξεία περικαρδίτιδα ή οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου (MI), είτε και άλλες αιτίες που προκαλούν την ανύψωση των τμημάτων ST στο ΗΓΚ [11].

Σε μελέτη που έγινε για οξεία περικαρδίτιδα, παρατηρήθηκε ότι, η ανύψωση του τμήματος ST στο ηλεκτροκαρδιογράφημα 12 απαγωγών ήταν στο 69,5% των περιπτώσεων παρούσα, και η τυπική εξέλιξη του ηλεκτροκαρδιογραφήματος παρατηρήθηκε στο 55% των περιπτώσεων [11].



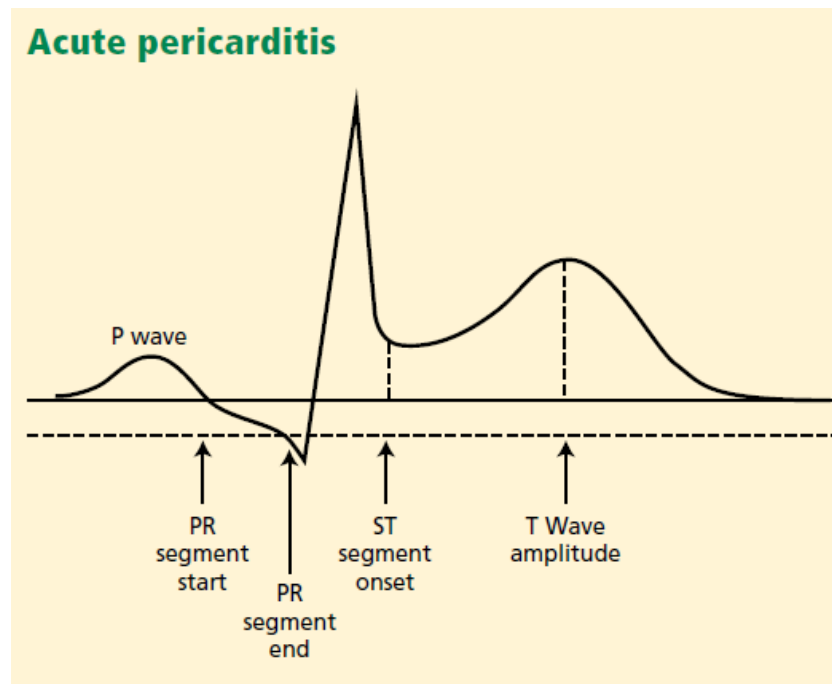
Εικόνα 19 Α) ΗΓΚ που δείχνει την ανύψωση του τμήματος ST σε σχήμα σέλας και κατάπτωση του τμήματος PR σε όλες τις απαγωγές εκτός από την aVR που παρουσιάζει ανύψωση του τμήματος PR και κατάπτωση του τμήματος ST. Β) Τα διάφορα στάδια των μεταβολών του [11]

Οι ηλεκτροκαρδιογραφικές αλλαγές στην οξεία περικαρδίτιδα διαφέρουν από εκείνες στο οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου με πολλούς τρόπους. Η ανύψωση των τμημάτων ST στην περικαρδίτιδα σπάνιος υπερβαίνει τα 5 mm, σε αντίθεση με το οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου, στο οποίο η ανύψωση του τμήματος ST στο σημείο J πρέπει να είναι μεγαλύτερη από 2 mm και σε δύο ανατομικά συνεχόμενες απαγωγές. Στην περικαρδίτιδα, οι αλλαγές συμβαίνουν πιο αργά και σταδιακά, αντανακλώντας την εξελισσόμενη φλεγμονή των διαφόρων περιοχών του περικαρδίου. Το τμήμα ST είναι αυξημένο διάχυτα στις προκάρδιες και στις απαγωγές των άκρων στην περικαρδίτιδα, υποδεικνύοντας τη συμμετοχή περισσότερων από μία στεφανιαίων αγγειακών περιοχών, διαφοροποιώντας την από τις χαρακτηριστικές περιφερειακές μεταβολές στο έμφραγμα του μυοκαρδίου. Εάν υπάρχει ταυτόχρονη βλάβη του κόλλου με οξεία περικαρδίτιδα, τότε μπορεί να παρατηρηθεί αύξηση του τμήματος PR στην απαγωγή aVR με κατάπτωση του τμήματος PR στις άλλες απαγωγές. Παθολογικά κύματα Q ή υψηλού βαθμού καρδιακός παλμός αντανακλούν οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου [12].

### 2.2.3.1 Πρώιμη επαναπόλωση

Η πρώιμη επαναπόλωση παρατηρείται μερικές φορές σε υγιείς νέους ανθρώπους, ιδίως σε μαύρους άνδρες. Η πρώιμη επαναπόλωση χαρακτηρίζεται από ανύψωση του σημείου J. Η ανύψωση του σημείου J προκαλεί ανύψωση του τμήματος ST στις μεσαίες έως πλάγιες προκάρδιες απαγωγές (V3-V6) με κύμα T προς τα πάνω. Η οξεία περικαρδίτιδα τείνει να προκαλεί ανύψωση του τμήματος ST τόσο στις απαγωγές των άκρων όσο και στις προκάρδιες απαγωγές, ενώ η ανύψωση του ST στην πρώιμη επαναπόλωση αφορά κυρίως τις πλάγιες θωρακικές απαγωγές. Το τμήμα PR είναι πιο εμφανές στην

οξεία περικαρδίτιδα, ιδίως στην απαγωγή aVR. Ένα άλλο εύρημα που ευνοεί έντονα στον εντοπισμό της οξείας περικαρδίτιδας είναι ο λόγος του ύψους της διασταύρωσης του τμήματος ST προς το ύψος της κορυφής του κύματος T άνω του 0,25 στις απαγωγές I, V4, V5 και V6 [12].



Εικόνα 20 Πρώιμη επαναπόλωση: Ανύψωση του σημείου J [12]

### 2.2.3.2 Περικαρδιακή συλλογή

Η περικαρδιακή συλλογή είναι συχνά μία επιπλοκή της περικαρδίτιδας, αλλά μπορεί να αναπτυχθεί και από άλλες καταστάσεις (μυξοίδημα, ουραιμία, κακοήθεια κ.λπ.). Το συχνότερο ηλεκτροκαρδιογραφικό σημείο που δείχνει περικαρδιακή συλλογή είναι η ταχυκαρδία και το χαμηλό σε τάση QRS σύμπλεγμα. Η χαμηλή τάση ορίζεται ως το συνολικό εύρος των συμπλεγμάτων QRS σε κάθε μία από τις έξι απαγωγές των άκρων μικρότερο ή ίσο με 5 mm ( $\leq 5\text{mm}$ ) και μικρότερο ή ίσο με 10 mm ( $\leq 10\text{mm}$ ) στις V1 - V6. Ωστόσο, στις θωρακικές απαγωγές η χαμηλή τάση φαίνεται να μην είναι πάντα παρούσα [12].

### 2.2.3.3 Καρδιακός επιπωματισμός

Η φλεβοκομβική ταχυκαρδία και η ηλεκτρική εναλλαγή είναι ειδικές αλλά όχι ευαίσθητες ενδείξεις περικαρδιακού επιπωματισμού. Η ηλεκτρική εναλλαγή χαρακτηρίζεται από μεταβολές από κτύπο σε κτύπο στον άξονα των συμπλεγμάτων QRS στις άκρα και προκάρδιες απαγωγές ως αποτέλεσμα της μηχανικής ταλάντωσης της καρδιάς σε μεγάλη περικαρδιακή συλλογή. Υπάρχουν στοιχεία που υποδηλώνουν ότι η χαμηλή τάση QRS είναι περισσότερο αποτέλεσμα του επιπωματισμού παρά της περικαρδιακής συλλογής [12].

Πίνακας 3 Τυπικά χαρακτηριστικά του ΗΓΚ που είναι χρήσιμα για τη διαφορική διάγνωση με το έμφραγμα του μυοκαρδίου στο ΗΓΚ στην περικαρδίτιδα και διάφορα άλλα βοηθητικά ευρήματα για πρόγνωση περικαρδίτιδας.

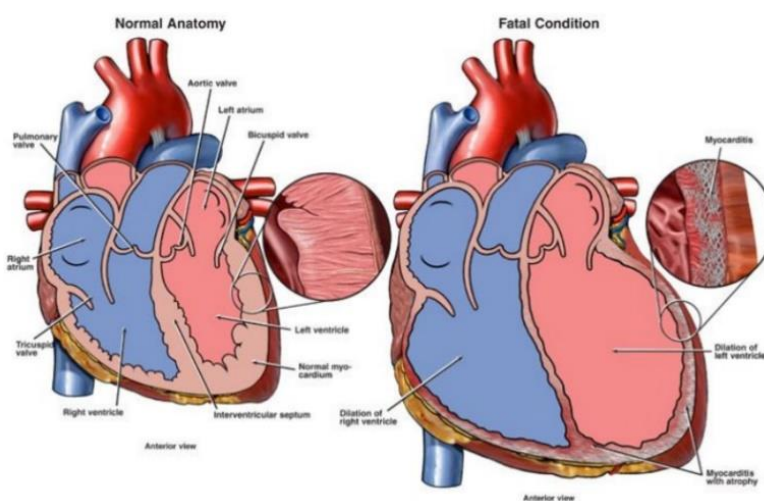
	Τυπικά χαρακτηριστικά χρήσιμα για τη διαφορική διάγνωση της οξείας περικαρδίτιδας με το έμφραγμα μυοκαρδίου (MI)	Πρώιμη επαναπόλωση	Περικαρδιακή συλλογή	Καρδιακός επιποματισμός
<b>Τμήμα PR</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Μεταβολές των τμημάτων PR</li> <li>2) Αύξηση του τμήματος PR στην απαγωγή aVR με κατάπτωση του τμήματος PR στις άλλες απαγωγές</li> </ol>	/	/	/
<b>Σύμπλεγμα QRS</b>	/	/	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Εύρος των συμπλεγμάτων QRS σε κάθε μία από τις έξι απαγωγές των άκρων (<math>\leq 5\text{mm}</math>) και (<math>\leq 10\text{mm}</math>) στις V1 - V6</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Η χαμηλή τάση QRS είναι περισσότερο αποτέλεσμα του επιποματισμού παρά της περικαρδιακής συλλογής</li> </ol>
<b>Τμήμα ST</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Διάχυτη ανύψωση των τμημάτων ST (σπανίως υπερβαίνει τα 5mm στην περικαρδίτιδα)</li> <li>2) Είναι αυξημένο διάχυτα στις προκάρδιες και στις απαγωγές των άκρων στην περικαρδίτιδα</li> <li>3) Ανύψωση σε σχήμα σέλας σε όλες τις απαγωγές (εκτός της aVR) συνοδευόμενη από κατάπτωση του τμήματος PR</li> <li>4) Στην απαγωγή aVR υπάρχει κατάπτωση του ST και ανύψωση του τμήματος PR</li> </ol>	Αφορά κυρίως τις πλάγιες θωρακικές απαγωγές	/	/
<b>Κύμα T</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Αναστροφές των κυμάτων T (Σε κάποιες περιπτώσεις μπορεί να επιμείνουν για εβδομάδες έως μήνες)</li> </ol>	/	/	/
<b>Κύμα Q</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Εμφάνιση μεταβολών στο ηλεκτροκαρδιογράφημα σε στάδια και η απουσία</li> </ol>	/	/	/

	κυμάτων Q σε συνδυασμό με τα συναφή κλινικά χαρακτηριστικά			
	2) Στην περικαρδίτιδα δεν υπάρχει παθολογικός σχηματισμός των κυμάτων Q			
<b>Σημείο J</b>	/	1) Ανύψωση του σημείου J προκαλεί ανύψωση του τμήματος ST στις μεσαίες έως πλάγιες προκάρδιες απαγωγές (V3-V6) με κύμα T προς τα πάνω	/	/

### 2.3 Η Μυοκαρδίτιδα

Η φλεγμονή του μυοκαρδίου έχει ως συνέπεια μια πάθηση που ονομάζεται μυοκαρδίτιδα. Φλεγμονώδεις και μη φλεγμονώδεις καταστάσεις είναι υπεύθυνες κατά κύριο λόγο για τη δημιουργία της [15].

Η μυοκαρδίτιδα μπορεί να είναι είτε ήπιας μορφής που αυτοϊάται, είτε σοβαρής όπου και προκαλεί σοβαρές καρδιακές δυσλειτουργίες, όπως καρδιογενές σοκ, αρρυθμίες ή ακόμα και θάνατο. Η σοβαρή μυοκαρδίτιδα, αποδυναμώνει την ικανότητα άντλησης της καρδιάς. Μπορεί να είναι από ανεπαίσθητη έως ολέθρια. Από τη διεθνή βιβλιογραφία προκύπτει ότι περίπου το 10% των αιφνιδίων θανάτων των νέων αποδίδεται στη μυοκαρδίτιδα. Η αντιμετώπιση της μυοκαρδίτιδας είναι δύσκολη και δεν υπάρχει κάποια ειδική θεραπεία. Συνήθως εκδηλώνεται σε ένα κατά τα άλλα υγιές άτομο. Η μυοκαρδίτιδα είναι δυνατόν να συνυπάρχει μαζί με περικαρδίτιδα, τότε χαρακτηρίζεται ως μυοπερικαρδίτιδα ή περιμυοκαρδίτιδα [15].



Εικόνα 21 Μυοκαρδίτιδα, Πηγή: <https://www.rwjbh.org/treatment-care/heart-and-vascular-care/diseases-conditions/myocarditis/>

### 2.3.1 Το Μυοκάρδιο

Το μυοκάρδιο είναι το μυϊκό στρώμα της καρδιάς. Αποτελείται από καρδιακά μυϊκά κύτταρα διατεταγμένα σε επικαλυπτόμενα, σπειροειδή μοτίβα. Αυτά τα φύλλα κυττάρων είναι αγκυρωμένα στον ινώδη σκελετό της καρδιάς, ο οποίος περιβάλλει τις κολποκοιλιακές βαλβίδες και τις καταβολές της αορτής και της πνευμονικής αρτηρίας. Το πάχος του μυοκαρδίου σχετίζεται με την πίεση που υπάρχει σε κάθε θάλαμο, έτσι οι κόλποι είναι λεπτότοιχοι και οι κοιλίες παχύτερες [13].

Η αρτηριακή τροφοδοσία της καρδιάς είναι η αριστερή και η δεξιά στεφανιαία αρτηρία, οι οποίες εκφύονται από την αορτή στον κόλπο του Valsalva πίσω από τον αριστερό και τον δεξιό πόλο των αορτικών βαλβίδων. Οι αρτηρίες κινούνται πάνω από την καρδιά στο υποεπικάρδιο, και εκβάλλουν διατηρητικές ενδομυοκαρδιακές αρτηρίες που τροφοδοτούν τριχοειδές στρώμα σε όλο το μυοκάρδιο. Εκτεταμένες αναστομώσεις εμφανίζονται μεταξύ των τριχοειδών αγγείων που τείνουν να κινούνται παράλληλα προς τα επιμήκη καρδιακά μυϊκά κύτταρα. Η αναλογία της επιφάνειας των τριχοειδών αγγείων προς την επιφάνεια των μυϊκών κυττάρων είναι περίπου 1:1, γεγονός εμφανές όταν το μυοκάρδιο εξετάζεται ιστολογικά σε εγκάρσια τομή. Τα καρδιακά μυοκύτταρα εξαρτώνται από την οξειδωτική φωσφορυλίωση για τις ενεργειακές τους ανάγκες. Αυτό απαιτεί συνεχή παροχή οξυγόνου που το παρέχουν οι στεφανιαίες αρτηρίες [13].

Λόγο των υψηλών τους αναγκών τα κύτταρα του μυοκαρδίου χρειάζονται πολύ οξυγόνο. Παίρνουν οξυγόνο από αίμα που βρίσκεται στις στεφανιαίες αρτηρίες. Τα περισσότερα κύτταρα απορροφούν περίπου 30% του οξυγόνου που βρίσκεται στο αίμα που τους παρέχεται. Εντούτοις τα κύτταρα του μυοκαρδίου είναι εξαιρετικά αποδοτικά και μπορούν να απορροφήσουν έως και το 90% του διαθέσιμου οξυγόνου [14].

### 2.3.2 Παθοφυσιολογία ιογενούς μυοκαρδίτιδας

Η παθοφυσιολογία της μυοκαρδίτιδας είναι πολύπλοκη και δεν είναι πλήρως κατανοητή προς το παρόν. Στην φάση 1 (οξεία μυοκαρδίτιδα), διάρκειας λίγων ημερών (< 30), οι ιοί μέσω του αίματος είτε μολύνουν καρδιακά μυοκύτταρα και προκαλούν τον θάνατό τους, είτε μολύνουν το ενδοθήλιο των τριχοειδών αγγείων και των αρτηριολίων της καρδιάς. Το ανοσοποιητικό σύστημα του οργανισμού αναλαμβάνει δράση καταστρέφοντας τους ιούς και τα μολυσμένα μυοκύτταρα. Στην φάση 2 διάρκειας μερικών εβδομάδων, την αυτοάνοση φάση σε μερικούς ασθενείς δυστυχώς ο οργανισμός συνεχίζει να παράγει αντισώματα και να συγκεντρώνει λευκοκύτταρα στο μυοκάρδιο παρά το ότι επιτεύχθηκε ο έλεγχος του πολλαπλασιασμού των ιών. Επιπρόσθετα μετά την καταστροφή της μεμβράνης των μυοκυττάρων ο οργανισμός εκλαμβάνει σαν ξένα, ορισμένα ενδοκυττάρια συστατικά τους, όπως την μυοσίνη και δημιουργεί αντισώματα εναντίον τους. Στους πιο πολλούς ανθρώπους η μυοκαρδίτιδα θεραπεύεται σε αυτό το στάδιο, και έτσι, ινώδης ιστός καταλαμβάνει το κενό των νεκρών μυοκυττάρων. Μερικοί όμως περίπου το 25%, ατυχώς, προχωρούν στην επόμενη φάση, στην φάση 3. Στην φάση 3 που διαρκεί εβδομάδες, μήνες ή ακόμα και έτη δημιουργείται καρδιακή ανεπάρκεια. Η καρδιακή ανεπάρκεια γίνεται από παραμονή ιών και ονομάζεται χρόνια ιογενής μυοκαρδιοπάθεια, με ή χωρίς φλεγμονή ή από παραμονή φλεγμονής και ονομάζεται χρόνια φλεγμονώδης μυοκαρδιοπάθεια [17].

### 2.3.3 Παθήσεις μυοκαρδίου

#### 2.3.3.1 Οξεία μυοκαρδίτιδα

Η οξεία μυοκαρδίτιδα περιγράφει τη σχετικά πρόσφατη ή ταχεία έναρξη της μυοκαρδίτιδας και συνήθως προκαλείται από ιογενή λοίμωξη. Η οξεία μυοκαρδίτιδα μπορεί να αναπτυχθεί ξαφνικά και τα συμπτώματα μπορεί επίσης να υποχωρήσουν γρήγορα [16].

#### 2.3.3.2 Χρόνια μυοκαρδίτιδα

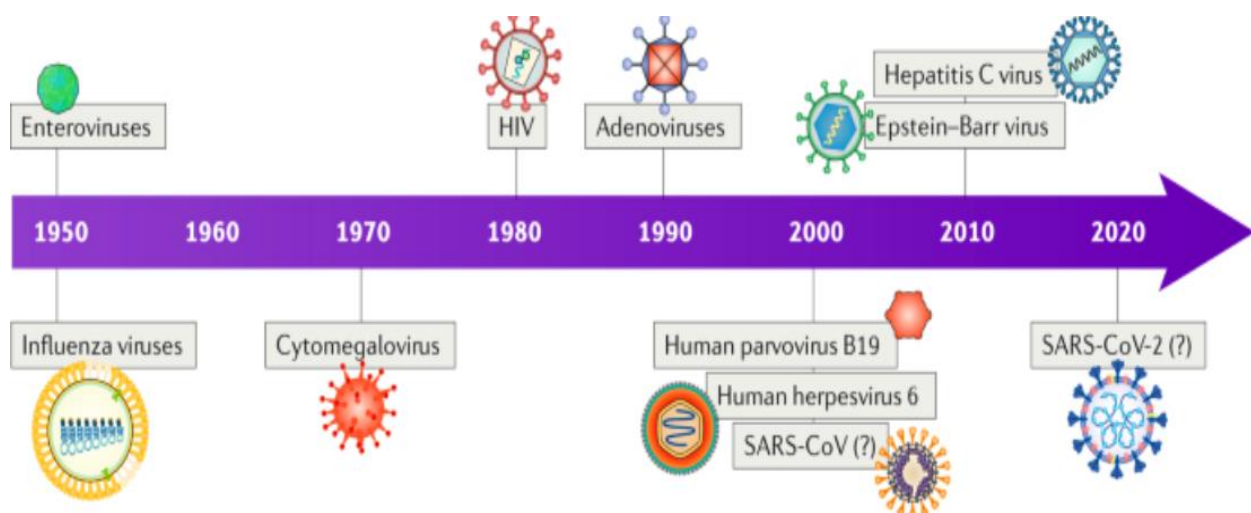
Χρόνια μυοκαρδίτιδα είναι όταν η θεραπεία της νόσου διαρκεί περισσότερο από το συνηθισμένο ή όταν τα συμπτώματα επανεμφανίζονται αφού περάσει η οξεία φάση της πάθησης. Αυτό μπορεί να συμβεί λόγω γενικότερων φλεγμονωδών καταστάσεων, όπως οι αυτοάνοσες διαταραχές, στις οποίες το ανοσοποιητικό σύστημα επιτίθεται σε υγιή κύτταρα και ιστούς του σώματός [16].

#### 2.3.3.3 Λεμφοκυτταρική μυοκαρδίτιδα

Η λεμφοκυτταρική μυοκαρδίτιδα είναι μια σπάνια μορφή μυοκαρδίτιδας που μπορεί να οδηγήσει σε νοσηλεία για οξεία περίθαλψη. Εμφανίζεται όταν λευκά αιμοσφαίρια (λεμφοκύτταρα) εισέρχονται και προκαλούν φλεγμονή του καρδιακού μυός. Η κατάσταση αυτή μπορεί να εμφανιστεί μετά από έναν ιό [16].

### 2.3.4 Αιτίες που προκαλούν την μυοκαρδίτιδα

Η μυοκαρδίτιδα είναι σπάνια, αλλά όταν εμφανίζεται, προκαλείται συνηθέστερα από κάποια λοίμωξη στον οργανισμό [16]. Προκαλείται από μία πληθώρα λοιμώξεων και καταστάσεων όπως διάφοροι ιοί (γρίπη, COVID-19) [16], σαρκοείδωση, αυτοάνοσα (λύκος) νοσήματα και άλλα. Ο ιός επηρεάζει το μυοκάρδιο και δημιουργεί τοπική φλεγμονή. Όταν η αρχική λοίμωξη περάσει, το ανοσοποιητικό σύστημα του οργανισμού συνεχίζει να προκαλεί φλεγμονώδη νέκρωση του καρδιακού μυ [15], όπου αυτό μπορεί να καταλήξει σε μυοκαρδιοπάθεια ( Εικόνα 22 ).



Εικόνα 22 Οι ιοί που σχετίζονται με χρόνια φλεγμονώδης μυοκαρδιοπάθειας [17]

### 2.3.5 Συμπτώματα μυοκαρδίτιδας

Η μυοκαρδίτιδα δεν γίνεται εύκολα αντιληπτή πολλές φορές διότι εκδηλώνεται παράλληλα με φλεγμονή ή ίωση και τα συμπτώματά της δεν είναι τόσο φανερά. Τα συχνότερα συμπτώματα της είναι ο δυνατός πόνος στο στήθος, η δυσφορία, η δυσκολία στην αναπνοή, σε ανάπαυση ή σε άσκηση, το αίσθημα παλμών, η ταχυκαρδία ή αρρυθμίες, ο πυρετός (Κλασσικός πυρετός ή από Q Fever [21] ή από COVID-19 [16] κ.λπ.) (ειδικά στην ιογενή μυοκαρδίτιδα), η κόπωση και αδυναμία, οι τάσεις λιποθυμίας, η κατακράτηση υγρών με πρήξιμο ποδιών, αστραγάλων και πατουσών, συμπτώματα καρδιακής ανεπάρκειας, πονοκέφαλος, σωματικοί πόνοι, πονόλαιμος, διάρροια, πόνοι στις αρθρώσεις και χλωμή απόχρωση του δέρματος [15].

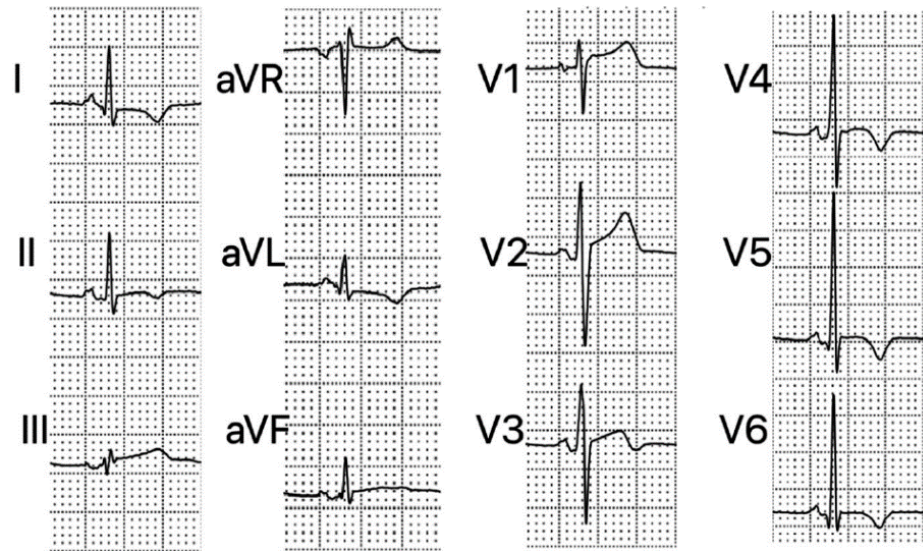
### 2.3.6 Διάγνωση/πρόγνωση μυοκαρδίτιδας μέσω του ΗΓΚ

Σε ασθενείς με μυοκαρδίτιδα, το ΗΓΚ μπορεί να εμφανίσει ποικίλες ανωμαλίες, καμία από τις οποίες δεν είναι παθογνωμονική. Η ευαισθησία του ΗΓΚ για τη διάγνωση της μυοκαρδίτιδας είναι σχετικά χαμηλή και εκτιμάται στο 47%, και η ακρίβεια του παραμένει άγνωστη. Παρόλα αυτά, το ΗΓΚ χρησιμοποιείται ευρέως ως αρχικό εργαλείο εντοπισμού μυοκαρδίτιδας [19].

Η οξεία μυοκαρδίτιδα αποτελεί μια δύσκολη διάγνωση, καθώς όπως προαναφέρθηκε, δεν υπάρχει παθογνωμονική κλινική εικόνα και η νόσος μπορεί να μιμείται μια ποικιλία μη φλεγμονωδών μυοκαρδιακών παθήσεων, συμπεριλαμβανομένου του ACS (οξύ στεφανιαίο σύνδρομο). Το ΗΓΚ σε ασθενείς με μυοκαρδίτιδα μπορεί να εμφανίσει ποικίλες ανωμαλίες και, ως εκ τούτου, αποτελεί χρήσιμο εργαλείο διάγνωσης. Ορισμένες ανωμαλίες του ΗΓΚ αποτελούν ανεξάρτητους προγνωστικούς παράγοντες δυσμενούς πρόγνωσης [19].

#### 2.3.6.1 Εντοπισμός Οξείας μυοκαρδίτιδας στο ΗΓΚ

**Τμήμα PR:** Η κατάπτωση του τμήματος PR είναι ένα ασυνήθιστο αλλά πιθανό ηλεκτροκαρδιογραφικό εύρημα στην οξεία μυοκαρδίτιδα. Η κατάπτωση του τμήματος PR είναι συχνότερο εύρημα στην περικαρδίτιδα και την μυοπερικαρδίτιδα από ότι είναι στην μυοκαρδίτιδα. Σε κλινικές μελέτες σχετικά με την περικαρδίτιδα/μυοκαρδίτιδα, η κατάπτωση PR συχνά οριζόταν μόνο ποιοτικά ωστόσο, όταν έγινε ποσοτική μελέτη/ανάλυση, χρησιμοποιήθηκε ένα όριο  $\geq 0,5$  mm για τον ορισμό μιας παθολογικής κατάπτωσης του τμήματος PR. Εμφανίζεται διάχυτα στις απαγωγές των άκρων και στις προκάρδιες απαγωγές, με εξαίρεση τις aVR και V1, οι οποίες μπορεί να έχουν αμοιβαία ανύψωση του τμήματος PR. Οι ανωμαλίες PR παρατηρούνται πιο εύκολα στις απαγωγές II, aVR, aVF και V4-V6 και τείνουν να είναι πιο εμφανείς στις απαγωγές II, V5 και V6. Η κατάπτωση του τμήματος PR μπορεί να παρατηρηθεί επίσης σε ασθενείς με οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου ή σε πρόωμη επαναπόλωση που επεκτείνεται στους κόλπους. Η παρουσία μετατόπισης του τμήματος PR τόσο στις προκάρδιες όσο και στις απαγωγές των άκρων, η μετατόπιση του τμήματος PR σε απαγωγές με ανύψωση του τμήματος ST ή η ανύψωση του τμήματος PR στην απαγωγή aVR ευνοούν γενικά τη διάγνωση της περιμυοκαρδίτιδας και όχι του οξέος εμφράγματος του μυοκαρδίου [19].

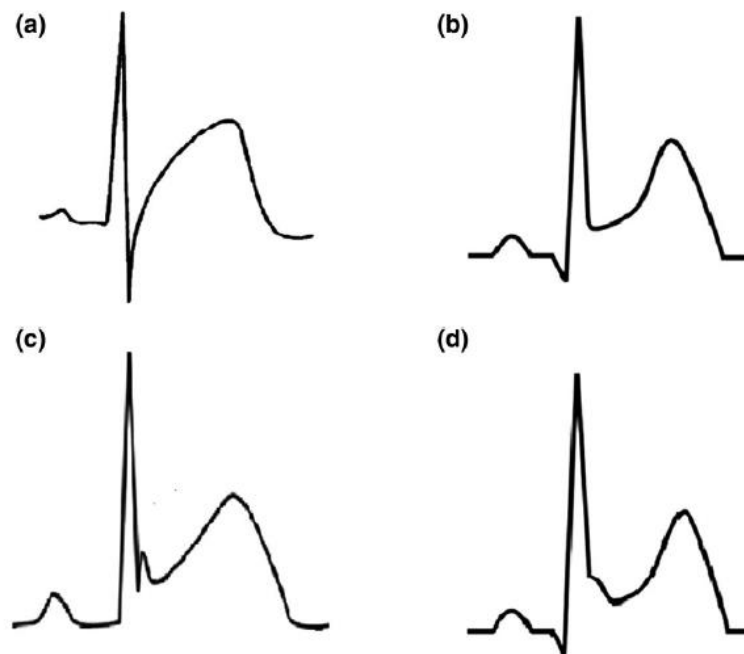


Εικόνα 23 ΗΓΚ που διενεργήθηκε 11 ημέρες μετά από συμπτώματα που παρουσίασε ασθενής 19 ετών με περιμυοκαρδίτιδα. Το ΗΓΚ δείχνει κατάπτωση του τμήματος PR στις κατώτερες και στις V2-6 απαγωγές, ανύψωση του τμήματος PR στην aVR απαγωγή, ανύψωση του τμήματος ST στις κατώτερες και στις V1-3 απαγωγές, και αναστροφή των κυμάτων T στις απαγωγές I, II, aVL και V3-6 [19].

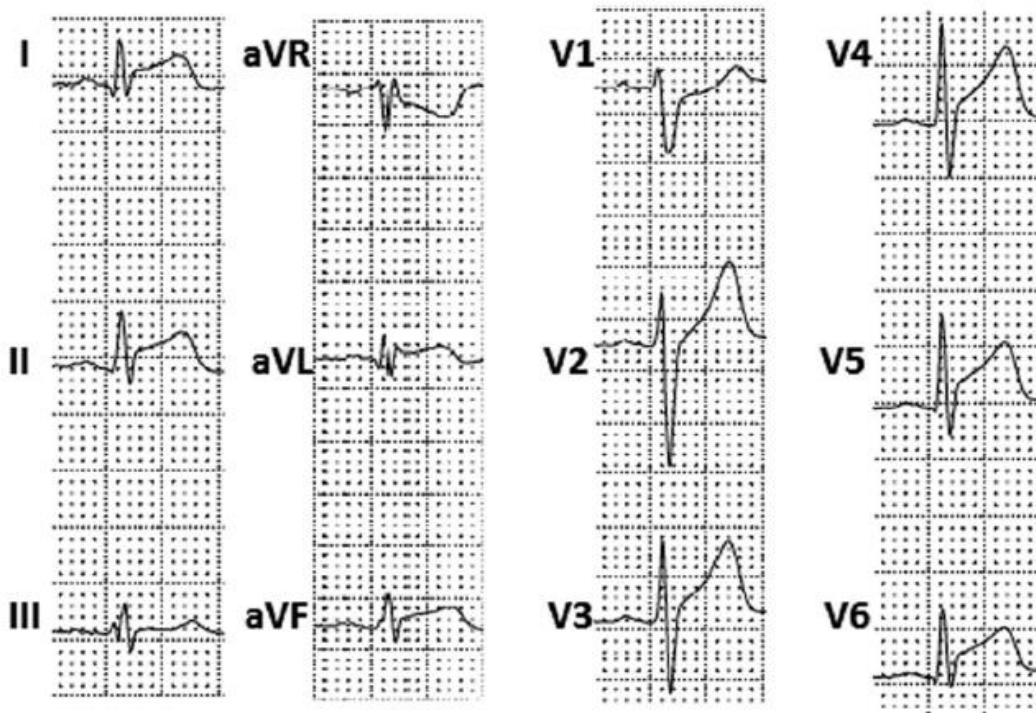
**Σύμπλεγμα QRS:** Οι μεταβολές του συμπλέγματος QRS στην οξεία μυοκαρδίτιδα περιλαμβάνουν χαμηλές τάσεις, μη φυσιολογικά κύματα Q και ενδοκοιλιακή καθυστέρηση αγωγής των διακλαδώσεων δέσμης ( Κατάσταση κατά την οποία υπάρχει καθυστέρηση ή απόφραξη κατά μήκος της οδού που ταξιδεύουν οι ηλεκτρικοί παλμοί για να κάνουν την καρδιά να χτυπήσει). Η εκτεταμένη χαμηλή τάση QRS είναι μια πιθανή ηλεκτροκαρδιογραφική εκδήλωση της μυοπερικαρδίτιδας με περικαρδιακή συλλογή ως αποτέλεσμα της αυξημένης αντίστασης από το συσσωρευμένο υγρό. Μελέτη έδειξε ότι το 18% των ασθενών με οξεία μυοκαρδίτιδα είχαν σημαντική μείωση του πλάτους QRS στις απαγωγές των άκρων και στις θωρακικές απαγωγές κατά τη διάρκεια της οξείας φάσης της νόσου σε σύγκριση με την τάση QRS που καταγράφηκε πριν από την ασθένεια και κατά τη φάση της ανάρρωσης, ανεξάρτητος της περικαρδιακής συλλογής. Οι δύο πιο συχνές μεταβολές του συμπλέγματος QRS στην οξεία μυοκαρδίτιδα είναι η παρουσία παθολογικών κυμάτων Q και η ενδοκοιλιακή καθυστέρηση. Τα παθολογικά κύματα Q είναι τυπικά του οξέος εμφράγματος του μυοκαρδίου, αλλά μπορεί να παρουσιαστούν και στη μυοκαρδίτιδα με τα ίδια χαρακτηριστικά. Μελέτες έδειξαν επιπολασμό των παθολογικών κυμάτων Q στην οξεία μυοκαρδίτιδα γενικά χαμηλότερο από 20%. Όσον αφορά τον ΗΚΓ-εντοπισμό των κυμάτων Q, ορισμένες μελέτες έδειξαν ότι τα κύματα Q κατανέμονται συχνότερα στις κατώτερες (II, III, aVF) και πλάγιες απαγωγές (I, aVL, aVR, V5, V6). Στη μυοκαρδίτιδα, η πρόωμη εξαφάνιση των κυμάτων Q υποδηλώνει μια αναστρέψιμη μυοκαρδιακή βλάβη και την υποχώρηση της φλεγμονώδους διαδικασίας. Παρόλα αυτά, η παρουσία παθολογικών κυμάτων Q έχει συσχετιστεί με κακή πρόγνωση στη κεραυνοβόλο μυοκαρδίτιδα (Fulminant Myocarditis), ιδίως όταν σχετίζεται με την ανύψωση του τμήματος ST [19].

Η παρουσία ευρέως συμπλέγματος QRS έχει συσχετιστεί με κακή πρόγνωση, ιδίως στη κεραυνοβόλο μυοκαρδίτιδα, όπου μπορεί να αποτελεί ένα από τα πρώτα κλινικά σημεία. Μελέτη έδειξε ότι τα μη φυσιολογικά συμπλέγματα QRS σχετίζονται με σοβαρότερη βλάβη της αριστερής κοιλίας και με μεγαλύτερη συχνότητα υπερτροφίας και ίνωσης. Μια άλλη μελέτη έδειξε ότι, στην οξεία μυοκαρδίτιδα, η παρουσία παθολογικού συμπλέγματος QRS σχετίζεται με μεγαλύτερη συχνότητα κλάσματος εξώθησης της αριστερής κοιλίας κάτω από 45% [19].

**Τμήμα ST:** Η πιο συχνή από τις μεταβολές του τμήματος ST στην οξεία μυοκαρδίτιδα είναι η ανύψωση του, αν και είναι δυνατόν να εμφανιστεί και κατάπτωση. Η ανύψωση του τμήματος ST στην υποεπικαρδιακή βλάβη οφείλεται στο ρεύμα τραυματισμού κατά τη φάση 4 του δυναμικού δράσης που προκαλεί την μετατόπιση της ισοηλεκτρικής γραμμής προς τα κάτω, κατά συνέπεια στην φάση 2 του δυναμικού δράσης, το τμήμα ST εμφανίζεται μετατοπισμένο προς τα πάνω. Η ανωμαλία αυτή εμφανίζεται περισσότερο στην περιμυοκαρδίτιδα. Παρόλα αυτά η ανύψωση του τμήματος ST μπορεί να βρεθεί σε οποιοδήποτε κλινικό πρότυπο παρουσίαση της οξείας μυοκαρδίτιδας. Σε ασθενείς με αποδεδειγμένη μυοκαρδίτιδα τύπου ACS ( οξύ στεφανιαίο σύνδρομο), η ανύψωση του τμήματος ST ήταν η πιο συχνή ισχαιμικού τύπου ανωμαλία στο ΗΓΚ. Ο επιπολασμός της ανύψωσης του ST στην οξεία μυοκαρδίτιδα κυμαίνεται μεταξύ 24 – 73% σύμφωνα με διάφορες μελέτες. Αυτή η υψηλή μεταβλητότητα οφείλεται εν μέρει στο μεταβλητό χρονικό διάστημα που περιλαμβάνεται μεταξύ της έναρξης των συμπτωμάτων και της παρουσίας του ασθενούς στο νοσοκομείο. Όπως και για άλλες ηλεκτροκαρδιογραφικές αλλαγές στη μυοκαρδίτιδα, η ανύψωση ST είναι συνήθως παροδική και μπορεί να εξαφανιστεί εντός 24 και 48 ωρών, αντίστοιχα, στο 49% και 74% όλων των ασθενών που εμφανίζουν ανύψωση ST κατά την παρουσίαση τους στο νοσοκομείο. Η ανύψωση του τμήματος ST είναι πολύ χρήσιμη για τη γρήγορη εκτίμηση της έκτασης της μυοκαρδικής βλάβης σε ασθενείς με οξεία μυοκαρδίτιδα. Ωστόσο μια πρόσφατη μελέτη έδειξε ότι η ανύψωση του τμήματος ST με τυπικό πρότυπο πρώιμης επαναπόλωσης, που ορίζεται ως τελική εγκοπή ή βραδύτητα συμπλέγματος QRS με πλάτος > 0,1 mV σε τουλάχιστον δύο κατώτερες ή πλάγιες απαγωγές, δείχνει καλύτερη πρόγνωση. Η κατάπτωση του τμήματος ST είναι σπανιότερη στη μυοκαρδίτιδα/μυοπερικαρδίτιδα (εξαιρουμένης της απαγωγής aVR) όταν υπάρχει σε ασθενείς που εμφανίζουν ταυτόχρονα ανύψωση του τμήματος ST, αντιπροσωπεύει πιθανότατα μια αμοιβαία αλλαγή και υποδηλώνει έμφραγμα μυοκαρδίου [19].



Εικόνα 24 Πιθανά μοτίβα ανύψωσης του τμήματος ST σε οξεία μυοκαρδίτιδα: a) Μοτίβο που μοιάζει με οξύ στεφανιαίο σύνδρομο, b) Μοτίβο περικαρδίτιδας χωρίς εγκοπή ή συρρίκνωση στο τέλος του συμπλέγματος QRS, c) Μοτίβο περικαρδίτιδας με εγκοπή στο τέλος του σύμπλεγμα και, d) Μοτίβο περικαρδίτιδας με συρρίκνωση στο τέλος του συμπλέγματος QRS. [19]



Εικόνα 25 ΗΓΚ που έγινε 1 ημέρα μετά από την εισαγωγή ασθενή 18 ετών στο νοσοκομείο με οξεία μυοκαρδίτιδα. Δείχνει διάχυτη ανύψωση του ST με πρότυπο περικαρδίτιδας χωρίς εγκοπή ή συρρίκνωση στο τέλος του συμπλέγματος QRS, και αμοιβαία καταστολή του τμήματος ST στις aVR και V1 απαγωγές. [19]

**Κύμα T:** Η πιο συχνή αλλαγή των κυμάτων T στην οξεία μυοκαρδίτιδα είναι η αναστροφή τους. Αποτελεί μία από τις πιθανές ηλεκτροκαρδιογραφικές εκδηλώσεις της μυοκαρδίτιδας που μοιάζει με οξύ στεφανιαίο σύνδρομο αλλά μπορεί να υπάρχει και στην κεραυνοβόλο μυοκαρδίτιδα. Ο αναφερόμενος επιπολασμός της αναστροφής των κυμάτων T σε ασθενείς με οξεία μυοκαρδίτιδα κυμαίνεται από 9 – 48%. Όπως και στην οξεία περικαρδίτιδα, έτσι και στην οξεία μυοκαρδίτιδα η συμμετρική αναστροφή των κυμάτων T (κυρίως σε απαγωγές με προηγούμενη ανύψωση ST) φαίνεται να αποτελεί όψιμη ηλεκτροκαρδιογραφική αλλαγή (εικόνα 23). Μελέτη έδειξε ότι ένα ανεστραμμένο κύμα T υπήρχε στο 9% των ασθενών κατά την εισαγωγή, αλλά στο 57% των ασθενών 48 ώρες αργότερα. Η αναστροφή του κύματος T στις απαγωγές V1 έως V3 σε ασθενείς ηλικίας κάτω των 16 ετών και η ανύψωση του ST ακολουθούμενη από αναστροφή του κύματος T από τις απαγωγές V1 έως V4 σε μαύρους αθλητές αναγνωρίζονται χαρακτηριστικά της καρδιάς του αθλητή και όχι της μυοκαρδίτιδας [19].

Η παρουσία αναστροφής των κυμάτων T βρέθηκε να σχετίζεται σημαντικά με το μυοκαρδιακό οίδημα. Το μυοκαρδιακό οίδημα είναι, εξ ορισμού παροδικό στην οξεία μυοκαρδίτιδα και δεν συνδέεται απαραίτητα με μη αναστρέψιμη δομική βλάβη του μυοκαρδίου. Αυτό θα μπορούσε, τουλάχιστον εν μέρει, να εξηγήσει γιατί η παρουσία αναστροφής των κυμάτων T δεν παρέχει προγνωστικές πληροφορίες. Αντιθέτως, η ευρεία γωνία QRS-T ( $\geq 100^\circ$ ) έχει αποδειχθεί ότι αποτελεί σημαντικό ανεξάρτητο προγνωστικό παράγοντα θανάτου και καρδιακή συγκοπή σε έναν πληθυσμό ασθενών με οξεία μυοκαρδίτιδα [19], αφού η γωνία QRS-T είναι κατηγοριοποιημένη σε τρεις ομάδες: κανονική (  $0 - 105^\circ$  ), οριακή (  $105 - 135^\circ$  ) και παθολογική (  $135 - 185^\circ$  ) [20].

**Διάστημα QT:** Το διάστημα QT είναι μια άλλη πιθανή ηλεκτροκαρδιογραφική αλλοίωση στην οξεία μυοκαρδίτιδα. Ο επιπολασμός της είναι μεταβλητός. Ο εντοπισμός ενός παρατεταμένου διαστήματος

QT είναι σημαντικός γιατί αντιπροσωπεύει ένα πολύ γνωστό αρρυθμογόνο έναυσμα. Αντιστοίχως, η διορθωμένη παράταση του διαστήματος QT σχετίζεται με κακή κλινική έκβαση και στην μυοκαρδίτιδα [19].

**Αρρυθμίες:** Η οξεία μυοκαρδίτιδα μπορεί να προκαλέσει τόσο βραδυαρρυθμίες όσο και ταχυαρρυθμίες. Οι πιο συχνές βραδυαρρυθμίες που περιγράφονται στη μυοκαρδίτιδα είναι η φλεβοκομβική ανακοπή, οι σινοκοιλιακοί αποκλεισμοί και οι κολλοκοιλιακοί αποκλεισμοί (atrioventricular blocks (AV blocks)). Ο πρώτος βαθμός, ο δεύτερος βαθμός, ο προχωρημένος ή ο πλήρης αποκλεισμός AV είναι όλες πιθανές ηλεκτροκαρδιογραφικές αλλαγές στην οξεία μυοκαρδίτιδα. Οι υψηλού βαθμού αποκλεισμοί AV έχουν συσχετιστεί με υψηλότερη νοσηρότητα και θνησιμότητα σε όλους τους ασθενείς με μυοκαρδίτιδα. Τόσο οι υπερκοιλιακές όσο και οι κοιλιακές αρρυθμίες μπορεί να εμφανιστούν σε ασθενείς με φλεγμονώδη καρδιοπάθεια. Η πιο συχνή ηλεκτροκαρδιογραφική διαταραχή στη μυοκαρδίτιδα είναι η φλεβοκομβική ταχυκαρδία που σχετίζεται με αναίτιες μεταβολές των κυμάτων ST και T. Η φλεβοκομβική ταχυκαρδία αντανακλά κυρίως τον βαθμό της συστηματικής φλεγμονής ή και της αιμοδυναμικής διαταραχής και, ως εκ τούτου, είναι συχνή στη κεραυνοβόλο μυοκαρδίτιδα. Η εμφάνισή τους στην οξεία μυοκαρδίτιδα φαίνεται να είναι ανεξάρτητη από την άμεση συμμετοχή του φλεβόκομβου από τη φλεγμονή του μυοκαρδίου, μάλιστα, αναπτύσσονται συνήθως σε ασθενείς με υποκείμενη δομική καρδιακή νόσο ή και αιμοδυναμική δυσλειτουργία [19].

Οι κοιλιακές αρρυθμίες αποτελούν σημαντική αιτία αιφνίδιου καρδιακού θανάτου στη μυοκαρδίτιδα. Αντιθέτως, οι κοιλιακές αρρυθμίες οξείας φάσης στην ιογενή μυοκαρδίτιδα τείνουν να είναι αυτοπεριοριζόμενες και, εφόσον αντιμετωπιστούν άμεσα, δεν φέρουν σημαντική μακροπρόθεσμη προγνωστική αξία [19].

Πίνακας 4 Τυπικά χαρακτηριστικά του ΗΓΚ που είναι χρήσιμα για τη διαφορική διάγνωση με το έμφραγμα του μυοκαρδίου στο ΗΓΚ στη οξεία μυοκαρδίτιδα και διάφορες άλλες προγνώσεις

	Τυπικά χαρακτηριστικά χρήσιμα για τη διαφορική διάγνωση με το έμφραγμα μυοκαρδίου (MI)	Κακή πρόγνωση	Καλύτερη πρόγνωση
<b>Τμήμα PR</b>	1) Κατάπτωση τόσο στις προκάρδιες απαγωγές όσο και στις απαγωγές των άκρων 2) Κατάπτωση στις απαγωγές με ανύψωση του τμήματος ST 3) Ανύψωση στην απαγωγή aVR	/	/
<b>Σύμπλεγμα QRS</b>	/	1) Κύμα Q: Ειδικά όταν σχετίζεται με ανύψωση του τμήματος ST 2) Ευρύ σύμπλεγμα QRS	/

Ανύψωση τμήματος ST	Μοτίβο περικαρδίτιδας	/	Μοτίβο περικαρδίτιδας με συρρίκνωση ή εγκοπή στο τέλος του συμπλέγματος QRS
Κύμα T	/	Γωνία QRS / T $\geq 100^\circ$	/
Διάστημα QT	/	Παρατεταμένο διάστημα QT	/
Αρρυθμίες	/	1) Υψηλού βαθμού αποκλεισμοί AV 2) Κακοήθεις κοιλιακές ταχυαρρυθμίες	/

### 2.3.7 Παθολογικά έναντι φυσιολογικών ΗΓΚ

Για την καλύτερη κατανόηση του πώς εντοπίζεται η μυοκαρδίτιδα μέσω του ΗΓΚ, έγινε μια μελέτη σε αρχεία που πάρθηκαν μέσω της βάσης δεδομένων “THE PTB DIAGNOSTIC ECG DATABASE” της PHYSIONET [26].

Τα ΗΓΚ της βάσης αυτής, ελήφθησαν με την χρήση μη εμπορικού, πρωτότυπου καταγραφέα PTB με τις παρακάτω προδιαγραφές [26]:

- 16 κανάλια εισόδου (14 για ΗΓΚ, 1 για αναπνοή, 1 για τάση δικτύου)
- Τάση εισόδου:  $\pm 16 \text{ mV}$
- Τάση αντιστάθμισης έως  $\pm 300 \text{ mV}$
- Αντίσταση εισόδου:  $100 \Omega$
- Ανάλυση: 16 bit με  $0,5 \mu\text{V/LSB}$  (2000 A/D units ανά mV)
- Εύρος ζώνης: 0 – 1 kHz (σύγχρονη δειγματοληψία όλων των καναλιών)
- Τάση θορύβου: max.  $10 \mu\text{V}$  (peak to peak (p-p))
- $3 \mu\text{V}$  (RMS) με βραχυκύκλωμα εισόδου
- ηλεκτρονική καταγραφή της αντίστασης του δέρματος
- Καταγραφή στάθμης θορύβου κατά την συλλογή του σήματος

Η βάση δεδομένων περιέχει 549 εγγραφές από 290 άτομα (ηλικίας 17 – 87 ετών (μέση ηλικία 61,6 ετών)). Οι 209 ήταν άνδρες (μέση ηλικία 57,2 ετών) και οι 81 γυναίκες ( μέση ηλικία 55,5 ετών). Οι ηλικίες δεν καταγράφηκαν για 1 γυναίκα και 14 άνδρες). Κάθε εγγραφή περιλαμβάνει 15 ταυτόχρονα μετρούμενα σήματα: τα συμβατικά 12 απαγωγές (i, ii, iii, avr, avl, avf, v1, v2, v3, v4, v5, v6) μαζί με τα 3 ΗΚΓ με απαγωγές Frank (vx, vy, vz). Κάθε σήμα ψηφιοποιείται σε 1000 δείγματα ανά δευτερόλεπτο, με ανάλυση 16 bit σε εύρος  $\pm 16,384 \text{ mV}$  [26].

Μέσα στο αρχείο κεφαλίδας (.hea) των περισσότερων από αυτές τις εγγραφές ΗΚΓ υπάρχει λεπτομερής κλινική περίληψη, που περιλαμβάνει ηλικία, φύλο, διάγνωση και, κατά περίπτωση, δεδομένα σχετικά με το ιατρικό ιστορικό, τη φαρμακευτική αγωγή και τις παρεμβάσεις, την παθολογία των στεφανιαίων αρτηριών, την κοιλιογραφία, την ηχοκαρδιογραφία και την αιμοδυναμική. Η κλινική περίληψη δεν είναι

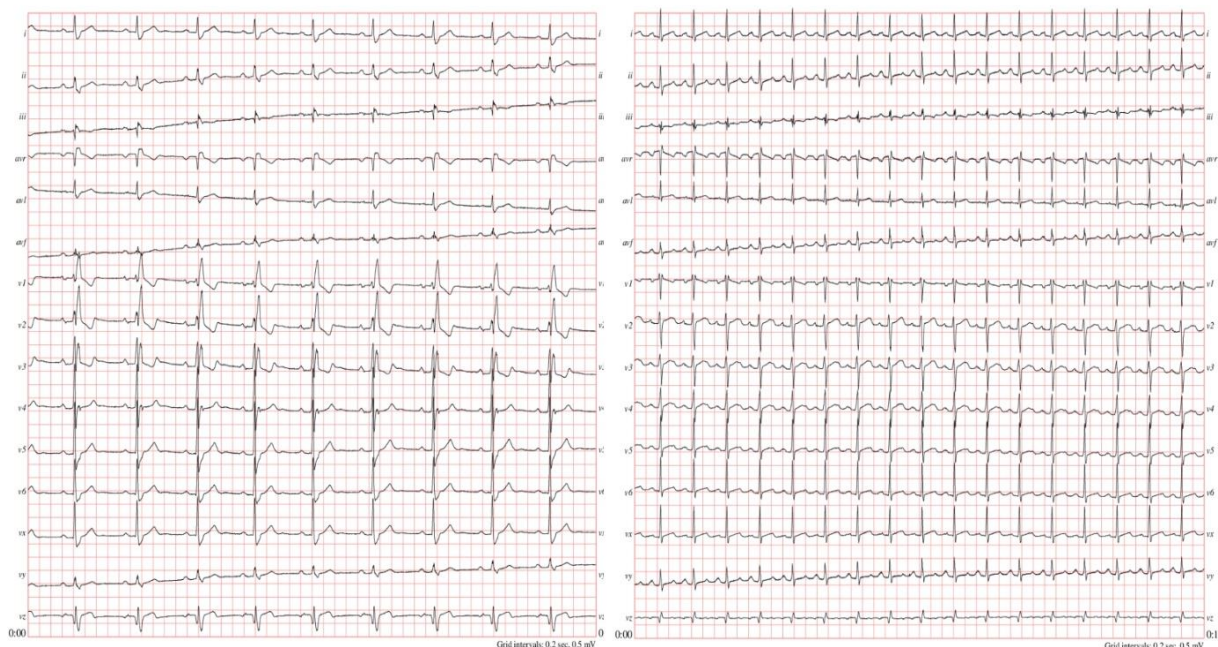
διαθέσιμη για 22 άτομα. Οι διαγνωστικές κατηγορίες των υπόλοιπων 268 υποκειμένων συνοψίζονται παρακάτω [26]:

Πίνακας 5 THE PTB DIAGNOSTIC ECG DATABASE

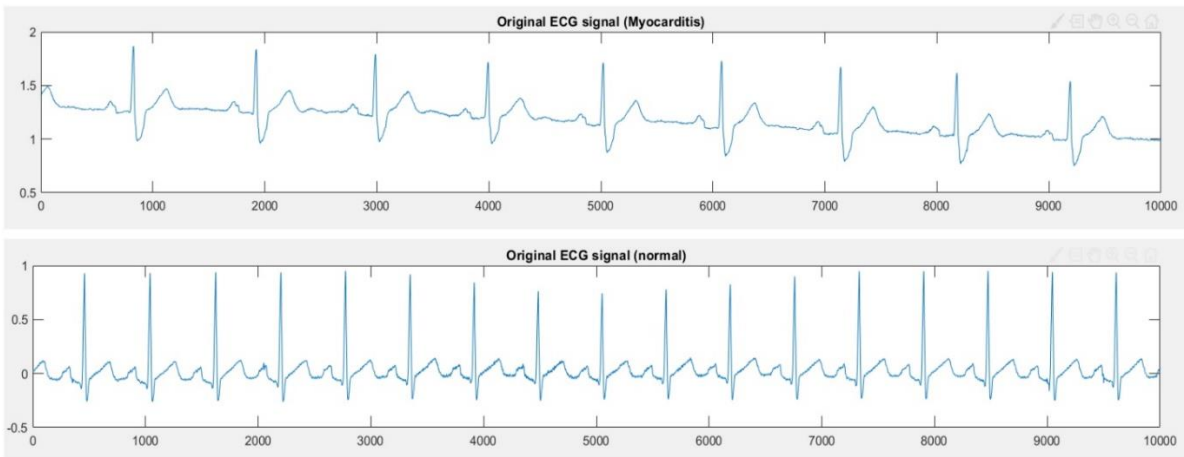
Διαγνωστική κατηγορία	Αριθμός υποκειμένων
Έμφραγμα του μυοκαρδίου	148
Καρδιομυοπάθεια/Καρδιακή ανεπάρκεια	18
Αποκλεισμός των διακλαδώσεων	15
Δυσρυθμία	14
Υπερτροφία του μυοκαρδίου	7
Βαλβιδοπάθεια	6
<b>Μυοκαρδίτιδα</b>	<b>4</b>
Διάφορα	4
<b>Υγιείς έλεγχοι</b>	<b>52</b>

Από την βάση δεδομένων πάρθηκαν 3 παθολογικά ΗΓΚ όπου εντοπίστηκε μυοκαρδίτιδα και 3 φυσιολογικά ΗΓΚ για να μπορεί να γίνει η σύγκρισή τους.

1. ΗΓΚ που πάρθηκαν από τους ασθενείς 131 (φυσιολογικό) και 269 (παθολογικό)



Εικόνα 26 Παθολογικό ΗΓΚ (αριστερά) και φυσιολογικό ΗΓΚ (δεξιά) από κάθε απαγωγή. Το φυσιολογικό ΗΓΚ πάρθηκε από τον ασθενή 131 και το παθολογικό από τον ασθενή 269

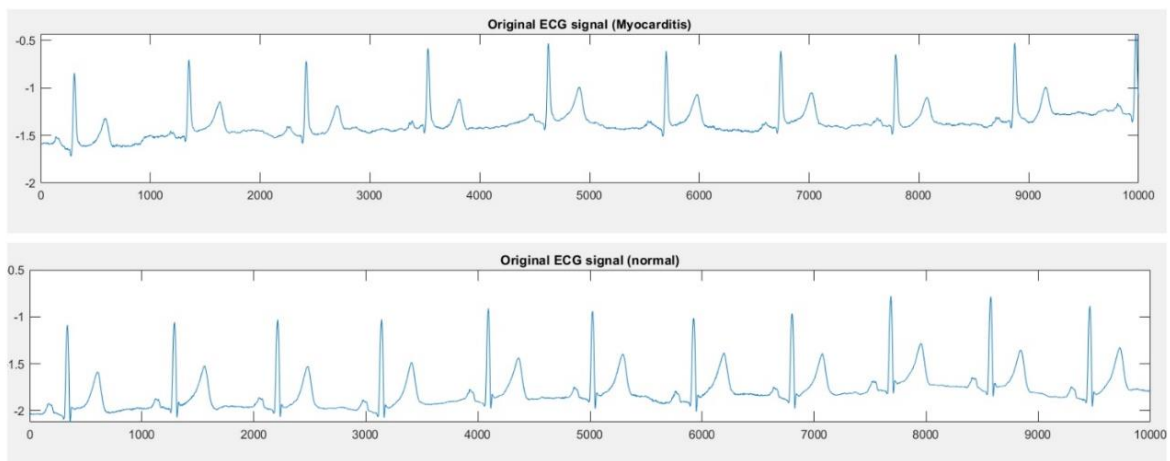


Εικόνα 27 Παθολογικό VS φυσιολογικό ΗΓΚ με απεικόνιση από το MATLAB

2. ΗΓΚ που πάρθηκαν από τους ασθενείς 150 (φυσιολογικό) και 271 (παθολογικό)



Εικόνα 28 Παθολογικό ΗΓΚ (αριστερά) και φυσιολογικό ΗΓΚ (δεξιά) από κάθε απαγωγή. Το φυσιολογικό ΗΓΚ πάρθηκε από τον ασθενή 150 και το παθολογικό από τον ασθενή 271

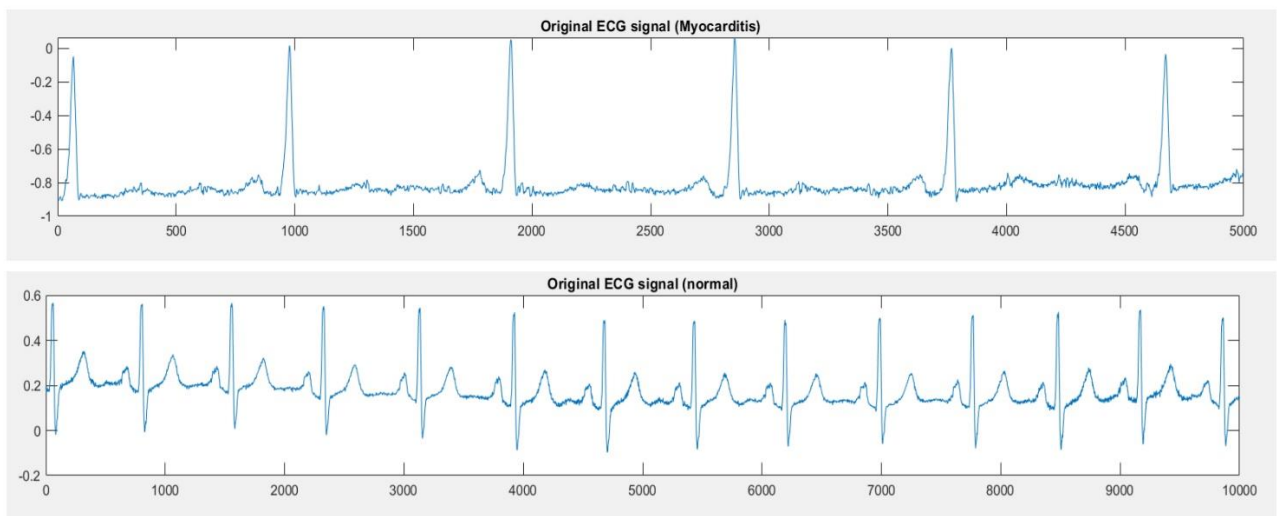


Εικόνα 29 Παθολογικό VS φυσιολογικό ΗΓΚ με απεικόνιση από το MATLAB

### 3. ΗΓΚ που πάρθηκαν από τους ασθενείς 155 (φυσιολογικό) και 272 (παθολογικό)



Εικόνα 30 Παθολογικό ΗΓΚ (αριστερά) και φυσιολογικό ΗΓΚ (δεξιά) από κάθε απαγωγή. Το φυσιολογικό ΗΓΚ πάρθηκε από τον ασθενή 155 και το παθολογικό από τον ασθενή 272



Εικόνα 31 Παθολογικό VS φυσιολογικό ΗΓΚ με απεικόνιση από το MATLAB

## 2.4 Επίλογος

Η μυοκαρδίτιδα καθώς και η περικαρδίτιδα είναι δύο πολύ δύσκολες παθήσεις της καρδιάς. Εάν περάσει μεγάλο διάστημα χωρίς να εντοπιστούν για να αντιμετωπιστούν αναλόγως, μπορεί να οδηγήσει σε πολύ χειρότερες καταστάσεις ή ακόμα και σε θάνατο. Το ΗΓΚ είναι το κατάλληλο εργαλείο εντοπισμού τους, τουλάχιστον σαν μια πρώτη πρόγνωση, καθώς γίνεται από τους ειδικούς με πολύ μεγαλύτερη ευκολία από ότι άλλες μέθοδοι, και η πρόγνωση που γίνεται μέσω του ΗΓΚ είναι στις περισσότερες περιπτώσεις και η ορθή διάγνωση. Για να γίνει σωστή κριτική στο ΗΓΚ για την περικαρδίτιδα και την

μυοκαρδίτιδα χρειάζονται οι “αλγόριθμοι” εντοπισμού τους καθώς υπάρχουν διάφορες άλλες παθήσεις της καρδιάς που μπορεί να μιμούνται περικαρδίτιδα και μυοκαρδίτιδα. Στην περικαρδίτιδα η ενδείξεις στο ΗΓΚ είναι καλύτερες από ότι στην μυοκαρδίτιδα, αφού έρευνες δείχνουν ότι η ευαισθησία του ΗΚΓ για τη διάγνωση της μυοκαρδίτιδας είναι σχετικά χαμηλή και εκτιμάται στο 47%, και η ακρίβεια του παραμένει άγνωστη. Παρόλα αυτά χρησιμοποιείται ως αρχικό εργαλείο για τον εντοπισμό της.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΣΥΝΔΡΟΜΟ Long COVID

### 3.1 Εισαγωγή

Έχοντας εις γνώση του ποια είναι τα χαρακτηριστικά τα οποία μας δείχνουν πιθανή περικαρδίτιδα, μυοκαρδίτιδα ή περιμυοκαρδίτιδα/μυοπερικαρδίτιδα, πρέπει να δούμε το πώς οι παθήσεις αυτές είναι και συνέπεια του συνδρόμου Long COVID.

Ο όρος Long COVID ή αλλιώς Post Covid περιγράφει μία κατάσταση που χαρακτηρίζεται από την επιμονή των συμπτωμάτων μετά από νόσηση με COVID-19 για τουλάχιστον 12 εβδομάδες. Το σύνδρομο Long COVID μπορεί να διαρκέσει για αρκετούς μήνες, αλλά το κατά πόσους ακριβώς είναι θέμα υπό παρακολούθηση. Πολλοί ασθενείς που έχουν αναρρώσει από τον COVID-19 εμφανίζουν στην πορεία έναν αστερισμό όψιμων, ετερογενών συμπτωμάτων και συμβάντων που διαρκούν περισσότερο από 3 μήνες μετά από την νόσηση. Μετά από την δημιουργία ενός κινήματος στα μέσα κοινωνικής δικτύωσης (social media) που προκλήθηκε από τους ασθενείς, κινητοποιήθηκε η ιατρική επιστημονική κοινότητα και αναγνώρισε, στο φάσμα των συμπτωμάτων και των όψιμων εκδηλώσεων, μια πιθανή σύνδεση με το COVID-19. Οι όροι Long COVID ή Post COVID δημιουργήθηκαν για να παρέχουν μια κοινή νοσολογία κατάλληλη για την κωδικοποίηση όλων των συμπτωμάτων και των κλινικών ενδείξεων της συμμετοχής οργάνων/συστημάτων. Ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας, αναγνώρισε το ότι ορισμένα άτομα που έχουν νοσήσει από COVID-19 ανεξάρτητα από το αν έχουν νοσηλευτεί σε νοσοκομείο ή όχι, εξακολουθούν να εμφανίζουν συμπτώματα, συμπεριλαμβανομένης της κόπωσης, των καρδιαγγειακών, αναπνευστικών και νευρολογικών συμπτωμάτων [22].

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μια ανασκόπηση της επιδημιολογία του Long COVID συνδρόμου, της διάγνωσης, του πώς συμβάλλει η καρδιαγγειακή συμμετοχή στο σύνδρομο αυτό σύμφωνα με διάφορες έρευνες, και γίνεται επίσης και η περιγραφή μιας έρευνας που έγινε από το καρδιολογικό τμήμα του University Hospital of Salamanca με θέμα την περικαρδίτιδα και την μυοκαρδίτιδα ως μακροπρόθεσμα συμπτώματα του συνδρόμου Long COVID και του τί συμπεράσματα βγήκαν από αυτά τα συμπτώματα.

### 3.2 Επιδημιολογία

Οι πρώτες μελέτες που έγιναν, περιλάμβαναν μόνο ασθενείς που είχαν νοσηλευτεί με COVID-19. Τα ποσοστά στους επιζώντες με Long COVID, κυμαίνονταν μεταξύ του 30% - 80%. Πολλοί από αυτούς ανέφεραν τουλάχιστον ένα σύμπτωμα που διήρκεσε αρκετούς μήνες μετά την υποχώρηση της οξείας φάσης της νόσου. Οι περισσότεροι ασθενείς με COVID-19 δεν χρειάστηκαν νοσηλεία. Ωστόσο, μια συνολική εκτίμηση μπορεί να βασιστεί μόνο στη συστηματική παρακολούθηση των ασθενών που παρουσίασαν θετική ορολογική εξέταση (έλεγχος αντισωμάτων) ή που εξετάστηκαν θετικά στον ιό. Ο επιπολασμός των συμπτωμάτων που αναμένεται μετά τον COVID είναι περίπου το 1/3 των περιπτώσεων του συνολικού πληθυσμού με COVID-19. Η επιβάρυνση είναι τέτοια που σε όλες τις χώρες που επλήγησαν από την πανδημία, ενεργοποιήθηκαν εξωτερικά ιατρεία Long COVID. Οι ασθενείς που παραπονιούνται για επίμονα ή πρωτόγνωρα συμπτώματα μπορούν ελεύθερα να απευθύνονται στα κέντρα αυτά για βοήθεια. Με μεγαλύτερη επιδημιολογική αποτελεσματικότητα, τα ίδια τα κέντρα μπορούν να ενεργοποιήσουν προγράμματα παρακολούθησης για τους επιζώντες του COVID 19, προσφέροντας περίθαλψη και διεξάγοντας έρευνα σχετικά με τους μηχανισμούς και τα αίτια του συνδρόμου Long COVID, ώστε να κατανοήσουν μέσω των ασθενών πέραν της αρχικής οξείας

πορείας της νόσου, το ποσοστό που έχουν μακροχρόνιες επιπτώσεις, πόσο καιρό επιμένουν και γιατί εμφανίζονται αυτά τα συμπτώματα [22].

### 3.3 Διάγνωση

#### 3.3.1 Συμπτώματα

Οι ετερογενείς κλινικές εκδηλώσεις, περιλαμβάνουν τόσο τα πιο γενικά συμπτώματα (κόπωση, δυσκολία μνήμης, απώλεια προσοχής, διαταραχές μνήμης), όσο και τα συμπτώματα που σχετίζονται με όργανα/συστήματα και αφορούν το ανοσολογικό, αναπνευστικό, κεντρικό και περιφεριακό νευρολογικό, μυϊκό, αιματολογικό, καρδιαγγειακό, νεφρικό/ουροποιητικό/ενδοκρινικό, γαστρεντερικό, και καρδιομεταβολικό σύστημα. Η διάγνωση του συνδρόμου Long COVID τίθεται με την παρουσία ενός ή περισσότερων συμπτωμάτων που συνήθως από τους ασθενείς περιγράφονται ως πρωτοφανής επιδείνωση της ψυχοσωματικής τους κατάστασης. Μία περιγραφή που δίνουν είναι “κάτι έχει αλλάξει, ακόμη και αν δεν μπορώ να καταλάβω τί είναι”. Αυτό προδικάζει μια πολλών πλευρών περιγραφή υποκειμενικών αντιλήψεων, που ερμηνεύονται ποικιλοτρόπως, αλλά όλες τείνουν να δείχνουν στον COVID-19 ως την μεγαλύτερη σε πιθανότητες αιτία. Στο πλαίσιο αυτό, η καρδιαγγειακή συμμετοχή απαιτεί τον προσδιορισμό μετρήσιμων βιοδεικτών με διαγνωστική ειδικότητα [22].

#### 3.3.2 Μακροχρόνια συμπτώματα

Το Long COVID σύνδρομο διαγιγνώσκεται τουλάχιστον 12 εβδομάδες μετά την έναρξη της λοίμωξης του COVID-19. Τα συμπτώματα μπορεί να αποτελούν συνέχεια με εκείνα της οξείας φάσης, υποδηλώνοντας έτσι την επιμονή των συμπτωμάτων. Ακόμη δεν έχει διαπιστωθεί εάν υπάρχει χρόνιο “Long COVID”. Το σύνδρομο αυτό έχει αρχή αλλά όχι ακριβές τέλος. Οι πιο πρόσφατες μελέτες δείχνουν δεδομένα επιπολασμού ενός έτους μετά την έναρξη της λοίμωξης. Τον 12ο μήνα, μόνο το 22,9% των ασθενών είναι παντελώς απαλλαγμένο από συμπτώματα. Η συνεχής παρακολούθηση κρίνεται απαραίτητη για να μπορούν να καθοριστούν τα χρονικά όρια των συμπτωμάτων αλλά και το τέλος των συμπτωμάτων. Τα μεμονωμένα συμπτώματα μπορεί να διαρκούν για πολύμορφα χρονικά διαστήματα, ορισμένα από αυτά υποχωρούν και άλλα επιμένουν πιο πολύ [22].

#### 3.3.3 Ποιοι αναπτύσσουν το Long COVID σύνδρομο

Το Long COVID σύνδρομο φαίνεται να είναι πιο συχνό στις γυναίκες παρά στους άνδρες, αλλά αυτό θα μπορούσε να αντανάκλα στο ότι στους άνδρες υπάρχει μεγαλύτερη σοβαρότητα συμπτωμάτων στον COVID-19, αφού επέδειξαν μεγαλύτερα ποσοστά νοσηλείας και κίνδυνο θνησιμότητας. Οι εκτιμήσεις σχετικά με το Long COVID αφορά τους επιζώντες του COVID-19 και όχι την επιδημιολογία του COVID-19, και αποκλείει τον υψηλό αριθμό των αποβιωσάντων ασθενών, κυρίως μεγάλης ηλικίας ανδρών. Η ηλικία που φαίνεται να έχουν οι περισσότεροι ασθενείς Long COVID είναι στην πραγματικότητα άτομα μέσης ηλικίας. Από την μία πλευρά, ο COVID-19 παρουσιάζεται σπανιότερα σε μικρής ηλικίας άτομα, και από την άλλη, πολλοί ηλικιωμένοι έχουν πεθάνει. Ένα πρόσφατο μοντέλο που χρησιμοποιεί την ηλικία, το φύλο και τον αριθμό των συμπτωμάτων που αναφέρθηκαν την πρώτη εβδομάδα, φαίνεται να κάνει πρόβλεψη με επιτυχία αν ένα άτομο θα αναπτύξει το Long COVID σύνδρομο. Σχετικά με την παιδιατρική ηλικία, το 10% τουλάχιστον των παιδιών που έχουν διαγνωστεί θετικά σε τεστ για τον ιό εξακολουθούν να έχουν επίμονα συμπτώματα που αξίζει να εκτιμηθούν σωστά. Η ανάλυση της σχέσης μεταξύ της οξείας φάσης, της ανάγκης για νοσηλεία σε μονάδα εντατικής θεραπείας (ΜΕΘ), σε μη εντατικές μονάδες έναντι της μη νοσηλείας, δείχνει ότι το Long COVID σύνδρομο μπορεί να αναπτυχθεί να ανεξάρτητα από την ευπάθεια ή τις προϋπάρχουσες νοσηρότητες,

αφού μπορεί να υπάρχουν ασθενείς με προϋπάρχουσες συννοσηρότητες (καρδιαγγειακές, νευρολογικές κ.λπ.) και ασθενείς χωρίς γνωστές συννοσηρότητες πριν από τον COVID-19 [22].

### 3.4 Καρδιαγγειακή Συμμετοχή

#### 3.4.1 Συμπτώματα

##### 3.4.1.1 Αίσθημα παλμών

Οι ταχυπαλμίες είναι ένα παράπονο που γίνεται συνήθως από ασθενείς που ενδεχομένως επηρεάζονται από Long COVID. Μπορεί να αντιστοιχούν σε απλές φλεβοκομβικές ταχυκαρδίες ή υπερκοιλιακές ή κοιλιακές αρρυθμίες. Οι εκδηλώσεις αυτές δεν έχουν ακριβή διαγνωστική εξειδίκευση, αλλά πρέπει να γίνεται προσεκτική εξέταση, καθώς αποτελούν συχνή αιτία για ζήτηση ιατρικής βοήθειας. Παρόλα αυτά σπάνια περιγράφονται de novo ηλεκτροκαρδιογραφικές μεταβολές που απουσίαζαν πριν από το COVID-19 και μάλιστα απουσιάζουν κατά την φάση της ανάρρωσης. Για να μπορεί να γίνει η σύγκριση και αυτές η μεταβολές να θεωρούνται de novo θα πρέπει να υπάρχει διαθέσιμο ένα βασικό ηλεκτροκαρδιογράφημα πριν από το COVID-19 [22].

##### 3.4.1.2 Θωρακικός πόνος

Ένα άλλο σύμπτωμα για το οποίο παραπονιούνται οι ασθενείς με Long COVID είναι ο θωρακικός πόνος. Ωστόσο οι πόνοι στο στήθος από μόνοι τους δεν αντιστοιχούν σε χρήσιμα ευρήματα για μία σωστή ερμηνεία [22].

##### 3.4.1.3 Σύνδρομο ορθοστατικής ταχυκαρδίας

Όταν η υπερβολική ορθοστατική ταχυκαρδία και τα συμπτώματα ορθοστατικής δυσανεξίας αποτελούν μέρος του συνδρόμου Long COVID για τουλάχιστον 3 μήνες, τότε μπορεί να οδηγήσουν στην διάγνωση του συνδρόμου ορθοστατικής ταχυκαρδίας μετά από λοίμωξη του COVID-19. Ορισμένες πρόσφατες περιγραφές ασθενών αναφέρουν εμφάνιση συνδρόμου ορθοστατικής ταχυκαρδίας μετά από λοίμωξη SARS-CoV-2 [22].

#### 3.4.2 Ευρήματα και συμβάντα

##### 3.4.2.1 Καρδιακή ανεπάρκεια

Πολλά άρθρα περιλαμβάνουν την καρδιακή ανεπάρκεια μεταξύ των πιθανών κλινικών εκδηλώσεων του συνδρόμου Long COVID, οι μελέτες που έχουν τεκμηριώσει την εμφάνιση de novo καρδιακής ανεπάρκειας σε ασθενείς ανάρρωσαν από COVID-19 είναι ελάχιστες και σπάνιες. Στις περισσότερες μελέτες, αναφέρονται δεδομένα για ασθενείς με προϋπάρχουσα καρδιακή ανεπάρκεια που ενδεχομένως επιδεινώθηκε μετά την λοίμωξη του COVID-19 μαζί με τις λίγες περιπτώσεις de novo καρδιακής ανεπάρκειας, με αποτέλεσμα αυτό να περιορίζει την δυνατότητα εντοπισμού των περιπτώσεων των οποίων η καρδιακή ανεπάρκεια είναι μία πράγματι κλινική εκδήλωση του συνδρόμου Long COVID [22].

### 3.4.2.2 *De novo αρρυθμίες*

Παρόλο που καθορισμός του χρόνου έναρξης των αρρυθμικών επεισοδίων είναι δύσκολος, έχουν αναφερθεί υπερκοιλιακές και κοιλιακές αρρυθμίες μαζί με διαταραχές της αγωγιμότητας μεταξύ των πιθανών εκδηλώσεων του συνδρόμου Long COVID [22].

### 3.4.2.3 *Μυοκαρδίτιδα, περικαρδίτιδα, μυοπερικαρδίτιδα / περιμυοκαρδίτιδα*

Η περικαρδίτιδα και η μυοκαρδίτιδα είναι οι δύο συχνότερες καρδιακές εκδηλώσεις που παρατηρούνται μετά από ιογενή λοίμωξη. Τα συμπτώματα δεν είναι συγκεκριμένα και οι περισσότερες περιπτώσεις υποχωρούν χωρίς μακροχρόνιες συνέπειες. Αυτός είναι ο λόγος για τον οποίο η πραγματική επίπτωση της περικαρδίτιδας και της μυοκαρδίτιδας μετά από κοινές ιογενείς λοιμώξεις είναι ακόμη άγνωστη στον γενικό πληθυσμό. Ο ιός SARS-CoV-2 προκαλεί επί του παρόντος την πανδημία COVID-19, με κίνδυνο να προκαλέσει μακροχρόνιες καρδιακές συνέπειες στον πληθυσμό που έχει μολυνθεί. Ο φόβος ότι ο SARS-CoV-2 προκαλεί μεγαλύτερη βλάβη στο μυοκάρδιο από ό,τι άλλοι συμβατικοί ιοί βασίζεται στον μηχανισμό μόλυνσης των ανθρώπινων κυττάρων με πρόσδεση στο διαμεμβρανικό μετατρεπτικό ένζυμο της αγγειοτενσίνης, το οποίο εκφράζεται κυρίως από κύτταρα των κυψελίδων και του μυοκαρδιακού ιστού, στην αύξηση των επιπέδων της τροπονίνης που παρατηρείται σε ασθενείς με COVID-19 που νοσηλεύονται με πνευμονία και στη συσχέτισή της με αυξημένη θνησιμότητα και στην πιθανώς μειωμένη έμφυτη αντιική άμυνα έναντι ενός νέου ιού [25].

Επειδή η μυοκαρδίτιδα μπορεί να προκαλέσει την καταστροφή των μυοκυττάρων, μπορεί να οδηγήσει σε μυοκαρδιοπάθεια, καρδιακή ανεπάρκεια και αιφνίδιο θάνατο. Οι καρδιαγγειακές επιπλοκές στην νόσο του COVID-19 εμφανίζονται ιδίως κατά την διάρκεια της νοσηλείας, και η μυοκαρδίτιδα αναγνωρίστηκε ως αιτία θανάτου σε ορισμένους ασθενείς με COVID-19. Στην τρέχουσα επιδημιολογική κατάσταση ενός πολύ μεγάλου αριθμού νοσηλευόμενων ασθενών πρέπει να εξετάζονται οι μακροπρόθεσμες επιπτώσεις της μυοκαρδίτιδας που προκαλείται από τον COVID του σοβαρού οξέος αναπνευστικού συνδρόμου SARS-CoV-2. Οι αρχικές αναφορές που έγιναν, βασίστηκαν σε μελέτες MRI, και έδειξαν 78% των ασθενών με ανωμαλίες του μυοκαρδίου και 60% συνεχιζόμενη μυοκαρδίτιδα για 2 – 3 μήνες μετά από την μόλυνση από COVID-19. Βρέθηκαν επίσης στο 76% των ασθενών, υψηλές συγκεντρώσεις τροπονίνης στο αίμα, παρόλο που η καρδιακή τους λειτουργία είχε διατηρηθεί. Σε άλλες μελέτες περίπου 10 εβδομάδες μετά την λοίμωξη από SARS-CoV-2, το 37% των ασθενών διαγνώστηκε επίσης με μυοκαρδίτιδα, παρά το γεγονός ότι μόνο οι μισοί από αυτούς που ρωτήθηκαν είχαν συμπτώματα λοίμωξης από COVID-19. Ωστόσο, οι πιο πρόσφατες αναφορές που ανέλυσαν δεδομένα για το ένα πέμπτο του πληθυσμού των Ηνωμένων Πολιτειών έδειξαν ότι οι άνδρες ηλικίας 12 – 17 ετών εμφάνισαν πιθανότητα μυοκαρδίτιδας εντός 3 μηνών από την ημέρα της λοίμωξης από SARS-CoV-2, με επίπτωση περίπου 450 λοιμώξεις ανά εκατομμύριο. Οι πιο πρόσφατες εκθέσεις του CDC (Centers for Disease Control and Prevention), που δείχνουν ότι ο αριθμός των μολυσμένων εφήβων στις ΗΠΑ είναι ο υψηλότερος σε όλες τις ηλικιακές ομάδες, υποδηλώνουν ότι η μυοκαρδίτιδα θα αποτελέσει σημαντικό βάρος. Οι αναφορές εκτιμούν επίσης ότι ο κίνδυνος είναι 16 φορές μεγαλύτερος στους ασθενείς με COVID-19 σε σύγκριση με τον γενικό πληθυσμό, με επίπτωση μυοκαρδίτιδας σχετιζόμενης με COVID-19 περίπου 150 ανά 100.000 περιπτώσεις [23].

Η μυοκαρδίτιδα αποτελεί ένα αμφιλεγόμενο ζήτημα τόσο στον COVID-19 όσο και στο Long COVID σύνδρομο. Ο λόγος που αποτελεί αμφιλεγόμενο ζήτημα είναι κυρίως της διαγνωστικής ατέλειας της και συνεπώς της έλλειψης βεβαιότητας, ιδίως παθολογικών στοιχείων. Σε πολλές μελέτες, η διάγνωση της μυοκαρδίτιδας βασίζεται είτε στα επίπεδα της μεμονωμένης υπερτροποναιμίας είτε στο συνδυασμό

υπερτροποναιμίας και σημείων μυοκαρδιακού οιδήματος στην καρδιαγγειακή μαγνητική τομογραφία. Θα ήταν σωστό να περιγράφεται η επίμονη υπερτροποναιμία ή/και το οίδημα, χωρίς να επιβάλλεται η ερμηνεία της σε μυοκαρδίτιδα [22].

Η οξεία περικαρδίτιδα είναι μια σπάνια εκδήλωση του COVID-19, ιδίως χωρίς συνοδό πνευμονική νόσο ή μυοκαρδιακή βλάβη. Ωστόσο πολύ λίγες έρευνες είναι διαθέσιμες σχετικά με την περικαρδίτιδα που προκαλείται από τον SARS-CoV-2. Είναι σημαντικό να διατηρείται υψηλό επίπεδο υποψίας για να διασφαλίζεται η έγκαιρη διάγνωση και θεραπεία. Η διάγνωση αυτών των καταστάσεων μπορεί να είναι δύσκολη και η έγκαιρη κατάλληλη θεραπεία μπορεί να βελτιώσει την έκβαση [24].

Η οξεία περικαρδίτιδα και η μυοπερικαρδίτιδα μοιράζονται τους ίδιους ιογενείς αιτιολογικούς παράγοντες, με την εμπλοκή του μυοκαρδίου να εμφανίζεται πρώτη. Γι' αυτό το λόγο συμπεριλαμβάνεται ο όρος μυοπερικαρδίτιδα [24].

### **3.5 Ποσοτική Έρευνα: Περικαρδίτιδα και Μυοκαρδίτιδα πολύ καιρό μετά τη λοίμωξη από SARS-CoV-2**

#### 3.5.1 Περιληπτική περιγραφή έρευνας

Η παρούσα έρευνα έγινε από το καρδιολογικό τμήμα του University Hospital of Salamanca. Ξεκίνησε στις 25 Μαΐου 2020 και ολοκληρώθηκε στις 12 Ιουνίου 2020. Η μελέτη έγινε σε εργαζομένους στον τομέα της υγειονομικής περίθαλψης για να αναφέρουν στοιχεία περικαρδίτιδας και μυοκαρδίτιδας μετά από λοίμωξη SARS-CoV-2 [25].

Η έρευνα έγινε σε 139 εργαζόμενους με επιβεβαιωμένη παρελθούσα λοίμωξη SARS-CoV-2. Από αυτούς, 103 (74%) είχαν διαγνωστεί με RT-PCR και 36 (26%) με ορολογική διάγνωση. Η μέση ηλικία των συμμετεχόντων ήταν 52 χρονών, 100 (72%) ήταν γυναίκες και 23 (16%) είχαν νοσηλευτεί στο παρελθόν για πνευμονία από COVID-19. Ανά επαγγελματική κατηγορία, 49 (35%) ήταν νοσηλευτές, 35 (25%) ιατροί και οι υπόλοιποι 55 (40%) περιλάμβαναν διαφορετικά προφίλ, όπως βοηθητικό νοσηλευτικό προσωπικό και λοιπό νοσοκομειακό προσωπικό. Οι συμμετέχοντες υποβλήθηκαν σε κλινική αξιολόγηση, ηλεκτροκαρδιογράφημα, εργαστηριακές εξετάσεις, συμπεριλαμβανομένου του προφίλ ανοσοκυττάρων και καρδιαγγειακή μαγνητική τομογραφία (CMR) σε μία μόνο επίσκεψη. Η περικαρδίτιδα διαγνώστηκε όταν υπήρχαν τα κλασικά κριτήρια και η διάγνωση της μυοκαρδίτιδας βασίστηκε στα επικαιροποιημένα κριτήρια καρδιαγγειακής μαγνητικής τομογραφίας Lake-Louise-Criteria [25].

Η περικαρδίτιδα και η μυοκαρδίτιδα με κλινική σταθερότητα είναι συχνές πολύ καιρό μετά τη λοίμωξη από SARS-CoV-2, ακόμη και σε επί του παρόντος ασυμπτωματικά άτομα. Αυτές οι παρατηρήσεις θα ισχύουν πιθανώς για τον γενικό πληθυσμό που έχει μολυνθεί και μπορεί να υποδηλώνουν ότι οι καρδιακές συνέπειες μπορεί να εμφανιστούν αργά σε συνδυασμό με μια τροποποιημένη (καθυστερημένη) έμφυτη και προσαρμοστική ανοσολογική απάντηση [25].

Στον πίνακα 6 είναι καταχωρημένα όλα τα στοιχεία που συλλέχθηκαν από την συγκεκριμένη έρευνα, και τα οποία είναι αυτά που μας ενδιαφέρουν για την παρούσα εργασία.

Πίνακας 6 Κάποια βασικά χαρακτηριστικά της ομάδας στην οποία έγινε η μελέτη, ηλεκτροκαρδιογραφικές μετρήσεις και μετρήσεις στα ζωτικά σημεία [25]

	Όλα τα μέλοι (N=139)	Χωρίς παρουσία περικαρδιακών ή μυοκαρδιακών εκδηλώσεων (N=84)	Περικαρδίτιδα (n=4)	Μυοπερικαρδίτιδα (N=15)	Μυοκαρδίτιδα (N=36)	P value (τιμή σημαντικότητας)
Μέση ηλικία	52 (41-57)	52 (38-57)	45 (34-52)	54 (44-60)	52 (48-57)	0,503
Γυναικείο φύλο	100 (72%)	56 (67%)	3 (75%)	12 (80%)	29 (81%)	0,400
<b>Κατηγορία εργαζομένων στον τομέα της υγειονομικής περίθαλψης</b> -----						0,669
Ιατρικό προσωπικό	35 (25%)	22 (26%)	1 (25%)	6 (40%)	6 (17%)	
Νοσηλεύτες	49 (35%)	28 (33%)	1 (25%)	4 (27%)	16 (44%)	
Άλλο	55 (40%)	34 (40%)	2 (50%)	5 (33%)	14 (39%)	
<b>Άμεση προσοχή σε ασθενείς με COVID-19</b>	67 (48%)	40 (48%)	3 (75%)	7 (47%)	17 (47%)	0,814
<b>Χρόνος από την έναρξη των συμπτωμάτων έως την εξέταση (εβδομάδες)</b>	10,4 (9,3 – 11,0)	10,4 (9,0 – 11,1)	9,0 (6,9 – 13,3)	10,4 (9,9 – 10,9)	10,3 (9,3 – 11,1)	0,841
<b>Χρόνος από την εύρεση SARS-CoV-2 έως την εξέταση (εβδομάδες)</b> -----						
RT-PCR	9,4 (8,1 – 10,0)	9,6 (7,9 – 10,1)	7,0 (5,7 – 8,6)	9,5 (9,1 – 10,4)	9,4 (8,6 – 10,0)	0,170
Έλεγχος αντισωμάτων	4,4 (3,6 – 5,0)	4,6 (3,1 – 5,0)	4,3	2,3	4,0 (3,6 – 4,8)	0,501
<b>Ζωτικά σημεία κατά την εξέταση</b> -----						
Αρτηριακή πίεση (mm Hg)						
Συστολική	124 (113–139)	125 (115–142)	127 (114–142)	121 (112–139)	114 (107–136)	0,073

Διαστολική	76 (70–83)	77 (71–85)	77 (75–82)	77 (71–82)	72 (64–78)	0,062
Καρδιακός ρυθμός (bpm)	70 (63–80)	70 (63–82)	68 (64–88)	70 (57–73)	72 (63–80)	0,816
Κορεσμός οξυγόνου <95%	10 (7%)	9 (11%)	1 (25%)	0	0	0,043
<b>Συμπτώματα κατά την εξέταση</b> -----						
Καθόλου συμπτώματα	48 (34%)	33 (39%)	0	3 (20%)	12 (33%)	0,274
Καρδιακής προέλευσης ----- Δύσπνοια	36 (26%)	20 (24%)	2 (50%)	7 (47%)	7 (19%)	0,115
Πόνος στο στήθος	27 (19%)	8 (9%)	3 (75%)	11 (73%)	5 (14%)	<0,001
<i>Όπως περικαρδίτιδα</i>	18 (13%)	3 (4%)	3 (75%)	11 (73%)	1 (3%)	<0,001
Αίσθημα παλμών	20 (14%)	10 (12%)	2 (50%)	3 (20%)	5 (14%)	0,163
Ζάλη	8 (6%)	2 (2%)	1 (25%)	2 (13%)	3 (8%)	0,040
Τουλάχιστον ένα καρδιακό σύμπτωμα	58 (42%)	28 (33%)	4 (100%)	11 (73%)	15 (42%)	0,002
<b>Ηλεκτροκαρδιογραφικές μετρήσεις</b> -----						
Φλεβοκομβικός ρυθμός	139 (100%)	84 (100%)	4 (100%)	15 (100%)	36 (100%)	1,000
<i>Φλεβοκομβική ταχυκαρδία άνω των 100 παλμών ανά λεπτό</i>	2 (1%)	1 (1%)	0	0	1 (3%)	0,637
<i>Φλεβοκομβική βραδυκαρδία κάτω από 50 παλμούς ανά λεπτό</i>	5 (4%)	3 (4%)	0	0	2 (6%)	0,827
Εξωσυστολία	2 (1%)	2 (2%)	0	0	0	1,000

AV block ή bundle branch block	9 (6%)	7 (8%)	0	0	2 (6%)	0,755
Ενδοκοιλιακή καθυστέρηση αγωγής	15 (11%)	9 (11%)	0	1 (7%)	5 (14%)	0,903
Καταστολή του τμήματος ST ή αναστροφή των κυμάτων T	23 (16%)	16 (19%)	1 (25%)	1 (7%)	5 (14%)	0,504
Νέα κύματα Q	0	0	0	0	0	1,000
Μεγάλο διάστημα QT	5 (4%)	4 (5%)	0	1 (7%)	0	0,391
Χαμηλές τάσεις	5 (4%)	1 (1%)	0	2 (13%)	2 (6%)	0,069
Πρώιμη επαναπόλωση	8 (6%)	7 (8%)	0	0	1 (3%)	0,576
Μεταβολές που μοιάζουν με περικαρδίτιδα						
<i>Ευρεία ανύψωση του τμήματος ST</i>	13 (9%)	7 (8%)	0	5 (33%)	1 (3%)	0,017
<i>Κατάπτωση τμήματος PR</i>	33 (24%)	17 (20%)	2 (50%)	8 (53%)	6 (17%)	0,016

### 3.6 Επίλογος

Το σύνδρομο Long COVID είναι μια ακόμη μη πλήρως κατανοητή οντότητα που περιλαμβάνει έναν αστερισμό ετερογενών συμπτωμάτων αβέβαιης αιτιολογίας και αβέβαιης άμεσης αιτιότητας της λοίμωξης SARSCoV-2. Το μεγαλύτερο μέρος αυτής της αβεβαιότητας οφείλεται σε μεγάλο βαθμό στα αναδρομικά δεδομένα που έχουν δημοσιευθεί μέχρι σήμερα. Η συστηματική και προοπτική συλλογή δεδομένων κλινικής παρακολούθησης, η οποία διευκολύνεται από το άνοιγμα των εξωτερικών ιατρείων Post-COVID, σε συνδυασμό με την ακριβή σύγκριση των κλινικών χαρακτηριστικών των ασθενών πριν και μετά τη λοίμωξη SARS-CoV-2, μπορεί να συμβάλει στην τεκμηρίωση της συνέπειας τους. Επιπλέον, για την επίτευξη του θεραπευτικού στόχου, πολλά ερωτήματα σχετικά με τους

παθογενετικούς μηχανισμούς του SARS-CoV-2 δεν έχουν ακόμη απαντηθεί. Η περικαρδίτιδα και η μυοκαρδίτιδα είναι οι δύο συχνότερες καρδιακές εκδηλώσεις που παρατηρούνται μετά από ιογενή λοίμωξη όπως είναι και ο COVID-19, που κυριαρχεί στις μέρες μας ως ιογενής λοίμωξη. Παρόλα αυτά η παθήσεις αυτές εντοπίζονται στο σύνδρομο Long COVID καθώς είναι μακροπρόθεσμα συμπτώματα του COVID-19. Η έγκαιρη διάγνωση τους μπορεί να προλάβει τα χειρότερα.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΣΥΣΤΗΜΑ ΙoT ΓΙΑ ΤΗΝ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ

### 4.1 Εισαγωγή

Γνωρίζοντας πλέον τα χαρακτηριστικά της περικαρδίτιδας και της μυοκαρδίτιδας στο ηλεκτροκαρδιογράφημα, και έχοντας κατανοήσει την λειτουργία και την ερμηνεία ενός καρδιογραφήματος (φυσιολογικού και παθολογικού), μπορούμε να περάσουμε στο κομμάτι της κατασκευής ενός συστήματος ΙoT μέσω του οποίου θα γίνονται μετρήσεις βιολογικών παραμέτρων (ηλεκτροκαρδιογραφήματος, θερμοκρασία σώματος, κορεσμό οξυγόνου) με τους κατάλληλους αισθητήρες, για το καλύτερο και του χαμηλότερου κόστους αποτέλεσμα, και για την καλύτερη πιθανή, πρώτη διάγνωση περικαρδίτιδας και μυοκαρδίτιδας σε Long COVID σύνδρομο.

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται περιγραφή της επιλογής του κατάλληλου μικροελεγκτή για την ανάπτυξη της ΙoT εφαρμογής, και των αισθητήρων που χρησιμοποιήθηκαν για τις μετρήσεις των βιολογικών παραμέτρων. Επίσης περιγράφεται και η διαδικασία δημιουργίας της εφαρμογής και διάφορες μετρήσεις, τοπικές στο Arduino IDE καθώς και στο cloud τις ανοικτής ΙoT πλατφόρμας ThingSpeak.

### 4.2 ΙoT (Διαδίκτυο των πραγμάτων)

Το Διαδίκτυο των Πραγμάτων (ΙoT) περιγράφει μια αναδύομενη τάση όπου ένας μεγάλος αριθμός ενσωματωμένων συσκευών είναι συνδεδεμένος στο Διαδίκτυο. Οι συνδεδεμένες αυτές συσκευές, επικοινωνούν με άτομα και άλλα πράγματα και συχνά παρέχουν δεδομένα αισθητήρων σε πόρους αποθήκευσης και υπολογιστικού νέφους (Cloud) όπου τα δεδομένα υποβάλλονται σε επεξεργασία και αναλύονται για να αποκτήσουν σημαντικές πληροφορίες. Το ΙoT είναι πάρα πολύ σημαντικό επειδή ένα αντικείμενο που μπορεί να αυτοπαρουσιάζεται γίνεται ψηφιακά κάτι πολύ μεγαλύτερο από τον εαυτό του. Δεν αφορά μόνο εμάς, αλλά πλέον θα συνδέεται με τα γύρω αντικείμενα και τα δεδομένα μιας βάσης δεδομένων. Όταν πολλά αντικείμενα ενεργούν μαζί, τότε μπορούμε να πούμε πως έχουν “περιβάλλουσα νοημοσύνη”, και αυτός ήταν και ο σκοπός της δημιουργίας του διαδικτύου των πραγμάτων.

### 4.3 Πλατφόρμες ανάπτυξης ΙoT συσκευής με μικροελεγκτή

Για να μπορεί να αναπτυχθεί μια ΙoT εφαρμογή, χρειάζεται ο μικροελεγκτής που θα χρησιμοποιηθεί, να έχει δυνατότητα ασύρματου πρωτοκόλλου Wi-Fi. Ο μικροελεγκτής διαδραματίζει πολύ σημαντικό ρόλο στην συσκευή, διότι ουσιαστικά μας παρέχει τον εγκέφαλο της που είναι ο υπολογιστής. Συνηθίζεται, η επιλογή του μικροελεγκτή να γίνεται ανάλογα με τις απαιτήσεις που έχει ο δημιουργός για την εφαρμογή που θέλει να αναπτύξει. Αν δεν υπάρχει ακριβές πλάνο για το τι πρέπει να περιέχει αυτή η εφαρμογή, ο μικροελεγκτής που θα επιλεγεί είναι καλό να περιέχει περισσότερους πόρους από αυτούς που έχουμε υπολογίσει. Με αυτόν το τρόπο υπάρχει χώρος για μελλοντική βελτίωση αλλά και χώρος για τυχόν αλλαγές που μπορεί να προκύψουν κατά την δημιουργία της εφαρμογής. Αν όμως υπάρχει ένα σίγουρο και ακριβές πλάνο, μπορεί να γίνει επιλογή του μικροελεγκτή που να πληροί ακριβώς αυτές τις προϋποθέσεις χωρίς να χρειαζόμαστε το κάτι παραπάνω. Με τον τρόπο αυτό πετυχαίνουμε ένα παράγοντα που είναι πάρα πολύ σημαντικός για έναν μηχανικό, δηλαδή την καλύτερη και την μέγιστη βελτιστοποίηση του κόστους της κατασκευής.

Κατόπιν έρευνας για το ποιοι μικροελεγκτές χαμηλού κόστους κυριαρχούν στην αγορά, και χρησιμοποιούνται για εφαρμογές ΙοΤ, καταλήξαμε στις 2 παρακάτω επιλογές :

- ESP32
- ESP8266

#### 4.3.1 Το ESP32 έναντι του ESP8266

Το ESP32 και το ESP8266 είναι χαμηλού κόστους μονάδες Wi-Fi, ιδανικές για έργα DIY στα πεδία του ΙοΤ και του Home Automation. Έχουν και τα δύο τσιπ επεξεργαστή 32bit. Το ESP32 διαθέτει διπύρηνιο επεξεργαστή που τρέχει στα 160 – 240 MHz , ενώ το ESP8266 είναι ένας επεξεργαστής μονού πυρήνα που τρέχει στα 80 MHz. Διαθέτουν GPIO (general-purpose input/output) που υποστηρίζουν διάφορα πρωτόκολλα, όπως SPI (Serial Peripheral Interface), I2C (Inter-Integrated Circuit ) , UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter), ADC (Analog-to-digital conversion) , DAC (digital to analog converter) , PWM (Pulse Width Modulation). Το καλύτερο μέρος είναι ότι οι πλακέτες αυτές διαθέτουν ασύρματη δικτύωση, πράγμα που τις κάνει να ξεχωρίζουν από άλλους μικροελεγκτές, όπως για παράδειγμα το Arduino. Αυτό μας δίνει την δυνατότητα να ελέγχουμε και να παρακολουθούμε συσκευές από απόσταση μέσω Wi-Fi ή Bluetooth. Στην περίπτωση όπου δεν χρειάζεται να χρησιμοποιηθούν οι ασύρματες δυνατότητες τους, μπορούν απλά να χρησιμοποιηθούν οι μικροελεγκτές αυτοί για έλεγχο εισόδων και εξόδων, όπως και με ένα Arduino, με την διαφορά ότι το Arduino λειτουργεί με λογική τάση στα 5 V, ενώ το ESP32 και ESP8266 δουλεύουν με λογική τάση στα 3,3V [29].

Οι πλακέτες του ESP32 όπως και του ESP8266, διαθέτουν όλα τα απαραίτητα κυκλώματα για την τροφοδοσία του τσιπ, τη σύνδεσή του στον υπολογιστή, ένα κύκλωμα για εύκολη αποστολή κώδικα, ακροδέκτες για σύνδεση περιφερειακών, ενσωματωμένες λυχνίες LED τροφοδοσίας και ελέγχου και άλλες χρήσιμες λειτουργίες, οπότε δεν συνιστάται η χρήση μονάχα του τσιπ αλλά ολόκληρης της πλακέτας.

Το ESP32 είναι ο διάδοχος του ESP8266. Έχει ταχύτερο Wo, περισσότερα GPIO και υποστηρίζει Bluetooth 4,2 και Bluetooth χαμηλής ενέργειας. Το ESP32 έχει επίσης ακροδέκτες (pins) ευαίσθητους στην αφή που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αφύπνιση του ESP32 από deep sleep, και ενσωματωμένους αισθητήρες.

Πίνακας 7 Το ESP32 έναντι του ESP8266 [29]

	ESP8266	ESP32
MCU	Xtensa Single-core 32-bit L106	Xtensa Dual-core 32-bit LX6 with 600 DMIPS
802.11 b/g/n Wi-Fi	HT20	HT40
Bluetooth	X	Bluetooth 4,2 and BLE
Typical Frequency (τυπική συχνότητα)	80 MHz	160 MHz
SRAM	X	✓
Flash	X	✓
GPIO	17	34
Hardware/Software PWM	None / 8 channels	None / 16 channels
SPI/I2C/I2S/UART	2/1/2/2	4/2/2/2
ADC (αναλογικό σε ψηφιακό)	X	✓

<b>CAN bus connection</b>	X	✓
<b>Ethernet MAC Interface (διεπαφή MAC Ethernet)</b>	X	✓
<b>Touch Sensor (αισθητήρας αφής)</b>	X	✓
<b>Temperature Sensor (αισθητήρας θερμοκρασίας)</b>	X	✓ (Σε παλιότερες εκδόσεις)
<b>Hall effect Sensor</b>	X	✓
<b>Working Temperature (θερμοκρασία λειτουργίας)</b>	-40°C - 125°C	-40°C - 125°C
<b>Price (κόστος)</b>	3-6\$	6-12\$

#### 4.3.2 Το ESP32

Αφού έγινε η σύγκριση ανάμεσα στο ESP32 και το ESP8266, καταλήξαμε στην αναμφισβήτητα καλύτερη επιλογή (Πίνακας 7) που είναι το ESP32. Οπότε μπορούμε τώρα να εμβαθύνουμε λίγο περισσότερο στην επεξήγηση του.

Το ESP32 είναι ένα ολοκληρωμένο που αποτελείται από τον μικροελεγκτή, ένα κύκλωμα μετατροπής τάσης από 3-12 V σε 3,3 V, γιατί αυτή είναι η τάση που χρειάζεται για να λειτουργήσει, 2 απλά κουμπιά (EN (RST) button και boot button), και μία θύρα USB για τον εύκολο προγραμματισμό της συσκευής.

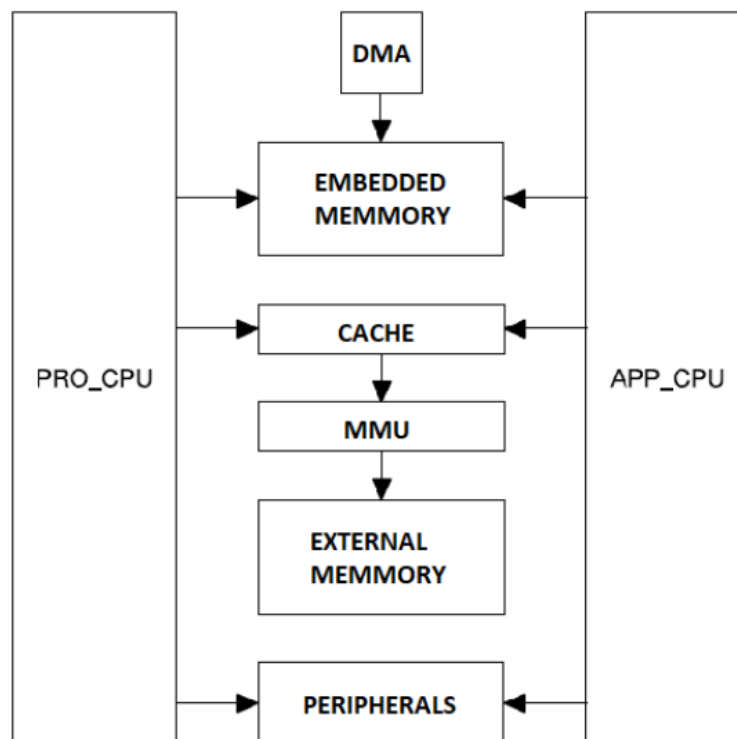
Το ESP-WROOM-32 είναι ουσιαστικά ένα ολοκληρωμένο που αποτελείται από τον μικροελεγκτή, και από τα ελάχιστα περιφερειακά που χρειάζεται για να δουλέψει, δηλαδή αντιστάσεις, πυκνωτές και την κεραία. Έτσι μας δίνει την δυνατότητα ασύρματης δικτύωσης, χαρακτηριστικό που το κάνει να ξεχωρίζουν από άλλους μικροελεγκτές, όπως για παράδειγμα το Arduino. Αυτό μας δίνει την δυνατότητα να ελέγχουμε και να παρακολουθούμε συσκευές από απόσταση μέσω Wi-Fi ή Bluetooth. Στην περίπτωση όπου δεν χρειάζεται να χρησιμοποιηθεί η ασύρματη δυνατότητα του, μπορεί απλά να χρησιμοποιηθεί για έλεγχο εισόδων και εξόδων.

Τα χαρακτηριστικά του είναι τα παρακάτω:

- Ρολόι πραγματικού χρόνου
- ADC (Analog-to-digital conversion)
- DAC (digital to analog converter)
- Ενσωματωμένοι αισθητήρες
- Watcdog και Timers
- Συνεπεξεργαστής ULP (Ultra Low Power)
- Διεπαφή MAC Ethernet
- Ασύγχρονος δέκτης/πομπός (UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter))
- Διεπαφή I2C
- Διεπαφή I2S
- Διεπαφή SPI
- PWM (Pulse Width Modulation).
- Επιταχυντής υλικού
- Ελεγκτής κεντρικού υπολογιστή SD/SDIO/MMC



πρόσβαση της εξωτερική μνήμης του ESP32, και τα περιφερειακά (PERIPHERALS) είναι τα I/O, το Wi-Fi κ.λπ.



Εικόνα 34 Η αρχιτεκτονική του ESP32. Πηγή:  
[http://www.exploreembedded.com/wiki/Overview\\_of\\_ESP32\\_features.\\_What\\_do\\_they\\_practically\\_mean%3F](http://www.exploreembedded.com/wiki/Overview_of_ESP32_features._What_do_they_practically_mean%3F)

## 4.4 Οι αισθητήρες του συστήματος

Για την λήψη των βιολογικών σημάτων χρησιμοποιήθηκαν αισθητήρες. Αρχικά για την λήψη του ΗΓΚ, χρησιμοποιήθηκε το ολοκληρωμένο AD8232, που ουσιαστικά είναι και το σημαντικότερο στην παρούσα διπλωματική, καθώς το μεγαλύτερο ποσοστό επιτυχίας στην έγκαιρη διάγνωση μυοκαρδίτιδας μπορούμε να το επιτύχουμε με αυτό. Στην συνέχεια, για την μέτρηση κορεσμού οξυγόνου χρησιμοποιήθηκε ο αισθητήρας MAX30102, και για την μέτρηση της θερμοκρασίας του σώματος, ο αισθητήρας DS18B20.

### 4.4.1 Το ολοκληρωμένο AD8232

Το ολοκληρωμένο AD8232 είναι μια εμπορική πλακέτα που χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς του ανθρώπου. Η ηλεκτρική αυτή δραστηριότητα μπορεί να χαρτογραφηθεί όπως ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα και η έξοδος αυτού είναι μια αναλογική ένδειξη. Τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα μπορεί να είναι πολύ θορυβώδη, οπότε για τη μείωση του θορύβου μπορεί να χρησιμοποιηθεί το τσιπ AD8232. Η αρχή λειτουργίας του ολοκληρωμένου για την λήψη ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι σαν ένας λειτουργικός ενισχυτής που βοηθάει στην απλή και καθαρή λήψη ενός σήματος [32][45].

Το ολοκληρωμένο AD8232 χρησιμοποιείται για την επεξεργασία σήματος στο ΗΚΓ, καθώς και για άλλες εφαρμογές μέτρησης βιοδυναμικού, διότι τον ρόλο του αισθητήρα τον παίζουν τα ηλεκτρόδια. Ο

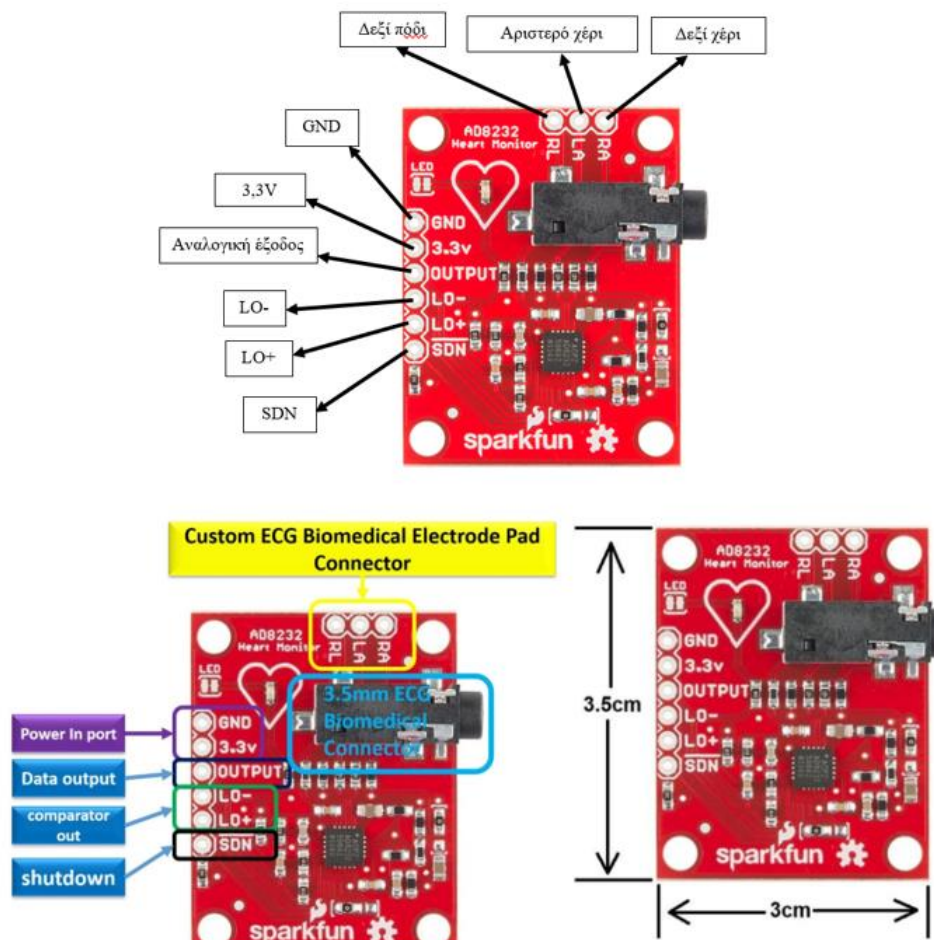
κύριος σκοπός αυτού του τσιπ είναι να ενισχύει, να εξάγει καθώς και να φιλτράρει τα σήματα βιοδυναμικού τα οποία είναι μικρά στις θορυβώδεις συνθήκες όπως αυτές που σχηματίζονται μέσω της αντικατάστασης απομακρυσμένου ηλεκτροδίου αλλά και της κίνησης [45].

Το AD8232 Έχει τα παρακάτω χαρακτηριστικά [32]:

- Εύκολη ανάγνωση του αναλογικού σήματος εξόδου με μικροελεγκτή
- Τάση λειτουργίας: 2,5 – 3,3 Vdc
- Ρεύμα λειτουργίας: 170  $\mu$ A
- Λειτουργεί ως λειτουργικός ενισχυτής για την εξαγωγή καθαρού σήματος κατά τη διάρκεια του διαστήματος PR και QT του καρδιακού παλμού.
- Λόγος απόρριψης κοινού τρόπου (common-mode rejection ratio): 80 dB στα 60Hz
- Ηλεκτροστατική εκφόρτιση για το μοντέλο του ανθρώπινου σώματος: 8 kV
- Εντοπίζει ποιο καλώδιο είναι συνδεδεμένο ή αποσυνδεδεμένο
- Διαθέτει ακροδέκτη απενεργοποίησης που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την είσοδο σε λειτουργία εξοικονόμησης ενέργειας
- Εύρος ονομαστικής θερμοκρασίας: 0 έως 70°C
- Εύρος θερμοκρασίας λειτουργίας από -40 έως 85°C
- Διαστάσεις 3,5 cm \* 3 cm

Επίσης το ολοκληρωμένο AD8232 περιλαμβάνει τους παρακάτω ακροδέκτες/ακίδες (Εικόνα 35) [31]:

- GND (Γείωση)
- Τροφοδοσία μονάδας 3,3V
- OUTPUT (φιλτραρισμένη αναλογική έξοδος).
- LO- (Ακροδέκτης ανίχνευσης εξόδου (αρνητικό ηλεκτρόδιο))
- LO+ (Ακροδέκτης ανίχνευσης εξόδου (θετικό ηλεκτρόδιο))
- SDN (Shutdown control pin)
- LED



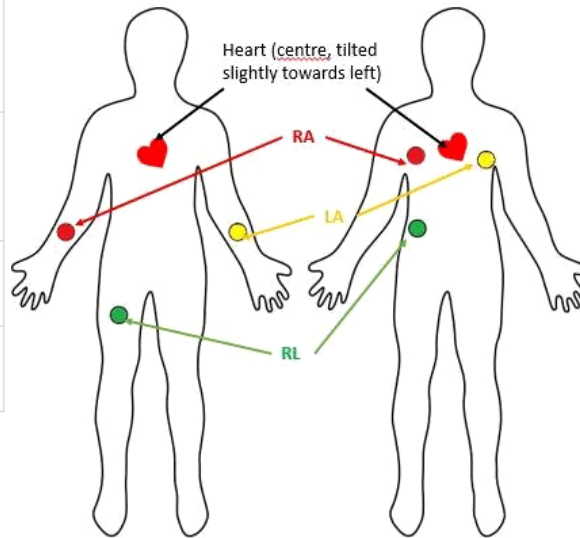
Εικόνα 35 Οι ακροδέκτες και οι διαστάσεις του AD8232 [32].

Ακίδες σύνδεσης ηλεκτροδίων ηλεκτροκαρδιογραφήματος [32] [45]:

- LA (Left Arm (Αριστερό χέρι)) : Το LA είναι η θετική είσοδος (+IN) του ενισχυτή οργανολογίας του ολοκληρωμένου κυκλώματος AD8232 (Εικόνα 37). Εδώ λαμβάνεται σήμα από το ηλεκτρόδιο που είναι συνδεδεμένο στο αριστερό χέρι του ανθρώπινου σώματος.
- RA (Right Arm (Δεξί χέρι)) : RA είναι η αρνητική είσοδος (-IN) του ενισχυτή οργανολογίας του AD8232 (Εικόνα 37). Εδώ λαμβάνεται σήμα από το ηλεκτρόδιο που είναι συνδεδεμένο στο δεξί χέρι του ανθρώπινου σώματος.
- RL (Right Leg (Δεξί πόδι)) : Το ηλεκτρόδιο RL χρησιμοποιείται ως σημείο αναφοράς για τη μείωση του θορύβου κοινού τρόπου και τη βελτίωση της ποιότητας του σήματος ΗΚΓ. Συνήθως συνδέεται στο δεξί πόδι του ασθενούς. Το AD8232 ενσωματώνει με λίγα λόγια έναν ενισχυτή οδήγησης δεξιού ποδιού (Right Leg Driver, RLD) για να συμβάλει στη βελτίωση του λόγου απόρριψης κοινού τρόπου του σήματος ΗΚΓ. Πρακτικά, το RLD είναι ένας αναστρέφων ενισχυτής, που ενισχύει ανεστραμμένα τον θόρυβο του σώματος και μέσω του ηλεκτροδίου RL, τον επιστρέφει πίσω στο σώμα προκειμένου να εξουδετερώσει τον θόρυβο του σώματος που προκαλείτε από διάφορες πηγές (π.χ. παρεμβολές ηλεκτρικού δικτύου). Ως αποτέλεσμα αυτού, έχουμε ένα καθαρότερο και ακριβέστερο σήμα ΗΚΓ.



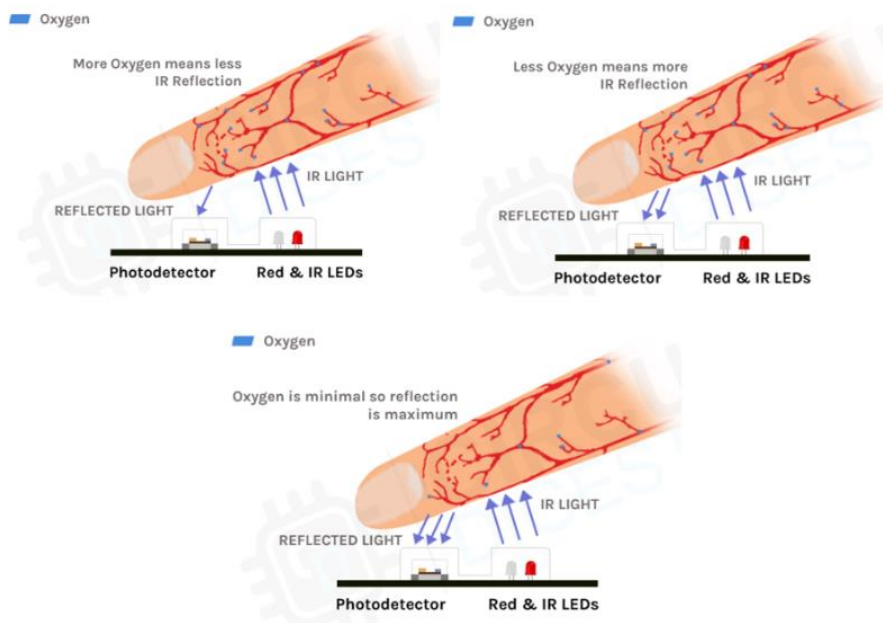
Electrode Name	Electrode colour	Location
RA	Red	Right Arm
LA	Yellow	Left Arm
RL	Green	Right Leg



Εικόνα 38 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων του ολοκληρωμένου AD8232 , το πράσινο χρώμα είναι το ηλεκτρόδιο γείωσης, ενώ το κίτρινο και το κόκκινο χρώμα είναι το θετικό και το αρνητικό ηλεκτρόδιο αντίστοιχα. Πηγή: <https://circuitdigest.com/microcontroller-projects/understanding-ecg-sensor-and-program-ad8232-ecg-sensor-with-arduino-to-diagnose-various-medical-conditions>

#### 4.4.2 Ο αισθητήρας MAX30102

Ο αισθητήρας MAX30102 είναι ένα ψηφιακό παλμικό οξύμετρο και αισθητήρας καρδιακού ρυθμού. Μπορεί να μετρήσει τον καρδιακό ρυθμό/παλμούς (περίπου με 97,11% ακρίβεια), μετρώντας την διαφορά μεταξύ του πλούσιου οξυγονωμένου αίματος και του λιγότερο πλούσιου οξυγονωμένου αίματος. Εκτός από τον καρδιακό ρυθμό/παλμούς, το MAX30102 μπορεί επίσης να μετρήσει τη συγκέντρωση οξυγόνου στο αίμα (κορεσμό οξυγόνου (SpO2) περίπου με ακρίβεια 98,84%). Αυτό γίνεται με την μέθοδο PPG (Photoplethysmography) [33]. Αυτό σημαίνει ότι ο χρήστης πρέπει να ακουμπά και να ασκεί ελάχιστη πίεση πάνω στον αισθητήρα.



Εικόνα 39 Μέθοδος PPG [33]

Το MAX30102 είναι σχετικά ένας πολύ ευέλικτος αισθητήρας, και εκτός από τον κορεσμό οξυγόνου μπορεί και τον καρδιακό ρυθμό, μπορεί επίσης να μετρήσει την θερμοκρασία του σώματος, καθώς έχει ενσωματωμένο αισθητήρα θερμοκρασίας ON-Chip [33]. Αυτή του όμως την ικανότητα δεν την εκμεταλλευτήκαμε στην παρούσα διπλωματική, καθώς για την μέτρηση της θερμοκρασίας του σώματος χρησιμοποιήθηκε ο αισθητήρας DS18B20.

Το αισθητήριο MAX30102 σχεδιάστηκε από την Analog Devices και διαθέτει δύο LED, ένα υπέρυθρο και ένα χρώματος κόκκινου, ένα φωτοανιχνευτή, οπτικά και μονάδα επεξεργασίας σήματος χαμηλού θορύβου για την ανίχνευση σημάτων της παλμικής οξυμετρίας (SpO<sub>2</sub>) και καρδιακού ρυθμού (HR). Κάθε φορά φωτίζεται μόνο ένα LED και ελέγχεται η ποσότητα του φωτός που αντανακλάται πίσω από τον αισθητήρα. Με βάση την αντανάκλαση μπορεί να προσδιοριστεί το επίπεδο οξυγόνου στο αίμα, και ο καρδιακός ρυθμός [33].

Ο MAX30102 έχει τους παρακάτω ακροδέκτες [33]:

- VIN (VCC) : Είναι ο ακροδέκτης τροφοδοσίας που μπορεί να συνδεθεί στα 3,3V και 5V.
- SCL (Serial Clock): Είναι το σειριακό ρολόι. Η κύρια συσκευή στέλνει παλμό στον ακροδέκτη αυτό ανά τακτά χρονικά διαστήματα για να παράγει σήμα ρολογιού.
- SDA (Serial Data): Αντιπροσωπεύει τα σειριακά δεδομένα, μέσω αυτού του ακροδέκτη γίνεται η ανταλλαγή των δεδομένων με τον μικροελεγκτή.
- INT: Είναι ο ακροδέκτης διακοπής του ολοκληρωμένου κυκλώματος. Αυτό το ολοκληρωμένο κύκλωμα μπορεί να προγραμματιστεί να παράγει μια διακοπή α σε κάθε παλμό.
- IRD (Integrated receiver/decoder): Αυτός είναι ο ακροδέκτης που συνδέεται με το IR LED της μονάδας.
- RD: Είναι παρόμοιος με τον ακροδέκτη IRD, με την διαφορά ότι το LED σε αυτό τον ακροδέκτη είναι χρώματος κόκκινο.
- GND : Ακροδέκτης γείωσης.

Ολοί οι ακροδέκτες αυτοί είναι ψηφιακοί εκτός από το VIN και το GND.



Εικόνα 40 Το αισθητήριο MAX30102 και οι ακροδέκτες του [33]

Το ολοκληρωμένο κύκλωμα του MAX30102 στην πλακέτα, απαιτεί δύο διαφορετικές τάσεις τροφοδοσίας, για να παρέχει σταθερή λειτουργία, για αυτό στην πλακέτα υπάρχουν δύο γραμμικοί ρυθμιστές χαμηλής τάσης (ο ένας για 3,3V και ο άλλος για 1,8V). Το ρεύμα λειτουργίας του είναι λιγότερο από 600mA κατά την διάρκεια της μέτρησης, και κατά την διάρκεια αναμονής είναι μόνο 0,7mA. Λόγο της χαμηλής του κατανάλωσης ενέργειας, μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές τροφοδοτούμενες από μπαταρίες. Η θερμοκρασία λειτουργίας του είναι  $-40^{\circ}\text{C}$  -  $-85^{\circ}\text{C}$ . Η διεπαφή που χρησιμοποιεί για επικοινωνία είναι I2C. Επίσης προσφέρει έναν FIFO (first in - first out) buffer, για την συγκράτηση και την δειγματοληψία 16 διαφορετικών μετρήσεων [33].

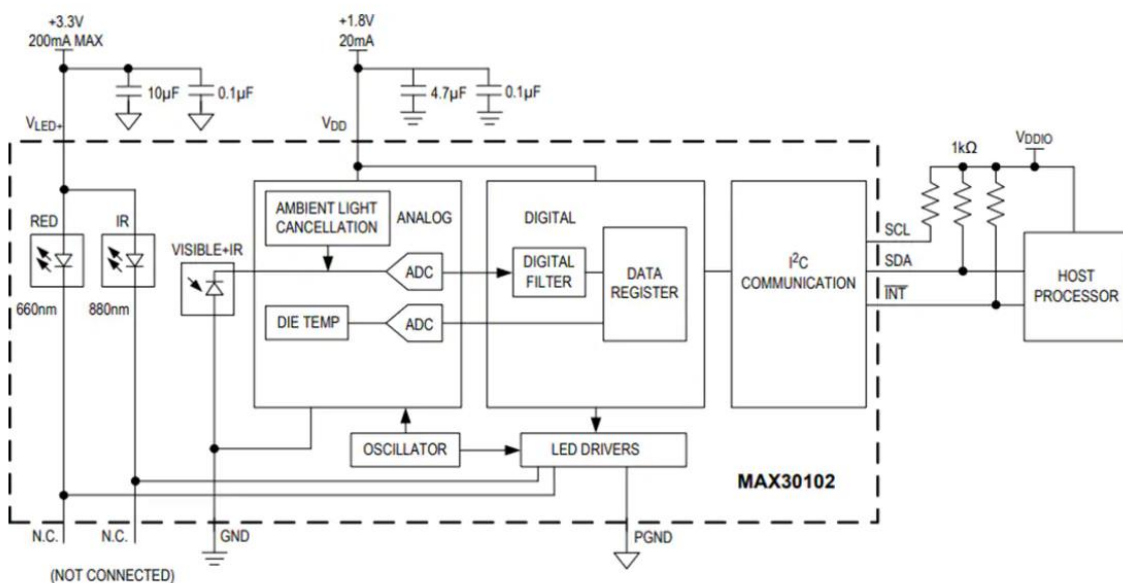


Εικόνα 41 Η ολοκληρωμένη πλακέτα MAX30102 [33]

#### 4.4.2.1 Διακοπές του MAX30102

Το MAX30102 προσφέρει 5 διαφορετικούς τύπους διακοπών, οι οποίες διακοπές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την εκτέλεση άλλων εργασιών στον μικροελεγκτή ενώ ο αισθητήρας συλλέγει δεδομένα. Οι διακοπές αυτές είναι οι Power Ready, SPO2 Data Ready, Heart Rate Data Ready, Temperature Ready και η FIFO Almost Full [33].

#### TYPICAL APPLICATION CIRCUIT



Εικόνα 42 Σχηματικό διάγραμμα του MAX30102. Πηγή: <https://gr.mouser.com/new/maxim-integrated/maxim-max30102efd-sensor/>

#### 4.4.3 Ο αισθητήρας DS18B20

Ο DS18B20 είναι ένας χαμηλού κόστους αισθητήρας θερμοκρασίας. Κατασκευάζεται από την Dallas semiconductor. Ο αισθητήρας είναι διαθέσιμος σε δύο μορφές. Η μία μορφή μοιάζει σαν ένα απλό τρανζίστορ και η άλλη έχει την μορφή ενός καλωδίου και είναι αδιάβροχο.

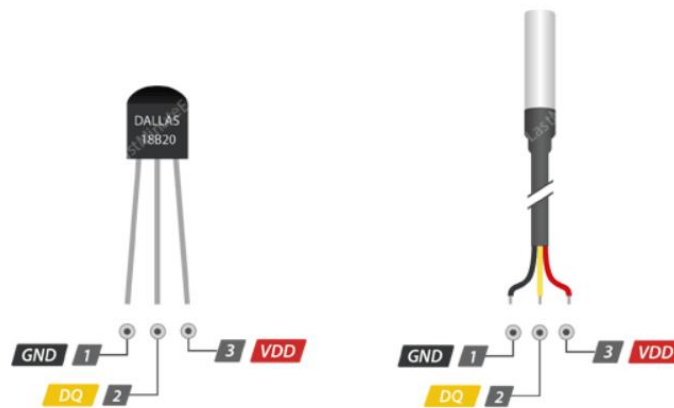


Εικόνα 43 Μορφές αισθητήρα DS18B20. Πηγή : <https://lastminuteengineers.com/ds18b20-arduino-tutorial/>

Ο αισθητήρας DS18B20 είναι αρκετά μεγάλης ακρίβειας και δεν απαιτεί εξωτερικά εξαρτήματα για να λειτουργήσει. Έχει εύρος θερμοκρασίας  $-55^{\circ}\text{C}$  -  $+125^{\circ}\text{C}$ , και ακρίβεια  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ . Η ανάλυση του μπορεί να ρυθμιστεί σε 9, 10, 11 ή 12 bit. Η προεπιλεγμένη ανάλυση είναι 12 bit (ακρίβεια  $0,0625^{\circ}\text{C}$ ). Η τροφοδοσία του είναι στα 3,3V με 5,5V και το ρεύμα λειτουργίας του είναι μόνο 1mA κατά τις ενεργές μετατροπές θερμοκρασίας.

Ο DS18B20 έχει τρεις ακροδέκτες:

- GND (γείωση)
- DQ (Δίαυλος δεδομένων (συνδέεται με ένα ψηφιακό ακροδέκτη του μικροελεγκτή))
- VDD (Τροφοδοσία)



Εικόνα 44 Ακροδέκτες του αισθητήρα DS18B20. Πηγή : <https://lastminuteengineers.com/ds18b20-arduino-tutorial/>

## 4.5 Αλληλεπίδραση του ESP32 με τους αισθητήρες

Γνωρίζοντας τώρα τα χαρακτηριστικά της ολοκληρωμένης πλακέτας του μικροελεγκτή ESP32 και των αισθητηρίων του συστήματος, πρέπει να δούμε πως αυτά αλληλεπιδρούν μεταξύ τους για το αποτέλεσμα που θέλουμε να πετύχουμε.

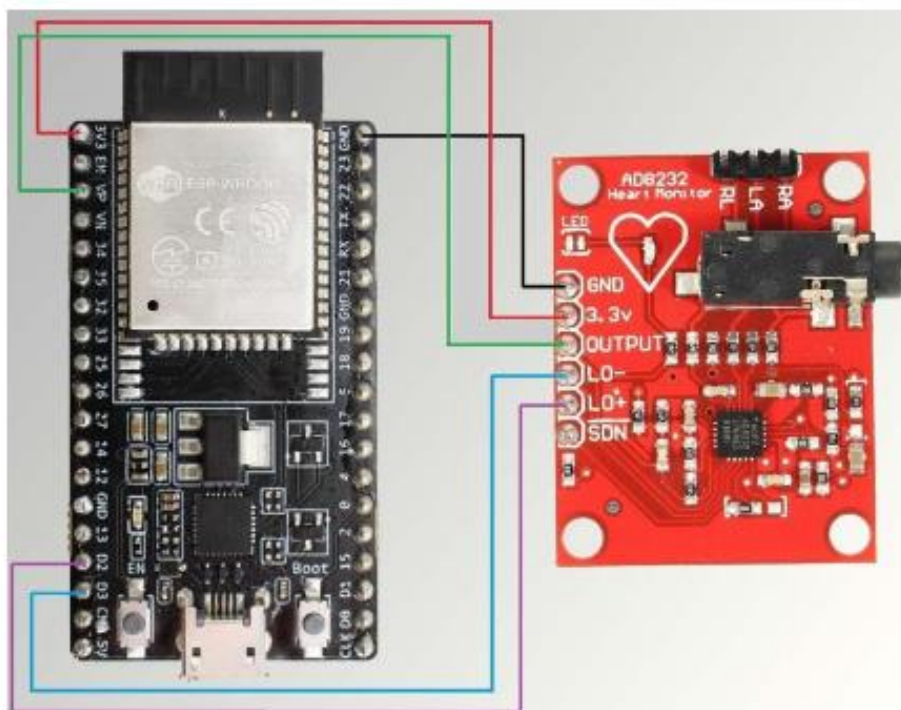
Αρχικά έγιναν δοκιμές τοπικά για κάθε ένα αισθητήρα ξεχωριστά στο breadboard, ώστε να επιβεβαιωθεί η σωστή λειτουργία τους. Αφού επιβεβαιώθηκε, συνδέθηκαν όλοι οι αισθητήρες μαζί στο breadboard με το ESP32 και μέσω του Arduino IDE, με τους κατάλληλους κώδικες και τις κατάλληλες ρυθμίσεις στο cloud του Thingspeak, τα δεδομένα από τους αισθητήρες εμφανίζονται πλέον live στο cloud.

### 4.5.1 Το ESP32 με το ολοκληρωμένο AD8232

Αφού ξέρουμε πλέον την λειτουργία του μικροελεγκτή ESP32 και των αισθητήρων του συστήματος, πρέπει να δούμε πως αυτά αλληλεπιδρούν μεταξύ τους, για να πάρουμε το αποτέλεσμα που θέλουμε.

Αρχικά θα δούμε τις συνδέσεις του ολοκληρωμένου AD8232 με το ESP32, καθώς είναι και ο πιο σημαντικός αισθητήρας του συγκεκριμένου συστήματος στην διπλωματική αυτή.

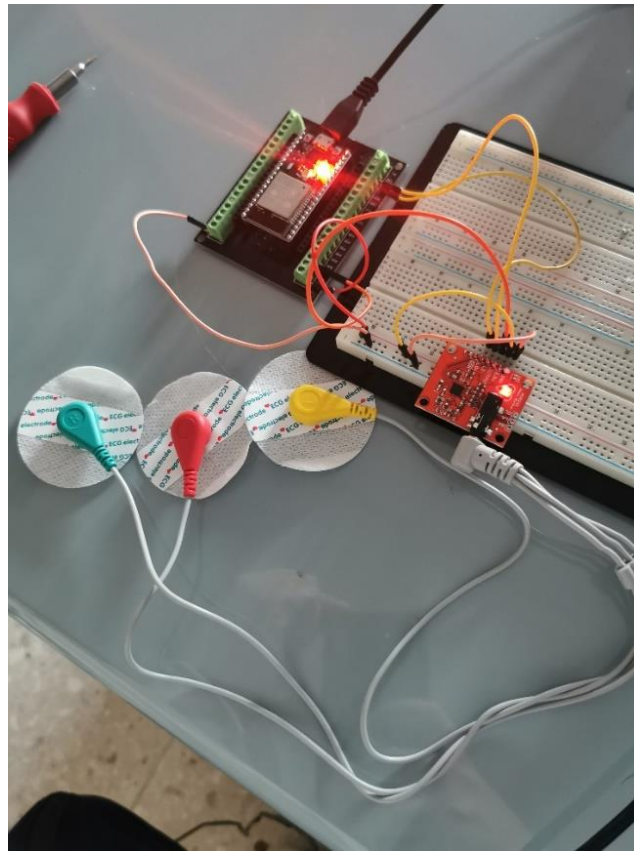
Όπως φαίνεται και στην εικόνα 45, ο ακροδέκτης της γείωσης του AD8232 συνδέεται με μια από τις γειώσεις του ESP32, ο ακροδέκτης της τάσης τροφοδοσίας του AD8232 συνδέεται στα 3,3V του ESP32, το output του αισθητήρα συνδέεται στο SVP (ADC0), το LO- και το LO+ με το SD3 και το SD2 αντίστοιχα, και το SDN μένει ως έχει.



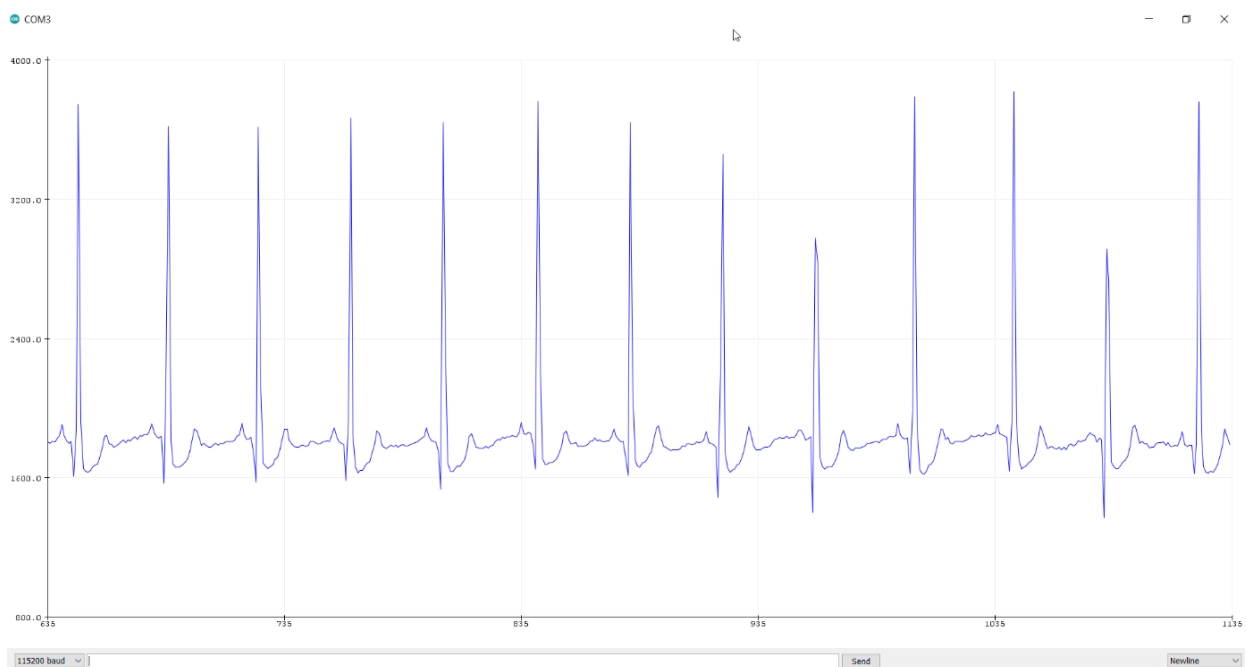
Εικόνα 45 Σύνδεση του ESP32 με το ολοκληρωμένο AD8232. Πηγή: <https://how2electronics.com/iot-ecg-monitoring-ad8232-sensor-esp32/>

Δημιουργώντας το κύκλωμα με το AD8232 (Εικόνα 46), και φορτώνοντας τον κατάλληλο κώδικα στον μικροελεγκτή ESP32 (Παράρτημα Β), μπορούμε πλέον να δούμε τοπικά στο serial monitor τις

ηλεκτροκαρδιογραφικές μετρήσεις και στο serial plotter του Arduino IDE το ηλεκτροκαρδιογράφημα που λαμβάνετε σε πραγματικό χρόνο (Εικόνα 47). Ο τυπικός τρόπος σύνδεσης των ηλεκτροδίων στο σώμα, για το ολοκληρωμένο AD8232 φαίνεται στην Εικόνα 38.



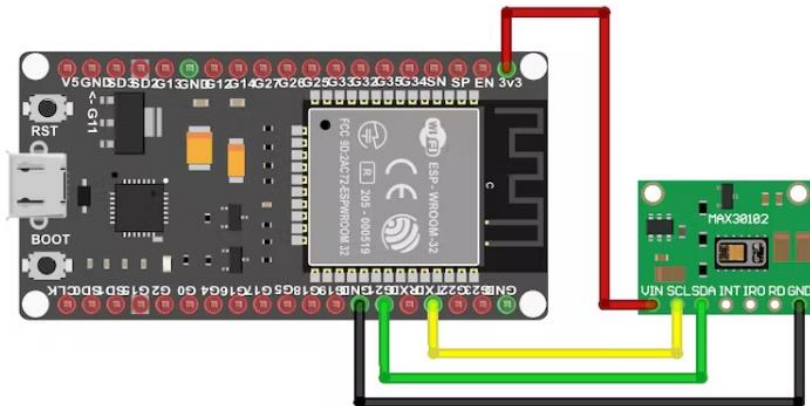
Εικόνα 46 Σύνδεση του AD8232 με το ESP32 στο breadboard για δοκιμές



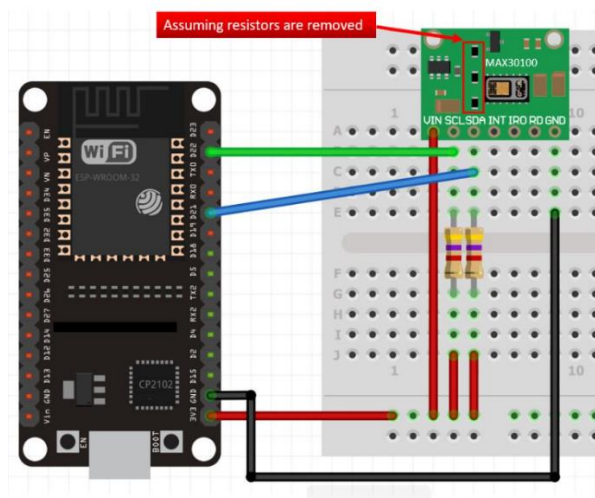
Εικόνα 47 ηλεκτροκαρδιογράφημα από το ολοκληρωμένο AD8232 στο serial plotter του Arduino IDE

#### 4.5.2 Το ESP32 με τον αισθητήρα MAX30102

Στην εικόνα 48 φαίνονται οι συνδέσεις του ESP32 με το παλμικό οξύμετρο MAX30102. Το VIN του MAX30102 συνδέεται στα 3,3V του ESP32, το GND του αισθητηρίου συνδέεται με μια από τις γειώσεις του ESP32 και το SCL και το SDA στους ακροδέκτες G22 και G21 αντίστοιχα. Οι υπόλοιποι ακροδέκτες δεν συνδέονται πουθενά. Οι δυο pull-up αντιστάσεις που φαίνονται στην Εικόνα 49, χρησιμοποιούνται για την διεπαφή I2C.

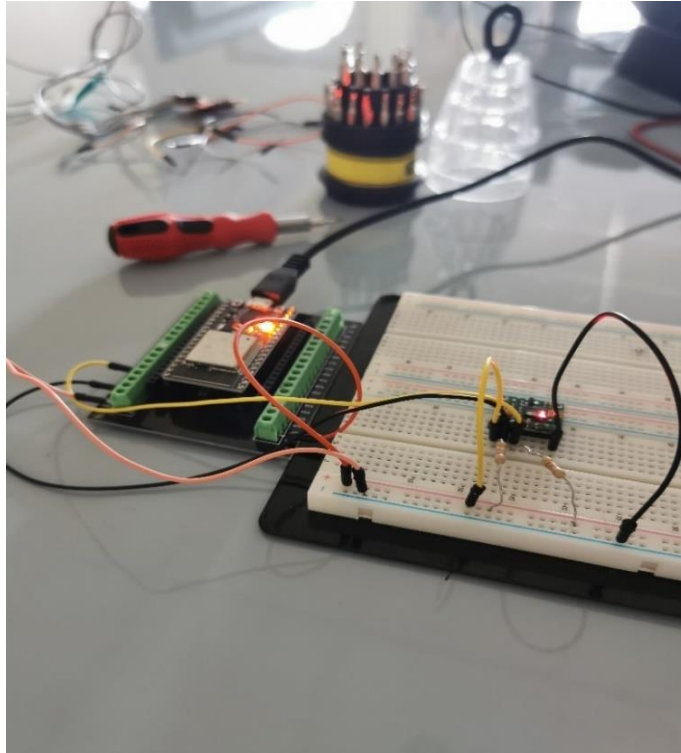


Εικόνα 48 Σύνδεση του ESP32 με τον αισθητήρα MAX30102. Πηγή: <https://www.hackster.io/rswm/diy-blood-oximeter-93529b>



Εικόνα 49 Σύνδεση pull-up αντιστάσεων. Πηγή: <https://microcontrollerslab.com/max30100-pulse-oximeter-heart-rate-sensor-esp32/>

Δημιουργώντας το κύκλωμα με το MAX30102 (Εικόνα 50), και φορτώνοντας τον κατάλληλο κώδικα στον μικροελεγκτή ESP32 (Παράρτημα Γ), μπορούμε πλέον να δούμε τις μετρήσεις του οξυγόνου τοπικά στο serial monitor και στο serial plotter του Arduino IDE (Εικόνα 51-52) με την μέθοδο PPG.



Εικόνα 50 Σύνδεση του MAX30102 με το ESP32 στο breadboard για δοκιμές

```

Output Serial Monitor x
Message (Enter to send message to 'ESP32 Dev Module' on 'COM3')
13:33:59.453 -> 88.77,88.28,98.46,85.00,90.00,95.00,100.00
13:33:59.546 -> 89.04,88.40,98.46,85.00,90.00,95.00,100.00
13:33:59.625 -> 89.37,88.54,98.46,85.00,90.00,95.00,100.00
13:33:59.763 -> 89.56,88.63,98.46,85.00,90.00,95.00,100.00
13:33:59.826 -> 86.45,87.30,98.46,85.00,90.00,95.00,100.00
13:33:59.966 -> 86.16,87.17,98.46,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:00.044 -> 87.11,87.59,98.46,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:00.168 -> 87.83,87.88,98.46,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:00.245 -> 88.21,88.02,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:00.338 -> 88.53,88.16,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:00.430 -> 88.95,88.32,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:00.509 -> 89.19,88.41,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:00.648 -> 89.37,88.49,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:00.711 -> 86.71,87.40,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:00.849 -> 86.33,87.22,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:00.941 -> 86.93,87.45,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:01.034 -> 87.82,87.89,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:01.112 -> 88.40,88.13,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:01.237 -> 88.80,88.30,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:01.313 -> 89.11,88.43,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:01.421 -> 89.28,88.49,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:01.545 -> 89.11,88.42,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:01.637 -> 86.25,87.20,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:01.715 -> 86.34,87.24,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:01.852 -> 87.26,87.68,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:01.945 -> 88.21,88.11,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:02.038 -> 88.86,88.39,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00
13:34:02.116 -> 89.15,88.48,98.66,85.00,90.00,95.00,100.00

```

Εικόνα 51 Μετρήσεις κορεσμού οξυγόνου από το MAX30102 τοπικά στο serial monitor του Arduino IDE



Εικόνα 52 Μετρήσεις κορεσμού οξυγόνου από το MAX30102 τοπικά στο serial plotter του Arduino IDE

#### 4.5.2.1 Σύγκριση του παλμικού οξύμετρου MAX30102 με ένα εμπορικό παλμικό οξύμετρο

Για να δούμε κατά πόσο ισχύει η ακρίβεια (98,84%) που αναφέρθηκε σε προηγούμενη παράγραφο κατά την περιγραφή του αισθητηρίου MAX30102, κάναμε μια σύγκριση στο MAX30102 με ένα εμπορικό παλμικό οξύμετρο, για να δούμε τις διαφορές στην ακρίβεια κατά την μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα. Η μέτρηση έγινε και για τα δύο οξύμετρα για 20 s, από την στιγμή που εφαρμόσαμε το δάκτυλο μας πάνω στον αισθητήρα.



Εικόνα 53 Μέτρηση κορεσμού οξυγόνου με το MAX30102

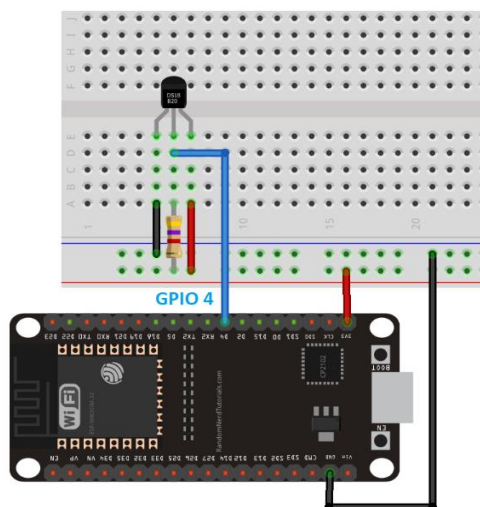


Εικόνα 54 Μέτρηση οξυγόνου με εμπορικό παλμικό οξύμετρο

Όπως βλέπουμε και στις Εικόνες 53-54, η διαφορά στο αποτέλεσμα είναι πάρα πολύ μικρή. Δεν μπορούμε να ορίσουμε ακριβώς την ακρίβεια του MAX30102 με αυτή την σύγκριση στην περίπτωση μας, καθώς εμείς παίρνουμε ακρίβεια και δύο δεκαδικών ψηφίων, ενώ το εμπορικό οξύμετρο μας δίνει ως αποτέλεσμα έναν ακέραιο αριθμό καθώς έτσι είναι προγραμματισμένο. Εάν προγραμματίζαμε και το δικό μας παλμικό οξύμετρο να μας δίνει μόνο ακέραιους αριθμούς, τότε η ακρίβεια πάλι θα ήταν πάρα πολύ καλή. Το μόνο που μπορούμε να πούμε με σιγουριά, είναι ότι το MAX30102 είναι αξιόπιστο (τουλάχιστον για τον κορεσμό οξυγόνου στο αίμα) σε σχέση με το κόστος του.

#### 4.5.3 Το ESP32 με τον αισθητήρα DS18B20

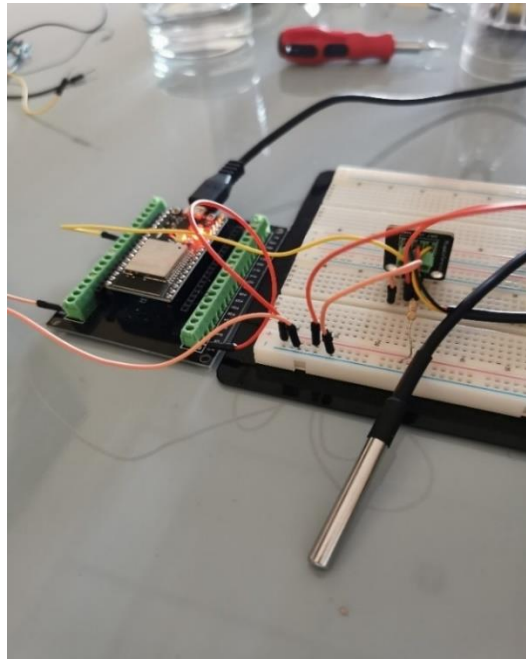
Στην εικόνα 55 φαίνονται οι συνδέσεις του ESP32 τον αισθητήρα θερμοκρασίας DS18B20. Το VIN του συνδέεται στα 3,3V του ESP32, το GND του αισθητηρίου συνδέεται με μια από τις γειώσεις του ESP32 και το DQ στο GPIO4.



Εικόνα 55 Σύνδεση του ESP32 με τον αισθητήρα DS18B20. Πηγή: <https://randomnerdtutorials.com/esp32-ds18b20-temperature-arduino-ide/>

Δημιουργώντας το κύκλωμα με το DS18B20 (Εικόνα 56) , και φορτώνοντας τον κατάλληλο κώδικα στον μικροελεγκτή ESP32 (Παράρτημα Δ), μπορούμε πλέον να δούμε τις μετρήσεις τις θερμοκρασίας του σώματος τοπικά στο serial monitor του Arduino IDE (Εικόνα 57), τοποθετώντας το one-wire καλώδιο στην μασχάλη για καλύτερες μετρήσεις.

Για τις συνδέσεις του DS18B20 χρησιμοποιήθηκε ένα plugable terminal για την δική μας ευκολία, στο οποίο συνδέεται το one-wire καλώδιο. Θα μπορούσε να συνδεθεί το τσιπ της Εικόνας 53 μόνο του, καθώς είναι το ίδιο τσιπ που υπάρχει μέσα στο αδιάβροχο καλώδιο (Εικόνα 43) του αισθητηρίου, όμως ήταν πιο εργονομικό/βολικό για την συγκεκριμένη περίπτωση.



Εικόνα 56 Σύνδεση του DS18B20 με το ESP32 στο breadboard για δοκιμές

```

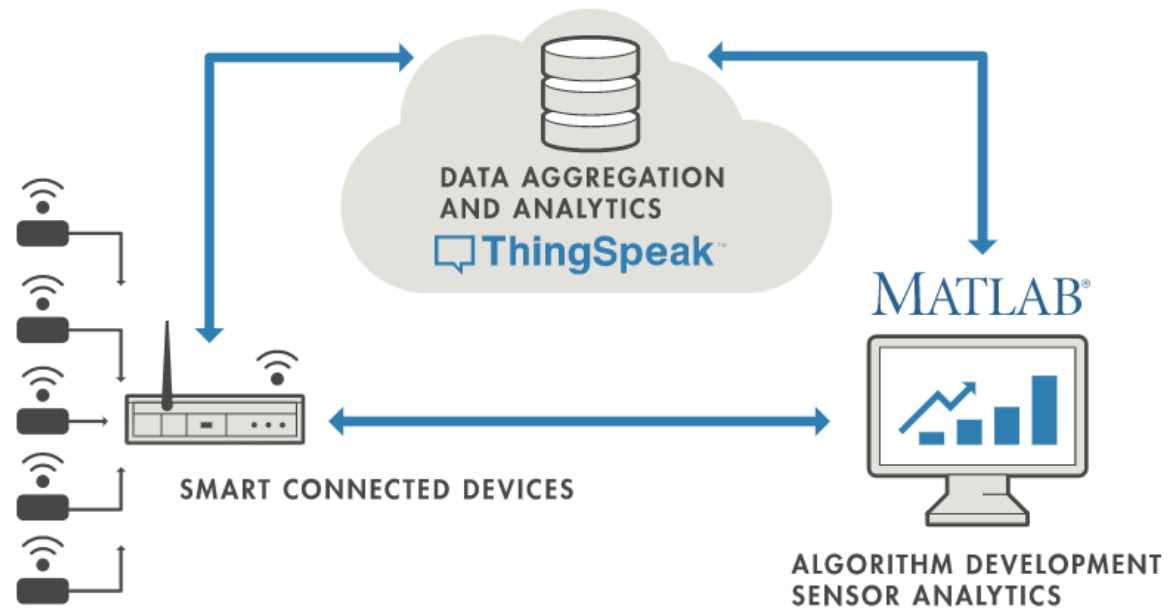
Output  Serial Monitor x
Message (Enter to send message to 'ESP32 Dev Module' on 'COM3')
14:22:32.082 -> 35.81°C
14:22:37.164 -> 35.81°C
14:22:42.224 -> 35.88°C
14:22:47.275 -> 35.88°C
14:22:52.335 -> 35.94°C
14:22:57.400 -> 36.00°C
14:23:02.466 -> 36.00°C
14:23:07.517 -> 36.00°C
14:23:12.584 -> 36.06°C
14:23:17.620 -> 36.06°C
14:23:22.678 -> 36.13°C
14:23:27.751 -> 36.13°C
14:23:32.816 -> 36.13°C
14:23:37.881 -> 36.13°C
14:23:42.932 -> 36.19°C
14:23:48.000 -> 36.13°C
14:23:53.048 -> 36.25°C
14:23:58.102 -> 36.25°C
14:24:03.183 -> 36.19°C
14:24:08.237 -> 36.19°C
14:24:13.300 -> 36.19°C
14:24:18.355 -> 36.19°C

```

Εικόνα 57 Μετρήσεις θερμοκρασίας από το DS18B20 τοπικά στο serial monitor του Arduino IDE

## 4.6 ThingSpeak

Το ThingSpeak είναι μία υπηρεσία πλατφόρμας ανάλυσης IoT, στην οποία μπορούμε να συγκεντρώσουμε, να οπτικοποιήσουμε και να αναλύσουμε ζωντανές ροές δεδομένων στο Cloud. Μας παρέχει άμεση οπτικοποίηση των δεδομένων που αποστέλλονται από την συσκευή μας στο ThingSpeak. Υπάρχει επίσης δυνατότητα εκτέλεσης κώδικα MATLAB στο ThingSpeak, με την οποία μπορούμε να εκτελούμε Online επεξεργασία και ανάλυση των δεδομένων καθώς αυτά λαμβάνονται. Το ThingSpeak χρησιμοποιείται συχνά για την κατασκευή πρωτοτύπων και την απόδειξη της έννοιας συστημάτων IoT που απαιτούν ανάλυση [34].



Εικόνα 58 Διάγραμμα περιγραφής αλληλεπίδρασης συστημάτων με το ThingSpeak [34]

Η πλατφόρμα του ThingSpeak, επιτρέπει την αμφίδρομη επικοινωνία μεταξύ χρήστη - συστήματος. Ένα σύμπλεγμα συσκευών με δυνατότητα Wi-Fi μπορεί να ελεγχθεί από έναν δρομολογητή και να αποθηκευτεί στο Cloud για περαιτέρω ανάλυση. Το ThingSpeak στηρίζεται στον αλγόριθμο MATLAB για τη λειτουργία του και υποστηρίζει επίσης διάφορα plugins για εφαρμογές τρίτων (π.χ. Twitter κ.λπ.) [34].

### 4.6.1 Κλειδί API (API Key)

Για να μπορεί να πραγματοποιηθεί επικοινωνία μεταξύ της ασπίδας Wi-Fi και του ThingSpeak, πρέπει να ρυθμιστεί σωστά η πύλη API (Application Programming Interface). Η διεπαφή πιστοποιεί την πρόσβαση μεταξύ των δύο συσκευών και εξασφαλίζει επαρκή επικοινωνία. Τα κλειδιά δημιουργήθηκαν από το ThingSpeak για να διασφαλιστεί ότι η συσκευή επικοινωνεί αποκλειστικά και μόνο με ένα κανάλι. Το Write API Key παρέχει πιστοποίηση ταυτότητας για εγγραφή στο ThingSpeak ενώ Το Read API Key παρέχει έλεγχο ταυτότητας για ανάγνωση από το ThingSpeak [34].

### 4.6.2 Τα πεδία του ThingSpeak (ThingSpeak Field)

Τα πεδία στο ThingSpeak είναι μια περιογή από γραφήματα και διάφορους άλλους τρόπους εμφάνισης των τιμών ( εφόσον το επιλέξουμε εμείς) στο Cloud. Ένα κανάλι περιέχει το πολύ οκτώ πεδία και πολλές παράμετροι μπορούν να απεικονιστούν ταυτόχρονα. Κάθε πεδίο μπορεί να έχει το δικό του αναγνωριστικό για ευκολότερη αναγνώριση και προσαρμοσμένο προγραμματισμό [34].

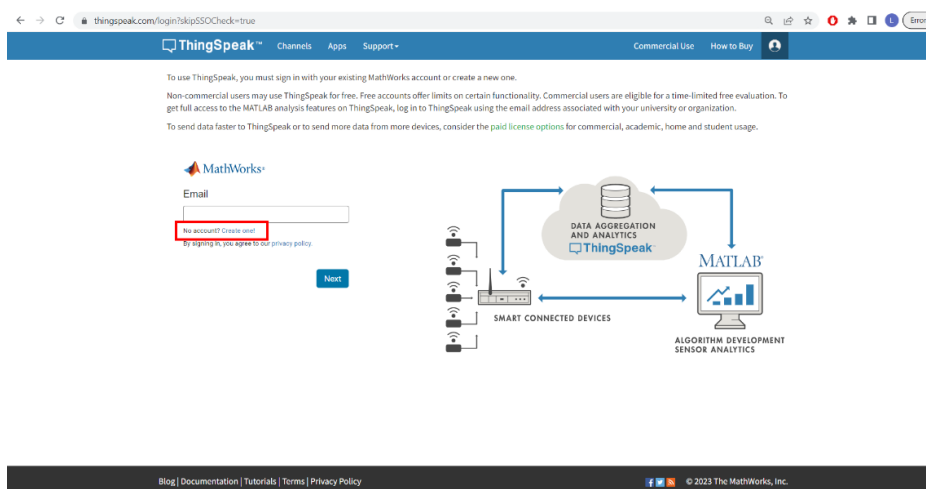
#### 4.6.3 Ασφάλεια δεδομένων και ασφάλεια από επιθέσεις με το ThingSpeak

Το Wi-Fi Shield προγραμματίστηκε να συνδέεται μόνο σε ένα δίκτυο Wi-Fi SSID. Αυτό διασφαλίζει την ασφάλεια και την ανοσία της συσκευής έναντι κυβερνοεπιθέσεων που είναι έντονες στον κόσμο σήμερα. Το Shield αυτό συνδέεται με το SSID, το οποίο μπορεί επίσης να γίνει κρυφό, ώστε να μην μπορούν να έχουν πρόσβαση στο δίκτυο μη εξουσιοδοτημένοι χρήστες. Το δίκτυο Wi-Fi διαθέτει επίσης έναν κωδικό πρόσβασης που πρέπει να γίνει γνωστός μόνο στους εξουσιοδοτημένους χρήστες. Η μονάδα Wi-Fi θα συνδεθεί μόνο σε ένα δίκτυο με το κατάλληλο όνομα δικτύου και τον κατάλληλο κωδικό πρόσβασης. Το Wi-Fi Shield είναι απρόσβλητο από εξωτερικές επιθέσεις και μόνο ο διαχειριστής του δικτύου και άλλο εξουσιοδοτημένο προσωπικό μπορούν να έχουν πρόσβαση στις λεπτομέρειες. Το δίκτυο δημιουργήθηκε χρησιμοποιώντας την τεχνολογία Hotspot ενός κινητού τηλεφώνου. Το διαδίκτυο αναπτύσσεται από το κινητό τηλέφωνο και η ασπίδα συνδέεται εύκολα σε αυτό προκειμένου να προωθήσει τις τιμές μέτρησης στο διαδίκτυο. Το σύστημα μπορεί να λειτουργήσει επίσης και με το internet από άλλες πηγές Wi-Fi, παρόλα αυτά προτείνεται μέσω Hotspot [34].

Προστασία παρέχεται και μέσω του πρωτοκόλλου HTTPS. Το HTTPS είναι πρωτόκολλο το οποίο παρέχει ασφαλή επικοινωνία μεταξύ ενός περιηγητή και μιας διαδικτυακής εφαρμογής. Χρησιμοποιεί κρυπτογράφηση κειμένου προκειμένου να αυξήσει την ασφάλεια σε σημαντικές πληροφορίες, όπως τους κωδικούς πρόσβασης, αριθμούς πιστωτικών καρτών κ.λπ. Το πρωτόκολλο κρυπτογράφησης που χρησιμοποιεί το HTTPS ονομάζεται TLS. Με λίγα λόγια το HTTPS είναι ένα πρωτόκολλο κατασκευασμένο για να παρέχει ασφάλεια, οπότε τα δεδομένα του χρήστη στο ThingSpeak είναι ασφαλή, εφόσον κάποιος χάκερ δεν έχει επιτεθεί στον ίδιο τον server και από εκεί να υποκλέψει δεδομένα.

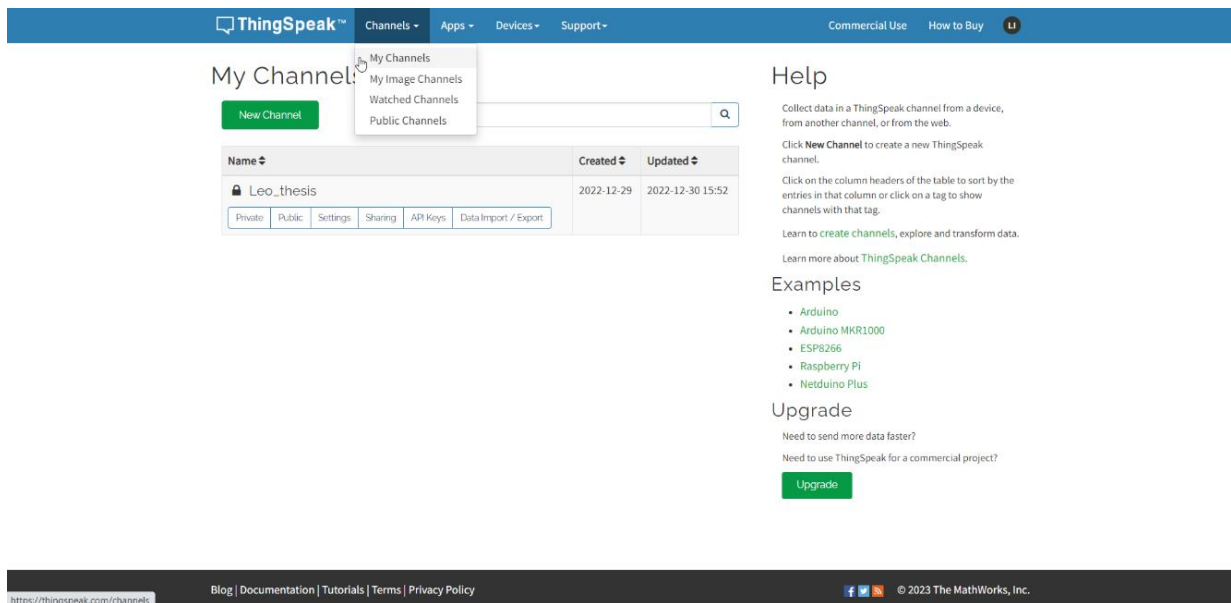
#### 4.6.4 Χρήση του ThingSpeak για τις ανάγκες της παρούσας διπλωματικής

Αρχικά για να μπορούμε να έχουμε πρόσβαση στο ThingSpeak πρέπει να έχουμε δημιουργήσει ένα λογαριασμό της MathWorks, χρησιμοποιώντας το προσωπικό μας e-mail (Εικόνα 59).



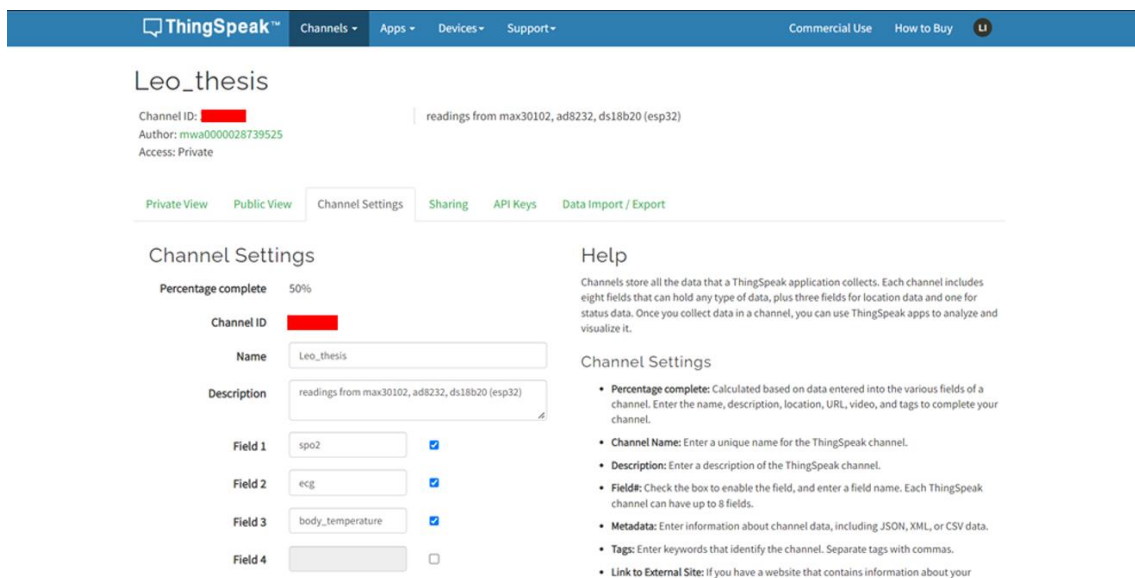
Εικόνα 59 Δημιουργία λογαριασμού MathWorks. Πηγή: <https://thingspeak.com/login?skipSSOCheck=true>

Αφού έχουμε δημιουργήσει τον λογαριασμό μας, έχουμε πρόσβαση πλέον στην πλατφόρμα του ThingSpeak. Πατώντας την επιλογή Channels → My Channels, μπορούμε να πατήσουμε το πεδίο με όνομα New Channel για να δημιουργήσουμε ένα καινούργιο κανάλι.

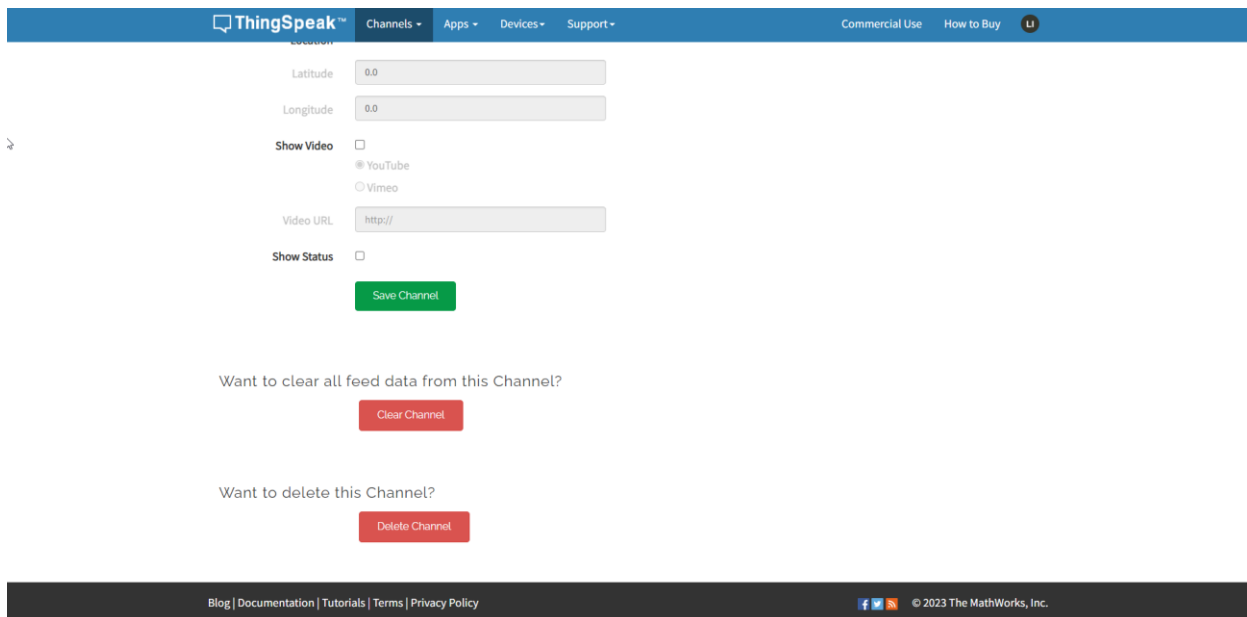


Εικόνα 60 Δημιουργία καναλιού στο ThingSpeak

Στην συνέχεια πατάμε την επιλογή Channel Settings στην οποία μπορούμε να ονομάσουμε τα πεδία που θα χρησιμοποιήσουμε, να βάλουμε ένα Description για το Channel μας, να ορίσουμε τον όνομα του Channel και άλλα πολλά. Αφού τελειώσουμε με τις ρυθμίσεις που θέλουμε να ορίσουμε, τότε πατάμε την επιλογή Save Channel (Εικόνα 62).



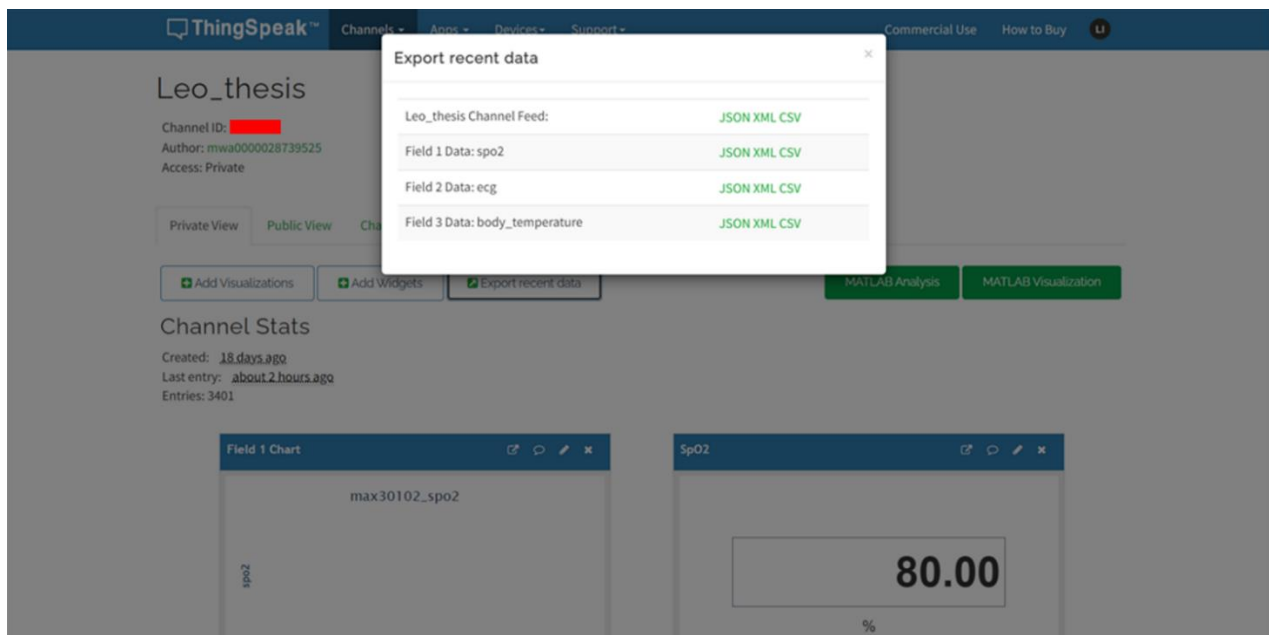
Εικόνα 61 Ρυθμίσεις καναλιού στο ThingSpeak



Εικόνα 62 Αποθήκευση καναλιού στο ThingSpeak

Εφόσον έχουμε τελειώσει και υλοποιήσει όλα τα παραπάνω, μπορούμε πλέον να δούμε τα πεδία μας, να τα ονομάσουμε (τους άξονες x,y) όπως εμείς θέλουμε και όταν στέλνουμε τα δεδομένα από τους αισθητήρες μας μέσω το κατάλληλου κώδικα από το Arduino IDE του κλειδιού “Write API” το οποίο μπορούμε να βρούμε στην επιλογή API Keys, και του Chanel ID, να εμφανίζονται στα πεδία μας, όπως εμείς τα περιμένουμε και θέλουμε.

Επιλέγοντας τώρα το Export recent data μπορούμε να δούμε και να κάνουμε εξαγωγή των δεδομένων που πάρθηκαν από όλους τους αισθητήρες, και τα οποία είναι αποθηκευμένα στην βάση δεδομένων του Cloud σε μορφή JSON, XML, και CSV, όλα μαζί ή ακόμα και ξεχωριστά για το κάθε ένα (Εικόνα 63).



Εικόνα 63 Εξαγωγή δεδομένων από το Cloud

Το ThingSpeak όπως προαναφέρθηκε, έχει δυνατότητα επεξεργασίας των δεδομένων με κώδικα MATLAB. Αυτό είναι ένα πάρα πολύ σημαντικό και βοηθητικό εργαλείο/δυνατότητα καθώς τα δεδομένα που παίρνουμε από τους αισθητήρες μας, μπορούμε να τα επεξεργαστούμε ή να τα οπτικοποιήσουμε με τις δυνατότητες του MATLAB όπως εμείς θέλουμε, επιλέγοντας τις επιλογές MATLAB Analysis ή MATLAB Visualization για ανάλυση των δεδομένων ή οπτικοποίηση δεδομένων αντίστοιχα (Εικόνα 64).

The screenshot shows the ThingSpeak web interface for a channel named 'Leo\_thesis'. At the top, there is a navigation bar with 'Channels', 'Apps', 'Devices', and 'Support' menus. Below the channel name, there is information about the channel ID, author (mwa0000028739525), and access level (Private). A row of tabs includes 'Private View', 'Public View', 'Channel Settings', 'Sharing', 'API Keys', and 'Data Import / Export'. Below these are three buttons: 'Add Visualizations', 'Add Widgets', and 'Export recent data'. A red box highlights two buttons: 'MATLAB Analysis' and 'MATLAB Visualization'. Below this is the 'Channel Stats' section, showing 'Created: 19 days ago', 'Last entry: 24 minutes ago', and 'Entries: 88'.

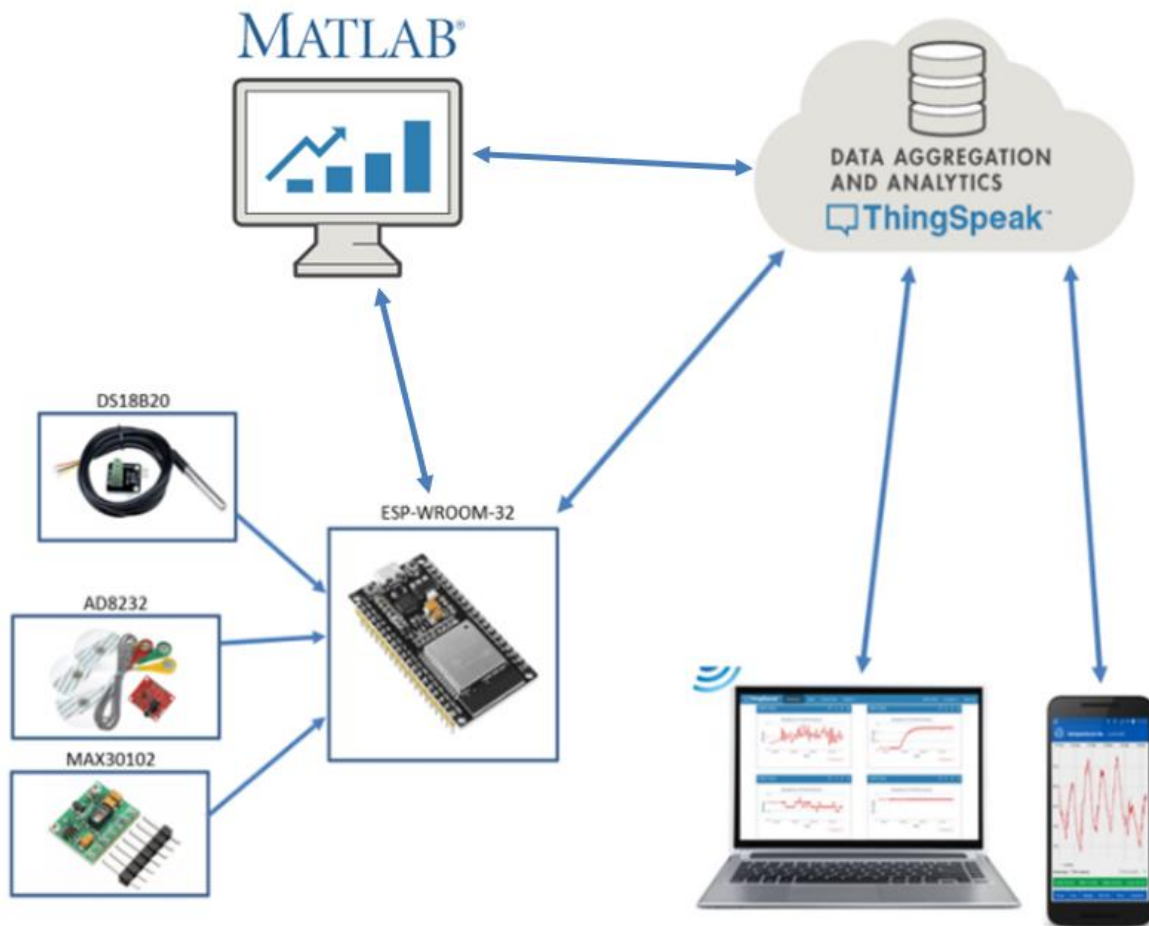
Εικόνα 64 Ανάλυση και οπτικοποίηση δεδομένων με το MATLAB μέσω του ThingSpeak

Για περισσότερες πληροφορίες σχετικά με την πλατφόρμα του ThingSpeak μπορούμε να ακολουθήσουμε το link που βρίσκεται στον οδηγό χρήσης λογισμικού.

## 4.7 Αλληλεπίδραση του ESP32 με το ThingSpeak

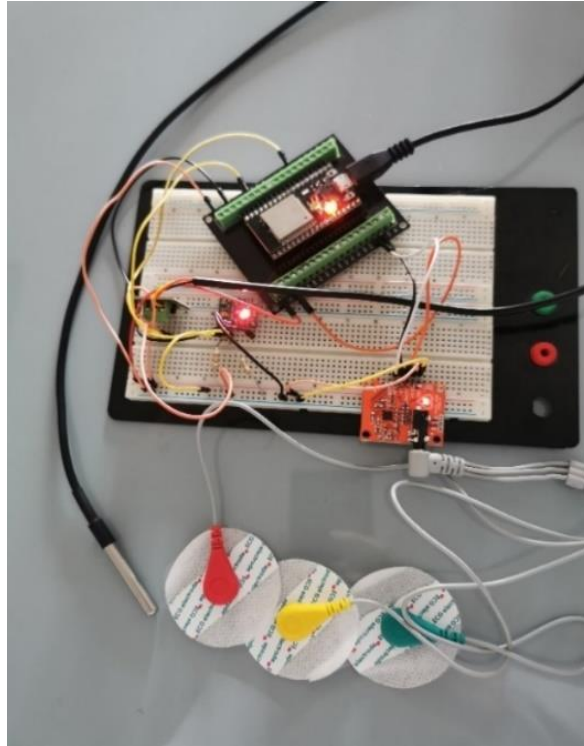
Έχοντας αναλύσει στα προηγούμενα υποκεφάλαια το πώς αλληλεπιδρούν οι αισθητήρες με το ESP32 και γνωρίζοντας πλέον για το Cloud του Thingspeak, πρέπει πλέον να δούμε πώς το ESP32 αλληλεπιδρά με το Cloud του ThingSpeak. Σε αυτό το σημείο είναι που δημιουργούμε την IoT συσκευή.

Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 65, Το ESP32 λαμβάνει δεδομένα από τους αισθητήρες και στην συνέχεια (με τον κατάλληλο κώδικα (Παράρτημα Ε)) στέλνει τα δεδομένα αυτά στο Cloud του ThingSpeak είτε για να τα επεξεργαστούμε είτε για να τα εμφανίσουμε απλά σαν τιμές σε κάποιο Field. Εφόσον τα δεδομένα φτάσουν στο Cloud, τότε μπορούμε να τα δούμε είτε από τον υπολογιστή μας, είτε από την εφαρμογή κινητού του ThingSpeak (ThingView), αρκεί να έχουμε πρόσβαση στο ιδιωτικό κανάλι.



Εικόνα 65 Διάγραμμα περιγραφής επικοινωνίας/αλληλεπίδρασης της IoT συσκευής

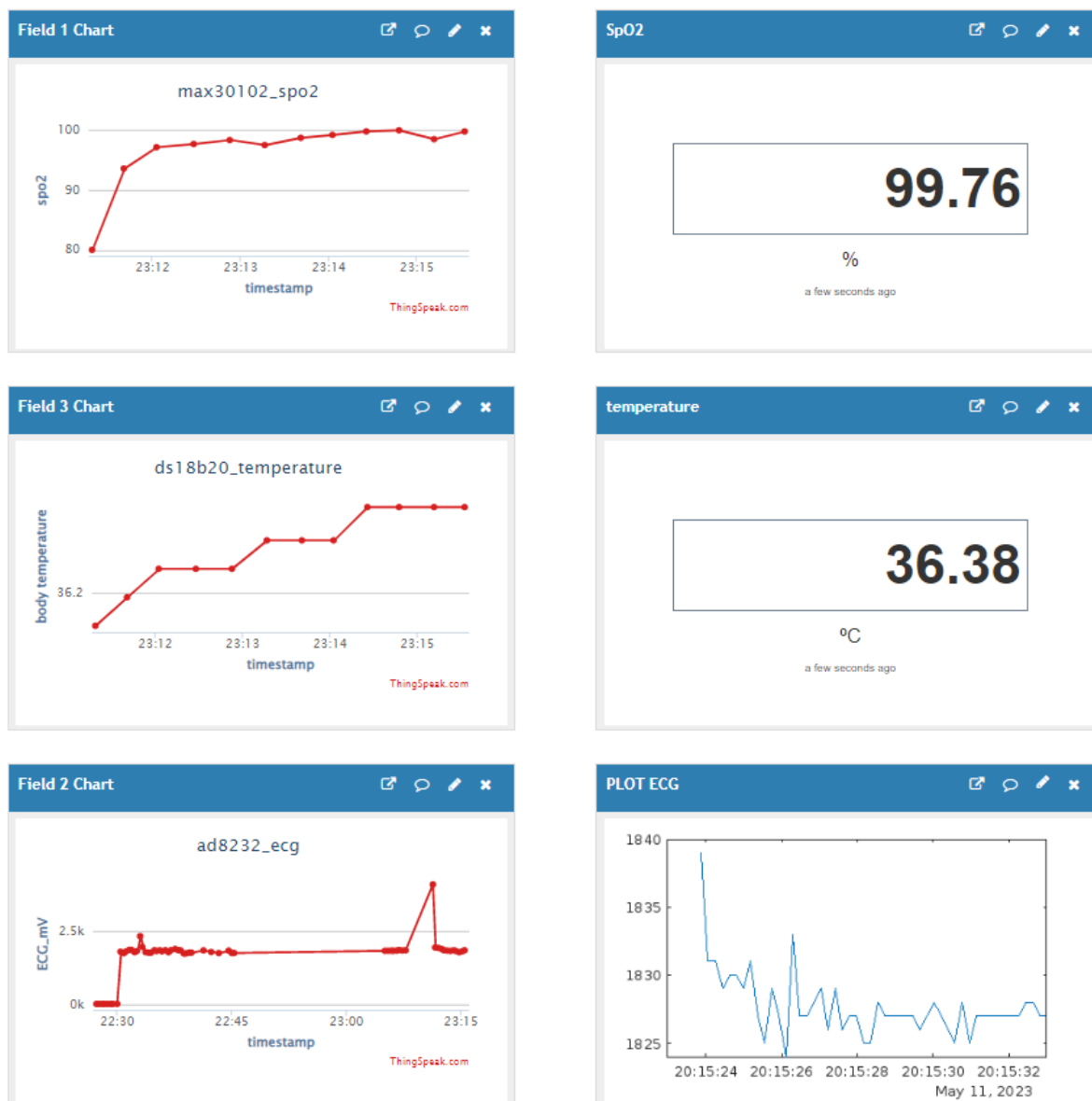
Αρχικά έγιναν οι συνδέσεις όλων των αισθητήρων με το ESP32 στο Breadboard ταυτόχρονα (Εικόνα 66), για να γίνει ο προγραμματισμός τους ώστε τα δεδομένα που παίρναμε από αυτούς, να μπορούμε να τα επεξεργαστούμε ώστε να τα στείλουμε στην συνέχεια στο Cloud.



Εικόνα 66 Όλοι οι αισθητήρες συνδεδεμένοι με το ESP32 στο breadboard

Η αποστολή των δεδομένων επιτεύχθηκε με αιτήματα HTTP - POST Request το οποίο υπάρχει για την δημιουργία μιας καινούργιας πληροφορίας σε κάποιον server. Τα δεδομένα στο ThingSpeak, τουλάχιστον στην δωρεάν έκδοση που χρησιμοποιούμε εμείς, στέλνονται ανά 15 δευτερόλεπτα. Τα 15 δευτερόλεπτα είναι ο μικρότερος χρόνος που μας επιτρέπει το ThingSpeak να καθορίσουμε για την αποστολή των δεδομένων από το ESP32 στο Cloud [34]. Επίσης το κάθε Field μπορεί να δεχτεί ένα αίτημα και μόνο ανά τον χρόνο που του καθορίσαμε ( $\geq 15$  s). Γι' αυτό τον λόγο χρησιμοποιήθηκε η δυνατότητα οπτικοποίησης των δεδομένων με το MATLAB ώστε για το ηλεκτροκαρδιογράφημα να μην παίρνουμε μία τιμή ανά 15 δευτερόλεπτα με κάθε HTTP αίτημα, αλλά να κάνουμε Plot τις τιμές που παίρνουμε με βάση το Timestamp τους, για την απεικόνιση ενός κανονικού γραφήματος. Για να γίνει αυτό έπρεπε να προγραμματίσουμε μέσω του Arduino IDE το ESP32, έτσι ώστε τις τιμές που διαβάζει από το ολοκληρωμένο AD8232, να τις αποθηκεύει σε έναν πίνακα, και έπειτα αφού στείλουμε τον πίνακα με την HTTP POST μέθοδο, να μπορούμε να επεξεργαστούμε αυτές τις τιμές του πίνακα μέσω του MATLAB στο ThingSpeak. Παρόλα αυτά, ακόμα και με αυτή την προσπάθεια δεν καταφέραμε να επιτύχουμε το επιθυμητό αποτέλεσμα, καθώς ο μέγιστος αριθμός χαρακτήρων που μπορεί αποθηκευτεί σε κάθε field στην δωρεάν έκδοση του ThingSpeak είναι 255 characters. Λόγο αυτού, παίρνοντας 4 ψηφία για κάθε τιμή που διαβάζουμε από το AD8232 και προσθέτοντας τα κόμματα που διαχωρίζουν την μία τιμή από την άλλη στον πίνακα, το μέγιστο μέγεθος πίνακα που μπορούμε να έχουμε είναι 51 θέσεις. Με 51 τιμές είναι αδύνατο να καταφέρουμε να απεικονίσουμε ένα κανονικό ηλεκτροκαρδιογράφημα. Στο μέλλον, εφόσον έχουμε την αγορασμένη έκδοση του ThingSpeak, αυτό θα είναι εφικτό, καθώς ο αριθμός των χαρακτήρων που μπορούν να αποθηκευτούν σε κάθε field στην αγορασμένη έκδοση είναι 8192. Για τους αισθητήρες MAX30102 και DS18B20 δεν χρειάστηκε κάποια παραπάνω επεξεργασία των δεδομένων καθώς τα 15 δευτερόλεπτα ήταν υπέρ αρκετά για να επιτευχθεί ο στόχος μας.

Εφόσον καταφέραμε να στείλουμε και να επεξεργαστούμε τα δεδομένα στο ThingSpeak, πλέον οι μετρήσεις των αισθητήρων εμφανίζονται στα πεδία που ορίσαμε εμείς μέσω των ρυθμίσεων του Channel settings. Οι τιμές εμφανίζονται σε γραφήματα (charts) αλλά και σε Numeric displays (εφόσον το επιλέξουμε) (Εικόνα 67).

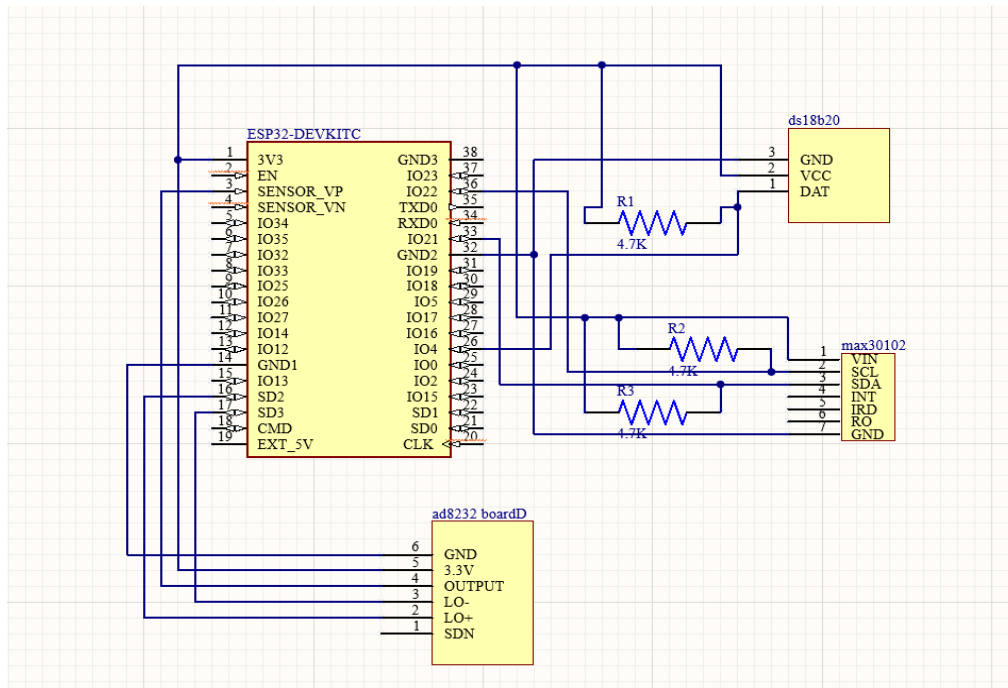


Εικόνα 67 Εμφάνιση τιμών στα πεδία του ThingSpeak

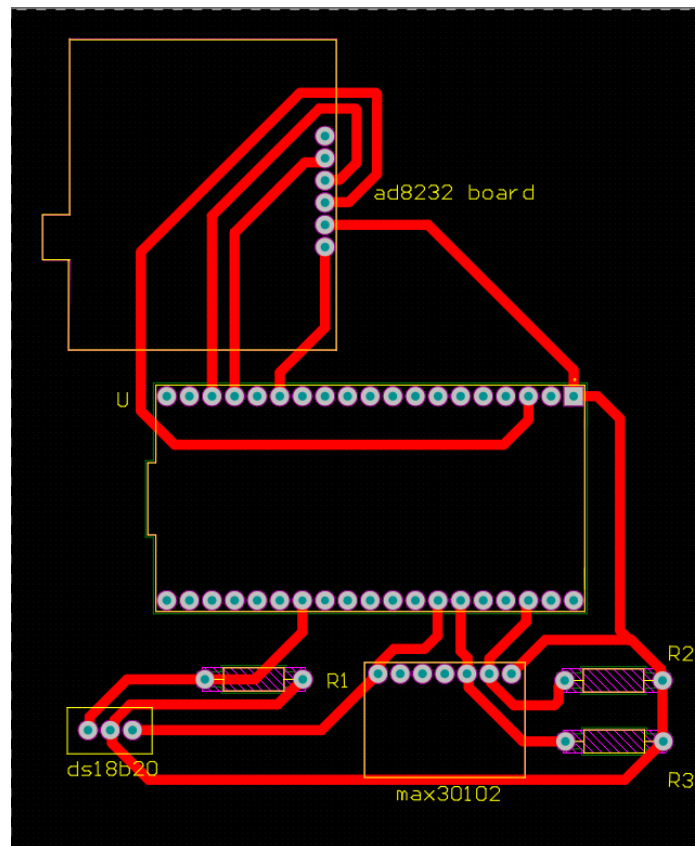
## 4.8 Σχεδίαση και δημιουργία πλακέτας PCB

Εφόσον τελειώσαμε και με το κομμάτι της αλληλεπίδρασης των αισθητήρων με το ESP32, και του ESP32 με το Cloud του ThingSpeak, και είχαν σχετικά όλα καλώς, έπρεπε να σχεδιαστεί και να δημιουργηθεί μία πλακέτα PCB στην οποία θα εφαρμόζαμε τα αισθητήρια και την πλακέτα μικροελεγκτή για να είναι ομοιόμορφα και να μην καταλαμβάνουν μεγάλο χώρο. Ο σχεδιασμός της πλακέτας έγινε στο λογισμικό Altium.

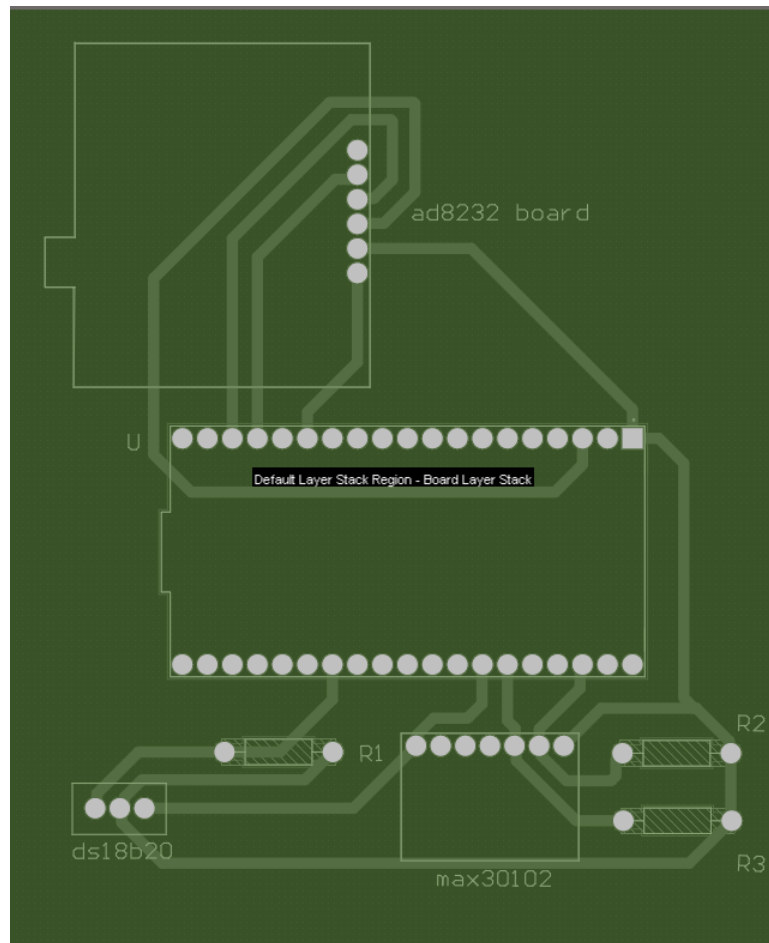
Αρχικά έπρεπε να δημιουργηθούν οι βιβλιοθήκες για το κάθε ένα αισθητήριο ξεχωριστά, καθώς δεν υπήρχαν έτοιμες βιβλιοθήκες για τα συγκεκριμένα αισθητήρια. Αφού δημιουργήθηκαν οι βιβλιοθήκες, περάσαμε στο σχεδιαστικό κομμάτι της πλακέτας και έπειτα στο κομμάτι των layout.



Εικόνα 68 Σχηματικό κομμάτι της πλακέτας

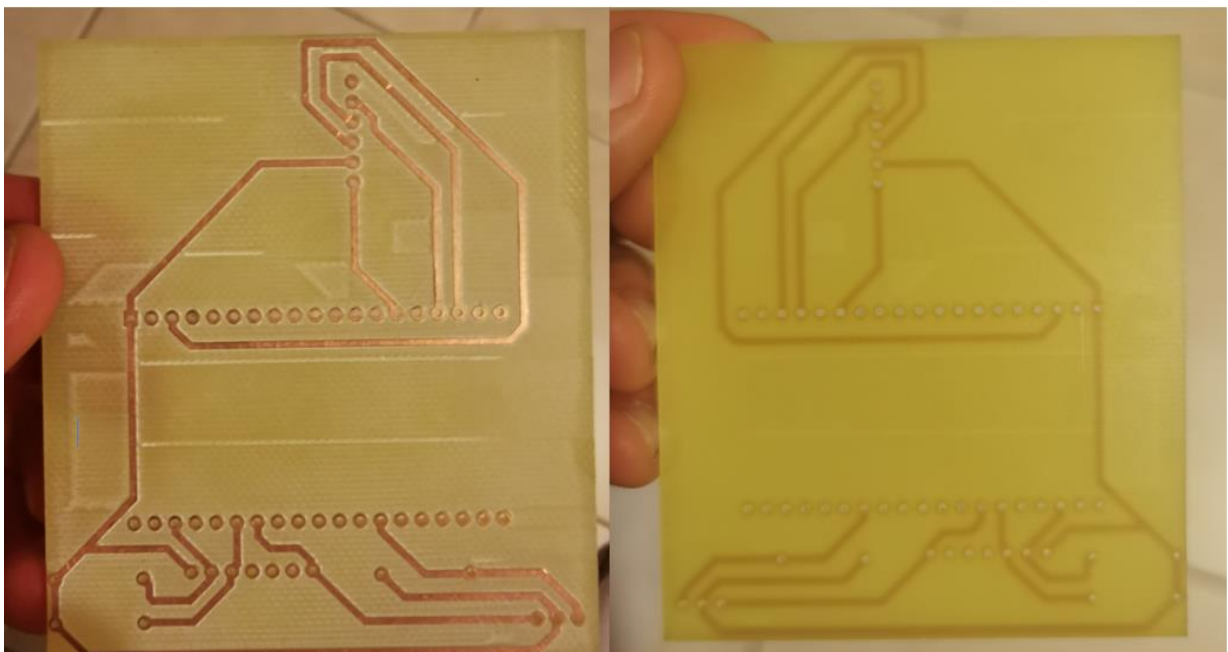


Εικόνα 69 2D layout

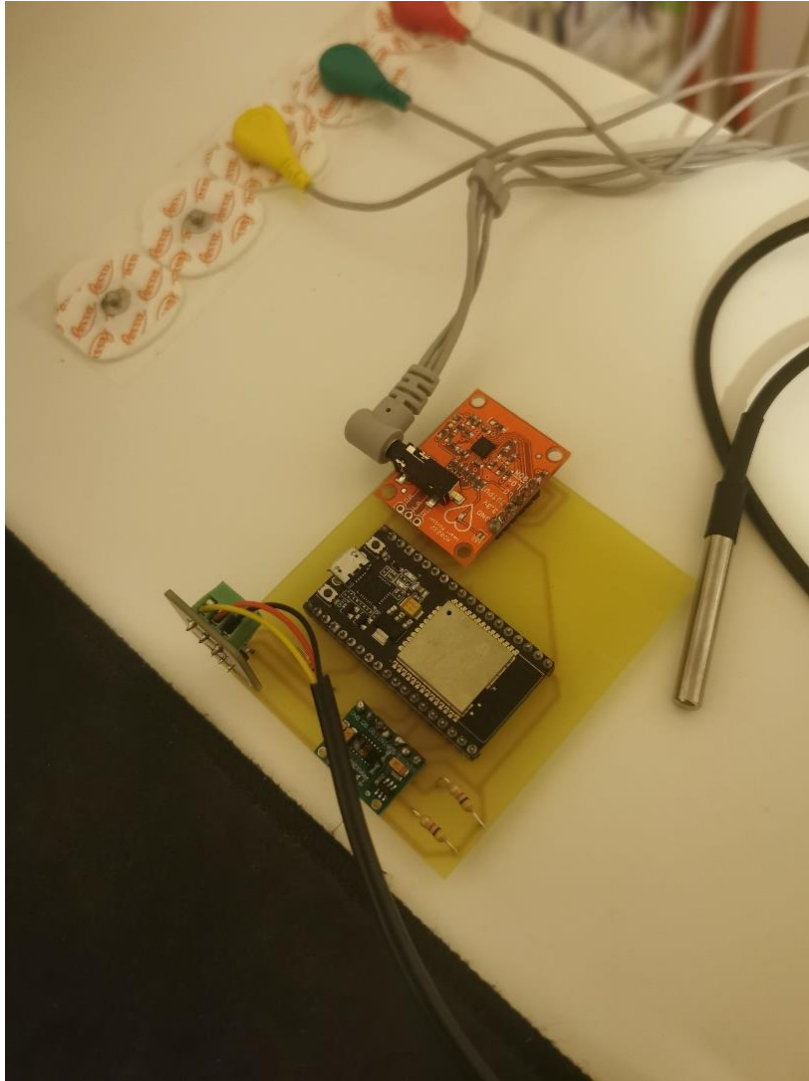


Εικόνα 70 Board planning mode

Έπειτα αφού έγινε ο σχεδιασμός της πλακέτας, εκτυπώθηκε και δημιουργήθηκε η πλακέτα, στην οποία εφαρμόσαμε τα αισθητήρια και την πλακέτα του μικροελεγκτή.



Εικόνα 71 Μπροστά και πίσω όψη πλακέτας



Εικόνα 72 Η πλακέτα ολοκληρωμένη με όλα τα αισθητήρια και τα περιφερειακά, εφαρμοσμένα και κολλημένα πάνω.

## 4.9 Επίλογος

Το να δημιουργηθεί μια εφαρμογή/σύστημα ΙοΤ, δεν είναι κάτι απλό. Αρχικά απαιτείται μελέτη επιλογής τους μικροελεγκτή και των αισθητήρων που θα χρησιμοποιηθούν. Έπειτα χρειάζεται η μελέτη και η εξοικείωση (πρακτικά) με τον μικροελεγκτή και τους αισθητήρες για να μπορεί να γίνει η σωστή χρήση τους. Εφόσον γίνουν όλα αυτά κατανοητά πρέπει να γίνει ο προγραμματισμός τους για να πετύχουμε την λειτουργία τους σύμφωνα με τις απαιτήσεις μας. Στην συνέχεια πρέπει να βρεθεί ή να δημιουργηθεί ένα Cloud στο οποίο να μπορούμε να στέλνουμε τα δεδομένα αυτά που παίρνουμε από τους αισθητήρες να τα αποθηκεύουμε και να τα επεξεργαζόμαστε μέσω αυτού, και τέλος αφού όλα αυτά γίνουν και έχουν όλα καλώς πρέπει να μεριμνήσουμε για την καλή όψη της συσκευής. Αυτό συνεπάγεται με μια σχεδίαση και δημιουργία πλακέτας PCB στην οποία θα εφαρμοστούν όλα τα εξαρτήματα (μικροελεγκτής, αισθητήρια, αντιστάσεις κ.λπ.) και την δημιουργία μιας θήκης στην οποία θα εφαρμοστεί μέσα η πλακέτα ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί όμορφα και εύκολα από τον χρήστη.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 : ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ ΝΕΥΡΩΝΙΚΟΥ ΔΙΚΤΥΟΥ ΓΙΑ ΤΗΝ ΔΙΑΓΝΩΣΗ ΜΥΟΚΑΡΔΙΤΙΔΑΣ

### 5.1 Εισαγωγή

Για να μπορούμε να κάνουμε μια καλή και σωστή πρώτη διάγνωση από τα δεδομένα που παίρνουμε στο ThingSpeak θεωρήσαμε καλή μέθοδο την εκπαίδευση ενός νευρωνικού δικτύου. Στην ουσία αυτό που θέλαμε να επιτύχουμε είναι το νευρωνικό δίκτυο να εκπαιδευτεί με τέτοιο τρόπο ώστε να μπορεί να κάνει αναγνώριση των παθήσεων στις οποίες γίνεται αναφορά από τη παρούσα διπλωματική εργασία, δηλαδή περικαρδίτιδα και μυοκαρδίτιδα. Παρόλα αυτά, τα δεδομένα που μπορέσαμε να βρούμε για την εκπαίδευση του νευρωνικού μας δικτύου, εστιάζουν μονάχα στην μυοκαρδίτιδα. Για να επιτευχθεί αυτό χρησιμοποιήθηκαν τα δεδομένα που πήραμε από την βάση δεδομένων της Physionet, και με την βοήθεια του MATLAB (Deep Learning Toolbox) έγινε η εκπαίδευση του νευρωνικού δικτύου.

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μία περιγραφή των νευρωνικών δικτύων και η διαδικασία εκπαίδευσης του δικού μας νευρωνικού δικτύου για να φτάσουμε στο σημείο όπου επιτυγχάνουμε τον στόχο της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

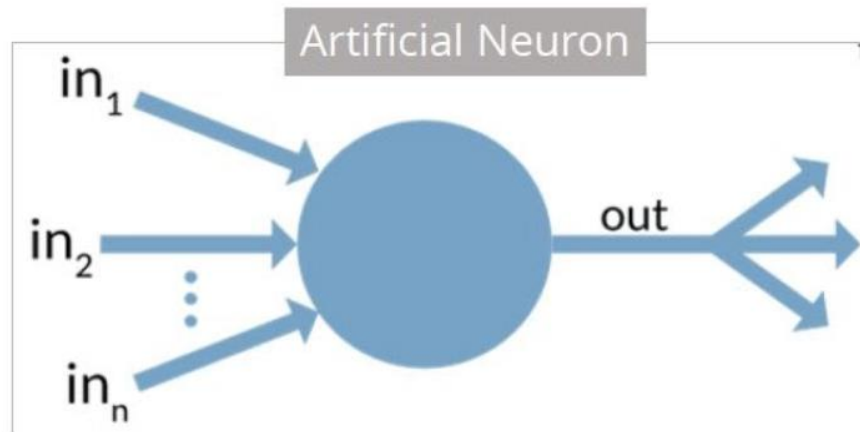
### 5.2 Περιληπτική περιγραφή

Τα νευρωνικά δίκτυα (Neural networks), γνωστά και ως τεχνητά νευρωνικά δίκτυα, είναι ένα υποσύνολο/υποκεφάλαιο της μηχανικής μάθησης (Machine Learning) και βρίσκονται στην “καρδιά” των αλγορίθμων της βαθιάς μάθησης (Deep Learning). Το όνομα τους, καθώς και η δομή τους, είναι εμπνευσμένα από τον ανθρώπινο εγκέφαλο και μιμούνται τον τρόπο που οι βιολογικοί νευρώνες του ανθρώπου δίνουν σήμα ο ένας στον άλλο [35]. Δημιουργούν ένα προσαρμοστικό σύστημα που χρησιμοποιούν οι υπολογιστές για να μαθαίνουν από τα λάθη τους και να βελτιώνονται συνεχώς, και με αυτόν τον τρόπο προσπαθούν να λύσουν περίπλοκα προβλήματα [36].

Ένα νευρωνικό δίκτυο είναι στην ουσία μια μαθηματική συνάρτηση που βασίζεται όπως προαναφέρθηκε σε ένα μοντέλο βιολογικών νευρώνων, όπου κάθε νευρώνας παίρνει εισόδους, τις ζυγίζει ξεχωριστά, τις αθροίζει και περνά αυτό το άθροισμα μέσω μιας μη γραμμικής συνάρτησης για να παράγει μια έξοδο [37].

Τα νευρωνικά δίκτυα μπορούν να εκπαιδευτούν χρησιμοποιώντας ένα σύνολο δεδομένων εισόδου-εξόδου. Το δίκτυο παρουσιάζεται με μια είσοδο και κάνει μια πρόβλεψη. Η διαφορά μεταξύ της πρόβλεψης και της πραγματικής εξόδου χρησιμοποιείται για την προσαρμογή των εσωτερικών παραμέτρων του δικτύου έτσι ώστε η επόμενη πρόβλεψη να είναι πιο ακριβής. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται πολλές φορές έως ότου οι προβλέψεις του δικτύου είναι αρκετά ακριβείς για την επιθυμητή εργασία .

Με απλά λόγια αυτό που κάνει είναι, κάθε νευρώνας λαμβάνει είσοδο από άλλους νευρώνες, εκτελεί μια απλή μαθηματική πράξη σε αυτήν την είσοδο και μετά περνά το αποτέλεσμα σε άλλους νευρώνες στο επόμενο στρώμα. Η έξοδος του τελικού επιπέδου είναι η πρόβλεψη ή η απόφαση του δικτύου.



Εικόνα 73 Απλοποιημένο μοντέλο νευρωνικού δικτύου [37].

### 5.2.1 Σημαντικότητα

Τα νευρωνικά δίκτυα είναι πολύ σημαντικά και είναι μια σπουδαία ανακάλυψη στον τομέα της τεχνολογίας, καθώς μπορούν να βοηθήσουν τους υπολογιστές να λαμβάνουν αποφάσεις μόνοι τους με περιορισμένη ανθρώπινη βοήθεια. Αυτό επιτυγχάνετε επειδή μπορούν να μοντελοποιήσουν και να μάθουν τις σχέσεις μεταξύ δεδομένων εισόδου – εξόδου που είναι μη γραμμικά και πολύπλοκα [36].

Τα νευρωνικά δίκτυα χρησιμοποιούνται ευρέως σε πολλές διαφορετικές εφαρμογές όπως η αναγνώριση εικόνας και ομιλίας, η επεξεργασία φυσικής γλώσσας και τα συστήματα ελέγχου. Χρησιμοποιούνται επίσης σε διάφορους τομείς όπως η υγειονομική περίθαλψη, τα οικονομικά και οι μεταφορές [36].

## 5.3 Αλγόριθμος Perceptron

Ο αλγόριθμος Perceptron είναι το καλύτερο παράδειγμα για να εξηγηθεί η λογική λειτουργίας ενός νευρωνικού δικτύου, καθώς είναι ο πιο απλοποιημένος αλγόριθμος (μοντέλο) νευρωνικού δικτύου. Με την ίδια λογική και κάποιες ελάχιστες τροποποιήσεις λειτουργούν και όλα τα υπόλοιπα μοντέλα νευρωνικών δικτύων.

Το Perceptron είναι ένας αλγόριθμος για την εποπτευόμενη εκμάθηση δυαδικών ταξινομητών [37]. Είναι το απλούστερο νευρωνικό δίκτυο που αποτελείται από  $n$  ( $n$  = αριθμός των χαρακτηριστικών του συνόλου δεδομένων μας) αριθμό εισόδων, μόνο έναν νευρώνα και μία έξοδο [38]. Ο αλγόριθμος αυτός επιτρέπει στους νευρώνες να μαθαίνουν και να επεξεργάζονται στοιχεία στο σετ εκπαίδευσης, ένα κάθε φορά. Ο αλγόριθμος Perceptron χωρίζεται σε 2 τύπους [37]:

1. Μονό στρώμα: Μπορεί να μάθει μόνο γραμμικά διαχωρίσιμα μοτίβα.
2. Multilayer (πολλαπλά στρώματα): Μπορούν να μάθουν για δύο ή περισσότερα στρώματα που έχουν μεγαλύτερη επεξεργαστική ισχύ.

Ο αλγόριθμος Perceptron μαθαίνει τα βάρη για τα σήματα εισόδου προκειμένου να σχεδιάσει ένα γραμμικό όριο απόφασης [37].

Η διαδικασία μετάδοσης των δεδομένων μέσω του νευρωνικού δικτύου είναι γνωστή ως μπροστινή διάδοση (forward propagation) και η διάδοση αυτή σε Perceptron εξηγείται σε τρία βήματα [38].

**Βήμα 1:** Για κάθε είσοδο, πολλαπλασιάζεται η τιμή εισόδου ( $X_i$ ) με τα βάρη ( $w_i$ ) και αθροίζονται όλες οι πολλαπλασιασμένες τιμές. Τα ονομαζόμενα Βάρη αντιπροσωπεύουν τη δύναμη της σύνδεσης μεταξύ των νευρώνων και αποφασίζουν πόση επιρροή θα έχει η δεδομένη είσοδος στην έξοδο του νευρώνα. Εάν το βάρος  $w_1$  έχει μεγαλύτερη τιμή από το βάρος  $w_2$ , τότε η είσοδος  $x_1$  θα έχει μεγαλύτερη επίδραση στην έξοδο από το  $w_2$  [38].

$$\Sigma = (x_1 \times w_1) + (x_2 \times w_2) + \dots + (x_n \times w_n) \quad (5.1)$$

Τα διανύσματα σειρών των εισόδων κάτι των βαρών είναι  $x = [x_1, x_2, \dots, x_n]$  και  $w = [w_1, w_2, \dots, w_n]$  αντίστοιχα και το εσωτερικό γινόμενο (dot product) τους δίνεται από την σχέση [38]:

$$x \times w = (x_1 \times w_1) + (x_2 \times w_2) + \dots + (x_n \times w_n) \quad (5.2)$$

Επομένως το άθροισμα είναι ίσο με το εσωτερικό γινόμενο των διανυσμάτων  $x$  και  $w$  [38]:

$$\Sigma = x \times w \quad (5.3)$$

**Βήμα 2:** Πρόσθεση bias (μεροληψία)  $b$  στο άθροισμα των πολλαπλασιασμένων τιμών με όνομα  $z$ . Η μεροληψία είναι απαραίτητη σε πολλές περιπτώσεις για να μετακινηθεί ολόκληρη η λειτουργία ενεργοποίησης προς τα αριστερά ή προς τα δεξιά για να δημιουργηθούν οι απαιτούμενες τιμές στην έξοδο [38].

$$z = x \times w + b \quad (5.4)$$

**Βήμα 3:** Πέρασμα της τιμής του  $z$  σε μια μη γραμμική συνάρτηση ενεργοποίησης. Η συναρτήσεις ενεργοποίησης χρησιμοποιούνται για την εισαγωγή μη γραμμικότητας στην έξοδο των νευρώνων, χωρίς την οποία το νευρωνικό δίκτυο θα είναι απλώς μια γραμμική συνάρτηση και επιπλέον έχουν σημαντικό αντίκτυπο στην ταχύτητα εκμάθησης του νευρωνικού δικτύου. Τα Perceptron έχουν συνάρτηση δυαδικού βήματος ως συνάρτηση ενεργοποίησης. Ωστόσο ως συνάρτηση ενεργοποίησης θα χρησιμοποιηθεί το sigmoid (logistic function) [38]:

$$\hat{y} = \sigma(z) = \frac{1}{1+e^{-z}} \quad (5.5)$$

Όπου το  $\sigma$  δείχνει τη συνάρτηση ενεργοποίησης sigmoid και η έξοδος που παίρνουμε μετά την πρόοδο προς τα εμπρός είναι γνωστή ως η προβλεπόμενη τιμή  $\hat{y}$  [38].

### 5.3.1 Αλγόριθμος εκμάθησης Perceptron

Ο αλγόριθμος εκμάθησης σε ένα νευρωνικό δίκτυο είναι η μέθοδος με την οποία το δίκτυο προσαρμόζει τα βάρη και τις μεροληψίες των μεμονωμένων νευρώνων του προκειμένου να βελτιώσει την απόδοσή του σε μια δεδομένη εργασία.

Ο αλγόριθμος εκμάθησης αποτελείται από δύο μέρη [38]:

#### 1. Backpropagation (οπισθοδιάδοση)

Είναι ένας αλγόριθμος επιβλεπομένης μάθησης που χρησιμοποιείται για την εκπαίδευση τεχνητών νευρωνικών δικτύων προς τα εμπρός. Χρησιμοποιείται για την προσαρμογή των βαρών και των μεροληψιών των νευρώνων στο δίκτυο προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί το σφάλμα μεταξύ της εξόδου του δικτύου και της επιθυμητής εξόδου [38].

Ο αλγόριθμος λειτουργεί με τη διάδοση του σφάλματος μέσω του δικτύου, ξεκινώντας από το επίπεδο εξόδου και επιστρέφοντας μέσω των κρυφών στρωμάτων στο επίπεδο εισόδου. Το σφάλμα υπολογίζεται χρησιμοποιώντας μια συνάρτηση απώλειας, όπως το μέσο τετραγωνικό σφάλμα (mean squared error), και χρησιμοποιείται για την προσαρμογή των βαρών και των μεροληψιών των νευρώνων σε κάθε στρώμα [38].

Η διαδικασία της οπίσθιας διάδοσης χωρίζεται σε δύο βασικά στάδια:

- **Μπροστινό πέρασμα:** Στο μπροστινό πέρασμα, τα δεδομένα εισόδου διαβιβάζονται μέσω του δικτύου και η έξοδος υπολογίζεται σε κάθε επίπεδο. Η έξοδος κάθε νευρώνα υπολογίζεται ως το εσωτερικό γινόμενο των εισόδων και των βαρών του, που διέρχεται από μια συνάρτηση ενεργοποίησης.
- **Backward pass:** Στο backward pass, το σφάλμα υπολογίζεται μεταξύ της εξόδου του δικτύου και της επιθυμητής εξόδου. Στη συνέχεια, το σφάλμα διαδίδεται ξανά μέσω του δικτύου και τα βάρη και οι μεροληψίες κάθε νευρώνα προσαρμόζονται στην αντίθετη κατεύθυνση της κλίσης του σφάλματος σε σχέση με τα βάρη και τις μεροληψίες. Οι προσαρμογές γίνονται χρησιμοποιώντας έναν αλγόριθμο βελτιστοποίησης όπως ο gradient descent.

Για να εξηγηθεί τώρα το μαθηματικό κομμάτι του backpropagation, ας υποθέσουμε ότι έχουμε ένα πρόβλημα παλινδρόμησης με συνάρτηση απώλειας το MSE (Mean squared error) που τετραγωνίζει τη διαφορά μεταξύ της πραγματικής τιμής ( $y_i$ ) και της προβλεπόμενης τιμής ( $\hat{y}_i$ ) [38]:

$$MSE_i = (y_i - \hat{y}_i)^2 \quad (5.6)$$

Η συνάρτηση απώλειας υπολογίζεται για όλο το σύνολο των δεδομένων εκπαίδευσης και ο μέσος όρος τους ονομάζεται συνάρτηση κόστους (cost function)  $C$  [38]:

$$C = MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2 \quad (5.7)$$

Για να βρεθούν τα καλύτερα βάρη και η καλύτερη μεροληψία για τον αλγόριθμο Perceptron, πρέπει να γνωρίζουμε το πώς αλλάζει η συνάρτηση κόστους σε σχέση με τα βάρη μας και την μεροληψία. Αυτό επιτυγχάνεται με την βοήθεια της gradients (rate of change) η οποία δείχνει το πώς αλλάζει μια ποσότητα σε σχέση με μια άλλη ποσότητα. Στην περίπτωση μας πρέπει να βρεθεί η κλίση της συνάρτησης κόστους σε σχέση με τα βάρη και την μεροληψία [38].

Για να επιτευχθεί αυτό πρέπει να υπολογιστεί η διαβάθμιση της συνάρτησης κόστους  $C$  σε σχέση με το βάρος  $w_i$  χρησιμοποιώντας μερική παραγωγή (partial derivation). Μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τον κανόνα της αλυσιδωτής παραγωγής (chain rule) εφόσον η συνάρτηση κόστους δεν συσχετίζεται άμεσα με το βάρος  $w_i$  [38]:

$$\frac{aC}{aw_i} = \frac{aC}{a\hat{y}} \times \frac{a\hat{y}}{az} \times \frac{az}{aw_i} \quad (5.8)$$

Τώρα πρέπει να βρεθούν οι τρεις διαβαθμίσεις που ορίσαμε πιο πάνω. Αρχικά θα βρούμε την διαβάθμιση της συνάρτησης  $C$  ως προς την προβλεπόμενη τιμή  $\hat{y}$  [38]:

$$\frac{aC}{a\hat{y}} = \frac{a}{a\hat{y}} \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2 = 2 \times \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i) \quad (5.9)$$

Η εξίσωση 5.9 απλοποιείται αν υποθέσουμε ότι  $y = [y_1, y_1, \dots, y_n]$  και  $\hat{y} = [\hat{y}_1, \hat{y}_1, \dots, \hat{y}_n]$  είναι τα διανύσματα σειρών των πραγματικών και των προβλεπόμενων τιμών [38]:

$$\frac{aC}{a\hat{y}} = \frac{2}{n} \times \text{sum}(y - \hat{y}) \quad (5.10)$$

Η κλίση της προβλεπόμενης τιμής σε σχέση με το  $z$  υπολογίζεται ως εξής [38]:

$$\begin{aligned} \frac{a\hat{y}}{az} &= \frac{a}{az} \sigma(z) = \frac{a}{az} \left( \frac{1}{1 + e^{-z}} \right) \\ &= \frac{e^{-z}}{(1 + e^{-z})^2} \\ &= \frac{1}{(1 + e^{-z})} \times \frac{e^{-z}}{1 + e^{-z}} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 &= \frac{1}{(1 + e^{-z})} \times \left(1 - \frac{1}{(1 + e^{-z})}\right) \\
 &= \sigma(z) \times (1 - \sigma(z))
 \end{aligned} \tag{5.11}$$

Η κλίση του  $z$  ως προς το βάρος  $w_i$  είναι:

$$\frac{az}{aw_i} = \frac{a}{aw_i}(z) = \frac{a}{aw_i} \sum_{i=1}^n (x_i \times w_i + b) = x_i \tag{5.12}$$

Επομένως αυτό που έχουμε αντικαθιστώντας στην εξίσωση 5.8 είναι:

$$\frac{aC}{aw_i} = \frac{2}{n} \times \text{sum}(y - \hat{y}) \times \sigma(z) \times (1 - \sigma(z)) \times x_i \tag{5.13}$$

Η μεροληψία θεωρείται ότι έχει είσοδο σταθερής τιμής 1, οπότε έχουμε:

$$\frac{aC}{ab} = \frac{2}{n} \times \text{sum}(y - \hat{y}) \times \sigma(z) \times (1 - \sigma(z)) \tag{5.14}$$

## 2. Βελτιστοποίηση

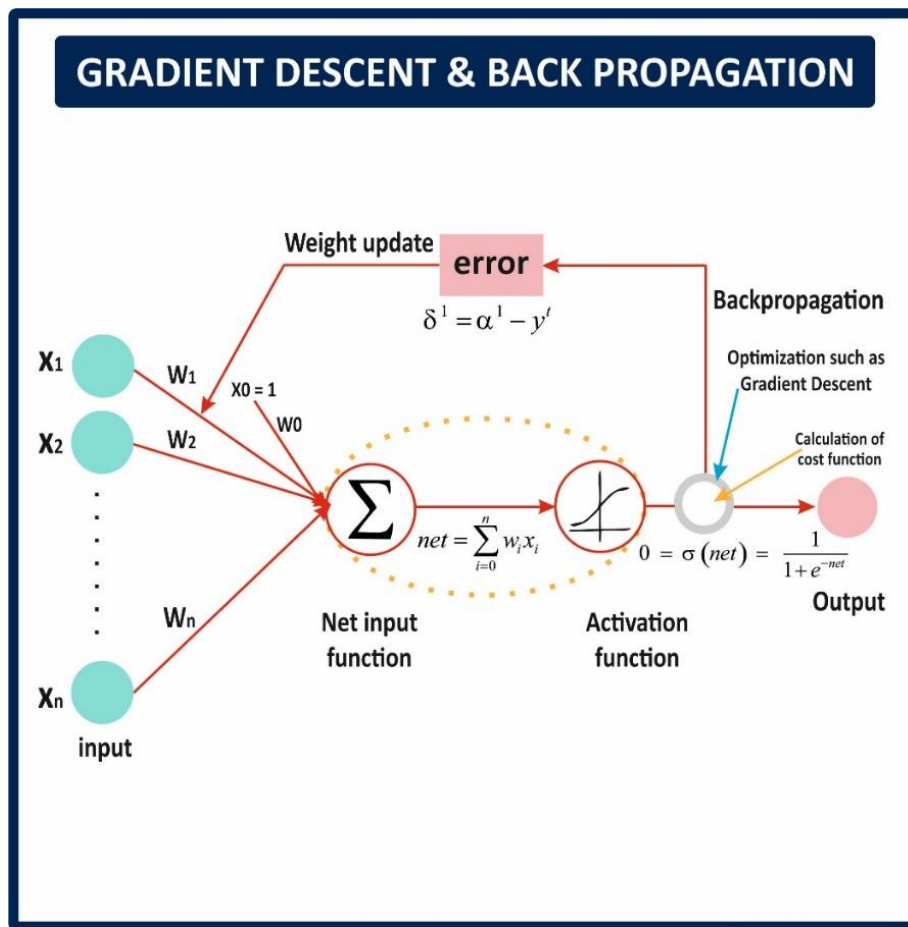
Η βελτιστοποίηση είναι η διαδικασία προσαρμογής των παραμέτρων ενός νευρωνικού δικτύου, όπως τα βάρη (weights) και οι μεροληψίες (biases) των νευρώνων, προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί το σφάλμα μεταξύ της εξόδου του δικτύου και της επιθυμητής εξόδου. Στο πλαίσιο του αλγορίθμου Perceptron, η βελτιστοποίηση αναφέρεται στη μέθοδο που χρησιμοποιείται για την προσαρμογή των βαρών και των μεροληψιών των νευρώνων προκειμένου να βελτιωθεί η απόδοση του δικτύου [38].

Υπάρχουν διάφοροι αλγόριθμοι βελτιστοποίησης. Ένας από αυτούς είναι ο Gradient Descent, ο οποίος είναι από τους ευρέως χρησιμοποιημένους αλγορίθμους βελτιστοποίησης και αλλάζει τα βάρη και την μεροληψία, ανάλογα με το αρνητικό της κλίσης της συνάρτησης κόστους σε σχέση με το αντίστοιχο βάρος ή μεροληψία. Ο ρυθμός μάθησης ( $a$ ) είναι μια υπερπαραμέτρος που χρησιμοποιείται για τον έλεγχο του πόσο αλλάζουν τα βάρη και η μεροληψίες [38].

Τα βάρη και η μεροληψία ενημερώνονται ως εξής και η οπισθοδιάδοση (back propagation) και η gradient descent επαναλαμβάνονται μέχρι τη σύγκλιση [38]:

$$w_i = w_i - \left(a \times \frac{aC}{aw_i}\right) \tag{5.15}$$

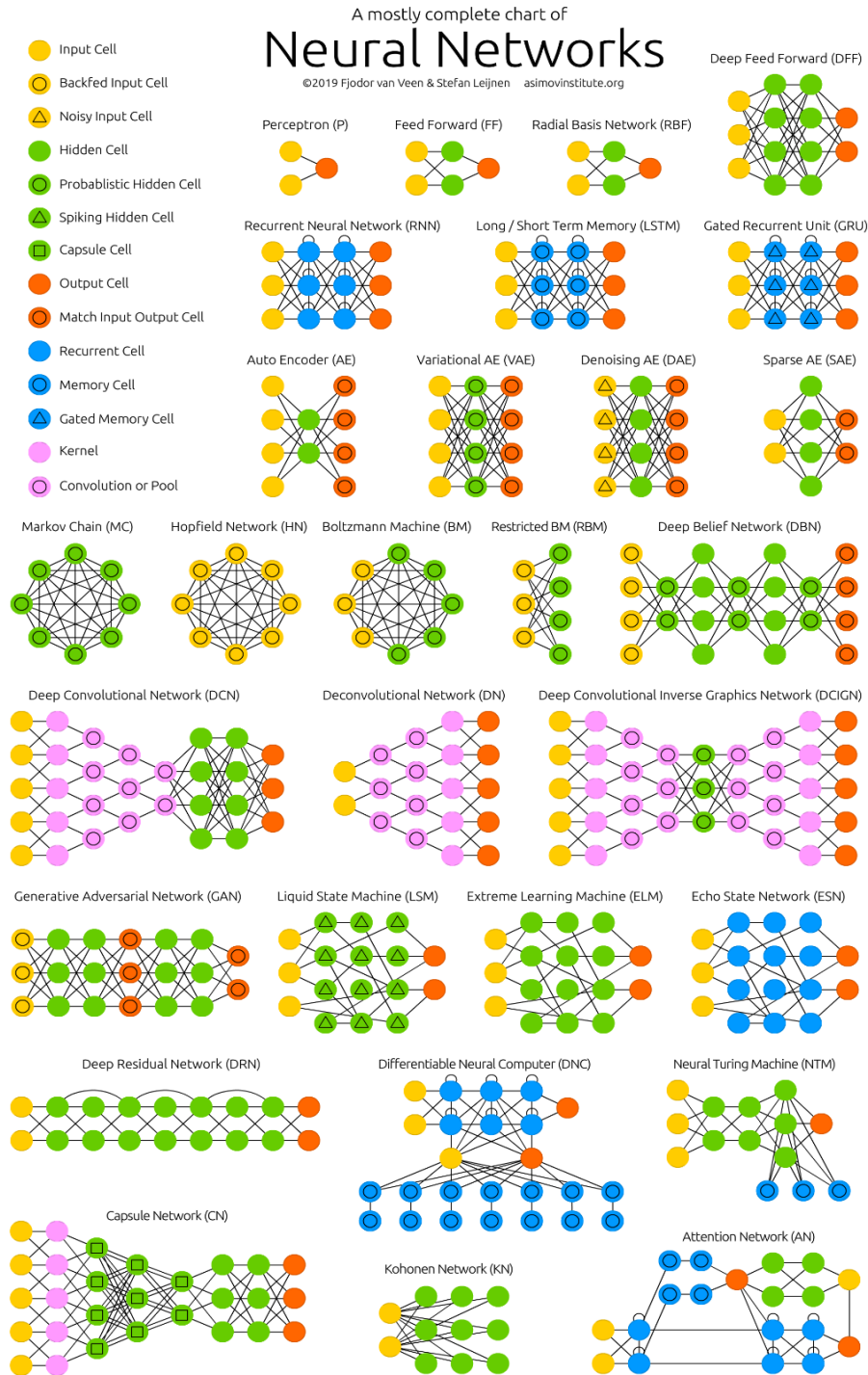
$$b = b - (a \times \frac{aC}{ab}) \quad (5.16)$$



Εικόνα 74 Gradient Descent και Back Propagation. Πηγή: <https://test.basel.in/product/gradient-descent-back-propagation/>

## 5.4 Επιλογή αλγορίθμου νευρωνικού δικτύου για της ανάγκες της παρούσας διπλωματικής

Υπάρχουν διάφοροι τύποι/αρχιτεκτονικές νευρωνικών δικτύων (Εικόνα 75). Σε αυτό το σύνολο αρχιτεκτονικών νευρωνικών δικτύων επάγεται και το Perceptron που εξηγείται πιο πάνω και με το οποίο αναλύσαμε την ιδέα λειτουργίας ενός νευρωνικού δικτύου.



Εικόνα 75 Αρχιτεκτονικές των νευρωνικών δικτύων. Πηγή: <https://www.asimovinstitute.org/neural-network-zoo/>

Οι αρχιτεκτονικές νευρωνικών δικτύων αναφέρονται στη μεγάλη ποικιλία διαφορετικών τύπων νευρωνικών δικτύων που υπάρχουν. Κάθε τύπος νευρωνικού δικτύου έχει τη δική του μοναδική αρχιτεκτονική και χαρακτηριστικά που το καθιστούν κατάλληλο για διαφορετικές εργασίες και εφαρμογές.

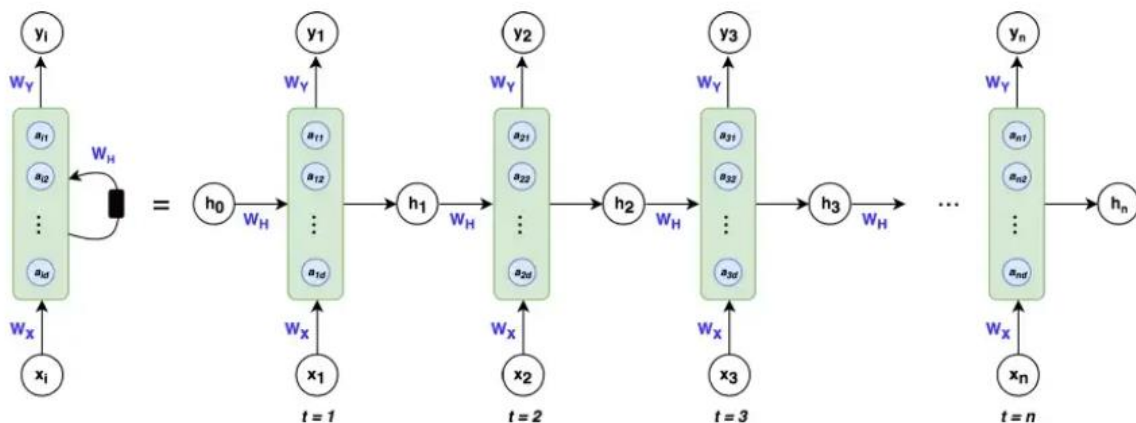
Μετά από μελέτη και ψάξιμο, καταλήξαμε ότι για την περίπτωση μας ο καλύτερος τύπος νευρωνικού δικτύου που μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε είναι τα δίκτυα μακράς βραχυπρόθεσμης μνήμης (LSTM) τα οποία είναι επέκταση για τα αναδρομικά νευρωνικά δίκτυα (Recurrent Neural Networks, RNN).

#### 5.4.1 Νευρωνικά δίκτυα τύπου RNN

Τα RNN είναι ένας τύπος νευρωνικού δικτύου που μπορεί να επεξεργάζεται διαδοχικά δεδομένα, όπως δεδομένα χρονοσειρών [39]. Είναι ιδιαίτερα χρήσιμα για εργασίες που περιλαμβάνουν πρόβλεψη μελλοντικών γεγονότων με βάση γεγονότα του παρελθόντος, όπως η πρόβλεψη του επόμενου καρδιακού παλμού σε ένα σήμα ΗΚΓ.

Τα νευρωνικά δίκτυα τύπου RNN διαφέρουν από τα κλασικά νευρωνικά δίκτυα Perceptron πολλαπλών επιπέδων για δύο βασικούς λόγους [41]:

1. Λαμβάνουν υπόψη ότι συνέβη σε προηγούμενη κατάσταση
2. Μοιράζονται βάρη/παραμέτρους



Εικόνα 76 Αρχιτεκτονική RNN [41]

Τα πράσινα μπλοκ της Εικόνας 76 ονομάζονται κρυφές καταστάσεις (hidden states). Οι μπλε κύκλοι, που ορίζονται από το διάνυσμα  $a$  μέσα σε κάθε μπλοκ, ονομάζονται κρυφοί κόμβοι (hidden nodes) ή κρυφές μονάδες (hidden units) όπου ο αριθμός των κόμβων καθορίζεται από την υπερπαραμέτρο  $d$ . Στην ουσία κάθε πράσινο μπλοκ είναι μια συνάρτηση ενεργοποίησης που δρα σε κάθε μπλε κόμβο [41].

Τα διανύσματα  $h$  είναι η έξοδος της κρυφής κατάστασης μετά την εφαρμογή της συνάρτησης ενεργοποίησης στους κρυφούς κόμβους. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 76 τη χρονική στιγμή  $t$ , η αρχιτεκτονική λαμβάνει υπόψη τι συνέβη στην χρονική στιγμή  $t-1$  συμπεριλαμβάνοντας το διάνυσμα  $h$  από την προηγούμενη κρυφή κατάσταση, καθώς και την είσοδο  $x$  τη στιγμή  $t$ . Αυτό επιτρέπει στο δίκτυο να λαμβάνει υπόψη πληροφορίες από προηγούμενες εισόδους που βρίσκονται διαδοχικά πίσω από την τρέχουσα είσοδο. Το μηδενικό διάνυσμα  $h$  ξεκινά πάντα ως διάνυσμα  $0$  επειδή ο αλγόριθμος δεν έχει πληροφορίες πριν από το πρώτο στοιχείο της ακολουθίας [41].

Οι πίνακες  $W_x$ ,  $W_y$ ,  $W_H$  είναι τα βάρη της αρχιτεκτονικής RNN που μοιράζονται σε ολόκληρο το δίκτυο. Τα βάρη του μοντέλου του  $W_x$  στο  $t=1$  είναι ακριβώς τα ίδια με τα βάρη του  $W_x$  στο  $t=2$  και σε κάθε άλλο χρονικό βήμα [41].

Το διάνυσμα  $x_i$  είναι η είσοδος σε κάθε κρυφή κατάσταση όπου  $i=1, 2, \dots, n$  για κάθε στοιχείο της ακολουθίας εισόδου[41].

Για να περάσουμε από έναν υπολογισμό RNN χρειάζονται οι παρακάτω τρεις εξισώσεις [41]:

1. Κρυφοί κόμβοι

$$a_t = W_H h_{t-1} + W_X X_t \quad (5.17)$$

2. Συνάρτηση ενεργοποίησης

$$h_t = \tanh(a_t) \quad (5.18)$$

3. Πρόβλεψη

$$y_t = \text{softmax}(W_Y h_t) \quad (5.19)$$

#### 5.4.2 LSTM (Long short-term memory)

Τα δίκτυα μακράς βραχυπρόθεσμης μνήμης (LSTM) είναι όπως προαναφέρθηκε, μια επέκταση/τύπος των νευρωνικών δικτύων RNN τα οποία επεκτείνουν την μνήμη και χρησιμοποιούνται για να χειριστούν το πρόβλημα εκμηδενισμού των κλήσεων/παραγώγων ή και της εκτόξευσης των τιμών τους σε πολύ μεγάλες τιμές (vanishing/exploding gradients) [39]. Αυτό καθιστά τα LSTM ιδιαίτερα κατάλληλα για εργασίες που περιλαμβάνουν μακροπρόθεσμες εξαρτήσεις (αναγνώριση ομιλίας, επεξεργασία φυσικής γλώσσας κ.λπ.).

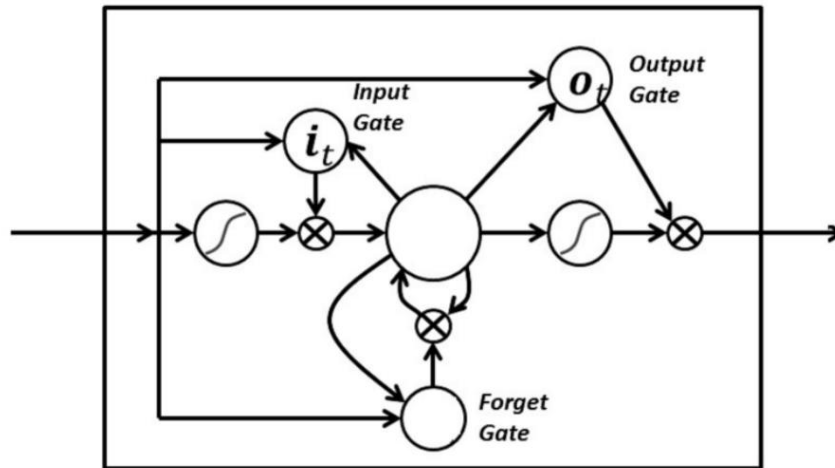
Τα LSTM επιτρέπουν στα RNN να θυμούνται εισόδους για μεγάλο χρονικό διάστημα. Αυτό συμβαίνει επειδή τα LSTM περιέχουν πληροφορίες σε μια μνήμη, όπως για παράδειγμα και η μνήμη ενός υπολογιστή. Το LSTM μπορεί να διαβάσει, να γράψει και να διαγράψει πληροφορίες από τη μνήμη του [39].

Στην ουσία η μνήμη αυτή μπορεί να θεωρηθεί ως ένα κλειστό κελί το οποίο αποφασίζει εάν θα αποθηκεύσει ή θα διαγράψει πληροφορίες, δηλαδή εάν θα ανοίγει τις πύλες ή όχι, με βάση την σημασία που δίνει στις πληροφορίες. Η απόδοση σημασίας γίνεται μέσω βαρών τα οποία μαθαίνει ο αλγόριθμος. Αυτό σημαίνει ότι μαθαίνει να επιλέγει ποιες πληροφορίες είναι σημαντικές και ποιες όχι με τον καιρό [39].

Σε αυτό το κλειστό κελί μνήμης υπάρχουν τρεις πύλες [39]:

- Πύλη εισόδου (input gate)
- Πύλη εξόδου (output gate)
- Πύλη λήθης (forget gate)

Η πύλη εισόδου καθορίζει ποιες πληροφορίες θα προστεθούν στα κελιά μνήμης, η πύλη εξόδου καθορίζει ποιες πληροφορίες θα χρησιμοποιηθούν για την πρόβλεψη και η πύλη λήθης καθορίζει ποιες πληροφορίες θα απορριφθούν. Αυτές οι πύλες βοηθούν το δίκτυο να διατηρεί επιλεκτικά ή να ξεχνάει πληροφορίες καθώς επεξεργάζεται μια ακολουθία δεδομένων.



Εικόνα 77 RNN με τις τρεις πύλες του [39]

Οι πύλες σε ένα δίκτυο LSTM είναι αναλογικές με τη μορφή σιγμοειδών, που σημαίνει ότι κυμαίνονται από το μηδέν έως το ένα. Το γεγονός ότι είναι αναλογικές τους δίνει τη δυνατότητα να κάνουν οπίσθια διάδοση (backpropagation) [39].

Όπως προαναφέρθηκε, τα RNN χρησιμοποιούν επαναλαμβανόμενες μονάδες για να μάθουν από τα δεδομένα της ακολουθίας, έτσι και τα LSTM. Ωστόσο, αυτό που συμβαίνει μέσα στην επαναλαμβανόμενη μονάδα είναι πολύ διαφορετικό μεταξύ των δύο [43].

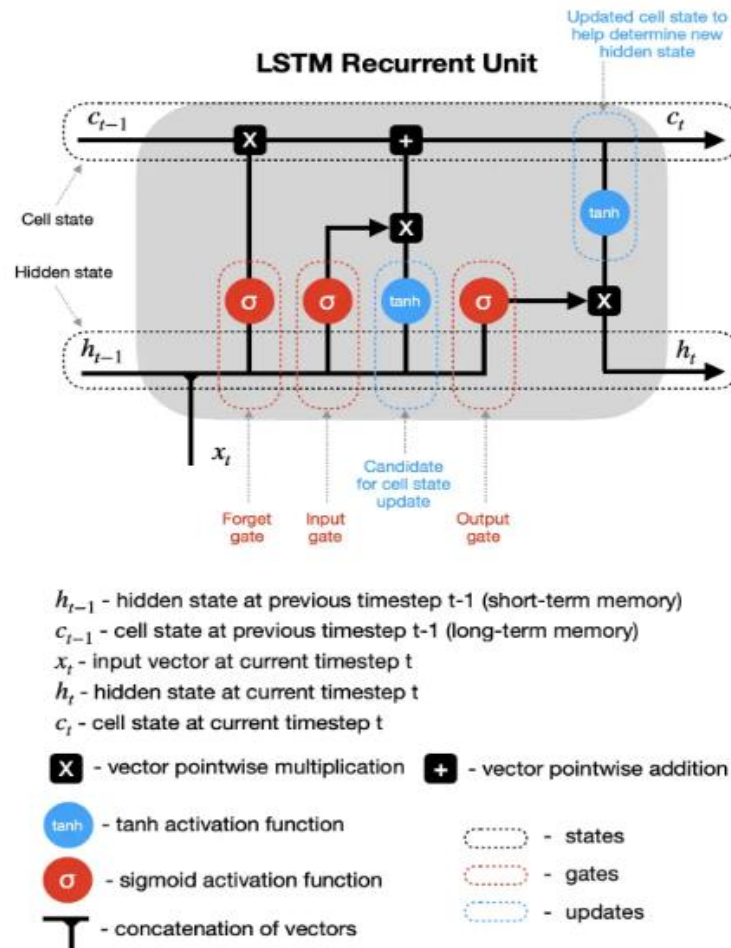
Στην Εικόνα 78 φαίνεται το απλοποιημένο διάγραμμα επαναλαμβανόμενης μονάδας ενός δικτύου LSTM (τα βάρη και οι μεροληψίες δεν φαίνονται) το οποίο δείχνει το πώς η επαναλαμβανόμενη μονάδα LSTM επεξεργάζεται τις πληροφορίες. Παρακάτω εξηγείται με λόγια η διαδικασία επεξεργασίας των πληροφοριών [43]:

1. Hidden state and new inputs ( κρυφή κατάσταση και νέες εισοδοί): Η κρυφή κατάσταση από ένα προηγούμενο χρονικό βήμα ( $h_{t-1}$ ) και η είσοδος σε ένα τρέχον χρονικό βήμα ( $x_t$ ) συνδυάζονται πριν περάσουν τα αντίγραφα του από διάφορες πύλες.
2. Forget gate ( Πύλη λήθης ): Αυτή η πύλη ελέγχει ποιες πληροφορίες πρέπει να ξεχαστούν. Δεδομένου ότι η σιγμοειδής συνάρτηση κυμαίνεται μεταξύ 0 και 1, ορίζει ποιες τιμές στην κατάσταση κελιού πρέπει να απορριφθούν (πολλαπλασιασμένες με 0), να απομνημονευθούν (πολλαπλασιασμένες με 1) ή να απομνημονευθούν μερικώς (πολλαπλασιασμένες με κάποια τιμή μεταξύ 0 και 1).
3. Input gate ( Πύλη εισόδου): βοηθά στον εντοπισμό σημαντικών στοιχείων που πρέπει να προστεθούν στην κατάσταση κυψέλης. Σημειώστε ότι τα αποτελέσματα της πύλης εισόδου

πολλαπλασιάζονται με την υποψήφια κατάσταση κελιού, με μόνο τις πληροφορίες που θεωρούνται σημαντικές από την πύλη εισόδου να προστίθενται στην κατάσταση κελιού.

4. Update cell state (Ενημέρωση κατάστασης κελιού): Αρχικά, η προηγούμενη κατάσταση κελιού ( $c_{t-1}$ ) πολλαπλασιάζεται με τα αποτελέσματα της πύλης λήθης. Στη συνέχεια, προσθέτουμε νέες πληροφορίες από [πύλη εισόδου \* υποψήφια κατάσταση κελιού] για να λάβουμε την πιο πρόσφατη κατάσταση κελιού ( $c_t$ ).
5. Update hidden state (Ενημέρωση κρυφής κατάστασης): Το τελευταίο μέρος είναι η ενημέρωση της κρυφής κατάστασης. Η τελευταία κατάσταση κυψέλης ( $c_t$ ) διέρχεται από τη συνάρτηση ενεργοποίησης  $\tanh$  και πολλαπλασιάζεται με τα αποτελέσματα της πύλης εξόδου.

Τέλος, η τελευταία κατάσταση κελιού ( $c_t$ ) και η κρυφή κατάσταση ( $h_t$ ) επιστρέφουν στην επαναλαμβανόμενη μονάδα και η διαδικασία επαναλαμβάνεται στο χρονικό βήμα  $t + 1$ . Ο βρόχος συνεχίζεται μέχρι να φτάσουμε στο τέλος της ακολουθίας [43].



Εικόνα 78 Δίκτυο LSTM [43]

Συνολικά, η χρήση LSTM σε RNN παρέχει έναν τρόπο χειρισμού μακροπρόθεσμων εξαρτήσεων και διατήρησης του πλαισίου σε εργασίες διαδοχικής επεξεργασίας δεδομένων, καθιστώντας τα ένα ισχυρό

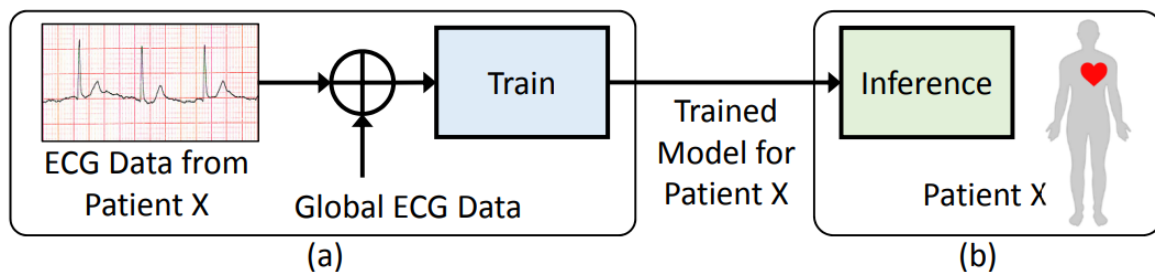
εργαλείο για ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών, διατηρεί τις κλίσεις αρκετά απότομες, διατηρώντας με αυτόν το τρόπο την εκπαίδευση του δικτύου σχετικά σύντομη και με υψηλή ακρίβεια [39].

#### 5.4.3 Νευρωνικά δίκτυα LSTM σε ΗΓΚ

Μια εφαρμογή των LSTM είναι στην ανάλυση σημάτων ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΓΚ), τα οποία χρησιμοποιούνται για τη διάγνωση καρδιακών παθήσεων. Στην ανάλυση ΗΓΚ, ένα δίκτυο LSTM μπορεί να εκπαιδευτεί σε ένα μεγάλο σύνολο δεδομένων σημάτων ΗΓΚ και ετικετών σχετικών ασθενειών, όπως η αρρυθμία ή το έμφραγμα του μυοκαρδίου, την μυοκαρδίτιδα, την περικαρδίτιδα κ.λπ. Το δίκτυο μπορεί στη συνέχεια να χρησιμοποιήσει αυτά τα δεδομένα εκπαίδευσης για να κάνει προβλέψεις σχετικά με την παρουσία ασθενειών σε νέα ΗΓΚ [42].

Για να γίνουν αυτές οι προβλέψεις, τα σήματα ΗΓΚ εισάγονται στο δίκτυο ως μια ακολουθία τιμών με την πάροδο του χρόνου και το δίκτυο χρησιμοποιεί τα κελιά μνήμης και τις πύλες του για να διατηρήσει το πλαίσιο και να ελέγξει τη ροή των πληροφοριών καθώς επεξεργάζεται τα δεδομένα. Η έξοδος του δικτύου είναι μια πρόβλεψη για την παρουσία μιας συγκεκριμένης ασθένειας, η οποία μπορεί να συγκριθεί με την πραγματική ετικέτα ασθένειας για να αξιολογηθεί η ακρίβεια της πρόβλεψης [42].

Η χρήση των LSTM στην ανάλυση ΗΓΚ παρέχει ένα ισχυρό εργαλείο για τη διάγνωση καρδιακών παθήσεων, καθώς είναι σε θέση να καταγράψουν τις πολύπλοκες σχέσεις μεταξύ των σημάτων ΗΓΚ και των καρδιακών παθήσεων που αντιπροσωπεύουν. Επιπλέον, τα LSTM όπως προαναφέρθηκε, έχουν την ικανότητα να χειρίζονται μακροχρόνιες εξαρτήσεις, κάτι που είναι ιδιαίτερα σημαντικό στην ανάλυση ΗΓΚ, όπου οι πληροφορίες σχετικά με την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς πρέπει να διατηρούνται για μεγάλο χρονικό διάστημα [42].



Εικόνα 79 α) Ειδική εκπαίδευση για τον ασθενή, β) Συνεχής παρακολούθηση ΗΓΚ και ταξινόμηση καρδιακών παλμών σε πραγματικό χρόνο [42]

#### 5.4.4 Classification ΗΓΚ με LSTM

Τα σήματα ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΓΚ) μπορούν να τμηματοποιηθούν ως δεδομένα χρονοσειράς και μπορούν να υποστούν αποτελεσματική επεξεργασία χρησιμοποιώντας δίκτυα μακράς βραχυπρόθεσμης μνήμης (LSTM). Τα δίκτυα μακράς βραχυπρόθεσμης μνήμης (LSTM) έχουν σχεδιαστεί ειδικά με σκοπό τη μοντελοποίηση και την απόκτηση γνώσης από διαδοχικά δεδομένα εισόδου. Ως συνέπεια αυτού του μοναδικού χαρακτηριστικού, τα δίκτυα LSTM προσφέρουν μια ιδιαίτερα ευνοϊκή προσέγγιση για την επεξεργασία και ανάλυση σημάτων ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Στο πεδίο της ταξινόμησης των ΗΓΚ, τα δίκτυα μακράς βραχυπρόθεσμης μνήμης (LSTM) έχει αποδειχθεί ότι διαθέτουν την ικανότητα να μαθαίνουν και να διακρίνουν διάφορους τύπους καρδιακών ανωμαλιών και αρρυθμιών [44], συμπεριλαμβανομένων, μεταξύ άλλων, της περικαρδίτιδας και της μυοκαρδίτιδας, όπως αναφέραμε και προηγουμένως.

Το αρχικό στάδιο της χρήσης των LSTM για την ταξινόμηση ΗΚΓ περιλαμβάνει την προεπεξεργασία των σημάτων ΗΚΓ. Η διαδικασία αυτή περιλαμβάνει ολοκληρωμένο φιλτράρισμα, σχολαστική τμηματοποίηση και αποτελεσματική εξαγωγή χαρακτηριστικών. Η τεχνική του φιλτραρίσματος χρησιμοποιείται συνήθως προκειμένου να μειωθούν ή να εξαλειφθούν τα ξένα σήματα, όπως ο θόρυβος ή τα τεχνουργήματα, από τις καταγραφές ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Η τμηματοποίηση είναι η διαδικασία κατάτμησης των σημάτων ηλεκτροκαρδιογραφήματος σε διακριτούς καρδιακούς κύκλους. Η διαδικασία εξαγωγής χαρακτηριστικών συνεπάγεται τον προσδιορισμό και την εξαγωγή σχετικών χαρακτηριστικών από κάθε καρδιακό παλμό, που περιλαμβάνουν παράγοντες όπως το πλάτος, η διάρκεια και η μορφολογία. Στη συνέχεια, αυτά τα προαναφερθέντα χαρακτηριστικά χρησιμοποιούνται ως είσοδοι στο νευρωνικό δίκτυο μακράς βραχυπρόθεσμης μνήμης (LSTM) [44].

Μετά την ολοκλήρωση της προεπεξεργασίας του σήματος ΗΚΓ, μπορεί να αρχίσει η κατασκευή και η εκπαίδευση του δικτύου μακράς βραχυπρόθεσμης μνήμης (LSTM). Το αρχιτεκτονικό πλαίσιο ενός νευρωνικού δικτύου μακράς βραχυπρόθεσμης μνήμης (LSTM) περιλαμβάνει τρία κύρια στοιχεία όπως ξανά αναφέρθηκε, δηλαδή πύλες εισόδου, πύλες εξόδου και πύλες λήθης. Οι μηχανισμοί που αναφέρονται εδώ ως "πύλες" χρησιμεύουν για τη ρύθμιση της μετάδοσης δεδομένων στο δίκτυο και διευκολύνουν τη διαδικασία μάθησης του δικτύου μέσω της ανάλυσης της διαδοχικής εισόδου. Το μοντέλο LSTM υποβάλλεται σε εκπαίδευση χρησιμοποιώντας ένα σύνολο δεδομένων που περιέχει σήματα ΗΚΓ στα οποία έχουν αποδοθεί ετικέτες με βάση τον αντίστοιχο καρδιακό παλμό ή ρυθμό τους.

Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας εκπαίδευσης, το δίκτυο Μακράς Βραχυπρόθεσμης Μνήμης (LSTM) υποβάλλεται σε μια διαδικασία εκμάθησης κατά την οποία αφομοιώνει την ικανότητα να εξάγει αποτελεσματικά τα σχετικά χαρακτηριστικά από τα σήματα ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ) και στη συνέχεια να τα συσχετίζει με τις αντίστοιχες ετικέτες τους [44]. Τα εσωτερικά βάρη και οι μεροληψίες ενός δικτύου υποβάλλονται σε μια διαδικασία ενημέρωσης που αναφέρεται ως οπισθοδιάδοση, σύμφωνα με την οποία οι διαφορές μεταξύ των προβλεπόμενων και των πραγματικών ετικετών χρησιμοποιούνται για την τροποποίηση των παραμέτρων του δικτύου. Ο στόχος της διαδικασίας εκπαίδευσης περιστρέφεται γύρω από την ελαχιστοποίηση της συνάρτησης απώλειας, μιας μετρικής που ποσοτικοποιεί τη διαφορά μεταξύ των προβλεπόμενων και των παρατηρούμενων ετικετών [42].

Αφού το δίκτυο μακράς βραχυπρόθεσμης μνήμης (LSTM) έχει υποστεί εκπαίδευση, κρίνεται χρήσιμο για την ταξινόμηση νέων σημάτων ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ). Τα νέα σήματα υποβάλλονται σε αρχική προεπεξεργασία με την ίδια μεθοδολογία που χρησιμοποιήθηκε κατά την προετοιμασία των δεδομένων εκπαίδευσης. Τα προεπεξεργασμένα σήματα υποβάλλονται στη συνέχεια σε επεξεργασία από το δίκτυο μακράς βραχυπρόθεσμης μνήμης (LSTM), με αποτέλεσμα τη δημιουργία μιας κατανομής πιθανοτήτων σε μια σειρά διακριτών κατηγοριών καρδιακών ρυθμών ή καρδιακών παλμών. Στη συνέχεια, στο σήμα αποδίδεται η πιο πιθανή ετικέτα σύμφωνα με την αντίστοιχη υψηλότερη πιθανότητα [44].

Η αξιοποίηση της μακράς βραχυπρόθεσμης μνήμης (LSTM) για την ταξινόμηση ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ) παρουσιάζει πλήθος πλεονεκτημάτων σε σύγκριση με τις συμβατικές μεθόδους μηχανικής μάθησης. Τα δίκτυα LSTM παρουσιάζουν ευνοϊκή ιδιότητα επεξεργασίας και απόκτησης γνώσης από διαδοχικά δεδομένα, καθιστώντας τα ιδιαίτερα κατάλληλα για την επεξεργασία σημάτων ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ). Ένα άλλο αξιοσημείωτο πλεονέκτημα αφορά την ικανότητα των δικτύων LSTM να συλλαμβάνουν εκτεταμένες εξαρτήσεις εντός των δεδομένων, επιτρέποντας τελικά την αναπαράσταση περίπλοκων μοτίβων εντός των σημάτων ΗΚΓ. Επιπλέον, είναι αξιοσημείωτο ότι τα δίκτυα μακράς βραχυπρόθεσμης μνήμης (LSTM) διαθέτουν

την ικανότητα να υποβάλλονται σε εκπαίδευση από άκρο σε άκρο, όπου ένας μόνο αλγόριθμος βελτιστοποίησης χρησιμοποιείται για την εκπαίδευση ολόκληρου του δικτύου, βελτιώνοντας έτσι τη διαδικασία εκπαίδευσης [44].

#### 5.4.4 Εκπαίδευση του νευρωνικού δικτύου στο MATLAB

Έχοντας αναλύσει πλέον την βασική θεωρία πίσω από την βαθιά μάθηση και των δικτύων μακράς βραχυπρόθεσμης μνήμης LSTM, καθώς και το Classification ΗΓΚ με τον συγκεκριμένο αλγόριθμο, μπορούμε πλέον να εκπαιδύσουμε το δικό μας νευρωνικό δίκτυο με τον αλγόριθμο LSTM στο MATLAB.

Αρχικά μαζέψαμε δεδομένα από την Physibank της Physionet. Τα δεδομένα που βρήκαμε και μας ήταν χρήσιμα για την εκπαίδευση του νευρωνικού δικτύου μας, είναι τρία παθολογικά ηλεκτροκαρδιογραφήματα ενός λεπτού και 60000 δειγμάτων για μυοκαρδίτιδα, και τρία φυσιολογικά ηλεκτροκαρδιογραφήματα ενός λεπτού και 60000 δειγμάτων. Τα δεδομένα μας είναι λίγα, αλλά αρκετά καλά για να δείξουμε την ιδέα πίσω από την βαθιά μάθηση, με χρήση αλγορίθμων σχετικά με τέτοιου είδους project όπως είναι η παρούσα διπλωματική εργασία.

Αρχικά έγινε φόρτωση των δεδομένων ΗΓΚ από τα έξι .mat αρχεία, τα οποία περιέχουν σήματα ΗΓΚ για τρία φυσιολογικά άτομα και τρία άτομα με μυοκαρδίτιδα.

```
% Load data from the .mat files
normal_1 = load("s02731rem.mat");
normal_2 = load("s02871rem.mat");
normal_3 = load("s03011rem.mat");
myocarditis_1 = load("s0508_rem.mat");
myocarditis_2 = load("s0509_rem.mat");
myocarditis_3 = load("s0510_rem.mat");
```

Δημιουργήθηκε ένας πίνακας με όνομα 'Signals' για να αποθηκεύσει τα σήματα ΗΓΚ και ένας πίνακας με όνομα 'Labels' για να αποθηκεύσει τις ετικέτες για κάθε σήμα (είτε "N" για φυσιολογικό ή "A" για ένδειξη μυοκαρδίτιδας).

```
% Create a cell array to hold the signals and a categorical array to hold
the labels
Signals = cell(6,1);
Labels = categorical(zeros(6,1));
```

Τα κανονικά σήματα ΗΓΚ φορτώνονται από τα .mat αρχεία και αποδίδουν την ετικέτα "N", και τα σήματα ΗΓΚ μυοκαρδίτιδας φορτώνονται και αποδίδουν την ετικέτα "A". Κάθε σήμα αποθηκεύεται στον Signals πίνακα και η ετικέτα του αποθηκεύεται στον Labels πίνακα. Από κάθε αρχείο .mat παίρνουμε μόνο το πρώτο column στο οποίο βρίσκονται τα δεδομένα του Lead I, το οποίο είναι και το Lead από το οποίο λαμβάνουμε καρδιογράφημα με το ολοκληρωμένο AD8232.

```
% Load normal ECG signals and assign labels
Signals{1} = normal_1.val(1,:);
Labels(1) = "N";
Signals{2} = normal_2.val(1,:);
Labels(2) = "N";
Signals{3} = normal_3.val(1,:);
Labels(3) = "N";
```

```
% Load myocarditis ECG signals and assign labels
```

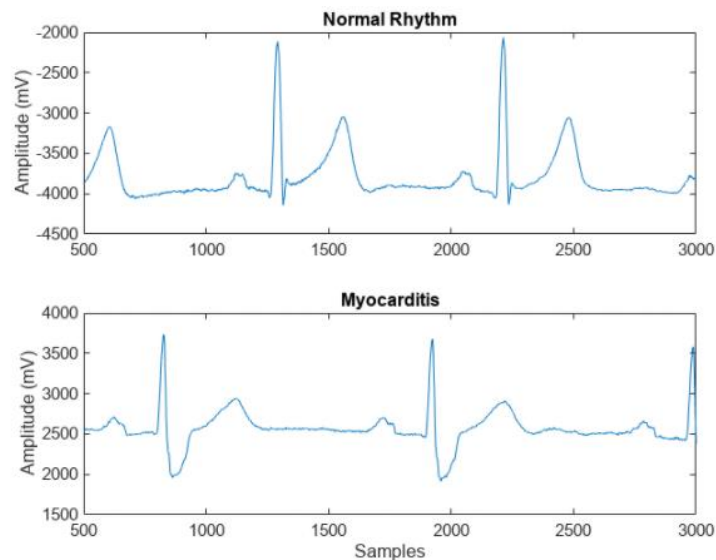
```
Signals{4} = myocarditis_1.val(1,:);
Labels(4) = "A";
Signals{5} = myocarditis_2.val(1,:);
Labels(5) = "A";
Signals{6} = myocarditis_3.val(1,:);
Labels(6) = "A";
```

Επιλέχθηκαν δύο σήματα ΗΚΓ, ένα φυσιολογικό και ένα παθολογικό μυοκαρδίτιδας, και σχεδιάζονται για να απεικονιστεί η κυματομορφή τους.

```
normal = Signals{2};
aFib = Signals{4};
```

```
subplot(2,1,1)
plot(normal)
title('Normal Rhythm')
xlim([500,3000])
ylabel('Amplitude (mV)')
```

```
subplot(2,1,2)
plot(aFib)
title('Myocarditis')
xlim([500,3000])
xlabel('Samples')
ylabel('Amplitude (mV)')
```



Εικόνα 80 Απεικόνιση δύο σημάτων από τα 6 αρχεία ΗΚΓ, ένα φυσιολογικό και ένα παθολογικό

Καλούμε τη 'segmentSignals' για να τμηματοποιήσει κάθε σήμα ΗΚΓ σε μικρότερα τμήματα ίσου μήκους (9000 samples). Έπειτα επιστρέψαμε τα τμηματοποιημένα σήματα και οι αντίστοιχες ετικέτες.

```
[Signals,Labels] = segmentSignals(Signals,Labels);
```

```
Signals(1:5)
```

```
ans = 5x1 cell
```

	1
1	1×9000 dou...
2	1×9000 dou...
3	1×9000 dou...
4	1×9000 dou...
5	1×9000 dou...

Εικόνα 81 Τμηματοποιημένα σήματα.

```
summary(Labels)
```

```

A      18
N      18

```

Εικόνα 82 Ετικέτες

Τα τμηματοποιημένα σήματα και ετικέτες χωρίστηκαν σε σετ εκπαίδευσης και δοκιμής χρησιμοποιώντας τη ‘dividerand’ συνάρτηση. Τα σετ εκπαίδευσης και δοκιμών χωρίστηκαν περαιτέρω σε σετ φυσιολογικών και μυοκαρδίτιδας χρησιμοποιώντας τις ετικέτες. Τα σετ εκπαίδευσης και δοκιμών για τα σήματα ΗΚΓ φυσιολογικού και μυοκαρδίτιδας συνδυάστηκαν σε συστοιχίες XTrain και YTrain (δεδομένα προπόνησης) και XTest και YTest (δεδομένα δοκιμής).

```
afibX = Signals(Labels=='A');
afibY = Labels(Labels=='A');
```

```
normalX = Signals(Labels=='N');
normalY = Labels(Labels=='N');
```

```
[trainIndA,~,testIndA] = dividerand(18,0.8,0.0,0.2); % split the data for
training and validation
[trainIndN,~,testIndN] = dividerand(18,0.8,0.0,0.2);
```

```
XTrainA = afibX(trainIndA);
YTrainA = afibY(trainIndA);
```

```
XTrainN = normalX(trainIndN);
YTrainN = normalY(trainIndN);
```

```
XTestA = afibX(testIndA);
YTestA = afibY(testIndA);
```

```
XTestN = normalX(testIndN);
YTestN = normalY(testIndN);
```

Λόγο έλλειψης δεδομένων, για να μπορεί να γίνει καλύτερα η εκπαίδευση του νευρωνικού μας δικτύου, πολλαπλασιάσαμε τους πίνακες μας  $\times 7$  φορές για τα δεδομένα εκπαίδευσης καθώς και για τα test δεδομένα. Αυτό, σε περίπτωση που είχαμε αρκετά, πραγματικά δεδομένα δεν θα χρειαζόταν να γίνει. Παρόλα αυτά, στην περίπτωση μας ήταν αναγκαίο να γίνει.

```
XTrain = [ repmat(XTrainA(1:14),7,1); repmat(XTrainN(1:14),7,1) ];
YTrain = [ repmat(YTrainA(1:14),7,1); repmat(YTrainN(1:14),7,1) ];
```

```
XTest = [ repmat(XTestA(1:4),7,1); repmat(XTestN(1:4),7,1) ];
YTest = [ repmat(YTestA(1:4),7,1); repmat(YTestN(1:4),7,1) ];
```

Χρησιμοποιήθηκε η συνάρτηση 'summary' για την εκτύπωση μιας περίληψης των ετικετών εκπαίδευσης και δοκιμής.

```
summary(YTrain)
```

<b>A</b>	<b>98</b>
<b>N</b>	<b>98</b>

Εικόνα 83 Ετικέτες εκπαίδευσης

```
summary(YTest)
```

<b>A</b>	<b>28</b>
<b>N</b>	<b>28</b>

Εικόνα 84 Ετικέτες δοκιμής

Στην συνέχεια έγινε ο ορισμός των επιπέδων του νευρωνικού δικτύου LSTM, αποτελούμενα από τα 'sequenceInputLayer', 'bilstmLayer', 'fullyConnectedLayer', 'softmaxLayer', και 'classificationLayer'.

```
layers = [ ...
    sequenceInputLayer(1)
    bilstmLayer(100, 'OutputMode', 'last')
    fullyConnectedLayer(2)
    softmaxLayer
    classificationLayer
]
```

```
layers =
```

```
5x1 Layer array with layers:
```

1	''	Sequence Input	Sequence input with 1 dimensions
2	''	BiLSTM	BiLSTM with 100 hidden units
3	''	Fully Connected	2 fully connected layer
4	''	Softmax	softmax
5	''	Classification Output	crossentropyex

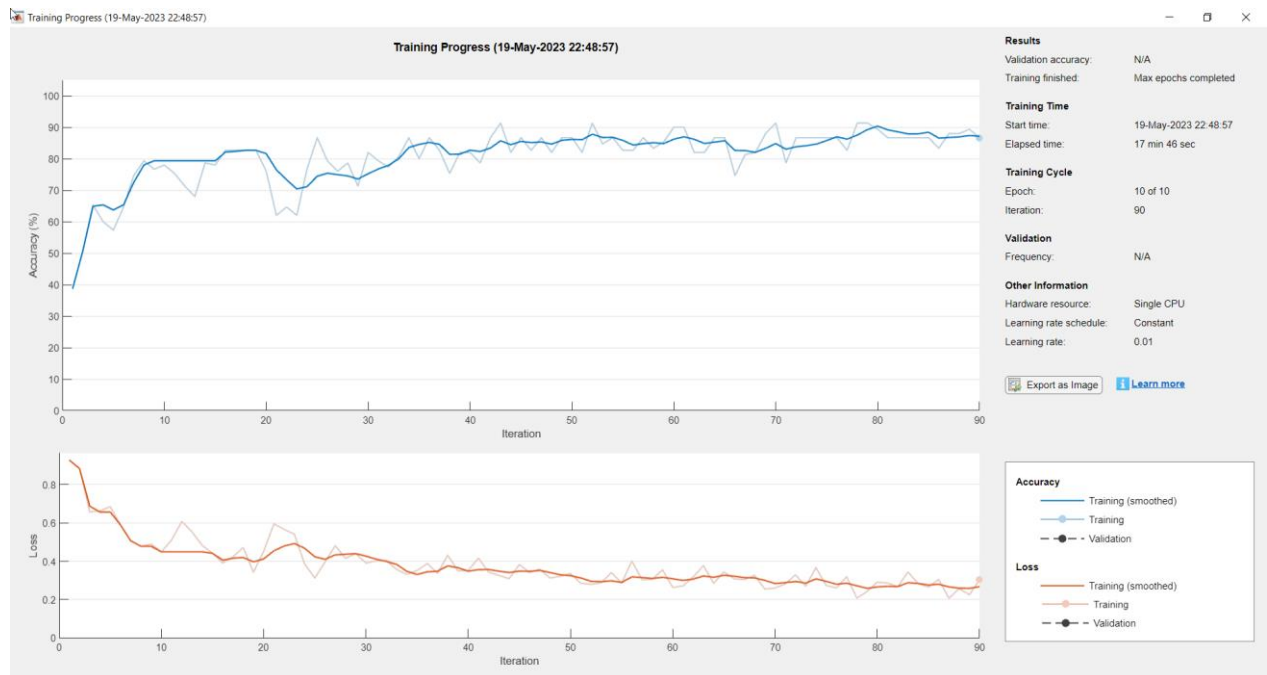
Εικόνα 85 Ορισμός επιπέδων νευρωνικού δικτύου

Οι επιλογές εκπαίδευσης του δικτύου, ορίζονται χρησιμοποιώντας τη συνάρτηση 'trainingOptions', καθορίζοντας τον βελτιστοποιητή, τον μέγιστο αριθμό εποχών, το batch size, το ρυθμό εκμάθησης, το μήκος ακολουθίας και άλλες επιλογές.

```
options = trainingOptions('adam', ...
    'MaxEpochs',10, ...
    'MiniBatchSize', 150, ...
    'InitialLearnRate', 0.01, ...
    'SequenceLength', 1000, ...
    'GradientThreshold', 1, ...
    'ExecutionEnvironment','auto',...
    'plots','training-progress', ...
    'Verbose',false);
```

Το νευρωνικό δίκτυο εκπαιδεύεται χρησιμοποιώντας τη συνάρτηση 'trainNetwork' στα δεδομένα εκπαίδευσης με τα καθορισμένα επίπεδα και τις επιλογές εκπαίδευσης.

```
net = trainNetwork(XTrain,YTrain,layers,options);
```



Εικόνα 86 Εκπαίδευση νευρωνικού δικτύου

Το save net χρησιμοποιείται για την αποθήκευση του εκπαιδευμένου πλέον νευρωνικού δικτύου.

```
save net;
```

Χρησιμοποιήθηκε η συνάρτηση 'classify' για την πρόβλεψη των ετικετών των δεδομένων εκπαίδευσης χρησιμοποιώντας το εκπαιδευμένο δίκτυο και υπολογίσαμε την ακρίβεια των προβλέψεων και την εκτυπώσαμε.

```
trainPred = classify(net,XTrain,'SequenceLength',1000);
```

```
LSTMAccuracy = sum(trainPred == YTrain)/numel(YTrain)*100
```

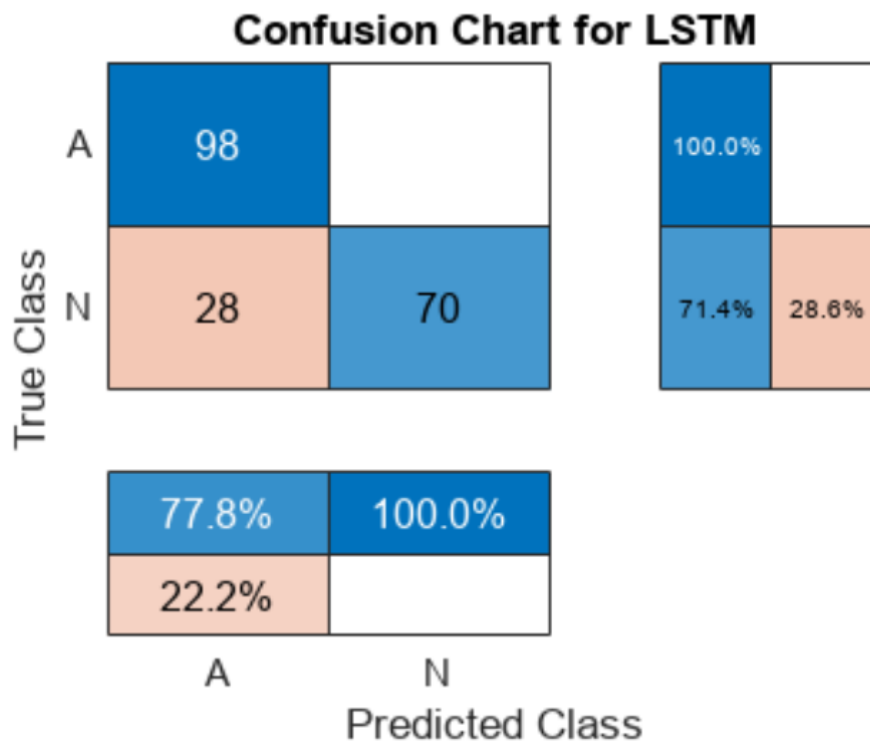
LSTMAccuracy = 85.7143

Εικόνα 87 Ακρίβεια προβλέψεων στα δεδομένα εκπαίδευσης

Στην συνέχεια δημιουργήσαμε ένα Confusion Chart για να απεικονίσουμε την απόδοση του εκπαιδευμένου δικτύου στα δεδομένα εκπαίδευσης.

figure

```
confusionchart(YTrain,trainPred,'ColumnSummary','column-normalized',...
               'RowSummary','row-normalized','Title','Confusion Chart for
               LSTM');
```



Εικόνα 88 Confusion Chart για την απεικόνιση της απόδοσης του εκπαιδευμένου νευρωνικού δικτύου στα δεδομένα εκπαίδευσης

Ξανά χρησιμοποιήθηκε η 'classify' για την πρόβλεψη των ετικετών των δεδομένων δοκιμής αυτή την φορά, χρησιμοποιώντας το εκπαιδευμένο δίκτυο και υπολογίσαμε την ακρίβεια των προβλέψεων και την εκτυπώσαμε.

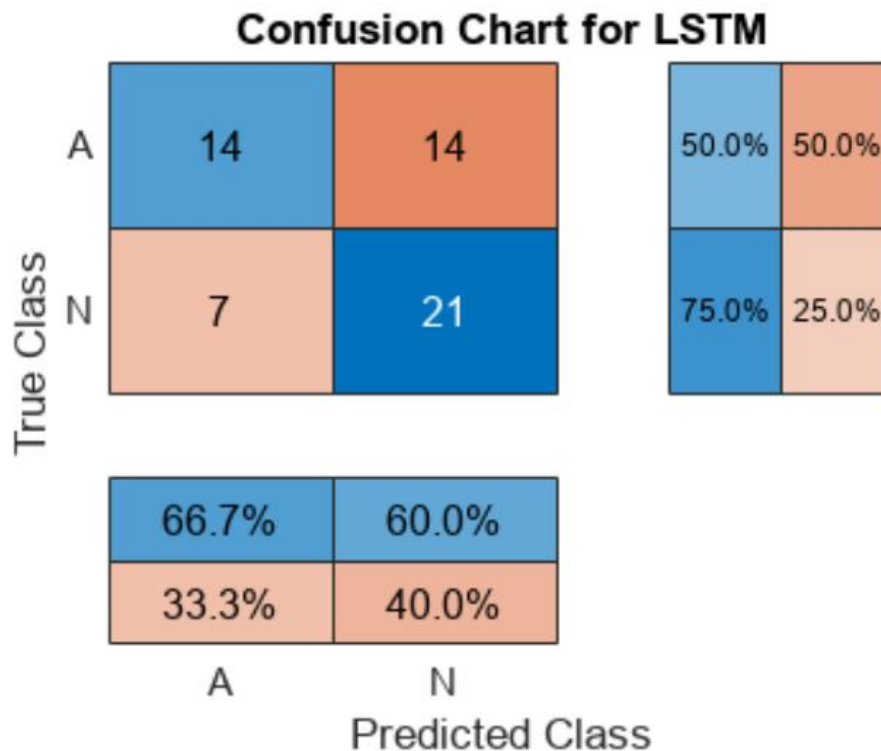
```
testPred = classify(net,XTest,'SequenceLength',1000);
LSTMAccuracy = sum(testPred == YTest)/numel(YTest)*100
```

LSTMAccuracy = 62.5000

Εικόνα 89 Ακρίβεια προβλέψεων στα δεδομένα δοκιμής

Δημιουργήσαμε ένα άλλο Confusion Chart για να απεικονίσουμε την απόδοση του εκπαιδευμένου δικτύου στα δεδομένα δοκιμής.

```
figure
confusionchart(YTest,testPred,'ColumnSummary','column-normalized',...
               'RowSummary','row-normalized','Title','Confusion Chart for
LSTM');
```



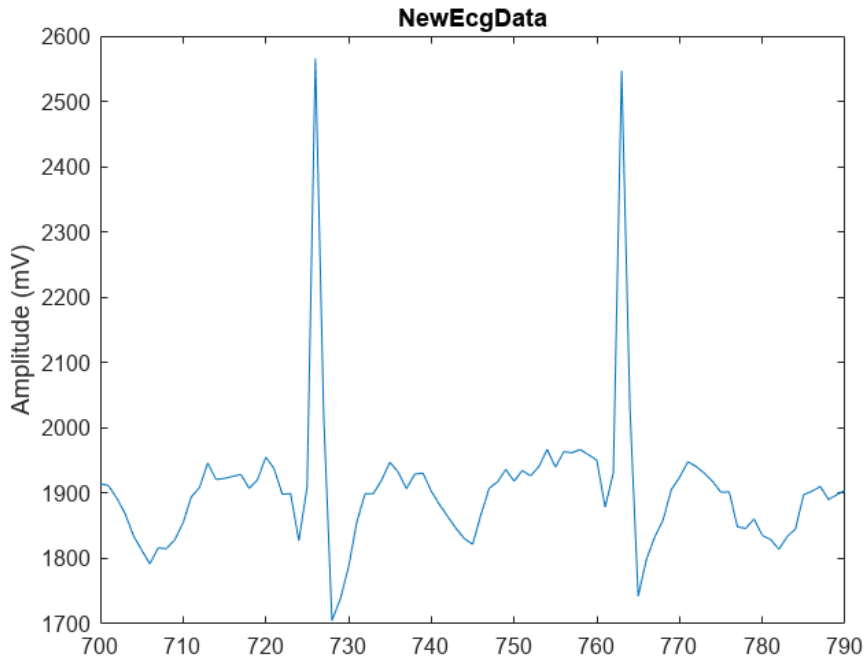
Εικόνα 90 Confusion Chart για την απεικόνιση της απόδοσης του εκπαιδευμένου νευρωνικού δικτύου στα δεδομένα δοκιμής

Τέλος, δώσαμε δικά μας δεδομένα ηλεκτροκαρδιογραφήματος από το AD8232 στο ήδη πλέον εκπαιδευμένο νευρωνικό δίκτυο μας για να δούμε πως λειτουργεί σε καινούργια δεδομένα.

```
load("data.mat");
raw_ecg = data;
```

Εφόσον φορτώσαμε τα καινούργια μας δεδομένα, εφαρμόσαμε ένα notch φίλτρο πάνω τους για να κόψουμε τον θόρυβο των 50 Hz και εφαρμόσαμε δειγματοληψία 1000 Hz όπως είναι και τα δεδομένα που πήραμε από την Physionet.

```
% Define notch filter coefficients with a cutoff frequency of 50 Hz
fs = 1000; % sampling rate in Hz
f_notch = 50; % notch frequency in Hz
[b, a] = iirnotch(f_notch/(fs/2), 0.05);
% Apply the filter to remove 50 Hz noise from the raw ECG signal
filtered_ecg = filter(b, a, raw_ecg);
plot(filtered_ecg)
title('NewEcgData')
xlim([700,790])
ylabel('Amplitude (mV)')
```



Εικόνα 91 Εμφάνιση του ΗΓΚ από τα δικά μας δεδομένα

Εφαρμόσαμε το φιλτραρισμένο πλέον σήμα μας στο νευρωνικό δίκτυο για να κάνει πρόβλεψη. Το αποτέλεσμα φαίνεται στην Εικόνα 92.

```
filtered_ecg_transposed = filtered_ecg;
filtered_ecg = filtered_ecg.';
predLabels = classify(net, filtered_ecg(500:1000), 'SequenceLength',1000);
LSTMaccuracy = sum(predLabels == YTest)/numel(YTest)*100
```

```
filtered_ecg_transposed = filtered_ecg;
filtered_ecg = filtered_ecg.';
predLabels = categorical(A);
predLabels = classify(net, filtered_ecg(
LSTMaccuracy = sum(predLabels == YTest)/
LSTMaccuracy = 50
```

Εικόνα 92 Πρόβλεψη νευρωνικού δικτύου στα καινούργια δεδομένα

## 5.5 Επίλογος

Τα νευρωνικά δίκτυα ανήκουν στην κατηγορία της βαθιάς μάθησης. Το να μπορείς να εκπαιδεύεις ένα νευρωνικό δίκτυο να κάνει προβλέψεις σχεδόν για το οτιδήποτε, είναι ένα πολύ δυνατό εργαλείο, και ειδικά για έναν μηχανικό. Εάν εκπαιδευτεί σωστά, με τον κατάλληλο αλγόριθμο και με πραγματικά δεδομένα, μπορεί να συνεχίζει να μαθαίνει μόνο του σωστά, και εν τέλει να κάνει όλο και καλύτερες προβλέψεις. Σε περιπτώσεις όπως είναι το ΗΓΚ, που είναι ένα αρκετά δύσκολο εργαλείο για να γίνει σωστή διάγνωση, μπορεί να αποτρέψει λάθη και απεισκευσίες ειδικών, καθώς θα είναι εκπαιδευμένο

για αυτό το λόγο. Ο σκοπός του κεφαλαίου αυτού ήταν να δώσουμε την ιδέα πίσω από την εκπαίδευση νευρωνικών δικτύων με αυτού του είδους αλγόριθμους, σε αυτού του είδους προβλήματα, για να δούμε πώς συμπεριφέρεται. Συμπερασματικά, φαίνεται να φτάσαμε σε ένα πολύ κάλο σημείο, καθώς σε καινούργια δεδομένα φαίνεται να ανταποκρίνεται αρκετά καλά, παρά τα λιγοστά δεδομένα που του δώσαμε για εκπαίδευση. Στο κομμάτι της εκπαίδευσης του νευρωνικού δικτύου, με τα κατάλληλα δεδομένα, θα μπορούσαμε να κάνουμε ανίχνευση και της περικαρδίτιδας, καθώς η μεθοδολογία είναι ακριβώς η ίδια, κάτι που μελλοντικά, μπορούμε να το επιτύχουμε. Τέλος, το νευρωνικό δίκτυο δεν έχει εκπαιδευτεί για να λαμβάνει υπόψη τις υπόλοιπες βιολογικές παραμέτρους, τις οποίες έχει την δυνατότητα να μετρά η συσκευή. Ο λόγος είναι ότι η βιολογικές παράμετροι αυτοί (κορεσμός οξυγόνου και θερμοκρασία σώματος) χρησιμοποιούνται για την παρακολούθηση της πορείας των ασθενών ή επικουρικά στην διάγνωση για κλινική συνεκτίμηση, και επειδή στα δεδομένα ΗΓΚ με τα οποία έγινε η εκπαίδευση του νευρωνικού δικτύου, δεν υπήρχαν οι αντίστοιχες πληροφορίες..

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ

Συμπερασματικά, η παρούσα διπλωματική αφορά μια συσκευή βασισμένη στο διαδίκτυο των πραγμάτων (IoT) που έχει την δυνατότητα να παίρνει τιμές από ηλεκτροκαρδιογράφημα, να μετρά τον κορεσμό του οξυγόνου στο αίμα αλλά και θερμοκρασία στο σώμα. Για να μπορεί να λειτουργήσει η παρούσα συσκευή, εφόσον είναι βασισμένη στο IoT, χρειάζεται σύνδεση στο Wi-Fi, όπου αυτό μπορεί να γίνει ακόμα και με την δημιουργία μιας Wi-Fi ζώνης, χρησιμοποιώντας Hotspot μέσω του Smart Phone μας, και αυτό προτείνεται. Η πλατφόρμα/εφαρμογή που είναι βασισμένη η συσκευή είναι το ThingSpeak, το οποίο είναι μία υπηρεσία πλατφόρμας ανάλυσης IoT, όπου μπορούμε να συγκεντρώσουμε, να οπτικοποιήσουμε και να αναλύσουμε ζωντανές, και ασφαλή ροές δεδομένων στο Cloud. Η συσκευή μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως ένα εξ' αποστάσεως αρχικό εργαλείο πρόωρου εντοπισμού για μυοκαρδίτιδα σε Long COVID σύνδρομο, που αυτό ήταν και το έναυσμα για την υλοποίηση της συσκευής. Η συσκευή έχει την δυνατότητα εντοπισμού μυοκαρδίτιδας μέσω εκπαιδευμένου νευρωνικού δικτύου τύπου LSTM το οποίο μπορεί να ενσωματωθεί μέσα στο MATLAB του ThingSpeak εφόσον μελλοντικά έχουμε τις κατάλληλες συνδρομές. Λόγο τις έλλειψης αρκετών δυνατοτήτων του ThingSpeak (λόγο των συνδρομών), πολλές επεξεργασίες έγιναν τοπικά. Παρόλα αυτά, εφόσον αυτά που υλοποιήσαμε γίνονται τοπικά στο MATLAB μπορούν να γίνουν και μέσω του Cloud με τις κατάλληλες συνδρομές, όπως προαναφέρθηκε. Επίσης, στο κομμάτι της εκπαίδευσης του νευρωνικού δικτύου, με τα κατάλληλα δεδομένα, θα μπορούσαμε να κάνουμε ανίχνευση και της περικαρδίτιδας, καθώς η μεθοδολογία είναι ακριβώς η ίδια. Τέλος, το νευρωνικό δίκτυο δεν έχει εκπαιδευτεί για να λαμβάνει υπόψη τις υπόλοιπες βιολογικές παραμέτρους, τις οποίες έχει την δυνατότητα να μετρά η συσκευή. Οι βιολογικές παράμετροι αυτοί (κορεσμός οξυγόνου και θερμοκρασία σώματος) χρησιμοποιούνται για την παρακολούθηση της πορείας των ασθενών ή επικουρικά στην διάγνωση για κλινική συνεκτίμηση, διότι στα δεδομένα ΗΓΚ με τα οποία έγινε η εκπαίδευση του νευρωνικού δικτύου, δεν υπήρχαν οι αντίστοιχες πληροφορίες.

Όσο για τις προτάσεις βελτίωσης, θα μπορούσαμε να σχεδιάσουμε την ηλεκτρονική πλακέτα (PCB) με τέτοιο τρόπο ώστε τα ηλεκτρονικά της στοιχεία να έχουν μικρότερη απόσταση μεταξύ τους για εξοικονόμηση χώρου. Εφόσον θα εστιάζαμε στην εξοικονόμηση χώρου θα μπορούσαμε να χρησιμοποιήσουμε μόνο το κομμάτι του ESP32 που αφορά τον μικροελεγκτή και όχι ολόκληρη την πλακέτα. Μια ακόμα βελτίωση που θα μπορούσε να γίνει είναι να χρησιμοποιήσουμε τις δυνατότητες του ThingSpeak για την αποστολή ειδοποιήσεων με υπηρεσίες τρίτων (Twitter κ.λπ.). Τέλος, μπορούν να γίνουν ευρήματα για τυχόν άλλες παθήσεις της καρδιάς, εκπαιδεύοντας το παρόν νευρωνικό δίκτυο για τον εντοπισμό άλλων παθήσεων, όπως για παράδειγμα την περικαρδίτιδα, όπως προαναφέρθηκε επανειλημμένα, αλλά και άλλων, διαφόρων παθήσεων. Δηλαδή, η συσκευή προς το παρόν περιορίζεται μόνο στην μυοκαρδίτιδα, όμως αυτό θα μπορούσε να αλλάξει μελλοντικά εφόσον έχουμε τα κατάλληλα δεδομένα και εφόσον το θελήσουμε.

## BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Δ. Κουτσούρης, Σ. Παυλόπουλλος, Α. Πρέντζα, ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ, 2003 ΕΚΔΟΣΕΙΣ ΤΖΙΟΛΑ
- [2] Π. Κώστας , ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ (ΗΓΚ) ΚΑΙ Ο ΗΛΕΚΤΡΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ, 12/02/2017,[Online].Available:<http://www.καρδιολογοσπισσαριδησκ.gr/2017/02/12/ο-ηλεκτρισμος-της-καρδιασ/>
- [3] InformedHealth.org [Internet]. Cologne, Germany: Institute for Quality and Efficiency in Health Care (IQWiG), 2006-. What is overdiagnosis?,20/04/2017,[Online].Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK536878/?report=reader>
- [4] Ευσταθία Ι. Κόκκινη, State of the Art στη διέγερση και χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς, Αθήνα, 3/2017
- [5] LIFE IN THE FASTLANE, ECG Waves, [Online].Available: <https://litfl.com/ecg-library/basics/>
- [6] Richard E. Klabunde, Cardiovascular Physiology Concepts, [Online].Available: <https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A013b>
- [7] ΘΕΟΔΩΡΑ ΑΣΤΕΡΗ, ΜΑΡΙΑ ΒΟΥΛΓΑΡΗ, ΠΑΡΘΕΝΑ ΕΚΟΥΤΣΙΔΟΥ, Διαταραχές Ρυθμού, [Online].Available: [https://anesthesia.gr/download/TOMOS\\_24/028\\_ASTERH.pdf](https://anesthesia.gr/download/TOMOS_24/028_ASTERH.pdf)
- [8] Eur Heart J Supplements, Long COVID: long-term effects?, 8/10/2021
- [9] Γ. Παρχαρίδης, Καρδιολογία, Θεσσαλονίκη 2008
- [10] Π. Κώστας , Η ΠΕΡΙΚΑΡΔΙΤΙΔΑ ΚΑΙ Η ΣΥΛΛΟΓΗ ΥΓΡΟΥ ΣΤΟ ΠΕΡΙΚΑΡΔΙΟ, 26/08/2015 , [Online].Available: <http://www.καρδιολογοσπισσαριδησκ.gr/2015/08/26/η-περικαρδιτιδα-και-η-συλλογη-υγρου-στ/>
- [11] Syed Wamique Yusuf, Saamir A. Hassan, Elie Mouhayar, Smita I. Negi, Jose Banchs, Patric T. O’Gara, Pericardial disease: a clinical review, 21/12/2015
- [12] M. CHADI ALRAIES, ALLAN L. KLEIN, Q: Should we still use electrocardiography to diagnose pericardial disease?, 1/2/2013
- [13] Lisa M. Miller, Arnon Gal, Cardiovascular System and Lymphatic Vessels, 2017
- [14] HealthyLiving, Τι είναι και πώς λειτουργεί το μυοκάρδιο, 11/02/2014 ,[Online].Available: <https://www.healthyliving.gr/2014/02/11/ti-einai-myokardio/>
- [15] HealthyLiving, Μυοκαρδίτιδα: Συμπτώματα, αιτίες και αντιμετώπιση , 22/10/2018, [Online].Available: <https://www.healthyliving.gr/2018/10/22/myokarditida-8-symptomata/>
- [16] Nisha Aggarwal Gilotra, Myocarditis, [Online].Available: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/conditions-and-diseases/myocarditis>
- [17] Π. Κώστας, Η ΙΟΓΕΝΗΣ ΜΥΟΚΑΡΔΙΤΙΔΑ, 10/03/2015, [Online].Available: <https://www.καρδιολογοσπισσαριδησκ.gr/2015/03/10/η-ιογενησ-μυοκαρδιτιδα/>

- [18] Borys Surawicz, Timothy Knilans, Chou's Electrocardiography in Clinical Practice, 6<sup>th</sup> Edition, 5/3/2008
- [19] Carmelo Butta, Luca Zappia, Giulia Laterra, Marco Roberto, Diagnostic and prognostic role of electrocardiogram in acute myocarditis: A comprehensive review, 7/10/2019
- [20] European Heart Journal, Volume 24, Issue 14, 1/7/2003
- [21] Vogiatzis I, Dimoglou G, Sachpekidis V, Q Fever myocarditis, 1/12/2008
- [22] European Society of Cardiology, Long COVID: long-term effects, 8/10/2021
- [23] Via Medica, Myocarditis: A complication of COVID-19 and long-COVID-19 syndrome as a serious threat in modern cardiology, 14/11/2021
- [24] Amog Jayarangaiah, A Systematic Review of COVID-19 and Pericarditis, 12/08/2022
- [25] Cardiology Department, University Hospital of Salamanca, Pericarditis and myocarditis long after SARS-CoV-2 infection: a cross-sectional descriptive study in health-care workers, 14/7/2020
- [26] PHYSIONET, THE PTB DIAGNOSTIC ECG DATABASE [Online].Available: <https://archive.physionet.org/physiobank/database/ptbdb/>
- [27] Ηλεκτροκαρδιογράφημα,  
[Online].Available: <https://el.wikipedia.org/wiki/Ηλεκτροκαρδιογράφημα>
- [28] VLADYSLAVA TVERDOKHLIB , Evaluation of baseline wander removal approaches in ECG recordings, UNIVERSIDAD POLITECNICA DE MADRID, OCTOBER 2020.
- [29] Sara Santos, ESP32 Vs ESP8266 – Pros and Cons, 6/9/2021, [Online].Available: <https://makeradvisor.com/esp32-vs-esp8266/>
- [30] Muhammad Wildan Gifari, Hasballah Zakaria, 2 , Richard Mengko, Design of ECG Homecare:12-Lead ECG Acquisition using Single Channel ECG Device Developed on AD8232 Analog Front End, 8/2015
- [31] What is AD8232 ECG Sensor: Working and its Application, [Online].Available: <https://www.elprocus.com/ad8232-ecg-sensor-working-and-its-applications/>
- [32] AD8232 ECG Module with Arduino – Heart Monitor, [Online].Available: <https://microcontrollerslab.com/ad8232-ecg-module-pinout-interfacing-with-arduino-applications-features/>
- [33] CIRCUIT DIGEST, HOW MAX30102 Pulse Oximeter and Heart Rate Sensor Works and how to interface it with Arduino?, [Online].Available: <https://circuitdigest.com/microcontroller-projects/how-max30102-pulse-oximeter-and-heart-rate-sensor-works-and-how-to-interface-with-arduino>
- [34] ThingSpeak , [Online].Available: [https://thingspeak.com/pages/learn\\_more](https://thingspeak.com/pages/learn_more)
- [35] What are neural networks?, [Online].Available: <https://www.ibm.com/topics/neural-networks>

- [36] What is Neural Network?, [Online].Available: <https://aws.amazon.com/what-is/neural-network/>
- [37] What is Perceptron: A Beginners Guide for Perceptron, [Online].Available: <https://www.simplilearn.com/tutorials/deep-learning-tutorial/perceptron>
- [38] A Gentle Introduction To Math Behind Neural Networks, [Online].Available: <https://towardsdatascience.com/introduction-to-math-behind-neural-networks-e8b60dbbdeba>
- [39] Niklas Donges, A Guide to Recurrent Neural Networks: Understanding RNN and LSTM Networks, 11/10/2022 , [Online].Available: <https://builtin.com/data-science/recurrent-neural-networks-and-lstm>
- [40] Shraddha Singh, Classification of ECG Arrhythmia using Recurrent Neural Networks, 2018
- [41] Ben Khuong, The Basics of Recurrent Neural Networks (RNNs), 24/7/2019, [Online].Available: <https://pub.towardsai.net/whirlwind-tour-of-rnns-a11effb7808f>
- [42] Saeed Saadatnejad, Mohammadhosein Oveisi, Matin Hashemi, LSTM-Based ECG Classification for Continuous Monitoring on Personal Wearable Devices, 2/2020
- [43] Saul Dobilas, LSTM Recurrent Neural Networks – How to Teach a Network to Remember the Past, 6/2/2022
- [44] Borui Hou, Jianyong Yang, Pu Wang, Ruqiang Yan, LSTM-Based Auto-Encoder Model for ECG Arrhythmias Classification, 11/4/2019
- [45] Analog Devices: AD8232 datasheets: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: Κώδικας MATLAB για το άνοιγμα των αρχείων .mat από την βάση δεδομένων της Physionet.

- Για το παθολογικό (Myocarditis) ΗΓΚ

```
fs=1000;
x=load('Το αρχείο MATLAB καρδιογραφήματος που πήραμε από την βάση');
y=x.val/2000;
y=y';
subplot(311)
plot(y(1:10*fs,1));
title('Original ECG signal (Myocarditis)');
```

- Για το φυσιολογικό ΗΓΚ

```
fs=1000;
x=load('Το αρχείο MATLAB καρδιογραφήματος που πήραμε από την βάση');
y=x.val/2000;
y=y';
subplot(311)
plot(y(1:10*fs,1));
title('Original ECG signal (normal)');
```

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β: Κώδικας στο Arduino IDE για το ολοκληρωμένο AD8232 τοπικά

```
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  pinMode(17, INPUT); // Setup for leads off detection LO +
  pinMode(18, INPUT); // Setup for leads off detection LO -
```

```

}

void loop() {

if((digitalRead(17) == 1) || (digitalRead(18) == 1)){ //check if leads are
removed

Serial.println("leads off!");

}

else{

Serial.println(analogRead(36));

}

delay(20);

}

```

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ: Κώδικας στο Arduino IDE για το αισθητήριο MAX30102 τοπικά

```

#include <Wire.h>
#include "MAX30105.h"
MAX30105 particleSensor;

//#define MAX30105 #define MAX30105

#define USEFIFO
void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  // Initialize sensor
  Serial.println("Initializing...");
  if (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST))
  {
    Serial.println("MAX30102 was not found. Please check
wiring/power/solder jumper at MH-ET LIVE MAX30102 board. ");
    while (1);
  }
  //Setup to sense a nice looking saw tooth on the plotter
  byte ledBrightness = 0x7F; //Options: 0=Off to 255=50mA
  byte sampleAverage = 4; //Options: 1, 2, 4, 8, 16, 32

```

```

    byte ledMode = 2; //Options: 1 = Red only, 2 = Red + IR, 3 = Red + IR +
Green
    //Options: 1 = IR only, 2 = Red + IR on MH-ET LIVE MAX30102 board
    int sampleRate = 200; //Options: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600,
3200
    int pulseWidth = 411; //Options: 69, 118, 215, 411
    int adcRange = 16384; //Options: 2048, 4096, 8192, 16384
    // Set up the wanted parameters
    particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate,
pulseWidth, adcRange); //Configure sensor with these settings
}
double avered = 0; double aveir = 0;
double sumirrms = 0;
double sumredrms = 0;
int i = 0;
int Num = 100; //calculate SpO2 by this sampling interval

double ESpO2 = 95.0; //initial value of estimated SpO2
double FSpO2 = 0.7; //filter factor for estimated SpO2
double frate = 0.95; //low pass filter for IR/red LED value to eliminate
AC component
#define TIMETOBOOT 3000 // wait for this time(msec) to output SpO2
#define SCALE 88.0 //adjust to display heart beat and SpO2 in the same
scale
#define SAMPLING 5 //if you want to see heart beat more precisely , set
SAMPLING to 1
#define FINGER_ON 30000 // if red signal is lower than this , it indicates
your finger is not on the sensor
#define MINIMUM_SPO2 80.0
void loop()
{

    uint32_t ir, red , green;
    double fred, fir;
    double SpO2 = 0; //raw SpO2 before low pass filtered

#ifdef USEFIFO
    particleSensor.check(); //Check the sensor, read up to 3 samples

    while (particleSensor.available()) { //do we have new data
#ifdef MAX30105
        red = particleSensor.getFIFORed(); //Sparkfun's MAX30105
        ir = particleSensor.getFIFOIR(); //Sparkfun's MAX30105
#else

```

```

    red = particleSensor.getFIFOIR(); //why getFOFOIR output Red data by
MAX30102 on MH-ET LIVE breakout board
    ir = particleSensor.getFIFORed(); //why getFIFORed output IR data by
MAX30102 on MH-ET LIVE breakout board
#endif
    i++;
    fred = (double)red;
    fir = (double)ir;
    avered = avered * frate + (double)red * (1.0 - frate); //average red
level by low pass filter
    aveir = aveir * frate + (double)ir * (1.0 - frate); //average IR level
by low pass filter
    sumredrms += (fred - avered) * (fred - avered); //square sum of
alternate component of red level
    sumirrms += (fir - aveir) * (fir - aveir); //square sum of alternate
component of IR level
    if ((i % SAMPLING) == 0) { //slow down graph plotting speed for arduino
Serial plotter by thin out
        if ( millis() > TIMETOBOOT ) {
            float ir_forGraph = (2.0 * fir - aveir) / aveir * SCALE;
            float red_forGraph = (2.0 * fred - avered) / avered * SCALE;
            //trancation for Serial plotter's autoscaling
            if ( ir_forGraph > 100.0) ir_forGraph = 100.0;
            if ( ir_forGraph < 80.0) ir_forGraph = 80.0;
            if ( red_forGraph > 100.0 ) red_forGraph = 100.0;
            if ( red_forGraph < 80.0 ) red_forGraph = 80.0;
            //          Serial.print(red); Serial.print(",");
Serial.print(ir);Serial.print(".");
            if (ir < FINGER_ON) ESpO2 = MINIMUM_SPO2; //indicator for finger
detached
                Serial.print(ir_forGraph); // to display pulse wave at the same
time with SpO2 data
                Serial.print(","); Serial.print(red_forGraph); // to display pulse
wave at the same time with SpO2 data
                Serial.print(",");
                Serial.print(ESpO2); //low pass filtered SpO2
                Serial.print(","); Serial.print(85.0); //reference SpO2 line
                Serial.print(","); Serial.print(90.0); //warning SpO2 line
                Serial.print(","); Serial.print(95.0); //safe SpO2 line
                Serial.print(","); Serial.println(100.0); //max SpO2 line
            }
        }
    if ((i % Num) == 0) {
        double R = (sqrt(sumredrms) / avered) / (sqrt(sumirrms) / aveir);
        // Serial.println(R);

```

```

    SpO2 = -23.3 * (R - 0.4) + 100;
//http://ww1.microchip.com/downloads/jp/AppNotes/00001525B_JP.pdf
    ESpO2 = FSpO2 * ESpO2 + (1.0 - FSpO2) * SpO2;//low pass filter
    // Serial.print(SpO2);Serial.print(",");Serial.println(ESpO2);
    sumredrms = 0.0; sumirrms = 0.0; i = 0;
    break;
}
particleSensor.nextSample(); //We're finished with this sample so move
to next sample
//Serial.println(SpO2);
}
#else

    while (1) {//do we have new data
#ifdef MAX30105
        red = particleSensor.getRed(); //Sparkfun's MAX30105
        ir = particleSensor.getIR(); //Sparkfun's MAX30105
#else
        red = particleSensor.getIR(); //why getFOFOIR outputs Red data by
MAX30102 on MH-ET LIVE breakout board
        ir = particleSensor.getRed(); //why getFIFORed outputs IR data by
MAX30102 on MH-ET LIVE breakout board
#endif
        i++;
        fred = (double)red;
        fir = (double)ir;
        avered = avered * frate + (double)red * (1.0 - frate);//average red
level by low pass filter
        aveir = aveir * frate + (double)ir * (1.0 - frate); //average IR level
by low pass filter
        sumredrms += (fred - avered) * (fred - avered); //square sum of
alternate component of red level
        sumirrms += (fir - aveir) * (fir - aveir);//square sum of alternate
component of IR level
        if ((i % SAMPLING) == 0) {//slow down graph plotting speed for arduino
IDE toos menu by thin out
            //if 0
            if ( millis() > TIMETOBOOT) {
                float ir_forGraph = (2.0 * fir - aveir) / aveir * SCALE;
                float red_forGraph = (2.0 * fred - avered) / avered * SCALE;
                //trancation for Serial plotter's autoscaling
                if ( ir_forGraph > 100.0) ir_forGraph = 100.0;
                if ( ir_forGraph < 80.0) ir_forGraph = 80.0;
                if ( red_forGraph > 100.0 ) red_forGraph = 100.0;
                if ( red_forGraph < 80.0 ) red_forGraph = 80.0;
            }
        }
    }
}

```

```

        //      Serial.print(red); Serial.print(",");
Serial.print(ir);Serial.print(".");
    if (ir < FINGER_ON) ESpO2 = MINIMUM_SPO2; //indicator for finger
detached
    Serial.print((2.0 * fir - aveir) / aveir * SCALE); // to display
pulse wave at the same time with SpO2 data
    Serial.print(","); Serial.print((2.0 * fred - avered) / avered *
SCALE); // to display pulse wave at the same time with SpO2 data
    Serial.print(","); Serial.print(ESpO2); //low pass filtered SpO2
    Serial.print(","); Serial.print(85.0); //
    Serial.print(","); Serial.print(90.0); //warning SpO2 line
    Serial.print(","); Serial.print(95.0); //safe SpO2 line
    Serial.print(","); Serial.println(100.0); //max SpO2 line
    //endif
}
}
if ((i % Num) == 0) {
    double R = (sqrt(sumredrms) / avered) / (sqrt(sumirrms) / aveir);
    // Serial.println(R);
    SpO2 = -23.3 * (R - 0.4) + 100;
//http://ww1.microchip.com/downloads/jp/AppNotes/00001525B_JP.pdf
    ESpO2 = FSpO2 * ESpO2 + (1.0 - FSpO2) * SpO2;
    // Serial.print(SpO2);Serial.print(",");Serial.println(ESpO2);
    sumredrms = 0.0; sumirrms = 0.0; i = 0;
    break;
}
particleSensor.nextSample(); //We're finished with this sample so move
to next sample
    //Serial.println(SpO2);
}
#endif
}

```

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Δ: Κώδικας στο Arduino IDE για το αισθητήριο DS18B20 τοπικά

```

#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>

// GPIO where the DS18B20 is connected to
const int oneWireBus = 4;

// Setup a oneWire instance to communicate with any OneWire devices
OneWire oneWire(oneWireBus);

```

```

// Pass our oneWire reference to Dallas Temperature sensor
DallasTemperature sensors(&oneWire);

void setup() {
  // Start the Serial Monitor
  Serial.begin(115200);
  // Start the DS18B20 sensor
  sensors.begin();
}

void loop() {
  sensors.requestTemperatures();
  float temperatureC = sensors.getTempCByIndex(0);
  Serial.print(temperatureC);
  Serial.println("°C");
  delay(5000);
}

```

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ε: Κώδικας στο Arduino IDE για αποστολή των δεδομένων από τους αισθητήρες στο Cloud του ThingSpeak μέσω του ESP32.

```

// include Libraries
#include <WiFi.h>
#include <HTTPClient.h>
#include <ThingSpeak.h>
#include <Wire.h>
#include "MAX30105.h" //sparkfun MAX3010X library
#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>

// -----
// -----//

// Replace with your Wi-Fi ssid and WPA2 key

// WiFi with Hotspot
//const char *ssid = "*****";
//const char *pass = "*****";

//MyHomeWI-FI
const char *ssid = "*****"; // Replace with your wifi ssid and
WPA2 key
const char *pass = "*****";

```

```

// Channel ID
const long CHANNEL = *****; //CHANNEL ID HERE

// Domain Name with full URL Path for HTTP POST Request
const char* serverName = "http://api.thingspeak.com/update";

// Service API Key
String apiKey = "*****"; //API KEY HERE

// -----//

// THE DEFAULT TIMER IS SET TO 10 SECONDS FOR TESTING PURPOSES
// For a final application, check the API call limits per hour/minute to
avoid getting blocked/banned
unsigned long lastTime = 0;
// Set timer to 10 minutes (600000)
//unsigned long timerDelay = 600000;
// Timer set to 10 seconds (10000)
unsigned long timerDelay = 10000;

// -----//

// AD8232 Variables
const int ecg_data_length = 51; // 255 characters per field.
int arrayECG[ecg_data_length];

//const int ecg_Voltage_length = 64;
//double ecgVoltage[ecg_Voltage_length];

//float sensorVoltageRange = 3.3;
// float ecgVoltage;

// -----//

// MAX30102 Variables
//#define MAX30105 #define MAX30105
MAX30105 particleSensor;
#define USEFIFO

```

```

// -----
-----//

// DS18B20 Variables
// GPIO where the DS18B20 is connected to
const int oneWireBus = 4;
// Setup a oneWire instance to communicate with any OneWire devices
OneWire oneWire(oneWireBus);
// Pass our oneWire reference to Dallas Temperature sensor
DallasTemperature sensors(&oneWire);

// -----
-----//

void setup(){

Serial.begin(115200);
// -----
-----//

// Start the DS18B20 sensor
sensors.begin();

// -----
-----//
//AD8232
pinMode(17, INPUT); // Setup for leads off detection LO +
pinMode(18, INPUT); // Setup for leads off detection LO -

// -----
-----//
// MAX30102

Serial.println("Initializing...");

// Initialize sensor
if (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST))
{
Serial.println("MAX30102 was not found. Please check wiring/power/solder
jumper at MH-ET LIVE MAX30102 board. ");
while (1);
}

//Setup to sense a nice looking saw tooth on the plotter
byte ledBrightness = 0x7F; //Options: 0=0ff to 255=50mA

```

```

byte sampleAverage = 4; //Options: 1, 2, 4, 8, 16, 32
byte ledMode = 2; //Options: 1 = Red only, 2 = Red + IR, 3 = Red + IR +
Green
//Options: 1 = IR only, 2 = Red + IR on MH-ET LIVE MAX30102 board
int sampleRate = 200; //Options: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600, 3200
int pulseWidth = 411; //Options: 69, 118, 215, 411
int adcRange = 16384; //Options: 2048, 4096, 8192, 16384
// Set up the wanted parameters
particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate,
pulseWidth, adcRange); //Configure sensor with these settings

WiFi.begin(ssid, pass);
  Serial.println("Connecting");
  while(WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    delay(500);
    Serial.print(".");
  }
  Serial.println("");
  Serial.print("Connected to WiFi network with IP Address: ");
  Serial.println(WiFi.localIP());

  Serial.println("Timer set to 10 seconds (timerDelay variable), it will
take 10 seconds before publishing the first reading.");
}

// -----
-----//

double avered = 0; double aveir = 0;
double sumirrms = 0;
double sumredrms = 0;
int i = 0;
int Num = 100;//calculate SpO2 by this sampling interval

double ESpo2 = 95.0;//initial value of estimated SpO2
double FSpO2 = 0.7; //filter factor for estimated SpO2
double frate = 0.95; //low pass filter for IR/red LED value to eliminate
AC component
#define TIMETOBOOT 3000 // wait for this time(msec) to output SpO2
#define SCALE 88.0 //adjust to display heart beat and SpO2 in the same
scale
#define SAMPLING 5 //if you want to see heart beat more precisely , set
SAMPLING to 1
#define FINGER_ON 30000 // if red signal is lower than this , it indicates
your finger is not on the sensor

```

```

#define MINIMUM_SPO2 80.0

// -----
// -----//

void loop(){

// -----
// -----//

//DS18B20
sensors.requestTemperatures();
  float temperatureC = sensors.getTempCByIndex(0);

// -----
// -----//
// MAX30102

uint32_t ir, red , green;
double fred, fir;
double SpO2 = 0; //raw SpO2 before low pass filtered

#ifdef USEFIFO
  particleSensor.check(); //Check the sensor, read up to 3 samples

while (particleSensor.available()) {//do we have new data
  #ifdef MAX30105
    red = particleSensor.getFIFORed(); //Sparkfun's MAX30105
    ir = particleSensor.getFIFOIR(); //Sparkfun's MAX30105
  #else
    red = particleSensor.getFIFOIR(); //why getFOFOIR output Red data by
MAX30102 on MH-ET LIVE breakout board
    ir = particleSensor.getFIFORed(); //why getFIFORed output IR data by
MAX30102 on MH-ET LIVE breakout board
  #endif
    i++;
    fred = (double)red;
    fir = (double)ir;
    avered = avered * frate + (double)red * (1.0 - frate); //average red
level by low pass filter
    aveir = aveir * frate + (double)ir * (1.0 - frate); //average IR level
by low pass filter
    sumredrms += (fred - avered) * (fred - avered); //square sum of
alternate component of red level

```

```

    sumirrms += (fir - aveir) * (fir - aveir); //square sum of alternate
component of IR level
    if ((i % SAMPLING) == 0) { //slow down graph plotting speed for arduino
Serial plotter by thin out
        if ( millis() > TIMETOBOOT) {
            float ir_forGraph = (2.0 * fir - aveir) / aveir * SCALE;
            float red_forGraph = (2.0 * fred - avered) / avered * SCALE;
            //trancation for Serial plotter's autoscaling
            if ( ir_forGraph > 100.0) ir_forGraph = 100.0;
            if ( ir_forGraph < 80.0) ir_forGraph = 80.0;
            if ( red_forGraph > 100.0 ) red_forGraph = 100.0;
            if ( red_forGraph < 80.0 ) red_forGraph = 80.0;
            //          Serial.print(red); Serial.print(",");
Serial.print(ir);Serial.print(".");
            if (ir < FINGER_ON) ESpO2 = MINIMUM_SPO2; //indicator for finger
detached
                //Serial.print(ir_forGraph); // to display pulse wave at the same
time with SpO2 data
                //Serial.print(","); Serial.print(red_forGraph); // to display
pulse wave at the same time with SpO2 data
                //Serial.print(",");
Serial.println(ESpO2); //low pass filtered SpO2
                //Serial.print(","); Serial.print(85.0); //reference SpO2 line
                //Serial.print(","); Serial.print(90.0); //warning SpO2 line
                //Serial.print(","); Serial.print(95.0); //safe SpO2 line
                //Serial.print(","); Serial.println(100.0); //max SpO2 line
            }
        }
        if ((i % Num) == 0) {
            double R = (sqrt(sumredrms) / avered) / (sqrt(sumirrms) / aveir);
            // Serial.println(R);
            SpO2 = -23.3 * (R - 0.4) + 100;
//http://ww1.microchip.com/downloads/jp/AppNotes/00001525B_JP.pdf
            ESpO2 = FSpO2 * ESpO2 + (1.0 - FSpO2) * SpO2; //low pass filter
            // Serial.print(SpO2);Serial.print(",");Serial.println(ESpO2);
            sumredrms = 0.0; sumirrms = 0.0; i = 0;
            break;
        }
        particleSensor.nextSample(); //We're finished with this sample so move
to next sample
        //Serial.println(SpO2);
    }
}
#else

while (1) { //do we have new data

```

```

#ifdef MAX30105
    red = particleSensor.getRed(); //Sparkfun's MAX30105
    ir = particleSensor.getIR(); //Sparkfun's MAX30105
#else
    red = particleSensor.getIR(); //why getFOFOIR outputs Red data by
MAX30102 on MH-ET LIVE breakout board
    ir = particleSensor.getRed(); //why getFIFOred outputs IR data by
MAX30102 on MH-ET LIVE breakout board
#endif
    i++;
    fred = (double)red;
    fir = (double)ir;
    avered = avered * frate + (double)red * (1.0 - frate); //average red
level by low pass filter
    aveir = aveir * frate + (double)ir * (1.0 - frate); //average IR level
by low pass filter
    sumredrms += (fred - avered) * (fred - avered); //square sum of
alternate component of red level
    sumirrms += (fir - aveir) * (fir - aveir); //square sum of alternate
component of IR level
    if ((i % SAMPLING) == 0) { //slow down graph plotting speed for arduino
IDE toos menu by thin out
        // #if 0
        if ( millis() > TIMETOBOOT) {
            float ir_forGraph = (2.0 * fir - aveir) / aveir * SCALE;
            float red_forGraph = (2.0 * fred - avered) / avered * SCALE;
            //trancation for Serial plotter's autoscaling
            if ( ir_forGraph > 100.0) ir_forGraph = 100.0;
            if ( ir_forGraph < 80.0) ir_forGraph = 80.0;
            if ( red_forGraph > 100.0 ) red_forGraph = 100.0;
            if ( red_forGraph < 80.0 ) red_forGraph = 80.0;
            // Serial.print(red); Serial.print(",");
Serial.print(ir);Serial.print(".");
            if (ir < FINGER_ON) ESpO2 = MINIMUM_SPO2; //indicator for finger
detached
                //Serial.print((2.0 * fir - aveir) / aveir * SCALE); // to display
pulse wave at the same time with SpO2 data
                //Serial.print(","); Serial.print((2.0 * fred - avered) / avered *
SCALE); // to display pulse wave at the same time with SpO2 data
                //Serial.print(",");
                Serial.println(ESpO2); //low pass filtered SpO2
                //Serial.print(","); Serial.print(85.0); //
                //Serial.print(","); Serial.print(90.0); //warning SpO2 line
                //Serial.print(","); Serial.print(95.0); //safe SpO2 line
                //Serial.print(","); Serial.println(100.0); //max SpO2 line

```

```

        //endif
    }
}
if ((i % Num) == 0) {
    double R = (sqrt(sumredrms) / avered) / (sqrt(sumirrms) / aveir);
    // Serial.println(R);
    SpO2 = -23.3 * (R - 0.4) + 100;
    ESpO2 = FSpO2 * ESpO2 + (1.0 - FSpO2) * SpO2;
    // Serial.print(SpO2);Serial.print(",");Serial.println(ESpO2);
    sumredrms = 0.0; sumirrms = 0.0; i = 0;
    break;
}
particleSensor.nextSample(); //We're finished with this sample so move to
next sample
    //Serial.println(SpO2);
}
#endif

// -----
-----//
// AD8232

if((digitalRead(17) == 1) || (digitalRead(18) == 1)){ //check if leads are
removed
Serial.println("leads off!");
}
else{

String ECG_string = "";
for(int i=0; i<ecg_data_length; i++){
    arrayECG[i]= analogRead(36);
    // ECG_string = ECG_string + String(ecgVoltage) + ",";
    //Serial.println(arrayECG[i]);
}

for(int i=0; i<ecg_data_length - 1; i++){ // ecg_data_length -1
because we dont want the comma at the end in the array.

    ECG_string = ECG_string + String(arrayECG[i]) + ",";

    // ecgVoltage[i] = (arrayECG[i] * sensorVoltageRange)/ 4095;
// change the ad8232 by default values to mV

    //ecgVoltage[i] = 10.0 * (double)arrayECG[i] / 4095.0; // 10
* to make the values (mV) 10 times bigger.

```

```

        //ECG_string = ECG_string + String(ecgVoltage[i], 2) + ",";
// kratame 2 dekadika

        // Serial.println(ECG_string);
        // Serial.println(ecgVoltage[i]);

    }
// ECG_string = ECG_string + String(ecgVoltage[i], 2);
//Serial.println(ECG_string);

// -----
-----//

//connecting and sending values to cloud
if ((millis() - lastTime) > timerDelay) {
    //Check WiFi connection status
    if(WiFi.status()== WL_CONNECTED){
        WiFiClient client;
        HTTPClient http;

        // Your Domain name with URL path or IP address with path
        http.begin(client, serverName);

        /*
        // Specify content-type header
        http.addHeader("Content-Type", "application/x-www-form-urlencoded");
        // Data to send with HTTP POST
        String httpRequestData = "api_key=" + apiKey + "&field1=" + ESPO2 +
"&field4=" + temperatureC + "&field3=" + ECG_string;

        // Send HTTP POST request
        int httpResponseCode = http.POST(httpRequestData);*/

        // If you need an HTTP request with a content type:
application/json, use the following:
        http.addHeader("Content-Type", "application/json");
        // JSON data to send with HTTP POST
        String httpRequestData = "{\"api_key\": \"" + apiKey +
"\", \"field2\": \"" + ECG_string + "\", \"field1\": \"" + ESPO2 +
"\", \"field3\": \"" + temperatureC + "\"}";
        // Send HTTP POST request
        int httpResponseCode = http.POST(httpRequestData);

        Serial.print("HTTP Response code: ");
        Serial.println(httpResponseCode);

```

```

        // Free resources
        http.end();
    }
    else {
        Serial.println("WiFi Disconnected");
    }
    lastTime = millis();
}
}
}

```

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ: Κώδικας MATLAB στο ThingSpeak για οπτικοποίηση δεδομένων (MATLAB Visualization)

```

% TODO - Replace the [] with channel ID to read data from:
readChannelID = [ChanelID...];

% Channel Read API Key
% If your channel is private, then enter the read API
% Key between the '' below:
readAPIKey = 'TheAPI...';

% diavazoume ola ta data tou channel 2
data=thingSpeakRead(readChannelID,'Fields',[2], 'ReadKey',
readAPIKey,OutputFormat='table');
ecg=str2num(data.ecg{1});

data.Timestamps.Format='dd-MMM-yyyy HH:mm:ss.SSS';
tStamps = [data.Timestamps-seconds(0.186)*(length(ecg)-
1):seconds(0.186):data.Timestamps]';

%% Read Data %%

% [data, time] = thingSpeakRead(readChannelID, 'Field', fieldID1,
'NumPoints', 30, 'ReadKey', readAPIKey);

%% Visualize Data %%

plot(tStamps, ecg);

```

## ΟΔΗΓΟΣ ΧΡΗΣΗΣ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ

Arduino IDE: <https://www.arduino.cc/en/Guide>

ThingSpeak: <https://www.mathworks.com/help/thingspeak/>

MATLAB: <https://www.mathworks.com/help/matlab/>

MATLAB – Deep Learning Tool box: <https://www.mathworks.com/help/deeplearning/>

MATLAB – ECG Classification using LSTM: <https://www.mathworks.com/help/signal/ug/classify-ecg-signals-using-long-short-term-memory-networks.html>

Altium: <https://www.altium.com/documentation/altium-designer>