



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ

ΜΕΘΟΔΟΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΠΡΟΚΛΗΤΩΝ
ΔΥΝΑΜΙΚΩΝ ΣΕ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ

ΜΟΥΝΤΖΟΥΡΗΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΥΠΕΥΘΥΝΟΣ

ΚΑΡΡΑΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

ΣΥΝΕΠΙΒΛΕΠΩΝ

ΣΤΑΜΟΥΛΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

Λαμία 16/ΟΚΤΩΒΡΙΟΥ έτος 2020



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ

ΜΕΘΟΔΟΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΠΡΟΚΛΗΤΩΝ
ΔΥΝΑΜΙΚΩΝ ΣΕ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ

ΜΟΥΝΤΖΟΥΡΗΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΥΠΕΥΘΥΝΟΣ

ΚΑΡΡΑΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

ΣΥΝΕΠΙΒΛΕΠΩΝ

ΣΤΑΜΟΥΛΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

Λαμία 16/ΟΚΤΩΒΡΙΟΥ έτος 2020



UNIVERSITY OF
THESSALY

SCHOOL OF SCIENCE

DEPARTMENT OF COMPUTER SCIENCE & TELECOMMUNICATIONS

METHODS OF TREATMENT OF ACTION
POTENTIAL IN MEASUREMENT SYSTEMS

MOUNTZOURIS KONSTANTINOS

FINAL THESIS

ADVISOR

KARRAS GEORGIOS

ASSISTANT PROFESSOR

CO ADVISOR

STAMOULIS GEORGIOS

PROFESSOR

Lamia 16/OCTOBER year 2020

«Με ατομική μου ευθύνη και γνωρίζοντας τις κυρώσεις ⁽¹⁾, που προβλέπονται από της διατάξεις της παρ. 6 του άρθρου 22 του Ν. 1599/1986, δηλώνω ότι:

1. Δεν παραθέτω κομμάτια βιβλίων ή άρθρων ή εργασιών άλλων αυτολεξεί **χωρίς να τα περικλείω σε εισαγωγικά** και χωρίς να αναφέρω το συγγραφέα, τη χρονολογία, τη σελίδα. Η αυτολεξεί παράθεση χωρίς εισαγωγικά χωρίς αναφορά στην πηγή, είναι λογοκλοπή. Πέραν της αυτολεξεί παράθεσης, λογοκλοπή θεωρείται και η παράφραση εδαφίων από έργα άλλων, συμπεριλαμβανομένων και έργων συμφοιτητών μου, καθώς και η παράθεση στοιχείων που άλλοι συνέλεξαν ή επεξεργάστηκαν, χωρίς αναφορά στην πηγή. Αναφέρω πάντοτε με πληρότητα την πηγή κάτω από τον πίνακα ή σχέδιο, όπως στα παραθέματα.

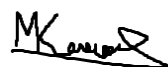
2. Δέχομαι ότι η αυτολεξεί **παράθεση χωρίς εισαγωγικά**, ακόμα κι αν συνοδεύεται από αναφορά στην πηγή σε κάποιο άλλο σημείο του κειμένου ή στο τέλος του, είναι αντιγραφή. Η αναφορά στην πηγή στο τέλος π.χ. μιας παραγράφου ή μιας σελίδας, δεν δικαιολογεί συρραφή εδαφίων έργου άλλου συγγραφέα, έστω και παραφρασμένων, και παρουσίασή τους ως δική μου εργασία.

3. Δέχομαι ότι υπάρχει επίσης περιορισμός στο μέγεθος και στη συχνότητα των παραθεμάτων που μπορώ να εντάξω στην εργασία μου εντός εισαγωγικών. Κάθε μεγάλο παράθεμα (π.χ. σε πίνακα ή πλαίσιο, κλπ), προϋποθέτει ειδικές ρυθμίσεις, και όταν δημοσιεύεται προϋποθέτει την άδεια του συγγραφέα ή του εκδότη. Το ίδιο και οι πίνακες και τα σχέδια

4. Δέχομαι όλες τις συνέπειες σε περίπτωση λογοκλοπής ή αντιγραφής.

Ημερομηνία: ...16.../...10.../2020...

Ο – Η Δηλ.



(1) «Όποιος εν γνώσει του δηλώνει ψευδή γεγονότα ή αρνείται ή αποκρύπτει τα αληθινά με έγγραφη υπεύθυνη δήλωση

του άρθρου 8 παρ. 4 Ν. 1599/1986 τιμωρείται με φυλάκιση τουλάχιστον τριών μηνών. Εάν ο υπαίτιος αυτών των πράξεων

σκόπευε να προσπορίσει στον εαυτόν του ή σε άλλον περιουσιακό όφελος βλάπτοντας τρίτον ή σκόπευε να βλάψει άλλον, τιμωρείται με κάθειρξη μέχρι 10 ετών.»

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η μελέτη μου πάνω στα προκλητά δυναμικά αναλύει την συστηματική καταγραφή της πορείας μιας ηλεκτρικής διέγερσης και την τεχνολογική δομή που καθιστά δυνατό να επεξεργαστεί μέσω της ηλεκτροφυσιολογίας για να συμβάλει στην διευρυμένη κατανόηση των γνωστικών λειτουργιών και την βέλτιστη συμπεριφορά του ατόμου. Η διερεύνηση των ηλεκτρικών αποκρίσεων σε συγκεκριμένα ερεθίσματα που αφορούν κάθε σύστημα βιολογικών λειτουργιών του εγκεφάλου , των νευρώνων, μυών ή καρδιακών παλμών και την ευρύτερη μετάδοση των καίριων πληροφοριών που αποκομίζονται , συντελεί σε μια καινοτόμος παρέμβαση να αναδείξει πως γίνεται η επεξεργασία αυτών των προκλητών δυναμικών και πως αυτά μετά συνδέονται με την ενεργή συμβολή των συνδεδεμένων δικτύων και μεταβίβασης δεδομένων μέσω του Διαδικτύου των Πραγμάτων (IoT) έτσι ώστε εξ αποστάσεως να μπορεί κάποιος να κάνει τις μετρήσεις πάνω σε έναν άνθρωπο. Σκοπός της διπλωματικής εργασίας είναι η μελέτη των προκλητών δυναμικών με έμφαση κυρίως στην αντιμετώπιση του ηλεκτρικού θορύβου που προκαλεί η συχνότητα των 50Hz του δικτύου της ΔΕΗ σε ενσύρματη απόκτηση στο φάσμα του σήματος μας. Στην διπλωματική μελετήθηκαν διάφοροι τύποι φίλτρων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την απόσβεση του θορύβου. Έγινε συγκριτική μελέτη μεταξύ των τυπολογιών φίλτρων Butterworth , chebyshev Type I , Elliptic , kaizer , Chebyshev και Hamming ως προς την τάξη τους και διαπιστώθηκε ότι το φίλτρο Chebyshev παρουσιάζει την καλύτερη απόσβεση στη συγκεκριμένη περίπτωση. Τέλος, παραθέτετε και η ανάπτυξη του φίλτρου σε FPGA μορφή για χρήση του στο DE0- Nano.

ABSTRACT

My study on action potential analyzes the systematic record of the course of an electrical stimulus and the technological structure that makes it possible to process it through electrophysiology to contribute to the expanded understanding of cognitive functions and optimal behavior of the individual. The investigation of electrical responses to specific stimuli involving each system of biological functions of the brain, neurons, muscles or heart pulse and the wider transmission of the key information obtained, contributes to an innovative intervention to show how these and processors can be processed. how these are then interconnected with the active contribution of connected networks and data transmission over the Internet of Things (IoT) so that one can remotely make measurements on a human being. The purpose of the thesis is the study of the action potential with emphasis mainly on the treatment of electrical noise that causes a frequency of 50Hz of the PPC network in wired acquisition in the range of our signal. In diplomacy, various types of filters that can be used for noise suppression were studied. A comparative study was performed between the filter typologies Butterworth , chebyshev Type I , Elliptic , kaizer , Chebyshev and Hamming in terms of their order and it was found that the Chebyshev filter has the best damping in this case. Finally, you can list the development of the filter in FPGA format for its use in DE0-Nano

Πίνακας Περιεχομένων

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	
1 Εισαγωγή στα Προκλητά Δυναμικά	8
1.1 Βιοηλεκτρικά Σήματα	16
1.2 Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG)	17
1.3 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG)	29
1.4 Ηλεκτρομυογράφημα (EMG).....	35
2 Διαδίκτυο των Πραγμάτων (IoT) στον Τομέα της Υγείας	40
2.1 Ορισμός του Διαδικτύου των Πραγμάτων	40
2.2 Πρωτόκολλα Διασύνδεσης IoT	46
2.3 Πλατφόρμες IoT	51
2.4 IoT στην Υγεία.....	56
Φορητές Συσκευές	61
Εμφυτεύσιμες Συσκευές	63
3 Επεξεργασία Σήματος – Μέθοδοι.....	65
3.1 Πεδίο του Χρόνου	65
3.2 Πεδίο των Συχνοτήτων.....	65
3.3 FFT	67
3.4 Φίλτρα	67
Butterworth	67

Chebyshev.....	68
Elliptic.....	69
Kaiser	69
Hamming.....	70
4 Υλικά και Μέθοδοι	71
4.1 Αισθητήρας AqCI	71
4.2 Μέθοδος Εισαγωγής Σήματος στον Υπολογιστή (Arduino).....	73
4.3 Μέθοδος Εισαγωγής Σήματος στον Υπολογιστή (DE0 Nano).....	76
4.4 MATLAB επεξεργασία	78
4.5 LaBVIEW και Διασύνδεση IoT με MQTT στο ThinkSpeaks	84
5 Αποτελέσματα Συζήτηση.....	91
5.1 Αποτελέσματα MATLAB	91
Συμπεράσματα	104
Βιβλιογραφία	105

1 Εισαγωγή στα Προκλητά Δυναμικά

Η επανάσταση της εφαρμογής της μεθόδου της ηλεκτροφυσιολογίας εστιάζεται στο ότι πλέον αποτελεί ένα ενδεδειγμένο και έγκυρο εργαλείο εκτίμησης και αξιολόγησης εγκεφαλικών ηλεκτρικών αποκρίσεων σε ένα δεδομένο ερέθισμα. Βασικά, οι δυναμικές σε μορφή κυματογραφήματος ηλεκτρικές διεγέρσεις του εγκεφάλου πιστεύεται ότι εκφράζουν αλλαγές στην εγκεφαλική δραστηριότητα σε σχέση με τον χρόνο. Οι διακυμάνσεις αφορούν αλλαγές στο εύρος του ηλεκτρικού κύματος σε διαφορετικά χρονικά σημεία κατά της μέτρησης ενός ερεθίσματος ή στην μεταβολή που παρουσιάζεται στην λανθάνουσα περίοδο γνωστή ως αδράνεια ή καθυστέρηση μεταφοράς του ηλεκτρονικού κύματος, με την έναρξη του ερεθίσματος στο υποκείμενο, μέσα από τις ποικίλες κορυφώσεις καταγραφής των διεγέρσεων του ηλεκτρικού κύματος εν εξελίξει. Η συνεχόμενη καταγραφή της ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας αναπαριστά ένα μεγάλο εύρος νευρωνικών δραστηριοτήτων που λειτουργούν συνδυαστικά με πλειάδες νευρώνες και αυτόματα συστήματα λειτουργίας του σώματος όπως οι ποικίλες λειτουργίες αισθητικών και νοητικών κέντρων που εδράζουν στον εγκέφαλο και είναι σε αλληλεπίδραση κατά την εξέλιξη της μέτρησης. Αυτή η αλληλεπίδραση των γνωστικών, αισθητικών και άλλων ποικίλων βιολογικών διεγέρσεων καθιστά δύσκολο τον διαχωρισμό του ενός παράγοντα αντί του άλλου στην επιρροή αλλά ακριβώς επειδή το ερέθισμα είναι οριοθετημένο χρονικά με το πότε δίνεται η έναρξη του οι επιστήμονες μπορούν να υπολογίσουν την σχέση και φύση της νευρολογικής απόκρισης με το δεδομένο γεγονός που την προκάλεσε.

Ένας συνηθισμένος τρόπος να ερμηνεύουμε ένα (ERP) κυματογράφημα ηλεκτροφυσιολογίας είναι να καθορίσουμε κατά κάποιο τρόπο τις θετικές και αρνητικές κορυφώσεις της ηλεκτρικής απόκρισης που προκαλούνται στο υποκείμενο βάση σε ένα ερέθισμα. Οι αρνητικές ή θετικές κατευθύνσεις του ηλεκτρικού κύματος εκφράζουν μια πολικότητα που αντανακλούν την ηλεκτρική εγκεφαλική απόκριση στο εν λόγω ερέθισμα. Εμβαθύνοντας στην φύση μιας ηλεκτρικής απόκρισης του εγκεφάλου σε ένα ερέθισμα με σκοπό να αναλύσουμε την ακριβή διαδικασία σε βιολογικό επίπεδο πιστεύεται ότι είναι μια καταγραφή μετασυναπτικής - των δενδριτών – νευρωνικής απόκρισης δυναμικού (Allison Wood and McCarthy,1986). Η ηλεκτρική δραστηριότητα που μεταφέρει το σήμα δεν είναι δυνατό να καταγραφεί στο κρανίο σε όλη την έκφραση του διότι θα πρέπει να συμμετέχουν αρκετοί νευρώνες στην ενεργοποίηση του σήματος ώστε όταν πυροδοτήσουν να επικαλύπτουν τον κάθε ένα εγκαίρως ώστε να φτάσει στο κρανίο η ηλεκτρική διέγερση. Υπάρχουν πολλοί παράγοντες που δεν έγινε εφικτό μια ηλεκτρική διέγερση να μεταφερθεί ως το κρανίο. Μια παράμετρος που παίζει ρόλο σε αυτό είναι η απόσταση από τις περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού από όπου προέρχεται το ηλεκτρικό δυναμικό του ερεθίσματος. Συγκεκριμένα, πρέπει να διασχίσει μέσα από μια ποικιλία εγκεφαλικών ιστών με διαφορετικές πυκνότητες, επαγωγικότητα στο σήμα και σύνθεση, όπως μπορεί να είναι οι νευρώνες, νευρογλοιακά κύτταρα, οι κυτταρικές μυϊκές ίνες, το υγρό του νωτιαίου μυελού, τα κόκαλα, οι μύες, για να αποτελέσει δυνατό να καταγραφεί από το ηλεκτρόδιο πάνω στο κρανίο. Γίνεται λοιπόν σαφές ότι το πραγματικό δυναμικό της ηλεκτρικής απόκρισης δεν είναι η ακριβής και η σταθερή του απεικόνιση παρά μια από τις μεμονωμένες νευρωνικές αποκρίσεις που συσχετίζεται με το προκαλούμενο ερέθισμα. Πιο συγκεκριμένα η μέτρηση της ηλεκτρικής απόκρισης του εγκεφάλου είναι ένα υποπροϊόν της

βιοηλεκτρικής απόκρισης του εγκεφάλου στο δεδομένο ερέθισμα μέσω της μεταφοράς του στα αισθητήρια συστήματα ώστε να μπορούμε να συμπεράνουμε ότι η τελική εκδοχή της καταγραφής του ερεθίσματος σχετίζεται με τις μεταβλητές που το παραποιούν κατά την διάρκεια της καταγραφής.

Αναμφισβήτητα, η αξιοποίηση και η χρήση μιας τεχνικής που μπορεί να καταγράψει και να εκμεταλλευτεί τις ηλεκτρικές διεγέρσεις των εγκεφαλικών κυττάρων είναι ουσιαστική ώστε να παράγει πληροφορίες που βοηθούν στη διερεύνηση και κατανόηση της συμπεριφοράς μας σε σχέση με την λειτουργία του εγκεφαλικού φλοιού και τα στάδια ανάπτυξής μας. Βασικά, είναι μια ιδιαίτερη χρήση της τεχνολογίας που έχει συμβάλει σημαντικά σε μια πιο σφαιρική, εμπειριστατωμένη ανάλυση δεδομένων που αφορούν τον εγκέφαλο. Έχοντας σαν βάση τον μαγνητικό τομογράφο (PET) και την λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (fMRI), μια άλλη επαναστατική εφαρμογή στη χρήση της τεχνολογίας αναφέρεται σαν την τεχνική γνωστή ως καταγραφή ηλεκτρικών δυναμικών αναφορικά με το χρονικό διάστημα ενός ερεθίσματος ή περιστατικού (ERP – Event Related Potential), ως μια μη επεμβατική χρήση ανάκτησης πληροφοριών για την νευρωνική δραστηριότητα του εγκεφάλου που συσχετίζεται άμεσα με την γνωστική επεξεργασία πληροφοριών. Η μελέτη και η χρήση της μορφής αυτής της ηλεκτροφυσιολογίας έχει βοηθήσει άμεσα και σε ευρύτερη κλίμακα, μέσω της κυματομορφής που παράγεται από τους νευρώνες του εγκεφάλου σε σχέση με ένα ερέθισμα, παρέχοντας γνώση για την φύση των γνωστικών διαταραχών όπως διαταραχών ανάγνωσης και ποσοτικών διαφορών στην επεξεργασία πληροφοριών ακόμη και στην πρόγνωση της δυσλεξίας ή και στην αποκατάσταση γνωστικών προβλημάτων ανεπάρκειας που εκφράζονται με δυσκολίες ανάγνωσης σε εφήβους.

Μέσω ενός εγκεφαλογραφήματος (EEG), της τεχνικής όπου ηλεκτρόδια προσκολλώνται στο κρανίο του υποκειμένου επιτρέπει στους ειδικούς γιατρούς να μπορούν να μετρήσουν την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου. Όλη η ιδέα της τεχνικής αυτής βασίζεται στο γεγονός ότι το ανθρώπινο σώμα παράγει ηλεκτρισμό για να επιτελέσει πολύπλοκες και ταυτόχρονα πολλαπλές λειτουργίες όπως συμβαίνει αντίστοιχα με την λειτουργία των τραμ, των υπολογιστών για την διεκπεραίωση αναγκών στην καθημερινότητα μας. Σε βιολογικό επίπεδο η εφαρμογή της ηλεκτροφυσιολογίας βασίζεται στην βασική γνώση ότι ο εγκέφαλος του ανθρώπου αποτελεί την βασική πηγή τροφοδοσίας και επεξεργασίας ηλεκτρικών διεγέρσεων στο ανθρώπινο σώμα. Μέσω των νευρώνων που αποτελούν την βασική δομή του εγκεφάλου παράγεται μία στοιχειώδης ποσότητα ηλεκτρικής ενέργειας μετά από κάθε λειτουργία ζωτικών βιολογικών και νευρολογικών εντολών στο σώμα. Στην ουσία αυτές οι ηλεκτρικές διεγέρσεις διαχέονται σε όλο το τμήμα του εγκεφαλικού φλοιού και σε άλλους νευρώνες που το αποτελούν. Χάρη σε αυτή τη διαδικασία μπορούμε να εξασφαλίσουμε την μέτρηση μιας μικρής ποσότητας ηλεκτρικού σήματος που διαχέεται στον εγκέφαλο και εν τέλει διαπερνά το κρανίο όπου και γίνεται δυνατή η καταγραφή της διέγερσης. Έτσι, τοποθετώντας ειδικά ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του κρανίου ένας ενισχυτής εγκεφαλογράφου μεγενθύνει αυτές τις ανεπαίσθητες ηλεκτρικές εκκενώσεις (περίπου 5 – 10 μ volt). Τέτοια ηλεκτρικά ρεύματα στην κρανιακή περιοχή εκφράζουν το επίπεδο δραστηριότητας ομάδων νευρώνων εντός του εγκεφάλου. Το τελικό αποτέλεσμα είναι μια συνεχόμενη ηλεκτρική ροή ενέργειας με μορφή συνεχόμενων εγκεφαλικών κυμάτων που δημιουργούνται κατά την διάρκεια της δραστηριότητας που λαμβάνει χώρα για κάποια συγκεκριμένη χρονική περίοδο. Η βασική ιδέα της μεθοδολογίας της ηλεκτροφυσιολογίας (ERP) είναι ότι κάθε είδος ερεθίσματος με κάποιο ενδιαφέρον

στο υποκείμενο όπως σκέψεις, ήχοι, εικόνες ή λέξεις, προκαλούν διαφορετικά εγκεφαλικά κύματα. Αυτές οι ποιοτικές και ποσοτικές διάφορες και αποκλίσεις στις ηλεκτρικές διεγέρσεις με την μορφή κυματογραφήματος μπορούν να αξιοποιηθούν στο να επεξεργαστούμε την συμπεριφορά του υποκειμένου σε διαφόρου τύπου γνωστικές δραστηριότητες όπως βαθμός κατανόησης, φωνολογικές διαφορές ή χρόνος εμπέδωσης ενός κειμένου.

Απόπειρες καταγραφής της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου χρονολογείται από το 1875 όταν ο Richard Caton δοκίμασε να καταγράψει την προκαλούμενη δυναμική απόκριση διέγερσης των νευρώνων του εγκεφάλου από ένα κουνέλι. Περαιτέρω προσπάθειες καταγραφής εγκεφαλικών διεγέρσεων είχαν να κάνουν στο παρελθόν με εμβύθιση όπου ο ασθενής έπρεπε να τοποθετήσει το κάθε ξεχωριστό άκρο του σε διαφορετικούς κουβάδες με αλατούχο διάλυμα. Αυτοί λειτουργούσαν σαν «ηλεκτρόδια» όπου ανίχνευαν ηλεκτρικά σήματα που με την σειρά τους μεταφέρονταν μέσω καλωδίων σε ένα σύστημα ενισχυτή ο οποίος μεγέθυνε τα χιλιοστά των volt σήματα που είχαν καταγραφεί από το κρανίο και έτσι μπορούσαν να καταχωρηθούν σε μορφή μίας κλίμακας (chart recorder). Έως τα μέσα της δεκαετίας του 1920, δισκοειδή ηλεκτρόδια αναπτύχθηκαν που μπορούσαν άμεσα να εφαρμοστούν απευθείας στην επιδερμίδα. Το ευάλωτο σημείο της συγκεκριμένης τεχνικής αποτέλεσε η αλλοίωση που προκαλούσε ακόμη και μια ανεπαίσθητη κίνηση του ασθενούς ώστε να δημιουργηθεί τεχνικό σφάλμα στις εγκεφαλικές αποκρίσεις. Μια ευρηματική εξέλιξη που ομαλοποιούσε την τεχνική μέτρησης είναι η κατασκευή ενός επιπλέον είδος ηλεκτροδίου που απαιτούσε μια επαγωγική πάστα (ηλεκτρολύτης) να μεσολαβεί μεταξύ του δέρματος και αυτού. Μέσω του ηλεκτρολύτη τα μικρά ηλεκτρικά κύματα στην επιφάνεια του δέρματος άμεσα μεταφέρονται στο ηλεκτρόδιο και έτσι να μπορούν να καταγράφονται με

περισσότερη ακρίβεια. Αυτός ο τύπος ηλετροδίων είναι ευρέως διαδεδομένος σε οποιοσδήποτε είδους μετρήσεις για επιστημονικούς και ιατρικούς σκοπούς. Παρά τις δυσκολίες που ξεπεράστηκαν, κάποια θέματα αναδύονταν ώστε να υπονομεύουν την αποτελεσματικότητα αυτής της τεχνολογίας που συγκεκριμένα αφορούσαν ηλεκτρικά και μηχανολογικά θέματα με αποτέλεσμα να επισκιάζουν την αναμενόμενη επιτυχία της μεθόδου μέτρησης, όπως η διαθεσιμότητα σε υλικά για επαγωγικά ηλεκτρόδια και περιορισμοί στο πως να ξεπεραστούν δυσκολίες του χαμηλού σήματος και θορύβου σε αναλογία εμφάνισης κατά τη διάρκεια μια ηλεκτρικής διέγερσης. Πιο συγκεκριμένα υπήρχαν δυσκολίες στο πως να απομονώσουν τις ανεπαίσθητες εγκεφαλικές ηλεκτρικές διεγέρσεις σε ένα ερέθισμα από πιο μεγάλους ηλεκτρικούς και μωγραφικούς ηλεκτρικούς παλμούς μιας ηλεκτρικής ώθησης που προέρχονταν από διαφορετικά βιοσυστήματα στο σώμα. Στα τέλη της δεκαετίας του 1940, ο Dawson επινόησε μία τεχνική που συνάθροιζε τα επαναλαμβανόμενα δυναμικά των προκαλούμενων ηλεκτρικών διεγέρσεων για ένα περιστατικό μέσω χρήσης αναλογικής συμπίκνωσης ηλεκτρικής χωρητικότητας σε υπολογιστή, βελτιώνοντας έτσι την επιτυχία μέτρησης των πραγματικών ηλεκτρικών αποκρίσεων του εγκεφάλου.

Τα σύγχρονα μηχανήματα ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και ηλεκτροφυσιολογίας που διαθέτουν οι περισσότερες εταιρίες είναι ουσιαστικά η εξέλιξη της πρωτότυπης ιδέας του Dawson. Πλέον δίνεται η δυνατότητα στους επιστήμονες και ιατρικό προσωπικό να παρατηρήσουν την άμεση αλληλεπίδραση και επιρροή που έχει ένα ερέθισμα στον εγκέφαλο ενός ατόμου και το πως αυτό επεξεργάζεται το συγκεκριμένο ερέθισμα μέσω των εγκεφαλικών ηλεκτρικών κυμάτων που δημιουργούνται. Δραστικές εξελίξεις στο τομέα της ηλεκτροφυσιολογίας είναι οι διαδικασίες ανάλυσης επεξεργασίας των δεδομένων που οδήγησαν σε μια ταχύτατη,

εποικοδομητική τεχνική χάρη στην δραστική και επαναστατική συμβολή των εξελιγμένων σε δυνατότητες υπολογιστών και εφαρμογών πληροφορικής.

Αν και η χρήση της ηλεκτροφυσιολογίας σαν τεχνική επεξεργασίας δεδομένων προσφέρει πολλά πλεονέκτημα υπάρχουν περιορισμοί στην ερμηνεία των αποτελεσμάτων ή μελετών με ERP μηχανισμούς, όπως αντίστοιχα με συμβατικά μέσα ανάλυσης της συμπεριφοράς. Τα όρια αφορούν όπως και σε κάθε μέθοδο ανάλυσης τη διαδικασία από την συλλογή των δεδομένων ενός πειράματος στην ερμηνεία και αξιολόγηση των δεδομένων που το αφορούν. Δεύτερο σημείο αναφοράς συνιστά το γεγονός ότι αν και υπάρχει μια ιδιαίτερη διαδικασία στην εφαρμογή της χρήσης της ηλεκτροφυσιολογίας μέσω της καταγραφής ηλεκτρικών ρευμάτων – διεγέρσεων που πηγάζουν «απευθείας από τον εγκέφαλο», η πραγματικότητα είναι ότι η ακριβής πηγή προέλευσης αυτών των ρευμάτων και τις δυναμικής τους, που οδηγεί στην παρουσία και καταγραφή τους στα συγκεκριμένα σημεία του κρανίου, παραμένει στο να παρουσιάζει απορίες ως προς την καιριότητα τους. Πιο συγκεκριμένα, τίθεται θέμα κατά πόσο μπορούμε να εικάσουμε και να συμπεράνουμε με κάποια σιγουριά ότι το ηλεκτρόδιο στο δεδομένο σημείο του κρανίου συλλέγει και άρα ανιχνεύει πληροφορίες που απορρέουν από περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού ακριβώς κάτω από αυτό και μόνο. Χάρης όμως στην διευρυμένη κατανόηση της σχέσης των σημάτων ηλεκτροφυσιολογίας, γνωστικών λειτουργιών και συμπεριφοράς μπορούμε πλέον να επεξεργαστούμε και να αποκομίσουμε μέσα από επιμελώς σχεδιασμένα και εκτελεσμένα πειραματικά πρότυπα συσχετισμούς ανάμεσα στη διέγερση και την μετέπειτα αναπτυσσόμενη συμπεριφορά του ατόμου.

Μία τρίτη βασική μορφή περιορισμού στην εφαρμογή της τεχνικής αφορά την εγκυρότητα της σύγκρισης χαρακτηριστικών κυματομορφής ERP κατά την διάρκεια διαφορετικών περιόδων ανάπτυξης του ατόμου που εξετάζεται. Τίθεται το ερώτημα

κατά πόσο παρόμοια πρότυπα που χρησιμοποιούνται σε ενήλικες και βρέφη αξιοποιούν τις ίδιες γνωστικές ή γλωσσολογικές ικανότητες. Δεδομένου των τεράστιων γνωστικών και γλωσσικών διαφορών που οφείλονται σε αισθητά διαφορετικά στάδια εξέλιξης και ανάπτυξης, ακόμη και μεταξύ των βρεφών και όχι μόνο στους ενήλικες, οι επιστήμονες γνωρίζουν ότι απευθύνονται στην μέτρηση διαφορετικών ικανοτήτων. Κάτι στο οποίο συντείνουν και οι ποικίλες νευροανατομικές μελέτες που έχουν δώσει σαφή καταγραφή για την αισθητή διαφορά εγκεφάλων μεταξύ ενός βρέφους και ενός ενήλικα όσον αφορά στο επίπεδο της νευροαναγέννησης, της δενδριτικής ανάπτυξης των νευρώνων και της μυελίνωσης. Τουλάχιστον αυτές οι σημαντικές διαφορές σε νευρολογικό επίπεδο δομής, όπως και σε διαφοροποιημένη ανάπτυξη της δομής του εγκεφάλου σε όλες τις ηλικίες, περιορίζουν την ικανότητα μας να ερμηνεύσουμε ευρήματα από ομάδες ατόμων που είναι ανομοιογενή σε επίπεδο ανάπτυξης. Αντίστοιχα, φαίνεται να ισχύει το συμπέρασμα ότι μέρη της ηλεκτροφυσιολογίας ERP αξιολογούν πολύ διαφορετικούς γνωστικούς και οργανικούς μηχανισμούς που παράγουν τέτοιες ομοιότητες. Αυτό γίνεται όταν διαφορετικά μοντέλα σύνδεσης μπορεί να δημιουργήσουν διαφορετικές συμπεριφορές που παράγονται εντός του εγκεφάλου, σε διαφορετικά στάδια ανάπτυξης σε συνδυασμό με διαφορετικές πυκνότητες μάζας στον εγκεφαλικό φλοιό. Σαν αποτέλεσμα μπορεί να παράγουν παρόμοιες εγκεφαλικές αποκρίσεις όταν καταγραφούν στο κρανίο. Τέτοιες ομοιότητες από μόνες τους δε σημαίνει απαραίτητα ότι οι ίδιοι μηχανισμοί εγκεφάλου λειτουργούν σε ίδιο επίπεδο σε διαφορετικούς πληθυσμούς ατόμων και άρα πρέπει να λάβουμε υπόψιν και άλλα δεδομένα.

1.1 Βιοηλεκτρικά Σήματα

Η δομή του ανθρώπινου σώματος είναι μια συσσώρευση εκατομμυρίων μικροσκοπικών τμημάτων που ονομάζονται κύτταρα. Υπάρχει διαρκώς μια περιορισμένη διαφορά δυναμικού σε όλη την κυτταρική μεμβράνη, με το εσωτερικό να είναι αρνητικό και το δυναμικό που εμφανίζεται στο εξωτερικό του κυττάρου να είναι θετικό. Η διαφορά δυναμικού είναι περίπου 90 έως 120 mV. Σε ηρεμία το κύτταρο θεωρείται ότι είναι «πολωμένο» και το δυναμικό διατηρείται από την ενεργή μεταφορά των ιόντων μέσω της μεμβράνης. Τα ιόντα νατρίου μεταφέρονται στο εξωτερικό του κυττάρου και το κάλιο στο εσωτερικό (Nygni et al, 2017).

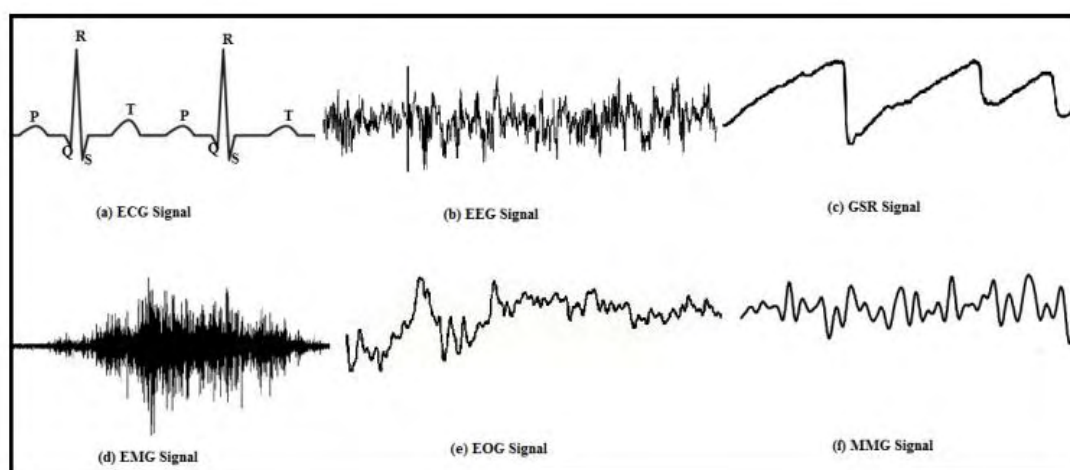
Κάθε φορά που το κύτταρο διεγείρεται είτε από χημικές ουσίες είτε από φυσικά φαινόμενα, το κύτταρο βρίσκεται σε μια διεγερμένη κατάσταση καθιστώντας το εσωτερικό πιθανώς θετικό σε σχέση με το εξωτερικό και το κύτταρο λέγεται ότι «αποπολώνεται». Αυτό το φαινόμενο ονομάζεται δυναμικό δράσης και εξαπλώνεται σε άλλα γειτονικά κύτταρα. Κατά τη διάρκεια αυτής της ταχείας αποπόλωσης δημιουργείται ένα δίπολο μεταξύ των πολωμένων κυττάρων και των αποπολωμένων κυττάρων. Οι μεμονωμένοι φορείς ηλεκτρικού πεδίου από κάθε δίπολο αθροίζονται για να δώσουν ένα συνολικό προκύπτον διάνυσμα. Η κίνηση του διπόλου κινεί το προκύπτον ηλεκτρικό πεδίο και δημιουργούνται βιοηλεκτρικά δυναμικά στην επιφάνεια του δέρματος. Με τη στερέωση δύο ηλεκτροδίων πάνω στο δέρμα θα είναι δυνατή η μέτρηση της διακύμανσης του δυναμικού λόγω της κίνησης του επιπέδου αποπόλωσης (Li et al, 2018).

Το βιοηλεκτρικό δυναμικό που σχετίζεται με την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς ονομάζεται Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG). Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG) σχετίζεται με την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου. Ομοίως, η

ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών μελετάται από το Ηλεκτρομυόγραμμα (EMG) (Jin et al, 2017)

Η ανωμαλία που υπάρχει στα παραπάνω σημεία αναγνωρίζεται από τους γιατρούς στη διαδικασία διάγνωσης. Επομένως, η διαδικασία διάγνωσης είναι μια ταυτοποίηση ανωμαλιών με τη βοήθεια των βιοηλεκτρικών σημάτων. Η εξέταση αυτών των σημάτων είναι πάντα μια χρονοβόρα διαδικασία με ένα ορισμένο ποσό σφάλματος (Moridani et al, 2019).

Εικόνα 1 Δείγμα Σήματος ECG, EEG, GSR, EMG, EOG και MMG (Jiri et al, 2017)



1.2 Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG)

Το ECG είναι ένα σημαντικό εργαλείο προφύλαξης που προσφέρει στους επαγγελματίες πληθώρα πληροφοριών που μπορούν να χρησιμοποιηθούν παράλληλα με το ιστορικό και τα κλινικά ευρήματα. Ένα ECG παρέχει μια μέτρηση του ρυθμού της καρδιάς. Παρέχει επίσης πληροφορίες σχετικά με την υγεία του ηλεκτρικού συστήματος, το μέγεθος των θαλάμων της καρδιάς και την παροχή αίματος στον καρδιακό μυ. Τα ECG είναι καθοριστικής σημασίας για τη διάγνωση της καρδιακής ισχαιμίας και του εμφράγματος, παρέχουν τα στοιχεία για την εμφύτευση βηματοδότη και εντοπίζουν κληρονομικές ανωμαλίες όπως καρδιομυοπάθεια και

σύνδρομο μακράς QT. Τα ECG είναι επίσης χρήσιμα στην ανίχνευση μη καρδιακής παθολογίας, για παράδειγμα, πνευμονικών εμβολίων και διαταραχών από ηλεκτρολύτες (Moridani et al, 2019).

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG) και η πίεσης του αίματος είναι η κύρια πηγή για τους γιατρούς να διαγνώσουν την κατάσταση της υγείας και την παθολογία της καρδιάς. Τα μεγέθη των σημάτων (ECG) είναι συνήθως περίπου 1 mV. Τα σήματα Ηλεκτροκαρδιογράφου επηρεάζονται από περιβαλλοντικούς θορύβους. Οι περισσότερες πηγές αυτών των σφαλμάτων είναι το ηλεκτροφόρο καλώδιο των 50 HZ. Σε αυτό το άρθρο παρουσιάζουμε μια προηγμένη ανάπτυξη ασύρματων ταπιών χρησιμοποιώντας ενσωματωμένο σύστημα και πρωτόκολλο ZigBEE για την αποφυγή λευκού θορύβου Gauss και θορύβου γραμμής ισχύος 50 Hz από σήματα μετρήσεων ECG και πίεσης αίματος. Ο χρήστης-γιατρός μπορεί να αποκτήσει από το Διαδίκτυο σε πραγματικό χρόνο τον ηλεκτροκαρδιογράφο και το αίμα πίεσης του ασθενούς. Στο σύστημα μπορεί να συνδεθεί βιολογικά όργανα μέσω πρωτοκόλλου RS 232. Τέλος, όλες οι πληροφορίες μπορούν να εισαχθούν στο λογισμικό BioBench (Konstantinos Kalovrektis et al, 2008)

Το σώμα αποτελείται από εκατομμύρια μεμονωμένα κύτταρα, όπου το καθένα περικλείεται από μια μεμβράνη λιπαρών κυττάρων και περιβάλλεται από εξωκυτταρικό υγρό. Τόσο τα κύτταρα όσο και το περιβάλλον υγρό περιέχουν πολλές ουσίες όπως νερό, πρωτεΐνες και ηλεκτρολύτες. Είναι η συγκέντρωση ηλεκτρολυτών, εντός και εκτός του κυττάρου, και η ικανότητά τους να διασχίζουν την κυτταρική μεμβράνη, που δημιουργεί ηλεκτρική δραστηριότητα στο κύτταρο. Στην καρδιά, οι πιο σημαντικοί ηλεκτρολύτες είναι το νάτριο, το κάλιο και το ασβέστιο (Elamien & Mahmoud, 2017).

Υπάρχει σημαντική εναλλαγή μεταξύ των κυττάρων και του εξωκυτταρικού υγρού. Αν και το νερό και το οξυγόνο, για παράδειγμα, διασχίζουν την κυτταρική μεμβράνη ελεύθερα, η κυτταρική μεμβράνη έχει περιορισμένη διαπερατότητα σε ηλεκτρολύτες. Υπάρχουν δύο τρόποι με τους οποίους αυξάνεται η κίνηση των ηλεκτρολυτών κατά μήκος της κυτταρικής μεμβράνης. Πρώτον, μετακινούνται μέσα και έξω από το κύτταρο με αντλίες ενσωματωμένες στην κυτταρική μεμβράνη. Το πιο σημαντικό από αυτά είναι η αντλία νατρίου-καλίου (Alforidi & Aslam, 2018).

Η αντλία νατρίου-καλίου μετακινεί το νάτριο έξω από το κύτταρο και αντλεί κάλιο προς τα μέσα. Επειδή αντλεί συνεχώς, το κάλιο συσσωρεύεται μέσα στο κύτταρο, οδηγώντας σε υψηλότερη συγκέντρωση στο εσωτερικό από ότι το εξωτερικό. Με τον ίδιο τρόπο, η συγκέντρωση νατρίου αυξάνεται στο εξωκυτταρικό υγρό έξω από το κύτταρο. Ο δεύτερος τρόπος με τον οποίο οι ηλεκτρολύτες διασχίζουν την κυτταρική μεμβράνη είναι μέσω διαύλων ιόντων. Ο διάυλοι ιόντων είναι «πόρτες» στην κυτταρική μεμβράνη που ανοίγουν και κλείνουν ως απόκριση στα ερεθίσματα (Tripathi & Mishra, 2018).

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι τα διάυλοι ιόντων είναι ειδικοί για έναν ηλεκτρολύτη. Για παράδειγμα, οι διάυλοι νατρίου επιτρέπουν μόνο το νάτριο. Όταν ανοίγει ένας διάυλος ιόντων ή «πόρτα», ο ηλεκτρολύτης κινείται μέσα ή έξω από το κύτταρο ανάλογα με τη βαθμίδα συγκέντρωσης. Με άλλα λόγια, κινείται από την περιοχή της υψηλότερης στην περιοχή της χαμηλότερης συγκέντρωσης. Όταν ανοίγουν οι διάυλοι καλίου, το κάλιο φεύγει από το κύτταρο. Αντιθέτως, το νάτριο εισέρχεται στο κύτταρο όταν ανοίγουν ο διάυλοι ιόντων του (Adimulam & Srinivas, 2016).

Το αποτέλεσμα αυτών των αντίθετων συγκεντρώσεων ηλεκτρολυτών είναι ένα ηλεκτρικό φορτίο κατά μήκος της κυτταρικής μεμβράνης. Όλοι οι ηλεκτρολύτες φορτίζονται ηλεκτρικά. Το νάτριο (Na^+) και το κάλιο (K^+) φέρουν ένα μόνο θετικό φορτίο, ενώ το ασβέστιο (Ca^{++}) φέρει δύο. Σε ηρεμία, το εσωτερικό της κυτταρικής μεμβράνης έχει αρνητικό φορτίο περίπου -90 mV , σε σύγκριση με το εξωτερικό (Nyni et al, 2017).

Αυτή η διαφορά στο ηλεκτρικό φορτίο ονομάζεται δυναμικό ηρεμίας. Το δυναμικό ηρεμίας αλλάζει όταν οι διάλυτοι ιόντων ανοίγουν στην κυτταρική μεμβράνη, και οι ηλεκτρολύτες εισέρχονται ή απομακρύνονται από το κύτταρο κατά μήκος της βαθμίδας συγκέντρωσης. Αυτή η αλλαγή στο ηλεκτρικό δυναμικό χρησιμοποιείται για να προκαλέσει κυτταρική δραστηριότητα σε πολλά μέρη του σώματος, συμπεριλαμβανομένων των νεύρων και των σκελετικών μυών. Στην καρδιά, ωστόσο, προκαλεί μηχανική συστολή (Li et al, 2018).

Η καρδιά αποτελείται από τους ακόλουθους τρεις κύριους τύπους ιστών: 1) Ίνες 2) Ηλεκτρικούς ιστούς 3) Συσταλτικούς ιστούς (Jin et al, 2017).

Ο ινώδης ιστός παρέχει ένα υποστηρικτικό σκελετό στη μυϊκή μάζα και σχηματίζει τις καρδιακές βαλβίδες. Ο ινώδης ιστός δεν συστέλλεται και, κυρίως, δεν παράγει ηλεκτρισμό. Αντίθετα, τα ηλεκτρικά κύτταρα είναι πολύ αγωγίμα και έχουν ιδιότητες βηματοδότη. Σχετικά με τον τελικό τύπο ιστού: τα συσταλτικά κύτταρα ή τα μυοκύτταρα. Αυτά παρέχουν την αντλητική δράση που μετακινεί το αίμα μέσω της καρδιάς και είναι μακράν ο πιο κοινός τύπος καρδιακών κυττάρων (Moridani et al, 2019).

Σε ηρεμία, το εσωτερικό της μεμβράνης των μυοκυττάρων είναι ελαφρώς αρνητικό. Αυτό αλλάζει όταν φτάνει μια ηλεκτρική ώθηση στην κυτταρική μεμβράνη. Η

ηλεκτρική ώθηση προκαλεί το άνοιγμα διαύλων νατρίου στην κυτταρική μεμβράνη, επιτρέποντας στο νάτριο να εισέλθει στο κύτταρο κατά μήκος της βαθμίδας συγκέντρωσης. Αυτή η ξαφνική εισροή νατρίου μεταβάλλει την ηλεκτρική πολικότητα της κυτταρικής μεμβράνης – μεταβάλλεται από το να είναι αρνητική στο εσωτερικό σε ελαφρώς θετική. Αυτή η αλλαγή στο ηλεκτρικό δυναμικό ονομάζεται αποπόλωση. Μόλις το κύτταρο αποπολωθεί, οι διάυλοι ασβεστίου ανοίγουν και το ασβέστιο εισέρχεται στο κύτταρο. Αυτό σταθεροποιεί το ηλεκτρικό φορτίο κατά μήκος της κυτταρικής μεμβράνης και κλείνει τους διάυλους νατρίου. Το ασβέστιο ρέει αργά στο κύτταρο, δημιουργώντας μια ηλεκτρική φάση οροπέδιο κατά τη διάρκεια της οποίας το ηλεκτρικό δυναμικό δεν αλλάζει. Η αύξηση της συγκέντρωσης ασβεστίου μέσα στο κύτταρο προκαλεί μηχανική συστολή του κυττάρου (Elamien & Mahmoud, 2017).

Όταν ολοκληρωθεί η συστολή, οι διάυλοι ασβεστίου κλείνουν και οι διάυλοι καλίου ανοίγουν. Το κάλιο ρέει για λίγο από το κύτταρο. Αυτό προκαλεί επαναπόλωση, την επιστροφή ηλεκτρικού δυναμικού ηρεμίας. Η όλη διαδικασία αποπόλωσης και επαναπόλωσης περιγράφεται ως δυναμικό δράσης. Οι φάσεις του δυναμικού δράσης συνήθως αριθμούνται από 0-4 (Nyni et al, 2017).

Μόλις ένα κύτταρο αποπολωθεί, το δυναμικό δράσης εξαπλώνεται γρήγορα από κύτταρο σε κύτταρο σε όλο τον καρδιακό μυ. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα ένα κύμα ηλεκτρικής δραστηριότητας που εξαπλώνεται γρήγορα στον ιστό, ακολουθούμενο γρήγορα από μηχανική συστολή. Το κύμα της αποπόλωσης συνεχίζεται έως ότου όλα τα κύτταρα αποπολωθούν ή συναντήσουν τον μη αγωγίμο ιστό. Μια καλή συσχέτιση είναι η ρίψη μιας πέτρας σε μια λίμνη. Μόλις η πέτρα χτυπήσει το νερό, οι κυματισμοί ταξιδεύουν προς όλες τις κατευθύνσεις έως ότου συναντήσουν ένα συμπαγές αντικείμενο όπως η άκρη της λίμνης και στη συνέχεια σταματούν. Το

ηλεκτρικό κύμα ταξιδεύει μέσω του καρδιακού μυός με παρόμοιο τρόπο (Li et al, 2018).

Μόλις ένα κύτταρο έχει αποπολωθεί, γίνεται πυρίμαχο για μικρό χρονικό διάστημα. Με απλά λόγια, το κύτταρο δεν μπορεί να διεγερθεί ξανά έως ότου η ηλεκτρική του δραστηριότητα επιστρέψει σε κατάσταση ηρεμίας. Τα καρδιακά κύτταρα παρουσιάζουν δύο τύπους ανθεκτικής περιόδου. Κατά τη διάρκεια της αρχικής απόλυτης πυρίμαχης περιόδου, το κύτταρο είναι εντελώς ανίκανο για περαιτέρω αποπόλωση. Μετά από αυτό, υπάρχει μια σύντομη σχετική πυρίμαχη περίοδος πριν αποκατασταθεί η πλήρης κατάσταση ανάπαυσης. Κατά τη διάρκεια της σχετικής πυρίμαχης περιόδου, το κύτταρο μπορεί να αποπολωθεί ξανά εάν εφαρμοστεί αρκετά μεγάλο ερέθισμα. Η ανθεκτική περίοδος εμποδίζει το κύτταρο να διεγερθεί πάλι πολύ γρήγορα, όπως μπορεί να συμβεί σε σκελετικούς μύες που επηρεάζονται από τετάνη (Jin et al, 2017).

Ωστόσο, δεν λειτουργεί η καρδιά κάθε ασθενούς με τον ίδιο τρόπο: οι ασθενείς υπόκεινται σε ασθένειες και σε θέματα υγείας που μπορεί να επηρεάσουν την κανονική ηλεκτρική λειτουργία. Η ανισορροπία των ηλεκτρολυτών, οι ανωμαλίες των διαύλων ιόντων και τα φάρμακα μπορούν να επηρεάσουν την κανονική κίνηση των ηλεκτρολυτών κατά μήκος της κυτταρικής μεμβράνης (Moridani et al, 2019).

Ένα καλό παράδειγμα ανισορροπίας ηλεκτρολυτών είναι η υποκαλιαιμία. Η υποκαλιαιμία αλλάζει τη φυσιολογική βαθμίδα συγκέντρωσης καλίου και κάνει τους ασθενείς πιο ευάλωτους στις κοιλιακές αρρυθμίες. Οι ανωμαλίες των διαύλων των ιόντων είναι γενετικές μεταλλάξεις που αλλάζουν την κανονική λειτουργία ενός ή περισσότερων διαύλων. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα καταστάσεις όπως το σύνδρομο long-QT και Brugada που σχετίζονται με θανατηφόρες αρρυθμίες. Τέλος, η

λειτουργία διαύλων ιόντων επηρεάζεται από κοινά χρησιμοποιούμενα φάρμακα. Οι αποκλειστές διαύλων ασβεστίου χρησιμοποιούνται για τη θεραπεία της στηθάγχης, της υπέρτασης και των αρρυθμιών. Δύο φάρμακα σε αυτήν την ομάδα, η διλτιαζέμη και η βεραπαμίλη, επιβραδύνουν τον καρδιακό ρυθμό αποκλείοντας τους διαύλους ασβεστίου στον κόλπο. Άλλα φάρμακα εμποδίζουν τους διαύλους νατρίου ή καλίου, για παράδειγμα, φλεκαϊνίδη και σοταλόλη. Η αμιωδαρόνη, ένα από τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα αντι-αρρυθμικά φάρμακα, και δρα μπλοκάροντας πολλαπλούς διαύλους ιόντων (Elamien & Mahmoud, 2017).

Στην καρδιά, το ερέθισμα προέρχεται από τα εξειδικευμένα ηλεκτρικά του κύτταρα. Ο μοναδικός σκοπός αυτών των κυττάρων είναι η δημιουργία και η διεξαγωγή των ηλεκτρικών παλμών που προκαλούν συστολή των μυοκυττάρων. Το κύριο χαρακτηριστικό τους είναι η αυτοματοποίηση. Αυτόματη σημαίνει ότι το κύτταρο μπορεί να λειτουργήσει ως βηματοδότης. Στο μυοκύτταρο, η κυτταρική μεμβράνη είναι ηλεκτρικά σταθερή σε ηρεμία. Δεν υπάρχει ηλεκτρική αλλαγή έως ότου φτάσει μια ώθηση από ένα προσκείμενο κύτταρο. Αντιθέτως, υπάρχει συνεχής διαρροή ιόντων κατά μήκος της κυτταρικής μεμβράνης του ηλεκτρικού στοιχείου. Αυτό οδηγεί σε μια σταδιακή κίνηση προς την αποπόλωση. Μόλις επιτευχθεί ένα όριο, οι δίαυλοι ασβεστίου ανοίγουν και το ασβέστιο πλημμυρίζει στο κύτταρο, ολοκληρώνοντας την αποπόλωση. Το δυναμικό δράσης που δημιουργείται εξαπλώνεται τόσο στο ηλεκτρικό σύστημα όσο και στα γύρω μυοκύτταρα (Elamien & Mahmoud, 2017).

Τα ηλεκτρικά κύτταρα της καρδιάς είναι διατεταγμένα σε σύστημα αγωγιμότητας που μεταφέρει την ηλεκτρική ώθηση σε κάθε μέρος του οργάνου. Αυτό διασφαλίζει ότι ο κόλπος πριν από τις κοιλίες και ότι η κοιλιακή συστολή συντονίζεται και είναι αποτελεσματική. Το σύστημα αγωγιμότητας αποτελείται από τον κινεζικό, τον

κολποκοιλιακό κόμβο (κόμβος AV), τη δέσμη των δικών του, αριστερών και δεξιών διακλαδώσεων και ινών Purkinje (Alforidi & Aslam, 2018).

Κανονικά, η ηλεκτρική ώθηση που ξεκινά τον καρδιακό παλμό προέρχεται από τον κόλπο. Αυτό το μικρό έμπλαστρο ηλεκτρικών στοιχείων βρίσκεται στο δεξιό κόλπο, κοντά στη διασταύρωση του με την ανώτερη φλέβα. Ο κόμβος του κόλπου δρα ως ο κύριος βηματοδότης επειδή έχει τον ταχύτερο ρυθμό αποπόλωσης. Εάν επιβραδύνεται ή αποτύχει, ο επόμενος ταχύτερος βηματοδότης αναλαμβάνει. Αυτό είναι ένα σημαντικό χαρακτηριστικό ασφαλείας του συστήματος και διασφαλίζει ότι η καρδιά συνεχίζει να χτυπά ακόμα κι αν ο κόλπος είναι ασθενής ή έχει υποστεί βλάβη. Η νόσος των κόλπων είναι συχνή σε ηλικιωμένα άτομα και προκαλείται από ίνωση του αγωγού ιστού. Ο κόλπος μπορεί επίσης να υποστεί βλάβη από έμφραγμα του μυοκαρδίου, χειρουργική επέμβαση ή ασθένειες του καρδιακού μυός όπως η καρδιομυοπάθεια (Tripathi & Mishra, 2018).

Η ηλεκτρική ώθηση απλώνεται και στους δύο κόλπους, προκαλώντας την αποπόλωση των κολπικών μυοκυττάρων. Η ώθηση φτάνει επίσης στον κόμβο AV, που βρίσκεται στον δεξιό κόλπο του εσωτερικού της καρδιάς. Η αγωγή μέσω του κόμβου AV είναι δέκα φορές πιο αργή από ό, τι στον περιβάλλοντα μυ. Αυτή η επιβράδυνση της αγωγής επιτρέπει στον κόλπο να ολοκληρώσει τη συστολή πριν περάσει η ώθηση στις κοιλίες. Η αργή αγωγιμότητα μέσω του κόμβου AV περιορίζει επίσης τον αριθμό των παλμών ανά λεπτό που μπορεί να πραγματοποιήσει ο κόμβος. Αυτός είναι ένας σημαντικός μηχανισμός που προστατεύει τις κοιλίες από υψηλούς κολπικούς ρυθμούς κατά τη διάρκεια κολπικών αρρυθμιών, όπως κολπική μαρμαρυγή (Adimulam & Srinivas, 2016).

Από τον κόμβο AV, η ηλεκτρική ώθηση εισέρχεται στη δέσμη του His. Η δέσμη του His διαπερνά το κολπικό τοίχωμα και εισέρχεται στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Διασχίζει επίσης το ινώδες στρώμα που διαχωρίζει τους κόλπους και τις κοιλίες. Επειδή ο ινώδης ιστός δεν αποδίδει ηλεκτρισμό, ο κόμβος AV και η δέσμη του His είναι η μόνη οδός ηλεκτρικής αγωγής από κόλπους έως κοιλίες στην κανονική καρδιά (Nyni et al, 2017).

Η δέσμη του His χωρίζεται μέσα στο διάφραγμα για να παράγει τις αριστερές και τις δεξιές διακλαδώσεις. Αυτές μεταφέρουν την ηλεκτρική ώθηση στην αριστερή και δεξιά κοιλία. Οι δέσμες διακλάδωσης καταλήγουν σε ένα δίκτυο διακλάδωσης ιών Purkinje που μεταφέρουν την ηλεκτρική ώθηση σε κάθε μέρος της κοιλίας σχεδόν ταυτόχρονα, εξασφαλίζοντας ταχεία και αποτελεσματική συστολή του θαλάμου. Η αγωγή μέσω του συστήματος His-Purkinje είναι εξαιρετικά γρήγορη, πολύ ταχύτερη από ό, τι μέσω των μυϊκών κυττάρων των κοιλιών (Nyni et al, 2017).

Εάν το σύστημα έχει υποστεί βλάβη, για παράδειγμα, από ισχαιμική καρδιακή νόσο, η αγωγή προς τις κοιλίες μπορεί να καθυστερήσει ή να αποτύχει πλήρως. Αυτά τα προβλήματα εμφανίζονται στο ECG και αναφέρονται ως καρδιακά μπλοκ. Ο πλήρης καρδιακός αποκλεισμός εμφανίζεται όταν καμία ηλεκτρική ώθηση δεν μπορεί να ταξιδέψει από τον κόλπο προς τις κοιλίες. Αυτό συχνά οδηγεί σε σοβαρή βραδυκαρδία και είναι μια απειλητική για τη ζωή κατάσταση (Li et al, 2018).

Το ECG είναι απλώς μια καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Τοποθετώντας ηλεκτρόδια στο δέρμα, μπορεί να καταγραφεί η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς και οι προκύπτουσες κυματομορφές. Ανάλογα με τον τύπο της μηχανής που χρησιμοποιείται και τον αριθμό των ηλεκτροδίων που τοποθετούνται, μπορούν να καταγραφούν πολλαπλές προβολές της ηλεκτρικής

δραστηριότητας της καρδιάς. Οι περισσότεροι επαγγελματίες υγείας θα εξοικειωθούν με τη χρήση μηχανών ECG 12 μολύβδου. Ένα ECG 12 απαγωγών μετρά και καταγράφει 12 διαφορετικές ηλεκτρικές προβολές της καρδιάς. Με άλλα λόγια, καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα όπως φαίνεται από 12 διαφορετικά σημεία γύρω από την καρδιά. Ο μολύβδο II, για παράδειγμα, καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα όπως φαίνεται από την κατώτερη επιφάνεια της καρδιάς. Αυτό το καλώδιο χρησιμοποιείται συχνά για την παρακολούθηση του ρυθμού. Άλλοι τύποι μηχανών ECG περιλαμβάνουν οθόνες κομοδίνου και περιπατητικές συσκευές εγγραφής ECG, όπως οθόνες Holter. Η ηλεκτρική δραστηριότητα μπορεί επίσης να καταγραφεί από ηλεκτρόδια μέσα στο σώμα. Για παράδειγμα, μέσω αγωγών βηματοδότη ή εμφυτεύσιμων βρόχων (Jin et al, 2017).

Τρεις κύριες κυματομορφές καταγράφονται από το ECG: 1) Το κύμα P 2) σύμπλεγμα QRS 3) Το κύμα T (Li et al, 2018).

Το κύμα P δημιουργείται με αποπόλωση των κόλπων, το QRS με αποπόλωση των κοιλίων και το κύμα T με επαναπόλωση των κοιλίων. Στους περισσότερους ανθρώπους, αυτές οι κυματομορφές εμφανίζονται σε έναν επαναλαμβανόμενο ρυθμό που ονομάζεται φλεβοκομβικός ρυθμός. Σε μερικούς ανθρώπους, μπορεί να φανεί μια τέταρτη κυματομορφή που ονομάζεται κύμα U. Αυτό παρατηρείται συνήθως με χαμηλότερους καρδιακούς παλμούς. Η σημασία του κύματος U παραμένει αβέβαιη. Μερικοί συγγραφείς πιστεύουν ότι αντιπροσωπεύει τα τελευταία στάδια της κοιλιακής επαναπόλωσης, ενώ άλλοι το περιγράφουν ως φαινόμενο μετά την επαναπόλωση. Οι ανωμαλίες των κυμάτων U έχουν περιγραφεί σε διάφορες καταστάσεις ασθενειών, συμπεριλαμβανομένων των ισχαιμικών καρδιακών παθήσεων (Moridani et al, 2019).

Η βάση της ερμηνείας ECG διαμορφώνεται με την αναγνώριση ανωμαλιών στο μέγεθος, το σχήμα, το μοτίβο και το χρονοδιάγραμμα αυτών των κυματομορφών (Elamien & Mahmoud, 2017).

Οι μέθοδοι βασισμένες στο σημείο αναφοράς βασίζονται σε τοπικά χαρακτηριστικά των καρδιακών παλμών για σχεδιασμό βιομετρικών προτύπων, όπως η χρονική διαφορά ή η διαφορά πλάτους μεταξύ διαδοχικών βασικών σημείων. Τα βασικά σημεία εξάγονται στο χρονικό πεδίο. Οι κορυφές καθορίζονται με την εύρεση του τοπικού μέγιστου σε μια περιοχή που περιβάλλει κάθε ένα από τα κύματα P, QRS και T. Οι θέσεις βάσης καθορίζονται με παρακολούθηση του κατηφόρου και εύρεση της θέσης της ελάχιστης ακτίνας καμπυλότητας. Ο Biel εξήγαγε τα βασικά χαρακτηριστικά από κυματομορφές P, QRS και T και αξιολόγησε τη σκοπιμότητα του σήματος ECG για ανθρώπινη αναγνώριση. Το τυπικό σύστημα μολύβδου χρησιμοποιήθηκε για την καταγραφή σημάτων από 20 άτομα διαφορετικής ηλικιακής ομάδας. Πραγματοποιήθηκαν διαφορετικά πειράματα για τη δοκιμή παραλλαγών λόγω της τοποθέτησης μολύβδου όσον αφορά την ακριβή τοποθεσία και τους χειριστές που πραγματοποιούν τη διαδικασία. Πραγματοποίησαν πολυπαραγοντική ανάλυση για ταξινόμηση και πέτυχαν ποσοστό αναγνώρισης 100%. Το πρόβλημα με αυτήν την εργασία ήταν ότι δούλευαν σε παραλλαγές της καρδιάς, ενώ αξιολόγησαν μικρό αριθμό δεδομένων δοκιμής για επικύρωση (Alforidi & Aslam, 2018).

Ο Kim πρότεινε τα ομαλοποιημένα χαρακτηριστικά του τομέα του ECG για τη βελτίωση της ανθρώπινης αναγνώρισης. Τα δεδομένα ECG ανακατασκευάζονται σε ρυθμό beat-by-beat χρησιμοποιώντας σύνθεση Fourier. Το διάστημα RT, QT και QRS ανακατασκευάστηκε από την ακολουθία ECG σε κατάσταση ηρεμίας και σε φυσική ενεργό λειτουργία. Η διακριτική ανάλυση με βάση το ρυθμό beat-by-beat πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας απόσταξη Malalanobis μεταξύ διαλειμμάτων και

φυσικών ενεργών διαστημάτων δεδομένων ECG. Το Ισραήλ έχει αποδείξει ότι το ECG ενός ατόμου εμφανίζει διαφορετικό μοτίβο. Οι ακατέργαστες πληροφορίες περιέχουν τόσο χαμηλό όσο και υψηλό θόρυβο. Μια τεχνική Wilks Lambda χρησιμοποιείται για την επιλογή χαρακτηριστικών και την ανάλυση γραμμικής διάκρισης για ταξινόμηση. Αυτό το πλαίσιο δοκιμάστηκε σε μια βάση δεδομένων 29 ατόμων με ποσοστό ανθρώπινης ταυτοποίησης 100% και επιτεύχθηκε ποσοστό αναγνώρισης καρδιακού παλμού περίπου 81% (στο Elamien & Mahmoud, 2017).

Ο Shen παρουσίασε ένα ηγετικό ECG βασισμένο στην επαλήθευση ταυτότητας με επτά βασικές λειτουργίες που σχετίζονται με το QRS complex. Η συνέπεια της επαλήθευσης ταυτότητας ανακαλύφθηκε ότι είναι 95% για την αντιστοίχιση προτύπων, 80% για το DBNN και 100% για την ενοποίηση των δύο μεθόδων από μια συγκέντρωση 20 ατόμων. Το Palaniappan παρουσίασε χαρακτηριστικά που εξήχθησαν από ένα μόνο ρυθμό ECG για ατομική αναγνώριση. Το νέο χαρακτηριστικό από μια ενότητα QRS ονομάζεται συντελεστής φόρμας. Αυτά τα χαρακτηριστικά ταξινομήθηκαν από πολυεπίπεδη περίπετρα και απλοποιημένο ασαφές νευρικό δίκτυο. Ένα ποσοστό αναγνώρισης 97,6% επιτυγχάνεται σε 1000 παλμούς ECG 10 ατόμων. Μία διεξοδική μελέτη του σήματος ECG για βοήθεια στην ταυτοποίηση του ανθρώπου διερευνήθηκε από τους Singh και Gupta. Οι μέθοδοι επεξεργασίας σήματος χρησιμοποιούνται για να οριοθετήσουν τις κυματομορφές ECG από κάθε καρδιακό παλμό. Οι οριοθετητές χρησιμοποιούνται μαζί με το σύμπλεγμα QRS για την εξαγωγή διαφορετικών χαρακτηριστικών κατηγοριών, χρονικού διαστήματος, πλάτους και γωνίας, από κλινικά κυρίαρχες πληροφορίες σε κάθε καρδιακό παλμό (στο Nyni et al, 2017). Πραγματοποίησαν το πείραμα σε εγγραφές ECG 50 ατόμων από τη βάση δεδομένων Physionet. Τα άτομα ταξινομούνται με ακρίβεια έως και 99%.

1.3 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG)

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG) είναι μια ευρέως χρησιμοποιούμενη μη επεμβατική μέθοδος παρακολούθησης του εγκεφάλου. Βασίζεται στην τοποθέτηση μεταλλικών ηλεκτροδίων στο τριχωτό μέρος της κεφαλής που μετρούν τα μικρά ηλεκτρικά δυναμικά που προκύπτουν έξω από το κεφάλι λόγω νευρωνικής δράσης στον εγκέφαλο. Τα βασικά οφέλη του σε σύγκριση με άλλες τεχνικές απεικόνισης εγκεφάλου είναι ότι έχει πολύ υψηλή ανάλυση χρόνου - ικανή να παρακολουθεί συμβάντα εντός του εγκεφάλου με ακρίβεια χιλιοστών του δευτερολέπτου - και ότι είναι κατ' αρχήν φορητό επιτρέποντας την πραγματοποίηση νευροαπεικονίσεων πραγματικού κόσμου εκτός κλινικών και εργαστηριακών περιβαλλόντων. Ως αποτέλεσμα, είναι μια ευρέως χρησιμοποιούμενη αίσθηση τυπικότητας για μια σειρά εφαρμογών υγείας και ευεξίας, που κυμαίνονται από διάγνωση επιληψίας έως συναισθηματική παρακολούθηση (Li et al, 2018).

Το σήμα EEG που προκύπτει στο τριχωτό της κεφαλής μετράται ως τάση στην περιοχή χρόνου, με μεγάλο αριθμό πιθανών μορφολογιών σήματος. Αυτές οι δυνατότητες μπορούν να ταξινομηθούν με πολλούς τρόπους, με διαφορετικές μεθόδους να είναι κοινές ανάλογα με το πεδίο εφαρμογής. Πολύ συνηθισμένο είναι ο διαχωρισμός του EEG σε εξαρτήματα ελεύθερης λειτουργίας, που προκαλούνται και υβριδικά (Jin et al, 2017).

Η ελεύθερη λειτουργία EEG είναι η εγκεφαλική δραστηριότητα που υπάρχει λόγω της κανονικής λειτουργίας του εγκεφάλου. Είναι εκεί, όλη την ώρα, καθώς ο εγκέφαλος λειτουργεί. Αυτό το EEG χαρακτηρίζεται από την κατάδυση σε ζώνες συχνοτήτων, με κάθε όνομα του ελληνικού γράμματος:

- Δέλτα: Δραστηριότητα σε λιγότερο από 4 Hz

- Θήτα: Δραστηριότητα μεταξύ 4 και 8 Hz
- Άλφα: Δραστηριότητα μεταξύ 8 και 13 Hz
- Βήτα: Δραστηριότητα μεταξύ 13 και 30 Hz
- Γάμα: Δραστηριότητα άνω των 30 Hz (Jin et al, 2017)

Η αύξηση ή η μείωση της ισχύος που υπάρχει σε μια συγκεκριμένη ζώνη ανά πάσα στιγμή αποτελεί ένδειξη της κατάστασης του χρήστη. Για παράδειγμα, όταν ένας χρήστης είναι ξεκούραστος και κλείνει τα μάτια του, ένας κυρίαρχος άλφα ρυθμός εμφανίζεται στο πίσω μέρος του κεφαλιού πάνω από τον ινιακό φλοιό. Αυτό αναγνωρίζεται εύκολα και είναι μια συνηθισμένη δοκιμή που χρησιμοποιείται για να ελέγξει εάν το EEG έχει ρυθμιστεί σωστά. Εναλλακτικά, η διαδικασία του ύπνου συνδέεται με την αντικατάσταση της δραστηριότητας άλφα από βραδύτερη δραστηριότητα θήτα (Moridani et al, 2019).

Πολλές εφαρμογές του EEG βασίζονται, τουλάχιστον εν μέρει, στην παρακολούθηση αυτών των ζωνών συχνοτήτων με την πάροδο του χρόνου. Είναι σχεδόν καθολικό να διαιρεθεί το φάσμα EEG σε αυτές τις ζώνες, αλλά ορισμένοι κλάδοι EEG χρησιμοποιούν ελαφρώς διαφορετικά εύρη συχνοτήτων ως σημεία διαχωρισμού. Πρέπει να ληφθεί μέριμνα για την τήρηση της συνήθους πρακτικής στην ακριβή περιοχή εφαρμογής (Nyni et al, 2017).

Όταν το EEG λειτουργεί ελεύθερα, τότε υπάρχουν ορισμένα χαρακτηριστικά που εμφανίζονται λόγω διαφορετικών καταστάσεων εγκεφάλου που θα ενδιαφέρουν διαφορετικές εφαρμογές (Li et al, 2018).

Ακίδα: Η ακίδα είναι ένα κλασικό παράδειγμα επιληπτικής δραστηριότητας και η παρουσία της είναι χρήσιμη για τον προσδιορισμό της εστίασης των «μεταβατικών»

της επιληψίας, που διακρίνονται σαφώς από τη δραστηριότητα στο παρασκήνιο. . . με διάρκεια από 20 έως κάτω από 70 ms (Jin et al, 2017).

Αιχμηρό κύμα: Τα αιχμηρά κύματα είναι παρόμοια με αιχμές αλλά με διάρκεια μεταξύ 70 και 200 ms. Γενικά, ωστόσο, παρουσιάζουν μικρότερο ενδιαφέρον κατά την ερμηνεία των EEG καθώς παρέχουν λιγότερες πληροφορίες εντοπισμού (Jin et al, 2017).

Spike-and-wave: Εδώ μια ακίδα ακολουθείται από ένα κύμα διάρκειας άνω των 125 ms (Jin et al, 2017).

Αυτά τα χαρακτηριστικά, όπως είναι κοινό για το EEG γενικά, μπορεί να είναι πολύ μεταβλητά. Για παράδειγμα, βάσει αυτών των ορισμών παρουσιάστηκε ένας λεπτομερής χαρακτηρισμός 600 αιχμών σε 120 εγγραφές EEG από 100 άτομα με επιληψία. Η διάρκεια των ακίδων κυμαινόταν μεταξύ 9 και 200 ms με μέσο όρο 45 ms και το 98,3% των αιχμών είχε εύρος κορυφής που ήταν 30% ή περισσότερο πάνω από το μέσο πλάτος φόντου από τα προηγούμενα 500 ms. Επιπλέον, στον ίδιο ασθενή παρατηρήθηκαν συχνά διαφορετικές μορφολογίες και διάρκεια. Το κύριο συστατικό ήταν αρνητικό στο 88% των αιχμών και δεν βρέθηκαν καθαρά θετικές αιχμές (Moridani et al, 2019).

Παρόμοια χαρακτηριστικά μπορούν να εντοπιστούν για άλλες ιατρικές καταστάσεις και καταστάσεις εγκεφάλου, πιο αισθητές αναλύσεις ύπνου που βασίζονται στην αναγνώριση:

Αργές ταλαντώσεις: Μια σαφής ταλάντωση κάτω από 1 Hz με αρνητική κατάσταση μετάβασης, ακολουθούμενη από μια ανοδική κατάσταση που διαρκεί αρκετές εκατοντάδες χιλιοστά του δευτερολέπτου.

Άτρακτοι ύπνου: «Μια έκρηξη στα 11–15 Hz αλλά κυρίως στα 12–14 Hz γενικά διαχέεται αλλά έχει υψηλή τάση στις κεντρικές περιοχές». Γενικά χωρίζεται σε γρήγορους και αργούς άξονες ανάλογα με τη μέγιστη συχνότητα.

K-σύμπλοκα: «Ένα αρνητικό αργό κύμα υψηλής τάσης ακολουθούμενο από μια μικρότερη θετική συχνότητα αργού κύματος που σχετίζεται με έναν άξονα ύπνου». Σημειώνεται ότι είναι μεταβλητό στην εμφάνιση και όχι λόγω εξωτερικών ερεθισμάτων (Li et al, 2018).

Σε αντίθεση με το EEG που λειτουργεί ελεύθερα, το EEG που προκαλείται οφείλεται σε ερεθίσματα που παρουσιάζονται στον χρήστη. Για παράδειγμα, εάν ένας χρήστης επικεντρωθεί σε ένα φως που αναβοσβήνει σε μια συγκεκριμένη συχνότητα, αυτό το ερέθισμα παράγει ένα δυναμικό οπτικής επαφής σε σταθερή κατάσταση (SSVEP). Δηλαδή, μια ταλάντωση στην ίδια συχνότητα με την πηγή φωτός προκύπτει στο EEG στο πίσω μέρος της κεφαλής. Παρόμοιες απαντήσεις σε σταθερή κατάσταση μπορούν να βρεθούν λόγω ηχητικών ερεθισμάτων, οπότε ονομάζονται ακουστικές αποκρίσεις σταθερής κατάστασης (ASSR). Αυτές οι προκληθείσες απαντήσεις αποτελούν τη θεμελιώδη βάση πολλών διεπαφών εγκεφάλου - υπολογιστή (BCIs). Για παράδειγμα, εάν μια οθόνη έχει πολλές πηγές φωτός, καθεμία σε διαφορετική συχνότητα, είναι δυνατόν να ειπωθεί σε ποια πηγή εστιάζει ο χρήστης, καθώς αυτή θα είναι η συχνότητα του προκύπτοντος SSVEP. Αυτές οι πληροφορίες μπορούν στη συνέχεια να χρησιμοποιηθούν για τον έλεγχο ενός δρομέα που κινείται γύρω από την οθόνη ή για τη λήψη απόφασης (Nyni et al, 2017)

Στην πραγματικότητα υπάρχει ένας πολύ μεγάλος αριθμός προκλητικών απαντήσεων που είναι δυνατές λόγω διαφορετικών μορφών ερεθισμάτων και πειραματικών ρυθμίσεων. Εκτός από τις αποκρίσεις σταθερής κατάστασης, συνηθισμένες είναι και

οι πιθανότητες που σχετίζονται με συμβάντα (ERPs) που προκύπτουν λόγω της παρουσίας μεμονωμένων ερεθισμάτων, με ένα κενό να υπάρχει πριν από μια επόμενη παρουσίαση ερεθισμάτων. Παρακάτω είναι μερικά κοινά ERP:

P100: προκαλείται μέσω διέγερσης σκακιέρας (εναλλασσόμενο ασπρόμαυρο) • N100: παράγεται από την παρουσία ενός απροσδόκητου ερεθίσματος, ιδιαίτερα ακουστικού, όταν δεν εκτελείται καμία άλλη εργασία

N170: προκαλείται όταν ένα πρόσωπο υπάρχει σε οπτικά ερεθίσματα

P300: παράγεται από μια διέγερση oddball, δηλαδή όταν παρατηρούνται ασυνήθιστα ερεθίσματα σε μια σειρά άλλων ερεθισμάτων

N400: παράγεται ως απάντηση στην αναγνώριση ενός προσώπου

Όλα αυτά ονομάζονται P, για μια θετική εκτροπή, ή N, για μια αρνητική εκτροπή, μαζί με έναν αριθμό που αντανακλά περίπου πόσο καιρό μετά την παρουσίαση των ερεθισμάτων προκαλείται η απόκριση (σε χιλιοστά του δευτερολέπτου) (Li et al, 2018).

Ο Ramaswamy έφερε αρκετές προόδους στα στάδια εξαγωγής χαρακτηριστικών και ταξινόμησης για να χρησιμοποιήσει το EEG ως βιομετρικό που μπορεί να επιτευχθεί εκτελώντας χωρικά δεδομένα ή σύντηξη αισθητήρα. Η διερεύνηση της συνάφειας των στοιχείων πραγματοποιείται μέσω της επιλογής των μέγιστων ενημερωτικών καναλιών ηλεκτροδίων. Αυτά τα κανάλια επιλέχθηκαν από το ευρετήριο Davies Bouldin. Το νευρωνικό δίκτυο Elman χρησιμοποιείται στο στάδιο της ταξινόμησης για την κατηγοριοποίηση των παραγόμενων ενεργειακών χαρακτηριστικών EEG. Οι προσομοιώσεις πραγματοποιούνται εφαρμόζοντας τη στρατηγική ταξινόμησης αναμονής σε ένα σύνολο 1.600 πρωτογενών σημάτων EEG. Τριάντα πέντε μέγιστα

ενημερωτικά κανάλια επιτυγχάνουν το μέγιστο ποσοστό αναγνώρισης $98,56 \pm 1,87\%$. Ο Sebastien ανέφερε τη χρήση ενός στατιστικού πλαισίου που βασίζεται στο μείγμα Gauss και το μέγιστο a posteriori μοντέλο προσαρμογής, το οποίο μπορεί να πιστοποιήσει επιτυχώς την αναγνώριση φωνής και προσώπου και να αρκεί με μία μόνο προπόνηση. Ο J. Klouons κατέληξε στο συμπέρασμα ότι οι σύντομες εγγραφές EEG μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την απεικόνιση μοναδικών βιομετρικών αναγνωριστικών που περιλαμβάνουν συμπεριφορικά και φυσιολογικά χαρακτηριστικά (στο Jin et al, 2017).

Η τεχνική μέσω της οποίας μετράται η ηλεκτρική αγωγιμότητα του δέρματος ενός ατόμου χαρακτηρίζεται ως Γαλβανική απόκριση δέρματος (GSR) και μελετάται πρόσφατα από διάφορους συγγραφείς τόσο για έρευνα όσο και για θεραπεία. Ωστόσο, θα δώσει ένα επιτυχημένο αποτέλεσμα εάν χρησιμοποιείται με άλλα βιομετρικά εργαλεία. Η GSR μπορεί να συνδυαστεί με βιομετρικά χαρακτηριστικά παρακολούθησης των ματιών. Η παρακολούθηση των ματιών μπορεί να καλύψει τις ανεπάρκειες που ενδέχεται να μην είναι δυνατές για τη γαλβανική απόκριση του δέρματος, όπως τα ακριβή συναισθήματα στα άτομα. Η παρακολούθηση των ματιών μπορεί επίσης να βοηθήσει στην ερμηνεία των απαντήσεων που δημιουργούνται από το θέμα. Η λειτουργία του συμπαθητικού νευρικού συστήματος παράγει το υποπροϊόν της ηλεκτρικής αγωγιμότητας που μπορεί να μετρηθεί χρησιμοποιώντας GSR. Δεδομένου ότι η GSR δεν μετρά τη δραστηριότητα του ίδιου του εγκεφάλου, οι ερευνητές καθορίζουν τις προδιαγραφές χρησιμοποιώντας μετρήσεις εγκεφαλικού κύματος σε συνδυασμό με την GSR. Η ικανότητα της GSR να βγάζει ορισμένα δεδομένα καθιστά εφικτή για την τεχνολογία μέτρησης του εγκεφαλικού κύματος να ανακαλύψει ποιο μέρος του εγκεφάλου είναι ενεργοποιημένο. Συνήθως, οι μηχανές EEG βοηθούν στην επεξεργασία και τη συλλογή δεδομένων εγκεφαλικών κυμάτων.

Αυτές οι τεχνολογίες, σε συνδυασμό με το GSR, μπορούν επίσης να μετρήσουν το φόρτο εργασίας του γνωστικού και του ύπνου εγκεφάλου. Ο καρδιακός ρυθμός, η αναπνοή και η μυϊκή δραστηριότητα είναι επίσης μερικοί αποτελεσματικοί βιομετρικοί δείκτες που μπορούν να χρησιμοποιηθούν μαζί με το GSR. Ωστόσο, αυτοί οι δείκτες μπορούν να χρησιμοποιηθούν με πιο αποτελεσματικό τρόπο, εάν οι προαναφερθέντες συνδυασμοί φέρονται να συνδυαστούν με αυτούς (Jin et al, 2017).

1.4 Ηλεκτρομυογράφημα (EMG)

Η ηλεκτρομυογραφία (EMG) είναι μια τεχνική για την αξιολόγηση και καταγραφή του σήματος ενεργοποίησης των μυών. Τα σήματα EMG χρησιμοποιούνται σε πολλές κλινικές και βιοϊατρικές εφαρμογές. Χρησιμοποιείται κλινικά για τη διάγνωση νευρολογικών και νευρομυϊκών προβλημάτων, καθώς και από εργαστήρια βάδισης για χρήση σε βιοανάδραση ή εργονομική αξιολόγηση. Το EMG μετράται χρησιμοποιώντας παρόμοιες τεχνικές με εκείνες που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση των EKG, EEG και άλλων ηλεκτροφυσιολογικών σημάτων. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στο δέρμα πάνω από το μυ. Εναλλακτικά, χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια σύρματος ή βελόνας και αυτά μπορούν να τοποθετηθούν απευθείας στον μυ. Για μέγιστο όφελος οι χρήστες πρέπει να αποκτήσουν το σήμα EMG με ελάχιστη παρέμβαση (Konstantinos Kalovrektis et al, 2009)

Οι εγγραφές γίνονται με ένα ηλεκτρόδιο ομόκεντρου μίας χρήσης που εισάγεται στον μυ. Ένα λεπτό σύρμα στον άξονα της βελόνας είναι μονωμένο από τον άξονα, με το άκρο της βελόνας να κόβεται σε οξεία γωνία. Η περιοχή της επιφάνειας εγγραφής καθορίζει τον όγκο των μυών που μπορεί να «δει» η βελόνα. Οι συμβατικές βελόνες EMG καταγράφουν από ημισφαίριο ακτίνας περίπου 1 mm. Μέσα σε αυτόν τον όγκο υπάρχουν περίπου 100 μυϊκές ίνες. Οι πολλές εκατοντάδες μυϊκές ίνες που ανήκουν

σε μία μονάδα κινητήρα κατανέμονται ευρέως σε όλη τη διατομή του μυός και, επομένως, εντός της περιοχής παραλαβής της βελόνας μπορεί να υπάρχουν μόνο 4-6 ίνες μιας μονάδας κινητήρα. Η ανάλυση των κυματομορφών και των ποσοστών πυροδότησης ενός μοτέρ ή πολλαπλών κινητήρων μπορεί να δώσει διαγνωστικές πληροφορίες (Moridani et al, 2019).

Οι ηλεκτρομυογράφοι είναι ικανοί να ερμηνεύουν τόσο την εμφάνιση της μυϊκής δραστηριότητας όσο και τον ήχο της δραστηριότητας που μεταδίδεται μέσω ενός ηχείου. Ο φυσιολογικός μυς ανάπαυσης είναι σιωπηλός. Οι ασθενείς συχνά δυσκολεύονται να χαλαρώσουν εντελώς έναν μυ. Η δραστηριότητα της κινητικής μονάδας που σχετίζεται με την ατελή χαλάρωση διακρίνεται από την ανώμαλη αυθόρμητη δραστηριότητα λόγω της ρυθμικότητάς της. Μονάδες κινητήρα στρατολογούνται για πρώτη φορά ή βρίσκονται στο σημείο της απόσυρσης πυρκαγιάς τακτικά με 6-10 αιχμές ανά δευτερόλεπτο. Η εθελοντική πυροδότηση που προκαλείται από ατελή χαλάρωση μπορεί συχνά να σιγήσει με παθητική αλλαγή της στάσης του άκρου ή με ελαφρά ενεργοποίηση του ανταγωνιστή. Οι εθελοντικές μονάδες κινητήρα δεν πυροδοτούνται ποτέ ως μεμονωμένες απορρίψεις (Jin et al, 2017).

Μετά από οξεία διατομή νεύρων, οι νευρικές ίνες εκφυλίζονται από τη θέση της βλάβης από μακριά. Οι ίδιες οι μυϊκές ίνες παραμένουν βιώσιμες αλλά μετά από μια περίοδο 7-10 ημερών γίνονται υπερευαίσθητες και οι μαρμαρυγές θα είναι ανιχνεύσιμες. Οι οξείες μυϊκές ίνες έχουν υποδοχείς ακετυλοχολίνης σε ολόκληρη τη μεμβράνη των μυϊκών ινών αντί να περιορίζονται στη νευρομυϊκή σύνδεση. Το αποτέλεσμα είναι να καταστεί η ίνα υπερευαίσθητη με αποτέλεσμα να απορρίπτεται αυθόρμητα. Αυτό ανιχνεύεται από τη βελόνα EMG ως απλή απόρριψη ινών ή μαρμαρυγή (Jin et al, 2017).

Η μαρμαρυγή δεν είναι ορατή μέσω του δέρματος και αποτελεί ηλεκτρικό σημάδι και όχι κλινικό. Τα θετικά αιχμηρά κύματα έχουν την ίδια προέλευση με την μαρμαρυγή και έχουν την ίδια σημασία. Εμφανίζονται όταν το άκρο της βελόνας καταστρέφει μια ίνα και τα δυναμικά αυθόρμητης δράσης διαδίδονται μέχρι το άκρο της βελόνας και στη συνέχεια σβήνουν. Η μαρμαρυγή μπορεί να συνεχιστεί για πολλούς μήνες μετά από νευρική βλάβη. Τυχόν νευρική βλάβη, πλήρης ή μερική, από τον νευρικό νευρικό κινητήρα της σπονδυλικής στήλης έως τους κλάδους του ενδομυϊκού νεύρου μπορεί να προκαλέσει μαρμαρυγή. Ωστόσο, οι μαρμαρυγές δεν βρίσκονται αποκλειστικά σε νευρογενείς ασθένειες. Εμφανίζονται επίσης σε φλεγμονώδη και δυστροφική μυϊκή νόσο (Nyni et al, 2017).

Οι σύνθετες επαναλαμβανόμενες εκκενώσεις ξεκινούν και τελειώνουν απότομα, μπορεί να παραμείνουν για αρκετά λεπτά, έχουν σταθερή συχνότητα μεταξύ 1-100 Hz και αποτελούνται από μια στερεοτυπική ομάδα δυναμικών μεμονωμένων ιών. Η ελάχιστη αναταραχή μεταξύ των δυνατοτήτων υποδηλώνει ότι προκύπτουν από την επαπτική μετάδοση μεταξύ γειτονικών ιών. Εμφανίζονται κυρίως σε νευρογενείς ασθένειες (Li et al, 2018).

Οι δεσμιδώσεις προκύπτουν από την εκκένωση ενός μέρους ή ολόκληρου του μονού κινητήρα. Είναι μεγαλύτερες και πιο περίπλοκες από τις δυνατότητες μαρμαρυγής. Οι δεσμιδώσεις είναι μεμονωμένες εκκενώσεις που επαναλαμβάνονται σε ακανόνιστα διαστήματα, συνήθως με τη σειρά αρκετών δευτερολέπτων. Οι επιδερμίδες κοντά στην επιφάνεια ενός μυός μπορεί να είναι ορατές στο δέρμα, ενώ αυτά που βρίσκονται βαθιά μέσα στο μυ και ανιχνεύονται από μια βελόνα EMG δεν είναι. Οι σπασμοί δεν βρίσκονται υπό εθελοντικό έλεγχο, ένα χρήσιμο σημείο για τη διάκρισή τους από τις εκκενώσεις κινητήρων λόγω κακής χαλάρωσης. Πιθανότατα να εμφανιστούν συναρμολογήσεις εντός της λεπτής τερματικής αρβορίωσης ενός μόνο

κινητικού άξονα εντός του μυ. Έχει αποδειχθεί, για παράδειγμα, ότι μπορεί να υπάρχουν περισσότερες από μία γεννήτριες μίας απλής γόμωσης όπως αποδεικνύεται από υποσυστήματα του δυναμικού που συμβαίνει με διαφορετική σειρά σε διαφορετικές εκκενώσεις. Οι δεσμιδώσεις εμφανίζονται σε ασθένειες κινητικών νευρώνων, σε άλλες νευρογενείς ασθένειες όπως ριζοπάθεια και νευροπάθεια, θυρεοειδικές ασθένειες και σύνδρομα υπερεξαρτητικότητας του περιφερικού νεύρου και μπορεί να είναι καλοήγη. Η σημασία των δεσμιδώσεων κρίνεται από την συναναστροφή που έχουν με τον μυ. Οι καλοήθεις δεσμιδώσεις δεν συνοδεύονται από αλλαγές γεννήσεως αλλά συνήθως οι κακοήθεις δεσμιδώσεις (Li et al, 2018).

Η κλινική μυοτονία συνοδεύεται από μυοτονικές εκκρίσεις στο EMG. Οι εκφορτίσεις προκαλούνται από την κίνηση της βελόνας, χτυπώντας τον μυ και μετά από μια σύντομη εθελοντική συστολή, και ποικίλλουν σε συχνότητα και εύρος παράγοντας τον χαρακτηριστικό ήχο «βομβιστή κατάδυσης». Εμφανίζονται σε καναλοπάθειες μεμβράνης μυϊκών ινών, συμπεριλαμβανομένων της μυοτονικής δυστροφίας, των συγγενών μυοτονιών, της εγγύς μυοτονικής δυστροφίας και της υποκαλιαμικής περιοδικής παράλυσης (Jin et al, 2017).

Η νευρομυοτονία προκύπτει από την υπερεξαρτησιμότητα μονών περιφερειακών κινητικών αξόνων είτε πριν είτε μετά από διακλάδωση εντός του μύος, και χαρακτηρίζεται από διπλή, τριπλή ή μικρές εκρήξεις υψηλής συχνότητας εκκένωσης μονάδας κινητήρα, μερικής κινητικής μονάδας ή δυναμικών μεμονωμένων ινών που παράγουν " ήχο ping " από τη μηχανή EMG. Η νευρομυοτονία εμφανίζεται σε αυτοάνοσο αντιδιαβρωτικό νεφροδιαφορικό με κάλιο νευρικό άξονα και στο σύνδρομο Morvan (Moridani et al, 2019).

Αυτή είναι η τακτική ή ακανόνιστη εκκένωση ομάδων κινητικών μονάδων που παράγουν την κλινική εμφάνιση τρεμοπαίγματος στους μυς. Εμφανίζεται σε μια ευρεία ποικιλία καταστάσεων, κυρίως με νεοπλάσματα ή απομυελίνωση του εγκεφαλικού στελέχους και υποκλινικά σε επεισοδιακή αταξία τύπου I. Το EMG είναι χρήσιμο για τη διάκριση της μυοκύμιας από τη γοητεία, τη νευρομυοτονία και το μυόκλωνο (Jin et al, 2017). Το 2014, ο Ζανγκ χρησιμοποίησε το EOG και το VOG ως βιομετρικές μεταβλητές. Η ιδέα του για επαλήθευση θεμάτων μέσω βιομετρικών βασίστηκε στη χρήση σακκαδικών κινήσεων των ματιών. Ένας αναγνωρισμένος χρήστης θα μπορούσε να αναγνωριστεί από έναν απατεώνα που εφαρμόζει την κατηγοριοποίηση δύο κατηγοριών. Οι κινήσεις των ματιών καταγράφηκαν με ηλεκτρόδια δέρματος ή με δύο ειδικές βιντεοκάμερες. Κατά την ανίχνευση ενός σήματος μέσω μιας συσκευής βιντεοκάμερας χαμηλής συχνότητας που προσομοιώνει μια κάμερα Ιστού και βελτιώστε τη συχνότητα δειγματοληψίας των σημάτων. Η ανάλυση έγινε μέσω διαφορετικών τεχνικών επεξεργασίας σήματος και στατιστικών. Τα σήματα με σχετικά υψηλή συχνότητα δειγματοληψίας 250 Hz παρήγαγαν βελτιωμένα αποτελέσματα, τα οποία θα μπορούσαν να επιτρέψουν την εφαρμογή της επαλήθευσης χρήστη με βάση τις κινήσεις των ματιών στην πράξη (στο Moridani et al, 2019).

2 Διαδίκτυο των Πραγμάτων (IoT) στον Τομέα της Υγείας

2.1 Ορισμός του Διαδικτύου των Πραγμάτων

Ο κοινός ορισμός του Διαδικτύου των πραγμάτων ορίζεται ως: Το Διαδίκτυο των πραγμάτων (IOT), το οποίο είναι ένα δίκτυο φυσικών αντικειμένων. Το Διαδίκτυο δεν είναι μόνο ένα δίκτυο υπολογιστών, αλλά έχει εξελιχθεί σε ένα δίκτυο συσκευών όλων των τύπων και μεγεθών, οχημάτων, έξυπνων τηλεφώνων, οικιακών συσκευών, παιχνιδιών, φωτογραφικών μηχανών, ιατρικών οργάνων και βιομηχανικών συστημάτων, ζώων, ανθρώπων, κτιρίων, όλων συνδεδεμένων. Επιπλέον το δίκτυο περιλαμβάνει και όλες τις πληροφορίες επικοινωνίας και ανταλλαγής πληροφοριών που βασίζονται σε καθορισμένα πρωτόκολλα, προκειμένου να επιτευχθούν έξυπνες αναδιοργανώσεις, εντοπισμός θέσης, ανίχνευση, ασφαλής έλεγχος, ακόμη και προσωπική παρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο, διαδικτυακή αναβάθμιση, έλεγχος και διαχείριση διεργασιών (Kumar et al, 2020).

Ορίζουμε το IOT σε τρεις κατηγορίες όπως παρακάτω:

Το Διαδίκτυο των πραγμάτων είναι ένα Διαδίκτυο τριών πραγμάτων: (1) Άνθρωποι σε ανθρώπους, (2) Άνθρωποι σε μηχανή / πράγματα, (3) Πράγματα / μηχανή σε πράγματα / μηχανή, Αλληλεπίδραση μέσω Διαδικτύου.

Όραμα Διαδικτύου των πραγμάτων: Το IoT είναι μια ιδέα και ένα παράδειγμα που εξετάζει τη διάχυτη παρουσία στο περιβάλλον μιας ποικιλίας πραγμάτων / αντικειμένων που μέσω ασύρματων και ενσύρματων συνδέσεων και μοναδικών συστημάτων διευθύνσεων είναι σε θέση να αλληλεπιδρούν μεταξύ τους και να συνεργάζονται με άλλα πράγματα / αντικείμενα για τη δημιουργία νέων εφαρμογών / υπηρεσιών και την επίτευξη κοινών στόχων. Σε αυτό το πλαίσιο, οι προκλήσεις

έρευνας και ανάπτυξης για τη δημιουργία ενός έξυπνου κόσμου είναι τεράστιες. Ένας κόσμος όπου ο πραγματικός, ο ψηφιακός και ο εικονικός συγκλίνουν για να δημιουργήσουν έξυπνα περιβάλλοντα που κάνουν την ενέργεια, τις μεταφορές, τις πόλεις και πολλές άλλες περιοχές πιο έξυπνες (Alkhayyat et al, 2019).

Το Ίντερνετ των πραγμάτων αναφέρεται στη γενική ιδέα των πραγμάτων, ειδικά των καθημερινών αντικειμένων, τα οποία είναι αναγνώσιμα, αναγνωρίσιμα, εντοπισμένα, διευθυνόμενα μέσω συσκευής ανίχνευσης πληροφοριών ή / και ελεγχόμενα μέσω του Διαδικτύου, ανεξάρτητα από τα μέσα επικοινωνίας. Τα καθημερινά αντικείμενα περιλαμβάνουν όχι μόνο τις ηλεκτρονικές συσκευές που συναντάμε ή τα προϊόντα ανώτερης τεχνολογικής ανάπτυξης, όπως οχήματα και εξοπλισμό, αλλά πράγματα που συνήθως δεν θεωρούμε ηλεκτρονικά - όπως τρόφιμα, ρούχα, καρέκλα, ζώα, δέντρο, νερό κ.λπ. (Zamanifar et al, 2017).

Το Ίντερνετ των πραγμάτων είναι μια νέα επανάσταση του Διαδικτύου. Τα αντικείμενα καθίστανται αναγνωρίσιμα και αποκτούν νοημοσύνη λαμβάνοντας ή ενεργοποιώντας αποφάσεις σχετικές με το περιβάλλον, χάρη στο γεγονός ότι μπορούν να λαμβάνουν πληροφορίες για τον εαυτό τους. Μπορούν να έχουν πρόσβαση σε πληροφορίες που έχουν συγκεντρωθεί από άλλα πράγματα ή μπορεί να είναι συστατικά σύνθετων υπηρεσιών. Αυτός ο μετασχηματισμός συμβαδίζει με την εμφάνιση δυνατοτήτων υπολογιστικού νέφους και τη μετάβαση του Διαδικτύου προς IPv6 με σχεδόν απεριόριστη ικανότητα διευθύνσεων (Devi & Muthuselvi, 2016).

Ο στόχος του Διαδικτύου των πραγμάτων είναι να επιτρέψει στα πράγματα να συνδεθούν οποιαδήποτε στιγμή, οπουδήποτε, με οτιδήποτε και οποιονδήποτε χρησιμοποιεί ιδανικά οποιαδήποτε διαδρομή / δίκτυο και οποιαδήποτε υπηρεσία.

Το Ίντερνετ των πραγμάτων (IoT) είναι μια παγκόσμια υποδομή για την κοινωνία της πληροφορίας, επιτρέποντας προηγμένες υπηρεσίες διασυνδέοντας πράγματα που βασίζονται σε υπάρχουσες και εξελισσόμενες διαλειτουργικές τεχνολογίες πληροφοριών και επικοινωνιών (Memon et al, 2019).

Με το Διαδίκτυο των πραγμάτων η επικοινωνία επεκτείνεται μέσω Διαδικτύου σε όλα τα πράγματα που μας περιβάλλουν. Το Διαδίκτυο των πραγμάτων είναι κάτι πολύ περισσότερο από επικοινωνία μεταξύ μηχανών, ασύρματα δίκτυα αισθητήρων, δίκτυα αισθητήρων, 2G / 3G / 4G, GSM, GPRS, RFID, WI-FI, GPS, μικροελεγκτών, μικροεπεξεργαστών κ.λπ. Αυτά θεωρούνται ότι επιτρέπουν τεχνολογίες που καθιστούν εφικτές τις εφαρμογές "Internet of Things" (IoT) (Alasmari & Anwar, 2016).

Οι τεχνολογίες ενεργοποίησης για το Διαδίκτυο των πραγμάτων εξετάζονται και μπορούν να ομαδοποιηθούν σε τρεις κατηγορίες: (1) τεχνολογίες που επιτρέπουν στα «πράγματα» να αποκτούν πληροφορίες με βάση τα συμφραζόμενα, (2) τεχνολογίες που επιτρέπουν στα «πράγματα» να επεξεργάζονται πληροφορίες με βάση τα συμφραζόμενα και (3) τεχνολογίες για τη βελτίωση της ασφάλειας και της ιδιωτικής ζωής. Οι δύο πρώτες κατηγορίες μπορούν να θεωρηθούν από κοινού ως λειτουργικά δομικά στοιχεία που απαιτούν την οικοδόμηση «νοημοσύνης» σε «πράγματα», τα οποία είναι πράγματι τα χαρακτηριστικά που διαφοροποιούν το IoT από το συνηθισμένο Διαδίκτυο. Η τρίτη κατηγορία δεν είναι λειτουργική αλλά μάλλον de facto απαίτηση, χωρίς την οποία η διεξόδηση του IoT θα μειωνόταν σοβαρά (Zamanifar & NAzemi, 2019).

Το Διαδίκτυο των πραγμάτων δεν είναι μια ενιαία τεχνολογία, αλλά είναι ένα μείγμα διαφορετικής τεχνολογίας υλικού και λογισμικού. Το Διαδίκτυο των πραγμάτων

παρέχει λύσεις που βασίζονται στην ολοκλήρωση της τεχνολογίας της πληροφορίας, η οποία αναφέρεται σε υλικό και λογισμικό που χρησιμοποιείται για την αποθήκευση, ανάκτηση και επεξεργασία δεδομένων και τεχνολογίας επικοινωνιών που περιλαμβάνει ηλεκτρονικά συστήματα που χρησιμοποιούνται για επικοινωνία μεταξύ ατόμων ή ομάδων (Kumar et al, 2020).

Υπάρχει ένα ετερογενές μείγμα τεχνολογιών επικοινωνίας, το οποίο πρέπει να προσαρμοστεί ώστε να αντιμετωπίσει τις ανάγκες εφαρμογών IoT, όπως η ενεργειακή απόδοση, ταχύτητα, ασφάλεια και αξιοπιστία. Σε αυτό το πλαίσιο, είναι πιθανό το επίπεδο της ποικιλομορφίας να κλιμακωθεί σε έναν αριθμό διαχειρίσιμων τεχνολογιών συνδεσιμότητας που καλύπτουν τις ανάγκες των εφαρμογών IoT, έχουν υιοθετηθεί από την αγορά, έχουν ήδη αποδειχθεί ότι μπορούν να χρησιμοποιηθούν, υποστηριζόμενες από μια ισχυρή τεχνολογία που ονομάζεται «συμμαχία». Παραδείγματα προτύπων σε αυτές τις κατηγορίες περιλαμβάνουν ενσύρματες και ασύρματες τεχνολογίες όπως Ethernet, WI-FI, Bluetooth, ZigBee, GSM και GPRS (Kumar et al, 2020).

Τα βασικά χαρακτηριστικά του IoT είναι τα εξής:

Διασύνδεση: Όσον αφορά το IoT, οτιδήποτε μπορεί να διασυνδεθεί με την παγκόσμια υποδομή πληροφοριών και επικοινωνιών.

Υπηρεσίες που σχετίζονται με πράγματα: Το IoT είναι σε θέση να παρέχει υπηρεσίες που σχετίζονται με πράγματα εντός των περιορισμών των πραγμάτων, όπως η προστασία της ιδιωτικής ζωής και η σημασιολογική συνέπεια μεταξύ των φυσικών πραγμάτων και των σχετικών εικονικών πραγμάτων τους. Προκειμένου να παρέχονται υπηρεσίες που σχετίζονται με πράγματα εντός των περιορισμών των

πραγμάτων, τόσο οι τεχνολογίες στον φυσικό κόσμο όσο και ο κόσμος της πληροφορίας θα αλλάξουν.

Ετερογένεια: Οι συσκευές στο IoT είναι ετερογενείς καθώς βασίζονται σε διαφορετικές πλατφόρμες και δίκτυα υλικού. Μπορούν να αλληλεπιδράσουν με άλλες συσκευές ή πλατφόρμες υπηρεσιών μέσω διαφορετικών δικτύων.

Δυναμικές αλλαγές: Η κατάσταση των συσκευών αλλάζει δυναμικά, π.χ. ύπνος και αφύπνιση, σύνδεση ή / και αποσύνδεση καθώς και το περιβάλλον συσκευών, συμπεριλαμβανομένης της θέσης και της ταχύτητας. Επιπλέον, ο αριθμός των συσκευών μπορεί να αλλάξει δυναμικά.

Τεράστια κλίμακα: Ο αριθμός των συσκευών που πρέπει να διαχειρίζονται και που επικοινωνούν μεταξύ τους θα είναι τουλάχιστον τάξης μεγέθους μεγαλύτερου από τις συσκευές που είναι συνδεδεμένες στο τρέχον Διαδίκτυο. Ακόμη πιο κρίσιμη θα είναι η διαχείριση των δεδομένων που παράγονται και η ερμηνεία τους για σκοπούς εφαρμογής. Αυτό σχετίζεται με τη σημασιολογία των δεδομένων, καθώς και τον αποτελεσματικό χειρισμό δεδομένων.

Ασφάλεια: Καθώς προκύπτουν οφέλη από το IoT, δεν πρέπει να ξεχνάται η ασφάλεια. Οι άνθρωποι, ως δημιουργοί και παραλήπτες του IoT, πρέπει να σχεδιάσουν για ασφάλεια. Αυτό περιλαμβάνει την ασφάλεια των προσωπικών τους δεδομένων και την ασφάλεια της φυσικής τους ευεξίας. Η εξασφάλιση των τελικών σημείων, των δικτύων και των δεδομένων που μετακινούνται σε όλα αυτά σημαίνει τη δημιουργία ενός παραδείγματος ασφαλείας που θα κλιμακωθεί.

Συνδεσιμότητα: Η συνδεσιμότητα επιτρέπει την προσβασιμότητα και συμβατότητα δικτύου. Η προσβασιμότητα γίνεται σε ένα δίκτυο, ενώ η συμβατότητα παρέχει την

κοινή ικανότητα κατανάλωσης και παραγωγής δεδομένων (Devi & Muthuselvi, 2016).

Μια έξυπνη κοινότητα είναι ένα «εικονικό περιβάλλον που αποτελείται από δικτυωμένα έξυπνα σπίτια που βρίσκονται σε μια τοπική γεωγραφική περιοχή. Διαμορφώνεται με τη συμφωνία των συμμετεχόντων ιδιοκτητών σπιτιού, σε σχέση με τα τοπικά χαρακτηριστικά γεωγραφικών περιοχών, εδάφους και ζωνών. Αλληλεπιδρούν μεταξύ τους για να παρέχουν έξυπνες υπηρεσίες για όλα τα μέλη της. Το μέγεθος της έξυπνης κοινότητας μπορεί να ποικίλει και με την πάροδο του χρόνου εξελίσσεται και γίνεται εξυπνότερη (Memon et al, 2019).

Στην τεχνική γλώσσα, μια έξυπνη κοινότητα μπορεί να οριστεί ως «ένα δίκτυο πολλαπλών γραμμών έξυπνων σπιτιών που διασυνδέονται μέσω ραδιοσυχνοτήτων ακολουθώντας πρότυπα ασύρματης επικοινωνίας, όπως WiFi και τρίτης γενιάς (3G) κινητής τηλεφωνίας». Είναι «ένα κυβερνο-φυσικό σύστημα, στο οποίο τα σπίτια είναι ουσιαστικά πολυλειτουργικοί αισθητήρες με ατομικές ανάγκες, παρακολουθώντας συνεχώς το κοινοτικό περιβάλλον από διάφορες πτυχές και, όταν είναι απαραίτητο, η αυτόματη ή ελεγχόμενη από τον άνθρωπο φυσική ανατροφοδότηση εισάγεται για τη βελτίωση της ασφάλειας της κοινότητας, της ασφάλειας στο σπίτι, της ποιότητας της υγειονομικής περίθαλψης και των δυνατοτήτων αντιμετώπισης έκτακτης ανάγκης» (Alasmari & Anwar, 2016)

Τα έξυπνα σπίτια χτίζονται ενσωματώνοντας τρεις τομείς - τον τομέα της κοινότητας, τον οικιακό τομέα και τον τομέα υπηρεσιών. Ο τομέας της κοινότητας είναι το συνδεδεμένο δίκτυο σπιτιών όπου διαδίδονται οι πληροφορίες από μεμονωμένα σπίτια. Ο οικιακός τομέας αποτελείται από ένα συνεχές σύστημα παρακολούθησης σε πραγματικό χρόνο για την παρακολούθηση των λεπτομερειών υγείας, ασφάλειας και

περιβάλλοντος. Ο τομέας εξυπηρέτησης λειτουργεί ως τηλεφωνικό κέντρο που αποτελείται από μια συσκευή επικοινωνίας για επικοινωνία με αξιόπιστα μέρη, όπως ιατρική ομάδα, πυροσβεστική ή αστυνομική υπηρεσία κ.λπ. μέσω αξιόπιστου καναλιού επικοινωνίας (Memon et al, 2019).

Η οικοδόμηση μιας έξυπνης κοινότητας είναι πραγματικά πολύπλοκη και απαιτεί πολλές τεχνικές υποστήριξης για να ξεπεραστούν οι τεχνικές της προκλήσεις. Μία από τις κύριες προκλήσεις για τη δημιουργία μιας έξυπνης κοινότητας είναι ότι έχει ενσωματώσει ένα έξυπνο σπίτι προσαρμοσμένο σε μια έξυπνη κοινότητα. Οι απαιτήσεις και τα χαρακτηριστικά που ένας ιδιοκτήτης σπιτιού θέλει από το έξυπνο σπίτι του θα είναι διαφορετικές από τις άλλες. Η ενσωμάτωση του διαφορετικού έξυπνου σπιτιού σε μια στέγη είναι μια μεγάλη πρόκληση και αντιμετωπίζεται με αυτό το έργο (Devi & Muthuselvi, 2016).

2.2 Πρωτόκολλα Διασύνδεσης IoT

Δεν υπάρχει ενιαία συναίνεση για την αρχιτεκτονική του IoT που να συμφωνείται παγκοσμίως. Έχουν προταθεί διαφορετικές αρχιτεκτονικές από διαφορετικούς ερευνητές (Liu et al, 2018; Jagadish et al, 2019).

Αρχιτεκτονικές τριών και πέντε στρωμάτων. Η πιο βασική αρχιτεκτονική είναι μια αρχιτεκτονική τριών επιπέδων και εισήχθη στα πρώτα στάδια της έρευνας σε αυτόν τον τομέα. Έχει τρία επίπεδα, δηλαδή, τα επίπεδα αντίληψης, δικτύου και εφαρμογών. (i) Το επίπεδο αντίληψης είναι το φυσικό στρώμα, το οποίο έχει αισθητήρες για την ανίχνευση και τη συλλογή πληροφοριών για το περιβάλλον. Ανιχνεύει ορισμένες φυσικές παραμέτρους ή προσδιορίζει άλλα έξυπνα αντικείμενα στο περιβάλλον. (ii) Το επίπεδο δικτύου είναι υπεύθυνο για τη σύνδεση με άλλα έξυπνα πράγματα, συσκευές δικτύου και διακομιστές. Τα χαρακτηριστικά του

χρησιμοποιούνται επίσης για τη μετάδοση και επεξεργασία δεδομένων αισθητήρα.

(iii) Το επίπεδο εφαρμογής είναι υπεύθυνο για την παροχή συγκεκριμένων υπηρεσιών για τον χρήστη. Καθορίζει διάφορες εφαρμογές στις οποίες το Διαδίκτυο των πραγμάτων μπορεί να αναπτυχθεί, για παράδειγμα, έξυπνα σπίτια, έξυπνες πόλεις και έξυπνη υγεία (Ferrer et al, 2019).

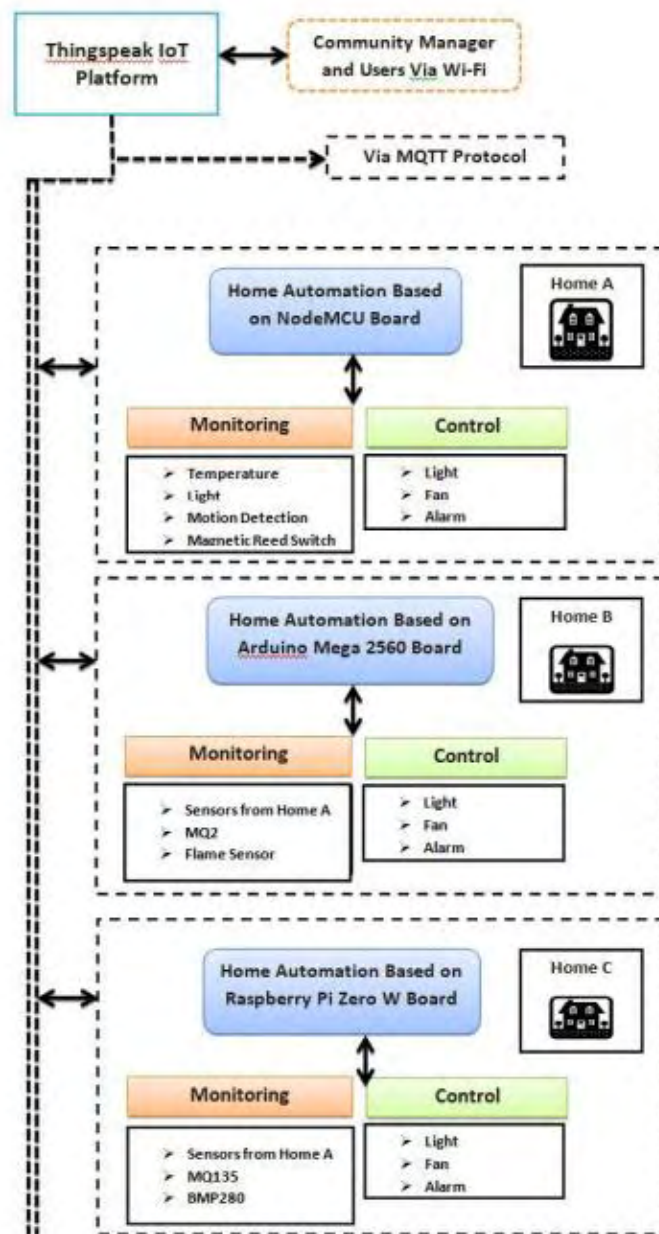
Η αρχιτεκτονική τριών επιπέδων ορίζει την κύρια ιδέα του Διαδικτύου των πραγμάτων, αλλά δεν αρκεί για έρευνα σχετικά με το IoT, επειδή η έρευνα επικεντρώνεται συχνά σε λεπτές πτυχές του Διαδικτύου των πραγμάτων. Γι' αυτό, είναι διαθέσιμες πολύ περισσότερες πολυεπίπεδες αρχιτεκτονικές. Η μία είναι η αρχιτεκτονική five-layer, η οποία περιλαμβάνει επιπλέον τα επίπεδα επεξεργασίας και επιχειρήσεων. Τα πέντε επίπεδα είναι επίπεδα αντίληψης, μεταφοράς, επεξεργασίας, εφαρμογής και επιχειρήσεων. Ο ρόλος των επιπέδων αντίληψης και εφαρμογής είναι ο ίδιος με την αρχιτεκτονική με τρία επίπεδα. (i) Το επίπεδο μεταφοράς μεταφέρει τα δεδομένα αισθητήρα από το επίπεδο αντίληψης στο επίπεδο επεξεργασίας και αντίστροφα μέσω δικτύων όπως ασύρματα, 3G, LAN, Bluetooth, RFID και NFC. (ii) Το επίπεδο επεξεργασίας είναι επίσης γνωστό ως στρώμα μεσαίου λογισμικού. Αποθηκεύει, αναλύει και επεξεργάζεται τεράστιες ποσότητες δεδομένων που προέρχονται από το επίπεδο μεταφοράς. Μπορεί να διαχειριστεί και να παρέχει ένα διαφορετικό σύνολο υπηρεσιών στα κάτω επίπεδα. Χρησιμοποιεί πολλές τεχνολογίες όπως βάσεις δεδομένων, υπολογιστικό νέφος και μεγάλες μονάδες επεξεργασίας δεδομένων. (iii) Το επιχειρηματικό επίπεδο διαχειρίζεται ολόκληρο το σύστημα IoT, συμπεριλαμβανομένων εφαρμογών, μοντέλων επιχειρήσεων και κερδών και του απορρήτου των χρηστών (Wu et al, 2017).

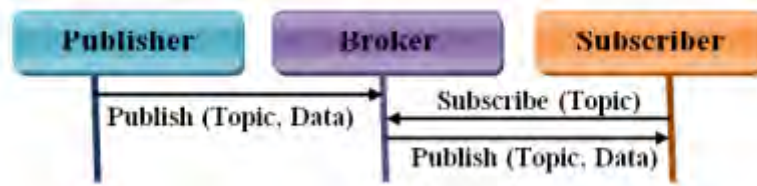
Μια άλλη αρχιτεκτονική που προτείνει ο Ning και ο Wang εμπνέεται από τα στρώματα επεξεργασίας στον ανθρώπινο εγκέφαλο. Επηρεάζεται από την ευφυΐα και

την ικανότητα των ανθρώπων να σκέφτονται, να αισθάνονται, να θυμούνται, να λαμβάνουν αποφάσεις και να αντιδρούν στο φυσικό περιβάλλον. Αποτελείται από τρία μέρη. Πρώτον είναι ο ανθρώπινος εγκέφαλος, ο οποίος είναι ανάλογος με τη μονάδα επεξεργασίας και διαχείρισης δεδομένων ή το κέντρο δεδομένων. Δεύτερον είναι ο νωτιαίος μυελός, ο οποίος είναι ανάλογος με το κατανεμημένο δίκτυο κόμβων επεξεργασίας δεδομένων και έξυπνων πυλών. Τρίτον είναι το δίκτυο των νεύρων, το οποίο αντιστοιχεί στα συστατικά και τους αισθητήρες δικτύωσης (Wu et al, 2017).

Έχουν αναπτυχθεί διάφορα πρωτόκολλα και μέθοδοι για την επικοινωνία δεδομένων στο επίπεδο εφαρμογής καθώς εξελίσσεται το πεδίο του IoT. Το MQTT (Transport Queue Telemetry Transport), το CoAP (Πρωτόκολλο περιορισμένης εφαρμογής), το XMPP (Extensible Messaging and Presence Protocol), το AMQP (Advanced Message Queue Protocol) κ.λπ. Το MQTT εφευρέθηκε από τους Andy Stanford Clark και Arlen Nipper το 1999. Η πρωταρχική πρόθεση αυτού του πρωτοκόλλου είναι να μειώσει τη χρήση ισχύος και εύρους ζώνης με ένα όραμα που θα χρησιμοποιηθεί σε ενσωματωμένες εφαρμογές. Λόγω αυτών των πλεονεκτημάτων κερδίζει ευρεία δημοτικότητα. Ένα άλλο πλεονέκτημα είναι ότι η εφαρμογή από την πλευρά του πελάτη είναι πολύ απλή, καθώς η πολυπλοκότητα του συστήματος βρίσκεται στην πλευρά του μεσίτη. Βασίζεται στο μοντέλο επικοινωνίας δημοσίευσης εγγραφής. Το στοιχείο που παράγει τις πληροφορίες δημοσιεύει τις πληροφορίες και ονομάζεται εκδότης. Το μέρος που ενδιαφέρεται να λάβει τις δημοσιευμένες πληροφορίες ονομάζεται συνδρομητής. Ο μεσίτης διασφαλίζει ότι ο συνδρομητής λαμβάνει όλα τα δεδομένα που έχουν δημοσιευτεί χωρίς απώλεια. Το MQTT είναι ένα σύστημα εγγραφής δημοσιεύσεων βάσει θεμάτων. Αυτό σημαίνει ότι ο εκδότης δημοσιεύει τις πληροφορίες σε ένα θέμα το οποίο μπορεί να εγγραφεί από οποιονδήποτε συνδρομητή. Ένας συνδρομητής μπορεί να εγγραφεί σε πολλά θέματα (Hillar, 2017).

Η αρχιτεκτονική του MQTT περιγράφεται στο σχήμα 2. Ο εκδότης δημοσιεύει τα δεδομένα μαζί με το θέμα και αποστέλλονται στον μεσίτη, ο οποίος ενεργεί ως μεσάζων μεταξύ εκδότη και συνδρομητή. Ο συνδρομητής υποβάλλει ένα αίτημα για ένα συγκεκριμένο θέμα και ως απάντηση ο μεσίτης στέλνει τα δεδομένα μαζί με το θέμα στον συνδρομητή. Το MQTT εργάζεται στην προεπιλεγμένη θύρα TCP / IP 1883. Οι υπηρεσίες μεσίτη MQTT παρέχονται από διάφορους διακομιστές *hive-mq*, *mosquitto*, *rahomqtt* (Wu et al, 2017).





Υπάρχουν διάφορα πλεονεκτήματα του MQTT. Σε σύγκριση με τα παραδοσιακά μοντέλα διακομιστή-πελάτη, αυτό παρέχει μεγαλύτερη δυνατότητα κλιμάκωσης, αλλά δεν είναι επεκτάσιμο στο εύρος των εκατομμυρίων συνδέσεων. Παρέχει επίσης αποσύνδεση σε χρόνο, χώρο και αποσύνδεση συγχρονισμού. Αυτό σημαίνει ότι ο εκδότης και ο συνδρομητής δεν χρειάζεται να εκτελούνται ταυτόχρονα, δεν χρειάζεται να γνωρίζονται μεταξύ τους και η διαδικασία δεν σταματά κατά τη διάρκεια της διαδικασίας δημοσίευσης ή λήψης. Υποστηρίζει όνομα χρήστη και κωδικό πρόσβασης για έλεγχο ταυτότητας, καθιστώντας την επικοινωνία πιο ασφαλή (Wu et al, 2017).

Ένα σύστημα IoT έχει αρχιτεκτονική τριών επιπέδων: συσκευές, πύλες και συστήματα δεδομένων. Τα δεδομένα μετακινούνται μεταξύ αυτών των επιπέδων μέσω τεσσάρων τύπων καναλιών μετάδοσης (Wu et al, 2017).

Συσκευή σε συσκευή (D2D) - άμεση επαφή μεταξύ δύο έξυπνων αντικειμένων όταν μοιράζονται πληροφορίες αμέσως χωρίς μεσάζοντες. Για παράδειγμα, τα βιομηχανικά ρομπότ και οι αισθητήρες συνδέονται μεταξύ τους άμεσα για να συντονίσουν τις ενέργειές τους και να εκτελέσουν τη συναρμολόγηση εξαρτημάτων πιο αποτελεσματικά. Αυτός ο τύπος σύνδεσης δεν είναι ακόμη πολύ κοινός, επειδή οι περισσότερες συσκευές δεν είναι σε θέση να χειριστούν τέτοιες διαδικασίες.

Συσκευή σε πύλη - τηλεπικοινωνίες μεταξύ αισθητήρων και κόμβων πύλης. Οι πύλες είναι πιο ισχυρές υπολογιστικές συσκευές από αισθητήρες. Έχουν δύο κύριες

λειτουργίες: να ενοποιήσουν δεδομένα από αισθητήρες και να τα δρομολογήσουν στο σχετικό σύστημα δεδομένων για ανάλυση δεδομένων και, εάν εντοπιστούν ορισμένα προβλήματα, θα επιστραφούν στη συσκευή. Υπάρχουν διάφορα πρωτόκολλα πύλης IoT που μπορεί να ταιριάζουν καλύτερα σε αυτήν τη λύση, ανάλογα με τις δυνατότητες υπολογιστικής πύλης, τη χωρητικότητα και την αξιοπιστία του δικτύου, τη συχνότητα παραγωγής δεδομένων και την ποιότητά της.

Πύλη προς συστήματα δεδομένων - μετάδοση δεδομένων από πύλη στο κατάλληλο σύστημα δεδομένων. Για να προσδιοριστεί ποιο πρωτόκολλο θα χρησιμοποιηθεί, πρέπει να αναλυθεί η κυκλοφορία δεδομένων.

Μεταξύ συστημάτων δεδομένων - μεταφορά πληροφοριών εντός κέντρων δεδομένων ή σύννεφων. Τα πρωτόκολλα για αυτόν τον τύπο σύνδεσης θα πρέπει να είναι εύκολο να αναπτυχθούν και να ενσωματωθούν σε υπάρχουσες εφαρμογές, να έχουν υψηλή διαθεσιμότητα, χωρητικότητα και αξιόπιστη αποκατάσταση καταστροφών.

2.3 Πλατφόρμες IoT

Μια πλατφόρμα IoT είναι μια τεχνολογία πολλαπλών επιπέδων που επιτρέπει την απλή παροχή, διαχείριση και αυτοματοποίηση συνδεδεμένων συσκευών στο σύμπαν του Διαδίκτυου των Πραγμάτων. Συνδέει το υλικό του χρήστη, όσο διαφορετικό και αν είναι, στο cloud, χρησιμοποιώντας ευέλικτες επιλογές συνδεσιμότητας, μηχανισμούς ασφαλείας εταιρικού επιπέδου και ευρείες εξουσίες επεξεργασίας δεδομένων. Για προγραμματιστές, μια πλατφόρμα IoT παρέχει ένα σύνολο λειτουργιών έτοιμων προς χρήση που επιταχύνουν σημαντικά την ανάπτυξη εφαρμογών για συνδεδεμένες συσκευές, καθώς και τη δυνατότητα κλιμάκωσης και συμβατότητας μεταξύ συσκευών (Jia et al, 2017).

Έτσι, μια πλατφόρμα IoT μπορεί «να φορά διαφορετικά καπέλα» ανάλογα με το πώς την βλέπει κάποιος. Αναφέρεται συνήθως ως μεσαίο λογισμικό όταν γίνεται αναφορά για το πώς συνδέει απομακρυσμένες συσκευές με εφαρμογές χρήστη και διαχειρίζεται όλες τις αλληλεπιδράσεις μεταξύ του υλικού και των επιπέδων εφαρμογών. Είναι επίσης γνωστή ως πλατφόρμα ενεργοποίησης cloud ή πλατφόρμα ενεργοποίησης IoT για να εντοπίσει τη βασική επιχειρηματική της αξία, που ενδυναμώνει τυπικές συσκευές με εφαρμογές και υπηρεσίες που βασίζονται σε σύννεφο. Τέλος, με το όνομα της πλατφόρμας ενεργοποίησης εφαρμογών IoT, μετατοπίζει την εστίαση στο βασικό εργαλείο για προγραμματιστές IoT (Lucero, 2016).

Οι πλατφόρμες IoT δημιουργήθηκαν με τη μορφή του ενδιάμεσου λογισμικού IoT, όπου σκοπός ήταν να λειτουργεί ως μεσολαβητής μεταξύ των επιπέδων υλικού και εφαρμογών. Οι κύριες εργασίες του περιελάμβαναν τη συλλογή δεδομένων από τις συσκευές μέσω διαφορετικών πρωτοκόλλων και τοπολογιών δικτύου, τη διαμόρφωση και τον έλεγχο απομακρυσμένων συσκευών, τη διαχείριση συσκευών και ενημερώσεις υλικολογισμικού «over-the-air» (Hejazi et al, 2018).

Για να χρησιμοποιηθεί σε πραγματικά ετερογενή οικοσυστήματα IoT, το IoT middleware αναμένεται να υποστηρίξει την ενσωμάτωση με σχεδόν οποιαδήποτε συνδεδεμένη συσκευή και να συνδυαστεί με εφαρμογές τρίτων που χρησιμοποιούνται από τη συσκευή. Αυτή η ανεξαρτησία από το υλικό και το λογισμικό προεξοχής επιτρέπει σε μία πλατφόρμα IoT να διαχειρίζεται κάθε είδους συνδεδεμένη συσκευή με τον ίδιο απλό τρόπο (Afzal et al, 2019).

Οι σύγχρονες πλατφόρμες IoT προχωρούν περισσότερο και εισάγουν μια ποικιλία πολύτιμων χαρακτηριστικών στα επίπεδα υλικού και εφαρμογών. Παρέχουν στοιχεία

για frontend και analytics, επεξεργασία δεδομένων στη συσκευή και ανάπτυξη με βάση το cloud. Μερικά από αυτά μπορούν να χειριστούν την ολοκληρωμένη εφαρμογή λύσεων IoT από την αρχή (Hejazi et al, 2018).

Στα τέσσερα τυπικά επίπεδα της στοίβας IoT, τα οποία είναι πράγματα, συνδεσιμότητα, βασικές λειτουργίες IoT και εφαρμογές & αναλυτικά στοιχεία, μια κορυφαία πλατφόρμα IoT πρέπει να παρέχει στο χρήστη την πλειονότητα των έξυπνων πραγμάτων καθώς και των λειτουργιών IoT που απαιτούνται για την ανάπτυξη των συνδεδεμένων συσκευών (Jia et al, 2017).

Οι συσκευές συνδέονται με την πλατφόρμα, η οποία βρίσκεται στο cloud ή στο κέντρο δεδομένων εσωτερικής εγκατάστασης, είτε απευθείας είτε χρησιμοποιώντας μια πύλη IoT. Μια πύλη είναι χρήσιμη κάθε φορά που τα τελικά σημεία του χρήστη δεν είναι σε θέση να επικοινωνούν απευθείας με το cloud ή, για παράδειγμα, χρειάζεται κάποια υπολογιστική ισχύ. Κάποιος μπορεί επίσης να χρησιμοποιήσει μια πύλη IoT για τη μετατροπή πρωτοκόλλων, για παράδειγμα, όταν τα τελικά σημεία βρίσκονται στο δίκτυο LoRaWan, αλλά ο χρήστης τους χρειάζεται να επικοινωνήσει με το cloud μέσω του MQTT (Lucero, 2016).

Μια ίδια πλατφόρμα IoT μπορεί να αποσυντεθεί σε πολλά επίπεδα. Στο κάτω μέρος υπάρχει το επίπεδο υποδομής, το οποίο είναι κάτι που επιτρέπει τη λειτουργία της πλατφόρμας. Το επίπεδο επικοινωνίας επιτρέπει την ανταλλαγή μηνυμάτων για τις συσκευές (Lucero, 2016).

Υπάρχουν κάποια άλλα σημαντικά κριτήρια που διαφοροποιούν τις πλατφόρμες IoT μεταξύ τους, όπως δυνατότητα κλιμάκωσης, προσαρμοστικότητα, ευκολία χρήσης, έλεγχος κώδικα, ενσωμάτωση με λογισμικό τρίτων, επιλογές ανάπτυξης και επίπεδο ασφάλειας δεδομένων (Hejazi et al, 2018).

Δυνατότητα κλιμάκωσης (cloud native) - οι εξελιγμένες πλατφόρμες IoT εξασφαλίζουν ελαστική επεκτασιμότητα σε οποιονδήποτε αριθμό τελικών σημείων που μπορεί να απαιτήσει ο πελάτης. Αυτή η δυνατότητα θεωρείται δεδομένη για δημόσιες εφαρμογές cloud, αλλά θα πρέπει να δοκιμαστεί ειδικά σε περίπτωση ανάπτυξης εσωτερικής εγκατάστασης, συμπεριλαμβανομένων των δυνατοτήτων εξισορρόπησης φορτίου της πλατφόρμας για τη μεγιστοποίηση της απόδοσης του συμπλέγματος διακομιστών.

Προσαρμοστικότητα - ένας κρίσιμος παράγοντας για την ταχύτητα παράδοσης. Σχετίζεται στενά με την ευελιξία των API ενσωμάτωσης, τη σύζευξη ψευδώνυμων των στοιχείων της πλατφόρμας και τη διαφάνεια του πηγαίου κώδικα. Για μικρής κλίμακας απαιτητικές λύσεις IoT, τα καλά API μπορεί να είναι αρκετά για να «πετάξουν», ενώ τα πλούσια σε χαρακτηριστικά, ταχέως εξελισσόμενα οικοσυστήματα IoT απαιτούν συνήθως από τους προγραμματιστές να έχουν μεγαλύτερο έλεγχο σε ολόκληρο το σύστημα, τον πηγαίο κώδικα, διεπαφές ενοποίησης, επιλογές ανάπτυξης, σχήματα δεδομένων, μηχανισμούς σύνδεσης και ασφάλειας.

Ασφάλεια - η ασφάλεια δεδομένων περιλαμβάνει κρυπτογράφηση, ολοκληρωμένη διαχείριση ταυτότητας και ευέλικτη ανάπτυξη. Κρυπτογράφηση ροής δεδομένων από άκρο σε άκρο, συμπεριλαμβανομένων δεδομένων σε κατάσταση ηρεμίας, ελέγχου ταυτότητας συσκευής, διαχείρισης δικαιωμάτων πρόσβασης χρήστη και ιδιωτικής υποδομής cloud για ευαίσθητα δεδομένα - αυτά είναι τα βασικά στοιχεία για τον τρόπο αποφυγής πιθανών παραβιάσεων στη λύση IoT (Afzal et al, 2019).

Το ThingSpeak είναι μια πλατφόρμα IoT που επιτρέπει σε κάποιον να συλλέγει, να οπτικοποιεί, να αναλύει ζωντανά δεδομένα και να αντιδρά ανάλογα. Είναι μια

εφαρμογή ανοιχτού κώδικα που κυκλοφόρησε αρχικά το 2010 από το ioBridge και βοηθάει κάποιον να δημιουργήσει συστήματα IoT χωρίς να χρειάζεται να δημιουργήσει επιπλέον διακομιστές. Η συλλογή δεδομένων γίνεται χρησιμοποιώντας REST API ή MQTT. Η ανάλυση δεδομένων και η οπτικοποίηση γίνεται χρησιμοποιώντας MATLAB analytics. Υπάρχει επίσης η επιλογή να προστεθούν διάφορα πρόσθετα που επιτρέπουν στον χρήστη να εμφανίζει το Google gauge και άλλες προσαρμοσμένες οπτικοποιήσεις και στοιχεία ελέγχου σε ιδιωτική προβολή (Pasha, 2016).

Μπορούν να γίνουν διάφορες ενέργειες χρησιμοποιώντας εφαρμογές που παρέχονται από την πλατφόρμα. Το ThingSpeak παρέχει εφαρμογές που επιτρέπουν ευκολότερη ενσωμάτωση με τις υπηρεσίες Ιστού, τα κοινωνικά δίκτυα και άλλα API(application programming interface). Περιλαμβάνει την εφαρμογή ThingTweet για ειδοποιήσεις και μηνύματα tweet, εφαρμογή TweetControl που ανταποκρίνεται σε tweet με κάποιες λέξεις ενεργοποίησης, εφαρμογή TimeControl για εκτέλεση ή προγραμματισμό ορισμένων συγκεκριμένων ενεργειών, εφαρμογή αντιδράσεων για να πραγματοποιηθούν ορισμένες ενέργειες όταν πληρούνται ορισμένες προϋποθέσεις, εφαρμογή Talkback για αποστολή εντολών σε συσκευές και ThingHTTP app για διασύνδεση με διάφορες υπηρεσίες ιστού και API (Pasha, 2016).

Το κύριο συστατικό του ThingSpeak είναι το κανάλι του που αποθηκεύει δεδομένα αποστολής από διάφορες συσκευές. Κάθε κανάλι μπορεί να αποθηκεύσει έως και οκτώ πεδία μαζί με την τοποθεσία της συσκευής, τη διεύθυνση URL κ.λπ. Το ιδιωτικό κανάλι μπορεί να κοινοποιηθεί σε ορισμένους συγκεκριμένους χρήστες (Zohari et al, 2019).

2.4 IoT στην Υγεία

Η έντονη εγρήγορση για την υγεία και την φυσική κατάσταση είναι ο σημαντικός παράγοντας που προσελκύει την προσοχή των χρηστών υγειονομικής περίθαλψης σε συσκευές IoT που εξαλείφει το φόβο των συχνών επισκέψεων στο νοσοκομείο και του ακριβού γιατρού. Οι καταναλωτές υγειονομικής περίθαλψης στον ιατρικό κλάδο αυξάνονται ραγδαία, καθώς η συνολική αγορά οδηγεί σε ανανέωση. Τα επιχειρηματικά μοντέλα πρέπει να αναδιαρθρωθούν για να αντιμετωπίσουν την αυξανόμενη επιρροή τεράστιου αριθμού πελατών υγείας. Η πρόσφατη έρευνα αναφέρει την εξαιρετική αύξηση της χρήσης συσκευών IoT όπως φορητές και εμφυτεύσιμες συσκευές. Με το Διαδίκτυο των Πραγμάτων οι χρήστες μπορούν να έχουν τον έλεγχο της υγείας τους με εξατομικευμένο τρόπο και το μεγαλύτερο πλεονέκτημα έγκειται στην ανάλυση δεδομένων και στη λήψη αποφάσεων. Οι διαγνωσμένες πληροφορίες που συλλέγονται χρησιμοποιώντας ηλεκτρονικά ιατρικά χρονικά, εργαλεία απεικόνισης, οθόνες, συσκευές χειρός βελτιώνουν τη διαδικασία λήψης αποφάσεων των ιατρών για να διαδραματίσουν ενεργό ρόλο στη διατήρηση της υγείας του ασθενούς (Kumar et al, 2020).

Η εξατομικευμένη ανασκόπηση της υγείας του ατόμου με βάση το IoT θα γίνει πολύ συνηθισμένη στο τέλος της δεκαετίας. Οι χρήστες υγειονομικής περίθαλψης θα ήταν πιο άνετοι με κατάλληλα σχέδια για την άμυνα ενάντια σε ασθένειες και οι έξυπνες συσκευές θα τους βοηθούσαν να διατηρήσουν την υγεία τους. Με τα δεδομένα που παράγονται από συσκευές IoT, οι σημαντικές αποφάσεις λαμβάνονται αμέσως για τη βελτίωση της υγείας του ασθενούς. Η πρόκληση της βιομηχανίας υγειονομικής περίθαλψης δεν έγκειται στην ανάπτυξη νέων συσκευών, τεχνολογιών, αν και απαιτείται μεγάλη προσοχή για τους χρήστες της ηλεκτρονικής υγειονομικής

περίθαλψης. Ο αριθμός των έξυπνων συνδεδεμένων συσκευών έχει ως στόχο να βελτιώσει την υγείας του ατόμου και του σχετικού περιβάλλοντος με την πνευματική χρήση των δεδομένων. Τέτοιες συσκευές μπορούν να παρακολουθούν την ποιότητα του περιβάλλοντος και οι γιατροί μπορούν να παρέχουν τη συμβουλή για τους ασθενείς εξ αποστάσεως. Συγκεκριμένα, υπάρχουν τρεις βασικές ιδιότητες για την πιστοποίηση του εξοπλισμού που διαθέτει τον αισθητήρα για να γίνει μέρος της υγειονομικής περίθαλψης IoT (Devi et al, 2016).

Πρώτον, η συσκευή θα πρέπει να ανιχνεύει και να συλλέγει δεδομένα σχετικά με το περιβάλλον, όπως υγρασία, θερμοκρασία, φως, επίσης στην περίπτωση παρακολούθησης του ρυθμού παλμού / οξυγόνου του αίματος, παρακολούθηση γλυκόζης αίματος, παρακολούθηση ηλεκτροκαρδιογραφήματος κ.λπ. (Memon et al, 2019)

Δεύτερον, η συσκευή θα πρέπει να ενεργεί αυτόνομα στην επικοινωνία των συγκεντρωμένων δεδομένων στον κεντρικό συντονιστή αυτόματα ή με οποιαδήποτε άλλη συσκευή ή εάν πληροί οποιαδήποτε προϋπόθεση.

Επιπλέον, θα πρέπει να βρίσκεται σε ενεργή λειτουργία έως ότου ολοκληρωθεί η διαδικασία. Για παράδειγμα, εάν τα επίπεδα αρτηριακής πίεσης ή σακχάρου στο αίμα των ασθενών είναι κρίσιμα, θα πρέπει να ενεργοποιούνται πληροφορίες συναγερμού για άμεση δράση (Memon et al, 2019).

Ο ακανόνιστος καρδιακός ρυθμός ενός ασθενούς διεγείρει ένα μήνυμα προειδοποίησης στον καρδιολόγο και ο ασθενής θα ενημερώσει τον γιατρό να προχωρήσει αμέσως στη συνταγογραφούμενη θεραπεία. Μικροσκοπική εμφυτευμένη συσκευή ή έμπλαστρο δέρματος παρακολουθεί το σάκχαρο του αίματος, τη θερμοκρασία του δέρματος και προειδοποιεί την αντλία ινσουλίνης να ρυθμίσει τη

δοσολογία. Αυτό το είδος παρακολούθησης βοηθά όχι μόνο στη διατήρηση της κατάστασης της υγείας, αλλά επιτρέπει επίσης τη συμβουλή του γιατρού πριν η κατάσταση καταστεί κρίσιμη. Οι αισθητήρες σε ασθενείς που πάσχουν από καρδιακά προβλήματα βοηθούν στον εντοπισμό του καρδιακού ρυθμού συνεχώς. Η αρτηριακή πίεση, ιατρικές συσκευές υγειονομικής περίθαλψης όπως CT και MRI, επίπεδα κορεσμού οξυγόνου μπορούν επίσης να παρακολουθούνται εξ αποστάσεως. Η κίνηση του ασθενούς παρακολουθείται αποτελεσματικά με τεχνολογία αναγνώρισης ραδιοσυχνότητας [RFID], συσκευές αισθητήρων και αναλυτικά στοιχεία διεργασιών για τον εντοπισμό και την παρακολούθηση της βέλτιστης ροής διεργασιών (Alasmani & Anwar, 2016).

Σήμερα, η ανθρώπινη υγεία επηρεάζεται κυρίως από παράγοντες συμπεριφοράς καθώς και από περιβαλλοντικούς παράγοντες όπως το κάπνισμα, η μολυσμένη πόλη κ.λπ. Το IoT βοηθά στην κατανόηση του τρόπου ζωής του ασθενούς και έχει τη δυνατότητα να ενισχύσει τις προγνωστικές αναλύσεις. Σύμφωνα με την έκθεση του Gartner Hype Cycle of Emerging Technologies, απαιτούνται άλλα 10 χρόνια για την πλήρη χρήση του IoT στο σύστημα ηλεκτρονικής υγειονομικής περίθαλψης. Αισθητήρες σώματος σε συνδυασμό με πίνακες Arduino και RaspberryPi χρησιμοποιούνται για συλλογή δεδομένων από ετερογενή δίκτυα. Τα συστήματα ηλεκτρονικής υγειονομικής περίθαλψης που βασίζονται σε IoT είναι σχεδιασμένα για τη συλλογή βιομετρικών πληροφοριών και βοηθούν στην παρακολούθηση του ασθενούς για την τρέχουσα κατάσταση. Η ιατρική διάγνωση μπορεί επίσης να πραγματοποιηθεί χρησιμοποιώντας εφαρμογή Android, υπηρεσίες Ιστού και μονάδα πολλαπλών πρωτοκόλλων (Selem et al, 2019).

Το IoT είναι ένα δίκτυο συνδεδεμένων φυσικών συσκευών και αντικειμένων, τα οποία βοηθούν στην ανίχνευση, την ανάλυση και τον έλεγχο απομακρυσμένων

συσκευών αποτελώντας ένα εννοιολογικό πλαίσιο που εισήχθη για τη σύνδεση των άκρων υπολογιστικών συσκευών που επιτρέπουν την επικοινωνία μεταξύ των φορητών αισθητήρων και των έξυπνων συσκευών. Οι εφαρμογές IoT εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από το επίπεδο μεσαίου λογισμικού στην αρχιτεκτονική IoT για την επεξεργασία πληροφοριών. Ορισμένες εφαρμογές IoT είναι έξυπνη υγεία, έξυπνο δίκτυο, έξυπνη πόλη, έξυπνο σπίτι, έξυπνη γεωργία, έξυπνες μεταφορές, κ.λπ. Η θεμελιώδης αρχιτεκτονική IoT που παισιώνεται με τρία επίπεδα περιλαμβάνει αντίληψη, επίπεδα δικτύου και εφαρμογών. Στη συνέχεια, επεκτάθηκε για να έχει πιο πολυεπίπεδες αρχιτεκτονικές και περιλαμβάνει μεσαίο λογισμικό και επιχειρηματικό επίπεδο (Prayoga & Abraham, 2016).

1. Επίπεδο αντίληψης: Το επίπεδο αντίληψης περιγράφει τις συσκευές αισθητήρων και τα φυσικά αντικείμενα. Η συσκευή αισθητήρα στο επίπεδο αντίληψης αναγνωρίζει και ανιχνεύει το αντικείμενο και συλλέγει πληροφορίες σχετικά με το αντικείμενο. Με βάση τον τύπο του αισθητήρα, οι πληροφορίες που συλλέγονται μπορεί να αφορούν τη θερμοκρασία, την κίνηση, τον προσανατολισμό, την υγρασία, τους κραδασμούς, τη θέση, την επιτάχυνση, τις χημικές αλλαγές κ.λπ. Οι πληροφορίες στη συνέχεια μεταδίδονται στο επόμενο στρώμα για επεξεργασία. Εάν μια κυρία φοράει μια σειρά από έξυπνα σκουλαρίκια στα αυτιά της, βοηθά στον εντοπισμό της κατάστασης των διαφόρων μερών του σώματος και έτσι εντοπίζεται η θέση της κυρίας. Το επίπεδο αντίληψης μεταδίδει τις συγκεντρωμένες πληροφορίες από το σκουλαρίκι στο επίπεδο δικτύου για επεξεργασία.

2. Επίπεδο αντίληψης: Ονομάζεται επίσης, «Layer Transmission» και η κύρια αποστολή του είναι να συνδέει διαφορετικούς διακομιστές, έξυπνα αντικείμενα και συσκευές δικτύου. Μεταδίδει τα δεδομένα αισθητήρα, τα οποία συλλέγονται από συσκευές αισθητήρων. Το μέσο μετάδοσης μπορεί να είναι οι τεχνολογίες όπως

υπέρυθρες, Bluetooth, ZigBee, Wi-Fi, UMTS και 3G. Στη συνέχεια, οι πληροφορίες μεταδίδονται από το επίπεδο δικτύου στο επίπεδο μεσαίου λογισμικού. Το επίπεδο δικτύου συνδυάζει τις πληροφορίες που λαμβάνονται από το σκουλαρίκι και προωθεί τις ίδιες στο επίπεδο επεξεργασίας.

3. Middlewave Layer: Είναι το κύριο «επίπεδο επεξεργασίας», το οποίο αποθηκεύει, αναλύει τη μεγάλη ποσότητα πληροφοριών που λαμβάνονται από το επίπεδο δικτύου. Έχει την ευθύνη για τη σύνδεση της βάσης δεδομένων και τη διαχείριση υπηρεσιών. Δεδομένου ότι είναι το μεσαίο επίπεδο, παρέχει αριθμό υπηρεσιών στα κάτω επίπεδα. Συνδέεται με μεγάλα δεδομένα, υπολογιστικό νέφος και βάσεις δεδομένων για την επεξεργασία του τεράστιου όγκου δεδομένων. Οι πληροφορίες, οι οποίες συλλέγονται με σκουλαρίκια αναλύονται και για την επαλήθευση της θερμοκρασίας του σώματος του ανθρώπου. Εάν υπάρχει ομοιότητα με την κανονική θερμοκρασία, τότε αναφέρεται στην αντίστοιχη οντότητα και αναφέρεται στον ασθενή.

4. Επίπεδο εφαρμογής: Ο σημαντικός ρόλος αυτού του επιπέδου είναι η παροχή υπηρεσιών προσανατολισμένων στις εφαρμογές στους τελικούς χρήστες. Αυτό το επίπεδο επικοινωνεί απευθείας με τον τελικό χρήστη ενεργοποιώντας πρωτόκολλα επιπέδου εφαρμογής. Εάν οι πληροφορίες που συλλέγονται από τα σκουλαρίκια της κυρίας ενημερώνουν ότι πάσχει από πυρετό, η ενδιαφερόμενη κυρία μπορεί να επικοινωνήσει με το επίπεδο εφαρμογής. Αυτό το επίπεδο επικοινωνεί με το άτομο διαβιβάζοντας μια ειδοποίηση σχετικά με τον πυρετό στο έξυπνο τηλέφωνο.

5. Business Layer: Το επιχειρησιακό επίπεδο ελέγχει ολόκληρο το οικοσύστημα ΙοΤ με καλά κατασκευασμένα αποδοτικά επιχειρηματικά μοντέλα. Βοηθά τον τελικό χρήστη να λαμβάνει αποφάσεις για περαιτέρω ενέργειες. Για παράδειγμα, εάν ένα

άτομο πάσχει από πυρετό, τότε οι γειτονικές κλινικές ή νοσοκομεία θα πρότειναν να εμφανιστούν οι λεπτομέρειες (Prayoga & Abraham, 2016).

Φορητές Συσκευές

Οι φορητές συσκευές μπορούν να στερεωθούν στο ανθρώπινο σώμα σε αντικείμενα όπως βραχιόλια, μενταγιόν, κονκάρδες, ρολόγια χειρός, μπλουζάκια, έξυπνα δαχτυλίδια, γυαλιά, ανιχνευτές γυμναστικής και άλλα αξεσουάρ για το παγκόσμιο κέρδος των οφελών για την υγεία. Μια φορητή συσκευή σε στενή επαφή με τον χρήστη είναι ικανή να εντοπίζει ασθένεια, ευεξία ενός ατόμου και τις συλλεγόμενες πληροφορίες που μεταδίδονται στον κεντρικό σταθμό διανομής για ανάλυση. Οι φορητές συσκευές αποτελούνται από τρία εξαρτήματα όπως αισθητήρες, αρχιτεκτονική υπολογιστών και οθόνες. Τα φορητά gadget είναι σε θέση να παρέχουν βιολογικές πληροφορίες όπως θερμίδες που κάηκαν, βήματα που περπατήθηκαν, καρδιακό ρυθμό, αρτηριακή πίεση, χρόνο σωματικής άσκησης, κλπ. Υπάρχει τεράστιο αντίκτυπο σε αυτές τις συσκευές και είναι αρκετά ισχυρό που κερδίζει την προσοχή στην παρακολούθηση της φυσικής υγείας του χρήστη (Beach et al, 2018).

Ορισμένες φορητές συσκευές αναφέρονται παρακάτω:

Παλμική οξυμετρία: Η συσκευή βοηθά στη μέτρηση του επιπέδου κορεσμού οξυγόνου σε ένα ανθρώπινο σώμα και παρακολουθεί τη διαφορά στο επίπεδο αίματος του δέρματος που σχετίζεται με τον καρδιακό κύκλο. Συγκεκριμένα, ένα παλμικό οξύμετρο συνδέεται με ένα δάχτυλο ή ένα λοβό, το οποίο αποτελείται από φωτοανιχνευτή και διόδους εκπομπής φωτός (LED). Ποσοποιεί την ποσότητα των υπερύθρων, το κόκκινο φως που αποστέλλεται ή αναστρέφεται από το ανθρώπινο σώμα. Η διαφορά μεταξύ του επιπέδου απορρόφησης και του επιπέδου οξυγονωμένης έως αποοξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης βοηθά στη μέτρηση του επιπέδου κορεσμού

οξυγόνου. Το περιοδικό σήμα ονομάζεται PhotoPlethysmoGraph (PPG), το οποίο χρησιμοποιείται για τον εντοπισμό του καρδιακού ρυθμού.

Ηλεκτροκαρδιογραφία (ECG): Μια κυματομορφή που παρακολουθεί την καρδιά να λειτουργεί επίμονα και παρέχει τις πληροφορίες σε σχέση με το χρόνο. Ως εκ τούτου, οι μετρήσεις ECG που βασίζονται σε ασύρματες συσκευές αισθητήρων είναι εμφανώς κατάλληλες για περιπατητικές εφαρμογές.

Πίεση αίματος: Βοηθά στη μέτρηση της δύναμης που ασκείται λόγω της κυκλοφορίας του αίματος στα αιμοφόρα αγγεία. Αυτοί οι τύποι αισθητήρων τοποθετούνται γύρω από τον καρπό και τις συστολικές, διαστολικές μετρήσεις που μετρώνται χρησιμοποιώντας παλμομετρική μέθοδο.

Ηλεκτρομυογραφία (EMG): Είναι η μελέτη της λειτουργίας των μυών παρακολουθώντας τα ηλεκτρικά σήματα που ασκεί ο μυς. Το EMG είναι η χωροχρονική άθροιση όλων των ηλεκτρικών σημάτων. Ως εκ τούτου, το σήμα EMG παρέχει ένα αποτελεσματικό μέσο παρακολούθησης των δραστηριοτήτων του ανθρώπινου μυός.

Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (EEG): Η ηλεκτροεγκεφαλογραφία (EEG) είναι η απεικόνιση των δραστηριοτήτων του ανθρώπινου εγκεφάλου. Το Wireless Intelligent Sensor (WISE) είναι ένα σύστημα βασισμένο σε μικροελεγκτή και εισήχθη για εφαρμογές απόκτησης σήματος EEG για απόκτηση δεδομένων, ασύρματη επικοινωνία, ρύθμιση αναλογικού σήματος και επεξεργασία σήματος σε πραγματικό χρόνο χαμηλού επιπέδου.

Εμφυτεύσιμες Συσκευές

Είναι συσκευές εμφύτευσης που εμφυτεύονται κάτω από το δέρμα του ανθρώπινου σώματος και βοηθούν στην επισκευή του τμήματος ή ολόκληρης της βιολογικής δομής. Σήμερα, τα εμφυτεύματα που χρησιμοποιούνται συνήθως για διάφορους σκοπούς όπως νευρικά προσθετικά, ορθοπεδικά, τεχνητό βηματοδότη, οδοντικά γεμίσματα, σύστημα χορήγησης φαρμάκων, κοχλιακά εμφυτεύματα κ.λπ. Το εξωτερικό στρώμα εμφυτεύσιμων συσκευών μπορεί να είναι κατασκευασμένο από οποιοδήποτε βιοϊατρικό υλικό όπως απατίτης, σιλικόνη, τιτάνιο και το υλικό πρέπει να επιλέγονται με βάση τις απαιτήσεις του ανθρώπινου σώματος. Τα υλικά που χρησιμοποιούνται για συσκευές εμφυτεύματος μπορεί να είναι από κεραμικά, μέταλλα και πολυμερή. Ορισμένες εμφυτεύσιμες συσκευές αναφέρονται παρακάτω (Patil & Rufus, 2019; Cai et al, 2019; Espinoza et al, 2017):

Παρακολούθηση γλυκόζης: Η διαδικασία ολοκληρώνεται με εμφύτευση της συσκευής αισθητήρα με την πολυστρωματική μεμβράνη στον κοιλιακό ιστό. Το επίπεδο γλυκόζης σώματος μπορεί να παρακολουθείται για κάθε 30 δευτερόλεπτα και η μετάδοση δεδομένων έγινε για κάθε 5 λεπτά. Εάν εμφυτευτούν οι αισθητήρες και το επίπεδο γλυκόζης μπορεί να ελεγχθεί παρέχοντας την ποικίλη ποσότητα ινσουλίνης.

Εμφυτεύσιμα νευρικά διεγερτικά: Αυτοί οι τύποι νευρικών διεγερτών κατευθύνουν τις ηλεκτρικές παρορμήσεις στον νωτιαίο μυελό του ανθρώπου ή στον εγκέφαλο για να παρέχουν τη θεραπεία για χρόνια πόνο.

Το σύστημα ηλεκτρονικής υγειονομικής περίθαλψης παρέχει ένα τεχνολογικό πλαίσιο που χρησιμοποιεί φορητούς και εμφυτεύσιμους αισθητήρες υγείας για τη διευκόλυνση της παρακολούθησης διαφόρων παραγόντων όπως υγεία, ευεξία,

συμπεριφορά και άλλες χρόνιες πληροφορίες προς όφελος της καθημερινής ποιότητας ζωής του ατόμου.

Τα φορητά και εμφυτεύσιμα gadget σίγουρα θα φέρουν επανάσταση στις έξυπνες τεχνολογίες που είναι αρκετά γνωστές σήμερα και στο εγγύς μέλλον. Οι αισθητήρες πρέπει να είναι σχεδιασμένοι με ακριβή τρόπο ώστε να μπορούν να φορεθούν εύκολα και λιγότερη κατανάλωση ενέργειας. Οι κλινικές πληροφορίες που συλλέγονται από τις συσκευές αισθητήρων πρέπει να διατηρούνται σε μια ασφαλή αποθήκη δεδομένων. Η προώθηση συσκευών IoT θα επιταχύνει την υιοθέτηση συστήματος ηλεκτρονικής υγειονομικής περίθαλψης σε ευρύτερη κλίμακα. Οι τεχνολογίες για το σύστημα ηλεκτρονικής υγειονομικής περίθαλψης θα πρέπει να είναι ασφαλείς, συνεπείς, αποτελεσματικές, ευέλικτες, αποδοτικές σε ισχύ και επικεντρώνονται στον ασθενή. Επιπλέον, ο σχεδιασμός συσκευών IoT για το επερχόμενο σύστημα ηλεκτρονικής υγειονομικής περίθαλψης είναι πρόκληση που καθορίζει την επιτυχία του συστήματος ηλεκτρονικής υγειονομικής περίθαλψης που βασίζεται σε IoT.

3 Επεξεργασία Σήματος – Μέθοδοι

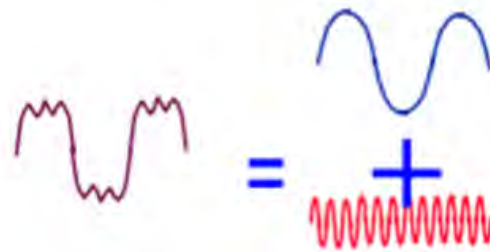
3.1 Πεδίο του Χρόνου

Η ανάλυση πεδίου χρόνου αναλύει τα δεδομένα για μια χρονική περίοδο. Λειτουργίες όπως ηλεκτρονικά σήματα, συμπεριφορές στην αγορά και βιολογικά συστήματα είναι μερικές από τις λειτουργίες που αναλύονται χρησιμοποιώντας ανάλυση χρόνου. Για ένα ηλεκτρονικό σήμα, η ανάλυση περιοχών χρόνου βασίζεται κυρίως στο διάγραμμα τάσης - χρόνου ή στο γράφημα τρέχοντος χρόνου. Σε μια ανάλυση τομέα χρόνου, η μεταβλητή μετράται πάντα έναντι του χρόνου. Υπάρχουν πολλές συσκευές που χρησιμοποιούνται για την ανάλυση δεδομένων βάσει χρονικού τομέα. Ο παλμογράφος καθοδικών ακτίνων (CRO) είναι η πιο κοινή συσκευή κατά την ανάλυση ηλεκτρικών σημάτων σε ένα χρονικό πεδίο (Rahim et al, 2018).

3.2 Πεδίο των Συχνοτήτων

Ο τομέας συχνότητας είναι μια μέθοδος που χρησιμοποιείται για την ανάλυση δεδομένων. Αυτό αναφέρεται στην ανάλυση μιας μαθηματικής συνάρτησης ή ενός σήματος σε σχέση με τη συχνότητα. Η ανάλυση τομέα συχνότητας χρησιμοποιείται ευρέως σε τομείς όπως η μηχανική συστημάτων ελέγχου, η ηλεκτρονική και η στατιστική. Η ανάλυση τομέα συχνότητας χρησιμοποιείται κυρίως για σήματα ή συναρτήσεις που είναι περιοδικές με την πάροδο του χρόνου. Αυτό δεν σημαίνει ότι η ανάλυση τομέα συχνότητας δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε σήματα που δεν είναι περιοδικά. Η πιο σημαντική ιδέα στην ανάλυση πεδίου συχνότητας είναι ο μετασχηματισμός. Ο μετασχηματισμός χρησιμοποιείται για τη μετατροπή μιας συνάρτησης τομέα χρόνου σε συνάρτηση τομέα συχνότητας και αντίστροφα. Ο πιο κοινός μετασχηματισμός που χρησιμοποιείται στον τομέα συχνότητας είναι οι

μετασχηματισμοί Fourier. Ο μετασχηματισμός Fourier χρησιμοποιείται για τη μετατροπή ενός σήματος οποιουδήποτε σχήματος σε άθροισμα άπειρου αριθμού ημιτονοειδών κυμάτων. Δεδομένου ότι η ανάλυση ημιτονοειδών λειτουργιών είναι ευκολότερη από την ανάλυση γενικών μορφών συναρτήσεων, αυτή η μέθοδος είναι πολύ χρήσιμη και χρησιμοποιείται ευρέως. Όλα τα σήματα έχουν αναπαράσταση πεδίου συχνοτήτων και ο Fourier αναφέρει λεπτομερώς τη θεωρία ότι οποιαδήποτε πραγματική κυματομορφή μπορεί να δημιουργηθεί με την προσθήκη ημιτονοειδών κυμάτων. Το παρακάτω διάγραμμα δείχνει ένα παράδειγμα αυτής της διαδικασίας:



(Amini et al, 2016)

Υπάρχουν διάφοροι μαθηματικοί μετασχηματισμοί που χρησιμοποιούνται για την ανάλυση συναρτήσεων χρόνου και αναφέρονται ως μέθοδοι πεδίου συχνότητας. Τα παρακάτω είναι μερικές από τις πιο συνηθισμένες μεταμορφώσεις και τα πεδία στα οποία χρησιμοποιούνται:

Σειρά Fourier - επαναλαμβανόμενα σήματα, συστήματα ταλαντώσεων

Μετασχηματισμός Fourier - μη επαναλαμβανόμενα σήματα, μεταβατικά

Μετασχηματισμός Laplace - ηλεκτρονικά κυκλώματα και συστήματα ελέγχου

Μετασχηματισμός Z - διακριτά σήματα, επεξεργασία ψηφιακού σήματος

(Behroozinia et al, 2019)

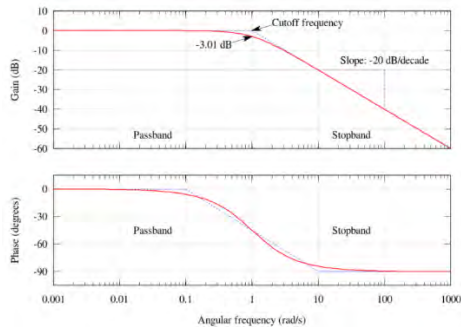
3.3 FFT

Οι γρήγοροι μετασχηματισμοί Fourier (FFT) είναι γρήγοροι αλγόριθμοι, δηλαδή χαμηλής πολυπλοκότητας, για τον υπολογισμό του διακριτού μετασχηματισμού Fourier (DFT) σε μια πεπερασμένη αβέλια ομάδα η οποία, με τη σειρά της, είναι μια ειδική περίπτωση του μετασχηματισμού Fourier σε έναν τοπικά συμπαγή αβέλιο ομάδα. Οι FFTs είναι από τους σημαντικότερους αλγόριθμους στα εφαρμοσμένα και μηχανολογικά μαθηματικά και στην επιστήμη των υπολογιστών, ιδίως για τη θεωρία ενός και πολυδιάστατων συστημάτων και την επεξεργασία σημάτων.

3.4 Φίλτρα

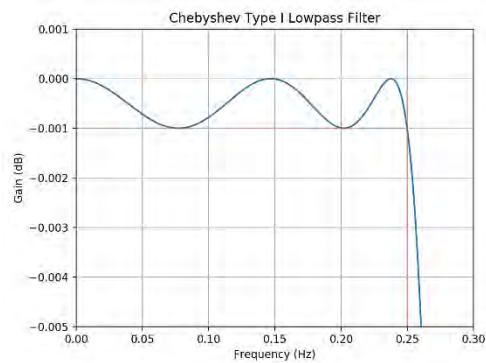
Butterworth

Το φίλτρο Butterworth είναι ένας τύπος φίλτρου επεξεργασίας σήματος σχεδιασμένος να έχει όσο το δυνατόν πιο επίπεδη απόκριση συχνότητας στη ζώνη διέλευσης. Αναφέρεται επίσης ως φίλτρο μέγιστου επιπέδου. Περιγράφηκε για πρώτη φορά το 1930 από τον Βρετανό μηχανικό Stephen Butterworth στο άρθρο του με τίτλο "On the Theory of Filter Amplifiers". Ο όρος Butterworth αναφέρεται σε έναν τύπο απόκρισης φίλτρου, όχι σε έναν τύπο φίλτρου. Ορισμένες φορές ονομάζεται προσέγγιση Μέγιστης Επίπεδης, επειδή για μια απόκριση της τάξης n , τα πρώτα παράγωγα $(2n-1)$ του κέρδους σε σχέση με τη συχνότητα είναι μηδέν σε συχνότητα = 0. Δεν υπάρχει κυματισμός στη ζώνη διέλευσης και DC το κέρδος είναι μέγιστο επίπεδο.



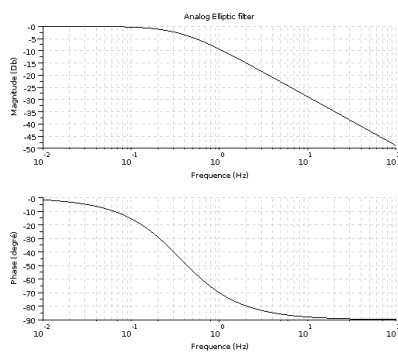
Chebyshev

Τα φίλτρα Chebyshev χρησιμοποιούνται για διακριτές συχνότητες μιας ζώνης από την άλλη. Δεν ταιριάζουν με την απόδοση του φίλτρου του νεροχύτη παραθύρων και είναι κατάλληλα για πολλές εφαρμογές. Το κύριο χαρακτηριστικό του φίλτρου Chebyshev είναι η ταχύτητά τους, συνήθως ταχύτερη από το παράθυρο. Επειδή αυτά τα φίλτρα εκτελούνται με αναδρομή και όχι με συνεκτικότητα. Ο σχεδιασμός των φίλτρων Chebyshev και Windowed-Sinc εξαρτάται από μια μαθηματική τεχνική που ονομάζεται μετασχηματισμός Z. Τα φίλτρα Chebyshev ταξινομούνται σε δύο τύπους, δηλαδή φίλτρο Chebyshev τύπου-I και φίλτρο Chebyshev τύπου-II.



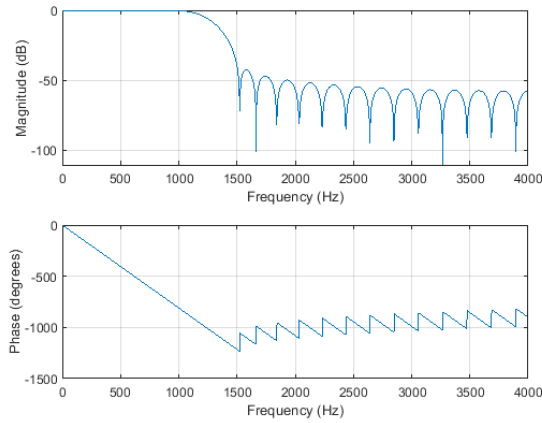
Elliptic

Ένα ελλειπτικό φίλτρο επίσης γνωστό ως φίλτρο Caueer, είναι ένα φίλτρο επεξεργασίας σήματος με συμπεριφορά ισοσταθμισμένου κυματισμού (equiripple) τόσο στη ζώνη διέλευσης όσο και στη ζώνη διακοπής. Η ποσότητα κυματισμού σε κάθε ζώνη είναι ανεξάρτητα ρυθμιζόμενη, και κανένα άλλο φίλτρο ίσης τάξης δεν μπορεί να έχει ταχύτερη μετάβαση στο κέρδος μεταξύ της ζώνης διέλευσης και της ζώνης διακοπής, για τις δεδομένες τιμές κυματισμού ανεξάρτητα από το εάν ο κυματισμός είναι ισοδύναμος ή όχι.



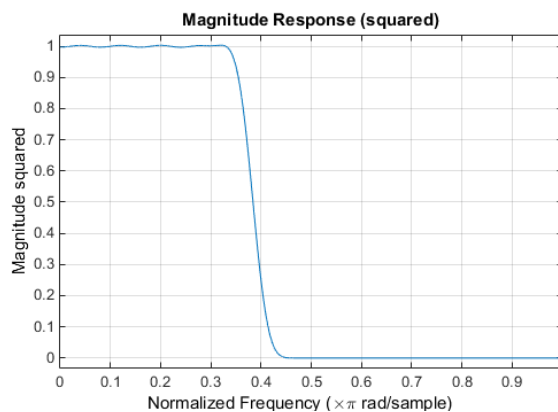
Kaiser

Το παράθυρο Kaiser είναι μια προσέγγιση του παραθύρου σφαιροειδούς προλάτου, για την οποία μεγιστοποιείται η αναλογία της ενέργειας του κύριου σφαιρικού προς την ενέργεια του πλευρικού σφαιριδίου. Για ένα παράθυρο Kaiser συγκεκριμένου μήκους, η παράμετρος beta ελέγχει το ύψος του sidelobe. Για μια δεδομένη έκδοση beta, το ύψος της πλευρικής σφαίρας καθορίζεται σε σχέση με το μήκος του παραθύρου. Η δήλωση kaiser (n, beta) υπολογίζει το παράθυρο μήκους n Kaiser με την παράμετρο beta.



Hamming

Το παράθυρο Hamming είναι ένα κωνικό σχήμα που σχηματίζεται χρησιμοποιώντας ένα ανυψωμένο συνημίτονο με μη μηδενικά τελικά σημεία, βελτιστοποιημένο για να ελαχιστοποιεί τον πλησιέστερο πλευρικό λοβό. Το Hamming ονομάστηκε για τον R. W. Hamming. Συνιστάται για την εξομάλυνση της περικομμένης συνάρτησης αυτόματης διακύμανσης στον τομέα χρόνου. Το παράθυρο Hamming χρησιμοποιείται ως μία από τις πολλές λειτουργίες για εξομάλυνση τιμών. Είναι επίσης γνωστό ως αποδιαμόρφωση δηλαδή εξομάλυνση ασυνεχειών στην αρχή και στο τέλος του σήματος του δείγματος ή λειτουργία κωνισμού.



4 Υλικά και Μέθοδοι

4.1 Αισθητήρας AqCI

Τα συστήματα ηλεκτροκαρδιογραφίας (ECG), ηλεκτρομυογραφίας (EMG) και ηλεκτροεγκεφαλογραφίας (EEG) μετρούν την καρδιακή, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα (αντίστοιχα) με την πάροδο του χρόνου, μετρώντας τα ηλεκτρικά δυναμικά στην επιφάνεια του ζωτικού ιστού. Τα νευρικά ερεθίσματα και οι συσπάσεις των μυών μπορούν να ανιχνευθούν μετρώντας τη ροή του ιονικού ρεύματος στο σώμα. Αυτό επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας ένα ηλεκτρόδιο βιοδυναμικού. Ένα βιοδυναμικό ηλεκτρόδιο είναι ένας μορφοτροπέας που ανιχνεύει την κατανομή ιόντων στην επιφάνεια του ιστού και μετατρέπει το ρεύμα ιόντων σε ρεύμα ηλεκτρονίων. Ένα διάλυμα ηλεκτρολύτη / ζελέ τοποθετείται στην πλευρά του ηλεκτροδίου που έρχεται σε επαφή με ιστό. Η άλλη πλευρά του ηλεκτροδίου αποτελείται από αγώγιμο μέταλλο συνδεδεμένο με ένα καλώδιο μολύβδου συνδεδεμένο στο όργανο. Μια χημική αντίδραση λαμβάνει χώρα στη διεπαφή μεταξύ του ηλεκτρολύτη και του ηλεκτροδίου. Το ρεύμα μπορεί να περάσει από έναν ηλεκτρολύτη σε ένα μη πολωμένο ηλεκτρόδιο (τα πολωμένα ηλεκτρόδια δρουν περισσότερο σαν ένας πυκνωτής και το ρεύμα μετατοπίζεται αλλά δεν κινείται ελεύθερα μέσω της ηλεκτρολυτικής διεπαφής). Το ρεύμα διασχίζει τη διεπαφή καθώς τα άτομα στο ηλεκτρόδιο οξειδώνονται για να σχηματίσουν κατιόντα και ηλεκτρόνια. Τα κατιόντα αποβάλλονται στον ηλεκτρολύτη και τα ηλεκτρόνια φέρουν φορτίο μέσω των καλωδίων μολύβδου. Παρομοίως, τα ανιόντα στον ηλεκτρολύτη ταξιδεύουν προς τη διεπαφή για να παρέχουν ελεύθερα ηλεκτρόνια στο ηλεκτρόδιο. Μια ηλεκτρική τάση γνωστή ως δυναμικό μισού-κυττάρου αναπτύσσεται σε όλη τη

διεπαφή λόγω μιας άνισης κατανομής ανιόντων και κατιόντων. Εμφανίζεται ως μετατόπιση συνεχούς ρεύματος στα ECG,EMG και EEG.

Ένα πολύ δημοφιλές ηλεκτρόδιο είναι το χλωριούχο άργυρο / άργυρο (Ag / AgCl) λόγω του πολύ χαμηλού δυναμικού μισών-κυττάρων περίπου 220 mV και της ευκολίας κατασκευής του. Τα ηλεκτρόδια Ag / AgCl είναι μη πολωμένα ηλεκτρόδια - επιτρέπουν στο ρεύμα να διέρχεται μέσω της διεπαφής μεταξύ του ηλεκτρολύτη και του ηλεκτροδίου. Τα μη πολωμένα ηλεκτρόδια είναι καλύτερα από τα πολωμένα ηλεκτρόδια όσον αφορά την απόρριψή τους από αντικείμενα κίνησης και την απόκρισή τους σε ρεύματα απινίδωσης. Τόσο τα αντικείμενα κίνησης όσο και τα γεγονότα απινίδωσης μπορούν να φορτίσουν την χωρητικότητα από τη διεπαφή ηλεκτρολύτη και ηλεκτροδίου.

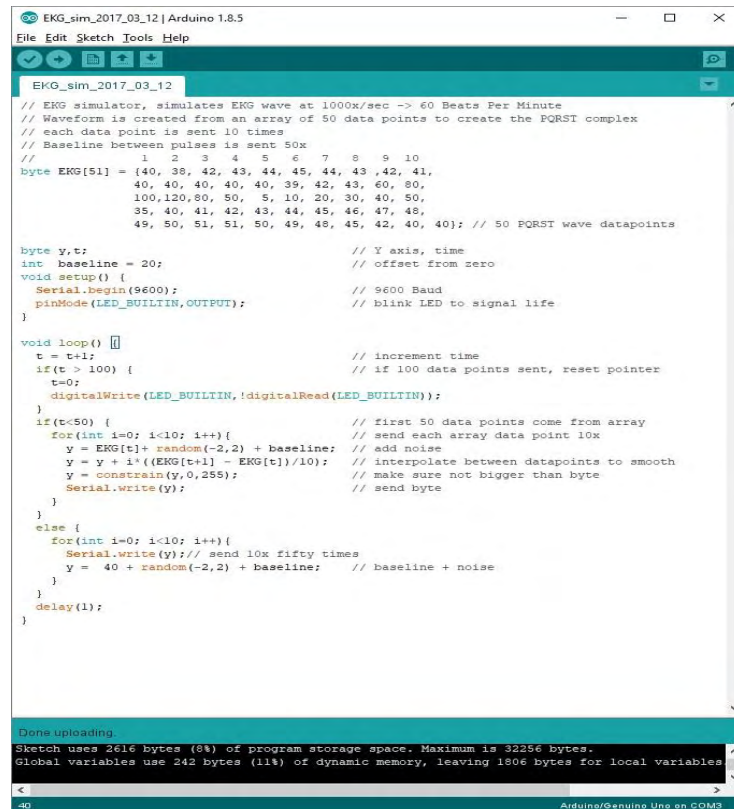
Για την παραγωγή του ηλεκτροδίου ζελέ Ag / AgCl τόσο η ηλεκτροχημική ανοδίωση σε υδροχλωρικό οξύ (HCl) όσο και η χημική οξείδωση με υδατικό Μολυσίτη ή τριχλωριούχος σίδηρος (FeCl_3) διερευνήθηκαν ως μέθοδοι για την παραγωγή του . Η ανοδίωση είναι μια ηλεκτροχημική διαδικασία που μετατρέπει τη μεταλλική επιφάνεια σε διακοσμητικό, ανθεκτικό στη διάβρωση, ανοδικό οξείδιο. Το αλουμίνιο είναι ιδανικό για ανοδίωση, αν και άλλα μη σιδηρούχα μέταλλα, όπως μαγνήσιο και τιτάνιο, μπορούν επίσης να ανοδιωθούν. Ένα από τα σημαντικά επιθυμητά χαρακτηριστικά των ηλεκτροδίων που έχουν σχεδιαστεί για τη λήψη σημάτων από βιολογικά αντικείμενα είναι ότι δεν πρέπει να πολωθούν. Αυτό σημαίνει ότι το δυναμικό του ηλεκτροδίου δεν πρέπει να διαφέρει σημαντικά ακόμη και όταν το ρεύμα διέρχεται μέσω αυτών . Τα ηλεκτρόδια αργύρου-χλωριούχου αργύρου (Ag-AgCl) έχουν βρεθεί ότι αποδίδουν αποδεκτό πρότυπο απόδοσης καθώς ευρίσκονται ότι δίνουν σχεδόν χωρίς θόρυβο χαρακτηριστικά.

4.2 Μέθοδος Εισαγωγής Σήματος στον Υπολογιστή (Arduino)

Το καρδιογράφημα (ECG), ένα σύνολο γραφημάτων ηλεκτρικής καρδιακής δραστηριότητας, είναι το βασικό εργαλείο που χρησιμοποιείται στη διάγνωση διαφορετικών καρδιακών παθήσεων. Ένας ηλεκτροκαρδιογράφος πρέπει να συλλέγει τα σήματα από τη δραστηριότητα της καρδιάς για να τα ενισχύσει με μια συσκευή και να τα εκτυπώσει σε ειδικό χαρτί. Τα σήματα μπορούν να ερμηνευθούν ως πιθανές διαφορές στην καρδιακή δραστηριότητα και ποικίλλουν σε χρόνο και χώρο. Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς είναι ένα αναλογικό σήμα που πρέπει να μετατραπεί σε ψηφιακό σήμα για να ερμηνευτεί από τη συσκευή που περιέχει επίσης ένα ηλεκτρονικό σύστημα ενίσχυσης. Προς το παρόν, ο αριθμός των ολοκληρωμένων πλατφορμών που επιτρέπουν την απλή αλληλεπίδραση με ηλεκτρονικά είδη είναι αναρίθμητος. Τα Arduino, Raspberry PI, Nanode, Pinguino, μεταξύ άλλων.

Το Arduino, ήταν ένας από τους πρωτοπόρους σε αυτό που είναι γνωστό ως ανοιχτό υλικό, όχι μόνο αυτό, αλλά είναι επίσης μία από τις πλατφόρμες με την απλούστερη λειτουργία, η οποία κάνει ότι δεν είναι απαραίτητο να έχουμε πλήρη γνώση σχετικά με αισθητήρες και επεξεργαστές, καθώς και προγραμματισμό, για την υλοποίηση έργων χαμηλής πολυπλοκότητας. Είναι μια εταιρεία λογισμικού και λογισμικού ανοιχτού κώδικα, η κοινότητα χρηστών που σχεδιάζει και κατασκευάζει σύνεργα για την κατασκευή ψηφιακών συσκευών μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον έλεγχο του φυσικού κόσμου. Υπάρχουν διάφοροι τύποι πλακέτων Arduino όπως Arduino Uno, Arduino Mega. Ο μικροελεγκτής μέσα στην πλακέτα Arduino προγραμματίζεται χρησιμοποιώντας τη γλώσσα προγραμματισμού Arduino. Τα προγράμματα που γίνονται με το Arduino χωρίζονται σε τρία κύρια μέρη: δομή, τιμές (μεταβλητές και

σταθερές), και συναρτήσεις. Η γλώσσα προγραμματισμού Arduino βασίζεται σε C / C++ όπως βλέπουμε στην παρακάτω εικόνα.



```
EKG_sim_2017_03_12 | Arduino 1.8.5
File Edit Sketch Tools Help
EKG_sim_2017_03_12
// EKG simulator, simulates EKG wave at 1000x/sec -> 60 Beats Per Minute
// Waveform is created from an array of 50 data points to create the PQRST complex
// each data point is sent 10 times
// Baseline between pulses is sent 50x
//
//      1  2  3  4  5  6  7  8  9 10
byte EKG[51] = {40, 38, 42, 43, 44, 45, 44, 43, 42, 41,
               40, 40, 40, 40, 40, 39, 42, 43, 40, 80,
               100,120,80, 50, 5, 10, 20, 30, 40, 50,
               35, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48,
               49, 50, 51, 51, 50, 49, 48, 45, 42, 40, 40}; // 50 PQRST wave datapoints

byte y,t; // Y axis, time
int baseline = 20; // offset from zero
void setup() {
  Serial.begin(9600); // 9600 Baud
  pinMode(LED_BUILTIN,OUTPUT); // blink LED to signal life
}

void loop() {
  t = t+1; // increment time
  if(t > 100) { // if 100 data points sent, reset pointer
    t=0;
    digitalWrite(LED_BUILTIN,!digitalRead(LED_BUILTIN));
  }
  if(t<50) { // first 50 data points come from array
    for(int i=0; i<10; i++){ // send each array data point 10x
      y = EKG[t]+ random(-2,2) + baseline; // add noise
      y = y + i*((EKG[t+1] - EKG[t])/10); // interpolate between datapoints to smooth
      y = constrain(y,0,255); // make sure not bigger than byte
      Serial.write(y); // send byte
    }
  }
  else {
    for(int i=0; i<10; i++){
      Serial.write(y);// send 10x fifty times
      y = 40 + random(-2,2) + baseline; // baseline + noise
    }
  }
  delay(1);
}

Done uploading.
Sketch uses 2616 bytes (8%) of program storage space. Maximum is 32256 bytes.
Global variables use 242 bytes (11%) of dynamic memory, leaving 1806 bytes for local variables
< >
-40 Arduino/Genuino Uno en.COM3
```

παράδειγμα γλώσσας προγραμματισμού Arduino

Το Arduino Uno είναι ένας πίνακας μικροελεγκτή ανοιχτού κώδικα που βασίζεται στον μικροελεγκτή Microchip ATmega328P. Η πλακέτα είναι εξοπλισμένη με σει ψηφιακών και αναλογικών ακίδων εισόδου / εξόδου (I / O) που μπορούν να διασυνδεθούν σε διάφορες πλακέτες επέκτασης (ασπίδες) και άλλα κυκλώματα. Η πλακέτα διαθέτει 14 ψηφιακούς ακροδέκτες I / O , 6 αναλογικές εισοδοι, ένας κρυσταλλικός ταλαντωτής 16 MHz, μια σύνδεση USB, μια υποδοχή τροφοδοσίας και ένα κουμπί ανάπαυσης. Περιέχει όλα όσα χρειάζονται για την υποστήριξη του μικροελεγκτή, μπορεί να συνδέθει σε έναν υπολογιστή με καλώδιο USB ή τροφοδοτήτε με έναν προσαρμογέα AC-to-DC ή μπαταρία για να ξεκινήσετε.

Διατίθενται επίσης αρχεία διάταξης και παραγωγής για ορισμένες εκδόσεις του υλικού.

Το Arduino Mega ,είναι μια πλακέτα μικροελεγκτή που βασίζεται στο ATmega2560. Διαθέτει 54 ψηφιακούς ακροδέκτες εισόδου / εξόδου, 16 αναλογικές εισόδους, 4 UARTs (σειριακές θύρες υλικού), έναν ταλαντωτή κρυστάλλου 16 MHz, μια σύνδεση USB, μια υποδοχή τροφοδοσίας, μια κεφαλίδα ICSP (Ο σειριακός προγραμματισμός εντός κυκλώματος (ICSP) είναι η δυνατότητα προγραμματισμού ενός μικροελεγκτή χωρίς αποσύνδεση από το κύκλωμα) και ένα κουμπί επαναφοράς(Restart). Περιέχει όλα όσα χρειάζονται για την υποστήριξη του μικροελεγκτή. Συνδέστε τον σε έναν υπολογιστή με ένα καλώδιο USB ή τροφοδοτήστε το με έναν προσαρμογέα AC-to-DC ή μια μπαταρία. Στα σύνεργα για την μέτρηση ηλεκτρογραφήματος περιέχει την κάρτα απόκτησης δέσμης ECG , τα 3 ηλεκτρόδια παραλαβής σήματος και τα ηλεκτρόδια μίας χρήσης που κολλάνε στο δέρμα του ασθενούς AgCL σε συγκεκριμένες θέσεις. Η κάρτα απόκτησης λειτουργεί με ρεύμα εισόδου 5 V και η διεπαφή είναι αναλογική. Για να επιτύχετε συνδεσιμότητα με την πλακέτα ανάπτυξης, χρησιμοποιήστε μια ειδική ασπίδα για τον τύπο της πλάκας που χρησιμοποιείται



Πλακέτα Arduino με ηλεκτρόδια παραλαβής σήματος

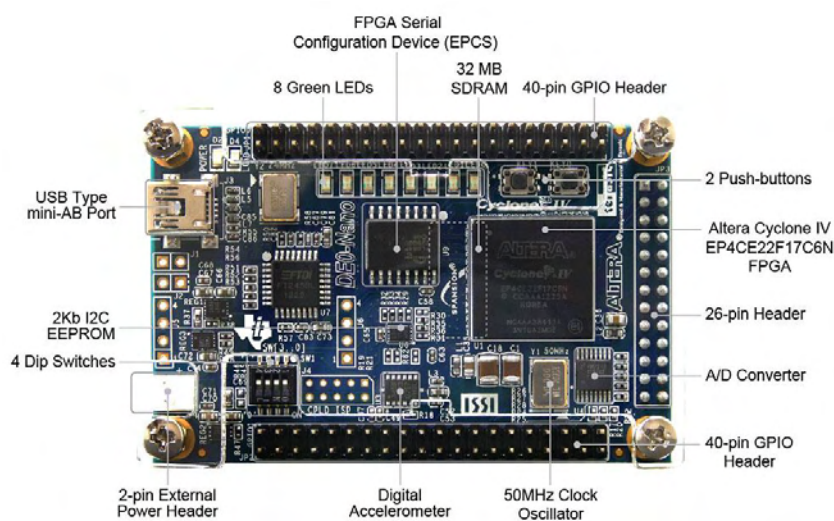
4.3 Μέθοδος Εισαγωγής Σήματος στον Υπολογιστή (DE0 Nano)

Τα FPGA ή συστοιχία επιτόπια προγραμματιζόμενων πυλών είναι τύπος προγραμματιζόμενου ολοκληρωμένου κυκλώματος γενικής χρήσης το οποίο διαθέτει πολύ μεγάλο αριθμό τυποποιημένων πυλών και άλλων ψηφιακών λειτουργιών όπως απαριθμητές, καταχωρητές μνήμης. Είναι ολοκληρωμένα κυκλώματα που μπορούν να προσαρμοστούν από τον χρήστη για την εφαρμογή αυθαίρετων ψηφιακών λειτουργιών. Τα μόντεμ FPGA μπορούν να συνδυάσουν τους γενικούς πόρους λογικής με τους μικροεπεξεργαστές, τις προγραμματιζόμενες διασυνδέσεις, τους πολλαπλασιαστές, τη δικτύωση, τις μνήμες, τους βρόχους κλειδώματος καθυστέρησης φάσης και άλλα

Η πλακέτα FPGA DE0-Nano από την Altera. Παρουσιάζει μια πλατφόρμα ανάπτυξης FPGA μικρού μεγέθους κατάλληλη για πρωτότυπα σχέδια κυκλωμάτων όπως "φορητά" έργα. Η πλακέτα έχει σχεδιαστεί για να χρησιμοποιείται στην απλούστερη δυνατή υλοποίηση, το DE0-Nano διαθέτει μια συλλογή διεπαφών, συμπεριλαμβανομένων δύο εξωτερικών κεφαλίδων GPIO για επέκταση σχεδίων πέρα από την πλακέτα DE0-Nano και ενσωματωμένες συσκευές μνήμης. Διαθέτει επίσης ένα ισχυρό Altera CycloneIV FPGA (με 22.320 λογικά στοιχεία), 32 MB SDRAM, 2 Kb EEPROM για μεγαλύτερη αποθήκευση δεδομένων και buffering καρτέ, καθώς και γενικό περιφερειακό χρήστη με LED και μπουτόν, και μια συσκευή μνήμης σειριακής διαμόρφωσης 64 Mb. Για σύνδεση με αισθητήρες πραγματικού κόσμου, το DE0-Nano περιλαμβάνει έναν μετατροπέα A / D 12-καναλιών National Semiconductor 8-καναλιών και διαθέτει επίσης μια συσκευή επιταχυνσιόμετρου 13-bit, 3-αξόνων. Η πλακέτα DE0-Nano περιλαμβάνει μια ενσωματωμένη - σε USB Blaster για

προγραμματισμό FPGA και η πλακέτα μπορεί να τροφοδοτηθεί είτε από αυτήν τη θύρα USB είτε από εξωτερική πηγή τροφοδοσίας.

Τα πλεονεκτήματα της πλακέτας DE0-Nano περιλαμβάνουν το μέγεθος και το βάρος του, καθώς και την ικανότητά του να επαναδιαμορφωθεί χωρίς μεταφορά περιττού υλικού, που ξεχωρίζει από άλλους πίνακες γενικής χρήσης. Επιπλέον, για κινητά σχέδια όπου η φορητή ισχύς είναι ζωτικής σημασίας, το DE0-Nano παρέχει στους σχεδιαστές τρεις επιλογές σχήματος ισχύος, όπως θύρα mini-AB USB, εξωτερική κεφαλίδα τροφοδοσίας 2 ακίδων και δύο ακίδες DC 5V. Ο κώδικας με τον οποίο προγραμματίζεται το FPGA DE0-Nano γράφεται σε γλώσσες περιγραφής υλικού (VHDL, AHDL, Verilog).

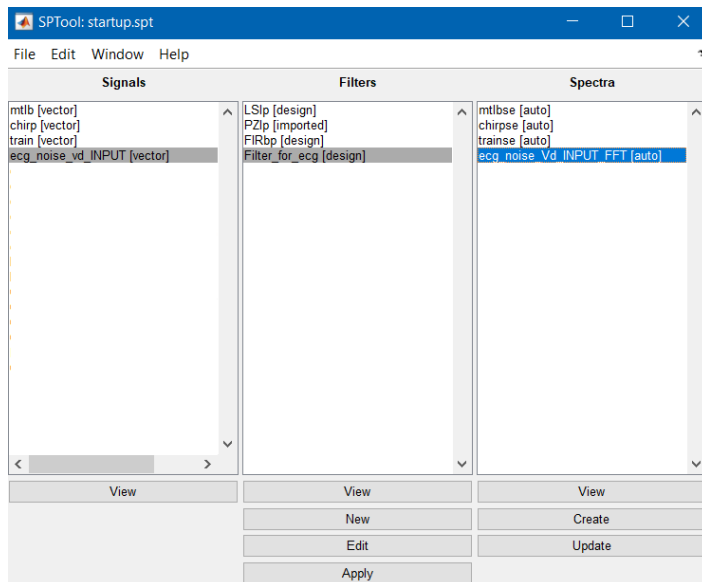


Εικόνα του DE0-Nano Board.

4.4 MATLAB επεξεργασία

Το Matlab είναι ένα αριθμητικό μαθηματικό εργαλείο. Έχει τη δυνατότητα γλώσσας μαθηματικού προγραμματισμού υψηλής ταχύτητας με μεγάλο αριθμό έτοιμων μαθηματικών συναρτήσεων. Είναι ένα αντικειμενοστραφές περιβάλλον προγραμματισμού που επιτρέπει τον ορισμό προσαρμοσμένων τάξεων που καθορίζονται από τον χρήστη μαζί με τις σχετικές μεθόδους. Για την επεξεργασία των δεδομένων χρησιμοποιήσαμε το εργαλείο sptool

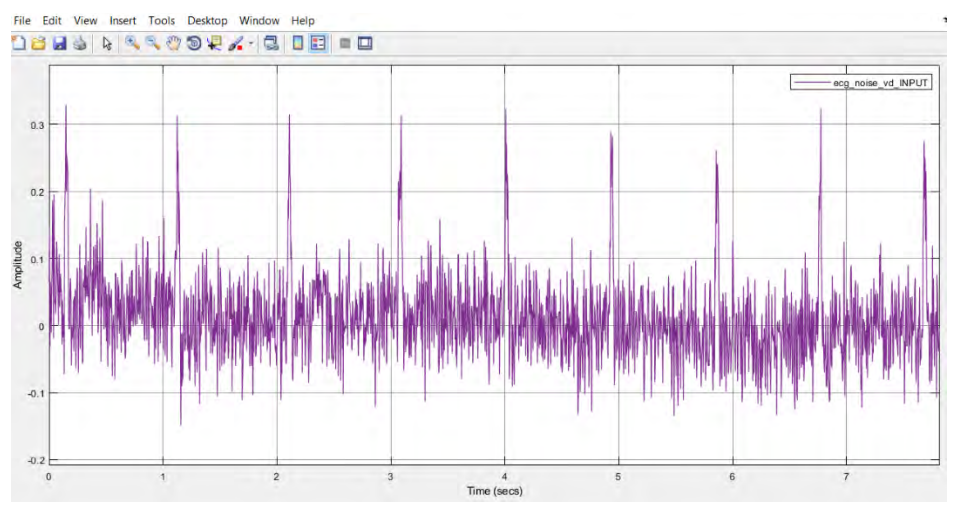
Το Εργαλείο Επεξεργασίας Σήματος Matlab (sptool) επιτρέπει την προβολή κυματομορφών και φάσματος πολλών σημάτων και τη δημιουργία κατάλληλου σχεδιασμού φίλτρου. Επομένως, πρέπει να εκτιμηθούν οι χαρακτηριστικές ιδιότητες και οι επιθυμητές παράμετροι των σημάτων. Για να χρησιμοποιήσετε ένα σήμα υπό αυτές τις διαδικασίες, το σήμα πρέπει να εισαχθεί ως δάνυσμα. Το Sptool έχει 3 κύριες ενότητες. Σήμα, φίλτρα και φάσματα σε σχήμα όπως φαίνεται παρακάτω.



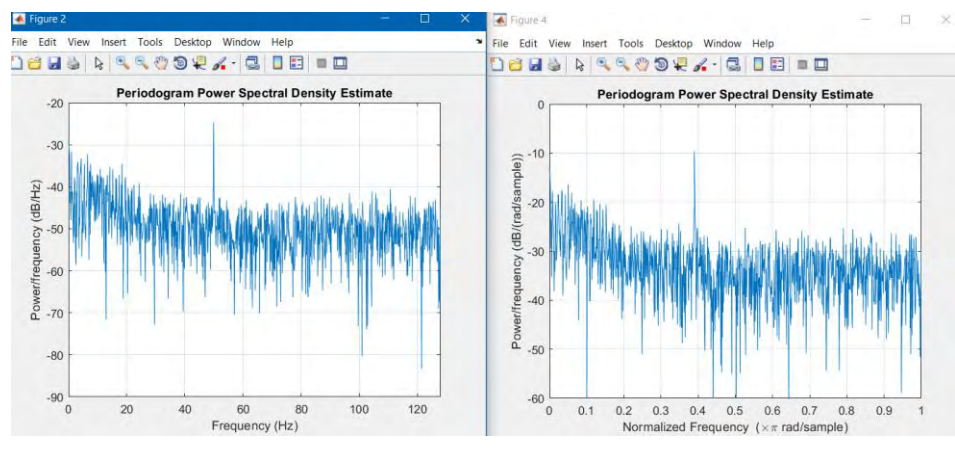
Εργαλείο Επεξεργασίας Σήματος Matlab

Το σήμα ECG είναι ένας πίνακας 2002x2με συχνότητα δείγματος. Η κυματομορφή και το φάσμα συχνοτήτων σε ντεσιμπέλ και γραμμική κλίμακα σήματος ECG όπως και αρχικό φάσμα στις παρακάτω εικόνες :

Γράφημα ECG με θόρυβο



Περιοδόγραμμα

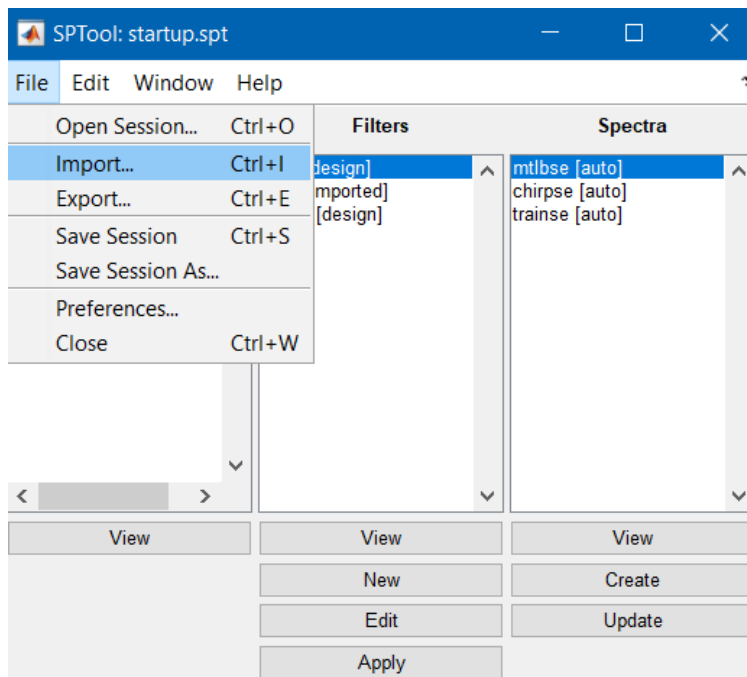


Εργαλείο Επεξεργασίας Σήματος Matlab

Κατά την εκκίνηση του εργαλείου περιέχονται προκαθορισμένοι τύποι σημάτων, φίλτρων και ανάλυσης φάσματος. Μπορούμε εάν έχουμε δημιουργήσει τη δική μας βάση φίλτρων και τύπων ανάλυσης φάσματος να εκκινήσουμε το εργαλείο sptool ορίζοντας τη βάση δεδομένων του.

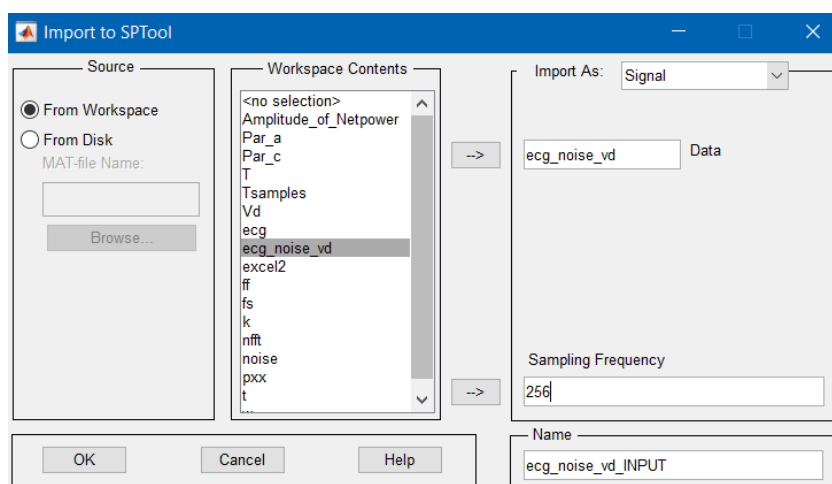
Για την αντιμετώπιση του προβλήματος της απαλοιφής των ηλεκτρικών θορύβων και τη συχνότητα των 50Hz σχεδιάζουμε χαμηλοπερατό φίλτρο. Για να σχεδιάσουμε το κατάλληλο φίλτρο θα πρέπει πρώτα να δημιουργήσουμε την αρχική απεικόνιση φάσματος του σήματος μας για να μπορούμε να παρατηρήσουμε τις αλλαγές στις συχνότητες που θα επηρεάσει το φίλτρο που θα δημιουργήσουμε.

Επομένως αρχικά εισάγουμε τη μεταβλητή `ecg_noise_vd` για απεικόνιση του σήματος, για να πραγματοποιηθεί αυτή η διαδικασία στο παράθυρο «SPTool: startup.spt» επιλέγουμε τις επιλογές «File – Open Session» όπως φαίνεται στην εικόνα



Εργαλείο Επεξεργασίας Σήματος Matlab

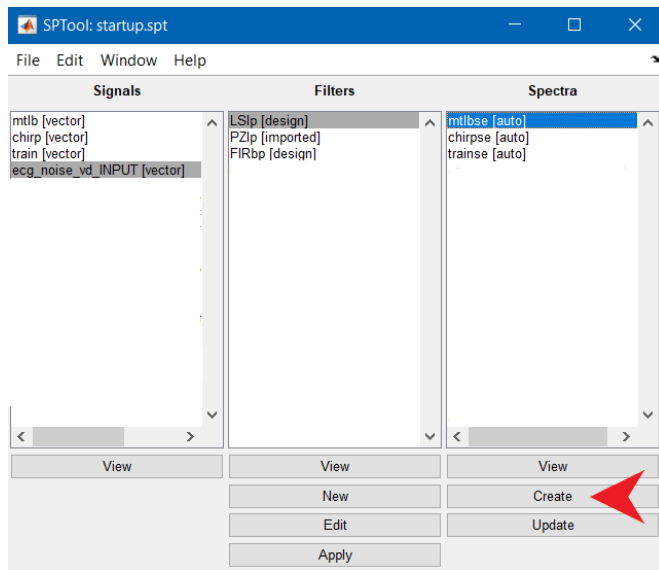
Στη συνέχεια επιλέγουμε την μεταβλητή `ecg_noise_vd` από τον πίνακα «Workspace Contents» και επιλέγουμε το πάνω «βελακι» όπως φαίνεται στην εικόνα, τέλος δίνουμε την συχνότητα δειγματοληψίας με την οποία έγινε η συλλογή του σήματος στη συγκεκριμένη περίπτωση 256Hz στο πεδίο “Sampling Frequency” και ένα όνομα στο πεδίο “Name”



Εργαλείο Επεξεργασίας Σήματος Matlab

Στη συνέχεια δημιουργήσουμε την απεικόνιση του φάσματος του σήματος μας, ώστε να παρατηρήσουμε τις συχνότητες που επηρεάζουν τη μορφή του σήματος.

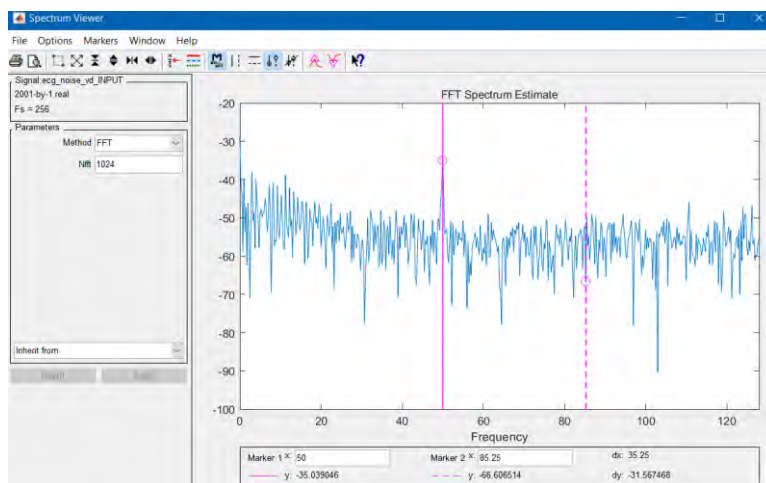
Για την δημιουργία πηγαίνουμε πάλι στο παράθυρο «SPTool: startup.spt» και επιλέγουμε από το πεδίο «Signals» τον πίνακα του σήματος που δημιουργήσαμε προηγουμένως , στο πεδίο «Filters» διαλέγουμε το `LSlp[design]` και στο πεδίο «Spectra» το `mtbse[auto]` στη συνέχεια επιλέγουμε το «Create»



Εργαλείο Επεξεργασίας Σήματος Matlab

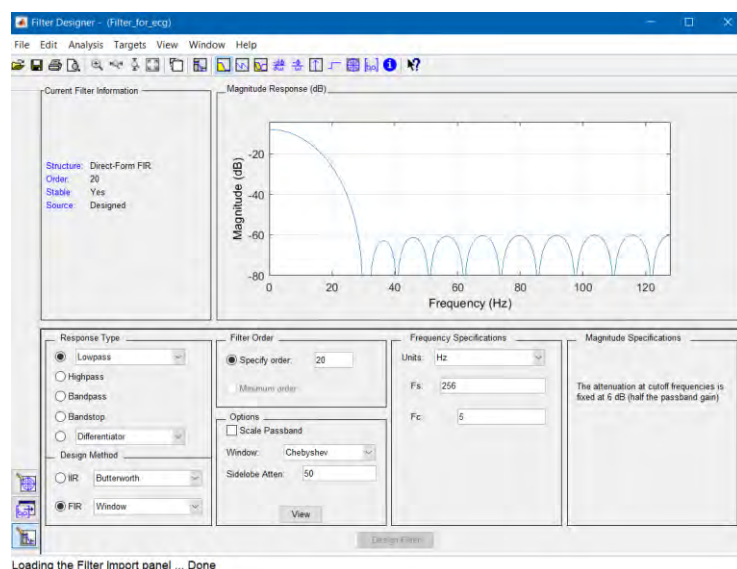
Με την ολοκλήρωση αυτής της διαδικασίας θα εμφανιστεί το παράθυρο του αναλυτή φάσματος ορίζουμε τη μέθοδο απεικόνισης του φάσματος FFT με Nfft:1024

Αρχική απεικόνιση φάσματος FFT



Αφού έχουμε την αρχική απεικόνιση φάσματος προχωράμε στην σχεδίαση του φίλτρου. Επομένως ξανά πηγαίνουμε στο παράθυρο του «SPTool: startup.spt» και επιλέγοντας το πεδίο «New» μεταβαίνουμε στο παράθυρο του εργαλείου Fdatool.

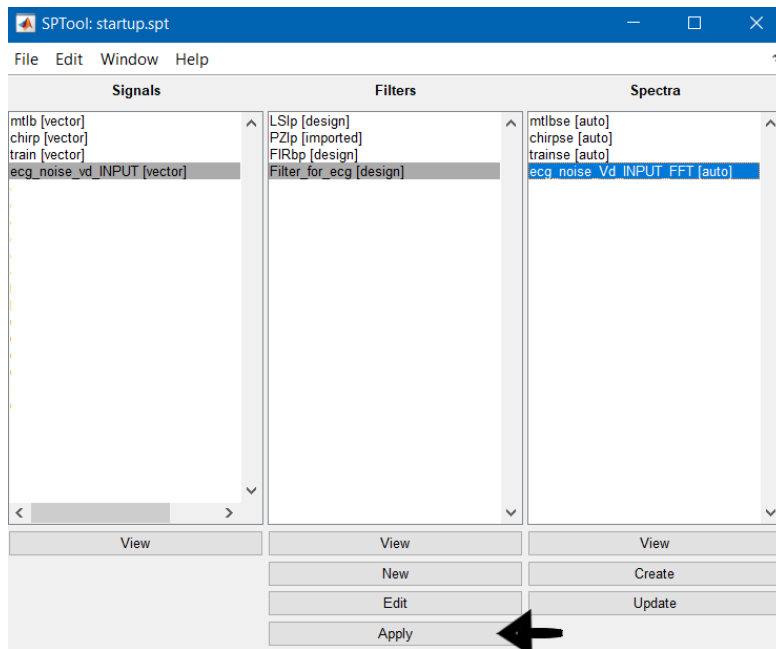
Fdatool



Εργαλείο Επεξεργασίας Σήματος Matlab

Εκεί επιλέγουμε στο πεδίο «Response Type» το «Lowpass» χαμηλοπερατο φίλτρο, από το «Design Method» επιλέγουμε αναμεσα στην σχεδίαση IIR φίλτρου εάν θέλουμε να δημιουργήσουμε φίλτρο: Butterworth, Chebyshev Type I , Chebyshev Type II, Elliptic και Maximally flat, ή επιλέγουμε την σχεδίαση FIR και το πεδίο «Window» εάν θέλουμε φίλτρα τύπου Kaiser, Hamming , Chebyshev και αλλά πολλά. Αφού επιλέξουμε το φίλτρο που θέλουμε στη συνέχεια πατάμε την επιλογή «Design Filter» και παρατηρούμε το γράφημα της απόκρισης του φίλτρου που έχουμε σχεδιάσει όπως φαίνεται στην παραπάνω εικόνα.

Για να δούμε την επίδραση του φίλτρου που σχεδιάσαμε επάνω στο θόρυβο του σήματος του ecg, στο παράθυρο «SPTool: startup.spt» επιλέγουμε από το πεδίο το «Filters» το φίλτρο που έχουμε σχεδιάσει προηγουμένως, ελέγχουμε ότι έχουμε επιλέξει στο πεδίο «Spectra» την απεικόνιση φάσματος που δημιουργήσαμε προηγουμένως , και στο πεδίο «Signals» την μεταβλητή ecg_noise_vd που φτιάξαμε αρχικά και στη συνέχεια πατάμε το πλήκτρο «Apply» .



Εργαλείο Επεξεργασίας Σήματος Matlab

Τέλος ακολουθώντας ξανά τα βήματα για την δημιουργία της αρχικής απεικόνισης φάσματος FFT, μπορούμε να σχεδιάσουμε το φάσμα για παραγόμενο σήμα εξόδου του φίλτρου που μόλις δημιουργήσαμε.

4.5 LaBVIEW και Διασύνδεση IoT με MQTT στο ThinkSpeaks

Το Thingspeak προσφέρει μια ανοιχτή πλατφόρμα δεδομένων και API για το Διαδίκτυο των πραγμάτων (Application Programming Interface), γνωστή και ως διασύνδεση προγραμματισμού εφαρμογών , για τη συλλογή, οπτικοποίηση, ανάλυση και δράση βάσει δεδομένων που δημιουργούνται από αισθητήρες. Η πλατφόρμα βασίζεται κυρίως σε «κανάλια», τα οποία χρησιμοποιούνται για την αποθήκευση δεδομένων που παράγονται από τους αισθητήρες. Η ανάλυση και οπτικοποίηση των δεδομένων που παράγονται από τις συσκευές μπορούν να πραγματοποιηθούν χρησιμοποιώντας εφαρμογές LABVIEW που παρέχονται από την πλατφόρμα

Thingspeak. Το Thingspeak προσφέρει επίσης τις «Εφαρμογές Thingspeak», που είναι εφαρμογές που χρησιμοποιούνται για την αξιοποίηση των δεδομένων στα κανάλια για τη δημιουργία ενεργοποιήσεων και την αλληλεπίδραση με κοινωνικά δίκτυα και άλλες υπηρεσίες ιστού. Οι επικοινωνίες στο Thingspeak βασίζονται στο API, που χρησιμοποιείται για τη δημιουργία καναλιών Thingspeak και την ανάκτηση δεδομένων από κανάλια για ανάλυση και οπτικοποίηση.

Το βασικό δομικό στοιχείο του Thingspeak είναι η χρήση καναλιών, τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αποθήκευση δεδομένων που παράγονται από τις συσκευές, τη θέση των συσκευών και την κατάσταση των συσκευών. Τα δεδομένα που αποθηκεύονται από συσκευές μπορούν να έχουν έως και 8 διαφορετικά πεδία. "Fields" Τα δεδομένα θέσης για τις συσκευές αποθηκεύονται με τη μορφή γεωγραφικού πλάτους και μήκους σε δεκαδική μορφή. Τα δεδομένα που είναι αποθηκευμένα σε ένα κανάλι μπορούν να γίνουν δημόσια ή ιδιωτικά. Ο τύπος του καναλιού αποθηκεύεται στην παράμετρο «δημόσια σημαία». Το κανάλι μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για την αποθήκευση της περιγραφής του καναλιού, του ονόματος του καναλιού καθώς και των ετικετών και του URL του καναλιού.

Πιο συγκεκριμένα για την διασύνδεση του ThinkSpeaks με το labview. Πρέπει πρώτα να έχουμε ή να δημιουργήσουμε έναν λογαριασμό στην επίσημη ιστοσελίδα του ThinkSpeaks.

Στη συνέχεια αφού βρισκόμαστε στην αρχική σελίδα επιλέγουμε την πράσινη επιλογή "channels". Όπως φαίνεται στην εικόνα .



Ξανά επιλέγουμε την εξίσου πράσινη επιλογή “new channel” .

Για να δημιουργήσουμε το κανάλι μας που θα στέλνουμε τα δεδομένα.

Μετά την ολοκλήρωση αυτής της διαδικασίας βρισκόμαστε στο σημείο που βλέπουμε στην παρακάτω εικόνα.

The screenshot shows the 'New Channel' page on the ThingSpeak website. The form is filled out with the following information:

- Name:** value.ecg
- Description:** (empty)
- Field 1:** ECG (checked)
- Field 2-8:** (empty)
- Metadata:** (empty)
- Tags:** (empty)
- Link to External Site:** http://
- Link to GitHub:** https://github.com/
- Elevation:** (empty)
- Show Channel Location:** (unchecked)
 - Latitude:** 0.0
 - Longitude:** 0.0
- Show Video:** (unchecked)
 - Video URL:** http://
- Show Status:** (unchecked)

A green 'Save Channel' button is located at the bottom of the form. To the right of the form is a 'Help' section with the following content:

Channels store all the data that a ThingSpeak application collects. Each channel includes eight fields that can hold any type of data, plus three fields for location data and one for status data. Once you collect data in a channel, you can use ThingSpeak apps to analyze and visualize it.

Channel Settings

- Percentage complete:** Calculated based on data entered into the various fields of a channel. Enter the name, description, location, URL, video, and tags to complete your channel.
- Channel Name:** Enter a unique name for the ThingSpeak channel.
- Description:** Enter a description of the ThingSpeak channel.
- Field:** Check the box to enable the field, and enter a field name. Each ThingSpeak channel can have up to 8 fields.
- Metadata:** Enter information about channel data, including JSON, XML, or CSV data.
- Tags:** Enter keywords that identify the channel. Separate tags with commas.
- Link to External Site:** If you have a website that contains information about your ThingSpeak channel, specify the URL.
- Show Channel Location:**
 - Latitude:** Specify the latitude position in decimal degrees. For example, the latitude of the city of London is 51.5072.
 - Longitude:** Specify the longitude position in decimal degrees. For example, the longitude of the city of London is -0.1275.
 - Elevation:** Specify the elevation position meters. For example, the elevation of the city of London is 35.052.
- Video URL:** If you have a YouTube™ or Vimeo® video that displays your channel information, specify the full path of the video URL.
- Link to GitHub:** If you store your ThingSpeak code on GitHub®, specify the GitHub repository URL.

Using the Channel

You can get data into a channel from a device, website, or another ThingSpeak channel. You can then visualize data and transform it using ThingSpeak Apps.

See [Get Started with ThingSpeak](#)™ for an example of measuring dew point from a weather station that acquires data from an Arduino® device.

[Learn More](#)

Εκεί για να δημιουργήσουμε το νέο κανάλι μας του δίνουμε ένα όνομα στο πεδίο “Name” , μπορούμε επίσης προαιρετικά να προσθέσουμε και μια περιγραφή στο κανάλι που θα δημιουργήσουμε στο πεδίο “Description”.

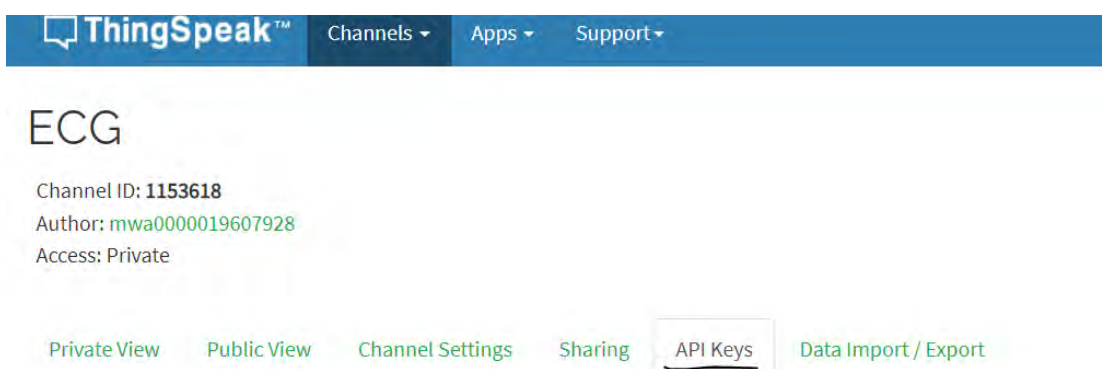
Αυτό που πρέπει να κάνουμε στην συνέχεια είναι να επιλέξουμε πόσες γραφικές απεικονίσεις πεδίων “Field” θα θέλουμε να έχει το κανάλι που θα δημιουργήσουμε, επιλέγοντας μεταξύ του Field 1 έως το Field 8 .

Field 1	<input type="text" value="ECG"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Field 2	<input type="text"/>	<input type="checkbox"/>
Field 3	<input type="text"/>	<input type="checkbox"/>
Field 4	<input type="text"/>	<input type="checkbox"/>
Field 5	<input type="text"/>	<input type="checkbox"/>
Field 6	<input type="text"/>	<input type="checkbox"/>
Field 7	<input type="text"/>	<input type="checkbox"/>
Field 8	<input type="text"/>	<input type="checkbox"/>

Τέλος για να ολοκληρώσουμε την διαδικασία και να δημιουργήσουμε το νέο μας κανάλι επιλέγουμε την πράσινη επιλογή “Save Channel”



Αφού έχουμε δημιουργήσει το νέο μας κανάλι από τις παρακάτω επιτολές διαλέγουμε το πεδίο με το όνομα “API Keys”.



Από το συγκεκριμένο πεδίο του επιλέξαμε θα χρειαστούμε της διευθύνσεις URL που βρίσκονται στον παρακάτω πίνακα με όνομα “API Requests”

API Requests

Write a Channel Feed

```
GET https://api.thingspeak.com/update?api_key=W2JMUW1K8P9030T2&field=
```

Read a Channel Feed

```
GET https://api.thingspeak.com/channels/1153618/feeds.json?api_key=T
```

Read a Channel Field

```
GET https://api.thingspeak.com/channels/1153618/fields/1.json?api_ke
```

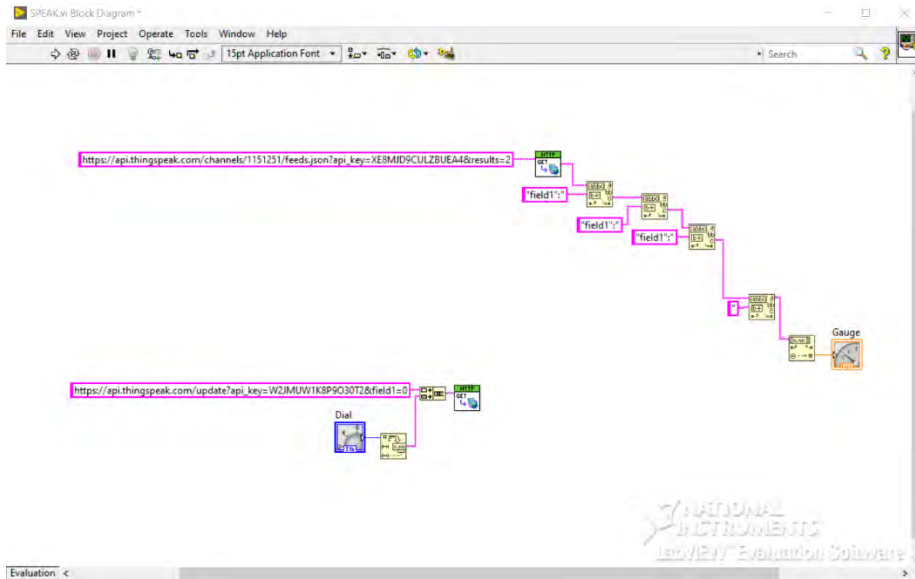
Read Channel Status Updates

```
GET https://api.thingspeak.com/channels/1153618/status.json?api_key=
```

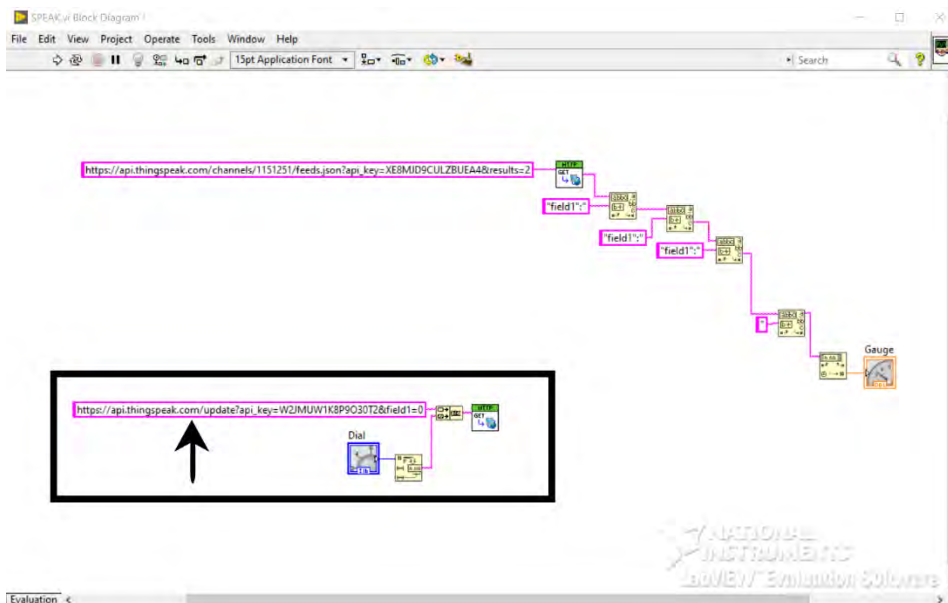
Learn More

Σ’ αυτό το σημείο κάνουμε αντιγραφή της πρώτης διευθύνσεις URL που βρίσκεται στο πεδίο με όνομα “Write a Channel Feed”.

Στην συνέχεια μεταβαίνουμε στο προγραμματιστικό περιβάλλον του Labview και αφού πρώτα έχουμε δημιουργήσει τον συγκεκριμένο κώδικα που χρειαζόμαστε για να πραγματοποιηθεί η διασύνδεση Labview και Thingspeak όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα.

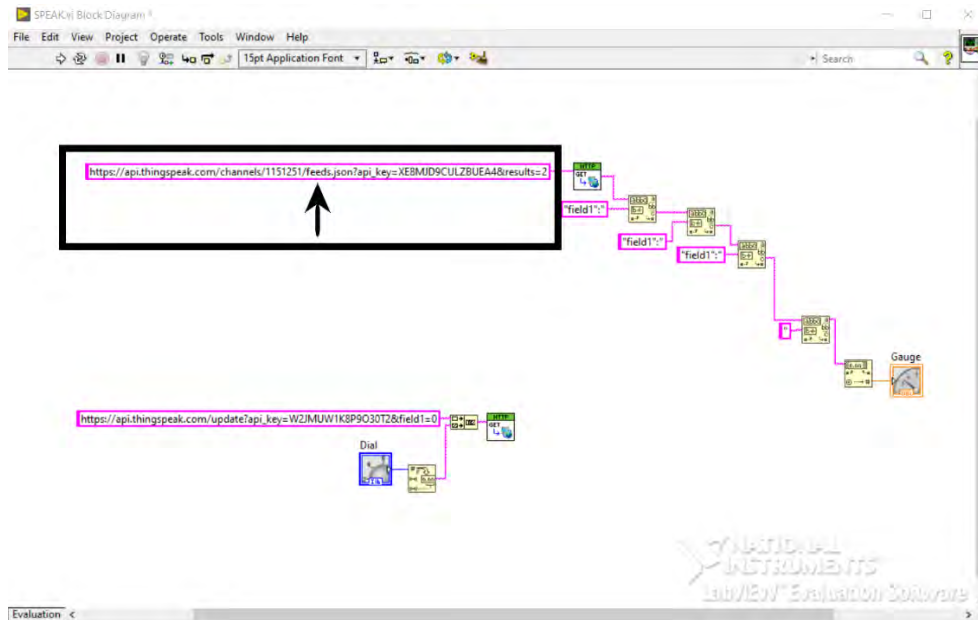


Εκεί κάνουμε επικόλληση την διεύθυνση URL που αντιγράψαμε προηγουμένως ακριβώς στο σημείο που υποδεικνύεται στη από κάτω εικόνα.



Για να ολοκληρωθεί σωστά η διασύνδεση, μόλις ολοκληρώσουμε την διαδικασία της επικόλλησης πρέπει να επιλέξουμε και να διαγράψουμε τον αριθμό που εμφανίζεται στο τέλος της διεύθυνσης ακριβώς μετά από το σύμβολο '=' αφήνοντας το ως το τελευταίο σύμβολο της διεύθυνσης.

Τέλος επιστρέφουμε πάλι στον πίνακα “API Requests” και αυτή τη φορά κάνουμε αντιγραφή την δεύτερη διεύθυνση URL με το όνομα “Read a Channel Feed”, αυτή την διεύθυνση την επικολλούμε στο σημείο του κώδικα που φαίνεται παρακάτω.



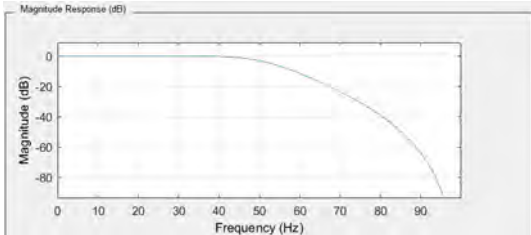
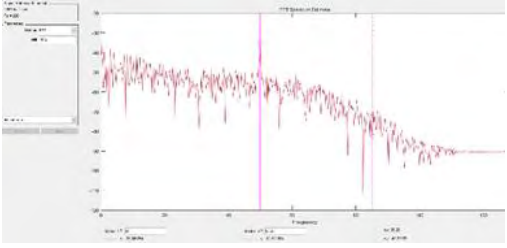
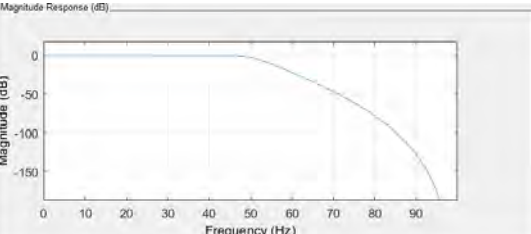
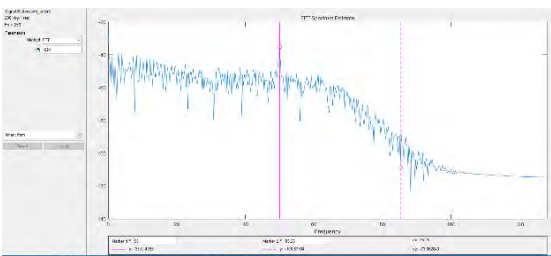
Έτσι έχουμε ολοκληρώσει τις ενέργειες που χρειάζονται για την διασύνδεση Labview και Thingspeak.

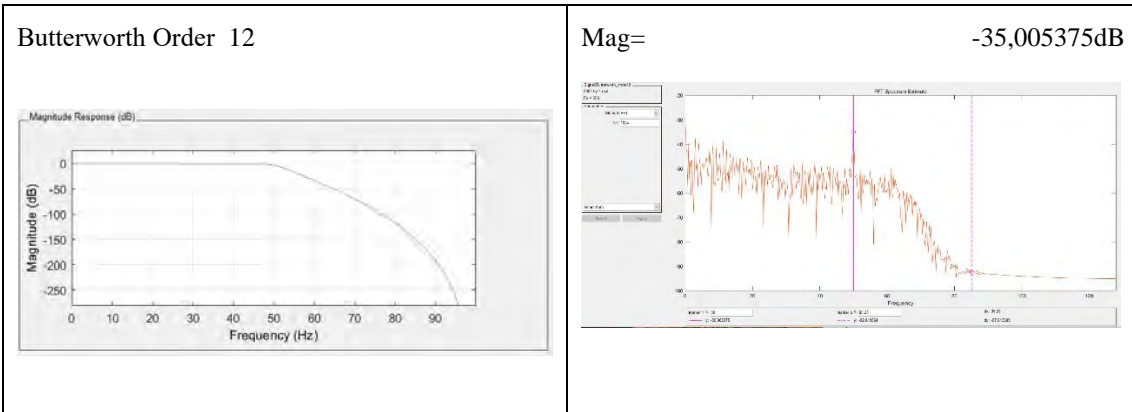
5 Αποτελέσματα Συζήτηση

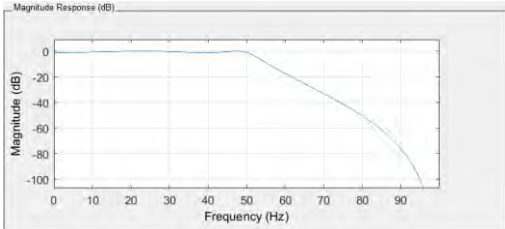
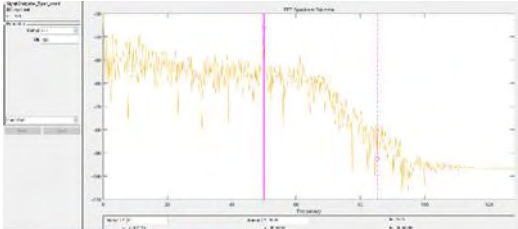
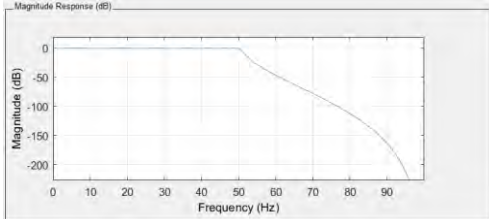
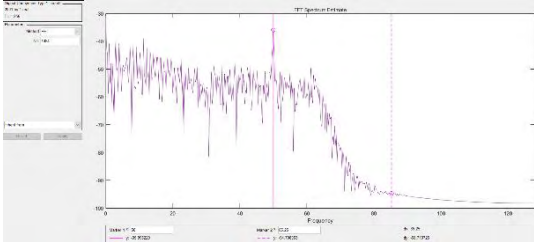
5.1 Αποτελέσματα MATLAB

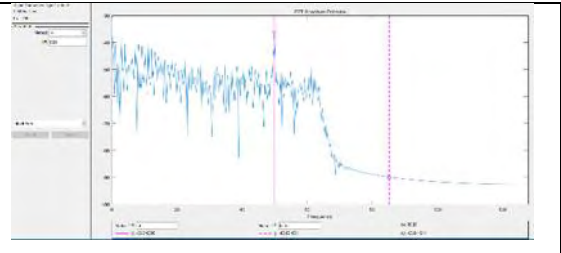
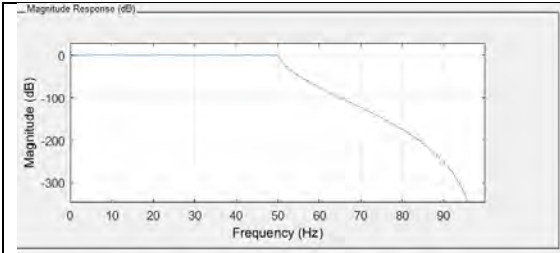
Για τις μετρήσεις σχεδιάστηκαν έξι χαμηλοπερατά φίλτρα «Lowpass» ,τρία σχεδίασης IIR δηλαδή Butterworth, Chebyshev Type I και Elliptic, τρία σχεδίασης FIR δηλαδή Kaiser , Chebyshev και Hamming . Στην διαδικασία σχεδιασμού τα φίλτρα κατανεμήθηκαν σε τέταρτης , ογδός και δωδέκατης τάξης. Οι παράμετροι σχεδιασμού των φίλτρων ήταν συχνότητα αποκοπής στα 50Hz και συχνότητα δειγματοληψίας 250Hz που εφαρμόζεται σε σήμα ECG. Στις περιπτώσεις window Kaiser , Chebyshev οι συντελεστές beta ,Sidelobe Atten είναι 0,5 και 100 αντίστοιχα.

Φίλτρα IIR

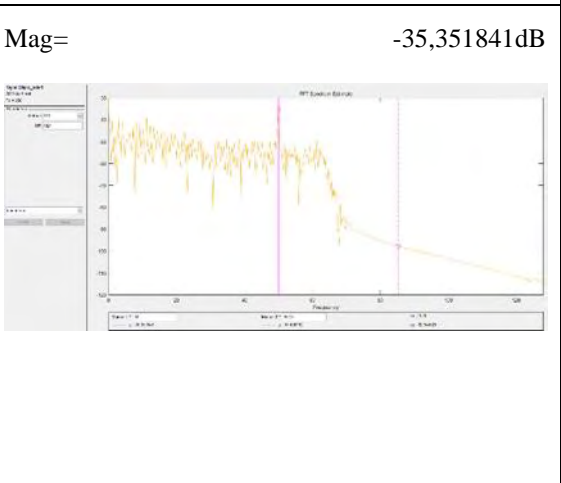
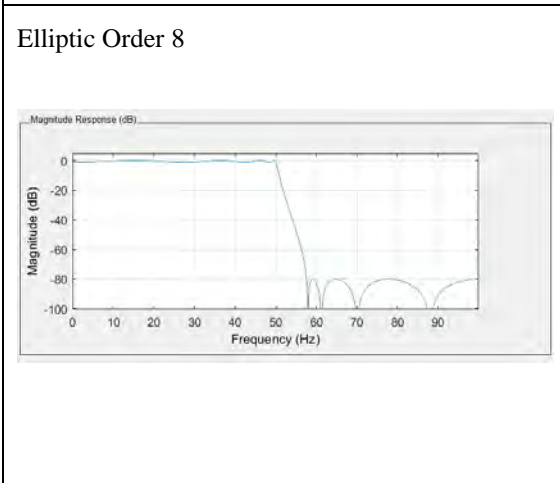
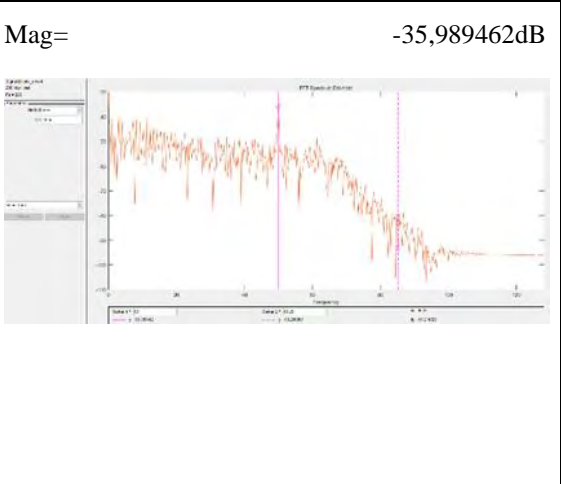
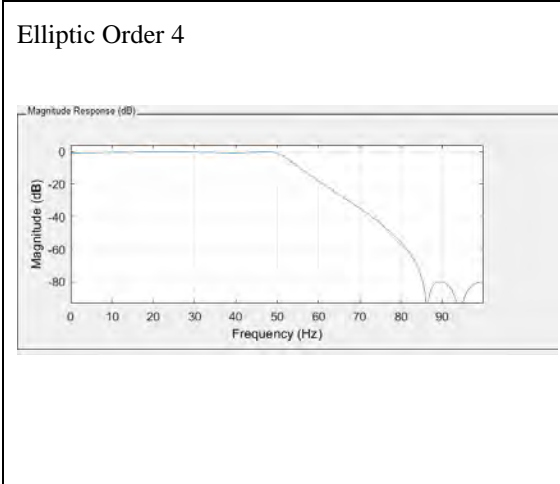
Butterworth	Τιμή σήματος στη συχνότητα 50 HZ
Butterworth Order 4 	Mag= -35,246254dB 
Butterworth Order 8 	Mag= -35,014995dB 

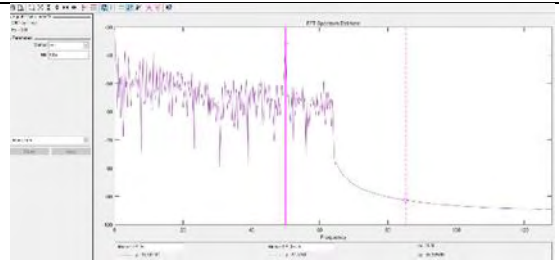
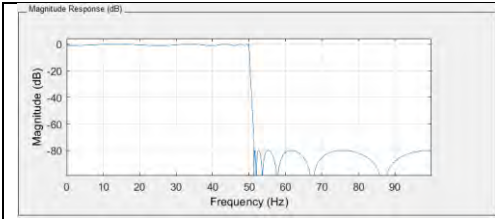


Chebyshev Type I	Τιμή σήματος στη συχνότητα 50 HZ
<p>chebyshevType1 Order 4</p> 	<p>Mag= - 35,991745dB</p> 
<p>chebyshevType1 Order 8</p> 	<p>Mag= -35,995229 dB</p> 
<p>chebyshevType1 Order 12</p>	<p>Mag= -36,040336dB</p>

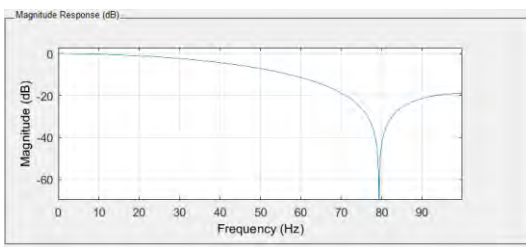
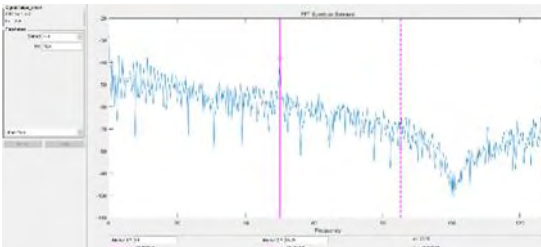
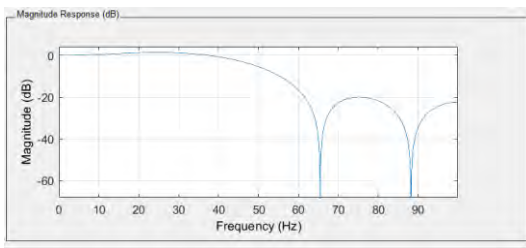
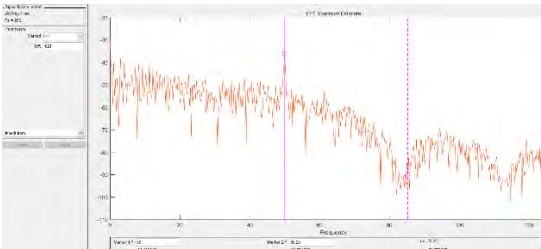


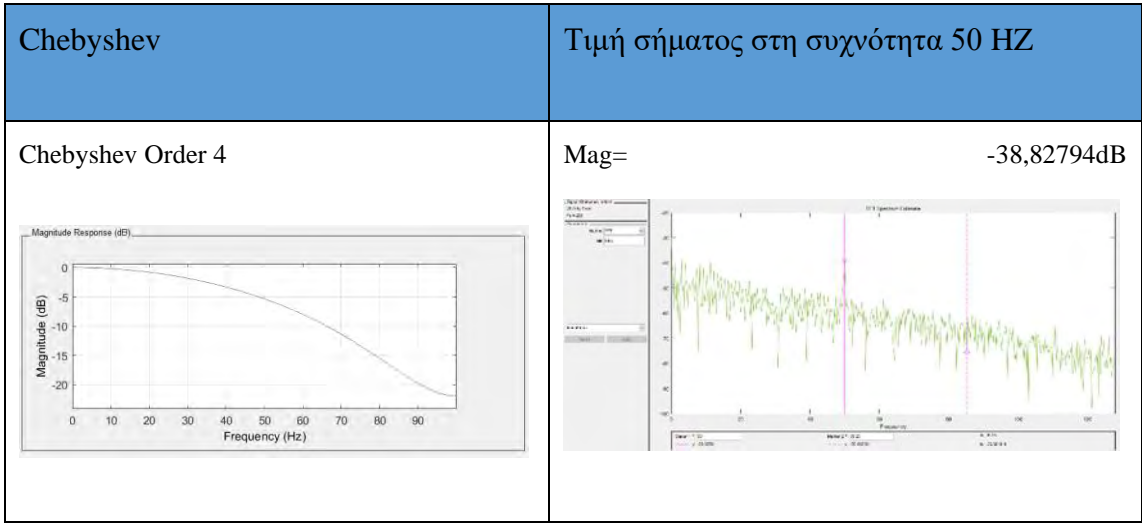
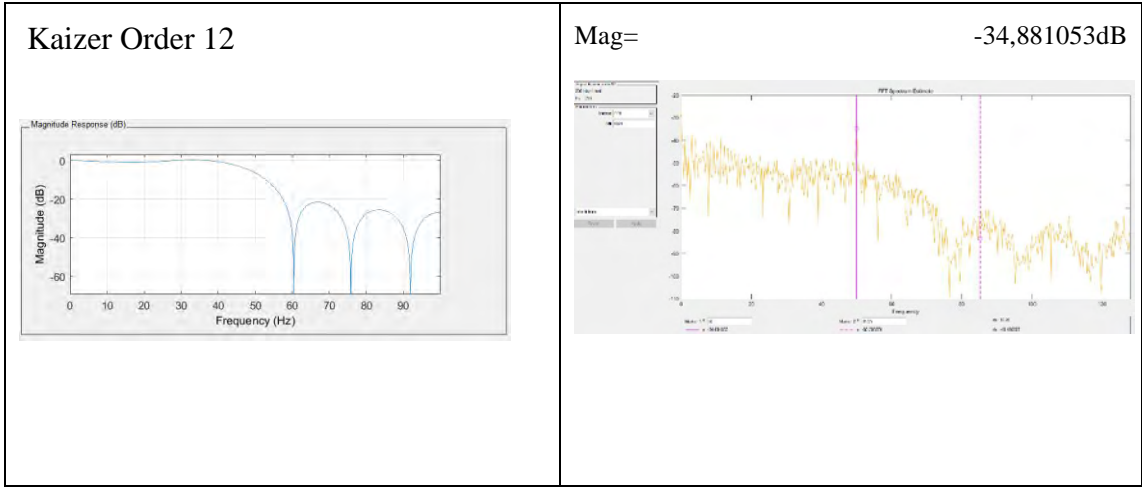
Elliptic **Τιμή σήματος στη συχνότητα 50 HZ**

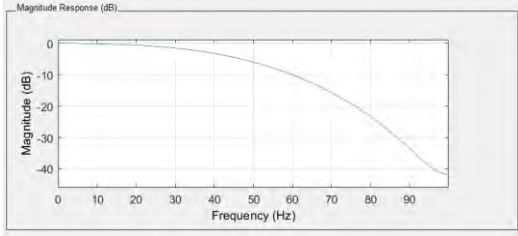
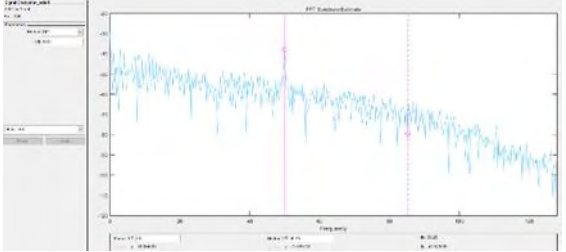
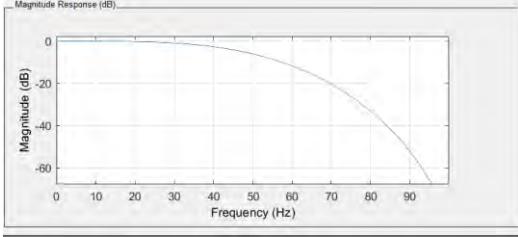
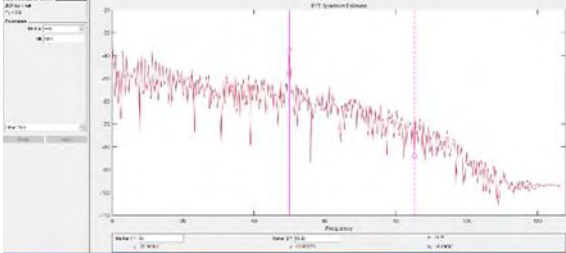




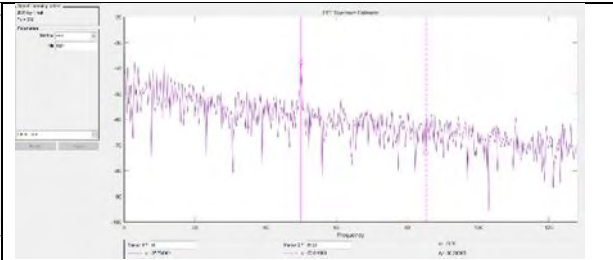
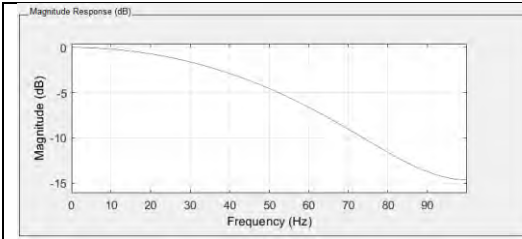
Φίλτρα FIR

Kaizer	Τιμή σήματος στη συχνότητα 50 HZ
<p data-bbox="225 1064 399 1097">Kaizer Order 4</p> 	<p data-bbox="782 1064 1361 1097">Mag= -37,95614dB</p> 
<p data-bbox="225 1534 430 1568">Kaizer Order 8</p> 	<p data-bbox="782 1534 1361 1568">Mag= -36,009015dB</p> 



<p>Chebyshev Order 8</p> 	<p>Mag= -38,064003dB</p> 
<p>Chebyshev Order 12</p> 	<p>Mag= -37,382443dB</p> 

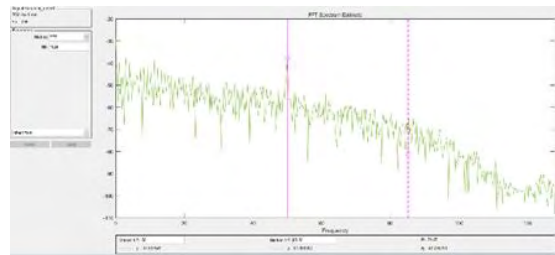
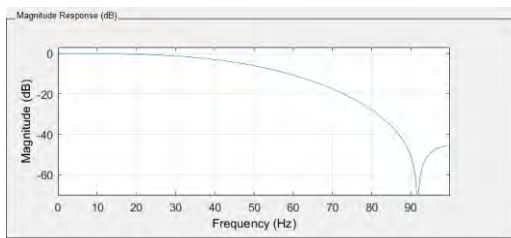
<p>Hamming</p>	<p>Τιμή σήματος στη συχνότητα 50 HZ</p>
<p>Hamming Order 4</p>	<p>Mag= -37,734964dB</p>



Hamming Order 8

Mag=

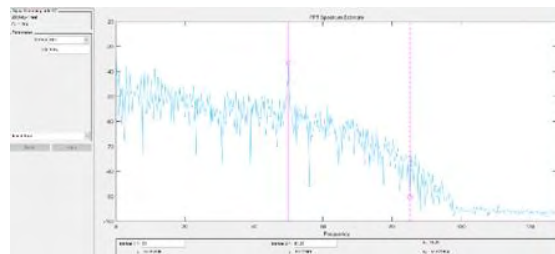
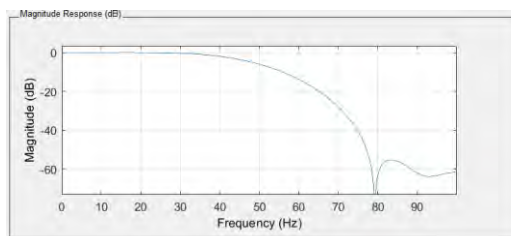
-37,837549dB



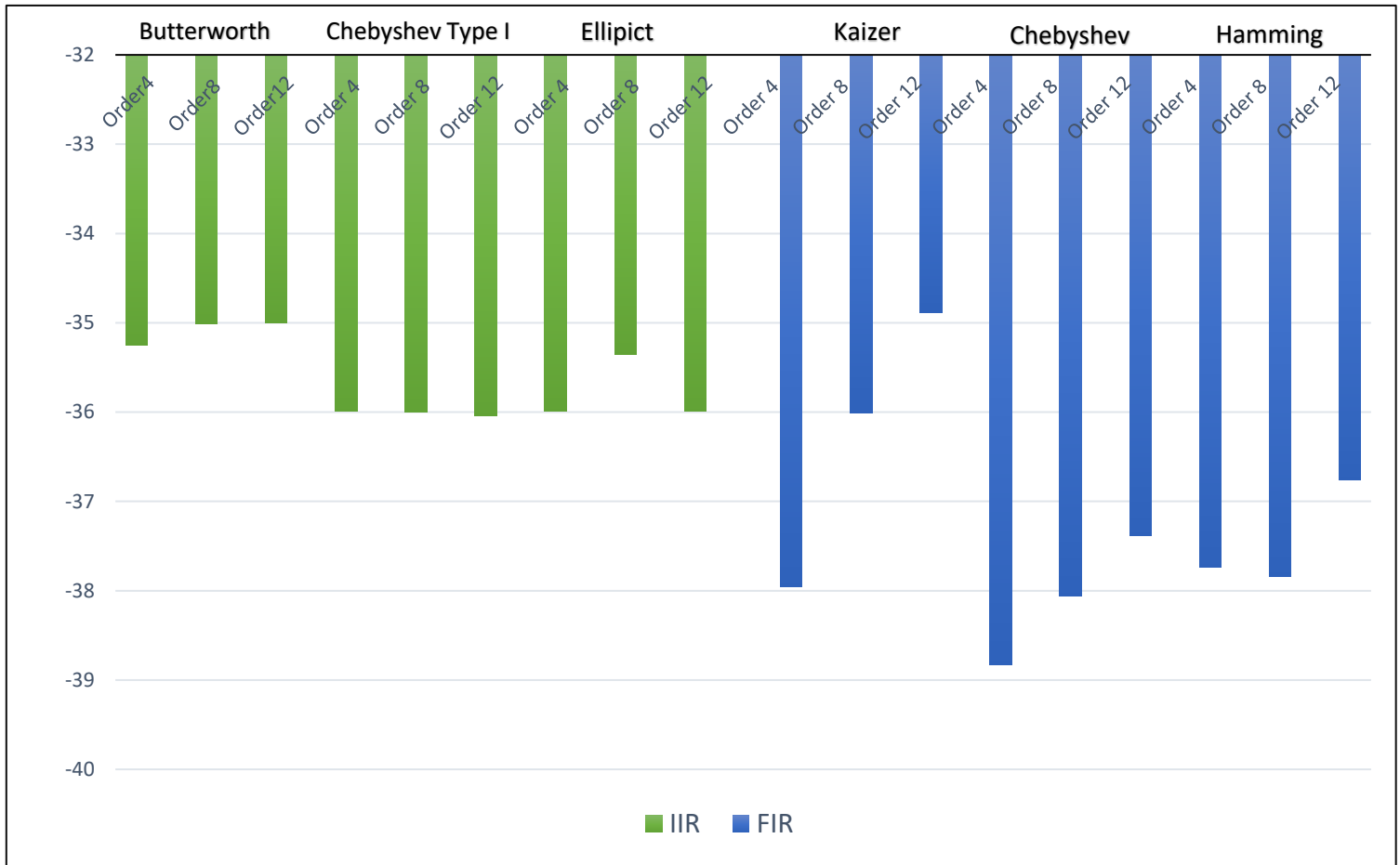
Hamming Order 12

Mag=

-36,757586dB



Βάση των αποτελεσμάτων δημιουργήθηκε το παρακάτω ιστόγραμμα



Σύμφωνα με τα αποτελέσματα παρατηρούμε ότι τα φίλτρα FIR window σε σχέση με τα IIR αποσβένουν πιο αποτελεσματικά τον θόρυβο του ECG και συγκεκριμένα το Chebyshev τέταρτης τάξης. Σύμφωνα με την θεωρία τα FIR φίλτρα προτιμούνται επίσης έναντι φίλτρων IIR επειδή έχουν απόκριση γραμμικής φάσης και λόγω του πεπερασμένου μήκους τους, το οποίο εξασφαλίζει ευστάθεια κάτω από οποιεσδήποτε συνθήκες επεξεργασίας πεπερασμένης ακρίβειας. Τα φίλτρα FIR πέρα από το πλεονέκτημα της γραμμικής φάσης, στην συγκεκριμένη ανάλυση (παραθύρων) έχουν το χαρακτηριστικό ότι είναι δυνατή η επιλογή των συντελεστών των φίλτρων (beta, Sidelobe Atten) με βέλτιστο τρόπο, εξασφαλίζοντας έτσι καλύτερα αποτελέσματα έναντι των IIR

Επίσης παρατηρούμε ότι τα φίλτρα τέταρτης τάξης αποσβένουν καλύτερα όπως στις περιπτώσεις του Butterworth, Elliptic, Kaiser και Chebyshev κάνοντας την υλοποίηση της όγδοης και δωδέκατης τάξης περιττή αλλά το ίδιο ισχύει και για τις περιπτώσεις των φίλτρων Chebyshev Type I όπου η διαφορά της τέταρτης τάξης από της άλλες δυο είναι σχεδόν μηδαμινή , αλλά και στο Hamming όπου το τέταρτης τάξης φίλτρο αποσβένει ελάχιστα λιγότερο από τα υπόλοιπα. Αυτό ισχύει για όλα τα φίλτρα των μετρήσεων καθώς ένα φίλτρο όγδοης και δωδέκατης τάξης αντίστοιχα είναι πιο περίπλοκο στο να σχεδιασθή και να υλοποιηθεί από αυτό της τέταρτης. Συνεπώς η καλύτερη περίπτωση υλοποίησης για όλα τα φίλτρα είναι η τέταρτη τάξη.

Ο παραγόμενος κώδικας από το Matlab για χρήση του Chebyshev τέταρτης τάξης που με βάση τα αποτελέσματα είχε την καλύτερη απόσβεση, και ο οποίος μπορεί να «φορτωθεί» στο DE0- Nano παρουσιάζεται παρακάτω:

```
LIBRARY IEEE;
```

```
USE IEEE.std_logic_1164.all;
```

```
USE IEEE.numeric_std.ALL;
```

```
ENTITY filter IS
```

```
    PORT( clk                : IN  std_logic;
```

```
          clk_enable         : IN  std_logic;
```

```
          reset              : IN  std_logic;
```

```
          filter_in          : IN  real; -- double
```

```

        filter_out          : OUT real -- double      );

END filter;

-----

--Module Architecture: filter

-----

ARCHITECTURE rtl OF filter IS

-- Local Functions

-- Type Definitions

TYPE delay_pipeline_type IS ARRAY (NATURAL range <>) OF real; -- double

-- Constants

CONSTANT coeff1          : real := 3.5513693425059476E-18; -- double

CONSTANT coeff2          : real := 2.2992729081580240E-01; -- double

CONSTANT coeff3          : real := 5.4014541836839536E-01; -- double

CONSTANT coeff4          : real := 2.2992729081580240E-01; -- double

CONSTANT coeff5          : real := 3.5513693425059476E-18; -- double

-- Signals

SIGNAL delay_pipeline          : delay_pipeline_type(0 TO 4) :=
(0.0,0.0,0.0,0.0, 0.0); -- double

```

```
SIGNAL product5          : real := 0.0; -- double
SIGNAL product4          : real := 0.0; -- double
SIGNAL product3          : real := 0.0; -- double
SIGNAL product2          : real := 0.0; -- double
SIGNAL product1_cast     : real := 0.0; -- double
SIGNAL product1          : real := 0.0; -- double
SIGNAL sum1              : real := 0.0; -- double
SIGNAL sum2              : real := 0.0; -- double
SIGNAL sum3              : real := 0.0; -- double
SIGNAL sum4              : real := 0.0; -- double
SIGNAL output_register   : real := 0.0; -- double
```

```
BEGIN
```

```
-- Block Statements
```

```
Delay_Pipeline_process : PROCESS (clk, reset)
```

```
BEGIN
```

```
IF reset = '1' THEN
```

```
    delay_pipeline(0 TO 4) <= (OTHERS => 0.0000000000000000E+00);
```

```
ELSIF clk'event AND clk = '1' THEN
```

```
    IF clk_enable = '1' THEN
```

```

    delay_pipeline(0) <= filter_in;

    delay_pipeline(1 TO 4) <= delay_pipeline(0 TO 3);

END IF;

END IF;

END PROCESS Delay_Pipeline_process;

product5 <= delay_pipeline(4) * coeff5;

product4 <= delay_pipeline(3) * coeff4;

product3 <= delay_pipeline(2) * coeff3;

product2 <= delay_pipeline(1) * coeff2;

product1_cast <= product1;

product1 <= delay_pipeline(0) * coeff1;

sum1 <= product1_cast + product2;

sum2 <= sum1 + product3;

sum3 <= sum2 + product4;

sum4 <= sum3 + product5;

Output_Register_process : PROCESS (clk, reset)

BEGIN

    IF reset = '1' THEN

        output_register <= 0.0000000000000000E+00;

```

```
ELSIF clk'event AND clk = '1' THEN

    IF clk_enable = '1' THEN

        output_register <= sum4;

    END IF;

END IF;

END PROCESS Output_Register_process;

-- Assignment Statements

filter_out <= output_register;

END rtl;
```


Συμπεράσματα

Σκοπός της διπλωματικής εργασίας είναι η μελέτη των προκλητών δυναμικών με έμφαση κυρίως στην αντιμετώπιση του ηλεκτρικού θορύβου που προκαλεί η συχνότητα των 50Hz του δικτύου της ΔΕΗ, σε ενσύρματη απόκτηση στο φάσμα του σήματος μας. Στην διπλωματική μελετήθηκαν διάφοροι τύποι φίλτρων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την απόσβεση του θορύβου. Έγινε συγκριτική μελέτη μεταξύ των τυπολογιών φίλτρων Butterworth , Chebyshev Type I , Elliptic , Kaiser , Chebyshev και Hamming ως προς την τάξη τους και διαπιστώθηκε ότι το φίλτρο Chebyshev παρουσιάζει την καλύτερη απόσβεση στη συγκεκριμένη περίπτωση. Επιγραμματικά καταλήγουμε ότι :

- Η ενσύρματη καλωδίωση εισάγει θόρυβο του δικτύου των 50Hz.
- Τα φίλτρα FIR σε σχέση με τα IIR είναι πιο αποτελεσματικά στην απόσβεση του θορύβου.
- Η τέταρτη τάξη των φίλτρων παρουσιάζει καλύτερα αποτελέσματα από τις υπόλοιπες.
- Το φίλτρο με τη βέλτιστη απόσβεση για την μείωση του θορύβου των 50Hz, σε ενσύρματη καλωδίωση αισθητήρων, είναι το φίλτρο Chebyshev 4ης τάξης.
- Η χρήση του Matlab για την παραγωγή κώδικα του φίλτρου Chebyshev 4ης τάξης σε VHDL για την σύνθεση του στο DE0-Nano μειώνει τον χρόνο υλοποίησης της ανάπτυξης.

Βιβλιογραφία

- Adimulam, M. K., & Srinivas, M. B. (2016, October). Modeling of EXG (ECG, EMG and EEG) non-idealities using MATLAB. In *2016 9th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics (CISP-BMEI)* (pp. 1584-1589). IEEE.
- Afzal, B., Umair, M., Shah, G. A., & Ahmed, E. (2019). Enabling IoT platforms for social IoT applications: vision, feature mapping, and challenges. *Future Generation Computer Systems*, 92, 718-731.
- Alasmari, S., & Anwar, M. (2016, December). Security & privacy challenges in IoT-based health cloud. In *2016 International Conference on Computational Science and Computational Intelligence (CSCI)* (pp. 198-201). IEEE.
- Alfordi, A., & Aslam, D. M. (2018, May). Fabric-Embedded EEG/ECG/EMG Micro-Systems Monitoring Smart-Horne-Occupants' Health/Disease by Smartphones. In *2018 IEEE International Conference on Electro/Information Technology (EIT)* (pp. 0856-0859). IEEE.
- Alkhayyat, A., Thabit, A. A., Al-Mayali, F. A., & Abbasi, Q. H. (2019). WBSN in IoT health-based application: toward delay and energy consumption minimization. *Journal of Sensors*, 2019.
- Amini, Y., Fatehi, P., Heshmati, M., & Parandvar, H. (2016). Time domain and frequency domain analysis of functionally graded piezoelectric harvesters subjected to random vibration: Finite element modeling. *Composite Structures*, 136, 384-393.

- Konstantinos Kalovrektis , Theodore Ganetsos, Evangelos Fountas, ,N.Y.A.Shammas, I.Taylor , John Andonopoulos, Nikolaos Laskaris and Gkotsinas Antonios.(2009). Development of a Wireless embedded system to reduce the influence of Gaussian noise and 50 Hz Power line noise in Electromyography (EMG)
- Beach, C., Krachunov, S., Pope, J., Fafoutis, X., Piechocki, R. J., Craddock, I., & Casson, A. J. (2018). An ultra low power personalizable wrist worn ECG monitor integrated with IoT infrastructure. *Ieee Access*, 6, 44010-44021.
- Konstantinos Kalovrektis, Theodore Ganetsos, Evaggelos Fountas, and Georgia Tzitzili.(2008). Development of Wireless embedded system using ZigBEE protocol to avoid white Gaussian noise and 50 Hz Power line noise in ECG and Pressure Blood signals.IEEE.
- Cai, G., Fang, Y., Wen, J., Han, G., & Yang, X. (2019). QoS-aware buffer-aided relaying implant WBAN for healthcare IoT: Opportunities and challenges. *IEEE Network*, 33(4), 96-103.
- Devi, K. N., & Muthuselvi, R. (2016, January). Parallel processing of IoT health care applications. In *2016 10th International Conference on Intelligent Systems and Control (ISCO)* (pp. 1-6). IEEE.
- Elamien, M. B., & Mahmoud, S. A. (2017, November). A highly linear dpota-based configurable analog front-end for EXG (EEG, ECG, and EMG). In *2017 International SoC Design Conference (ISOCC)* (pp. 314-315). IEEE.
- Espinoza, J. R., Padilla, V. S., & Velasquez, W. (2017, March). Iot generic architecture proposal applied to emergency cases for implanted wireless

- medical devices. In *Proceedings of the International Multi-Conference of Engineers and Computer Scientists* (Vol. 2).
- Ferrer, T., Céspedes, S., & Becerra, A. (2019). Review and evaluation of MAC protocols for satellite IoT systems using nanosatellites. *Sensors*, *19*(8), 1947.
- Hejazi, H., Rajab, H., Cinkler, T., & Lengyel, L. (2018, January). Survey of platforms for massive IoT. In *2018 IEEE International Conference on Future IoT Technologies (Future IoT)* (pp. 1-8). IEEE.
- Hillar, G. C. (2017). *MQTT Essentials-A lightweight IoT protocol*. Packt Publishing Ltd.
- Jagadish, N., Kanagasabapathi, C., & Yellampalli, S. S. (2019, March). IrLite Protocol For IoT Connectivity. In *2019 IEEE 5th International Conference for Convergence in Technology (I2CT)* (pp. 1-5). IEEE.
- Jia, Y. J., Chen, Q. A., Wang, S., Rahmati, A., Fernandes, E., Mao, Z. M., ... & University, S. J. (2017, February). ContextIoT: Towards Providing Contextual Integrity to Appified IoT Platforms. In *NDSS*.
- Jin, L., Zhang, Y., Wang, X. L., Zhang, W. J., Liu, Y. H., & Jiang, Z. (2017). Postictal apnea as an important mechanism for SUDEP: A near-SUDEP with continuous EEG-ECG-EMG recording. *Journal of Clinical Neuroscience*, *43*, 130-132.
- Kumar, S., Buckley, J. L., Barton, J., Pigeon, M., Newberry, R., Rodencal, M., ... & O'Sullivan, D. (2020). A wristwatch-based wireless sensor platform for IoT health monitoring applications. *Sensors*, *20*(6), 1675.

- Li, J., Bhuiyan, M., Huang, X., McDonald, B., Farrell, T., & Clancy, E. A. (2018, December). Reducing Electric Power Consumption When Transmitting ECG/EMG/EEG Using a Bluetooth Low Energy Microcontroller. In *2018 IEEE Signal Processing in Medicine and Biology Symposium (SPMB)* (pp. 1-3). IEEE.
- Liu, L., Larsson, E. G., Yu, W., Popovski, P., Stefanovic, C., & De Carvalho, E. (2018). Sparse signal processing for grant-free massive connectivity: A future paradigm for random access protocols in the Internet of Things. *IEEE Signal Processing Magazine*, *35*(5), 88-99.
- Lucero, S. (2016). IoT platforms: enabling the Internet of Things. *White paper*.
- Memon, M. H., Li, J. P., Haq, A. U., Memon, M. H., & Zhou, W. (2019). Breast cancer detection in the iot health environment using modified recursive feature selection. *wireless communications and mobile computing*, 2019.
- Moridani, M. K., Heydar, M., & Behnam, S. S. J. (2019, February). A Reliable Algorithm Based on Combination of EMG, ECG and EEG Signals for Sleep Apnea Detection:(A Reliable Algorithm for Sleep Apnea Detection). In *2019 5th Conference on Knowledge Based Engineering and Innovation (KBEI)* (pp. 256-262). IEEE.
- Nyni, K. A., Vincent, L. K., Varghese, L., Liya, V. L., Johny, A. N., & Yesudas, C. V. (2017, March). Wireless health monitoring system for ECG, EMG and EEG detecting. In *2017 International Conference on Innovations in Information, Embedded and Communication Systems (ICIIECS)* (pp. 1-5). IEEE.

- Pasha, S. (2016). ThingSpeak based sensing and monitoring system for IoT with Matlab Analysis. *International Journal of New Technology and Research*, 2(6).
- Patil, K. S., & Rufus, E. (2019). A review on antennas for biomedical implants used for IoT based health care. *Sensor Review*.
- Rahim, A. A. A., Abdullah, S., Singh, S. S. K., & Nuawi, M. Z. (2018). Relationship between time domain and frequency domain strain signal–Application to real data. *J. of Mechanical Engineering*, 5(6), 178-191.
- Tripathi, R. P., & Mishra, G. R. (2018). Design and Implementation of a Smart System for Assistance of Sleepy Driver Using ECG EEG and other Physiological Signals.
- Terasic/Altera (2003). DE0-Nano User Manual World Leading FPGA Based Products and Desing Services.
- Wu, C. W., Lin, F. J., Wang, C. H., & Chang, N. (2017, September). OneM2M-based IoT protocol integration. In *2017 IEEE Conference on Standards for Communications and Networking (CSCN)* (pp. 252-257). IEEE.
- Zamanifar, A., & Nazemi, E. (2019). RETRACTED: An approach for predicting health status in IoT health care.
- Zamanifar, A., Nazemi, E., & Vahidi-Asl, M. (2017). DMP-IOT: A distributed movement prediction scheme for IOT health-care applications. *Computers & Electrical Engineering*, 58, 310-326.

Zohari, M. H., Bala, V., & Abd Ghafar, A. S. (2019). Server monitoring based on IoT using ThingSpeak. *Journal of Electrical Power and Electronic Systems*, 1(2).

Prakash, A., Gupta, L. R., Singh, R., Gehlot, A., & Beri, R. (2020). *Biomedical Sensors Data Acquisition with LabVIEW*. BPB PUBN.

Button, V. (2015). *Principles of Measurement and Transduction of Biomedical Variables*. Elsevier Gezondheidszorg.