



**Πανεπιστήμιο Δυτικής Μακεδονίας
Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών**

Τίτλος Διπλωματικής εργασίας:

Ανάπτυξη φορέσιμης συσκευής για την ανίχνευση και αναγνώριση κινήσεων του χεριού με χρήση του μηχανομυογραφήματος και εφαρμογή για αξιολόγηση βραδυκινησίας

Μαλισσόβας Αναστάσιος Α.Ε.Μ. 326

Σαλής Χρήστος Α.Ε.Μ. 347

Επιβλέποντες καθηγητές :

Δρ. Αγγελίδης Παντελής, Δρ. Τσίπουρας Μάρκος

Κοζάνη, Ιούλιος 2014

“The true delight is in the finding out rather than in the knowing”.

Isaac Asimov

Ευχαριστίες

Θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε τους επιβλέποντες καθηγητές κ.Αγγελίδη Παντελή και κ.Τσίπουρα Μάρκο για την επιμελή καθοδήγηση που μας παρείχαν όλο αυτό το διάστημα που διήρκησε η διπλωματική εργασία. Επίσης, οφείλουμε ένα μεγάλο ευχαριστώ στους γονείς μας που μας πρόσφεραν την ηθική υποστήριξη τους σε όλη τη διάρκεια των σπουδών μας και κυρίως στη περάτωση της διπλωματικής εργασίας. Τέλος, δεν θα μπορούσαμε να παραλείψουμε και τους συμφοιτητές μας για τις όμορφες στιγμές που περάσαμε μαζί.

Απαγορεύεται ρητά η χρήση, η αντιγραφή, η αποθήκευση και η διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής για εμπορικό ή κερδοσκοπικό. Επιτρέπεται η ανατύπωση και διανομή της για μη κερδοσκοπικό σκοπό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης. Σε αυτή την περίπτωση, θα πρέπει να γίνει αναφορά της πηγής προέλευσης αυτής της εργασίας.

Περίληψη

Ο σκοπός της εργασίας αυτής είναι η ανάπτυξη μιας χαμηλού κόστους φορέσιμης συσκευής ,η οποία μπορεί να επικοινωνεί με οποιονδήποτε ηλεκτρονικό υπολογιστή και κινητή έξυπνη συσκευή, για την αναγνώριση κινήσεων και χειρονομιών του χεριού. Η συσκευή αυτή, τοποθετείται σε επιλεγμένα μέρη του βραχίονα και χρησιμοποιεί την τεχνολογία του μηχανομυογραφήματος (ΜΜΓ), με σκοπό να να χρησιμοποιηθεί σε διάφορες εφαρμογές που απαιτούν την ανάπτυξη μυϊκών διεπαφών. Στις ενότητες που ακολουθούν αναλύεται ο τρόπος υλοποίησης της συσκευής αυτής, αλλά και της έρευνας που πραγματοποιήθηκε γύρω από την επιλογή του κατάλληλου τύπου αισθητήρα ΜΜΓ. Ακόμη, επεξηγούνται οι ενδεικτικές εφαρμογές που υλοποιήθηκαν που έχουν προσανατολισμό καθημερινής χρήσης αλλά και ιατρική ,με σκοπό την διάγνωση ασθενών που πάσχουν από βραδυκινησία. Τέλος ,έγινε η μελέτη μιας βελτιωμένης έκδοσης της συσκευής που θα μειώσει ακόμη περισσότερο το κόστος, το μέγεθος και τις επιδόσεις της συσκευής, με σκοπό την χρήση της σε εφαρμογές τηλεϊατρικής.

Λέξεις κλειδιά: Μηχανομυογράφημα, φορέσιμη συσκευή, Πάρκινσον, Βραδυκινησία, Τρόμος, Μονάδα μέτρησης αδρανειακών μεγεθών, Φίλτρο Kalman

Abstract

The purpose of this work is the development of a low cost wearable device, which can communicate with any computer and smart mobile phone for the recognition of hand gestures. This device is placed on certain areas on the arm, it uses the technology of mechanomyogram (MMG) and it is designed to be used in various applications which require the development of muscle interface. The following sections analyze how the implementation of this device was done, as well as the research which was conducted in order to choose the proper type of MMG sensor. Also, the exemplary applications which were implemented are analyzed and the majority of them are targeting everyday people. Also there are some applications that can be applied in the medicine field and are targeting people who suffer from bradykinesia. Finally, an improved version of this device was studied, which will reduce the cost and the size of this device even more. Also the overall performance will increase, with the purpose of applying this device to telemedicine applications.

Keywords: Mechanomyogram (MMG), wearable device, Parkinson, Bradykinesia, Tremor, Inertial measurement unit (IMU), Kalman Filter

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Περίληψη.....	5
Abstract.....	6
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: Εισαγωγή.....	9
1.1 Γενικά	9
1.2 Στόχος εργασίας	10
1.3 Πεδία εφαρμογής.....	10
1.3.1 Νόσος Πάρκινσον - Βραδυκίνησια	11
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: Θεωρητικό υπόβαθρο	13
2.1 Ανατομία του χεριού	13
2.2. Ηλεκτρομυογράφημα επιφανείας	15
2.3. Μηχανομυογράφημα	15
2.3.1 Η Βιομηχανική του ΜΜΓ.....	16
2.3.2 Χαρακτηριστικά του ΜΜΓ	17
2.3.3 Τύποι αισθητήρων ΜΜΓ.....	18
2.4 Μέθοδοι αναγνώρισης κίνησης στις μυϊκές διεπαφές.....	19
2.4.1 Παρόμοιες συσκευές μυϊκών διεπαφών	20
2.5 Δειγματοληψία	23
2.6 Μετασχηματισμός Fourier.....	23
2.6.1 Φασματική ανάλυση.....	24
2.6.2 Παράθυρα εκτιμητών φάσματος.....	26
2.7 Φίλτρα	28
2.7.1 Γραμμικά φίλτρα.....	31
2.7.2 Φίλτρο Kalman	31
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Εξαρτήματα συσκευής - Συνδεσμολογία	35
3.1 Arduino	35
3.2 Atmega328-ru	36
3.2.1 Μετατροπείας ψηφιακού σήματος σε αναλογικό	38
3.3 Επιταχυνσιόμετρο - Γυροσκόπιο	39
3.4 Bluetooth	40
3.4.1 Υποστηριζόμενα Προφίλ	42
3.4.2 Bluetooth RN-42 HID	43
3.5 Αισθητήρες καταγραφής Μηχανομυογραφήματος.....	48
3.5.1 Πυκνωτικά μικρόφωνα ηλεκτρίτη	50
3.6 Λοιπά εξαρτήματα	52

3.7 Υλοποίηση πρωτύπου	55
Κεφάλαιο 4: Αναγνώριση κινήσεων και χειρονομιών	58
4.1 Αναγνώριση κινήσεων με Φίλτρου Μέσου Όρου	58
4.2 Αναγνώριση κινήσεων μέσω Φίλτρου Kalman	59
4.3 Διαδικασία και μέθοδοι αναγνώρισης χειρονομιών	61
4.4 Εξαγωγή χαρακτηριστικών για την αναγνώριση χειρονομιών	65
Κεφάλαιο 5: Υλοποίηση τελικής συσκευής	69
5.1 Γενικά	69
5.2 Σχεδιασμός κυκλώματος για τύπωση σε πλακέτα	71
5.3 Διαδικασία τύπωσης κυκλώματος σε πλακέτα	73
5.4 Σχέδιο 3D εκτύπωσης	75
5.5 Συνολικό κόστος συσκευής	77
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: Εφαρμογές	78
6.1 Λειτουργία συσκευής ως διεπαφή ανθρώπου-υπολογιστή	78
6.2 Αξιολόγηση της βραδυκινήσις και τρόμου	81
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 10: Μελλοντική ανάπτυξη	86
Βιβλιογραφία	87
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	89

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: Εισαγωγή

1.1 Γενικά

Ένας από τα πιο αναπτυσσόμενα επιστημονικά πεδία των τελευταίων ετών, είναι αυτός της αλληλεπίδρασης μεταξύ ανθρώπου και υπολογιστικών μηχανών. Η αλληλεπίδραση αυτή γίνεται στο επίπεδο διεπαφής χρήστη μέσω κατάλληλων λογισμικών και συσκευών. Οι χρήστες μπορούν πλέον να επικοινωνήσουν με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή αλλά και με τα έξυπνα κινητά ,μέσω διαδραστικών τεχνικών εισόδου και ελέγχου όπως χειρονομίες, στάσεις σώματος, εκφράσεις προσώπου κ.ά.

Οι διεπαφές μέσω των οποίων μπορεί να επικοινωνήσει ο άνθρωπος με τον υπολογιστή ,μπορεί να είναι ένα απλό μικρόφωνο ή μια κάμερα. Όμως για την ανίχνευση κινήσεων του ανθρώπινου σώματος ,απαιτούνται πιο εξειδικευμένοι αισθητήρες και τεχνικές. Στην περίπτωση, των διεπαφών μυός-υπολογιστή, ο κύριος σκοπός των συστημάτων είναι να εξυπηρετήσουν εφαρμογές όπως προσθετικά μέλη, αποκατάσταση ανθρώπων με κινητικά προβλήματα κτλ.Έτσι αναπτύσσονται διαρκώς εφύη συστήματα τα οποία αναγνωρίζουν αναγνώρισης χειρονομιών, κινήσεων των δακτύλων και των χεριών, αλλά και κινήσεων των μυών του προσώπου, του λαιμού και των ώμων, μέσα από τη χρήση ψηφιακών αισθητήρων και της λήψης και επεξεργασίας των κατάλληλων βιοσημάτων.

Πιο συγκεκριμένα ,για την ανίχνευση κινήσεων και χειρονομιών του χεριού χρησιμοποιούνται μονάδες μέτρησης αδρανειακών μεγεθών (IMU), είτε τεχνικές λήψης σημάτων όπως το Ηλεκτρομυογράφημα(EMG) και το Μηχανομυογράφημα(MMG) τα οποία καταγράφουν το ηλεκτρικό δυναμικό και τις δονήσεις στην επιφάνεια των μυών αντίστοιχα.

Μπορεί να γίνει αντιληπτή λοιπόν, η χρησιμότητα τέτοιων τεχνολογιών στον ιατρικό τομέα. Μέσω της χρήσης κατάλληλων συσκευών και λογισμικού είναι εφικτή η παρακολούθηση και η εξέταση ασθενών που πάσχουν από νόσους όπως το Πάρκινσον και εμφανίζουν προβλήματα κινήσεων των άκρων. Έτσι ο εκάστοτε ιατρός μπορεί να ενημερώνεται και να παρακολουθεί τον ασθενή απομακρυσμένα.

1.2 Στόχος εργασίας

Στόχος αυτής της εργασίας είναι η υλοποίηση μιας χαμηλού κόστους φορέσιμης συσκευής, η οποία είναι ικανή να ανιχνεύει χειρονομίες αλλά και διάφορες κινήσεις του χεριού. Οι χειρονομίες είναι το σφίξιμο της γροθιάς (χ1), η αριστερή κάμψη της παλάμης (χ2) και η δεξιά κάμψη της παλάμης (χ3). Αντίστοιχα, για τις κινήσεις του χεριού, η “πάνω” (κ1), “κάτω” (κ2), “αριστερά” (κ3), “δεξιά” (κ4), “πάνω-δεξιά” (κ5), “πάνω-δεξιά” (κ6), “κάτω-αριστερά” (κ7), “κάτω-δεξιά” (κ8), “πρόταση-χεριού” (κ9). Επίσης προκειμένου να χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές διάγνωσης κινητικών προβλημάτων, κρίθηκε σκόπιμο να γίνει και η ανίχνευση της έντασης που καταβάλει ο χρήστης για την πραγματοποίηση των χειρονομιών αλλά και της ρυθμικότητας επανάληψής τους.

Έτσι λοιπόν, καθιστάται σαφές ότι η χρήση της προορίζεται κυρίως για ιατρικούς σκοπούς διάγνωσης ασθενειών με κινητικά προβλήματα των άκρων, όπως για παράδειγμα από ασθενείς με τη νόσο του Πάρκινσον. Για τον λόγο αυτό, οι απαιτήσεις της συσκευής να είναι μικρή αλλά και να τοποθετείται εύκολα επάνω στους μύς που είναι υπεύθυνοι για την κάθε κίνηση, είναι επιτακτική. Η συσκευή που αναπτύξαμε εισάγει την καινοτομία της χρήσης αισθητήρων που καταγράφουν σήματα Μηχανομυογραφήματος (ΜΜΓ), αντί των συσκευών που χρησιμοποιούν την μέθοδο του Ηλεκτρομυογραφήματος. Μια μέθοδος που αποτελεί τον συμβατικό και πλέον διαδεδομένο τρόπο καταγραφής μυϊκών βιοσημάτων. Τα πλεονεκτήματα χρήσης μικροφώνων, επιτρέπουν την συσκευή να είναι ιδιαίτερα φθηνή όπως επίσης να έχει πολύ μικρότερες απαιτήσεις τροφοδοσίας. Με τον τρόπο αυτόν, επιθυμία μας είναι μέσα από ένα βελτιωμένο πρότυπο, που έχει μελετηθεί μέσα από τα προβλήματα που αντιμετωπίσαμε, να χρησιμοποιηθεί από ιατρούς κατά την διάρκεια εξετάσεων για την διάγνωση βραδυκινησίας.

1.3 Πεδία εφαρμογής

Ο σκοπός της ανίχνευσης των κινήσεων και χειρονομιών (gesture recognition) είναι η δημιουργία ενός συστήματος ή κάποιου λογισμικού, το οποίο μπορεί να τις συνδέει και να τις μεταφράζει σε εντολές έτσι ώστε να πραγματοποιείται ο έλεγχος κάποιας συσκευής. Έτσι, μπορεί να γίνει εφικτή η διεπαφή υπολογιστή-χρήστη (Human computer interface, HCI) σε πιο άμεσο επίπεδο καθώς και να γίνει πιο εύκολη η χρήση διαφόρων ηλεκτρονικών συσκευών. Μερικοί ερευνητικοί τομείς και εφαρμογές που έχουν δημιουργηθεί γύρω από την επικοινωνία του ανθρώπου με τις ηλεκτρονικές συσκευές, αναφέρονται παρακάτω:

- Αυτόματα συστήματα μετάφρασης νοηματικής γλώσσας. Όπως η αναγνώριση ομιλίας μπορεί να μετατρέψει την ομιλία σε κείμενο, ορισμένοι τύποι λογισμικού αναγνώρισης κινήσεων μπορούν να μεταφράσουν τα σύμβολα που αντιπροσωπεύονται από χειρονομίες της νοηματικής γλώσσας σε κείμενο.
- Κοινωνική βοηθητική ρομποτική. Με χρήση κατάλληλων βιοαισθητήρων και μέσω μονάδων μέτρησης αδρανειακών μεγεθών, όπως επιταχυνσιόμετρων και γυροσκοπίων, τα ρομπότ μπορούν να βοηθήσουν στην αποκατάσταση του ασθενούς.
- Απομακρυσμένος έλεγχος. Μέσω των κινήσεων χεριού ο απομακρυσμένος έλεγχος διάφορων συσκευών είναι εφικτός. Το σήμα που θα σταλθεί πρέπει όχι μόνο να δείχνει την επιθυμητή ανταπόκριση αλλά επίσης και σε ποια συσκευή θα γίνει ο έλεγχος.
- Τεχνολογία βιντεοπαιχνιδιών. Κινήσεις οι οποίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να ελέγχουν αλληλεπιδράσεις σε βιντεοπαιχνίδια, με στόχο να κάνουν την εμπειρία του παίκτη πιο διαδραστική και ρεαλιστική.
- Εναλλακτικές διεπαφές υπολογιστών. Εκτός από τη παραδοσιακή χρήση ποντικιών και πληκτρολογίων, η ανίχνευση των κινήσεων του χεριού μπορεί να επιτρέψει στους χρήστες να ελέγχουν τον υπολογιστή, μέσω τη χρήση κάποια κάμερας.

1.3.1 Νόσος Πάρκινσον - Βραδυκίνησια

Η νόσος του Πάρκινσον είναι μια χρόνια ασθένεια και έχει να κάνει σχέση με τη διαταραχή της κίνησης των άκρων, με αποτέλεσμα τα συμπτώματα της να χειροτερεύουν με τη πάροδο του χρόνου. Η αιτία που προκαλείται είναι άγνωστη και ενώ αυτή τη στιγμή δεν υπάρχει κάποια επίσημη θεραπεία, είναι δυνατή η αντιμετώπιση των συμπτωμάτων της μέσω φαρμακευτικής αγωγής και εγχείρισης. Το Πάρκινσον σχετίζεται άμεσα με τη δυσλειτουργία και τη νέκρωση των νευρικών κυττάρων στον εγκέφαλο, δηλαδή των νευρώνων. Κάποια από τα κύτταρα που νεκρώνονται είναι υπεύθυνα για τη παραγωγή της ντοπαμίνης, όπου μέσω αυτής στέλνονται "μηνύματα" στα μέρη του εγκεφάλου που ευθύνονται για τη κίνηση και τον προσανατολισμό.

Όσον αφορά τα συμπτώματα, αυτά ποικίλλουν από άνθρωπο σε άνθρωπο. Κάποια από αυτά είναι το τρεμούλιασμα (tremor), η βραδυκίνησια, η ακαμψία και η αστάθεια.

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, η βραδυκίνησια είναι ένα από τα τυπικά συμπτώματα της νόσου Parkinson. Με την πάροδο του χρόνου, ο ασθενής

μπορεί να αναπτύξει κύφωση και αργό περίπλοκο βάδισμα, με αποτέλεσμα πολλοί άνθρωποι να χάνουν την ικανότητα να κάνουν ή να συνεχίσουν τη κίνηση. Επίσης, μετά από πολλά χρόνια, υπάρχει η περίπτωση η βραδυκινησία να εξελιχθεί σε ακινησία. Μία μέθοδος που χρησιμοποιείται για την ανίχνευση της είναι το ανοιγοκλείσιμο δακτύλου(finger tapping), στο οποίο μετρώνται η ταχύτητα που ο ασθενής μπορεί να ανοιγοκλείσει το δάχτυλο του, καθώς και το πλάτος αυτής της κίνησης που μπορεί να κάνει. Άλλοι δύο τρόποι διάγνωσης βραδυκινησίας είναι το ανοιγοκλείσιμο του χε-ριού, όπου τα χαρακτηριστικά που μετρώνται είναι παρόμοια με αυτά του ανοιγο-κλεισίμου του δακτύλου και η περιστροφή της παλάμης, στην οποία ανιχνεύονται πόσες περιστροφές έκανε ο ασθενής και κατά πόσο μπορεί να περιστρέψει τη παλάμη του.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: Θεωρητικό υπόβαθρο

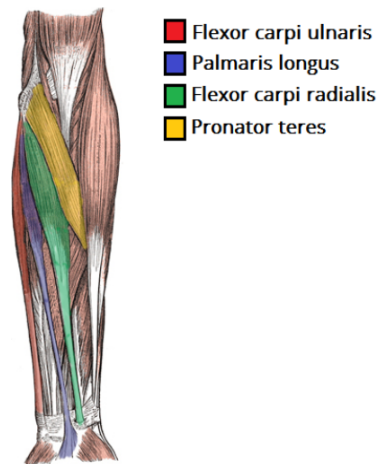
Η ανίχνευση χειρονομιών και των κινήσεων του χεριού, προϋποθέτει την γνώση της ανατομίας αυτού, των βασικών μεθόδων που χρησιμοποιούνται για τα σήματα καταγραφής καθώς και των τεχνικών επεξεργασίας τους. Επίσης ,για την ανάπτυξη μιας φορέσιμης συσκευής όπως της παρούσας εργασίας, απαιτείται η αναδρομή και η μελέτη σε βιβλιογραφικές αναφορές ,με σκοπό την εύρεση της κατάλληλης υλοποίησης και προσέγγισης διάφορων ζητημάτων που προκύπτουν.

2.1 Ανατομία του χεριού

Η ανίχνευση κινήσεων του χεριού μέσω της χρήσης βιοαισθητήρων, έχει ως προαπαιτούμενο την γνώση της ανατομίας του χεριού. Από την συστολή των μυών σε συγκεκριμένες κινήσεις ,αναγνωρίζονται ποιοι είναι υπεύθυνοι για την κάθε κίνηση έτσι ώστε να τοποθετούνται στα κατάλληλα σημεία οι αισθητήρες. Στην δική μας περίπτωση ,το μέρος του χεριού που τοποθετήθηκαν οι αισθητήρες είναι ο βραχίονας και οι μυς που υπάρχουν στο εμπρόσθιο τμήμα του και συστέλλονται στις διάφορες κινήσεις είναι οι παρακάτω:

- flexor carpi ulnaris
- palmaris longus
- flexor carpi radialis
- pronator teres

Όλοι αυτοί προέρχονται από έναν κοινό τένοντα, ο οποίος προκύπτει από την έσω επικόνδυλο του βραχιόνου. Ο μυς flexor carpi ulnaris περνά από τον καρπό και συνδέεται με το οστό του καρπιαίου σωλήνα. Οι κινήσεις που μπορούν να γίνουν με αυτόν τον μυ είναι κάμψη και προσαγωγή του καρπού. Όσον αφορά τον palmaris longus, αυτός ευθύνεται κυρίως για τη κίνηση του καρπού, ενώ ο flexor carpi radialis ευθύνεται και αυτός για τη κάμψη και τη προσαγωγή του καρπού και συνδέει τη βάση των μετακαρπίων 2 και 3. Τέλος, ο μυς pronator teres βρίσκεται στον έσω επικόνδυλο και μέσω αυτού μπορεί να γίνει ο πρηνισμός του αντιβραχίου. Στην εικόνα 2-1 φαίνονται αυτοί οι μυς :

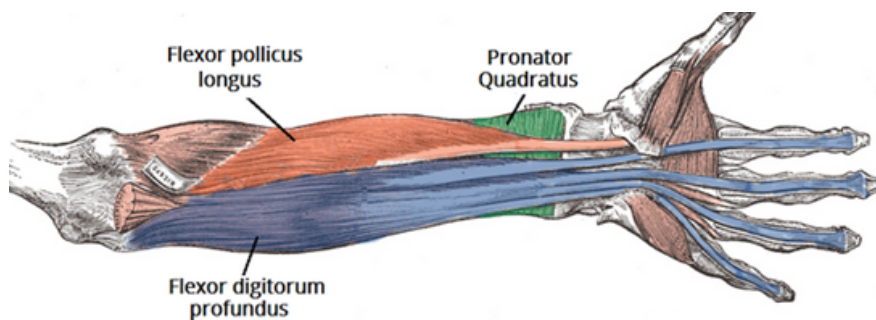


Εικόνα 2-1: Ανατομία εμπρόσθιου τμήματος βραχίονα

Στο οπίσθιο τμήμα υπάρχουν οι παρακάτω μύς, όπως αναπαριστούνται και από την εικόνα 2-2:

- flexor digitorum profundus
- flexor pollicis longus
- pronator quadratus

Από τους παραπάνω ,ο flexor digitorum profundus προέρχεται από την πρόσθια επιφάνεια του κερκί και ευθύνεται για τη κίνηση των μέσοφαλαγγικών άπω αρθρώσεων των δαχτύλων. Ο flexor pollicis longus βρίσκεται στη πρόσθια επιφάνεια κινεί τη μετακαρποφαλαγγική άρθρωση του αντίχειρα. Τέλος, ο pronator quadratus βρίσκεται στην πρόσθια επιφάνεια του ωλένη.



Εικόνα 2-2: Ανατομία οπίσθιου τμήματος βραχίονα

2.2. Ηλεκτρομυογράφημα επιφανείας

Το επιφανειακό ηλεκτρομυογράφημα (εΗΜΓ) είναι η επιφανειακή μέτρηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας των μυών. Είναι η πιο δημοφιλής, καθώς σε αυτή βασίζονται οι περισσότερες μυϊκές διεπαφές που έχουν αναπτυχθεί και αυτή για την οποία έχουν γίνει οι περισσότερες έρευνες όσον αφορά τα σήματα ελέγχου των μυών [1]. Τα σήματα ελέγχου των μυών χρησιμοποιούνται τόσο για την κινησιολογία όσο και για τους μηχανισμούς μυϊκών διεπαφών. Ερευνητές στο Georgia Tech και στη Microsoft έχουν δείξει ότι οι διεπαφές που χρησιμοποιούν ΗΜΓ δεν απαιτούν από τον χρήστη να είναι σε κάποια προκαθορισμένη στάση, υπονοώντας ότι πρόκειται για ένα σημαντικό βήμα προς την κατεύθυνση που επιτρέπει την φυσική διεπαφή χρήστη με τον πραγματικό κόσμο. Άλλοι ερευνητές έχουν επίσης δείξει ότι οι ΜΔ είναι χρήσιμοι και σε περιπτώσεις όπου κύρια όργανά του (πχ. χέρια) είναι ήδη απασχολημένα σε κάποια άλλη εργασία, όπως το κράτημα μιας κούπας. Αυτές οι διεπαφές μπορούν να εξακολουθούν να αποστέλλουν εντολές που μπορεί να γίνουν αντιληπτές από το μηχάνημα με αξιοσημείωτη ακρίβεια. Παρόλα τα πλεονεκτήματά του, το σήμα sEMG έχει κάποια προβλήματα, όπως η υποβάθμιση της ποιότητας του σήματος με την εφίδρωση. Το σήμα είναι ιδιαίτερα ευαίσθητο στη θέση της τοποθέτησης του αισθητήρα και η θέση του ηλεκτροδίου επηρεάζει δραστικά τις μετρήσεις. Έχει αναφερθεί επίσης ότι με την ακριβή τοποθέτηση ηλεκτροδίων sEMG, παράγονται σήματα για συγκεκριμένες κινήσεις που μπορεί να μην είναι πάντα επαναλήψιμα [2]. Το EMG μπορεί να αποκαλύψει μόνο επιφανειακή μυϊκή δραστηριότητα και τα σήματά του είναι επίσης γνωστό ότι έχουν προβλήματα παρεμβολών από γραμμές μεταφοράς ενέργειας (PLI) όπως επίσης και ότι μερικές φορές η αναλογία σήματος προς θόρυβο (SNR) είναι πολύ χαμηλή [3], κάτι που συνεπάγεται ότι το σήμα μπορεί να καταστεί ακατάλληλο για χρήση, λόγω του υψηλού θορύβου. Εξελιγμένες τεχνικές επεξεργασίας σήματος, όπως η ανάλυση "Wavelet", απαιτούνται για να φιλτράρονται αυτά τα PLI. Επίσης τα sEMG σήματα μπορούν να παραμορφωθούν εύκολα από τις ανεπιθύμητες και τυχαίες κινήσεις του χρήστη [3].

2.3. Μηχανομυογράφημα

Ένα σχετικά λιγότερο δημοφιλές και λιγότερα ερευνημένο σήμα ελέγχου των μυών είναι το μηχανομυογράφημα (ΜΜΓ). Το ΜΜΓ είναι η χαμηλών συχνοτήτων μέτρηση, των μηχανικών δονήσεων που παράγονται από τις μυϊκές ίνες όταν γίνεται συστολή των μυών. Κατά την έναρξη της συστολής των μυών, παρατηρείται μία μεγάλη κορυφή στα σήματα ΜΜΓ.

Μεταγενέστερες δονήσεις και κορυφές οφείλονται σε ταλαντώσεις των μυϊκών ινών που βρίσκονται στη συχνότητα συντονισμού του μυός. Το μηχανομυογράφημα είναι επίσης γνωστό και ως φωνό-μυογράφημα, ακουστικό-μυογράφημα ή μυογράφημα δονήσεων [4]. Το sEMG, λόγω της μηχανικής του φύσης εμφανίζει μειονεκτήματα σχετικά με το MMG που είναι γνωστό ότι είναι λιγότερο ευαίσθητο σε προβλήματα ηλεκτρικών παρεμβολών και δεν επηρεάζεται από τον παράγοντα της εφίδρωσης. Είναι σχετικά λιγότερο ευαίσθητο στην τοποθέτηση του αισθητήρα [5], και είναι ικανό να συλλάβει βαθύτερες μυϊκές δραστηριότητες σε σύγκριση με το sEMG. Ακόμη, τα όργανα που χρησιμοποιούνται στο MMG ακολουθούν πιο απλές μεθόδους λήψης σήματος σε σύγκριση με αυτή του EMG. Μια λεπτομερής μελέτη του σχεδιασμού αισθητήρων με MMG, δηλώνει ότι το μικρόφωνο όπου είναι και ο βασικός αισθητήρας για τη λήψη του σήματος, δεν επηρεάζεται όσο το sEMG σε διάφορες ανεπιθύμητες κινήσεις [6]. Τα παραπάνω οφέλη του MMG έναντι του sEMG ώθησε ώστε να επιλεγεί αυτό ως προτιμώμενο σήμα ελέγχου για το σχεδιασμό της διεπαφής αυτής της εργασίας.

2.3.1 Η Βιομηχανική του MMG

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, το επιφανειακό μηχανομυογράφημα (MMG) είναι η μέτρηση και η ανάλυση των δονήσεων χαμηλών συχνοτήτων που προκαλούνται από τη κίνηση και τη παραμόρφωση των μυϊκών ινών και αντανakλά στη χαρακτηριστική συστολή των μεμονωμένων κινητικών μονάδων. Η ενεργοποίηση των κινητικών μονάδων προκαλεί σύσπαση των ινών και το άθροισμα των πολλαπλών αυτών συσπάσεων παράγει μια μεικτή πλευρική κίνηση. Αυτή ακολουθείται από μια περίοδο ταλαντώσεων, η οποία πιστεύεται να αντιστοιχεί στη δόνηση της συχνότητας συντονισμού του μυών. Αυτές οι δονήσεις ορίζονται ως ηχητικά σήματα που ονομάζονται μηχανομυογράματα (mechanomyograms) [7].

Τα MMG σήματα επίσης, μπορούν να παραχθούν από τις πλευρικές μετατοπίσεις του μυός. Κατά τη διάρκεια των μυϊκών συστολών, τα νημάτια ακτομυοσίνης ολισθαίνουν πάνω στους μύες και είναι αυτά που καθορίζουν την βράχυνση του διαμήκου άξονα του μυός. Αυτές οι αλλαγές στο μήκος των μυών οδηγούν σε αλλαγές των εγκάρσιων διαστάσεων του άξονα του μυός, εκπέμποντας έτσι δονήσεις χαμηλής συχνότητας, η οποία μπορεί να μετρηθεί στην επιφανείας του δέρματος ακριβώς πάνω από το μυ [8]. Η ακριβής πηγή του MMG, πιστεύεται ότι είναι μία από τις παρακάτω:

- α) Συστολή των μυϊκών ινών προκαλώντας ακτινική πάχυνση του μυός.

β) Ακτινική ασυμμετρία κατά το μήκος των μυών που προκαλούν άνισες μυϊκές συσπάσεις.

γ) Αξονική περιστροφή των μυών.

δ) Πλευρικές δονήσεις.

Αξίζει να σημειωθεί ότι χρειάζεται ακόμη πολύ περισσότερη έρευνα για τα σήματα αυτά για να διαπιστωθεί ποια είναι η ακριβής πηγή τους. Ωστόσο, είναι βέβαιο ότι το MMG σήμα παράγεται από τις κινήσεις των μυών. Η επόμενη ενότητα περιγράφει τα χαρακτηριστικά του σήματος MMG .

2.3.2 Χαρακτηριστικά του MMG

Η ακουστική συχνότητα των σημάτων MMG είναι στο εύρος 3.3 Hz - 25Hz [5]. Λόγω της ποικίλης φύσης των μυών που παράγουν αυτές τις δονήσεις και των μέσων διάδοσης για κάθε χρήστη, οι συχνότητες που αναφέρθηκαν μπορεί να είναι ελαφρώς διαφορετικές. Ωστόσο, η ζώνη συχνοτήτων παραμένει σταθερή. Επίσης έχει αποδειχθεί ότι το περιεχόμενο της συχνότητας του σήματος MMG μπορεί να είναι στενά συνδεδεμένη με τη μυϊκή δυσκαμψία όπως επίσης και ότι η αύξηση της μυϊκής κόπωσης μπορεί να προκαλέσει μείωση του πλάτους MMG [9]. Αυτό είναι ένα πολύ σημαντικό χαρακτηριστικό του MMG και πρέπει να λαμβάνεται υπόψη κατά την ανάλυση των δεδομένων.

Έχει γίνει αναφορά ότι το πλάτος του σήματος MMG, έχει άμεση σχέση με το μήκος του μυ που θα τοποθετηθεί ο αισθητήρας [10]. Επίσης, το πλάτος του σήματος είναι μέγιστο στο μεσαίο τμήμα των μυών και μειώνεται στις άκρες των μυϊκών ινών. Έτσι, η ιδανική θέση για την τοποθέτηση του αισθητήρα είναι πάνω από το μεσαίο τμήμα του κάθε μυ.

Όλοι αυτά τα χαρακτηριστικά του MMG βοηθούν στην λήψη αποφάσεων κατά τον σχεδιασμό και την τοποθέτηση των αισθητήρων για τη λήψη και την επεξεργασία των σημάτων της συσκευής μας. Η διαδικασία που ακολουθείται είναι κυρίως για την ανίχνευση των δονήσεων χαμηλής συχνότητας πάνω στην επιφάνεια του δέρματος και αυτή επιτυγχάνεται μέσω ποικίλλων αισθητήρων. Αυτοί μπορεί να είναι αισθητήρες πιεζο-ηλεκτρικής επαφής, επιταχυνσιόμετρα, πυκνωτικά μικρόφωνα ηλεκτρίτη και αισθητήρων απόστασης λέιζερ, όπως αναφέρονται στο επόμενο κεφάλαιο.

2.3.3 Τύποι αισθητήρων MMG

Υπάρχουν δύο μέθοδοι για την καταγραφή MMG. Η μία είναι η ανίχνευση του ήχου ή της πίεσης του αέρα που προκαλούν οι μυς στην επιφάνειά τους και η άλλη είναι ανίχνευση της παραμόρφωσης του μύος. Επίσης, έχει γίνει χρήση και άλλων ειδών αισθητήρων όπως αισθητήρες με ενσωματωμένη σιλικόνη, πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες επαφής και αισθητήρες υπερήχων.

Για την επιλογή του κατάλληλου αισθητήρα, υπάρχουν πολλοί παράγοντες που καθορίζουν την προτίμηση του ενός από τον άλλο, όπως είναι η αναλογία σήματος-προς-θόρυβο (SNR), ο βαθμός επιρροής από διάφορες κινήσεις, η ευαισθησία και η απόκριση συχνότητας στο εύρος ζώνης των σημάτων MMG. Επίσης, το συνολικό κόστος του αισθητήρα είναι επίσης μια κρίσιμη παράμετρος για τη λήψη αποφάσεων και στην περίπτωση της παρούσας εργασίας, το χαμηλό κόστος κατασκευής ήταν ένας από αυτούς. Παρακάτω αναφέρονται οι διαφορετικοί τύποι των αισθητήρων καταγραφής MMG σημάτων.

- **Λείζερ Μετατόπισης**

Οι αισθητήρες μετατόπισης λέιζερ έχουν χρησιμοποιηθεί με επιτυχία για τη μέτρηση μυϊκών συσπάσεων. Σε σχετική έρευνα [11] έχουν συγκριθεί οι μετρήσεις του λέιζερ με άλλους αισθητήρες MMG και εξήχθη το συμπέρασμα ότι η μέθοδος λέιζερ αποτελεί πρότυπο για τις MMG μετρήσεις. Αυτοί οι αισθητήρες έχουν συνήθως υψηλό εύρος ζώνης και υψηλή ανάλυση της τάξης των 5 μm, γεγονός που τα καθιστά μια μέθοδο μέτρησης με ιδιαίτερα ακρίβεια, όμως είναι ιδιαίτερα δαπανηρή και χρονοβόρα.

- **Πιεζοηλεκτρικά στοιχεία επαφής**

Τα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία επαφής αποτελούν μία καλή επιλογή λόγω της υψηλής τους ευαισθησίας σε χαμηλές συχνότητες δονήσεων καθώς επίσης και του βάρους τους (λιγότερο από 3g) [1]. Έχουν επίσης το πλεονέκτημα ότι έρχονται απευθείας σε επαφή με την επιφάνεια δόνησης, και έτσι επιτυγχάνεται καλή λήψη μετρήσεων. Το μειονέκτημα που εντοπίζεται κατά την διάρκεια των μετρήσεων στα επιταχυνσιόμετρα είναι ο προσανατολισμός και η αστάθεια πάνω στην επιφάνεια μέτρησης.

- **Πυκνωτικά μικρόφωνα ηλεκτρίτη**

Τα πυκνωτικά μικρόφωνα ηλεκτρίτη (ΠΜΗ), βασίζονται στην ανίχνευση της πίεσης, την οποία μετρούν μέσα σε έναν ακουστικό θάλαμο. Οι διακυμάνσεις της πίεσης, οφείλονται σε μετατοπίσεις του δέρματος που προκαλούν οι μυϊκές δονήσεις. Αυτή η τεχνολογία αποτελεί την καταλληλότερη επιλογή για

φορέσιμες συσκευές χαμηλού κόστους. Μέσα από μελέτες για τα συγκεκριμένα μικρόφωνα, έχει αποδειχτεί ότι οι ανεπιθύμητες δονήσεις που προκαλούνται από διάφορες κινήσεις στις μετρήσεις MMG μειώνονται σημαντικά όταν χρησιμοποιείται ένα πυκνωτικό μικρόφωνο τοποθετημένο μέσα σε ένα ακουστικό θάλαμο [1]. Ουσιαστικά, χρησιμοποιείται ένας κυλινδρικός θάλαμος, και ένα πυκνωτικό μικρόφωνο που είναι τοποθετημένο στο επάνω άκρο του θαλάμου. Το κάτω άκρο του θαλάμου είναι συνήθως ανοιχτό και πιέζεται έναντι της θέσης των μυών. Επίσης από [1] αποδείχτηκε ότι το διπλό ολοκλήρωμα των σημάτων που καταγράφονται χρησιμοποιώντας επιταχυνσιόμετρο είναι παρόμοια με τα σήματα που καταγράφονται με τη χρήση του μικροφώνου. Τα επιχειρήματα αυτά δείχνουν ότι για μία φορέσιμη συσκευή, οι αισθητήρες ΠΜΗ είναι οι πλέον κατάλληλοι για διαχωρισμό κινήσεων λόγω της ευκολία διασύνδεσης τους, του χαμηλού κόστους τους και του εύκολου σχεδιασμού τους για την τελική συσκευή. Σε επόμενα κεφάλαια, θα συζητήσουμε για τον σχεδιασμό του αισθητήρα ΠΜΗ, του ακουστικού του θαλάμου και τις τεχνικές ιδιότητες του.

2.4 Μέθοδοι αναγνώρισης κίνησης στις μυϊκές διεπαφές

Οι μηχανισμοί μυϊκών διεπαφών(ΜΔ) είναι οι μηχανισμοί των οποίων η είσοδος ελέγχου είναι σήματα από τους μυς του ανθρώπινου σώματος. Αυτά μετά από την κατάλληλη επεξεργασία ερμηνεύονται άμεσα σε εντολές του χρήστη προς τη συσκευή. Ο έλεγχος συσκευών μέσω μυών έχει αρκετά πλεονεκτήματα έναντι των συμβατικών τεχνολογιών που χρησιμοποιούνται. Το πιο σημαντικό από αυτά είναι ότι δεν απαιτείται να γίνεται ευδιάκριτη μία κίνηση, επιτρέποντας στο χρήστη να ελέγχει τη συσκευή με μία πολύ μικρή μυϊκή δραστηριότητα, όπως η συστροφή του καρπού ή μικρές κινήσεις των δακτύλων. Επίσης, χρησιμοποιώντας τους μυς, δεν χρειάζεται ο χρήστης να βρίσκεται σε οπτική επαφή με την συσκευή την οποία θέλει να ελέγξει. Επίσης υπερτερεί και από τον έλεγχο με φωνητικές εντολές όπου αυτές γίνονται ενοχλητικές σε δημόσιους χώρους, με αποτέλεσμα να αποκαλύπτεται η πρόθεση του χρήστη. Στις ακόλουθες ενότητες περιγράφονται διάφορα σήματα ελέγχου που χρησιμοποιούνται για τον σχεδιασμό των διεπαφών μηχανής μυών.

Η δυνατότητα να καθοριστούν οι κινήσεις ενός ατόμου μπορεί να επιτευχθεί μέσω από μια πληθώρα εργαλείων για τις ΜΔ. Μερικά από αυτά φαίνονται παρακάτω :

- Ενσύρματα γάντια. Αυτά μπορούν να παρέχουν είσοδο στον υπολογιστή σχετικά με τη θέση και τη περιστροφή των χεριών χρησιμοποιώντας μαγνητικές ή αδρανειακές συσκευές ανίχνευσης.

Επιπλέον κάποια γάντια μπορούν να ανιχνεύσουν κάμψη δαχτύλου με υψηλό βαθμό ακρίβειας (5 με 10 μοίρες) ή να παρέχουν απτική ανάδραση στον χρήστη, η οποία είναι μια προσομοίωση της αίσθησης της αφής.

- Κινήσεις βασισμένες σε μικροελεγκτή. Αυτοί οι ελεγκτές ενεργούν ως προέκταση του σώματος, έτσι ώστε όταν οι κινήσεις εκτελούνται, μερικές μπορούν να συλληφθούν εύκολα με τη χρήση κάποιου λογισμικού. Οι κινήσεις του ποντικιού (mouse gestures) είναι ένα τέτοιο παράδειγμα, όπου η κίνηση του ποντικιού συσχετίζεται με ένα σύμβολο που συντάσσεται από το χέρι ενός ατόμου, όπως είναι το Wii Remote ή το Myo, που μπορούν να μελετήσουν αλλαγές στην επιτάχυνση με την πάροδο του χρόνου για την αναπαράσταση των κινήσεων.

2.4.1 Παρόμοιες συσκευές μυϊκών διεπαφών

Παρακάτω αναφέρονται μερικές υλοποιήσεις ΜΔ, οι οποίες χρησιμοποιούν μερικές από τις παραπάνω μεθόδους. Οι αισθητήρες που χρησιμοποιούν καταγράφουν σήματα ΕΜΓ και ΜΜΓ, ενώ η χρήση των περισσότερων από αυτά είναι για ερευνητικούς σκοπούς.

• Myo

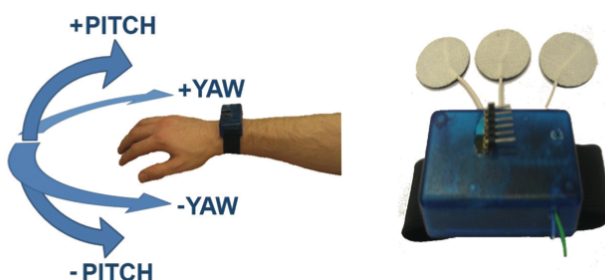
Το Myo είναι ένα περιβραχιόνιο το οποίο μπορεί να κάνει αναγνώριση κινήσεων του χεριού και των δακτύλων. Αντίθετα με άλλες συσκευές που χρησιμοποιούν εργαλεία οπτικής αναγνώρισης, όπως κάμερες, το Myo κάνει χρήση των ηλεκτρικών δραστηριοτήτων του μυ, προκειμένου να τις ανιχνεύσει. Αναγνωρίζει μια πληθώρα κινήσεων, συμπεριλαμβανομένου ακόμα και τη ταχύτητα, τη κατεύθυνση και τη γωνία του χεριού, με τη βοήθεια ενός IMU. Το IMU που χρησιμοποιεί περιλαμβάνει ένα τριών αξόνων επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο και μαγνητόμετρο. Επίσης, χρησιμοποιεί οχτώ αισθητήρες που αναγνωρίζουν την ηλεκτρική δραστηριότητα του μυ και έπειτα τα σήματα που λαμβάνει στέλνονται σε έναν μικροεπεξεργαστή, ο οποίος τα διερμηνεύει σε κινήσεις. Το Myo επιτρέπει τον ασύρματο έλεγχο διάφορων ηλεκτρονικών συσκευών, όπως υπολογιστές, κινητά κ.α. (για παράδειγμα ο χρήστης μπορεί να αλλάξει εφαρμογές στην επιφάνεια εργασίας του, απλά με τη κίνηση του χεριού του ή ακόμα και να το χρησιμοποιεί για χειρισμό βιντεοπαιχνιδιών). Η τελευταία έκδοση του, ζυγίζει περίπου 95 γραμμάρια και τοποθετείται στον πάνω αντιβράχιο μυ. Επίσης, όσον αφορά την επεξεργασία των σημάτων, το Myo έχει αναπτύξει έναν αλγόριθμο μάθησης (παραλλαγή του αλγόριθμου Random forest), ο οποίος μπορεί να ανιχνεύσει περίπου είκοσι κινήσεις [12].



Εικόνα 2-1: Ο αισθητήρας Myo

- **Ανάπτυξη συσκευής για διεπαφή ανάπηρων ανθρώπων με υπολογιστές, με χρήση EMG και γυροσκοπίου.**

Στην υλοποίηση αυτή [13], παρουσιάζεται το πώς ένα περιβραχιόνιο, στο οποίο είναι τοποθετημένα πάνω του αισθητήρες γυροσκοπίου και ανίχνευσης ηλεκτρομυογραφήματος, μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν μια απλή συσκευή εισόδου για άτομα που είναι ακρωτηριασμένα στα πάνω άκρα του σώματος. Η συσκευή επιτρέπει στον χρήστη, να μπορεί να ελέγχει διάφορες ηλεκτρονικές συσκευές, όπως υπολογιστή ή κάποιου ρομποτικού χεριού, μέσω της περιστροφής του χεριού (γωνίες yaw και pitch) καθώς και με τη σύσπαση των μυϊκών ομάδων. Αρχικά γίνεται ο υπολογισμός των γωνιών yaw και pitch, ενώ τεχνικές χρήσης κατωφλιού στα EMG σήματα χρησιμοποιούνται για το πάτημα εικονικών κουμπιών. Προκειμένου να προσομοιωθούν διάφορα είδη αναπηρίας, δοκιμάστηκαν δύο περιοχές στο χέρι του χρήστη, οι οποίες ήταν ο καρπός και το πάνω αντιβράχιο. Ο στόχος της συσκευής είναι να μπορεί να κάνει την αλληλεπίδραση μεταξύ των εφαρμογών του υπολογιστή πιο εύκολη σε ακρωτηριασμένους χρήστες.



Εικόνα 2-2: Συσκευή για διεπαφής ανάπηρων ανθρώπων με υπολογιστές, μέσω EMG και γυροσκοπίου.

- **FingerMic**

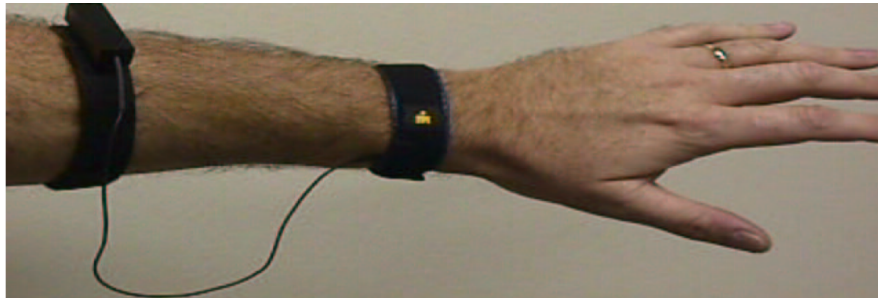
Το FingerMic [14] είναι μια φορέσιμη συσκευή, η οποία παρέχει μία απλή και χαμηλή σε πολυπλοκότητα μέθοδο, με σκοπό να δίνει σήματα εισόδου σε κινητές συσκευές. Χρησιμοποιεί δύο μικρά μικρόφωνα, τα οποία είναι τοποθετημένα στον καρπό και μία εκτυπωμένη πλακέτα, προκειμένου να ανιχνεύει και να μετράει τον ήχο που περνάει μέσα από τα κόκκαλα του χεριού, κατά τη διάρκεια της κίνησης του δακτύλου. Συγκεκριμένα, οι αισθητήρες που χρησιμοποιούνται είναι πιεζοηλεκτρικά στοιχεία, ενώ υπάρχει υποστήριξη για ασύρματη μετάδοση δεδομένων, μέσω Bluetooth. Η συσκευή υποστηρίζει την ανίχνευση δώδεκα χειρονομιών, η οποία υλοποιήθηκε με τη χρήση κρυφών Μαρκοβιανών μοντέλων (Hidden Markov models). Τέλος, η εκπαίδευση του μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε έγινε με τη χρήση των δεδομένων ενός χρήστη, το οποίο είχε ως αποτέλεσμα ποσοστό επιτυχίας 75-85%.



Εικόνα 2-3: Fingermic

- **The Sound of One Hand**

Στην υλοποίηση αυτή [15] ως αισθητήρες καταγραφής βιοσημάτων χρησιμοποιούνται πιεζοηλεκτρικά στοιχεία, τα οποία έχουν σαν στόχο την ανίχνευση των κινήσεων των δακτύλων του χεριού. Για τον σκοπό αυτό έχουν υλοποιηθεί δύο ταξινομητές στη matlab, οι οποίοι δειγματοληπτούν στα 8000 σημεία το δευτερόλεπτο. Επίσης, οι τάσεις των καναλιών του αισθητήρα κβαντίζονται σε δέκα διακριτά επίπεδα, τα οποία χρησιμοποιούνται σαν είσοδο σε μια μηχανή πεπερασμένης κατάστασης, προκειμένου να αποφανθεί ποια χειρονομία έγινε.



Εικόνα 2-4: “The sound of Hand”.

2.5 Δειγματοληψία

Στον επιστημονικό τομέα της επεξεργασίας σήματος, ως δειγματοληψία ορίζεται η μετατροπή ενός συνεχούς σήματος σε διακριτό. Ένα συνηθισμένο παράδειγμα δειγματοληψίας είναι η μετατροπή ενός ηχητικού σήματος (συνεχές σήμα) σε μια σειρά από δείγματα, το οποίο ονομάζεται σήμα διακριτού χρόνου. Το δείγμα αναφέρεται σε μια τιμή του συνεχούς σήματος σε μια συγκεκριμένη χρονική στιγμή, ενώ ο δειγματολήπτης είναι ένα σύστημα το οποίο εξάγει δείγματα (σε ίσα χρονικά διαστήματα) από ένα συνεχές σήμα. Ένας θεωρητικός ιδανικός δειγματολήπτης δημιουργεί δείγματα τα οποία αντιστοιχούν στην στιγμιαία τιμή του συνεχές σήματος στα επιθυμητά χρονικά σημεία.

Σύμφωνα με το θεώρημα δειγματοληψίας Nyquist-Shannon, τα σήματα περιορισμένου φάσματος μπορούν να ανακατασκευαστούν πλήρως από την δειγματοληπτημένη μορφή τους εάν η συχνότητα δειγματοληψίας είναι μεγαλύτερη ή ίση από την διπλάσια μέγιστη συχνότητά τους [16].

2.6 Μετασχηματισμός Fourier

Ο όρος Μετασχηματισμός Φουριέ (ΜΦ) αναφέρεται στην αποσύνθεση μίας συνάρτησης σε άθροισμα απείρων περιοδικών ημιτονοειδών και συνημιτονοειδών συναρτήσεων [17].

$$f(t) = \int_{-\infty}^{\infty} F(x) \times e^{2\pi x i \times x t} dx$$
$$F(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \times e^{-2\pi x i \times x t} dt$$

Για συναρτήσεις διακριτής ανεξάρτητης μεταβλητής, όπου οι φυσικοί αριθμοί είναι το πεδίο ορισμού της f , υπάρχουν οι διακριτές παραλλαγές του ΜΦ: ο Μετασχηματισμός Φουριέ Διακριτού Χρόνου (ΜΦΔΧ ή DFT), με συνεχές πεδίο τιμών και κατάλληλος για απεριοδικές συναρτήσεις,

$$S_{1/T} = F\left\{ \sum_{n=-\infty}^{+\infty} s[n] \times \delta(t - n \times T) \right\}$$

και ο Διακριτός Μετασχηματισμός Φουριέ (ΔΜΦ ή DFT), με διακριτό πεδίο τιμών και κατάλληλος για περιοδικές συναρτήσεις.

$$S_N[k] = \frac{\sum_N s_N[n] \times e^{-i \times 2 \times \pi \times \frac{k}{N} \times n}}{N}$$

Ο γρήγορος μετασχηματισμός Φουριέ (FFT) υπολογίζει τον DFT και παράγει το ίδιο αποτέλεσμα με τον DFT, με τη διαφορά ότι ο FFT είναι πολύ πιο γρήγορος και επακριβής.

Έστω οι μιγαδικοί αριθμοί x_0, \dots, x_{N-1} , ο DFT ορίζεται από την παρακάτω εξίσωση.

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n \times e^{-i \times 2 \times \pi \times k \times \frac{n}{N}}$$

Συγκρίνοντας τους δύο αλγόριθμους, ο DFT απαιτεί $O(N^2)$ επαναλήψεις, ενώ ο FFT παράγει τα ίδια αποτελέσματα σε $O(N \log N)$.

2.6.1 Φασματική ανάλυση

Η φασματική ανάλυση μπορεί να περιγραφεί ως η εκτίμηση του φάσματος του άπειρης διάρκειας σήματος, δοθέντος ενός πεπερασμένου πλήθους δειγμάτων κάποιου σήματος. Για τον υπολογισμό της ενέργειας ή ισχύος της κυματομορφής $x(t)$, ανάλογα με την περίπτωση σήματος, ισχύει

$$E_x = \int_{-\infty}^{\infty} |X(f)|^2 df$$

$$P_x = \lim_{T \rightarrow \infty} \int_{-\infty}^{\infty} S_X(f) df$$

όπου για σήματα ισχύος, $S_X(f)$ είναι η πυκνότητα φάσματος ισχύος (Power Spectral Density – PSD) της $x(t)$. Για σήματα διακριτού χρόνου που προκύπτουν από δειγματοληψία της $x(t)$ με περίοδο T_s , οι αντίστοιχες σχέσεις υπολογισμού της ενέργειας ή ισχύος γίνονται

$$E_X = T_s \sum_{n=-\infty}^{\infty} x^2[n]$$

$$P_X = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^N x^2[n]$$

Ένας απλός τρόπος να εκτιμηθεί η πυκνότητα φάσματος ισχύος της κυματομορφής $x(t)$ είναι να ληφθεί ο DTFT των δειγμάτων του σήματος και μετά να υψωθεί στο τετράγωνο το μέτρο του αποτελέσματος. Αυτός ο εκτιμητής αποκαλείται περιοδόγραμμα (periodogram). Το περιοδόγραμμα ενός πεπερασμένου μήκους L σήματος $x[n]$ ορίζεται ως

$$P_{xx}(f) = \frac{|X_d(\frac{f}{f_s})|^2}{f_s \times L}$$

όπου $X_d(f)$ ο DTFT του σήματος. Με το μήκος L να τείνει στο άπειρο, το περιοδόγραμμα $P_{xx}(f)$ τείνει στην πυκνότητα φάσματος ισχύος $S_X(f)$. Ο υπολογισμός του περιοδογράμματος σε πεπερασμένο πλήθος συχνοτήτων $k f_s / N$, $k=0, 1, \dots, N$ δίνει

$$P_{xx}[k] = \frac{|X_k|^2}{f_s \times L}, k = 0, 1, \dots, N - 1$$

όπου X_k και ο DFT της πεπερασμένου μήκους L σειράς δειγμάτων του σήματος. Η ισχύς του σήματος τότε είναι:

$$P_x = \frac{\sum_{n=0}^{L-1} |x_n|^2}{L}$$

όπου η τελευταία ισότητα προκύπτει από το θεώρημα Parseval, που για την περίπτωση του DFT εκφράζεται ως:

$$\sum_{n=0}^{N-1} |x_n|^2 = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} |x_n|^2}{N}$$

όπου $X[k]$ οι συντελεστές του αναπτύγματος σε σειρά Fourier και T_0 η περίοδος του σήματος.

2.6.2 Παράθυρα εκτιμητών φάσματος

Στην ψηφιακή επεξεργασία σήματος, η συνάρτηση παραθύρου, είναι μια μαθηματική συνάρτηση που έχει μηδενική τιμή έξω από ένα μηδενικό διάστημα. Όταν μια άλλη συνάρτηση ή κυματομορφή-αλληλουχία στοιχείων πολλαπλασιάζεται με μια συνάρτηση παραθύρου, το παραγωγντικό είναι επίσης μηδενικής τιμής.

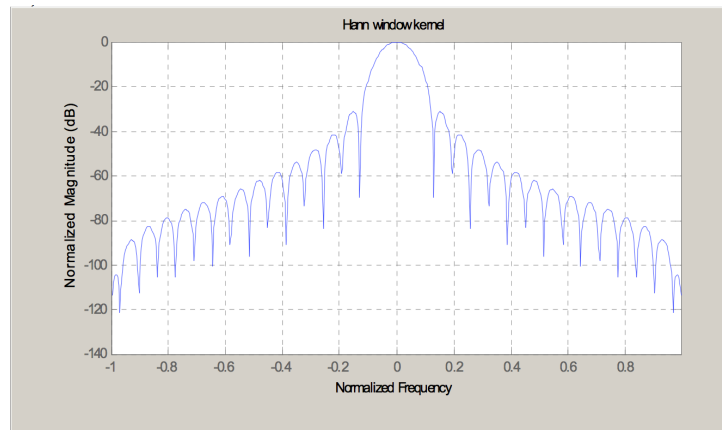
Οι εφαρμογές των συναρτήσεων παραθύρου περιλαμβάνουν τη φασματική ανάλυση, το σχεδιασμό του φίλτρου και τη διαμόρφωση δέσμης. Σε τυπικές εφαρμογές, οι συναρτήσεις παραθύρου που χρησιμοποιούνται για την εξομάλυνση των λοβών που προκύπτουν από την φασματική ανάλυση.

Το εύρος του κύριου λοβού μετριέται συνήθως από μηδενισμό σε μηδενισμό. Η στάθμη των πλευρικών λοβών μετριέται σε dB σε σχέση με αυτή του κύριου λοβού, ενώ ιδιαίτερο ενδιαφέρον εμφανίζει ο υψηλότερος εκ των πλευρικών λοβών όπως επίσης και ο ρυθμός μείωσής τους (drop-off rate).

• Παράθυρο Hann ή Hanning

Προκύπτει από το αποτέλεσμα της υπέρθεσης των ολισθημένων πυρήνων τριών ορθογωνικών παραθύρων, με αποτέλεσμα την αλληλοαναίρεση των πλευρικών λοβών. Στο πεδίο του χρόνου για μήκος παραθύρου L , ορίζεται ως

$$w[n] = 0.5 \times \left(1 - \cos\left(\frac{2 \times \pi}{N} n\right) \right), 0 \leq n \leq N$$

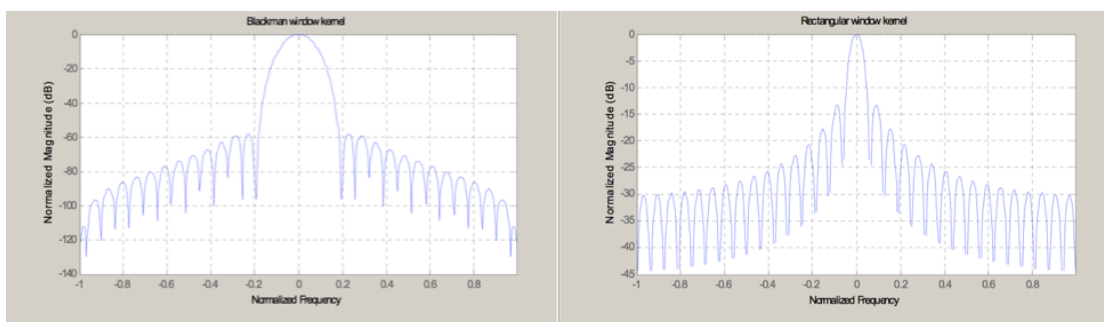


Εικόνα 2-5: Πυρήνας παραθύρου Hann. Η στάθμη του υψηλότερου πλευρικού λοβού είναι -32 dB και ο ρυθμός μείωσης -18 dB ανά οκτάβα

- **Παράθυρο Blackman**

Αποτελεί παραλλαγή του παραθύρου Hann για περαιτέρω μείωση του ύψους των πλευρικών λοβών. Προκύπτει από το αποτέλεσμα της υπέρθεσης των πυρήνων πέντε ορθογωνικών παραθύρων που έχουν ολισθήσει έτσι ώστε οι πλευρικοί λοβοί να αλληλοαναιρούνται. Στο πεδίο του χρόνου για μήκος παραθύρου L , ορίζεται ως

$$w[n] = 0.42 - 0.5 \times \cos\left(\frac{2 \times \pi}{N}\right) + 0.08 \times \cos\left(\frac{2 \times \pi}{N}\right), 0 \leq n \leq N$$



Εικόνα 2-6: Πυρήνας παραθύρου Blackman και ορθογωνικού. Η στάθμη του υψηλότερου πλευρικού λοβού του παραθύρου Blackman είναι -57 dB και ο ρυθμός μείωσης -18 dB ανά οκτάβα, εμφανίζοντας εμφανώς καλύτερα αποτελέσματα από το ορθογωνικό και το παράθυρο Hann

2.7 Φίλτρα

Ένα φίλτρο είναι μία συσκευή ή μια διαδικασία, η οποία αφαιρεί από ένα σήμα κάποια ανεπιθύμητα στοιχεία του. Τις περισσότερες φορές η χρήση τους γίνεται με σκοπό την αποκοπή κάποιων συχνοτήτων και την ενίσχυση κάποιων άλλων, προκειμένου να γίνει η μείωση των παρεμβαλλόμενων σημάτων και να απομακρυνθεί ο θόρυβος. Μία σημαντική παράμετρος που πρέπει να ληφθεί υπόψη πριν τη σχεδίαση ενός φίλτρου είναι η τάξη του. Γενικά όσο αυξάνεται η τάξη του, τόσο πιο απότομη είναι η κλίση της καμπύλης απόκρισης που έχει, αλλά αυξάνεται και η πολυπλοκότητά του. Οι κύριες υλοποιήσεις φίλτρων που χρησιμοποιούνται είναι τα αναλογικά και τα ψηφιακά.

Τα αναλογικά φίλτρα αποτελούνται από ένα ηλεκτρονικό κύκλωμα και έχουν μια πληθώρα από εφαρμογές, όπως ο διαχωρισμός ενός ηχητικού σήματος σε διάφορες συχνότητες. Μπορούν να περιγραφούν με τη χρήση γραμμικών διαφορικών εξισώσεων και αποτελούνται από πυκνωτές, πηνία και αντιστάσεις.

Αντίθετα τα ψηφιακά φίλτρα χρησιμοποιούν μαθηματικές εξισώσεις σε ένα σήμα που έχει δειγματοληφθεί για να αφαιρεθούν όλες οι ανεπιθύμητες πληροφορίες του. Ένα ψηφιακό φίλτρο συνήθως χρησιμοποιεί έναν αναλογικό σε ψηφιακό μετατροπέα (ADC converter) για να κάνει δειγματοληψία του σήματος, ενώ επίσης χρησιμοποιούνται μικροεπεξεργαστές και κάποια περιφερειακά όπως μνήμες για να αποθηκεύουν δεδομένα και παραμέτρους του φίλτρου. Το ψηφιακό φίλτρο υλοποιείται με εντολές προγράμματος, οι οποίες τρέχουν στον μικροεπεξεργαστή χρησιμοποιώντας τις κατάλληλες μαθηματικές εξισώσεις.

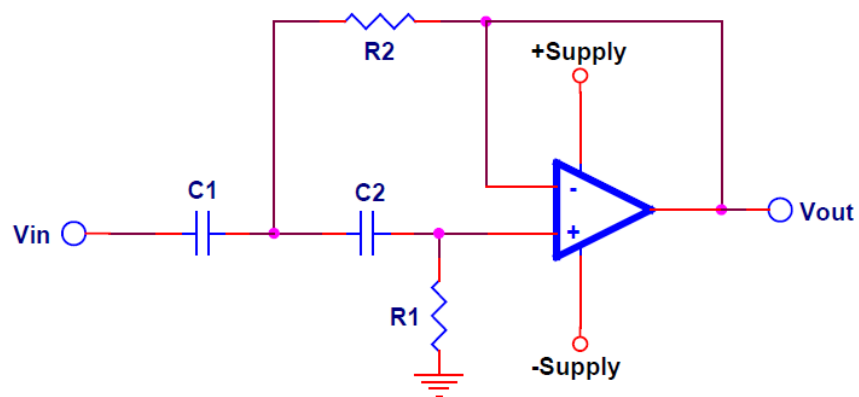
Οι διαφορές που παρατηρούνται μεταξύ αναλογικών και ψηφιακών φίλτρων είναι οι εξής:

- Τα αναλογικά φίλτρα είναι εύκολο να υλοποιηθούν και δεν υπάρχει ανάγκη για κάποιον μικροεπεξεργαστή.
- Δεν υπάρχει ανάγκη υλοποίησης κάποιου αλγόριθμου στα αναλογικά φίλτρα.
- Τα απλά RC αναλογικά φίλτρα χρειάζονται ελάχιστα στοιχεία για να αποτελέσουν το κύκλωμα.
- Στις μοντέρνες ηλεκτρονικές συσκευές, οι οποίες χρησιμοποιούν κάποιον επεξεργαστή, το ψηφιακό φίλτρο είναι αναγκαίο και δεν χρειάζεται πολλά στοιχεία για να υλοποιηθεί.
- Τα ψηφιακά φίλτρα μπορούν να φιλτράρουν πολύ χαμηλές συχνότητες.
- Τα ψηφιακά φίλτρα είναι εύκολα προσαρμοστικά στις αλλαγές των χαρακτηριστικών του φίλτρου, ανάλογα με την είσοδο του σήματος.

Πακάτω αναφέρονται διάφορα είδη φίλτρων ανάλογα με τις ιδιότητες που έχουν.

- **Υψιπερατό φίλτρο (Highpass filter)**

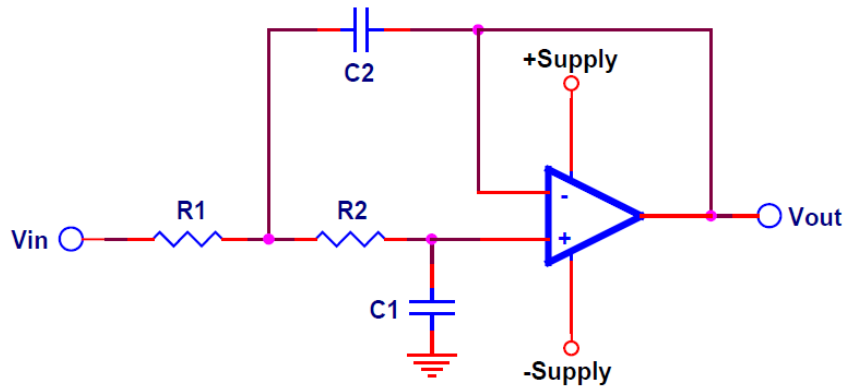
Ένα υψιπερατό φίλτρο είναι ένα ηλεκτρονικό φίλτρο το οποίο επιτρέπει τη διέλευση υψηλών συχνοτήτων, αλλά μειώνει το πλάτος των συχνοτήτων που είναι μικρότερες από τη συχνότητα αποκοπής (cut-off frequency). Το ποσοστό της μείωσης του πλάτους μπορεί να διαφέρει σε κάθε φίλτρο. Ένα υψιπερατό φίλτρο συνήθως μοντελοποιείται ως ένα χρονικά αμετάβλητο σύστημα (LTI) και μπορεί να έχει αρκετές χρήσεις. Συνήθως χρησιμοποιείται συχνά σε ηχοσυστήματα, προκειμένου να περάσουν οι υψηλές συχνότητες και να αποκοπούν οι χαμηλές.



Εικόνα 2-7: Υλοποίηση ενός υψιπερατού φίλτρου.

- **Χαμηλοπερατό φίλτρο (Lowpass filter)**

Ένα χαμηλοπερατό φίλτρο είναι ένα φίλτρο το οποίο επιτρέπει τη διέλευση των σημάτων με χαμηλή συχνότητα, ενώ μειώνει το πλάτος των σημάτων τα οποία έχουν μεγαλύτερη συχνότητα από τη συχνότητα αποκοπής. Όπως στο υψιπερατό φίλτρο, έτσι και στο χαμηλοπερατό η απόσβεση που υφίσταται η κάθε συχνότητα εξαρτάται από τον σχεδιασμό του φίλτρου. Υπάρχουν διάφορες χρήσεις στις οποίες χρησιμοποιούνται τα χαμηλοπερατά φίλτρα, όπως ηλεκτρονικά κυκλώματα, φίλτρα anti-aliasing, ψηφιακά φίλτρα κ.α. Γενικά, τα χαμηλοπερατά φίλτρα παρέχουν μια ομαλότερη μορφή του σήματος, αφαιρώντας τις μικρές διακυμάνσεις.

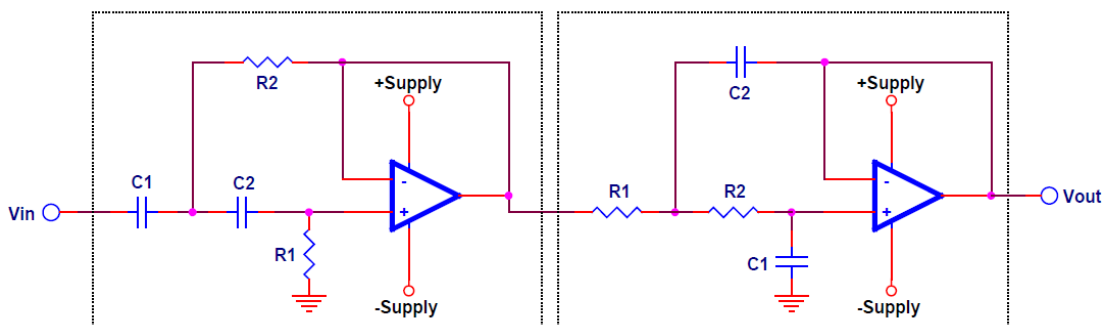


Εικόνα 2-8: Υλοποίηση ενός χαμηλοπερατού φίλτρου.

- **Ζωνοπερατό φίλτρο (Bandpass filter)**

Ένα ζωνοπερατό φίλτρο είναι μία συσκευή η οποία αφήνει να περάσουν συχνότητες που βρίσκονται σε ένα συγκεκριμένο εύρος συχνοτήτων, ενώ αποκόπτει τις συχνότητες που είναι έξω από αυτό. Το εύρος των συχνοτήτων καθορίζεται από τις συχνότητες αποκοπής.

Προκειμένου να σχεδιαστεί το ζωνοπερατό φίλτρο ουσιαστικά το σήμα πρέπει να διέρθει πρώτα από ένα υψιπερατό φίλτρο, προκειμένου να περάσουν οι συχνότητες πάνω από τη συχνότητα κάτω αποκοπής (lower cut-off frequency) και μετά να διέρθει από ένα χαμηλοπερατό φίλτρο για να μην περάσουν οι συχνότητες πάνω από τη συχνότητα πάνω αποκοπής (upper cut-off frequency). Έχουν μία πληθώρα από εφαρμογές όπως στη σεισμολογία, στα sonars ακόμα και σε ιατρικές εφαρμογές, για παράδειγμα στη μελέτη του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και στο εγκεφαλογράφημα.



Εικόνα 2-9: Υλοποίηση ενός ζωνοπερατού φίλτρου.

2.7.1 Γραμμικά φίλτρα

• Φίλτρο Chebyshev

Τα φίλτρα Chebyshev μπορεί να είναι είτε αναλογικά, είτε ψηφιακά. Μια σημαντική ιδιότητα τους είναι ότι ελαχιστοποιούν το σφάλμα μεταξύ του θεωρητικά ιδανικού φίλτρου και του πραγματικού. Επίσης, τα πλάτη στις συχνότητες που αφήνει να περάσουν (pass band) γίνονται πιο επίπεδα, ενώ υπάρχει απότομη μείωση στη συχνότητα αποκοπής. Ένα μειονέκτημα όμως που έχει είναι ότι αφήνει να υπάρχει ένα "κυματισμός" στις συχνότητες pass band. Το πιο κοινό φίλτρο Chebyshev είναι το φίλτρο πρώτου τύπου και η τάξη του φίλτρου είναι ίση με τον αριθμό των αντιδραστικών στοιχείων σε ένα κύκλωμα (π.χ. πηνία), που χρειάζονται για να αναπαρασταθεί το φίλτρο σε ένα αναλογικό κύκλωμα.

• Φίλτρα Butterworth

Τα φίλτρα Butterworth έχουν σαν χαρακτηριστική ιδιότητα ότι στις συχνότητες διέλευσης ,το σήμα είναι τελείως επίπεδο, ενώ στις συχνότητες αποκοπής το πλάτος αποσβένει ομαλά. Επίσης, η μετάβαση του σήματος από τις χαμηλές στις υψηλές συχνότητες γίνεται πιο απότομη όσο αυξάνεται η τάξη του φίλτρου. Το γεγονός ότι η συχνότητα αποκοπής πέφτει σταδιακά στο μηδέν σημαίνει ότι κάποιες συχνότητες κοντά σε αυτή μπορεί να περάσουν. Όμως όσο ανεβαίνει η τάξη του φίλτρου, τόσο αυτό είναι πιο κοντά είναι στο θεωρητικά ιδανικό φίλτρο Butterworth.

2.7.2 Φίλτρο Kalman

Το φίλτρο Kalman [18] ,γνωστό και ως γραμμική και τετραγωνική εκτίμηση (LQE), είναι ένας αλγόριθμος ο οποίος χρησιμοποιεί μία σειρά από μετρήσεις οι οποίες μπορεί να περιέχουν διάφορες ανακρίβειες, όπως τυχαίες παραλλαγές θορύβου. Μετά παράγει κάποιες εκτιμήσεις άγνωστων μεταβλητών οι οποίες τείνουν να είναι πιο ακριβείς από αυτές που απλά βασίζονται σε μία μέτρηση. Ουσιαστικά, χρησιμοποιεί μια σειρά μετρήσεων, οι οποίες περιέχουν θόρυβο και βοηθούν στον υπολογισμό του σφάλματος μέτρησης. Έτσι, το kalman filter προσπαθεί να εκτιμήσει τη κατάσταση του συστήματος βασισμένο στις τωρινές και τις προηγούμενες τιμές που δίνουν τη μεγαλύτερη ακρίβεια. Στο πρόβλημα της δειγματοληψίας των τιμών από το γυροσκόπιο, οι τιμές είναι αρκετά θορυβώδης εξαιτίας της επιτάχυνσης της βαρύτητας. Για να λυθεί αυτό το πρόβλημα, το kalman filter λειτουργεί ως παράγοντας για μία στατιστικά βέλτιστη εκτίμηση της κατάστασης του

συστήματος ,βασισμένη στις μετρήσεις που έγιναν. Δύο σημαντικές παράμετροι που χρησιμοποιούνται στο φίλτρο είναι ο θόρυβος που εισάγεται για να γίνει η εκτίμηση, ο οποίος ονομάζεται θόρυβος μέτρησης (measurement noise) και ο θόρυβος από το ίδιο το σύστημα, ο οποίος ονομάζεται θόρυβος επεξεργασίας (process noise). Για να γίνει εφικτό αυτό ο θόρυβος πρέπει να ακολουθεί γκαουσιανή κατανομή και να έχει μηδενική μέση τιμή. Γενικά, οι περισσότεροι τυχαίοι θόρυβοι έχουν αυτό το χαρακτηριστικό. Η κατάσταση του συστήματος τη χρονική στιγμή k , δίνονται από τη παρακάτω εξίσωση:

$$x_k = F \times x_{k-1} + B \times u_k + w_k \quad (2-1)$$

όπου x_k είναι ο πίνακας κατάστασης, στο πρόβλημα της δειγματοληψίας των τιμών του γυροσκόπιου, ο πίνακας περιέχει τη γωνία κατά x ή κατά y και τη γωνία απόκλισης.

Η επόμενη παράμετρος είναι ο πίνακας F , ο οποίος είναι ο το μοντέλο μετάβασης κατάστασης (state transition model). Ορίζεται ως :

$$F = \begin{bmatrix} 1 & -Dt \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2-2)$$

όπου Dt είναι η διαφορά μεταξύ της τωρινής και της επόμενης χρονικής στιγμής.

Μετά ο πίνακας B είναι το μοντέλο ελέγχου-εισόδου (control-input model), ο οποίος ορίζεται ως :

$$B = \begin{bmatrix} Dt \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2-3)$$

Η παράμετρος w_k είναι ο θόρυβος που εισάγεται στο σύστημα, ο οποίος ακολουθεί γκαουσιανή κατανομή με μέση τιμή 0 και με διακύμανση Q στη χρονική στιγμή k :

$$w_k \sim N(0, Q_k) \quad (2-4)$$

όπου το Q_k είναι ο πίνακας διακύμανσης θορύβου επεξεργασίας (process noise covariance matrix) , ο οποίος ορίζεται ως εξής :

$$Q_k = \begin{bmatrix} Q_\theta & 0 \\ 0 & Q_{\theta_b} \end{bmatrix} \times Dt \quad (2-5)$$

Τα Q_θ και Q_b είναι η διακύμανση του επιταχυνσιόμετρου και η διακύμανση της απόκλισης αντίστοιχα, οι οποίες πολλαπλασιάζονται με Dt .

Στη χρονική στιγμή k μία μέτρηση z_k της κατάστασης x_k γίνεται μέσω της παρακάτω εξίσωσης :

$$z_k = H_k \times x_k + u_k \quad (2-6)$$

όπου H ονομάζεται το μοντέλο παρατήρησης και χρησιμοποιείται για να αντιστοιχίσει τη πραγματική κατάσταση στη κατάσταση παρατήρησης. Στη περίπτωση του επιταχυνσιόμετρου το H θα ισούται με :

$$H = [1 \quad 0] \quad (2-7)$$

Ο θόρυβος της μέτρησης u_k ακολουθεί και αυτός γκαουσιανή κατανομή, όπως επίσης έχει μηδενική μέση τιμή και διακύμανση R :

$$u_k \sim N(0, R) \quad (2-8)$$

όπου το R ισούται με :

$$R = \text{var}(u) \quad (2-9)$$

Παρακάτω αναφέρονται οι εξισώσεις που χρησιμοποιεί το φίλτρο Kalman για την φάση ανανέωσης και πρόβλεψης.

• Φάση ανανέωσης

Στη φάση της πρόβλεψης εκτιμάται η τωρινή κατάσταση, δηλαδή η τιμή που θα έχει τώρα το γυροσκόπιο σύμφωνα με το kalman filter, σύμφωνα με τις προηγούμενη κατάσταση. Η εξίσωση της φάσης πρόβλεψης φαίνεται παρακάτω :

$$x_{k|k-1} = F \times x_{k-1|k-1} + B \times \theta_k \quad (2-10)$$

Η επόμενη παράμετρος που πρέπει να υπολογιστεί είναι η διακύμανση σφάλματος, η οποία δείχνει το πόσο σωστές είναι οι τωρινές τιμές της εκτίμησης. Όσο πιο μικρό είναι το σφάλμα, τόσο πιο σωστή είναι η εκτίμηση. Η διακύμανση σφάλματος ορίζεται ως εξής :

$$P_{k|k-1} = F \times P_{k-1|k-1} \times F^T + Q_k \quad (2-11)$$

• Φάση πρόβλεψης

Το πρώτο πράγμα που πρέπει να γίνει είναι να υπολογιστεί η διαφορά μεταξύ της μέτρησης z_k και της priori κατάστασης $x_{k|k-1}$:

$$y_k = z_k - H \times x_{k|k-1} \quad (2-12)$$

Μετά υπολογίζεται η νέα διακύμανση (innovation covariance) :

$$S_k = H \times P_{k|k-1} \times H^T + R \quad (2-13)$$

Η πρακτική σημασία της νέας διακύμανσης είναι το κατά πόσο σωστή είναι η μέτρηση, βάση της priori διακύμανσης σφάλματος και του πίνακα διακύμανσης μέτρησης R .

Το επόμενο βήμα είναι ο υπολογισμός τους κέρδους kalman (kalman gain), το οποίο χρησιμοποιείται για να δείξει το κατά πόσο σωστή είναι διακύμανση S . Το κέρδος kalman ορίζεται ως :

$$K_k = P_{k|k-1} \times H^T \times S_k^{-1} \quad (2 - 14)$$

Μετά πρέπει να υπολογιστεί η posteriori εκτίμηση της τωρινής κατάστασης :

$$x_{k|k} = x_{k|k-1} + K_y \times y_k \quad (2 - 15)$$

Τέλος, ανανεώνεται η posteriori διακύμανση λάθους :

$$P_{k|k} = (I - K_k \times H) \times P_{k|k-1} \quad (2 - 16)$$

όπου I είναι ο μοναδιαίος πίνακας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Εξαρτήματα συσκευής - Συνδεσμολογία

Για την υλοποίηση της φορέσιμης συσκευής, ήταν αναγκαία η διερεύνηση των κατάλληλων ηλεκτρονικών εξαρτημάτων και των τεχνικών χαρακτηριστικών τους. Βασικά κριτήρια για την επιλογή τους αποτέλεσαν το χαμηλό κόστος, το μέγεθος και η αποδοτικότητα τους. Έτσι, για τις ανάγκες του μικροελεγκτή επιλέχθηκε ο ATmega328-PU, του επιταχυνσιόμετρου ο GY-521 και του Bluetooth, το RN-42 HID. Επίσης, οι αισθητήρες καταγραφής σημάτων MMΓ που χρησιμοποιήθηκαν, ήταν τα πυκνωτικά μικρόφωνα ηλεκτρίτη. Τέλος, έπειτα από την κατάλληλη συνδεσμολογία του καθενός, υλοποιήθηκε ένα πρότυπο σε μια δοκιμαστική πλακέτα προκειμένου να ελεγχθεί η ταυτόχρονη λειτουργία των εξαρτημάτων.

3.1 Arduino

Το arduino είναι ένας single-board μικροεπεξεργαστής, το οποίο έχει σαν σκοπό τη δημιουργία διάφορων ηλεκτρονικών project. Για παράδειγμα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ώστε να παίρνει σαν είσοδο μία πληθώρα δεδομένων από αισθητήρες και να διαχειρίζεται την έξοδο διάφορων συσκευών στον φυσικό κόσμο, όπως έλεγχο των φώτων, κινητήρων κ.α. Η πλακέτα του arduino μπορεί να συνδεθεί χειρονακτικά ή να αγορασθεί προ-συναρμολογημένη, ενώ το IDE που χρησιμοποιείται για τον προγραμματισμό της πλακέτας είναι open-source και μπορεί κάποιος να το κατεβάσει δωρεάν [19]. Υπάρχουν αρκετοί μικροεπεξεργαστές που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τους ίδιους σκοπούς με το arduino. Αυτό όμως που κάνει το arduino να διαφέρει είναι ο εύκολος προγραμματισμός του, αφού απλοποιεί αυτή τη διαδικασία στον μικροεπεξεργαστή της. Κάποια επιπλέον πλεονεκτήματα φαίνονται παρακάτω [20] και δικαιολογούν το λόγο που χρησιμοποιήθηκε ως ένα πρώτο στάδιο ελέγχου των αισθητήρων της συσκευής.

- Είναι αρκετά φθηνό σε σχέση με άλλες πλατφόρμες μικροεπεξεργαστών.
- Ανεξάρτητο πλατφόρμας λογισμικό (cross-platform), το IDE του arduino τρέχει σε διάφορα λειτουργικά συστήματα όπως Windows, Macintosh OSX και Linux.
- Εύκολο στον προγραμματισμό, καθώς και ο κώδικας μπορεί να γραφθεί εύκολα και ο προγραμματισμός της πλακέτας γίνεται μέσω usb και όχι κάποιας σειριακής θύρας. Κάτι τέτοιο είναι αρκετά χρήσιμο, γιατί πολλοί υπολογιστές δεν έχουν σειριακές θύρες.

- Είναι ανοιχτού κώδικα και επεκτάσιμο software, αφού το software του arduino μπορεί να επεκταθεί από διάφορους προγραμματιστές από βιβλιοθήκες σε C++.
- Έχει δυνατότητα επεκτασιμότητας ,μιας και οι σχεδιαστές κυκλωμάτων μπορούν να φτιάξουν τα δικά τους modules τα οποία μπορούν να επεκτείνουν τη λειτουργία του arduino.

Ύστερα από το στάδιο ελέγχου των αισθητήρων ,χρησιμοποιήθηκε μόνο ο μικροεπεξεργαστής του,ο Atmega328-ρι ,όπως αναφέρεται στο παρακάτω κεφάλαιο.

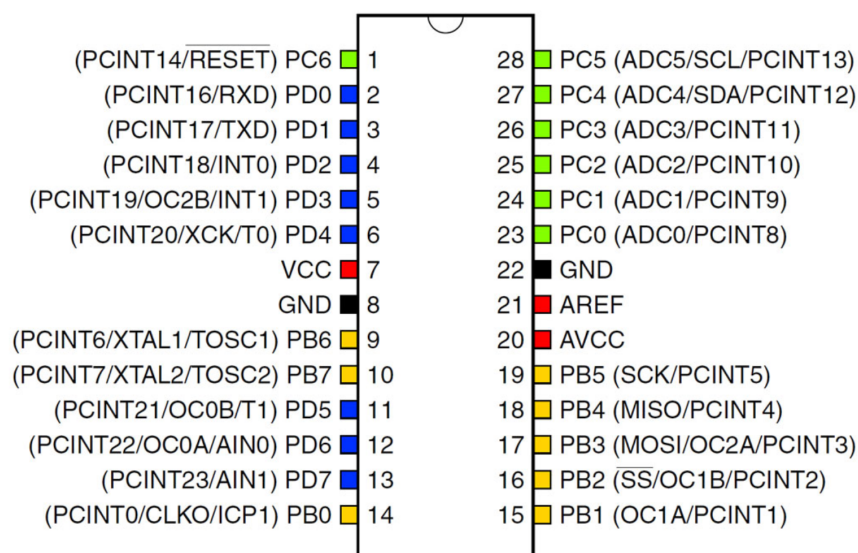
3.2 Atmega328-ρι

Ο μικροελεγκτής του arduino ,όπως αναφέρθηκε είναι βασισμένος στον Atmega328. Ακολουθεί ο πίνακας 3-1, με τα τεχνικά χαρακτηριστικά του μικροεπεξεργαστή.

Όνομασία	Χαρακτηριστικά
Μικροελεγκτής	ATmega328
Τάση λειτουργίας	5V (ή 3.3 V)
Τάση εισόδου (προτεινόμενη)	7 - 12V
Τάση εισόδου (ελάχιστη και μέγιστη)	6 - 20V
Ψηφιακά I/O Pins	14 (από τα οποία τα έξι είναι έξοδοι PWM)
Αναλογικά Pins εισόδων	6
Συνεχές ρεύμα για κάθε I/O Pin	40 mA
Συνεχές ρεύμα για το pin των 3.3V	50 mA
Μνήμη Flash	32 KB (ATmega328) από τα οποία τα 0.5 KB 32 KB (ATmega328) από τα οποία τα 0.5 KB είναι δεσμευμένα από τον bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Ταχύτητα ρολογιού	16 MHz

Πίνακας 3-1: Τεχνικά χαρακτηριστικά Atmega328-ρι

Προκειμένου να συνδεθεί ο μικροεπεξεργαστής επάνω σε οποιαδήποτε πλακέτα, παρατίθενται το σχηματικό διάγραμμα των ακροδεκτών (εικόνα 3-1) αυτού ,όπου διακρίνονται τα ονόματα των 28 ακροδεκτών που διαθέτει.



Εικόνα 3-1: Σχηματικό διάγραμμα ακροδεκτών Atmega328-ρι

Στη συνέχεια ,για τον προγραμμασμό του παραπάνω μικροεπεξεργαστή μέσω του Arduino IDE, έπρεπε πρώτα να εγκατασταθεί ο bootloader του Arduino. Έτσι ,αφού συνδέθηκε ο επεξεργαστής κατάλληλα (πίνακας 3-2) στο breadboard, ακολουθήθηκε την διαδικασία [21] που απαιτείται για τον σκοπό αυτό.

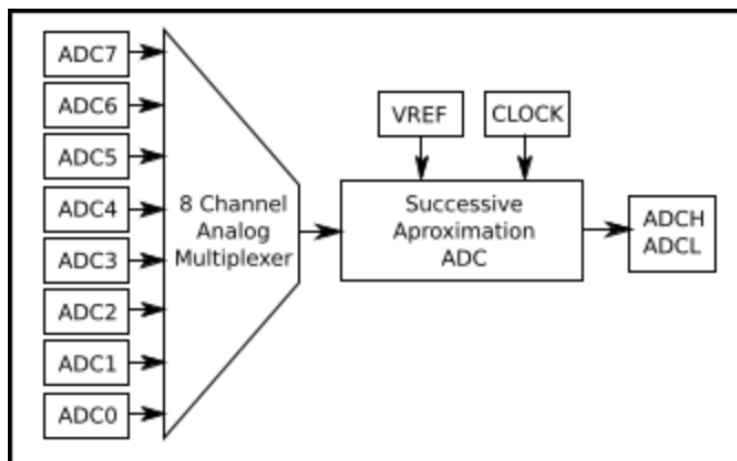
Ακροδέκτης	Σύνδεση με
1(Reset)	Τροφοδοσία 5V μέσω αντίστασης 10kΩ
7(Vcc)	Τροφοδοσία 5V μέσω πυκνωτή 10uF
8(GND)	Γείωση
22(GND)	Γείωση
21(Aref)	Τροφοδοσία 5V
20(AVcc)	Τροφοδοσία 5V μέσω πυκνωτή 100nF
9(Xtal1)	Ρολόι 16Mhz ,μέσω πυκνωτή 22pF που καταλήγει στη γείωση
10(Xtal2)	Ρολόι 16Mhz ,μέσω πυκνωτή 22pF που καταλήγει στη γείωση

Πίνακας 3-2: Συνδεσμολογία Atmega328-ρι

3.2.1 Μετατροπές ψηφιακού σήματος σε αναλογικό

Ο μετατροπέας ψηφιακού σήματος σε αναλογικό (ADC) χρησιμοποιείται για να μετατρέψει μία αναλογική τάση που είναι συνεχώς μεταβαλλόμενη εντός γνωστού εύρους, σε ψηφιακή τιμή. Αυτή η τιμή συχνά αντιπροσωπεύει κάποια πραγματική μέτρηση κόσμου. Ένας AVR μικροεπεξεργαστής διαθέτει 8 κανάλια αναλογικού πολυπλέκτη. Αυτός πολυπλέκει τις 8 αναλογικές θύρες, σε μία ενιαία ADC των 10 bit. Από το σύνολο των αναλογικών καναλιών μόνο μία μπορεί να εκτελεστεί την φορά. Όταν χρησιμοποιούνται περισσότερες από μία αναλογικές θύρες, οι καταγραφές από αυτές διαχειρίζονται από μία ενιαία μονάδα ADC. Ο μικροεπεξεργαστής που χρησιμοποιήσαμε είναι 8 bit, ενώ ο ADC μετατρέπει μία αναλογική τιμή σε ανάλυση των 10bit και τις αποθηκεύει σε δύο καταχωρητές. Αυτοί είναι οι ADCH και ADCL (ADC high & low).

Παρακάτω είναι ένα απλουστευμένο διάγραμμα (εικόνα 3.2.1-1) του ADC για έναν AVR μικροεπεξεργαστή.



Εικόνα 3-3: Διάγραμμα ADC

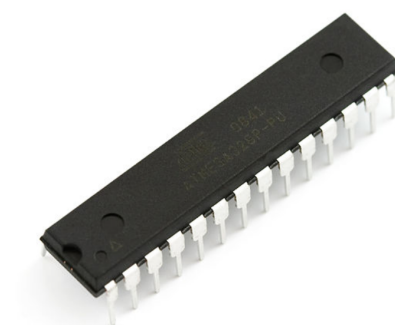
Επίσης, η τάση εισόδου (V_{in}) του ADC πρέπει να είναι μεταξύ 0Volt και μικρότερη από την τάση αναφοράς (V_{ref}) του ADC. Συνήθως αυτό είναι το ίδιο όπως και η τάση τροφοδοσίας (V_{cc}), και στα περισσότερα AVR και Arduino κυκλώματα, είναι 5 βολτ.

Ο τύπος για τον υπολογισμό της τιμής μετατροπής του ADC είναι ο διαιρείται η τιμή του V_{in} με αυτήν του V_{ref} και πολλαπλασιάζεται με την σταθερή τιμή 1023. Με αυτόν τον τρόπο, ο ADC έχει εύρος τιμών από 0 έως 1023, ενώ η τιμή του ADC σε Volt, υπολογίζεται από τον τύπο $(1023/ADC) * 5$.

Ακόμη, ο ADC ενός AVR μικροεπεξεργαστή έχει μια συνιστώμενη ταχύτητα ρολογιού μεταξύ 50 kHz και 200 kHz, όταν είναι επιθυμητή ανάλυση 10 bit, κάτι που σε μεταφράζεται σε 50.000 με 200.000 κύκλους ρολογιού ανά δευτερόλεπτο. Έτσι όσο αυξάνεται αυτή η συχνότητά, τόσο υποβαθμίζεται και

η ανάλυση. Για τον έλεγχο του ρολογιού του ADC, υπάρχει ένας προδιαιρέτης (prescaler). Έτσι, το ρολόι του ADC υποδιαιρείται κατά έναν παράγοντα από την ταχύτητα του ρολογιού στον πυρήνα.

Για την ρύθμιση του prescaler, πρέπει να καταχωρηθούν τα bits του ADPS (2,1,0) στο μητρώο του καταχωρητή ADCSRA. Οι τιμές που μπορεί να πάρει ο prescaler είναι 2, 4, 8, 16, 32, 64 και 128. Μια τυπική ταχύτητα ρολογιού του πυρήνα είναι 16 MHz και η μέγιστη ταχύτητα του πυρήνα είναι 20 MHz. Έτσι, εάν η ταχύτητα ρολογιού του AVR είναι στα 16MHz, το ρολόι του ADC, μπορεί να ρυθμιστεί μέσω του τύπου `AVR_Clock_Speed / Prescaler` στις επιθυμητές συχνότητες. Έτσι η μέγιστη συχνότητα του ADC_Clock είναι: 8MHz



Εικόνα 3-4: Μικροεπεξεργαστής Amtega328-μ

3.3 Επιταχυνσιόμετρο - Γυροσκόπιο

Οι πλακέτα που χρησιμοποιήθηκε για τους σκοπούς του επιταχυνσιόμετρου και του γυροσκοπίου, είναι η GY-521. Ο ενσωματωμένος του αισθητήρας είναι ο MPU6050, ο οποίος περιέχει μικροηλεκτρομηχανικά (MEMS) επιταχυνσιόμετρο και γυροσκόπιο. Το γυροσκόπιο και επιταχυνσιόμετρο που χρησιμοποιεί είναι τριών αξόνων, καθώς και έναν ψηφιακό επεξεργαστή κίνησης (DMP) μαζί με μια βοηθητική θύρα I2C, η οποία μπορεί να αλληλεπιδρά με άλλους ψηφιακούς αισθητήρες και μαγνητόμετρα. Επίσης, χαρακτηρίζεται από τρία 16bit ADCs, με σκοπό τη ψηφιοποίηση των τιμών του γυροσκοπίου και τρεις ADCs για τις τιμές του επιταχυνσιόμετρου. Το εύρος των τιμών για αυτά είναι αντίστοιχα ± 250 , ± 500 , ± 1000 και ± 2 g, ± 4 g, ± 8 g [22]. Στην περίπτωση της συσκευής το εύρος τιμών που χρησιμοποιήθηκε είναι ± 8 g.

Ένας on-chip FIFO πίνακας (buffer) των 1024 byte βοηθάει στη χαμηλή κατανάλωσης ενέργειας επιτρέποντας την ανάγνωση των τιμών σαν ριπές, ενώ ο επεξεργαστής του MPU μπαίνει σε κατάσταση χαμηλής ισχύος, καθώς συλλέγονται περισσότερα δεδομένα. Όσον αφορά την επικοινωνία με τους

καταχωρητές της συσκευής, αυτή γίνεται μέσω του διαύλου I²C με συχνότητα 400 KHz.

Για ευελιξία στη παροχή τάσης, το MPU6050 λειτουργεί από τη τάση τροφοδοσίας VDD, η οποία κυμαίνεται από τα 2.375V ως 3.46V ,ενώ το ρεύμα λειτουργίας είναι στα 3.6mA για το γυροσκόπιο, ενώ 0.5mA για το επιταχυνσιόμετρο. Τέλος εμφανίζει χαμηλό SNR στις χαμηλές συχνότητες λειτουργίας.



Εικόνα 3-5: GY-521 πλακέτα

Η συνδεσμολογία που έγινε για το GY-521 φαίνεται στον πίνακα 3-3.

Ακροδέκτης	Σύνδεση με
Vcc	3.3V
GND	Γείωση
SDA	Αναλογική θύρα 4
SCL	Αναλογική θύρα 5

Πίνακας 3-3: Συνδεσμολογία ακροδεκτών GY-521.

3.4 Bluetooth

Το Bluetooth είναι ένα βιομηχανικό πρότυπο για ασύρματα προσωπικά δίκτυα υπο-λογιστών και κινητών μικρών αποστάσεων (Wireless Personal Area Networks, WPAN), το οποίο λειτουργεί στα 2,4 GHz [23]. Η απόσταση εμβέλειάς του είναι συνήθως τα 10 μέτρα, ενώ μπορεί να φτάσει μέχρι και πάνω από τα 100 μέτρα. Αρχικά, δια-μορφώθηκε ως IEEE 802.15.1, αλλά το πρότυπο αυτό δεν διατηρείται πια. Από τεχνικής άποψης, το Bluetooth είναι ένα πρωτόκολλο ασύρματης δικτύωσης σε φυσικό επίπεδο, υποεπίπεδο MAC

και προαιρετικά υποεπίπεδο LLC. Επίσης περιλαμβάνει όχι μόνο το χαμηλό επίπεδο ραδιοφωνικής μετάδοσης (2,4 με 2.48 GHz), αλλά και αρκετά υψηλότερου επιπέδου πρωτόκολλα μηνυμάτων ή προφίλ, που έχουν σχεδιαστεί για διαφορετικές εφαρμογές. Υπάρχουν πάνω από 25 διαφορετικά προφίλ Bluetooth που έχουν οριστεί μέχρι σήμερα (HID, HSP, SPP, AVRCP, WAPB κ.α.) [9]. Για να συνδεθούν δύο συσκευές μέσω Bluetooth, δεν πρέπει να υποστηρίζουν μόνο διεπαφή Bluetooth, αλλά και επίσης τον τύπο του προφίλ που θα χρησιμοποιηθεί για τη σύνδεση. Αυτό που το κάνει ιδιαίτερα χρήσιμο και δημοφιλή είναι η χαμηλή πολυπλοκότητα του, η χαμηλή κατανάλωση ενέργειας και το χαμηλό κόστος. Επίσης, επειδή οι συσκευές που χρησιμοποιούν Bluetooth χρησιμοποιούν broadcast μετάδοση, δεν χρειάζεται να βρίσκονται άμεσα κοντά μεταξύ τους. Όσον αφορά τη συνδεσιμότητα με συσκευές, λειτουργεί με το μοντέλο master/slave. Μία συσκευή που είναι master μπορεί να συνδεθεί ως και με επτά συσκευές slave μέσα σε ένα piconet και αυτές θα πρέπει να συγχρονίζεται με το ρολόι του master. Επίσης, οι συσκευές μπορεί να αλλάξουν ρόλο μεταξύ τους και έτσι ο slave να γίνει ο master. Σε οποιαδήποτε χρονική στιγμή, η συσκευή που λειτουργεί ως master μπορεί να αποστέλλει δεδομένα σε μια άλλη, επιλέγοντας σε ποιον slave θα απευθυνθεί.

Το Bluetooth επιτρέπει τις απευθείας σημείου προς σημείου (points to point), καθώς και τη ταυτόχρονη διασύνδεση ως επτά συσκευών με χρήση μιας μοναδικής συχνότητας. Ένα μειονέκτημα που έχει είναι ότι λόγω της μετάδοσης δεδομένων στη ζώνη των 2.4 GHz, οι συσκευές που το υποστηρίζουν δεν μπορούν να χρησιμο-ποιήσουν άλλα πρωτόκολλα του IEEE 802.11, για τον λόγο του ότι θα υπήρχαν ση-μαντικά προβλήματα παρεμβολών.

Ένα Bluetooth σύστημα αποτελείται από μια μονάδα ραδιοκυμάτων, μια μονάδα ελέγ-χου σύνδεσης καθώς και μία υποστηρικτική μονάδα για τη διαχείριση σύνδεσης και για τις τερματικές λειτουργίες της διεπαφής του host. Η αρχιτεκτονική επικοινωνίας του Bluetooth φαίνεται στο παρακάτω σχήμα.

Προκειμένου μια συσκευή να χρησιμοποιήσει τη τεχνολογία Bluetooth, πρέπει να διερμηνεύσει συγκεκριμένα προφίλ, τα οποία περιλαμβάνουν κανόνες για το πώς πρέπει να επικοινωνούν μεταξύ τους οι συσκευές Bluetooth. Αυτά τα προφίλ περι-λαμβάνουν ρυθμίσεις για τη παραμετροποίηση και τον χειρισμό της επικοινωνίας από την αρχή της σύνδεσης. Υπάρχει ένα μεγάλο εύρος από προφίλ Bluetooth, τα οποία περιγράφουν πολλούς τύπους διαφορετικών εφαρμογών ή ακόμα και σενά-ρια χρήσης για συσκευές.

Οι εφαρμογές που παρέχει η τεχνολογία Bluetooth είναι πολλές, κάποιες από αυτές φαίνονται παρακάτω :

- Ασύρματη δικτύωση μεταξύ ενός επιτραπέζιου και ενός φορητού υπολογι-στή με περιορισμένο εύρος ζώνης.

- Ασύρματη δικτύωση με περιφερειακά τα οποία επικοινωνούν με κάποιον υπολογιστή.
- Ασύρματη μεταφορά ψηφιακών αρχείων μεταξύ κινητών συσκευών.
- Ιατρικές εφαρμογές.
- Ορισμένοι δέκτες GPS μεταφέρουν πληροφορίες μέσω Bluetooth.
- Απομακρυσμένος έλεγχος συσκευών.
- Ασύρματα ακουστικά για κινητά τηλέφωνα.

3.4.1 Υποστηριζόμενα Προφίλ

Υπάρχουν πάνω από 25 διαφορετικά προφίλ που μπορεί να υποστηρίξει το Bluetooth και μερικά από αυτά που έχουν οριστεί μέχρι σήμερα είναι τα HID, HSP, SPP, AVRCP, WAPB, κ.ά. Στη συνέχεια επρόκειτο να αναλυθούν μόνο δύο από αυτά καθώς μόνο τα HID και SPP χρησιμοποιήθηκαν από το εξάρτημα Bluetooth που της συσκευής.

• HID

Ως HID (human interface device) ορίζεται μία συσκευή η οποία αλληλεπιδρά άμεσα με τον χρήστη, είτε παρέχοντας δεδομένα εισόδου είτε δεδομένα εξόδου. Γενικά, οι οντότητες οι οποίες υπάρχουν στο πρωτόκολλο του HID, είναι ο host και η συσκευή. Η συσκευή αλληλεπιδρά άμεσα με τον χρήστη και συνήθως μπορεί να είναι πληκτρολόγιο, ποντίκι, ηχεία κ.α. Ο host επικοινωνεί με αυτή και λαμβάνει δεδομένα εισόδου, ανάλογα με τις ενέργειες που εκτελούνται από τον χρήστη, ενώ τα δεδομένα εξόδου αποστέλλονται από τον host στη συσκευή και έπειτα στον τελικό χρήστη. Το πιο σύνηθες παράδειγμα ενός host είναι ένας υπολογιστής, αν και μερικά κινητά τηλέφωνα ή PDA μπορούν επίσης να λειτουργούν σαν hosts. Το πρωτόκολλο του HID καθιστά τη λειτουργικότητα των συσκευών αρκετά απλή. Οι συσκευές ορίζουν τα πακέτα δεδομένων τους και έπειτα εμφανίζουν έναν “περιγραφέα HID” στον host. Ο περιγραφέας HID είναι ένας κωδικοποιημένος πίνακας, ο οποίος περιγράφει τα πακέτα δεδομένων της συσκευής. Αυτός ο πίνακας αναφέρει το πόσα πακέτα υποστηρίζει η συσκευή, το μέγεθος των πακέτων καθώς και τον σκοπό που έχει κάθε bit και byte στο πακέτο. Για παράδειγμα, ένα πληκτρολόγιο μπορεί να αναφέρει στον host ότι η κατάσταση ενός κουμπιού (δηλαδή αν είναι πατημένο ή όχι) βρίσκεται στο δεύτερο bit του έκτου byte στο πακέτο με αριθμό τέσσερα. Η συσκευή συνήθως αποθηκεύει τον περιγραφέα HID σε κάποια μνήμη ROM και δεν χρειάζεται απαραίτητα να έχει τη δυνατότητα της επεξεργασίας του. Αντίθετα, ο host είναι μια πιο περίπλοκη

οντότητα από τη συσκευή. Χρειάζεται να ανακτήσει καθώς και να μπορεί να διαβάσει κατάλληλα τα περιεχόμενα του περιγραφέα HID. Τέλος, μερικά από τα πρωτόκολλα που χρησιμοποιούν HID προφίλ είναι το Bluetooth HID, Serial HID, Zigbee και HID over I²C.

- **SPP**

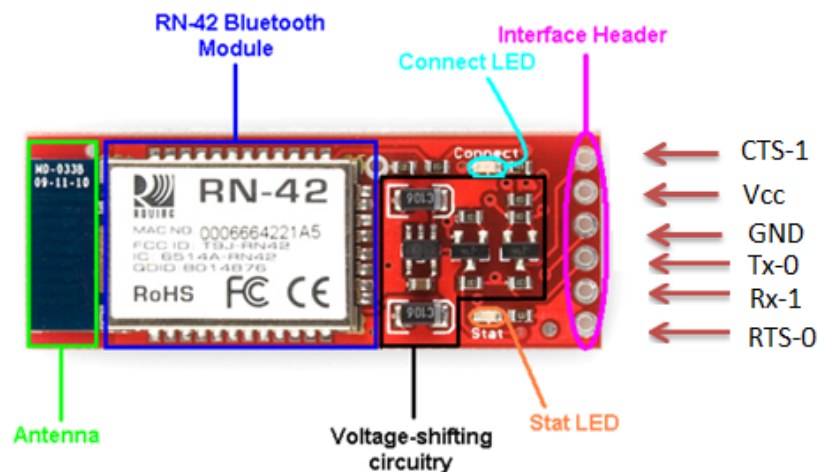
Το προφίλ SPP (Serial port profile) καθορίζει το πώς θα πραγματοποιηθεί μια σύνδεση RFCOMM μεταξύ δύο συσκευών. Το SPP ορίζεται ως ένα πρωτεύον προφίλ, ενώ πολλά άλλα προφίλ ορίζονται σε αυτό. Γενικά, καθορίζει πώς δύο συσκευές Bluetooth θα δημιουργήσουν μια αμφίδρομη και αξιόπιστη επικοινωνία με το πρωτόκολλο RFCOMM. Ουσιαστικά το RFCOMM αποτελεί μια προσομοίωση της σειριακής θύρας RS-232. Στη παρακάτω εικόνα παρουσιάζονται μερικά προφίλ που είναι βασισμένα στο SPP.

3.4.2 Bluetooth RN-42 HID

Το Bluetooth που χρησιμοποιήθηκε για την ασύρματη επικοινωνία της συσκευής που υλοποιήθηκε, με οποιοδήποτε άλλη συσκευή που το υποστηρίζει, είναι το HID Bluetooth RN-42. Το module που χρησιμοποιεί, είναι μικρό σε μέγεθος, χαμηλής κατανάλωσης και υψηλής οικονομικότητας. Επίσης, είναι εύκολο στον σχεδιασμό και πλήρως πιστοποιημένο, κάνοντας το μία αρκετά καλή λύση στην επιλογή κάποιου Bluetooth module. Παρακάτω φαίνονται τα χαρακτηριστικά του [23].

- Πλήρως αναγνωρισμένο Bluetooth (2.1/2.0/1.2/1.1) module.
- Bluetooth v2.0 με υποστήριξη EDR.
- Διαστάσεις 13.4mm x 25.8mm x 2mm.
- Χαμηλή κατανάλωση ισχύος (26uA σε sleep mode, 3mA όταν είναι συνδεδεμένο με κάποια συσκευή και 30mA όταν γίνεται αποστολή δεδομένων).
- Διεπαφές σύνδεσης δεδομένων μέσω UART (υποστήριξη SPP και HID) και USB (μόνο HID).
- Παρατεταμένες ταχύτητες δεδομένων σε SPP mode είναι 240 Kbps (slave) και 300 Kbps (master).
- Οι ταχύτητες δεδομένων σε HID λειτουργία είναι 1.5 Mbps.
- Ενσωματωμένα προφίλ Bluetooth (GAP, SDP, RFCOMM και L2CAP) με υποστήριξη SPP και DUN.

- Πυργωτά SMT μπλοκς για εύκολη και αξιόπιστη ενσωμάτωση σε PCB.
- Πιστοποιητικά : FCC, ICS, CE.
- Φιλικό στο περιβάλλον : ακολουθεί το πρότυπο RoHS.
- Ταχύτητα συμβόλων από 1200 bps ως 921 Kbps, μπορούν να προγραμματιστούν και ταχύτητες συμβόλων που δεν είναι στα πρότυπα του RN-42.
- Συχνότητες 2402 – 2480 MHz.
- Διαμορφώσεις FHSS/GFSK, 79 κανάλια με διαστήματα 1 MHz.
- Ασφαλής επικοινωνία, κρυπτογράφηση 128 bit.
- Διόρθωση λαθών για εγγυημένη αποστολή δεδομένων.
- Αυτόματη ανίχνευση/pairing, η οποία δεν απαιτεί διαμόρφωση του λογισμικού (άμεση αντικατάσταση καλωδίων).



Εικόνα 3.5: Πλακέτα RN-42 Bluetooth

Η συνδεσμολογία που έγινε για το HID Bluetooth RN-42 breakout φαίνεται στον πίνακα 3-4.

Ακροδέκτης	Σύνδεση με
CTS-1	Βραχυκύκλωμα με ακροδέκτη RTS-0
Vcc	3.3V
GND	Γείωση
Tx	Atmega328-pu Digital pin 12

Ακροδέκτης	Σύνδεση με
Rx	Atmega328-ρυ Digital pin 11
RTS-0	Βραχυκύκλωμα με ακροδέκτη CTS-1

Πίνακας 3-4: Συνδεσμολογία ακροδεκτών RN-42

Ακόμη, το RN-42 υποστηρίζει δύο καταστάσεις: τη κατάσταση δεδομένων (data mode) και τη κατάσταση εντολών (command mode). Όταν βρίσκεται σε κατάσταση δεδομένων η συσκευή λειτουργεί σαν σωλήνας δεδομένων (data pipe). Τη στιγμή που το module λαμβάνει δεδομένα, αφαιρεί τις κεφαλίδες και μεταβιβάζει τα δεδομένα των χρηστών στη θύρα UART. Όταν τα δεδομένα βρίσκονται στη θύρα UART, η συσκευή κατασκευάζει το Bluetooth πακέτο και το στέλνει μέσω της ασύρματης σύνδεσης Bluetooth.

Η προεπιλεγμένες διαμορφώσεις του Bluetooth module είναι :

- Slave mode.
- Κωδικός pin 1234.
- Ρυθμός δεδομένων 115.200 Kbps baud rate, 8 bits, χωρίς ισοτιμία και 1 bit τερματισμού.
- Απενεργοποίηση έλεγχου ροής.
- Απενεργοποιημένη κατάσταση χαμηλής κατανάλωσης.

Ο καταχωρητής HID είναι ένας bit-mapped καταχωρητής, ο οποίος ρυθμίζεται όταν το RN-42 βρίσκεται σε κατάσταση εντολών. Για να αλλάξει η τιμή του, χρησιμοποιείται η εντολή "SH, x" όπου x είναι μία δεκαεξαδική λέξη τεσσάρων χαρακτήρων. Η προεπιλεγμένη τιμή που έχει ο καταχωρητής είναι η 0000 ,το οποίο σημαίνει ότι το module μπαίνει σε κατάσταση πληκτρολογίου κάθε φορά που γίνεται επανεκκίνηση του module. Στον πίνακα 3-5, φαίνονται οι πιθανές τιμές που μπορεί να πάρει ο καταχωρητής σε δυαδική μορφή, στην οποία χρησιμοποιούνται μόνο τα εννιά πρώτα bits.

Bit	Περιγραφή
2-0	Δείχνουν τον αριθμό των συνδεδεμένων συσκευών στα οποία το module μπορεί να επανασυνδεθεί
3	Αποστολή αναφορών μέσω διαύλου UART

Bit	Περιγραφή
4-7	0000 : Πληκτρολόγιο 0001 : Game Pad 0010 : Ποντίκι 0011 : combo (πληκτρολόγιο και ποντίκι) 1000 : Κρατημένο
8	Εναλλαγή σε virtual keyboard όταν συνδέεται σε συσκευή που χρησιμοποιεί iOS
9	Λειτουργία σε HID mode όταν γίνεται χρήση του GPIO11

Πίνακας 3-5: Τιμές καταχωρητή SH

Πιο αναλυτικά για τις παραπάνω τιμές των bits:

- Το bit 9 είναι ένα bit ενεργοποίησης, το οποίο όταν είναι ενεργοποιημένο το firmware της συσκευής, ελέγχει το επίπεδο της τάσης στο GPIO11. Αν υπάρχει υψηλή τάση η συσκευή αλλάζει από SPP σε HID.
- Το bit 8 επιτρέπει την εναλλαγή σε virtual keyboard σε συσκευές iOS.
- Τα bits 7 ως 4 ελέγχουν τις παρακάτω ρυθμίσεις :
 - Το COD που υπάρχει στο module.
 - Τον περιγραφέα αναφοράς του HID (HID report descriptor) και τις διαθέσιμες θύρες.
- Το bit 3 ενεργοποιεί τις αναφορές εξόδου, οι οποίες στέλνονται από τον host προς τη συσκευή μέσω Bluetooth προς το UART. Αυτές οι αναφορές είναι ένας μηχανισμός ανάδρασης προς τον ενσωματωμένο μικροελεγκτή.
- Τα bits 2 ως 0 ορίζουν τον αριθμό των hosts που μπορεί να συνδεθεί το RN-42, όταν αυτό προσπαθεί να επανασυνδεθεί και αφού έχει γίνει παροχή τροφοδοσίας. Μετά από κάθε επιτυχή σύνδεση, το κλειδί σύνδεσης αποθηκεύεται στη συσκευή Bluetooth. Ως και οχτώ κλειδιά μπορούν να αποθηκευτούν σε σειρά FIFO. Όταν γίνει η παροχή τροφοδοσίας, το module προσπαθεί να επανασυνδεθεί στους επόμενους N hosts, ανάλογα με τις τιμές στα bits 2 ως 0 στον καταχωρητή HID.

Επίσης, το module διερμηνεύει την είσοδο στον διάυλο UART και παράγει μία HID αναφορά η οποία στέλνεται μέσω της ζεύξης Bluetooth στον host. Η είσοδος στο module διερμηνεύεται όπως φαίνεται στον πίνακα 3-6.

Διαδική είσοδος	Λειτουργία
0	Αποσύνδεση αν το module είναι συνδεδεμένο στον host
0x1-0xF	Μετατροπή σε κουμπιά του πληκτρολογίου όπως home, page up, backspace κ.λ.π.
0x10-0xFE	Mode μετάφρασης : εκτυπώσιμοι χαρακτήρες ASCII
0x7F	Ενεργοποίηση του virtual keyboard σε iOS
0x80-0xDF	Διερμήνευση εισόδου σαν κώδικας σάρωσης
0xE0 - 0xE7	Αποστολή πλήκτρων τροποποίησης (modifier keys) Left Shift, Left Alt, Right Shift κ.λ.π.
0xE8 - 0xEF	Διερμήνευση εισόδου σαν κώδικας σάρωσης
0xF0 - 0xFC	Προορισμένα για ορισμένες αναφορές
0xFD	raw input mode
0xFE	Mode διερμήνευσης
0xFF	Αποστολή της αναφοράς εξόδου στη θύρα UART

Πίνακας 3-6: Διερμηνεία εισόδων στον δίαυλο UART.

Τέλος, να μπει το RN-42 σε κατάσταση εντολών θα πρέπει, αφού πρώτα να φορτωθεί ο κώδικας [1] του παραρτήματος.

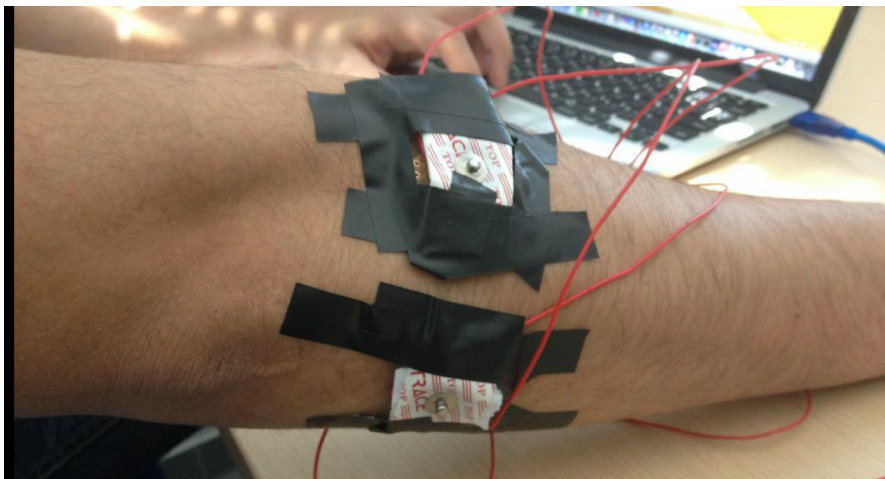
Στη συνέχεια πρέπει να γίνει εκκίνηση ενός τερματικού που να διαβάζει τη θύρα του Arduino. Δίνοντας την εντολή \$\$\$ η συσκευή επιστρέφει το μήνυμα "CMD", το οποίο δείχνει ότι μπήκε επιτυχώς σε κατάσταση εντολών. Με τον τρόπο αυτόν, διαπιστώνεται ότι το RN-42 έχει μπει σε command mode (CMD) και μπορεί να δεχτεί εντολές. Προκειμένου κάθε φορά που το module παίρνει τροφοδοσία να γίνεται αυτόματα η σύνδεσή του με οποιαδήποτε συσκευή, θα πρέπει να σταλθεί η εντολή "SR, I". Με αυτή την εντολή το RN-42 όποτε κάνει σύνδεση με κάποια απομακρυσμένη συσκευή αποθηκεύεται η διεύθυνση της. Μετά πρέπει να δοθεί η εντολή SM, 6 όπου μέσω αυτής το module κάνει αυτόματα σύνδεση στη συσκευή που έχει ίδια διεύθυνση με αυτή που είναι αποθηκευμένη στο RN-42.

3.5 Αισθητήρες καταγραφής Μηχανομυογραφήματος

Για την ανίχνευση των χειρονομιών “σφίξιμο γροθιάς” (χ1), “αριστερή κάμψη παλάμης” (χ2) και “δεξιά κάμψη της παλάμης” (χ3) , έπρεπε να δοκιμαστούν όλοι οι πιθανοί αισθητήρες καταγραφής σημάτων MMΓ.

Επίσης, αισθητήρας της συσκευής θα έπρεπε να ικανοποιούσε και την δημιουργία μιας χαμηλού κόστους συσκευής. Οι διαθέσιμες επιλογές για κάτι ανάλογο ήταν επιταχυνσιόμετρα, πιεζοηλεκτρικά στοιχεία διεπαφής, ηλεκτομυογράφοι και πυκνωτικά μικρόφωνα ηλεκτρίτη.

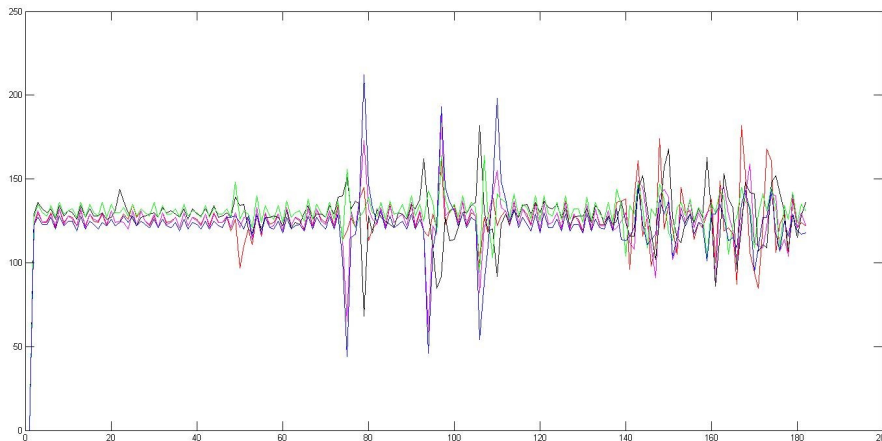
Τα επιταχυνσιόμετρα απορρήφθηκαν επειδή καθιστούσαν πολύ πιο σύνθετη την συνδεσμολογία ,όπως επίσης διότι δεν επαρκούσαν οι διαθέσιμες θύρες στον ATMEGA328p-ru επεξεργαστή μας. Έτσι, οι πρώτοι αισθητήρες που δοκιμάστηκαν ήταν τα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία διεπαφής. Χρησιμοποιήθηκαν 5 αισθητήρες γύρω από τον βραχίονα όπως φαίνεται στην εικόνα 3-6.



Εικόνα 3-6: Δοκιμή πιεζοηλεκτρικών στοιχείων διεπαφής

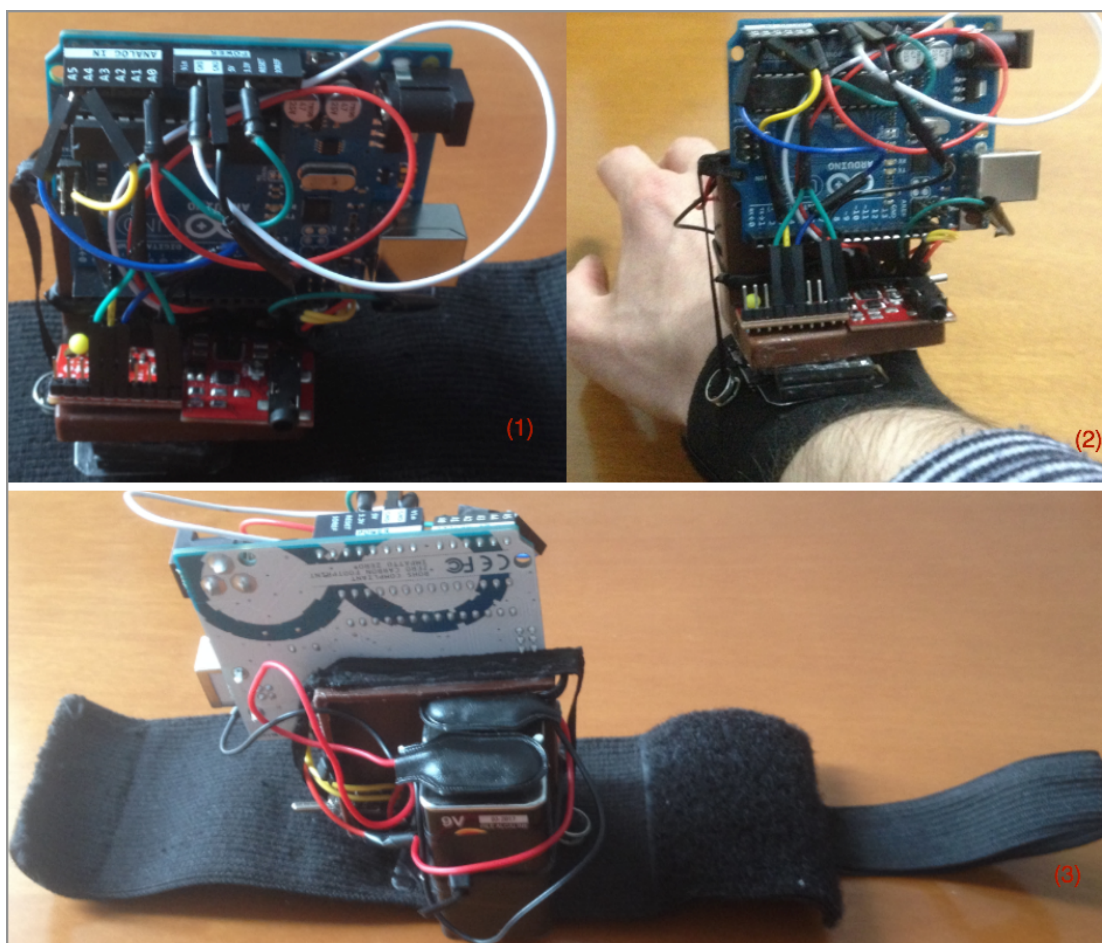
Μετά από πολλές δοκιμές και τροποποιήσεις στον τρόπο τοποθέτησης και στα μέρη τοποθέτησης επάνω στο βραχίονα ,η μέθοδος αυτή εγκαταλήφθηκε αν και τα σήματα καταγραφής από τους αισθητήρες αυτούς ήταν παρόμοια για συγκεκριμένες κινήσεις.

Τα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία διεπαφής ,όμως μετρούν την μετατόπιση θέσης από την αρχική τοποθέτησή τους και είναι ευαίσθητα σε λάθη λόγω τυχαίων κινήσεων που καθιστούσαν την ανίχνευση της επιθυμητής κίνησης πολύπλοκη. Επίσης η τοποθέτηση των αισθητήρων πάνω στους κατάλληλους μύς ,χωρίς να μετατοπίζονται καθιστούσε δύσκολη την καταγραφή παρόμοιων σημάτων για αντίστοιχες κινήσεις. Ο κύριος λόγος απόρριψης όμως ήταν ότι δεν υπήρχε αισθητή διαφορά συχνοτήτων κατά τις χειρονομίες χ1, χ2 και χ3, όπως φαίνεται και στην παραπάνω εικόνα. Τα πλάτη κατά την (1) είναι πιο υψηλά για μερικές μόνο μονάδες ,ενώ η συχνοτική τους διαφορά είναι μικρή.



Εικόνα 3-7: Στο χρονικό διάστημα 70-110χ.μ πραγματοποιείται η χ1 ενώ απο το 140-180χ.μ ,τυχαίες κινήσεις.

Μία άλλη μέθοδος που δοκιμάστηκε ήταν η ανίχνευση με χρήση ηλεκτρομυογραφήματος (EMΓ). Για εξοικονόμηση χρόνου κατά των δοκιμών, χρησιμοποιήθηκε μια έτοιμη πλακέτα καταγραφής EMΓ σημάτων (muscle-sensor v3), εικόνα 3-8 ,ενώ σε περίπτωση επιλογής αυτής της μεθόδου είχαμε προγραμματίσει την δημιουργία δικού μας ΗΜΓ έτσι ώστε να ελλατώσουμε το κόστος και το μέγεθος. Τα αποτελέσματα των αισθητήρων αυτών ήταν άκρως ικανοποιητικά και οι διάφορες κινήσεις ανιχνεύονταν με σχετική ευκολία ,μιας και η διαφορά δυναμικού μεταξύ ακινησίας ,τυχαίων κινήσεων και σφίξεος της παλάμης ήταν εμφανής. Όμως, οι EMΓ αισθητήρες απαιτούν την επαφή των ηλεκτροδίων με την επιφάνεια του δέρματος με αυτοκόλλητα και με ειδικό gel όπως και την ύπαρξη ενός σημείου που θα χρησιμοποιείται ως σημείο αναφοράς (ground) ,συνήθως κάποιο κόκκαλο. Έτσι η τοποθέτηση της συσκευής στον βραχίονα ήταν χρονοβόρα και απαιτούνταν άλλο άτομο για αυτή. Τέλος, το μεγαλύτερο μειονέκτημα ,εκτός και από το μεγάλο μέγεθος της πλακέτας του EMΓ ,είναι και η απαίτηση για υψηλή τροφοδοσία και η μεγάλη κατανάλωση ρεύματος. Για να λειτουργήσει ορθά ένας αισθητήρας EMΓ πρέπει να τροφοδοτηθεί με δύο μπαταρίες των 9V, λόγω της απαίτησης αρνητικής και θετικής τροφοδοσίας, μέγεθος απαγορευτικό για μία τέτοιου είδους συσκευή.



Εικόνα 3-8: Διακρίνεται το επιταχυνσιόμετρο(1), η εφαρμογή του επάνω στο χέρι(2) και ο αισθητήρας muscle sensor-μπαταρίες (3)

Η μέθοδος καταγραφής σημάτων μέσω πυκνωτικών μικροφώνων ηλεκτρίτη ,ήταν αυτή που τελικά επιλέχτηκε, αν και οι αναφορές γύρω από την χρήση αυτών σε παρόμοιες εργασίες ήταν ελάχιστες.

3.5.1 Πυκνωτικά μικρόφωνα ηλεκτρίτη

Προκειμένου να ανιχνευθούν οι χειρονομίες του χεριού (χ1,χ2,χ3) χρησιμοποιήθηκαν πυκνωτικά μικρόφωνα ηλεκτρίτη (electret condenser microphones -ECM) τα οποία όπως αναφέρθηκε στην εισαγωγή, αποτελούν τη καλύτερη επιλογή για τη δειγματοληψία των ΜΜΓ σημάτων. Στον πίνακα 3-7 αναφέρονται τα χαρακτηριστικά του μικροφώνου KPCM-G6B-P που επιλέχθηκε.

Είδος	Χαρακτηριστικά
Μέγιστη τάση λειτουργίας	2.0 V
Τάση λειτουργίας	1.5 V ~ 12 V
Ευαισθησία	1 KHz
Κατανάλωση ρεύματος	μέγιστη στα 0.5 mA
Συχνότητα	20 Hz - 20 KHz
Λόγος S/N	>= 60 dB
Μείωση ευαισθησίας	-3 dB στα 2.0 V
Κατευθυντικότητα	Ισοτροπική
Συνθήκες δοκιμής	2.0 V, 2.2 KΩ
Χρώμα επιφάνειας	Ασημί
Θερμοκρασία λειτουργίας	-25 ~ +55 °C
Βάρος	1.5 g

Πίνακας 3-7: Τεχνικά χαρακτηριστικά KPCM-G6B-P

Η συνδεσμολογία που έγινε για τα ECM, φαίνεται στον πίνακα 3-8.

Ακροδέκτης	Σύνδεση με
+	5V μέσω αντίστασης 10kΩ
-	Γείωση

Πίνακας 3-8: Συνδεσμολογία ακροδεκτών πυκνωτικών μικροφώνων

Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενα κεφάλαια, η περιοχή συχνοτήτων που εμφανίζονται τα σήματα ΜΜΓ, από τις συσπάσεις μύων του βραχίονα είναι μεταξύ 2-25Hz. Ο λόγος για αυτό το μικρόφωνο επιλέχθηκε παρά την συχνότητα αποκοπής των 20Hz, που είναι υψηλότερη από την χαμηλότερη συχνότητα των ΜΜΓ σημάτων, είναι ότι η τιμή αυτή παρέχεται από τον κατασκευαστή όταν δοκιμάζονται οι δυνατότητές τους για τις περισσότερες εφαρμογές ECM και όχι για ανάλογες εφαρμογές ανίχνευσης ΜΜΓ. Εκτός από αυτό, το κόστος ενός ECM είναι πολύ χαμηλό, περίπου 0.5€ ανά μικρόφωνο. Έχει αποδειχθεί ότι με την κατάλληλη τοποθέτηση των αισθητήρων σε ακουστικούς θαλάμους, αυτά ECMs μπορούν να λειτουργήσουν σε πολύ μικρότερη από την ονομαστική συχνότητα 20Hz [11]. Οι διαστάσεις του θαλάμου αυτού, όπως έχει αποδειχθεί [1], έχουν σημαντική επίδραση στην

αποκοπή της συχνοτικής απόκρισης και κατά συνέπεια στην σωστή καταγραφή των ΜΜΓ σημάτων. Σε επόμενη ενότητα παρουσιάζονται περισσότερες λεπτομέρειες για τον σχεδιασμό του θαλάμου που απαιτείται για τα μικρόφωνα της συσκευής που υλοποιήθηκε.



Εικόνα 3-9: Πυκνωτικά μικρόφωνα ηλεκτρίτη KPCM-G6B-P.

3.6 Λοιπά εξαρτήματα

Τα υπόλοιπα ηλεκτρονικά εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν για την δημιουργία της συσκευής είναι τα παρακάτω:

- **Σταθεροποιητές τάσεων 3.3V και 5V**

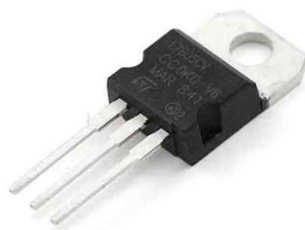
Πολλές φορές στα ηλεκτρονικά κυκλώματα χρειάζεται μία σταθερή τάση κατάλληλης έντασης για την ομαλή λειτουργία των κυκλωμάτων ή και των ηλεκτρονικών στοιχείων όπως είναι οι μικροελεγκτές και τα ολοκληρωμένα κυκλώματα, που χρειάζονται πολλές φορές σταθερή τάση τροφοδοσίας. Μία σταθεροποιημένη τάση μπορεί να επιτευχθεί με ηλεκτρονικά στοιχεία που ονομάζονται σταθεροποιητές τάσης. Η χρήση σταθεροποιητών τάσεων έγινε καθώς ορισμένα εξαρτήματα της συσκευής ,απαιτούν τάση εισόδου 3.3V όπως το Bluetooth και το GY-521, και άλλα τάση 5V όπως ο Atmega328-PU και τα πυκνωτικά μικρόφωνα. Για τον λόγο αυτόν έγινε η τοποθέτηση των σταθεροποιητών LM7805 για τα 5V και LM1117 για τα 3.3V. Οι σταθεροποιητές αυτοί διαθέτουν 3 ακροδέκτες και η συνδεσμολογία που έγινε φαίνεται στους πίνακες 3-9 και 3-10.

Ακροδέκτες LM7805	Περιγραφή Ακροδέκτη	Σύνδεση με
1	Είσοδος τάσης	Μπαταρία 9V
2	Γείωση	Γείωση
3	Έξοδος τάσης 5V	Θέση 3 μεταγωγικού διακόπτη
* Η είσοδος και η έξοδος συνδέθηκαν με πυκνωτή 10uF		

Πίνακας 3-9: Συνδεσμολογία ακροδεκτών LM7805.

Ακροδέκτης	Περιγραφή	LM1117 (3.3V)
1	Γείωση	Γείωση
2	Έξοδος τάσης 3.3V	Vcc GY-521, Vcc RN-42
3	Είσοδος τάσης	Θέση 2 μεταγωγικού διακόπτη (5V)
* Η είσοδος και η έξοδος συνδέθηκαν με πυκνωτή 10uF		

Πίνακας 3-10: Συνδεσμολογία ακροδεκτών LM1117.



Εικόνα 3-10: Σταθεροποιητής τάσης LM7805.

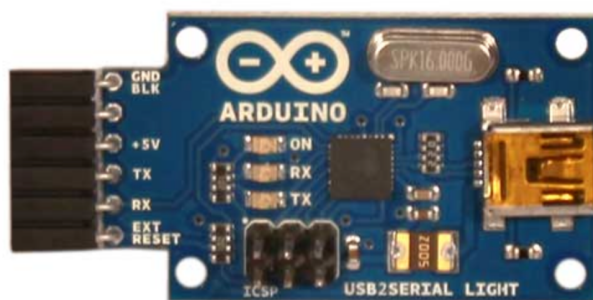
• Μετατροπέας σειριακής θύρας σε USB

Ο μετατροπέας σειριακής θύρας σε USB, επιτρέπει την διασύνδεση της συσκευής μας με μια σειριακή θύρα του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Με τον τρόπο αυτόν γίνεται ο προγραμματισμός του μικροελεγκτή Atmega328-ru. Επίσης επιτρέπει την ανάγνωση της σειριακής θύρας ,που εξυπηρετεί στην καταγραφή των τιμών που αποστέλλουν οι αισθητήρες του συστήματός μικροελεγκτής προς μία άλλη εξωτερική συσκευή. Έτσι ,τοποθετήθηκαν

κατάλληλα αρσενικά header-pins έτσι ώστε η συσκευή να μπορεί να επικοινωνεί με τον μετατροπέα αυτόν, όποτε αυτό απαιτείται από τους προγραμματιστές της συσκευής. Τέλος ,μέσω του εξαρτήματος αυτού γίνεται και η τροφοδοσία της συσκευής με τάση 4.4V ,λόγω κατανάλωσης 0.6V από την διόδο που χρησιμοποιήθηκε για την ασφάλεια αυτού. Η συνδεσμολογία που έγινε αναφέρεται στον πίνακα 3-11.

Ακροδέκτης	Σύνδεση με
GND	Γείωση
-	-
5V	Θέση 1 μεταγωγικού διακόπτη μέσω διόδου για προστασία
Tx	Atmega328-pu Rx
Rx	Atmega328-pu Tx
Reset	Atmega328-pu Reset μέσω πυκνωτή 100nF

Πίνακας 3-11: Συνδεσμολογία ακροδεκτών μετατροπέα σειριακής θύρας σε USB.

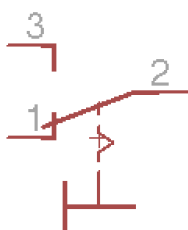


Εικόνα 3-22: Μετατροπέας σειριακής θύρας σε USB της Aduino.

• Μεταγωγικός διακόπτης τριών καταστάσεων

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως ,οι πηγές που μπορεί να τροφοδοτηθεί η συσκευή είναι δύο. Μέσω του μετατροπέας σειριακής θύρας σε USB (5V) και μέσω μίας 9V μπαταρίας. Για τον λόγο αυτό, τοποθετήθηκε ένας μεταγωγικός διακόπτης, ο οποίος διαθέτει τρεις καταστάσεις. Από τις τρεις αυτές καταστάσεις η μία είναι σταθερή και συνδέεται με τις άλλες δύο ,δημιουργώντας κλειστό κύκλωμα. Η σταθερή κατάσταση ,Θέση 2,

επικοινωνεί με τον αγωγό τάσης των 5V που καταλήγει στην τροφοδοσία του μικροεπεξεργαστή και με τον σταθεροποιητή τάσης 3.3V, LM1117. Οι άλλες δύο καταστάσεις ,είναι ουσιαστικά οι πηγές τροφοδοσίας ,οι οποίες βρίσκονται στις θέσεις 1 και 3 και συνδέονται με τον μετατροπέα σειριακής θύρας σε USB και τον LM7805 αντίστοιχα.



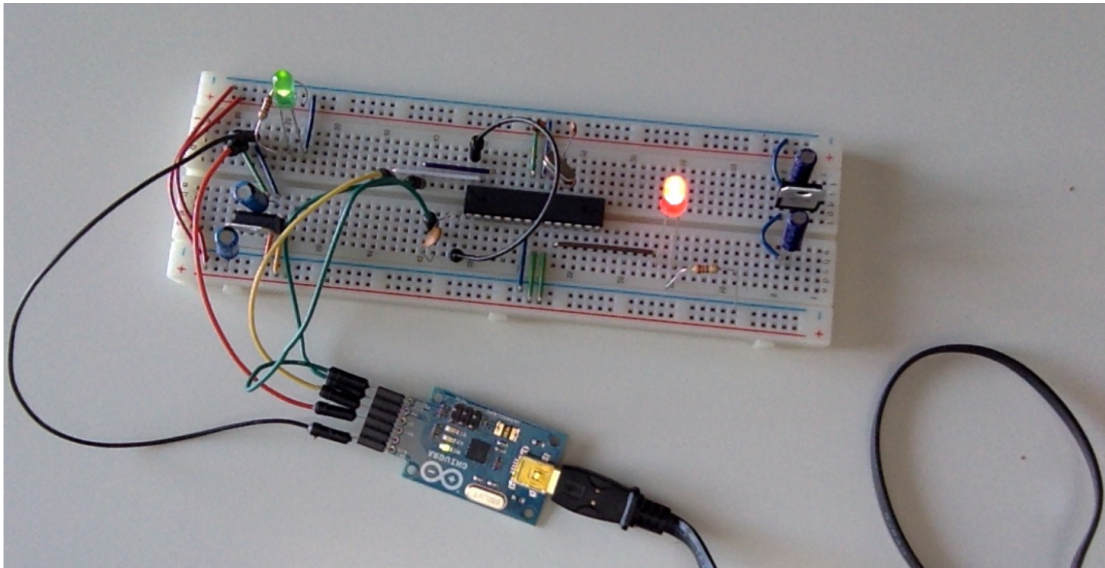
Εικόνα 3-23: Σχηματικό μεταγωγικού διακόπτη ,όπου διακρίνονται οι θέσεις 1,2 και 3.

3.7 Υλοποίηση πρωτύπου

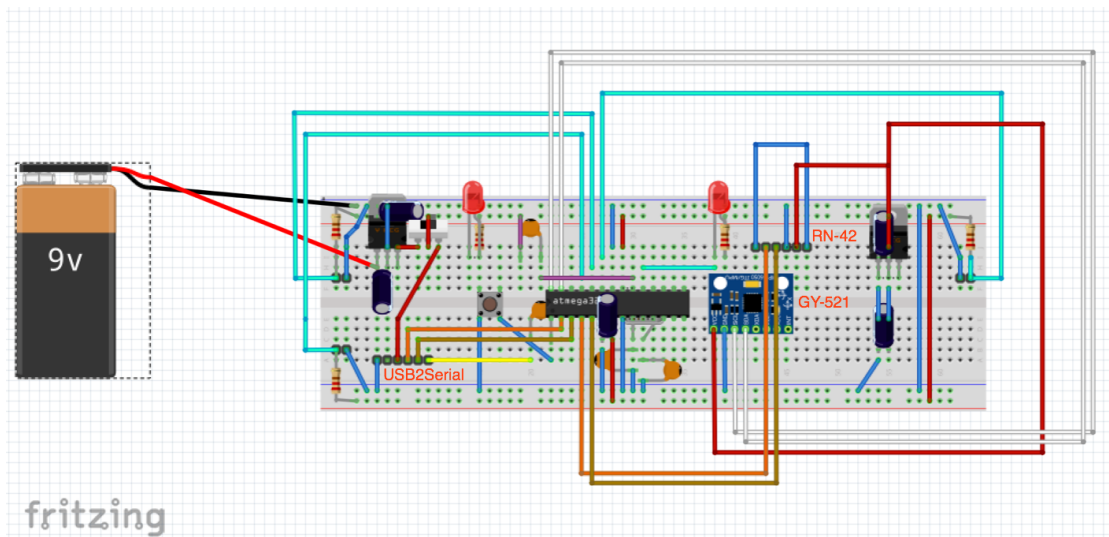
Για την υλοποίηση του πρωτύπου της συσκευής που αναπτύχθηκε έπρεπε πρώτα να δοκιμαστεί σε δοκιμαστική πλακέτα (breadboard), με σκοπό να υλοποίηση του τρόπου επικοινωνίας και διασύνδεσης όλων των ηλεκτρονικών υποσυστημάτων έτσι ώστε να διαχειρίζονται μέσω ενός κεντρικού συστήματος. Το κεντρικό αυτό σύστημα είναι ο μικροεπεξεργαστής Atmega328-ru, ο οποίος συντονίζει όλες τις διεργασίες καταγραφής πληροφοριών από τους αισθητήρες του συστήματος. Έτσι, αρχικά τοποθετήθηκαν και συνδέθηκαν οι κατάλληλοι ακροδέκτες του επεξεργαστή και των LED ένδειξης ορθής λειτουργίας (LED ρολογιού και τροφοδοσίας) ,ενώ παράλληλα προστέθηκαν και οι δύο ρυθμιστές τάσης των 3.3V και 5V μιας και η είσοδος μπορεί να εναλλάσσεται μεταξύ 5V και 9V (εικόνα 3-24).

Στην συνέχεια προστέθηκαν και τα υπόλοιπα εξαρτήματα ,όπως το γυροσκόπιο ,τα πυκνωτικά μικρόφωνα καταγραφής ΜΜΓ και το Bluetooth ,τα οποία συνδέθηκαν με τις κατάλληλες αναλογικές και ψηφιακές θύρες του μικροεπεξεργαστή μας ,όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενα κεφάλαια.

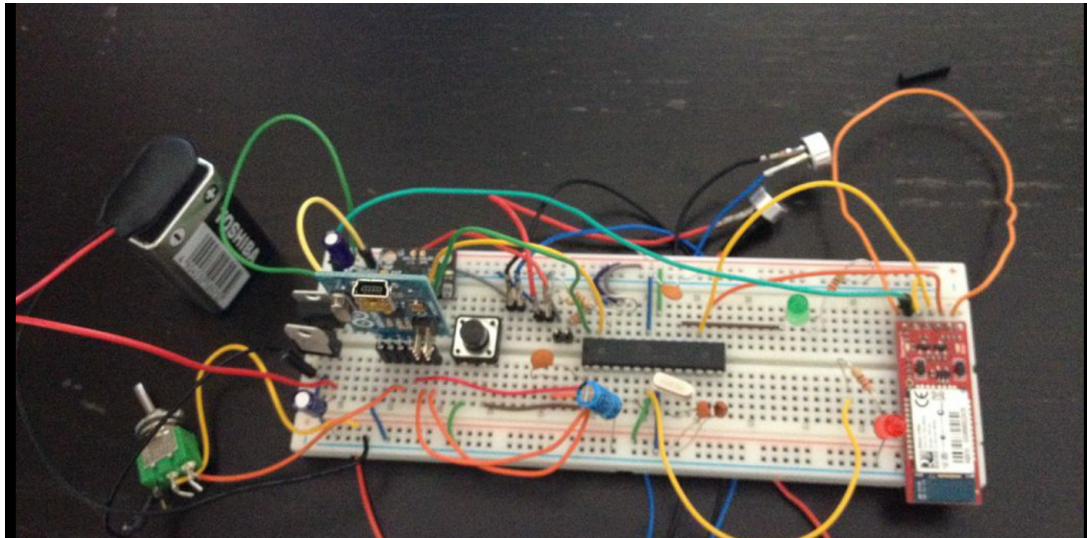
Η τελική μορφή της συνδεσμολογίας όλων των εξαρτημάτων φαίνεται στο σχηματικό της εικόνας 3-25 του προγράμματος Fritzing και δοκιμάστηκε έτσι ώστε να επικοινωνεί ενσύρματα και ασύρματα για την μεταφορά δεδομένων στον ηλεκτρονικό υπολογιστή.



Εικόνα 3-24: Αρχικό στάδιο υλοποίησης προτύπου όπου συνδέθηκαν ο επεξεργαστής και οι ρυθμιστές τάσης .



Εικόνα 3-25: Σχηματικό τελικής υλοποίησης στο λογισμικό Fritzing



Εικόνα 3-26: Σύνδεση όλων των ηλεκτρονικών εξαρτημάτων στο breadboard.

Θα πρέπει να υπογραμμιστεί ότι τρόπος συνδεσμολογίας των ηλεκτρονικών εξαρτημάτων, είναι ο ίδιος με αυτόν που αναφέρθηκε στα παραπάνω κεφάλαια.

Κεφάλαιο 4: Αναγνώριση κινήσεων και χειρονομιών

Για την ανίχνευση και τον διαχωρισμό των κινήσεων του χεριού: “πάνω” (κ1), “κάτω” (κ2), “αριστερά” (κ3), “δεξιά”(κ4), “πάνω-αριστερά” (κ5), “πάνω-δεξιά” (κ6), “κάτω-αριστερά” (κ7), “κάτω-δεξιά” (κ8), “πρόταση-χεριού” (κ9), χρησιμοποιούνται οι τιμές που καταγράφει το επιταχυνσιόμετρο. Για τον λόγο αυτό υλοποιήθηκαν δύο προσεγγίσεις, ένα φίλτρο μέσου όρου (Φ.Μ.Ο) και το Φίλτρο Kalman.

Όσον αφορά την ανίχνευση των χειρονομιών ,τοποθετήθηκαν δύο μικρόφωνα τοποθετήθηκαν στον μυ flexor digitorum profundus και ένας στον flexor pollicis longus. Οι χειρονομίες που ανιχνεύονται μέσω των παραπάνω αισθητήρων είναι το σφίξιμο της γροθιάς (χ1), η αριστερή κάμψη της παλάμης (χ2) και η δεξιά κάμψη της παλάμης (χ3) όπως διακρίνονται στην εικόνα 4-2.



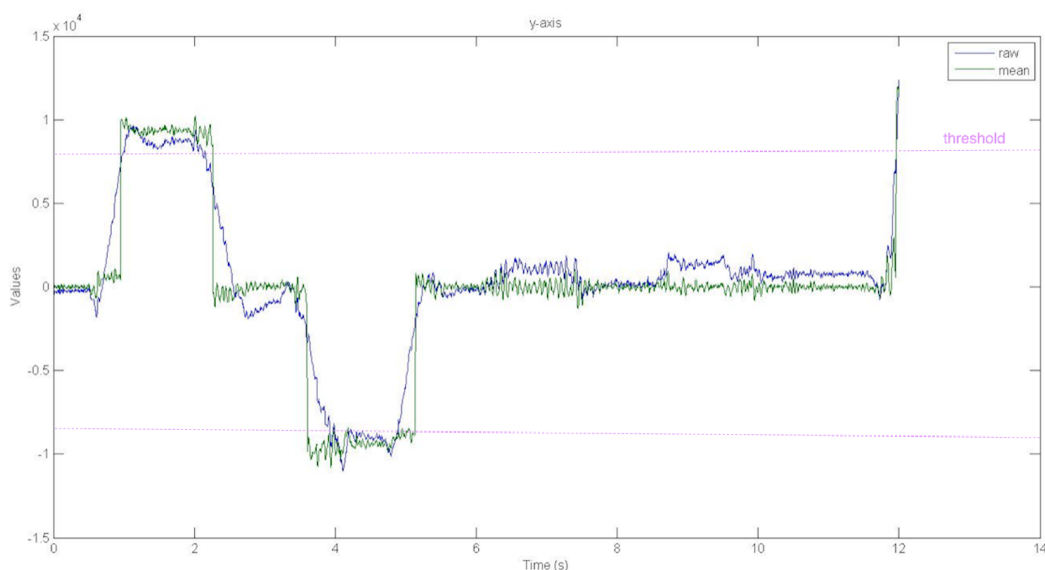
Εικόνα 4-2: Διακρίνονται οι χειρονομίες χ1,χ2 και χ3.

4.1 Αναγνώριση κινήσεων μέ Φίλτρου Μέσου Όρου

Η υλοποίηση του κώδικα για το επιταχυνσιόμετρο του αισθητήρα του MPU6050, έγινε με τη χρήση των βιβλιοθηκών MPU6050.h και I2Cdev.h. Η I2Cdev.h είναι βιβλιοθήκη που βοηθάει στην αποστολή δεδομένων μέσω του δίαυλου I2C, ενώ η MPU6050.h περιέχει συναρτήσεις για τη μέτρηση των δεδομένων από το επιταχυνσιόμετρο και το γυροσκόπιο, τη κατάσταση του ρολογιού, το διάβασμα των καταχωρητών της συσκευής κ.ά. Μιας και η ευαισθησία των τιμών για το επιταχυνσιόμετρο είναι ± 8 g τα κατώφλια που ορίστηκαν τέθηκαν στην τιμή των 7000.

Έτσι το Φ.Μ.Ο εφαρμόστηκε στις τιμές του επιταχυνσιομέτρου κατά τους άξονες x και y. Στο φίλτρο αυτό αποθηκεύονται οι είκοσι προηγούμενες τιμές για κάθε άξονα, υπολογίζεται ο μέσος όρος τους και στη συνέχεια συγκρίνεται η τωρινή τιμή του κάθε άξονα με τον αντίστοιχο μέσο όρο. Οι αριθμός των

τιμών αυτών, επιλέχθηκε διότι έτσι δεν εισάγεται κάποια αξιολογική καθυστέρηση, με αποτέλεσμα να μην μπερδεύονται τα επίπεδα που βρίσκεται το χέρι. Ο κώδικας του φίλτρου φαίνεται στο παράρτημα 2.



Εικόνα 4.3: Σύγκριση αποκρίσεων για τον άξονα y μεταξύ αφιλτράριστων τιμών και της χρήσης Φ.Μ.Ο

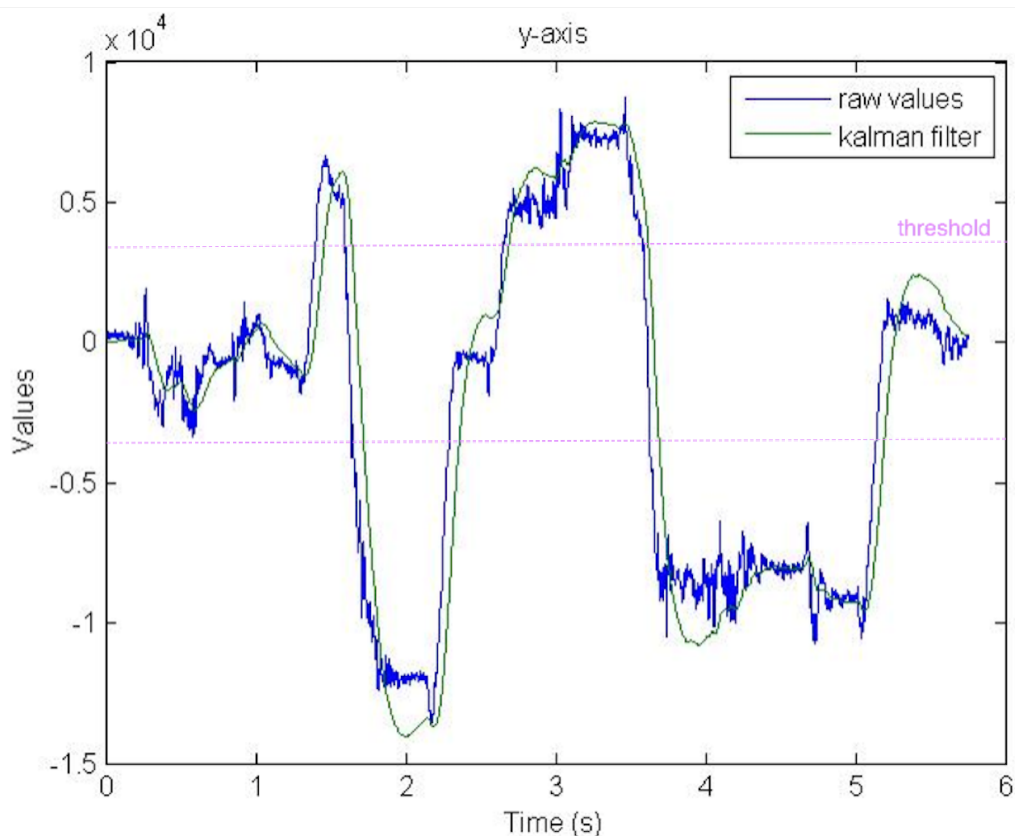
Με τον χρήση του Φ.Μ.Ο παρατηρείται η ομαλοποίηση του σήματος (εικόνα 4-3), οι περιοχές όπου οι τιμές των αξόνων ξεπερνούν τα προκαθορισμένα κατώφλια ,γίνονται πιο επίπεδες ,με αποτέλεσμα να αναγνωρίζονται ευκολότερα από τον μικροελεγκτή.

4.2 Αναγνώριση κινήσεων μέσω Φίλτρο Kalman

Ένας άλλος τρόπος προσέγγισης για την ανίχνευση των κινήσεων ήταν η υλοποίηση του Φίλτρου Kalman ,το οποίο μπορεί να προβλέπει μια δυναμική κατάσταση ενός συστήματος, λαμβάνοντας υπόψη την επίδραση των προηγούμενων τιμών.

Όπως διακρίνεται από τον κώδικα 1) του παραρτήματος, αρχικά υλοποιείται η εξίσωση 2-11, ανανεώνοντας τη μεταβλητή angle. Έπειτα υπολογίζεται η εξίσωση ανανέωσης της μήτρας (P, από κώδικα) διακύμανσης σφάλματος (εξ. 2-12), ενώ το γk ανανεώνεται σύμφωνα με τη μεταβλητή γ. Επίσης υπολογίζεται η τιμή του κέρδους kalman (εξ. 2-15) στον πίνακα K και έπειτα ανανεώνεται και πάλι η μεταβλητή angle από τη εξίσωση 2-16. Τέλος υπολογίζονται οι νέες τιμές που θα έχει η μήτρα ανανέωσης.

Η συνάρτηση `kalman_filter()` καλείται για τις τιμές του επιταχυνσιόμετρου στη x συνιστώσα ενώ η συνάρτηση `kalman_filter_y()` καλείται αντίστοιχα για τη y . Οι στα-θερές `Q_angle`, `Q_bias`, `_R_measurement` είναι ίσες με 0.001, 0.003 και 0.03 αντί-στοιχα, που είναι η καλύτερη επιλογή των παραμέτρων [24]. Οι παράμετροι που δέχονται αυτές οι συναρτήσεις είναι το `newAngle`, όπου είναι η τρέχουσα τιμή που έχει μετρήσει το επιταχυνσιόμετρο (`raw value`), το `newrate`, το οποίο είναι το κατά πόσες μοίρες κουνήθηκε το επιταχυνσιόμετρο το δευτερόλεπτο και το `Dt`, το οποίο είναι η χρονική διάρκεια που εκτελείται κάθε φορά η συνάρτηση `loop()`. Έτσι, αφού φιλτραριστεί το σήμα με το `kalman filter`, χρησιμοποιείται ένα κατώφλι στη τιμή 3500 για να διαχωριστεί η κάθε κίνηση. Η εύρεση του κατωφλίου έγινε πειραματικά, προκειμένου να υπάρχει σωστή εύρεση των κινήσεων μεταξύ τους και μεγάλη ευαισθησία στη κίνηση. Επίσης, υπάρχει επιλογή ,ανάλογα τις απαιτήσεις ευεσθησίας της εφαρμογής, για ακόμα μεγαλύτερη ευαισθησία αλλάζοντας κατώφλι αλλάζει στη τιμή 900.

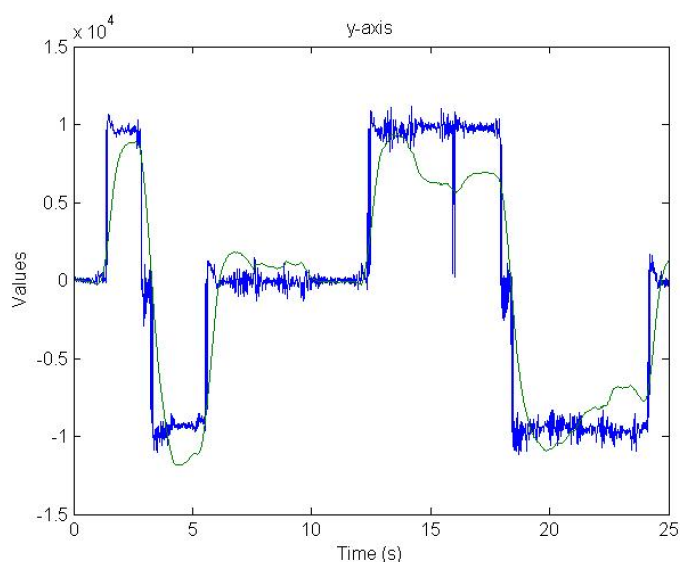


Εικόνα 4-4: Σύγκριση αποκρίσεων για τον άξονα x μεταξύ αφιλτράριστων τιμών και της χρήσης Φίλτρου Kalman.

Και οι δύο μέθοδοι που αναφέρθηκαν παραπάνω, ήταν επιτυχής για την ανίχνευση των καθορισμένων κινήσεων. Ωστόσο, το `kalman filter` έχει αρκετά μεγαλύτερη ευαισθησία, κυρίως στις κινήσεις $k1$ και $k2$, αλλά και καλύτερη

απόκριση συχνοτήτων σε σχέση με το φίλτρο μέσου όρου. Επίσης, το Φ.Μ.Ο εμφανίζει μεγαλύτερη πιθανότητα να μπερδέψει μία κίνηση με κάποια άλλη.

Συμπερασματικά, μιας και τα καλύτερα αποτελέσματα είχε η χρήση του Φίλτρου Kalman, είναι αυτή που χρησιμοποιήθηκε για την ανίχνευση των κινήσεων. Τα αποτελέσματα από την σύγκριση των δύο φίλτρων φαίνονται στην εικόνα 4-5.



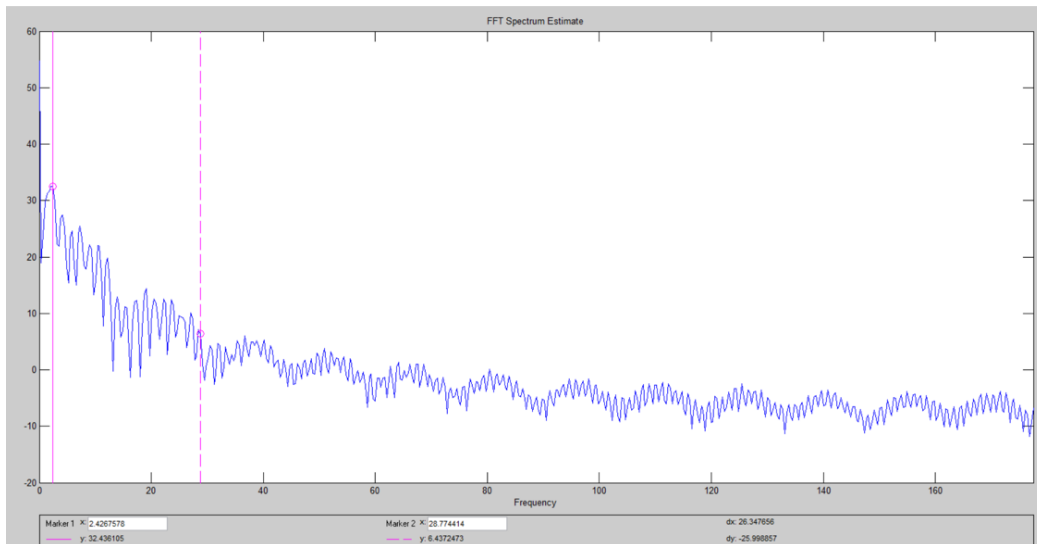
Εικόνα 4-5: Σύγκριση αποκρίσεων για τον άξονα y μεταξύ Φίλτρου Kalman (πράσινο) και Φ.Μ.Ο. (μπλε)

4.3 Διαδικασία και μέθοδοι αναγνώρισης χειρονομιών

Έπειτα, καθορίστηκε ο ρυθμός δειγματοληψίας έτσι ώστε να υπάρχει η επιθυμητή πληροφορία στα σήματα καταγραφής της συσκευής. Όπως έχει ήδη αναφερθεί, η ζώνη συχνοτήτων που εμφανίζονται τα σήματα ΜΜΓ είναι από 0 έως 25Hz. Έτσι η συχνότητα δειγματοληψίας έπρεπε να είναι μεγαλύτερη ή ίση των 50Hz, μια συνθήκη που ικανοποιεί το θεώρημα Nyquist-Shannon. Ο ρυθμός αυτός στην συσκευή μας είναι πιο υψηλός, 530 δείγματα ανά δευτερόλεπτο, διότι οι απαιτήσεις της συσκευής να έχει σχεδόν άμεση αλληλεπίδραση με τις κινήσεις, οδήγησε στην επιτάχυνση της διαδικασίας διαβάσματος των αναλογικών θυρών σε 240ms ανά δευτερόλεπτο.

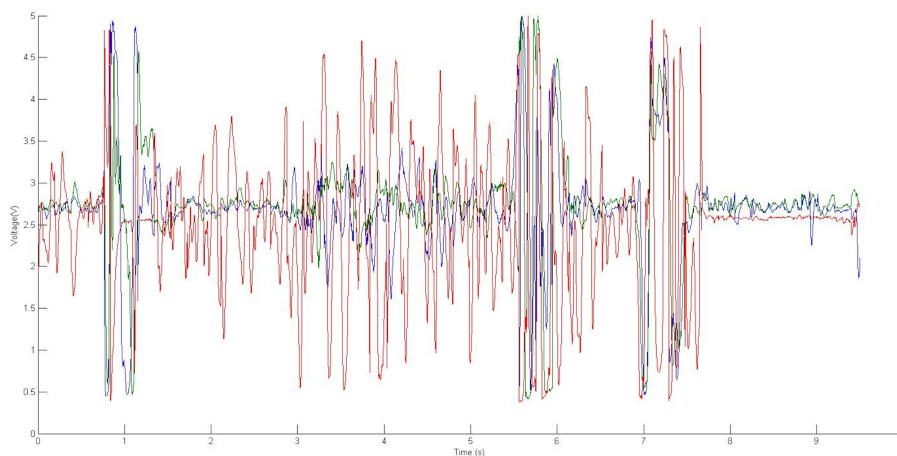
Έπειτα, έγινε η ανάλυση συχνοτήτων των ΜΜΓ σημάτων μέσω matlab με σκοπό την επαλήθευση της συχνοτικής απόκρισης των αισθητήρων, έτσι ώστε να βρίσκονται εντός ζώνης των ΜΜΓ. Έτσι, για κάθε κίνηση έγινε αρχικά η καταγραφή των σημάτων σε .txt αρχεία μέσω του διαβάσματος της σειριακής θύρας από ένα python script [παραρτημα, 4]. Στην συνέχεια,

χρησιμοποιήθηκε το εργαλείο της matlab sptool, το οποίο προσφέρει διάφορους μεθόδους ανάλυσης συχνοτήτων. Μερικοί εκτιμητές συχνοτήτων που χρησιμοποιήθηκαν για να καθοριστεί σαφώς η περιοχή συχνοτήτων που εμφανίζονται οι χ_1, χ_2, χ_3 είναι η FFT και η Welch. Σε αυτές όπως φαίνεται και από την εικόνα 4-6, επαληθεύεται ότι το εύρος συχνοτήτων των ΜΜΓ σημάτων που καταγράφει η συσκευή, είναι από 2 Hz έως 28Hz περίπου.



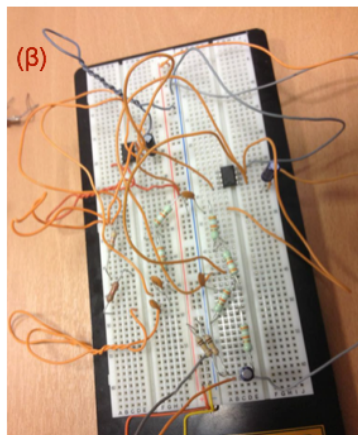
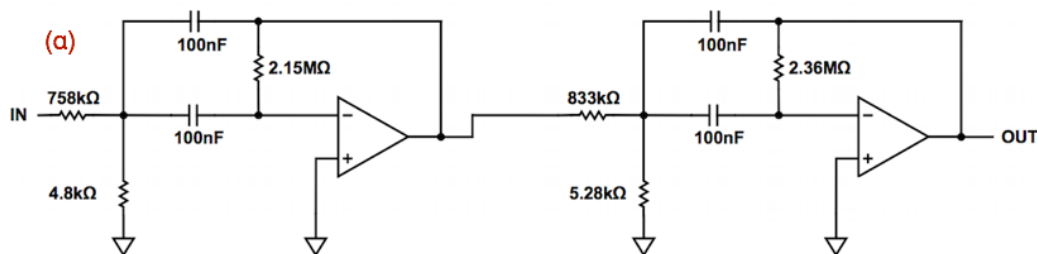
Εικόνα 4-6: Συχνотική απόκριση σήματος κατά την χ_1 .

Ακολούθησε η διαδικασία καταγραφής σημάτων για κάθε κίνηση, όπως και σήματα από συνδιαστικές κινήσεις έτσι ώστε να καταγραφούν και οι θόρυβοι από τις τυχαίες και ανεπιθύμητες κινήσεις. Όπως διακρίνεται στην εικόνα 4-7, οι τυχαίες κινήσεις και πιο συγκεκριμένα η περιστροφή του καρπού δεξιόστροφα ή αριστερόστροφα, ήταν αυτές που έκαναν τις κινήσεις μας μην μπορούν να διακριθούν.



Εικόνα 4-7: Διακρίνεται η χ_1 από 0.8s έως 1.4s, τυχαίες κινήσεις από 2s έως 5.5s ,η χ_2 από 5.5s έως 6.5s και η χ_3 από 6.5s έως 7.8s.

Έτσι, προέκυψε η ανάγκη υλοποίησης ενός ζωνοπερατού φίλτρου με συχνότητες αποκοπής από 2 έως 30 Hz, προκειμένου να αποκοπούν οι περιπτώσεις συχνότητες στις οποίες βρίσκονταν και οι τυχαίες κινήσεις. Αρχικά υλοποιήθηκε ένα αναλογικό φίλτρο (εικόνα 4-8) ,διότι είναι αυτά που χρησιμοποιούνται συνήθως σε συσκευές πραγματικού χρόνου. Τα αποτελέσματα αυτού όμως δεν ήταν επιθυμητά ,διότι για να επιτευχθεί επακριβώς αυτή η ζώνη συχνοτήτων θα έπρεπε να δοκιμαστεί η υλοποίηση αυτού σε πλακέτα PCB ,λόγω των απωλειών που εμφανίζονται από την χρήση καλωδίων και απλών αντιστάσεων. Επίσης τα αναλογικά φίλτρα προτιμώνται σε περιπτώσεις όπου οι συχνότητες είναι υψηλές.

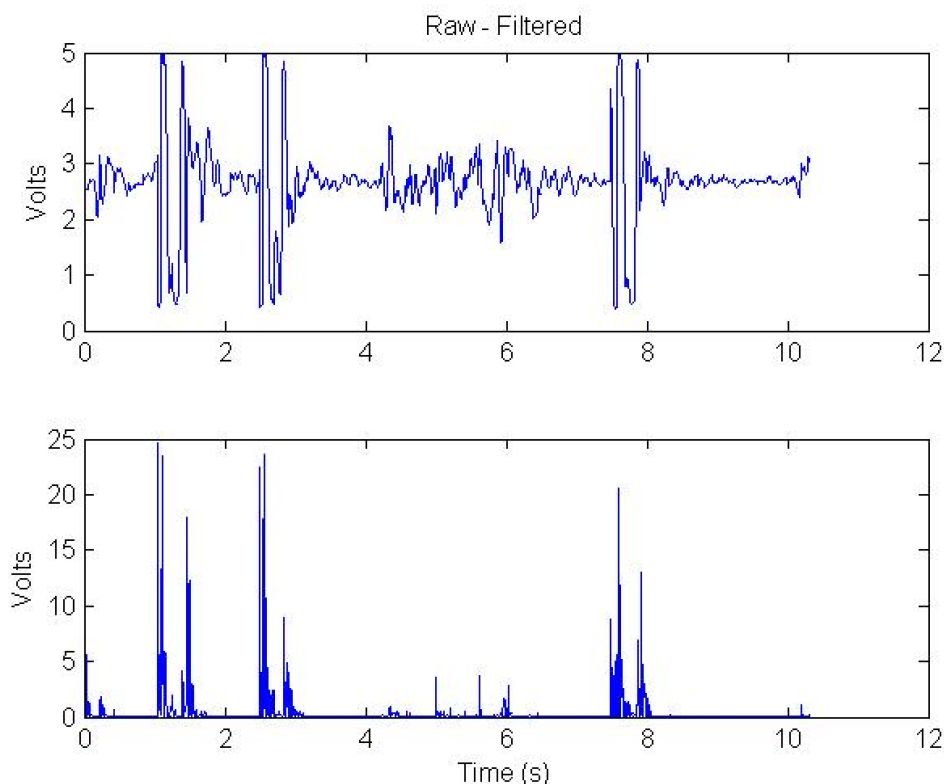


Εικόνα 4-8: Σχεδιασμός (α) και υλοποίηση (β) αναλογικού φίλτρου με τη χρήση τελεστικών ενισχυτών LM358

Έτσι υλοποιήθηκε το αντίστοιχο φίλτρο με ψηφιακό τρόπο, και εισήχθει στον κώδικα του μικροεπεξεργαστή αμέσως μετά το διάβασμα της αναλογικής θύρας του κάθε αισθητήρα. Η δημιουργία του κώδικα έγινε μέσω της σελίδας [25] όπου επιλέχτηκε 4ης τάξης φίλτρο Butterworth ,μιας και όσο υψηλότερη η

τάξη του φίλτρου ,τόσο πιο “απότομη” η κλίση του φίλτρου κοντά στις συχνότητες αποκοπής.

Όπως φαίνεται στην εικόνα 4-9, το φίλτρο επιτρέπει μόνο την συχνότητες μεταξύ 2-30Hz, ενώ οι τυχαίες - περιστροφικές κινήσεις αποκόπτονται με επιτυχία.



Εικόνα 4-9: Παραπάνω εμφανίζεται η κίνηση χ_1 του σήματος χωρίς φίλτρο και αυτού με την χρήση ζωνοπερατού 2-30Hz. Η ένταση της χ_1 είναι διαφορετική κάθε φορά ,ενώ παρατηρείται ότι οι ανεπιθύμητες συχνότητες τυχαίων κινήσεων από 3 έως 5s απαλείφονται με επιτυχία.

Με αυτόν τον τρόπο εξαλείφθηκαν οι συχνότητες οι οποίες προέρχονται απο τυχαιες κινήσεις ενώ οι συχνότητες οι οποίες προερχονται από σημεια ενδιαφεροντος παρεμειναν αναλοιιστες. Έπειτα υπολογίστηκε η ενέργεια του σήματος, το οποίο είχε ως αποτέλεσμα οι τιμές των τυχαίων κινήσεων να περιοριστούν ακόμα περισσότερο, ενώ αντίστοιχα το πλάτος των συχνοτήτων που αντιστοιχούν στην χ_1 αυξήθηκε ακόμα περισσότερο. Έτσι, με την εφαρμογή ενός κατωφλίου επιτεύχθηκε η αναγνώριση της χ_1 , με πλήρη επιτυχία σε πραγματικό χρόνο. Για την αναγνώριση των άλλων χειρονομιών (χ_2, χ_3) ,απαιτείται η εκπαίδευση κάποιου ταξινομητή με χρήση χαρακτηριστικών που εξαγονται απ'το σήμα, όπως αναφέρεται στο παρακάτω κεφάλαιο, έτσι ώστε να εξαχθεί το αποτέλεσμα για το ποια χειρονομία έγινε

από τον χρήστη. Όμως λόγω του μειονεκτήματος ,ότι ο μικροεπεξεργαστής που χρησιμοποιήθηκε έχει μικρό μέγεθος μνήμης ,δεν ενδύκνεται για την χρησιμοποίηση της μεθόδου αυτής σε πραγματικό χρόνο.

4.4 Εξαγωγή χαρακτηριστικών για την αναγνώριση χειρονομιών

Προκειμένου να ανιχνευτούν οι χειρονομίες x_2 και η x_3 ,χρησιμοποιήθηκε η εξαγωγή χαρακτηριστικών. Αρχικά έγινε καταγραφή 54 σημάτων, από τα οποία τα 24 περιείχαν τη κίνηση x_3 , τα 24 τη κίνηση x_4 , ενώ στα υπόλοιπα το χέρι του κάθε χρήστη έμεινε ακίνητο σε μια σταθερή θέση (ακινησία, x_0). Συγκεκριμένα, καταγράφηκαν σήματα από δύο χρήστες, όπου 12 σήματα από τη κίνηση x_3 και 12 από τη κίνηση x_4 , καθώς και τρία σήματα κατάστασης x_0 ανήκαν στον πρώτο χρήστη, ενώ αντίστοιχα σήματα καταγράφηκαν για τον δεύτερο χρήστη. Για να υπάρχει όσο το δυνατόν περισσότερη ακρίβεια στην εξαγωγή των αποτελεσμάτων από τον ταξινομητή, επιλέχθηκαν 12 χαρακτηριστικά [26], τα οποία φαίνονται παρακάτω :

- **Μήκος κυματομορφής (Waveform Length).** Είναι το αθροιστικό μήκος της κυματομορφής επί του χρονικού τμήματος που έχει οριστεί. Αυτό το χαρακτηριστικό είναι ένα συνδυασμένο μέτρο του μήκους της κυματομορφής, της συχνότητας και της διάρκειας. Ορίζεται ως:

$$WL = \sum_{n=1}^{N-1} |x_{n+1} - x_n|$$

- **Πλήθος μηδενισμού (Zero Crossing).** Ορίζεται ως τον αριθμό των φορών που ένα σήμα διέρχεται από το μηδέν. Διάφορα κατώφλια μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να εξουδετερώσουν την επίδραση θορύβου. Στη παρούσα εργασία, έχει χρησιμοποιηθεί το μηδέν σαν κατώφλι. Το πλήθος μηδενισμού δίνεται από τον παρακάτω τύπο :

$$ZC = \sum_{n=1}^{N-1} [sgn(-x_{n+1} \times x_n) \times I(|x_{n+1} - x_n| > \text{κατώφλι})]$$

όπου

$$\text{sgn}(x) = \begin{cases} 1, & \text{για } x > 0 \\ 0, & \text{για } x \leq 0 \end{cases}$$

και

$$I(\text{συνθήκη}) = \begin{cases} 1, & \text{αν η συνθήκη είναι αληθής} \\ 0, & \text{αν η συνθήκη είναι ψευδής} \end{cases}$$

- **Αλλαγή πρόσημου κλίσης (Slope sign change).** Ομοίως με το πλήθος μηδενισμού, αυτό το μετρικό προσεγγίζει επίσης τις ιδιότητες του πεδίου συχνότητας. Υπολογίζεται μετρώντας τις φορές που η κλίση της κυματομορφής του σήματος αλλάζει από θετική σε αρνητική και αντίστροφα. Δίνεται από τον παρακάτω τύπο :

$$SSC = \sum_{n=1}^{N-1} f((x_n - x_{n+1}) \times (x_n - x_{n-1})) \quad (20)$$

όπου

$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{για } x > 0 \\ 0, & \text{για } x \leq 0 \end{cases}$$

- **Πλάτος Wilson (Wilson amplitude).** Ορίζεται ως τον αριθμό των φορών όπου η διαφορά σε πλάτος είναι μεγαλύτερη από ένα κατώφλι. Ορίζεται ως :

$$WA = \sum_{n=1}^{N-1} f(|x_n - x_{n+1}|) \quad (21)$$

όπου

$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{για } x > \text{κατώφλι} \\ 0, & \text{για } x \leq \text{κατώφλι} \end{cases}$$

- **Ολοκληρωμένο MMG (IMMG).** Υπολογίζεται ως η απόλυτη τιμή του πλάτους του σήματος του MMG. Εκφράζεται ως :

$$IMMG = \sum_{n=1}^{N-1} |x_n| \quad (22)$$

- **Μέση απόλυτη απόκλιση (Mean of absolute deviation).** Αυτό το χαρακτηριστικό μετράει τις άτυπες παρατηρήσεις στο σετ δεδομένων και ορίζεται ως :

$$MAD = \frac{\sum_{n=1}^{N-1} |x_n - \bar{x}_n|}{N} \quad (23)$$

- **Μέση απόλυτη τιμή (Mean of absolute value).** Είναι παρόμοια με τη μέση ανυψωμένη τιμή και είναι δημοφιλές χαρακτηριστικό στην ανάλυση των EMG για την ανίχνευση των επιπέδων των συσπάσεων των μυών.

$$MAV = \frac{\sum_{n=1}^{N-1} |x_n|}{N}$$

- **Μέσο ενεργό τετραγωνικό πλάτος (Root Mean Square Amplitude).** Χρησιμοποιείται σαν ένδειξη σύσπασης των μυών. Εκφράζεται ως :

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N x_n^2}{N}} \quad (25)$$

- **Διαφορά μέγιστης και ελάχιστης τιμής**

$$\min_max = \max(x) - \min(x)$$

- **Ενέργεια**

$$\text{Ενέργεια} = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)^2$$

- **Μέση τιμή**

$$\bar{x} = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} x(n)}{N}$$

- **Τυπική απόκλιση**

$$\text{std} = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} (x(n) - \bar{x})^2}{N}}$$

Μετά την εξαγωγή των παραπάνω χαρακτηριστικών, τα αποτελέσματα αυτών εισήχθησαν σε ένα .arff αρχείο, προκειμένου να επεξεργαστούν από κάποιον αλγόριθμο του Weka. Συγκρίνοντας διάφορα δέντρα απόφασης ,για λόγους ταχύτητας και ευκολίας στην εισαγωγή του δέντρου σε οποιονδήποτε κώδικα μικροεπεξεργαστή ,επιλέχθηκε ο ταξινομητής J48 [27], οποίος είναι μια υλοποίηση του αλγόριθμου C4.5.

Το πλήθος των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν για την δοκιμή των αποτελεσμάτων του ταξινομητή, ήταν 28. Από αυτά, 12 (6 για τον χρήστη 1 και 6 για τον χρήστη 2) περιείχαν τη κίνηση x3, 12 (6 για τον χρήστη 1 και 6 για τον χρήστη 2) τη κίνηση x4 και 4 (2 για τον χρήστη 1 και 2 για τον χρήστη 2) την κατάσταση m1. Τα υπόλοιπα 26 (12 για τη κίνηση x3, 12 για τη κίνηση x4 και 2 για την κατάσταση m1) χρησιμοποιήθηκαν για να δοκιμάσουν το ποσοστό επιτυχίας του συστήματος. Συγκεκριμένα, τα ποσοστά επιτυχίας φαίνονται στον πίνακα 4-1.

Χρήστες	Χειρονομία χ2	Χειρονομία χ3	Ακινησία
Χρήστης 1	86%	90%	100%
Χρήστης 2	86%	84%	100%

Πίνακας 4-1: Αποτελέσματα χρήστη1 και χρήστη2 για τις χ0, χ2 και χ3.

Όσον αφορά το δέντρο απόφασης που εξήχθη από τον ταξινομητή, αυτό φαίνεται παρακάτω και χρησιμοποιεί μόνο δύο χαρακτηριστικά, το Wilson Amplitude και την τυπική απόκλιση.

Κεφάλαιο 5: Υλοποίηση τελικής συσκευής

Για να μπορέσει να υλοποιηθεί η τελική συσκευή, έπρεπε να γίνει η κατασκευή μιας εκτυπωμένης πλακέτας, η οποία θα ήταν φορέσιμη, εύχρηστη και μικρού μεγέθους. Συγκεκριμένα, το μικρό μέγεθος της είχε καθοριστικό ρόλο, καθώς έπρεπε να συνδεθούν όλα τα εξαρτήματα που επιλέχθηκαν πάνω σε αυτή. Η τελική κατασκευή της πλακέτας υλοποιήθηκε μετά από αρκετές προσπάθειες, προκειμένου να χωρέσουν όλα τα εξαρτήματα σωστά, καθώς και να υπάρχει ορθή λειτουργία της.

5.1 Γενικά

Για την δημιουργία μιας πλακέτας τυπωμένου κυκλώματος (Printed Circuit Board ή PCB) απαιτείται μια λεπτή πλακέτα με μονωτικό υλικό και με αγωγίμες διαδρομές συνήθως από χαλκό οι οποίες συνδέουν μεταξύ τους τα ηλεκτρονικά εξαρτήματα.

Οι νησίδες ή πίστες (pads) είναι τα τμήματα αγωγίμης διαδρομής πάνω στις οποίες συγκολλούνται οι ακροδέκτες των εξαρτημάτων μέσω κόλλησης (soldered joint). Το εξάρτημα τοποθετείται είτε με τρύπες στα pads ,οι οποίες διαπερνούν την πλακέτα (Through -hole technology- TH) είτε τοποθετείται απευθείας πάνω στα pads (surface-mount technology - SMD).

Τα συστήματα της Through-hole τεχνολογίας, κατασκευάζονται εύκολα ενώ είναι εύκολος ο έλεγχος και η επιδιόρθωση. Σε πολύπλοκα όμως συστήματα ,η τεχνική αυτή μπορεί να προκαλέσει προβλήματα ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών για εφαρμογές μεσαίων και υψηλών συχνοτήτων.

Αντίθετα η τεχνολογία SMD προσφέρει αυξημένη πυκνότητα εξαρτημάτων σε σύγκριση με την τεχνολογία TH και υψηλότερες επιδόσεις αλλά παρουσιάζει μεγαλύτερη δυσκολία στην παραγωγή και την επισκευή του PCB. Οι διαδικασίες παραγωγής, ελέγχου και επιδιόρθωσης είναι συνήθως αυτοματοποιημένες και έχουν μεγαλύτερο κόστος.

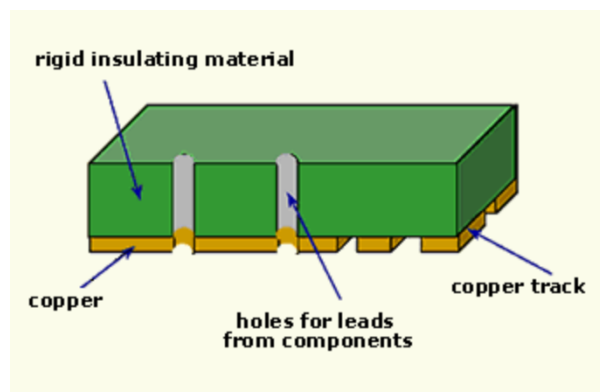


Εικόνα 5-1: Στα αριστερά απεικονίζεται η Through-Hole τεχνολογία ενώ στα δεξιά η SMD

Ακόμη θα πρέπει να αναφερθούν οι τύποι PCB, οι οποίοι διαχωρίζονται ανάλογα τον αριθμό επιπέδων που χρησιμοποιούνται. Πιο συγκεκριμένα υπάρχουν τρεις κύριες κατηγορίες που αναλύονται παρακάτω.

- **Τυπωμένη πλακέτα μονής όψης**

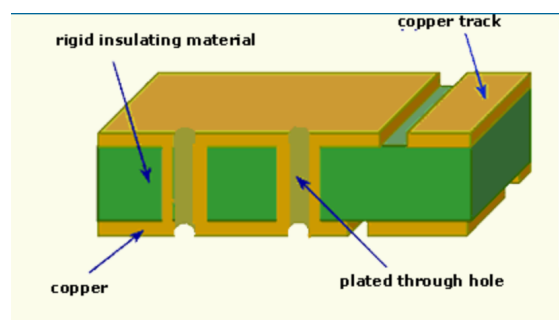
Στις πλακέτες μονής ή απλής όψης, όλες οι αγωγίμες διαδρομές βρίσκονται σε μία πλευρά, ενώ τα ηλεκτρονικά εξαρτήματα μπορούν να βρίσκονται και στις δύο, ανάλογα με την πολυπλοκότητα του σχεδίου. εξαρτημάτων για την συναρμολόγηση (assembly) της πλακέτας.



Εικόνα 5-2: Πλακέτα μονής όψης

- **Τυπωμένη πλακέτα διπλής όψης**

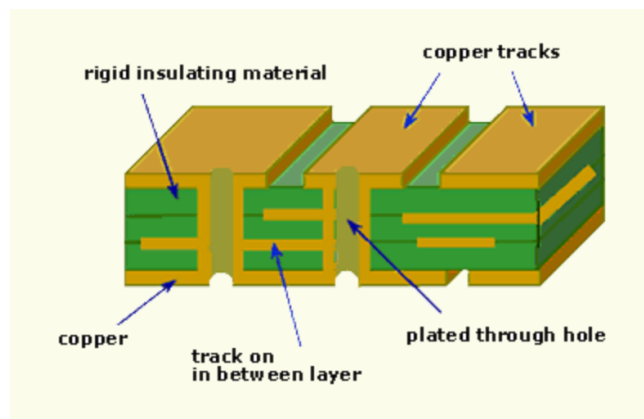
Στις πλακέτες διπλής όψης, οι αγωγίμες διαδρομές βρίσκονται και στις δύο πλευρές της πλακέτας. Και σ'αυτή την κατηγορία τα εξαρτήματα μπορούν να τοποθετηθούν σε οποιαδήποτε πλευρά ης πλακέτας, ενώ το αποτέλεσμα αυτού του τρόπου εξασφαλίζει μεγαλύτερη πυκνότητα εξαρτημάτων συγκριτικά με τις πλακέτες μονής όψης. Επίσης οι διασυνδέσεις μεταξύ των αγωγίμων διαδρομών στα δύο επίπεδα επιτυγχάνεται με ακίδες μεταξύ των επιπέδων, με καλώδια, με τους ακροδέκτες των εξαρτημάτων και με επιμεταλλωμένες τρύπες.



Εικόνα 5-3: Πλακέτα διπλής όψης

• Τυπωμένη πλακέτα πολλαπλών στρωμάτων

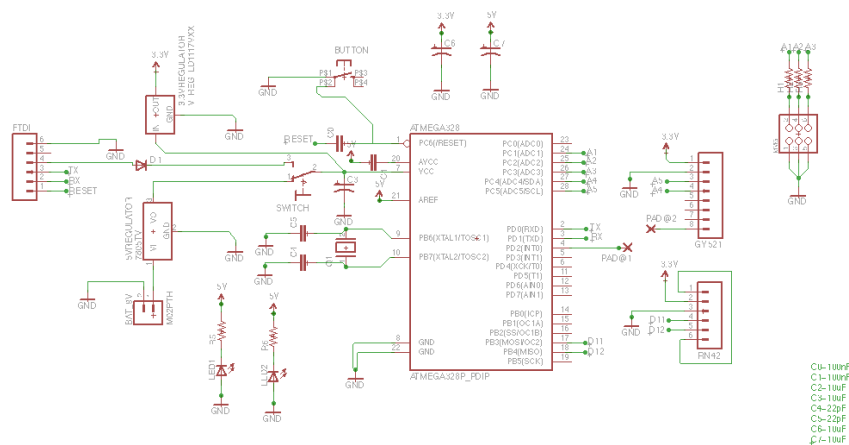
Στις πλακέτες με πολλαπλά επίπεδα, υπάρχουν πολλαπλά επίπεδα με αγωγίμες διαδρομές, ενώ δύο από αυτές βρίσκονται στις επιφάνειες της πλακέτας. Τα υπόλοιπα επίπεδα βρίσκονται στο εσωτερικό της πλακέτας η οποία κατασκευάζεται με ένα αριθμό αγωγίμων διαδρομών που συνδυάζονται με μονωτικά επίπεδα. Οι διασυνδέσεις μεταξύ των αγωγίμων διαδρομών που συνδυάζονται με μονωτικά επίπεδα, γίνεται μέσω περασμάτων μεταξύ των επιπέδων (through via) είτε με κρυφά περάσματα (buried vias).



Εικόνα 5-4: Τυπωμένη πλακέτα πολλαπλών στρωμάτων

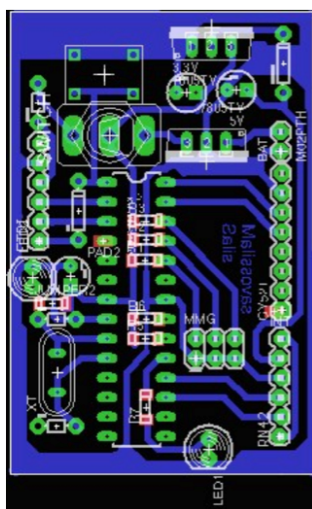
5.2 Σχεδιασμός κυκλώματος για τύπωση σε πλακέτα

Προκειμένου να υλοποιηθεί το σχέδιο της τελικής πλακέτας σε PCB, πρέπει πρώτα να σχεδιαστεί το θεωρητικό σχεδιάγραμμα, στο οποίο απεικονίζεται ο τρόπος σύνδεσης όλων των ηλεκτρονικών υποσυστημάτων της πλακέτας. Το σχηματικό των κυκλωμάτων της τελικής κατασκευής έγινε στο πρόγραμμα EAGLE και απεικονίζεται στην εικόνα 5-5. Ακολούθησε ο σχεδιασμός του PCB, χρησιμοποιώντας το ίδιο λογισμικό. Η πλακέτα είναι μονής όψης και οι μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν για την τοποθέτηση των εξαρτημάτων είναι η τεχνολογία Through-hole για τα περισσότερα ηλεκτρονικά εξαρτήματα και η SMD για τις αντιστάσεις και τους πυκνωτές μικρού μεγέθους. Η τελευταία, χρησιμοποιήθηκε έτσι ώστε να τοποθετηθούν μερικά εξαρτήματα και στην πλευρά της πλακέτας όπου βρίσκονται οι αγωγοί χαλκού, ακριβώς κάτω από τον επεξεργαστή.



Εικόνα 5-5: Σχηματικό ηλεκτρονικού κυκλώματος πλακέτας

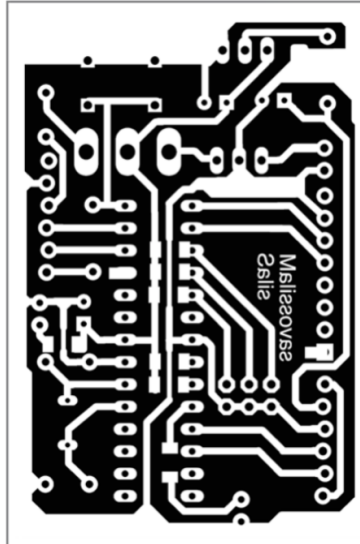
Θα πρέπει να υπογραμμιστεί ότι δεν έγινε η χρήση κάποιας αυτοματοποιημένης εύρεσης βέλτιστης διαδρομής των αγωγών μέσω του EAGLE, διότι η χειροκίνητη διάταξη των εξαρτημάτων και η σχεδίαση των αγωγών, απέφερε καλύτερα αποτελέσματα στο τελικό μέγεθος της πλακέτας. Η τελική πλακέτα (εικόνα 5-6) έχει μήκος 39.5mm και πλάτος 61mm, διαστάσεις που επιτρέπουν την τοποθέτηση της τελικής συσκευής στον βραχίονα του κάθε χρήστη.



Εικόνα 5-6: Σχηματικό διάγραμμα PCB όπου με μπλε χρώμα είναι οι αγωγοί χαλκού, με πράσινο τα pads των εξαρτημάτων της μπροστινής όψης και με κόκκινο της οπίσθιας.

5.3 Διαδικασία τύπωσης κυκλώματος σε πλακέτα

Αφού έγινε ο σχεδιασμός του PCB κυκλώματος και η εξαγωγή της μονόχρωμης εικόνας (μάσκα) όπου διακρίνονται μόνο οι αγωγοί και τα σημεία προσάρτησης, τυπώθηκε σε διαφανές χαρτί (εικόνα 5-7).

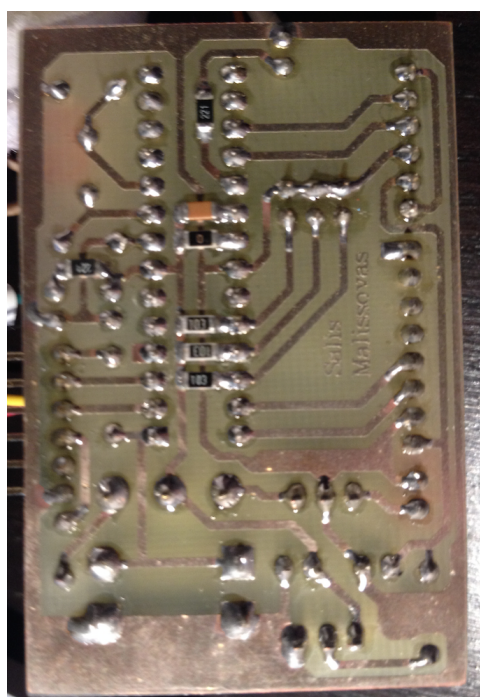


Εικόνα 5-7: Μονόχρωμη τύπωση κυκλώματος όπου διακρίνονται μόνο οι αγωγοί χαλκού και τα σημεία προσάρτησης που θα τοποθετηθούν τα εξαρτήματα.

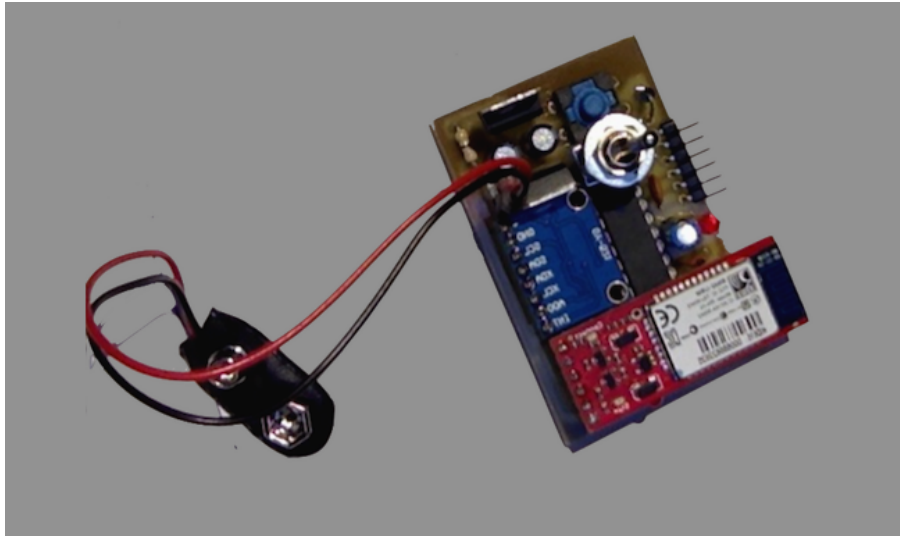
Ακολούθησε ο σχεδιασμός του κυκλώματος στην επιχαλκωμένη πλακέτα μέσω της διαφάνειας ενώ μετά γίνεται η χάραξη της πλακέτας, απομακρύνοντας οποιοδήποτε άχρηστο χαλκό έτσι ώστε να γίνει η καλωδίωση για την υλοποίηση του τελικού κυκλώματος. Η μέθοδος χάραξης έγινε με την τεχνική της φωτολιθογραφίας (εικόνα 5-8), όπου μια δέσμη υπεριώδους φωτός (UV) διαπερνά την μάσκα και προσπίπτει σε λεπτή φέτα πυριτίου καλυμμένη με οξείδιο. Η μάσκα σκιαγραφεί τα διάφορα μέρη του chip και το υπεριώδες φως θα προσπέσει μόνο στις περιοχές εκείνες που τις αφήνει εκτεθειμένες η μάσκα. Οι περιοχές που δεν έπεσε πάνω το φως απομακρύνονται καθώς διαλύονται σε κατάλληλο χημικό (υδροχλωρικό οξύ) ,με αποτέλεσμα να σχηματίζονται οι αγωγοί και οι βάσεις όπου θα τοποθετηθούν τα ηλεκτρονικά εξαρτήματα. Τέλος τρυπήθηκαν τα σημεία προσάρτησης όπου και συγκολλήθηκαν τα ηλεκτρονικά εξαρτήματα πάνω στη πλακέτα όπως διακρίνεται στη εικόνα 5-9.



Εικόνα 5-8: Τεχνική φωτολιθογραφίας. Η μάσκα σκιαγραφεί τα μέρη του chip.



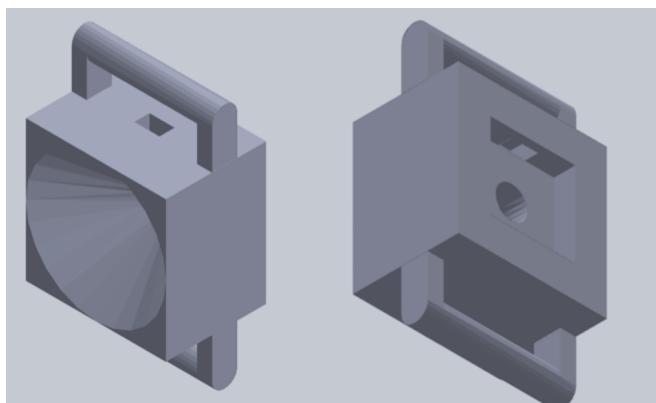
Εικόνα 5-9: Η τελική πλακέτα της συσκευής (μπροστά μέρος), όπου διακρίνονται οι αγώγιμες διαδρομές χαλκού και οι συγκολλησεις των εξαρτημάτων.



Εικόνα 5-10: Τελική μορφή πλακέτας, μετά από την προσάρτηση των εξαρτημάτων

5.4 Σχέδιο 3D εκτύπωσης

Σε προηγούμενο κεφάλαια αναφέρθηκε ότι η ανάγκη μείωσης της κατώτερης συχνότητας μέτρησης των πυκνωτικών μικροφώνων ήταν επιτακτική για την σωστή καταγραφή σημάτων ΜΜΓ. Για τον σχεδιασμό των ακουστικών θαλάμων, που θα “φιλοξενήσουν” τα πυκνωτικά μικρόφωνα στα οποία θα απομονώνονται τα ΜΜΓ σήματα ,μελετήθηκαν οι κατάλληλες διαστάσεις και γεωμετρικό σχήμα. Έτσι, το γεωμετρικό σχήμα του θαλάμου σχεδιάστηκε κωνικό αντί κυλινδρικού, μιας και έτσι ενισχύεται το σήμα κατά 6db/Hz έναντι του κυλινδρικού []. Επίσης, καθορίστηκαν οι διαστάσεις του κωνικού κυλίνδρου, με την διάμετρο στα 24mm και το ύψος στα 20mm . Με τις συγκεκριμένες διαστάσεις ,η κατώτερη συχνότητα αποκοπής πέφτει κοντά στα 3Hz, από τις 20Hz που διατυπώνονται στις προδιαγραφές των πυκνωτικών μικροφώνων. Τέλος το πάνω μέρος του μικροφώνου επικαλήφθηκε με σιλικόνη για να λειτουργήσει ως μονοτικό υλικό και για τη σταθεροποίηση των καλωδίων. Ο σχεδιασμός του ακουστικού θαλάμου όπως και της βάσης που τοποθετείται το PCB έγινε στο λογισμικό Solidworks από όπου έγινε η εξαγωγή του αρχείου μορφής .stl που απαιτείται από τους 3D εκτυπωτές.



Εικόνα 5-11: Σχέδιο 3D εκτύπωσης ακουστικών θαλάμων, όπου τοποθετούνται τα πυκνωτικά μικρόφωνα

Η τελική μορφή της συσκευής που αναπτύχθηκε απεικονίζεται από την παρακάτω εικόνα (εικόνα 5-12).



Εικόνα 5-12: Τελική μορφή της συσκευής που αναπτύχθηκε, όπου διακρίνεται ο βραχίονας του χρήστη, το PCB με όλα τα εξαρτήματα και οι ακουστικοί θάλαμοι των μικροφώνων που καλύπτονται από ελαστικό επίδεσμο για λόγους σταθερότητας.

5.5 Συνολικό κόστος συσκευής

Το σύνολο των εξαρτημάτων που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάπτυξη της φορέσιμης συσκευής ,παρατίθενται στον πίνακα 5-1, μαζί με το κόστος του καθενός.

Περιγραφή εξαρτημάτων και υλικών	Ποσότητα	Κόστος (€)
Μικροεπεξεργαστής Atmega328-ru	1	4.05
Crystal 16MHz	1	0.7
Πυκνωτικά μικρόφωνα (KPCM-G6B-P)	3	1.5
Bluetooth Modem - BlueSMiRF HID (RN-42)	1	32.9
Γυροσκόπιο-Επιταχυνσιόμετρο GY-521 breakout	1	2.2
USB 2 Serial Converter	1	10
Ρυθμιστές τάσεων 5V ,3.3V	2	1.4
Μπαταρία 9V	1	2
Reset button	1	0.2
Μεταγωγικός διακόπτης	1	0.6
LED λαμπτήρες	2	0.10
Header pins	26	0.2
Λοιπά ηλεκτρονικά (αντιστάσεις SMD,jumpers,πυκνωτές,δίοδος)	14	0.9
PCB	1	5
3D περίβλημα (μικροφώνων-πλακέτας)	4	18
	Συνολικό κόστος	79.75

Πίνακας 5-1: Συνολικό κόστος φορέσιμης συσκευής

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: Εφαρμογές

Οι εφαρμογές που υλοποιήθηκαν έχουν σαν στόχο να δείξουν ότι η παρούσα συσκευή ανταποκρίνεται σε πραγματικό χρόνο, ανιχνεύει επιτυχημένα τις κινήσεις που αναφέρθηκαν ,όπως επίσης την συχνότητα εμφάνισής τους αλλά και την ένταση που υποβάλλει ο χρήστης για την πραγματοποίησή τους.

Για τους παραπάνω λόγους πραγματοποιήθηκαν οι παρακάτω εφαρμογές:

- Λειτουργία συσκευής ως διεπαφή ανθρώπου-υπολογιστή
- Αξιολόγηση βραδிகηνισίας μέσω τριών τεστ που υποβάλλονται οι ασθενείς

6.1 Λειτουργία συσκευής ως διεπαφή ανθρώπου-υπολογιστή

Στην εφαρμογή αυτή, η συσκευή που αναπτύχθηκε χρησιμοποιείται ως ασύρματη διεπαφή πληκτρολογίου και ποντικιού, με την επιλογή εναλλαγής ανάμεσα στις δύο.

Έτσι, η συσκευή έπρεπε αρχικά να αναγνωρίζεται από τον υπολογιστή ως κάποια διεπαφή, επιτρέποντάς την να ελέγχει κάθε φορά το ποντίκι ή το πληκτρολόγιο. Για τον λόγο αυτό, χρησιμοποιήθηκε το Bluetooth RN-42 HID, το οποίο ρυθμίστηκε κατάλληλα μέσω της εντολής “S~,6” για την εξυπηρέτηση των παραπάνω. Όπως αναφέρεται στον πίνακα 3-5, η εντολή “SH,0232” επιτρέπει την συσκευή να αναγνωρίζεται και να λειτουργεί ως ποντίκι και πληκτρολόγιο ταυτόχρονα. Επίσης, έγινε η ρύθμιση έτσι ώστε να αποθηκεύεται η διεύθυνση Bluetooth της κάθε συσκευής που συνδέεται (SR,I) ,όπως επίσης να επανασυνδέεται αυτόματα, χωρίς να απαιτεί την διαδικασία “ταιριάσματος” (pairing) εκ νέου (SM,6).

Έπειτα ,οι ανάγκες τις εφαρμογής για άμεση αλληλεπίδραση με τον υπολογιστή ,οδήγησαν στην επιτάχυνση της διαδικασία καταγραφής και αποστολής των δεδομένων. Έτσι, χρησιμοποιήθηκε ο Prescaler 16 ,μετατρέποντας την ταχύτητα ADC clock του Atmega328-ru ,στο 1MHz.

Όσον αφορά για την διεπαφή του ποντικιού, η κίνηση αυτού αρχικά δοκιμάστηκε ,με την χρήση επιπέδων διαχωρισμού των κινήσεων και έπειτα ,ε την χρήση των Φ.Μ.Ο και Kalman. Όμως ο έλεγχος του ποντικιού με αυτόν τον τρόπο ήταν αργός και καθόλου άμεσος, παρόλο που η κάθε κίνηση ανιχνεύονταν με επιτυχία. Το ποντίκι μετατοπίζονταν κάθε φορά προς μια μόνο κατεύθυνση και ο προσανατολισμός του αργούσε να αλλάξει. Έτσι χρησιμοποιήθηκε μια άλλη προσέγγιση, η οποία είναι πιο απλή ως προς την υλοποίησή της ,αλλά πολύ πιο αποδοτική και άμεση.

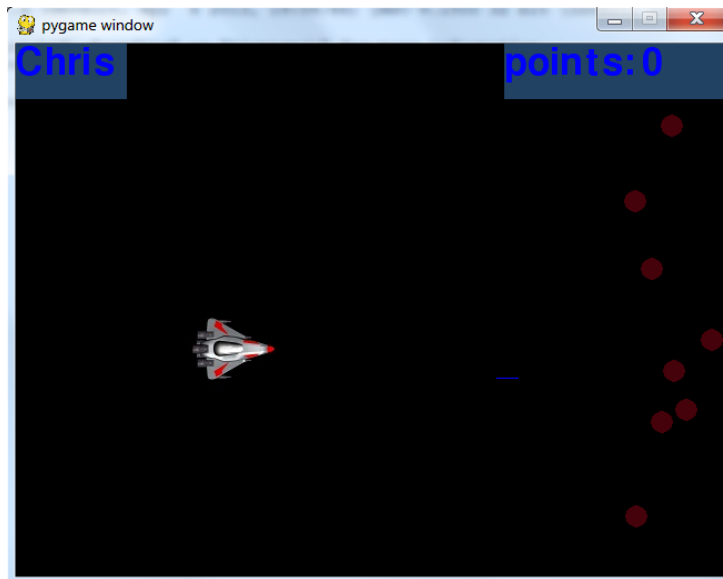
Η λογική για τον τρόπο αυτό, είναι η αποστολή των τιμών του επιταχυνσιόμετρου απευθείας στην συνάρτηση (`mouse_move()`) που ελέγχει την κίνηση του ποντικιού ανά προκαθορισμένα pixels. Για να γίνει η αποστολή αυτή ,υπολογίζεται αρχικά το άθροισμα των ενεργειών των συνιστωσών κατά x και y και εαν αυτές ξεπερνούν ένα κατώφλι ,καλείται η συνάρτηση `mouse_move()` του παραρτήματος 3.

Τέλος προκειμένου να γίνεται η άμεση εναλλαγή από ποντίκι σε πληκτρολόγιο και αντίθετα, ο χρήστης μπορεί να εναλλάσει τις λειτουργίες αυτές μέσω μιας πλήρη περιστροφής του χεριού δεξιόστροφα και το κλείσιμο της παλάμης στην συνέχεια.



Εικόνα 6-1: Εναλλαγή διεπαφής πληκτρολογίου σε ποντίκι και αντίστροφα.

Ακόμη, στα πλαίσια της εφαρμογής αυτής και της διεπαφής του πληκτρολογίου ,υλοποιήθηκε και ένα απλό παιχνίδι σε γλώσσα προγραμματισμού pythonκαι συγκεκριμένα χρησιμοποιήθηκε το module pygame για τη δημιουργία των γραφικών. Ο παίκτης μπορεί να χειρίζεται το sprite του παιχνιδιού μέσω του επιταχυνσιόμετρου και κάθε φορά που πετυχαίνει κάποια σφαίρα αυξάνεται το σκορ του. Επίσης μέσω της χ1,το sprite "πυροβολεί".



Εικόνα 6-2: Γραφική απεικόνιση παιχνιδιού.

Και σε αυτή την περίπτωση, αφού αναγνωρίσθηκε η κάθε κίνηση μέσω της χρήσης επιπέδων και παίρνώντας τις τιμές που εξάγονται από το επιταχυνσιόμετρο από το φίλτρο Kalman, γίνεται η αποστολή των δεδομένων. Τα δεδομένα αποστέλλονται μέσω του RN-42 Bluetooth και αντιστοιχούν στις κινήσεις κ1 έως κ9. Στον πίνακα 6-1, αναφέρονται οι δεκαεξαδικές που αντιστοιχούν σε κάθε πλήκτρο, προκειμένου το sprite να ανταποκριθεί κατάλληλα στο παιχνίδι.

Κίνηση / χειρονομία	Δεκαεξαδική τιμή	Πλήκτρο
κ1	0E	Πάνω βελάκι
κ2	0C	Κάτω βελάκι
κ3	0x0b	Αριστερό βελάκι
κ4	0x07	Δεξί βελάκι
χ1	0D	Enter

Πίνακας 6-1: Αντιστοίχιση δεκαεξαδικών τιμών Bluetooth πακέτου με πλήκτρα.

6.2 Αξιολόγηση της βραδυκινησίας και τρόμου

Οι νευρολόγοι κατά τους ελέγχους που πραγματοποιούν για την αξιολόγηση του βαθμού βραδυκινησίας και τρόμου (tremor) ,υποβάλλουν τους ασθενείς με την νόσο του Parkinson στα ακόλουθα τρία τέστ:

α) Σφύξιμο της παλάμης για την αξιολόγηση βραδυκινησίας.Ο ασθενής ανοιγοκλείνει την παλάμη δέκα φορές (χ1) με συγκεκριμένο σταθερό ρυθμό.

β) Πρόταση χεριού για την αξιολόγηση του τρόμου(tremor). Ο ασθενής προσπαθεί να κρατήσει ακίνητο το χέρι του προτάσσοντάς το για ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα.



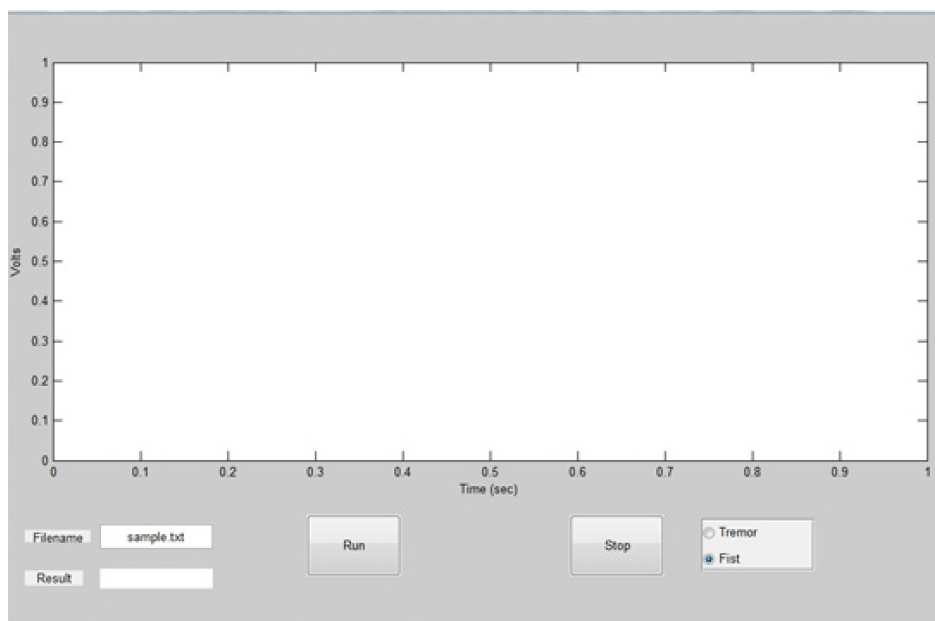
Εικόνα 6-3: Τρόμος χεριού από ασθενή με νόσο Πάρκινσον.

Θα πρέπει να τονιστεί ότι η λήψη των σημάτων έγινε από τρεις διαφορετικούς χρήστες της συσκευής ,οι οποίοι ήταν πλήρως υγιείς και προσομοίωναν τους τύπους βραδυκινησίας [28]. Οι ασθενείς που εμφανίζουν κάποια μορφή βραδυκινησίας ,παρουσιάζουν αλλοιώσεις στην ρυθμικότητα και στην ένταση των επαναλαμβανόμενων κινήσεων. Σε ήπιες αυτές οι αλλοιώσεις είναι περιορισμένες, ενώ στους ασθενείς που έχουν κάποιον αυξημένο βαθμό βραδυκινησίας ,οι χειρονομίες τους εμφανίζουν μικρότερα πλάτη στα σήματα καταγραφής και είναι τελείως άρυθμες.

Με τον τρόπο αυτό ορίστηκαν οι τρεις τύποι βραδυκινησίας, οι οποίοι προσομοιώθηκαν για τα πλαίσια αυτής της εργασίας. Και στις τρεις περιπτώσεις καταγράφηκαν σήματα στις οποίες ο “ασθενής” επαναλάμβανε 10 φορές την ίδια χειρονομία. Κατά τον τύπο 1 ,οι χειρονομίες επαναλαμβάνονταν ρυθμικά, με συχνότητα 0.6 με 1 φορά ανά δευτερόλεπτο, πραγματοποιώντας πλήρη την κάθε μία απο αυτές. Κατά τον τύπο 2, μερικές από τις χειρονομίες (από τρεις έως και έξι) γινόταν πλήρης όμως είχαν διαφορά στην ρυθμό που

εμφανίζονται, ενώ οι υπόλοιπες χειρονομίες πραγματοποιούσαν από 50%-70% περίπου μιας πλήρους χειρονομίας. Τέλος κατά τον τύπο 3, οι χειρονομίες δεν ξεπερνούσαν το 50% μιας πλήρους επανάληψης ,ενώ η συχνότητα πραγματοποίησής τους ήταν εντελώς άρυθμες.

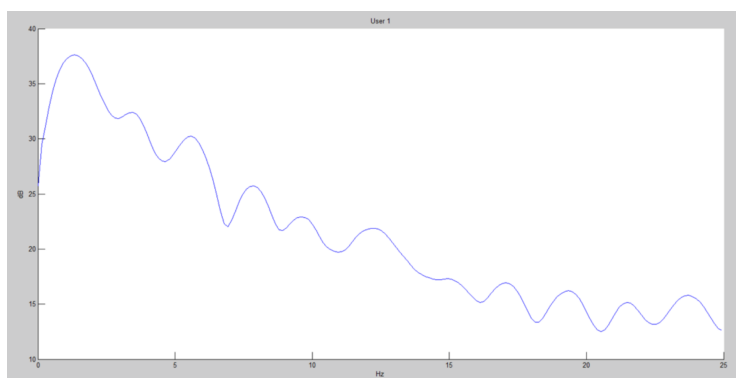
Για την παρακολούθηση των παραπάνω τεστ ,έγιναν οι ακόλουθες τροποποιήσεις μικροεπεξεργαστή της συσκευής. Αρχικά ,καταγράφονται τα σήματα από τις αναλογικές θύρες του αισθητήρα και πρέπει να τονιστεί ότι και σε αυτή την περίπτωση χρησιμοποιήθηκε ο Prescaler 16 (ADC_clock=1MHz), έτσι ώστε η αποστολή των δεδομένων να γίνεται με όσο το δυνατόν γρηγορότερο τρόπο. Η συχνότητα δειγματοληψίας παραμένει ίδια (530 δείγματα ανά δευτερόλεπτο), Στην συνέχεια τα δεδομένα αποστέλλονται ασύρματα μέσω Bluetooth ,χρησιμοποιώντας το SPP προφίλ του Bluetooth (S~,0), στη σειριακή θύρα του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Εκεί χρησιμοποιείται, ένα script της matlab όπου διαβάζονται τα δεδομένα ,επεξεργάζονται και τυπώνεται το αποτέλεσμα βραδυκινησίας σε μια γραφική διεπαφή χρήστη (GUI).



Εικόνα 6.6: GUI στο περιβάλλον της matlab.

Όταν τα ΜΜΓ σήματα ληφθούν από την σειριακή θύρα, αρχικά αφαιρείται από αυτά ο μέσος όρος τους και ακολουθεί υποδειγματοληψία ,με σκοπό την καλύτερη ανάλυση στις περιοχές συχνοτήτων μεταξύ 0 και 25 Hz. Ο νέος ρυθμός δειγματοληψίας ορίζεται πλέον στα 50Hz. Έπειτα γίνεται η ανάλυση του συχνοτικού φάσματος ,χρησιμοποιώντας τον εκτιμητή welch, ο οποίος προτιμάται (πχ. από τον fft) επειδή υπολογίζει τον μέσο όρο του περιοδογράμματος χωρίζοντάς το σε τμήματα. Το παράθυρο που

χρησιμοποιήθηκε για αυτόν τον εκτιμητή ήταν το παράθυρο blackman, έτσι ώστε να γίνει η βέλτιστη εξομάλυνση των πλευρικών λοβών που προκύπτουν από την φασματική ανάλυση. Η συνάρτηση pwelch στο Matlab, εάν δεν ορισθούν διαφορετικές παράμετροι, χωρίζει τα δεδομένα σε 8 τμήματα με επικάλυψη 50% μεταξύ τους και εφαρμόζει παράθυρο Hamming για να υπολογίσει το τροποποιημένο περιοδόγραμμα κάθε τμήματος. Η λογική που ακολουθείται στις παραμέτρους του εκτιμητή welch είναι ότι όσο μεγαλώνει το μέγεθος του παραθύρου, εισάγεται περισσότερη ανεπιθύμητη πληροφορία και όσο μεγαλώνει το μέγεθος των τμημάτων, αυξάνεται η διακριτική ικανότητα.



Εικόνα 6-7: Εκτιμητής welch για περιοχή συχνοτήτων 0-25Hz

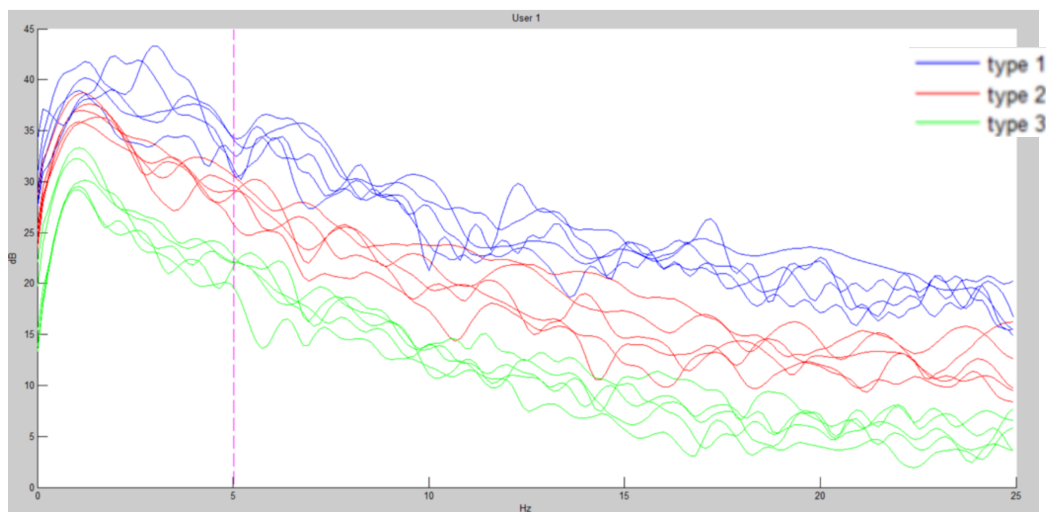
Στη συνέχεια, αφού αναλύεται το συχνοτικό φάσμα του σήματος, υπολογίζεται η ενέργεια του σήματος από 0 έως 5 Hz, μέσω του εμβαδού στην περιοχή αυτή. Έτσι εξάγεται το αποτέλεσμα του τύπου βραδυκινησίας στο GUI της matlab (result:), μέσω της χρήσης ενός δέντρου απόφασης από έναν προεκπαιδευμένο ταξινομητή (J.48) 30 σημάτων (10 για κάθε τύπο βραδυκινησίας, από δύο χρήστες). Θα πρέπει να τονιστεί ότι μετά από δοκιμές του παραπάνω συστήματος (πίνακας 6-2) από οποιονδήποτε χρήστη που προσομοιώνει κάποιον τύπο βραδυκινησίας, είναι επιτυχή. Η κατάσταση τύπου 1, όπου αποτελεί και την περίπτωση υγιούς ανθρώπου δεν ανιχνεύει κανένα λάθος, ενώ ανάλογα την ένταση και την ρυθμικότητα προσομοίωσης της βραδυκινησίας, ο ταξινομητής αποφασίζει για το εάν ανήκει στον τύπο 2 ή 3.

Εμβαδό Ενέργειας 0-5Hz	Χρήστης 1	Χρήστης 2
Type 1	53.748 * 10 ³	47.328 * 10 ³
Type 2	31.656 * 10 ³	23.372 * 10 ³

Εμβαδό Ενέργειας 0-5Hz	Χρήστης 1	Χρήστης 2
Type 3	$7.2257 * 10^3$	$8.623 * 10^3$

Πίνακας 6-2: Αξιολόγηση βραδυκινησίας. Μέσος όρος της ενέργεια της έντασης 5 σημάτων για κάθε χρήστη στις περιοχές συχνοτήτων 0 έως 5 Hz από τον αισθητήρα 1.

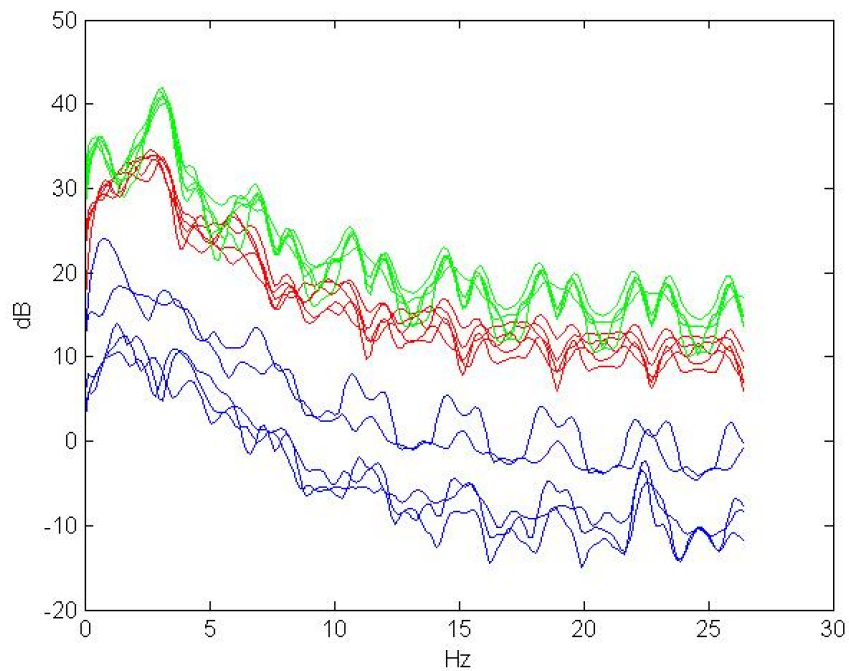
Η παραπάνω περιοχή συχνοτήτων που επιλέγεται για τον υπολογισμό του χαρακτηριστικού του ταξινομητή που χρησιμοποιείται δεν είναι αυθαίρετη, καθώς είναι αυτή στην οποία εμφανίζεται η κεντρική συχνότητα κάθε κίνησης. Ακόμη, στους διαφορετικούς τύπους βραδυκινησίας, κυρίως η περιοχή 0 έως 5 Hz εμφανίζει σημαντικές διαφορές. Στην περίπτωση που γίνεται επιτυχημένα η κίνηση (ρυθμικά με σταθερή ένταση), η ενέργεια συσσωρεύεται σε μια στενή περιοχή στο φάσμα συχνοτήτων γύρω από την κεντρική συχνότητα. Ένω όσο πιο άρρυθμα γίνεται αυτή η κίνηση, η κεντρική συχνότητα γίνεται πιο πεπλατισμένη, ενώ στην εντελώς αρυθμη η κορυφή δεν έχει κάποια εμφανή κορυφή.



Εικόνα 6-8: Απεικόνιση όλων των σημάτων δοκιμής του συστήματος για την αξιολόγηση βραδυκινησίας του χρήστη 1, από το κανάλι 1.

Προκειμένου να ανιχνευθεί το tremor, ακολουθήθηκε ακριβώς η ίδια διαδικασία με την ανίχνευση βραδυκινησίας, όπου και πάλι υπήρξαν τρεις καταστάσεις. Η κατάσταση normal, στην οποία ο ασθενής θεωρείται υγιής, η κατάσταση medium, όπου υπήρξε μέτριος βαθμός τρεμουλιάσματος και η κατάσταση hard στην οποία υπήρξε και ο υψηλότερος βαθμός. Και πάλι μέσω της φασματική πυκνότητα ισχύος με τη μέθοδο welch σε κάθε σήμα, υπολογίστηκε το εμβαδόν από 0 ως 5 Hz. Αυτή τη φορά, τα σήματα στα οποία δεν υπήρξε καθόλου τρεμουλιάσμα είχαν το μικρότερο εμβαδό από τις άλλες

δύο καταστάσεις, ενώ τα σήματα με τον υψηλότερο βαθμό τρόμου, είχαν το



μεγαλύτερο εμβαδόν. Επίσης στην κεντρική συχνότητα

Εικόνα 6-8: Απεικόνιση όλων των σημάτων δοκιμής του συστήματος για την αξιολόγηση τρόμου του χρήστη 1, από το κανάλι 1.

Εμβαδό Ενέργειας 0-5Hz	Χρήστης 1	Χρήστης 2
Type 1	$5.3748 * 10^4$	$4.256 * 10^4$
Type 2	$3.1656 * 10^04$	$3.681 * 10^4$
Type 3	$0.725 * 10^3$	$0.633 * 10^4$

Πίνακας 6-3: Αξιολόγηση τρόμου. Μέσος όρος της ενέργεια της έντασης 5 σημάτων για κάθε χρήστη στις περιοχές συχνοτήτων 0 έως 5 Hz από τον αισθητήρα 1.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 10: Μελλοντική ανάπτυξη

Η μελλοντική εξέλιξη της συσκευής αποτελεί πρωταρχικό στόχο, προκειμένου να εφαρμοστεί σε πραγματικές εφαρμογές και κυρίως από ασθενείς για τη διάγνωση κινητικών προβλημάτων του Παρκινσόν.

Όπως έχει αναφερθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο, ένα από τα βασικά μειονεκτήματα της συσκευής είναι το μικρό μέγεθος μνήμης του μικροεπεξεργαστή που χρησιμοποιήθηκε. Για τον λόγο αυτό επρόκειτο να χρησιμοποιηθεί ένας μικροεπεξεργαστής, ο οποίος θα διαθέτει μέγεθος μνήμης SRAM ίση με 32Kb (π.χ. PIC32MZ). Έτσι θα υπάρχει η δυνατότητα επεξεργασίας περισσότερων δειγμάτων και η χρήση του ταξινομητή που έχει προαναφερθεί σε πραγματικό χρόνο, θα είναι εφικτή. Ως αποτέλεσμα αυτού, η βελτιωμένη έκδοση της συσκευής θα είναι ικανή να ανιχνεύει τόσο τις χειρονομίες x2 και x3, καθώς και άλλες που επρόκειτο να μελετηθούν.

Για να μειωθεί το κόστος και το μέγεθος της συσκευής, θα χρησιμοποιηθούν μόνο τα modules από κάθε πλακέτα (π.χ. MPU6050), ενώ η μέθοδος προσάρτησης των εξαρτημάτων θα είναι η SMD σε πλακέτα τύπωσης κυκλώματος διπλής όψης. Όσον αφορά το Bluetooth module, θα γίνει χρήση ενός Bluetooth νέας γενιάς v4.0 με χαμηλή κατανάλωσης ενέργειας (π.χ. BLE112). Επιπλέον, για τη τροφοδοσία της συσκευής, θα αντικατασταθεί η υπάρχουσα μπαταρία με μια επαναφορτιζόμενη μπαταρία λιθίου. Τέλος, θα γίνει σχεδιασμός βιομηχανικού προϊόντος, έτσι ώστε να εφαρμόζει καλύτερα και πιο εύκολα στον βραχίονα κάθε χρήστη.

Ολοκληρώνοντας, για την αξιολόγηση των κινητικών προβλημάτων της νόσου Πάρκινσον, θα αναπτυχθούν εφαρμογές για έξυπνες συσκευές που θα επιτρέπουν τη διευκόλυνση εξέτασης των ασθενών από τους γιατρούς.

Βιβλιογραφία

- [1] A. Posatskiy and T. Chau, "Design and evaluation of a novel microphone-based mechanomyography sensor with cylindrical and conical acoustic chambers," *Medical engineering & physics*, vol. 34, pp. 1184-1190, 2012.
- [2] Mercer, N. Bezodis, D. DeLion, T. Zachry, and M. Rubley, "EMG sensor location: Does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions?," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 16, pp. 198-204, 2006.
- [3] R.-F. D. Galiana-Merino JJ, Martinez-Espla JJ., "Power line interference filtering on surface electromyography based on the stationary wavelet packet transform," *Elsevier Journal in Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2013.
- [4] <http://en.wikipedia.org/wiki/Mechanomyogram>
- [5] A.Courteville, T. Gharbi, and J.-Y. Cornu, "MMG measurement: a high-sensitivity microphone-based sensor for clinical use," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 45, pp. 145-150, 1998
- [6] T. W. Beck, *Applications of Mechanomyography for examining muscle function*, 2010.
- [7] D. T. Barry and N. M. Cole, "Muscle sounds are emitted at the resonant frequencies of skeletal muscle," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 37, pp. 525-531, 1990.
- [8] N. Alves and T. Chau, "Uncovering patterns of forearm muscle activity using multi-channel mechanomyography," *Journal of electromyography and kinesiology*, vol. 20, pp. 777-786, 2010.
- [9] G. Oster and J. S. Jaffe, "Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle," *Biophysical journal*, vol. 30, pp. 119-127, 1980.
- [10] J. Silva, W. Heim, and T. Chau, "A self-contained, mechanomyography-driven externally powered prosthesis," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 86, pp. 2066-2070, 2005.
- [11] M. Watakabe, K. Mita, K. Akataki, and Y. Itoh, "Mechanical behaviour of condenser microphone in mechanomyography," *Medical and biological engineering and computing*, vol. 39, pp. 195-201, 2001.
- [12] <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2980837/>
- [13] ames Cannan and Huosheng Hu, "Feasibility of Using Gyro and EMG Fusion as a Multi-Position Computer Interface for Amputees".
- [14] Travis Deyle, Szabolcs Palinko, Erika Shehan, "FingerMic: A Lightweight Bio-Acoustic Finger Gesture Interface For Hands-Full Computing"
- [15] Brian Amento, Will Hill, Loren Terveen, "The Sound of One Hand: A Wrist-mounted Bio-acoustic Fingertip Gesture Interface", AT
- [16] http://en.wikibooks.org/wiki/Digital_Signal_Processing/Sampling_and_Reconstruction

- [17] http://el.wikipedia.org/wiki/Ανάλυση_Φουριέ
- [18] Greg Welch¹, Gary Bishop², “An Introduction to the Kalman Filter”, TR 95-041 Department of Computer Science University of North Carolina at Chapel Hill Chapel Hill, NC 27599-3175
- [19] Άννα Χαντζοπλάκη, “ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΗ ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗΝ ΠΛΑΤΦΟΡΜΑ ΑΝΟΙΚΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ ARDUINO”
- [20] <http://arduino.cc/en/Guide/Introduction>
- [21] <http://arduino.cc/en/Tutorial/ArduinoToBreadboard>
- [22] <http://www.invensense.com/mems/gyro/documents/PS-MPU-6000A-00v3.4.pdf>
- [23] http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/bluetooth_cr_UG-v1.0r.pdf
- [24] <http://blog.tkjelectronics.dk/2012/09/a-practical-approach-to-kalman-filter-and-how-to-implement-it/comment-page-2/>
- [25] <http://www.schwietering.com/jayduino/filtuino/index.php?characteristic=ch&passmode=bp&order=1&chebrip=-3&alphalow=0.01&alpha high=0.1¬eLow=¬eHigh=&pw=pw&calctype=float&run=Send>
- [26] Deba Pratim Saha, “Design of a Wearable Two-Dimensional Joystick as a Muscle-Machine Interface Using Mechanomyographic Signals”, Virginia Polytechnic Institute and State University
- [27] Tina R. Patil, Mrs. S. S. Sherekar, “Performance Analysis of Naive Bayes and J48 Classification Algorithm for Data Classification”, Sant Gadgebaba Amravati University, Amravati
- [28] A. Bernadelli, J.C. Rothwell, P.D. Thompson, M. Hallet “Pathophysiology of bradykinesia in Parkinson’s disease”, Dipartimento di Scienze Neurologiche, Istituto Neurologico Neuromed IRCCS, Univerita di Roma La Sapienza, Rome, Italy.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

1. Υλοποίηση συνάρτησης kalman filter

```
double kalman_filter(double newAngle, double newRate, double dt)
{
    //Calculate the first equation from update phase
    rate = newRate - bias;
    angle = angle + dt * rate;
    //Estimate the covariance matrix
    P[0][0] = P[0][0] + dt * (dt*P[1][1] - P[0][1] - P[1][0] + Q_angle);
    P[0][1] = P[0][1] - dt * P[1][1];
    P[1][0] = P[1][0] - dt * P[1][1];
    P[1][1] = P[1][1] + Q_bias * dt;

    //Calculate innovation covariance
    S = P[0][0] + R_measure;
    //Calculate the kalman gain
    K[0] = P[0][0] / S;
    K[1] = P[1][0] / S;
    //update y
    y = newAngle - angle;
    //Calculate the posteriori state
    angle = angle + K[0] * y;
    bias = bias + K[1] * y;
    //Update the posteriori covariance matrix
    P[0][0] = P[0][0] - K[0] * P[0][0];
    P[0][1] = P[0][1] - K[0] * P[0][1];
    P[1][0] = P[1][0] - K[1] * P[0][0];
    P[1][1] = P[1][1] - K[1] * P[0][1];
    return angle;
}
```

2. Φίλτρο Μέσου Όρου

```
void movement_detection()
{
    // read raw accel/gyro measurements from device
    accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
    #ifdef OUTPUT_READABLE_ACCELGYRO
        //just to send something to the serial port if no movement was detected
        Serial.println(1);
        //detect the up moves
        if (ay > ay_meso + threshold)
        {
            //detect the up right move
            if (ax - ax_meso < -threshold)
            {
                Serial.println("up_left");
                mouse_move(-15, -15);
            }
            //detect the up left move
            else if (ax > ax_meso + threshold)
            {
                Serial.println("up_right");
                mouse_move(15, -15);
            }
            //detect the up move
            else
            {
                Serial.println("up");
                mouse_move(0, -15);
                //bluetooth.write("i");
            }
        }
    }
```

```

//detect the down moves
if (ay < ay_meso - threshold)
{
    //detect the down right move
    if (ax - ax_meso < -threshold)
    {
        Serial.println("down_left");
        mouse_move(-15, 15);
    }
    //detect the down left move
    else if (ax > ax_meso + threshold)
    {
        Serial.println("down_right");
        mouse_move(15, 15);
    }
}

//detect the down move
else
{
    Serial.println("down");
    mouse_move(0, 15);
}
}

//detect the right move
if (ax - ax_meso < -threshold && ay < ay_meso + threshold && ay > ay_meso -
threshold)
{
    Serial.println("left");
    mouse_move(-15, 0);
}

//detect the left move
if (ax > ax_meso + threshold && ay < ay_meso + threshold && ay > ay_meso -
threshold)
{

```

```

    Serial.println("right");
    mouse_move(15, 0);
}
int j;
int i;
az_meso= 0;
ay_meso= 0;
ax_meso= 0;

    //Calculate the mean value of the num previous samples which are stored in
ax_temp and ay_temp arrays
    for (i= 0; i< num; i++)
    {
        az_meso= az_meso + az_temp[i];
        ax_meso= ax_meso + ax_temp[i];
        ay_meso= ay_meso + ay_temp[i];
    }
    az_meso= az_meso/num;
    ay_meso= ay_meso/num;
    ax_meso= ax_meso/num;

    //Shift the position of the arrays to one position left
    for (i= 0; i< num-1; i++)
    {
        ax_temp[num - 1 - i]= ax_temp[num - 2 - i];
        ay_temp[num - 1 - i]= ay_temp[num - 2 - i];
        az_temp[num - 1 - i]= az_temp[num - 2 - i];
    }
    ax_temp[0]= ax;
    ay_temp[0]= ay;
    az_temp[0]= az;
#endif
}

```

3. Συνάρτηση `mouse_move` καλείται στον κώδικα του `atmega328-pu` προκειμένου να γίνει η κίνηση του ποντικιού

```
void mouse_move(int x, int y)
{
    bluetooth.write((uint8_t)0x7F);
    bluetooth.write((uint8_t)0xFD);
    bluetooth.write((uint8_t)0x05);
    bluetooth.write((uint8_t)0x02);
    bluetooth.write((uint8_t)0x00);
    bluetooth.write((uint8_t)x);
    bluetooth.write((uint8_t)y);
    bluetooth.write((uint8_t)0x00);
}
```

4. Κώδικας ανάγνωσης της σειριακής θύρας σε python

```
import serial

import time

t=0

st='telos'

counter= 0;

f=open('raw_filtered_fist.txt','w+');

ser=serial.Serial('COM18', 115200);

t0=time.time();

while True:

    t=time.time()-t0;

    data=ser.readline();

    f.write(data);

    counter= counter + 1;

    print t;
```

5. Κώδικας παιχνιδιού σε python

```
import pygame, sys, math, serial

from random import randint

pygame.init() #load pygame modules
```

```

size = width, height = 640, 480 #size of window
speed = [2, 2] #speed and direction
screen = pygame.display.set_mode(size) #make window
spaceship= pygame.image.load("jimship.png").convert_alpha();
space_width= spaceship.get_width();
space_height= spaceship.get_height();
s=pygame.Surface((100,50)) #create surface 100px by 50px
s.fill((33,66,99)) #color the surface blue
s2=pygame.Surface((200,50)) #create surface 100px by 50px
s2.fill((33,66,99)) #color the surface blue
s2.scroll(640, 0);
points= 0;
fire_x= []
fire_y= []
enemy_x= []
enemy_y= []
num= 1
serial_previous_value= 0
flag_points= 0;
g= []
flag= 0;
font = pygame.font.Font(None, 50)
font2= pygame.font.Font(None, 50)
font_points= pygame.font.Font(None, 50)
k= 0
temp_points= 0;
center= 140;
center2= 200;
r=s.get_rect() #get the rectangle bounds for the surface
r2= s2.get_rect()
radius= 10;
clock=pygame.time.Clock() #make a clock

```

```

while 1: #infinite loop
    clock.tick(30) #limit framerate to 30 FPS
    for event in pygame.event.get(): #if something clicked
        if event.type == pygame.QUIT: #if EXIT clicked
            pygame.quit()
            sys.exit() #close cleanly

    screen.fill((0,0,0)) #make redraw background black

    # line= pygame.draw.line(screen, (0, 0, 255), (center, center2), (60*math.cos(k)
+center, 60*math.sin(k)+center2), 2)

    rand_x= randint(0, 640);
    rand_y= randint(0, 480);
    fg= pygame.draw.line(screen, (0, 0, 255), (rand_x, rand_y), (rand_x, rand_y),
20)

    if (points+1)%20 == 0 and rarious > 2 and flag_points == 0:
        temp_points= points;
        flag_points= 1;
        rarious= rarious - 1;
        print rarious;

    if points != temp_points:
        flag_points= 0;

    char_points= str(points)

    block = font.render("Chris", True, (0, 0, 255))
    block2= font2.render("points:", True, (0, 0, 255))

    points_block= font_points.render(char_points, True, (0, 0, 255))

    read_ser= "cdsiohjsdhjioshjs";
    print read_ser

    if pygame.key.get_pressed()[pygame.K_UP] and pygame.key.get_pressed()
[pygame.K_RIGHT]:
        center2= center2-8;
        center= center + 8;

        if center2 - space_width/10 < 10 and center > 340:
            center2= 10;

        if center2 - space_width/10 < 10 and center < 80:

```

```

        center2= 10;
    if center > 544:
        center= 544;
    if center2 < 5 and center > 340:
        center= 340;

    if pygame.key.get_pressed()[pygame.K_UP] and pygame.key.get_pressed()
[pygame.K_LEFT]:
        center2= center2-8;
        center= center - 8;
    if center2 < -40:
        center2= -40;
    if center2 - space_width/10 < 10 and center < 80:
        center2= 10;
    if center2 - space_width/10 < 10 and center > 340:
        center2= 10;
    if center < -14:
        center= -14;
    if center2 < 5 and center< 86:
        center= 86;

    if pygame.key.get_pressed()[pygame.K_DOWN] and pygame.key.get_pressed()
[pygame.K_RIGHT]:
        center2= center2 + 8;
        center= center + 8;
    if center2 > 374:
        center2= 374;
    if center > 544:
        center= 544;
    if center2 < 5 and center > 340:
        center= 340;

    if pygame.key.get_pressed()[pygame.K_DOWN] and pygame.key.get_pressed()
[pygame.K_LEFT]:
        center2= center2 + 8;
        center= center - 8;

```



```

if center2 > 374:
    center2= 374;
if center < -14:
    center= -14;
if center2 < 5 and center< 86:
    center= 86;
if pygame.key.get_pressed()[pygame.K_UP]:
    center2= center2-8;
    if center2 < -40:
        center2= -40;
    if center2 - space_width/10 < 10 and center < 80:
        center2= 10;
    if center2 - space_width/10 < 10 and center > 340:
        center2= 10;
if pygame.key.get_pressed()[pygame.K_DOWN]:
    center2= center2+8;
    if center2 > 374:
        center2= 374;

if pygame.key.get_pressed()[pygame.K_LEFT]:
    center= center-8;
    if center < -14:
        center= -14;
    if center2 < 5 and center< 86:
        center= 86;
    if pygame.key.get_pressed()[pygame.K_RIGHT]:
        center= center+8;
    if center > 544:
        center= 544;
    if center2 < 5 and center > 340:
        center= 340;

```

```

if pygame.key.get_pressed()[pygame.K_RETURN]:
    print read_ser[0:4]
    fire_x.append(center+space_width);
    fire_y.append(center2+space_height/2);
    fire_x.reverse();
    fire_y.reverse();
    flag= 1;
serial_previous_value= read_ser
if num%10 == 0:
    enemy_x.append(randint(620, 640))
    enemy_y.append(randint(60, 480))
screen.blit(s,r) #render the surface into the rectangle

screen.blit(s2, (440, 0))
screen.blit(block, (0, 0))
screen.blit(block2, (440, 0))
screen.blit(points_block, (564, 0))
screen.blit(spaceship, (center, center2))
k= k+0.1;
if k > 6.28:
    k= 0;
if flag == 1:
    for i in range(fire_x.__len__()):
        fire_x[i]= fire_x[i]+2
        if fire_x.__len__() > 0:
            pygame.draw.line(screen, (60, 4, 140), (fire_x[0], fire_y[0]), (fire_x[0],
fire_y[0]), 20)
        fire_x.reverse();
        fire_y.reverse();
        for i in range(fire_x.__len__()-1):
            pygame.draw.line(screen, (60, 4, 140), (fire_x[i], fire_y[i]), (fire_x[i],
fire_y[i]), 20)
    g= []

```

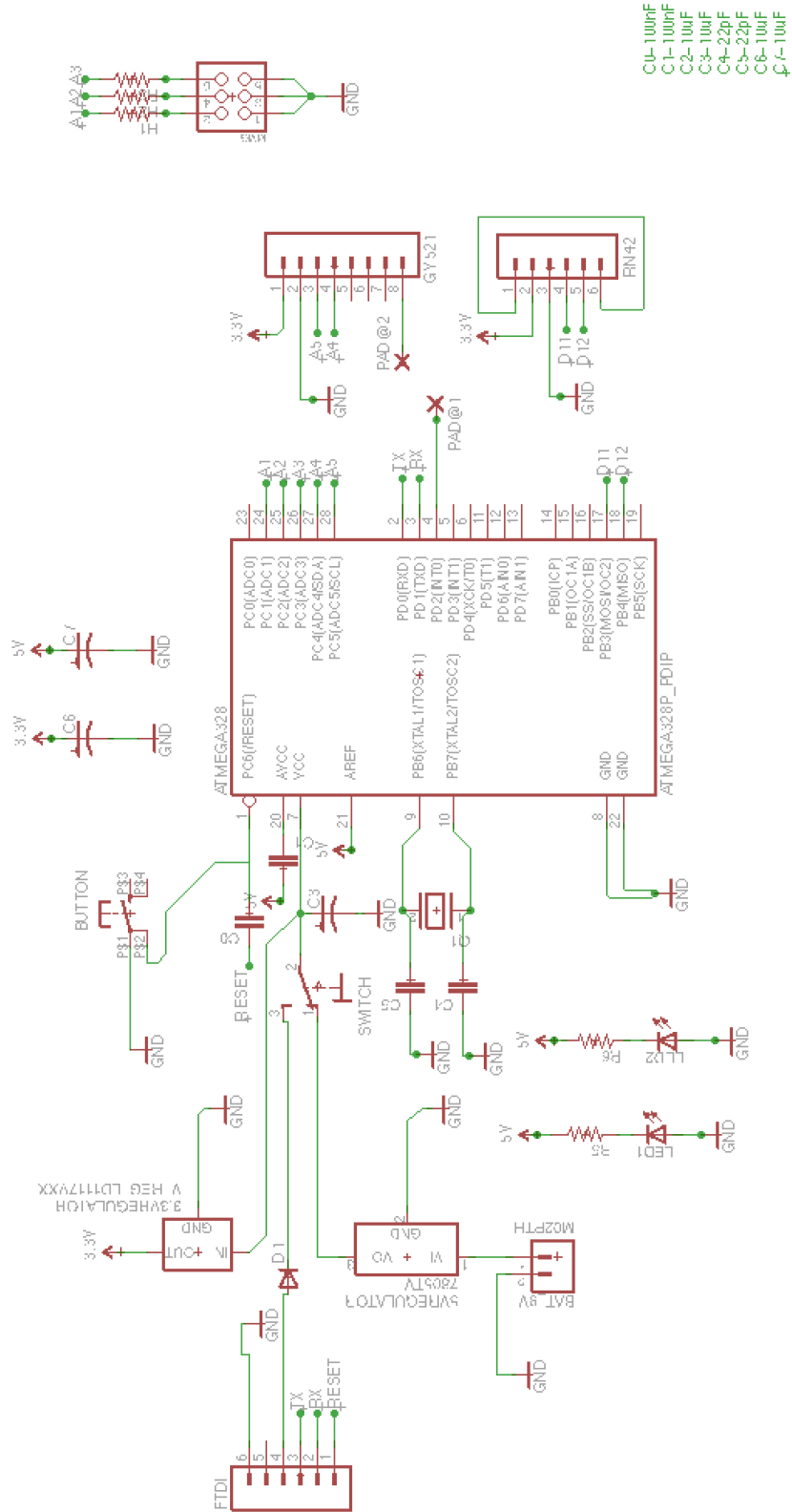
```

for j in range(enemy_x.__len__()):
    enemy_x[j]= enemy_x[j]-1
    g.append(pygame.draw.circle(screen, (70, 2, 10), (enemy_x[j], enemy_y[j]),
radius))
l= g.__len__()
l2= range(l)
ship= pygame.Rect(center, center2, space_width/1.4, space_height/1.4);
l3= range(fire_x.__len__());
for i in l3:
    if fire_x[i] > 640:
        fire_x.remove(fire_x[i]);
        fire_y.remove(fire_y[i]);
        l3.remove(l3.__len__()-1);
for k in l2:
    for i in range(fire_x.__len__()):
        if g[k].collidepoint(fire_x[i], fire_y[i]):
            points= points + 1
            n= g[k]
            enemy_x.remove(enemy_x[k])
            enemy_y.remove(enemy_y[k])
            fire_x.remove(fire_x[i]);
            fire_y.remove(fire_y[i]);
            l2.remove(l2.__len__()-1)

            break
num= num + 1;
pygame.display.flip() #update the screen

```

6. Σχηματικό ηλεκτρονικών κυκλωμάτων πλακέτας



7. Σχηματικό διάγραμμα PCB

