



**ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΑΥΤΟΜΑΤΙΣΜΟΥ Τ.Ε.
ΑΤΕΙ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ**

Ενσύρματο διαδραστικό γάντι
βιοϊατρικής τεχνολογίας για ιατρικές
εφαρμογές φυσικής αποκατάστασης με
χρήση μουσικής (ΟΡΦΕΑΣ)

A glove interface employing music for
biomedical engineering applications in
physical rehabilitation (ORPHEUS)

*Λιάκος Βασίλειος
Παυλίδης Γεώργιος*

*Επιβλέποντες καθηγητές: Δρ. Αστάρης Αλέξανδρος,
Δρ. Κιζήρογλου Μιχάλης*

ΔΗΛΩΣΗ ΦΟΙΤΗΤΗ στο εσώφυλλο (copyright notice)

Η παρούσα Πτυχιακή Εργασία και τα συμπεράσματά της, σε οποιαδήποτε μορφή, αποτελούν συνιδιοκτησία του Τμήματος Μηχανικών Αυτοματισμού Τ.Ε. του Αλεξάνδρειου ΤΕΙ Θεσσαλονίκης και του φοιτητή. Οι προαναφερόμενοι διατηρούν το δικαίωμα ανεξάρτητης χρήσης και αναπαραγωγής (τμηματικά ή συνολικά) για διδακτικούς και ερευνητικούς σκοπούς. Σε κάθε περίπτωση πρέπει να αναφέρεται ο τίτλος, ο συγγραφέας, ο επιβλέπων και το τμήμα του ΑΤΕΙΘ.

Η έγκριση της παρούσας Πτυχιακής Εργασίας από το Τμήμα Μηχανικών Αυτοματισμού Τ.Ε. δεν υποδηλώνει απαραίτητως και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα εκ μέρους του Τμήματος.

Ο υπογεγραμμένος δηλώνω υπεύθυνα ότι η παρούσα Πτυχιακή Εργασία είναι εξ' ολοκλήρου δικό μου έργο και συγγράφηκε ειδικά για τις απαιτήσεις του προγράμματος σπουδών του Τμήματος Μηχανικών Αυτοματισμού Τ.Ε.

Δηλώνω υπεύθυνα ότι κατά τη συγγραφή ακολούθησα την πρότυπη ακαδημαϊκή δεοντολογία αποφυγής λογοκλοπής και έχω αποφύγει οποιαδήποτε ενέργεια που συνιστά παράπτωμα λογοκλοπής.

Όνομα Υπογραφή Ημερομηνία

11/6/2018

ΛΙΑΚΟΣ ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ


ΤΡΙΑΝΤΑΦΥΛΛΙΔΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

Οι συγγραφείς διατηρούν όλα τα δικαιώματα της παρούσης εργασίας. Κανένα μέρος της εργασίας αυτής δεν μπορεί να αναπαραχθεί ή να μεταδοθεί σε οποιαδήποτε μορφή ή με οποιοδήποτε μέσο, ηλεκτρονικό ή μηχανικό, συμπεριλαμβανομένης της φωτοαντιγραφής, ή από οποιαδήποτε σύστημα αποθήκευσης πληροφοριών ή σύστημα ανάκτησης, χωρίς προηγούμενη ρητή γραπτή άδεια τουλάχιστον από έναν εκ των συγγραφέων, οι οποίοι κατέχουν τα πλήρη πνευματικά δικαιώματα. Εξαιρούνται περιπτώσεις χρήσης κειμένου της εργασίας για εκπαιδευτικούς μη κερδοσκοπικού χαρακτήρα σκοπούς, για τις οποίες οι συγγραφείς παραχωρούν το δικαίωμα δανεισμού μικρών κομματιών κειμένου και μόνον εφόσον γίνει σωστή βιβλιογραφική ετεροαναφορά των αυθεντικών σχεδιαστών του συστήματος και συγγραφέων της εργασίας.

Επικοινωνία: pavlidisg90@gmail.com ή lia_va123@hotmail.gr

© 2018, Παυλίδης Γεώργιος, Λιάκος Βασίλειος, Αλέξανδρος Αστάρας, Τμήμα Αυτοματισμού, Αλεξάνδρειο Εκπαιδευτικό Τεχνολογικό Ίδρυμα, Σίνδος, Θεσσαλονίκη, Ελλάδα.

All rights reserved. No part of this work may be reproduced or transmitted in any form or by any means, electronic or mechanical, including photocopying, recording, or by any information storage or retrieval system, without the prior written permission of the copyright owners, except for non-profit educational purposes in which the owners give the leading rights for pieces of work, and only if the owners are properly cited as the authentic designers of the system and the authors of the dissertation.

Contact: pavlidisg90@gmail.com ή lia_va123@hotmail.gr

© 2018, Pavlidis George, Liakos Vasilios, Alexander Astaras, Alexander Educational Technological Institute, Sindos, Thessaloniki, Greece.

Abstract

This thesis focuses on the design and testing and partial of a biomedical engineering device in the shape of a glove, which serves as an interface to control automatically-generated musical playback. The system aims to help improve and accelerate physical rehabilitation of the upper limbs in patients suffering from stiffness, atrophy and limited mobility, possibly caused by stroke or injury. It can also be used to train a patient's musical memory in tandem with physical rehabilitation.

The competitive advantage of the ORPHEUS system is the involvement of music, which helps turn repetitive, tedious physical rehabilitation tasks into a more enjoyable therapeutic experience (serious gaming). The device is essentially an intuitive interface which urges the patient to play a sequence of notes by bending their fingers.

While exercising with the device, the patient begins by listening to a sequence of notes that they are being instructed to play. They are subsequently invited to bend their fingers in the correct order, generating musical notes until they bend the correct finger corresponding to the next note in the sequence. Miniaturized vibration motors on each finger offer a tactile stimulus which, along with sound, intuitively communicates to the patient which finger they should bend next.

To play each note the patient has to bend the corresponding finger enough to make physical contact with their thumb. In cases where the patient lacks sufficient mobility to perform such a movement, the system may be adjusted to rely exclusively on strain sensors embedded in each finger, allowing for interaction simply through slight finger bending, without the need for physical contact with the thumb.

The electronic components of the glove (software and hardware) collect data such as the strain applied by the bending of each finger, the time it takes and the total time that was needed to complete the note sequence. All of this data is extracted for further statistical analysis which can help highlight the patient's progress.

Περίληψη

Η παρούσα πτυχιακή εργασία αφορά ένα όργανο εκγύμνασης και φυσικής αποκατάστασης των άνω άκρων με την χρήση μουσικής, για ασθενείς με δυσκαμψία, ατροφία, περιορισμένη κινητικότητα, κ.τ.λ. ενδεχομένως σε συσχετισμό με εγκεφαλικό επεισόδιο ή κάποιον τραυματισμό.

Η ιδιαιτερότητα του οργάνου είναι η εμπλοκή της μουσικής στην διαδικασία της αποκατάστασης, καθώς προτρέπει τον ασθενή να παίζει μια αλληλουχία μουσικών νοτών λυγίζοντας τα δάχτυλα του χεριού. Παράλληλα, η συσκευή μπορεί να καταγράψει και την εξάσκηση της μουσικής απομνημονευτικής ικανότητας του ασθενούς.

Κατά την διάρκεια της άσκησης ο ασθενής αρχικά ακούει την αλληλουχία των νοτών που καλείται να παίζει και την απομνημονεύει. Εν συνεχεία αναπαράγει ο ίδιος νότες κάμπτοντας τα δάχτυλα του χεριού του, μέχρι να παίζει την σωστή νότα που έπεται στην ακολουθία. Παράλληλα, μικροκινητήρες δόνησης σε κάθε δάχτυλο παρέχουν απτικό ερέθισμα το οποίο -μαζί με το ηχητικό- επικοινωνεί στον ασθενή ποιό δάχτυλο πρέπει να κάμψει κάθε φορά.

Η αναπαραγωγή της εκάστοτε νότας επιτυγχάνεται κατόπιν επαφής του αντίστοιχου δάχτυλου με τον αντίχειρα. Εάν ωστόσο ο ασθενής δεν έχει επαρκή κινητικότητα και αδυνατεί να εκτελέσει την παραπάνω κίνηση, υπάρχει η δυνατότητα να ρυθμιστεί η συσκευή έτσι ώστε κάθε νότα να αναπαράγεται λυγίζοντας μόνον το αντίστοιχο δάχτυλο (αισθητήρες κάμψης), χωρίς να απαιτείται γαλβανική επαφή με τον αντίχειρα.

Τα ηλεκτρονικά μέρη του οργάνου (λογισμικό & υλισμικό) συλλέγουν δεδομένα όπως η τάση που άσκησε ο ασθενής λυγίζοντας το κάθε δάχτυλο, τον χρόνο που χρειάστηκε για να το πετύχει, καθώς και τον συνολικό χρόνο που απαιτήθηκε για να ολοκληρωθεί η μελωδία. Τα δεδομένα αυτά χρησιμοποιούνται για περαιτέρω στατιστική ανάλυση με απώτερο σκοπό την παρακολούθηση της προόδου της φυσικής αποκατάστασης του ασθενούς.

Ευχαριστίες

Ευχαριστούμε τον Ανέστη, τον Ιωσήφ, τον κύριο Αστάρα και τον κύριο Κιζήρογλου για την συμβολή τους στην εκπόνηση της πτυχιακής μας εργασίας.

Πίνακας περιεχομένων

Abstract	3
Περίληψη	ii
Ευχαριστίες	iv
Πίνακας περιεχομένων	vi
Επεξήγηση ακρωνύμων	viii
1 Εισαγωγή	9
1.1 Εγκεφαλικά επεισόδια και ημιπληγία	9
1.2 Φυσιοθεραπεία και αποκατάσταση	10
2 Σχεδιαστικές προδιαγραφές	11
2.1 Προδιαγραφές και στόχοι που έχουν τεθεί	11
2.2 Βήματα ανάπτυξης του συστήματος	12
3 Περιγραφή υλικού	14
3.1 Αισθητήρες κάμψης	17
3.2 LM358	19
3.3 Δονητές	19
3.4 Μικροελεγκτής	22
3.5 Γάντι	23
4 Περιγραφή λογισμικού	24
4.1 Προγραμματισμός στο LabVIEW	24
4.2 Δομή του περιβάλλοντος προγραμματισμού	25
4.2.1 Παράθυρο γραφικών Front Panel	25
4.2.2 Το δομικό διάγραμμα Block Diagram	26
4.2.3 Παλέτες	28
4.2.4 Η βιβλιοθήκη Arduino	30
4.3 Σχεδίαση προγράμματος στο LabVIEW	31
4.3.1 VI Επαναληψιμότητας	33
4.3.2 Προσδιορισμός λεπτής κινητικότητας	34
4.3.3 Κυρίως πρόγραμμα	35
5 Πειράματα ελέγχου λειτουργίας	41
5.1 Επαναληψιμότητα των μετρήσεων	41
5.2 Καταγραφή προόδου ασθενούς	53
5.3 Συμπεράσματα – επίτευξη στόχων σχεδιαστικών προδιαγραφών	66
6 Ματιά στο μέλλον: προτάσεις βελτίωσης	67
6.1 Εξελίξεις στις εμπλεκόμενες τεχνολογίες	67
6.2 Προτεινόμενες βελτιώσεις	67

6.3 Προβλέψεις μελλοντικών εφαρμογών	67
Παραρτήματα.....	68
Φύλλα δεδομένων αισθητηρίων και ηλεκτρονικών στοιχείων	68
Βιβλιογραφία.....	75

Επεξήγηση ακρωνύμων

Την πρώτη φορά που τα χρησιμοποιείτε στο κείμενο πρέπει να τα αναπτύσσετε πλήρως, μετά τα χρησιμοποιείτε ως ακρόνυμα και οφείλει ο αναγνώστης να έρχεται σε αυτό το σημείο για υπενθύμιση.

ERM	Eccentric rotating mass
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench
CINs	Controls and Indicators
VI	Virtual Instrument
VIPM	Virtual Instrument Package Manager

1 **Εισαγωγή**

Τα χέρια είναι από τα σημαντικότερα μέλη του ανθρώπινου σώματος για την διεκπεραίωση καθημερινών ενεργειών και εργασιών. Ωστόσο, πολύ συχνά είναι εκτεθειμένα σε τραυματισμούς ύστερα από κάποιο ατύχημα ή δυσλειτουργούν ύστερα από εγκεφαλικό επεισόδιο. Για αυτόν τον λόγο, κρίνονται κρίσιμης σημασίας, όργανα που θα μπορούν να καταγράψουν και να αναλύσουν την κινητικότητα των δαχτύλων, να βοηθήσουν στην κατανόηση της ανάκαμψης η μη της λεπτής κινητικότητας των δαχτύλων και να αποτελέσουν αφετηρία για την ανάπτυξη και την βελτίωση στρατηγικών φυσιοθεραπείας και αποκατάστασης των άνω άκρων. Αυτόν τον σκοπό καλούμαστε να επιχειρήσουμε να εξυπηρετήσουμε στην παρούσα πτυχιακή εργασία – να κατασκευάσουμε ένα ερευνητικό, πρότυπο γάντι με την χρήση αισθητήρων κάμψης.

1.1 Εγκεφαλικά επεισόδια και ημιπληγία.

Το εγκεφαλικό επεισόδιο αποτελεί μία από τις συχνότερες, πολύ σοβαρές παθήσεις στους ενήλικες και μία από τη σημαντικότερη αιτία αναπηρίας και θανάτου. Οι επιπτώσεις του εγκεφαλικού επεισοδίου είναι ποικίλες. Πέρα από τις σωματικές και ψυχολογικές επιπτώσεις, το εγκεφαλικό μπορεί να προκαλέσει τόσο σημαντική αναπηρία που το άτομο να καταλήξει κοινωνικά και οικονομικά μη λειτουργικό.

Αρκετά συχνά το εγκεφαλικό επεισόδιο επηρεάζει άμεσα τα άνω άκρα, επειδή η αρτηρία του εγκεφάλου, υπεύθυνη για την ροή του αίματος στα άνω άκρα, είναι η πιο συχνά εμπλεκόμενη, δυσκολεύοντας ή καθιστώντας αδύνατες τις καθημερινές δραστηριότητες του ασθενούς. Ωστόσο, λόγω της πλαστικότητας του εγκεφάλου οι λειτουργίες των άνω άκρων μπορούν να παρουσιάσουν σημαντική ανάκαμψη μέσω διάφορων ασκήσεων. Οι ασκήσεις αυτές έχουν ως σκοπό να αυξήσουν την δραστηριότητα των νευρώνων του εγκεφάλου οδηγώντας στην αύξηση των συναπτικών συνδέσεων και κατ' επέκταση να προκαλέσουν αυξημένη δενδριτική διακλάδωση. [1, 2]

1.2 Φυσιοθεραπεία και αποκατάσταση.

Οι φυσιοθεραπευτές και οι εργοθεραπευτές συμβάλλουν σημαντικά στην αποκατάσταση του ατόμου με ημιπληγία. Ανάλογα με την λειτουργικότητα των άνω άκρων εφαρμόζονται διαφορετικές τεχνικές αποκατάστασης. Ξεκινώντας με μηδαμινή λειτουργικότητα του άνω άκρου και φτάνοντας στο σημείο απόκτησης λεπτής κινητικότητας ο ημιπληγικός ασθενής περνάει από διάφορα στάδια φυσικοθεραπείας τα οποία εμπλέκουν διάφορες ασκήσεις και δραστηριότητες με διακύμανση δυσκολίας. Παράδειγμα προτεινόμενων δραστηριοτήτων επαναφοράς κινητικότητας άνω άκρων είναι οι ακόλουθες, κατά βαθμό δυσκολίας:

- Ομαδικά παιχνίδια, σπρώχνοντας έναν κύλινδρο με πλεγμένα χέρια προς τον ημιπληγικό ασθενή απέναντι.
- Κίνηση του βραχίονα μπροστά και πάνω με κάμψη του αγκώνα και υπτιασμό για να φέρει το χέρι στο στόμα. Αργότερα χρησιμοποιείται κουτάλι / ξύλινες ράβδοι.
- Παιχνίδι τύπου bowling χωρίς να γίνεται σύλληψη της μπάλας. Ο ασθενής, σε καθιστή θέση, σπρώχνει την μπάλα με την ραχιαία επιφάνεια του χεριού ή με τις άκρες των δακτύλων αργά προς τα εμπρός.
- Το ίδιο παιχνίδι bowling με τη διαφορά ότι τώρα υπάρχει σύλληψη της μπάλας η οποία έχει διάμετρο 6 εκατοστά.
- Παιχνίδια συναρμολόγησης.
- Ξεσκόνισμα τραπεζιού με το προσβεβλημένο χέρι.
- Τεχνικές πλεξίματος.
- Εκπαίδευση σε δραστηριότητες αυτοεξυπηρέτησης.

Ο απώτερος σκοπός βεβαίως είναι θεραπεία των ημιπληγικών ασθενών ώστε να μπορούν να ζήσουν τη ζωή τους σε συνθήκες όσο το δυνατόν καλύτερης και ανετότερης διαβίωσης. Η αυτοεξυπηρέτηση αποτελεί τον πρώτο στόχο στην αποκατάσταση με δεύτερο και τρίτο στόχο την κοινωνική και επαγγελματική αποκατάσταση. Επίσης, πολύ σημαντικό γεγονός διαδραματίζει η θεραπεία κατ'οίκον, μακριά από τα νοσοκομεία και τις κλινικές. Εφαρμογές λοιπόν, σαν και το γάντι μας, εξυπηρετούν άριστα τον σκοπό αυτό. [3]

2 Σχεδιαστικές προδιαγραφές

Ουκ ολίγες φορές έχουν μελετηθεί, κατασκευαστεί γάντια με την χρήση αισθητήρων κάμψης με σκοπό την καταγραφή της φυσικής αποκατάστασης ασθενών με ημιπληγία. Ωστόσο, τα γάντια αυτά δεν έχουν ευρέως ενσωματωθεί στις κλινικές πρακτικές και τις φυσιοθεραπείες. Ο κύριος λόγος είναι τα τεχνικά χαρακτηριστικά των διαθέσιμων πρότυπων γαντιών. Το ιδανικό γάντι με χρήση αισθητήρων κάμψης θα πρέπει:

- 1) Να προσφέρει ακριβείς μετρήσεις (σταθερότητα του σήματος των αισθητήρων, επαναληψιμότητα των μετρήσεων).
- 2) Να είναι άνετο (ευκολοφόρετο, άνετο στην χρήση, ευκολία στο βγάλσιμο).
- 3) Διαθεσιμότητα για δεξί και αριστερό χέρι.
- 4) Διαθέσιμο για διάφορα μεγέθη χεριών.
- 5) Να είναι συμβατό με άλλες εφαρμογές της νευροεπιστήμης όπως το TMS (Transcranial Magnetic Stimulation), μέθοδος για την μη επεμβατική απεικόνιση του εγκεφάλου.
- 6) Χαμηλό κόστος, για να διαδοθεί πιο εύκολα η χρήση του.

Στο κεφάλαιο αυτό θα αναφερθούμε στους στόχους και στις προδιαγραφές που μας ήταν εφικτό να πετύχουμε ως έναν βαθμό, λόγω περιοριστικών παραγόντων του κόστους, χρόνου, γνώσεων και σκοπού.

2.1 Προδιαγραφές και στόχοι που έχουν τεθεί

Οι κύριοι άξονες για την δημιουργία της πρότυπης βίο-ιατρικής συσκευής ήταν το κόστος, η επαναληψιμότητα των μετρήσεων, ευκολία χρήσης του γαντιού ασύρματα και το κυριότερο, ανάδειξη της προόδου και της φυσικής αποκατάστασης των άνω άκρων του ασθενούς συγκρίνοντας μετρητικά δεδομένα στην πάροδο του χρόνου.

Το κόστος ήταν ένας σημαντικός παράγοντας της κατασκευής μας. Η αρχική ιδέα υπαγόρευε το γάντι να είναι φορητό και ασύρματο για ευκολία χρήσης από τον ασθενή. Με χρήση του μικροελεγκτή Arduino Yun πετύχαμε ασύρματη επικοινωνία, αλλά στην πορεία έπρεπε να αγοραστούν επιμέρους εξαρτήματα (όπως το Shield για ήχο), λόγω των χαρακτηριστικών του Yun (μικρή μνήμη RAM κ.α.). Επίσης, συναντήσαμε δυσκολίες στην ανάπτυξη του κώδικα C για την εκτέλεση των λειτουργιών του γαντιού. Οι παραπάνω λόγοι μας οδήγησαν στην απόφαση να

τροποποιήσουμε την λειτουργία του γαντιού, περνώντας σε ενσύρματη κατασκευή και real time εκτέλεση και παρακολούθηση των ασκήσεων που πραγματοποιεί ο ασθενής, μέσω του προγράμματος LabVIEW σε έναν υπολογιστή. Αποφύγαμε έτσι την χρήση κώδικα C. Αλλάξαμε τον μικροελεγκτή από Yun σε Uno, λόγω ασυμβατότητας του πρώτου με το LabVIEW. Αυτό που πετύχαμε ήταν ευχάριστο μιας και τώρα είχαμε το πλεονέκτημα να παρακολουθούμε σε ζωντανό χρόνο την εκτέλεση της άσκησης από τον ασθενή και ταυτόχρονα να προσφέρουμε μια πιο φιλική και ενημερωτική εμπειρία στον χρήστη.

Το γάντι που κληθήκαμε να υλοποιήσουμε εμπλέκει την χρήση αισθητήρων κάμψης (flex-sensors). Στόχος μας ήταν να κάνουμε έρευνα αγοράς και να επιλέξουμε τους καταλληλότερους αισθητήρες, οι οποίοι θα ήταν ικανοί να φέρουν εις πέρας το έργο της μέτρησης του ποσοστού λυγίσματος των δακτύλων του ασθενούς χωρίς μεγάλες αποκλίσεις στις τιμές. Ύστερα από έρευνα αγοράς και μελέτη διάφορων εφαρμογών των αισθητήρων κάμψης καταλήξαμε σε συγκεκριμένο τύπο, από την Spark Fun Electronics, μιας και ήταν οι πιο διαδεδομένοι αλλά το κυριότερο, προσέφεραν τις πιο ακριβείς μετρήσεις. Για να ελέγξουμε την επαναληψιμότητα των μετρήσεων, φτιάχτηκε ξεχωριστό πρόγραμμα με την βοήθεια του οποίου ελέγξαμε αν παίρνουμε τις ίδιες μετρήσεις από τους αισθητήρες, πραγματοποιώντας την ίδια κίνηση, όλων των δακτύλων, πολλαπλές φορές. Έτσι ήμασταν σίγουροι ότι τα αποτελέσματα για τον ίδιο ασθενή δεν θα ήταν διαφορετικά σε περίπτωση που δεν είχε πρόοδο με την θεραπεία. Η επαναληψιμότητα θα αναπτυχθεί περαιτέρω σε επόμενο κεφάλαιο.

Η σχεδίαση του κώδικα στο LabVIEW επικεντρώθηκε κυρίως στο να μπορούμε να αποθηκεύουμε όλα τα μετρητικά δεδομένα που παίρνουμε από το γάντι ύστερα από κάθε συνεδρία για περαιτέρω στατιστική ανάλυση.

2.2 Βήματα ανάπτυξης του συστήματος

Όπως αναφέραμε παραπάνω, το αρχικό γάντι θα δούλευε ασύρματα και όλα τα δεδομένα θα αποθηκεύονταν σε κάρτα μνήμης στον Arduino Yun. Ύστερα, πρόγραμμα στο LabVIEW ή κάποιο εκτελέσιμο θα αποθήκευε τα δεδομένα από την κάρτα για περαιτέρω στατιστική ανάλυση. Για τον σκοπό αυτόν επενδύθηκε και χάθηκε πολύς χρόνος, λόγω κυρίως της απειρίας μας με την ανάπτυξη κώδικα C. Κατά τη συγγραφή του κώδικα παρουσιάστηκαν διάφορα προβλήματα που καθυστέρουσαν όλο και

περισσότερο την ολοκλήρωση της πτυχιακής μας μελέτης. Οι παραπάνω λόγοι, μαζί με τον οικονομικό, μας οδήγησαν στην αλλαγή μικροελεγκτή και στρατηγικής, καταργώντας τελείως τον προγραμματισμό της C και προγραμματίζοντας όλη την λειτουργία εξολοκλήρου μέσα στο LabVIEW.

Αρχικά, όλες οι δουλειές, σύνδεση των επιμέρους συσκευών και δημιουργία κυκλώματος, καθώς και αμέτρητες τροποποιήσεις και δοκιμές, γίνονταν σε κύκλωμα στημένο σε ράστερ. Αρχικά, με την χρήση κώδικα C και στην συνέχεια με ανάπτυξη του κώδικα στο LabVIEW. Ξεκινώντας από το μηδέν και χωρίς καμία γνώση του προγράμματος, αρχίσαμε να το μαθαίνουμε και να χτίζουμε κομμάτι - κομμάτι τον κώδικα.

Πρώτα δοκιμάσαμε να παίζουμε τις νότες χρησιμοποιώντας ένα buzzer, στέλνοντάς του αντίστοιχες τιμές συχνότητας για κάθε νότα. Ο ήχος δεν ήταν ποιοτικός και πολύ χαμηλός σε ένταση. Αποφασίσαμε να παίζονται οι νότες από τα ηχεία του υπολογιστή. Φτιάξαμε λοιπόν κώδικα ο οποίος παίζει τις νότες μέσα από το LabVIEW (αποθηκευμένες σε μορφή .wav στον υπολογιστή). Κάθε νότα πλέον ακουγόταν δυνατά και καθαρά. Χρησιμοποιήσαμε νότες που έχουν παιχτεί και ηχογραφηθεί σε πιάνο.

Στην συνέχεια, προσθέσαμε στο πρόγραμμα το κομμάτι του κώδικα που ελέγχει αν πατήθηκε κάποια από τις τέσσερις νότες και ποια ήταν αυτή. Στην παρούσα φάση, γινόταν χρήση τεσσάρων διακοπών κουμπωμένων στο ράστερ, αφού δεν μας ενδιέφερε ακόμα η πραγματική κίνηση των δαχτύλων. Κάθε φορά που πατούσαμε έναν διακόπτη λοιπόν ακουγόταν και η αντίστοιχη νότα.

Έπειτα, υλοποιήθηκε το κομμάτι του κώδικα που δίνει σήμα στους δονητές. Κάθε 5 δευτερόλεπτα και εφόσον ο χρήστης δεν έχει παίξει ακόμα την αντίστοιχη νότα που καλείται να παίξει, στέλνεται σήμα στον μικροδονητή να λειτουργήσει για κλάσματα του δευτερολέπτου. Η δόνηση δεν θα έπρεπε να είναι ενοχλητική μα ούτε και να περνάει απαρατήρητη. Ύστερα από μερικά πειράματα ρυθμίσαμε τον χρόνο λειτουργίας του δονητή στα 100 ms. Επίσης, στο ίδιο κομμάτι του κώδικα προστέθηκε και το ηχητικό ερέθισμα της αντίστοιχης νότας που ακούγεται κάθε 5 δευτερόλεπτα.

Για τέλος αφήσαμε τους αισθητήρες κάμψης. Ενώ στην αρχή απεικονίζαμε τις τιμές από τους αισθητήρες σειριακά τον έναν μετά τον άλλον για κάθε νότα ξεχωριστά, η τελική μορφή του κώδικα υπαγορεύει την ταυτόχρονη καταγραφή και των τεσσάρων αισθητήρων καθ' όλη τη διάρκεια της άσκησης που εκτελεί ο χρήστης. Έτσι, έχουμε πιο σωστές μετρήσεις και ορθότερη στατιστική μελέτη, καθώς ανά πάσα στιγμή έχουμε

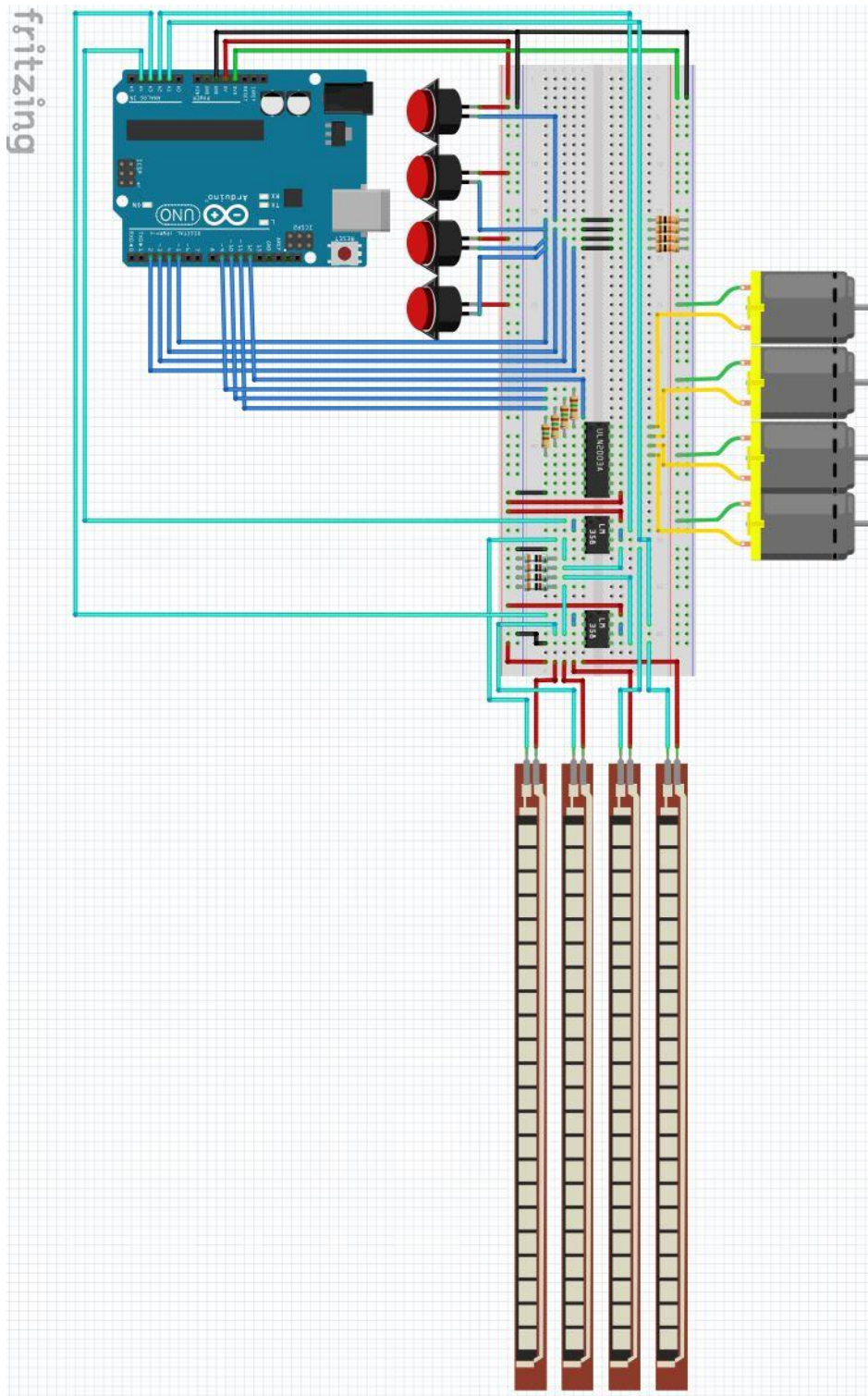
ζευγάρια τιμών (ακριβής χρόνος και ποσοστό κάμψης) για κάθε αισθητήρα. Πραγματοποιήθηκαν πολλές δοκιμές, πειράματα και αλλαγές στον κώδικα ώστε τα ζευγάρια των τιμών που έδιναν οι αισθητήρες να είναι ορθά.

Η επόμενη μας κίνηση ήταν να επιλέξουμε το κατάλληλο γάντι. Το γάντι θα έπρεπε να έχει χοντρό και εύκαμπτο ύφασμα στο οποίο θα μπορούσαμε να ράψουμε. Ύστερα από 2 αποτυχημένες αγορές και πληθώρα δοκιμών, καταλήξαμε στην τελική μας επιλογή. Μετά, φτιάξαμε το κύκλωμα πάνω σε διάτρητη πλακέτα για να μπορέσουμε να απαλλαγούμε από το ράστερ. Ταυτόχρονα φτιάξαμε επαφές που θα κολλούσαμε στα ακροδάχτυλα, στο κάτω μέρος του γαντιού, από μονόλεπτα κέρματα τυλιγμένα σε αλουμινόχαρτο, μια λύση που προσέφερε ευκολία κατασκευής και αποτελεσματικής αγωγιμότητας για τον σκοπό μας. Τέλος, ράψαμε τους αισθητήρες πάνω στο γάντι. Φτιάξαμε καλωδιωταινίες με τις οποίες συνδέσαμε τους αισθητήρες, τους δονητές, τις επαφές στα δάχτυλα και την διάτρητη πλακέτα με τον μικροελεγκτή. Το γάντι πήρε την τελική του μορφή και μπορούσαμε πλέον να ξεκινήσουμε να παίρνουμε τις πρώτες μας σωστές μετρήσεις και να κάνουμε μικροδιορθώσεις στο πρόγραμμα του LabVIEW.

3 Περιγραφή υλικού

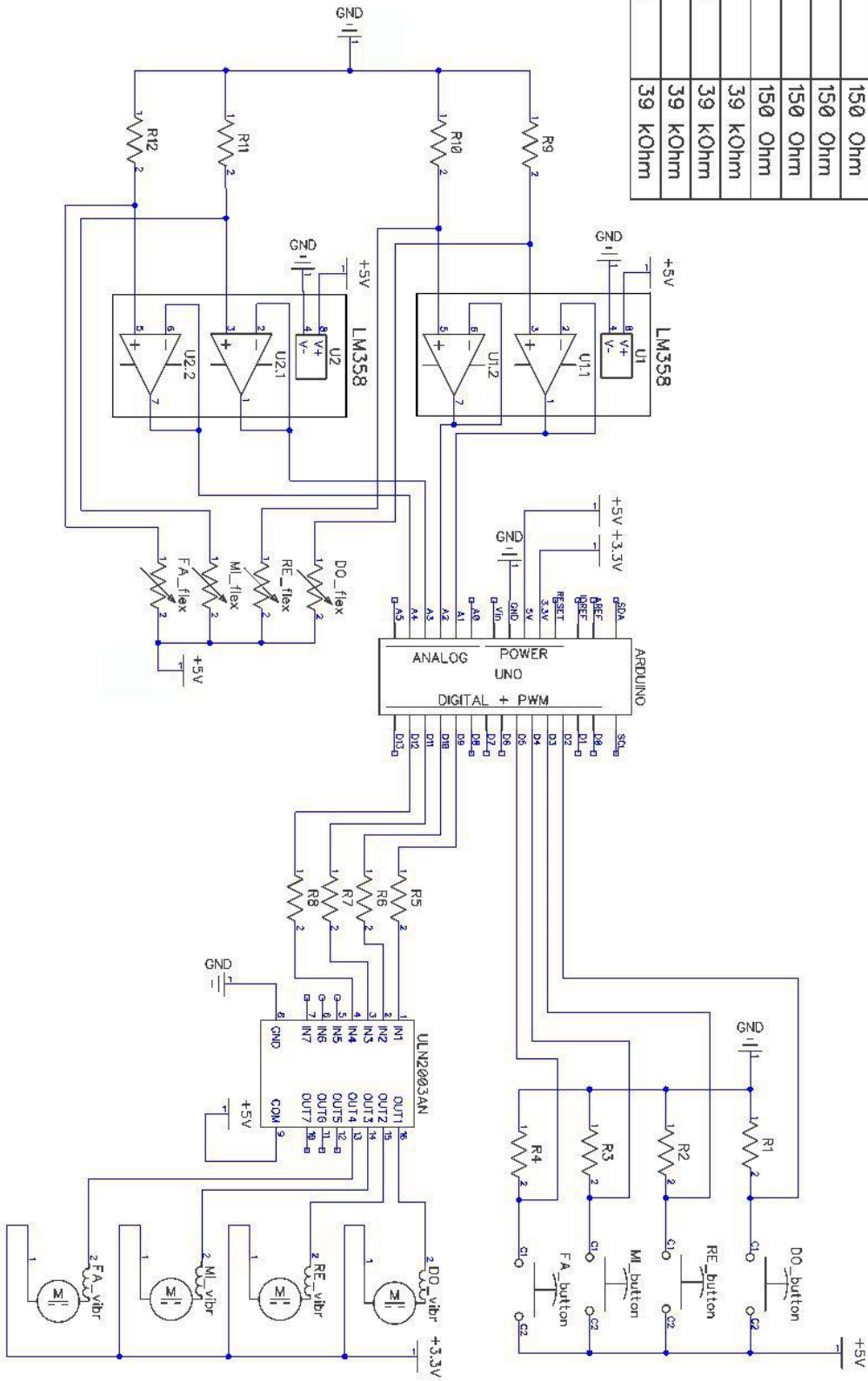
Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή του πρότυπου γαντιού στοίχισαν περίπου 200 ευρώ.

Το σχηματικό και ηλεκτρονικό σχέδιο της συσκευής φαίνονται στα Σχήματα 3.1 και 3.2 αντίστοιχα.



Σχήμα 3-1 Σχηματικό σχέδιο του συνολικού συστήματος

R1	10 kOhm
R2	10 kOhm
R3	10 kOhm
R4	10 kOhm
R5	150 Ohm
R6	150 Ohm
R7	150 Ohm
R8	150 Ohm
R9	39 kOhm
R10	39 kOhm
R11	39 kOhm
R12	39 kOhm



Σχήμα 3-2 Ηλεκτρονικό σχέδιο του συνολικού συστήματος

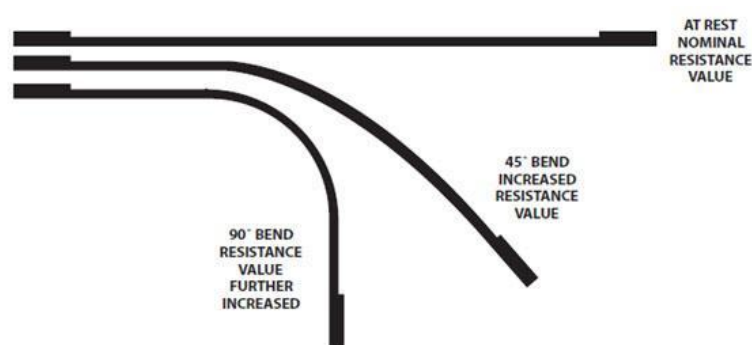
3.1 Αισθητήρες κάμψης

Η μέτρηση και καταγραφή του ποσοστού κάμψης των δαχτύλων του ασθενούς πραγματοποιείται με την βοήθεια των αισθητήρων κάμψης, Σχήμα 3-4. Οι αισθητήρες αυτοί έχουν μηδαμινό βάρος και είναι σχετικά φθηνοί. Στην ουσία είναι ευλύγιστες μεμβράνες οι οποίες αλλάζουν αντίσταση καθώς λυγίζουν όπως φαίνεται στο Σχήμα 3-3. Μία ή περισσότερες στρώσεις άνθρακα και αγωγίμου υλικού τροποποιούν την αντίστασή τους. Λυγίζοντάς τους, ωθούμε τα αγωγίμα σημεία τους μακριά το ένα από το άλλο αυξάνοντας την αντίσταση στο ρεύμα που τα διαπερνά.

Η τιμή της αντίστασής τους στην αρχική κατάσταση (0°) είναι περίπου 25 kΩ. Λυγίζοντάς τους έως και 90° , η τιμή της αντίστασής τους φτάνει έως και τα 125 kΩ. Η διάρκεια ζωής τους προβλέπει πάνω από 1 εκατομμύριο λυγίσματα και η ιδανική θερμοκρασία περιβάλλοντος για την λειτουργία τους κυμαίνεται από -35°C μέχρι $+80^\circ\text{C}$. Το μήκος του αισθητήρα είναι 74 χιλιοστά.

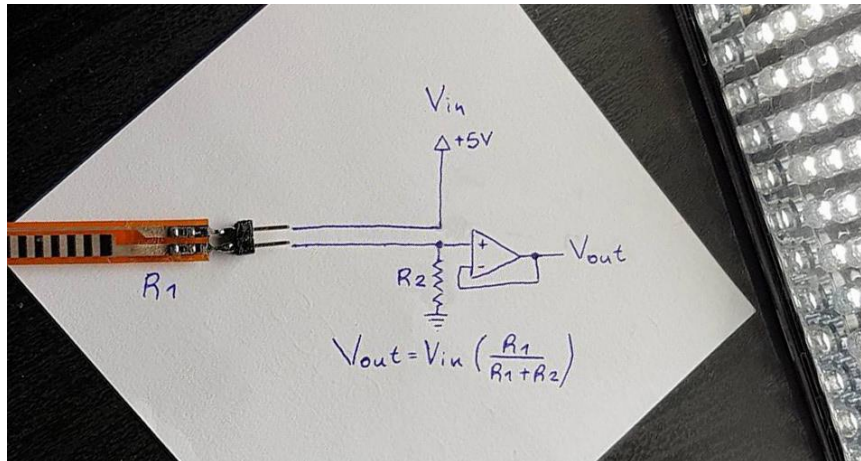


Σχήμα 3-4 Αισθητήρας κάμψης 2,2"



Σχήμα 3-3 Αναπαράσταση γωνιών κάμψης του αισθητήρα

Για τη σύνδεση των αισθητήρων χρησιμοποιήσαμε κύκλωμα διαιρέτη τάσης όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα, μιας και ο αισθητήρας κάμψης είναι ουσιαστικά μία μεταβλητή αντίσταση όπως προαναφέρθηκε.



Σχήμα 3-5 Κύκλωμα διαιρέτη τάσης

V_{in} : τάση εισόδου

V_{out} : τάση εξόδου

R_1 : αισθητήρας κάμψης

R_2 : 40 kΩ

Ο τύπος υπολογισμού με βάση το κύκλωμα είναι:

$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{R_1}{R_1 + R_2} \right)$$

R_2 είναι η αντίσταση που πρέπει να επιλέξουμε για να έχουμε ένα ικανοποιητικό εύρος τιμών καθώς μεταβάλλεται η τιμή του αισθητήρα.

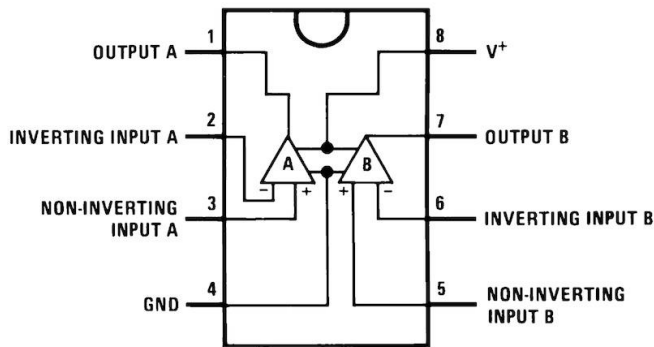
Ο πρώτος υπολογισμός έγινε για $R_2=10$ kΩ και ο δεύτερος για $R_2=20$ kΩ, όμως τα αποτελέσματα του V_{out} δεν ήταν ικανοποιητικά. Είχαμε μικρό εύρος τιμών, π.χ.

$V_{out, max} = 4,5$ V, $V_{out, min} = 4,09$ V.

Εν τέλει, επιλέξαμε την τιμή $R_2=40$ kΩ που μας δίνει ικανοποιητικό εύρος τιμών, $V_{out, max} = 3,52$ V, $V_{out, min} = 1,8$ V.

Με την συγκεκριμένη συνδεσμολογία και αντίσταση παίρνουμε στην έξοδο, τιμή τάσης από 1.8 V μέχρι περίπου 3,5 V. Η τιμή αυτή περνάει στο LabVIEW όπου μετατρέπεται σε ποσοστιαία κλίμακα από 0 έως 100.

3.2 LM358

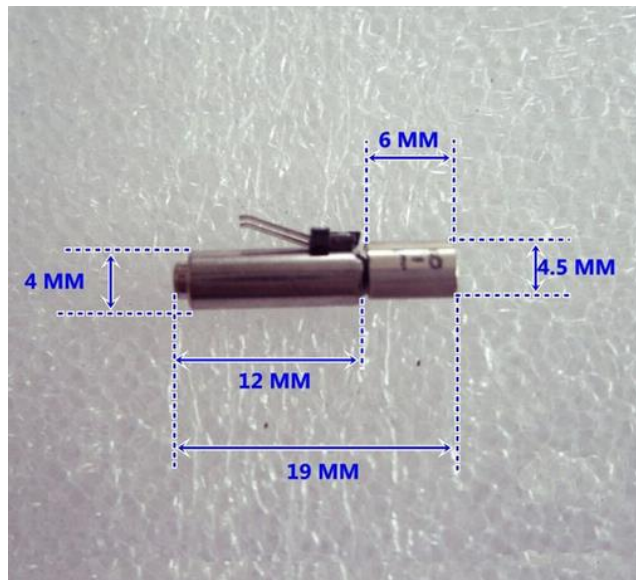


Σχήμα 3-6 LM358

Χρησιμοποιώντας τους αισθητήρες κάμψης ως διαιρέτες τάσης, δημιουργείται σφάλμα λόγω αντίστασης εισόδου. Για να μειώσουμε αυτό το σφάλμα τοποθετήσαμε τελεστικούς ενισχυτές σε κάθε αισθητήρα, που στην προκειμένη περίπτωση λειτουργούν σαν buffers. Οι τελεστικοί ενισχυτές που χρησιμοποιήθηκαν είναι οι LM358. Το χαμηλό εσωτερικό ρεύμα που δημιουργείται στα άκρα του τελεστικού ενισχυτή μειώνει το σφάλμα λόγω εσωτερικής αντίστασης των αισθητήρων σαν διαιρέτες τάσης.

Χρησιμοποιώντας τους αισθητήρες κάμψης ως διαιρέτες τάσης, δημιουργείται σφάλμα λόγω αντίστασης εισόδου. Για να μειώσουμε αυτό το σφάλμα τοποθετήσαμε τελεστικούς ενισχυτές σε κάθε αισθητήρα, που στην προκειμένη περίπτωση

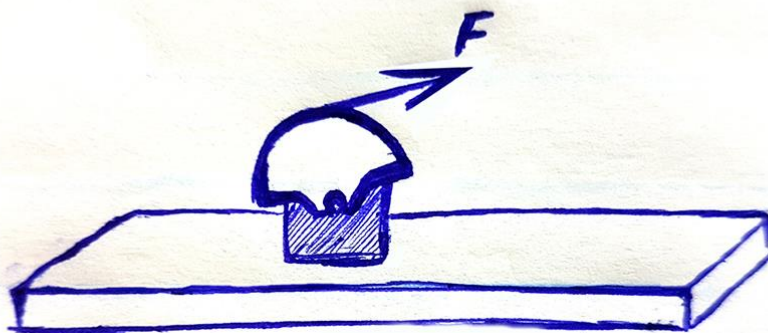
3.3 Δονητές



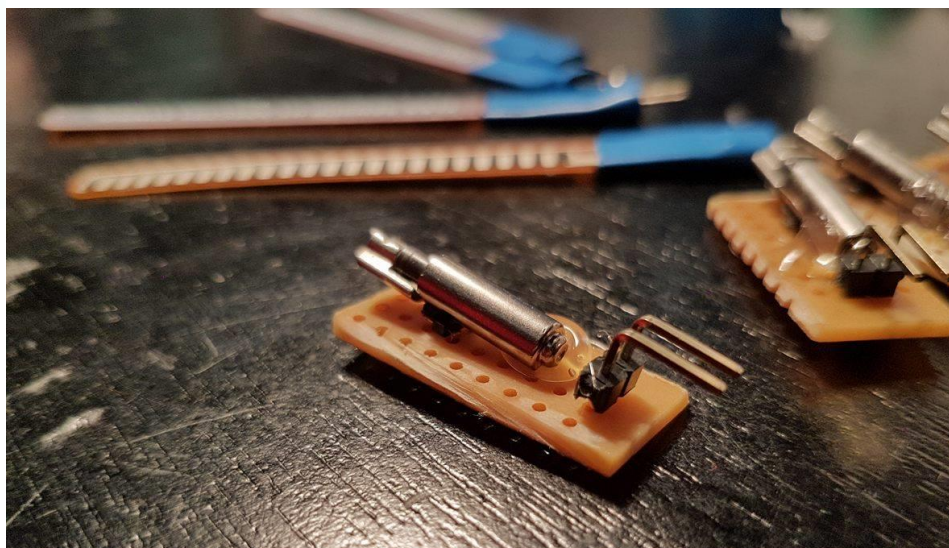
Σχήμα 3-7 Μέγεθος του μικροδονητή

Εκτός από το ηχητικό ερέθισμα ο χρήστης ειδοποιείται και με δεύτερο ερέθισμα για το ποια νότα πρέπει να παίζει κάθε φορά. Αυτόν τον σκοπό εξυπηρετούν μικροδονητές τοποθετημένοι σε κάθε δάχτυλο.

Οι δονητές αυτοί είναι γνωστοί ως κινητήρες δόνησης εκκεντρικής περιστρεφόμενης μάζας (ERM – eccentric rotating mass) και είναι οι πιο απλοί και διαδεδομένοι στην αγορά. Τους συναντάμε στα κινητά, σε χειριστήρια παιχνιδιομηχανών κλπ. Χρησιμοποιούν μια μικρή μη ισορροπημένη μάζα η οποία κατά την περιστροφή του κινητήρα δημιουργεί δονήσεις.



Σχήμα 3-9 ERM Vibrator



Σχήμα 3-8 Μικροδονητής κολλημένος σε κομμάτι διάτρητης πλακέτας.

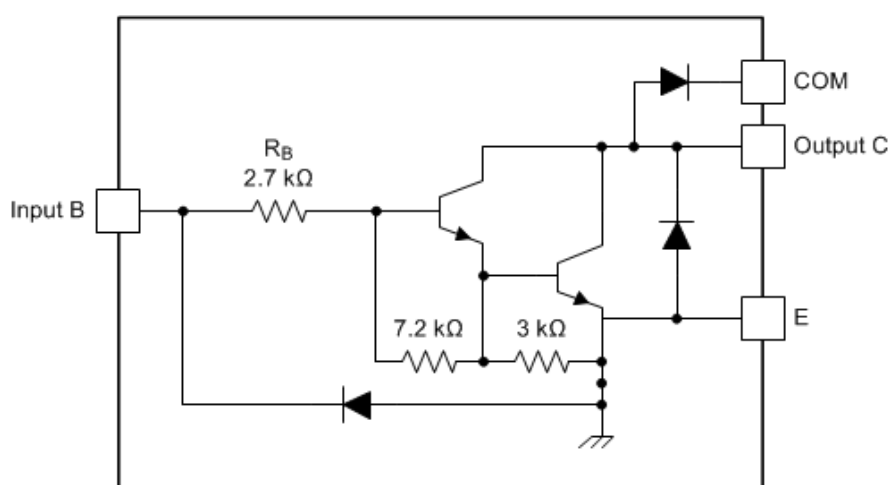
Η αρχή λειτουργίας τους είναι σχετικά απλή. Κατά την περιστροφή του κινητήρα η μάζα αυτή δημιουργεί μια δύναμη η οποία εκτοπίζει το αντικείμενο με το οποίο έρχεται σε επαφή. Καθώς οι dc κινητήρες περιστρέφονται πολύ γρήγορα, μια πλήρης περιστροφή της μάζας μπορεί να συμβεί έως και 100 φορές το δευτερόλεπτο. Αυτήν την γρήγορη και επαναλαμβανόμενη εκτόπιση, την νιώθουμε σαν δόνηση.

Υφίστανται δύο προϋποθέσεις για την τροφοδοσία τους. Πρώτον, επειδή οι δονητές λειτουργούν με μέγιστη επιτρεπτή τάση τα 4V, η πηγή μας δεν πρέπει να τα ξεπερνάει. Χρησιμοποιώντας τον ακροδέκτη 3.3V του Arduino καλύπτουμε την πρώτη προϋπόθεση. Δεύτερον, η πηγή πρέπει να προσφέρει επαρκές ρεύμα για την εκκίνηση και λειτουργία του δονητή, ο οποίος κατά της εκκίνηση μπορεί να τραβήξει έως και 430mA. Οι ακροδέκτες του Arduino προσφέρουν μέγιστο ρεύμα ίσο με 40mA. Για

αυτόν τον λόγο χρησιμοποιούμε τρανζίστορ ώστε να πετύχουμε ενίσχυση παρεχόμενου ρεύματος.

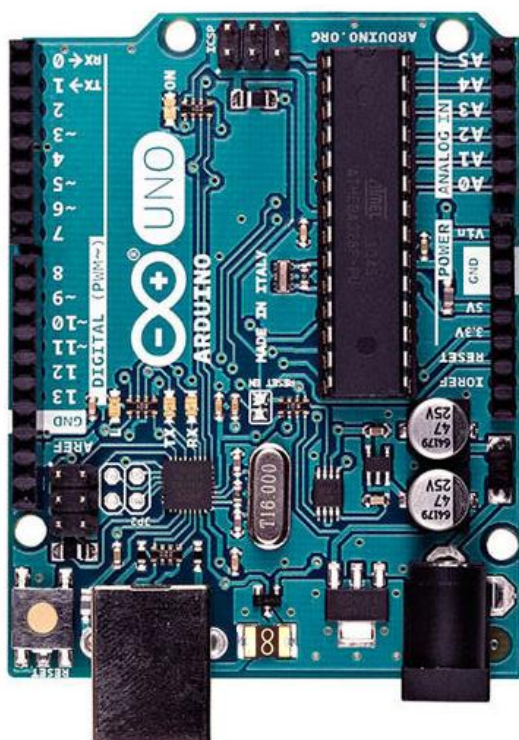
Η σύνδεση των δονητών πραγματοποιήθηκε με την βοήθεια του ολοκληρωμένου ULN2003AN. Αποτελείται από 7 NPN Darlington τρανζίστορ ικανά να δώσουν σε όλες τις 7 εξόδους μέγιστο ρεύμα 500 mA. Τα τρανζίστορ Darlington είναι στην ουσία δύο διπολικά τρανζίστορ συνδεδεμένα με τέτοιο τρόπο ώστε το ενισχυμένο ρεύμα από το πρώτο, ενισχύεται ακόμη περισσότερο από το δεύτερο.

Ένα ακόμα πλεονέκτημα του ULN2003A είναι οι ενσωματωμένες δίοδοι σε κάθε γραμμή. Τροφοδοτώντας έναν δονητή με έξοδο του Arduino, είναι πολύ πιθανό ο δονητής να προκαλέσει απότομες αυξομειώσεις τάσης (voltage spikes), οι οποίες με την σειρά τους μπορούν να προκαλέσουν βλάβη στον μικροελεγκτή ή στα τρανζίστορ. Οι δίοδοι αυτές, που ονομάζονται και flyback diodes, αποτρέπουν αυτό το φαινόμενο.



Σχήμα 3-10 Σχέδιο κάθε γραμμής του ULN2003 [<http://www.ti.com/product/ULN2003A>]

3.4 Μικροελεγκτής



Σχήμα 3-11 Arduino UNO

Ο ελεγκτής που χρησιμοποιήθηκε είναι ο ATmega328P και η πλακέτα Arduino UNO. Επιλέχθηκε λόγω ευκολίας στην χρήση και την συμβατότητα με τις βιβλιοθήκες για Arduino του LabVIEW. Προσφέρει 15 ψηφιακές εισόδους/εξόδους (από τις οποίες οι 6 μπορούν να χρησιμοποιηθούν σαν έξοδοι PWM), 6 αναλογικές εισόδους, 16MHz κρύσταλλο και συνδεσιμότητα USB (Universal Serial Bus). Η τροφοδοσία του ελεγκτή επιτυγχάνεται μέσω της θύρας USB, καθώς συνδέεται άμεσα με τον υπολογιστή. Χρησιμοποιούμε 8 ψηφιακές εξόδους (4 για τους δονητές και 4 για τις επαφές στα ακροδάχτυλα) και 4 αναλογικές εισόδους (για τους αισθητήρες κάμψης). Επίσης χρησιμοποιείται και η έξοδος των 3.3 V για την ενεργοποίηση των μικροδονητών.

3.5 Γάντι

Το γάντι που χρησιμοποιούμε προορίζεται για το δεξί χέρι και έχει μεσαίο μέγεθος. Στο πάνω μέρος έχει ύφασμα ελαστικό, το οποίο μας διευκόλυνε στο ράψιμο και την στερέωση των αισθητήρων κάμψης. Ήταν ευκολοφόρετο εξ αρχής, μα με την προσθήκη των αισθητήρων, των δονητών και των επαφών στα ακροδάχτυλα, φοριέται με λιγότερη ευκολία και βγαίνει ακόμα πιο δύσκολα, κυρίως γιατί χρειάζεται λίγη προσοχή να μην χαλάσουν τα εξαρτήματα πάνω στο γάντι.



Σχήμα 3-12 Το γάντι με τις επαφές στα ακροδάχτυλα



Σχήμα 3-13 Το γάντι με τους αισθητήρες κάμψης

4 Περιγραφή λογισμικού

Το λογισμικό της εφαρμογής βασίζεται στη γλώσσα προγραμματισμού LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) της National Instruments. Σε αυτό πραγματοποιείται όλος ο προγραμματισμός για την λειτουργία του γαντιού. Δεχόμαστε και στέλνουμε σήματα από και προς τον μικροελεγκτή. Απεικονίζουμε μετρητικά δεδομένα σε ζωντανό χρόνο μέσω διαγραμμάτων και κατά τον τερματισμό όλα τα δεδομένα εξάγονται αυτόματα σε φόρμα Excel.

4.1 Προγραμματισμός στο LabVIEW

Το LabVIEW είναι μια πανίσχυρη γλώσσα προγραμματισμού μετρήσεων, ελέγχου και ανάλυσης για υπολογιστές. Αφορά τα λειτουργικά συστήματα Windows, Solaris, Macintosh, HP-UX. Το LabVIEW ξεφεύγει από την παραδοσιακή φύση των γλωσσών προγραμματισμού που κάνουν χρήση λεκτικών εντολών, εισάγοντας το χρήστη σε ένα γραφικό περιβάλλον προσφέροντάς του εργαλεία για συλλογή μετρήσεων, έλεγχο αυτόνομων οργάνων, ανάλυση και παρουσίαση των μετρήσεων. Σε αυτή τη γραφική γλώσσα προγραμματισμού που είναι γνωστή ως "G", ο προγραμματισμός επιτυγχάνεται σε διαγραμματικά μπλοκ (block diagram). Αφού πραγματοποιηθούν τα διαγράμματα, το LabVIEW τα μεταφράζει σε κώδικα μηχανής, ενώ αποτελεί ένα ενιαίο σύστημα συλλογής μετρήσεων, ανάλυσης, ελέγχου και παρουσίασης. Για τη συλλογή μετρήσεων και τον έλεγχο οργάνων υποστηρίζει τα πρωτόκολλα RS-232/422/485, IEEE488(GPIB), VISA, PXI, VXI, καθώς επίσης και κάρτες δειγματοληψίας. Μια ολοκληρωμένη βιβλιοθήκη από οδηγούς λογισμικού (drivers) για όργανα διευκολύνει τον έλεγχο αυτόνομων οργάνων. Για την ανάλυση δεδομένων υπάρχουν ρουτίνες επεξεργασίας σήματος, φίλτρων, στατιστικής, γραμμικής άλγεβρας κ.ά. Για την επικοινωνία με τον Arduino παρέχει εξειδικευμένη βιβλιοθήκη. Εν κατακλείδι, το LabVIEW παρουσιάζει πολλά πλεονεκτήματα για την συγγραφή κώδικα από τον αρχάριο χρήστη, που δεν γνωρίζει απαραίτητα από γλώσσες προγραμματισμού, και επίσης, προσφέρει ευκολία στην παρουσίαση αποτελεσμάτων εφόσον είναι γραφικό από την φύση του.

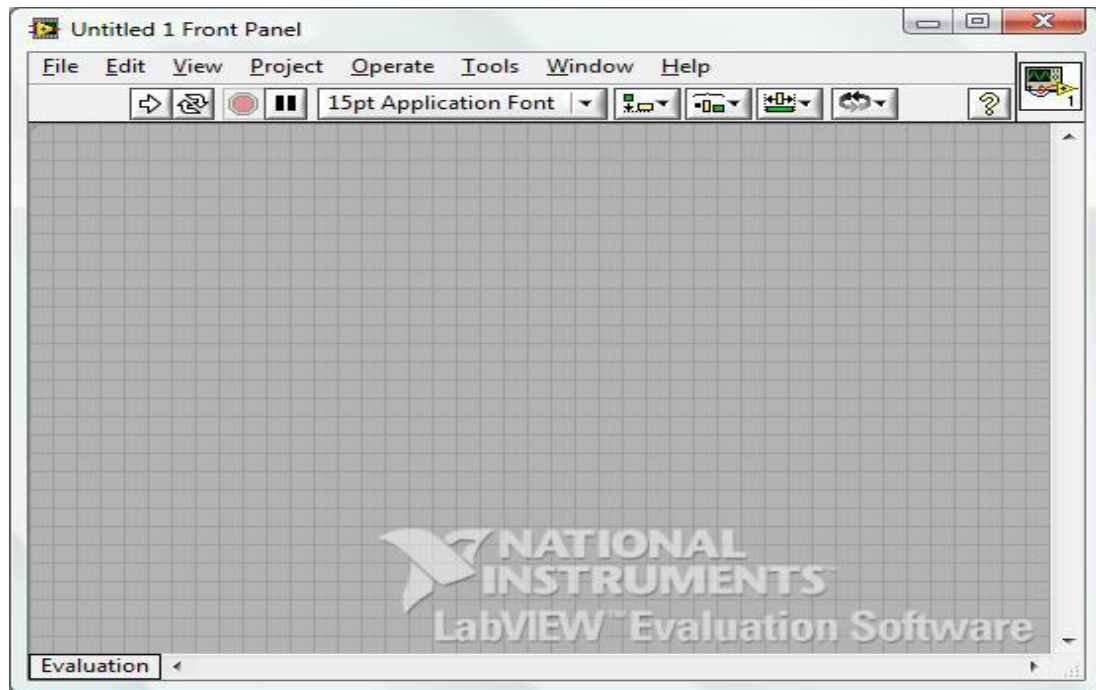
4.2 Δομή του περιβάλλοντος προγραμματισμού

Η εικονική ενοργάνωση (virtual instrumentation) ορίζεται ως ο συνδυασμός του υλικού και του λογισμικού με τα βιομηχανικά πρότυπα στις τεχνολογίες υπολογιστών για τη δημιουργία καθορισμένων από το χρήστη λύσεων ενοργάνωσης. Τα προγράμματα εφαρμογών όπως το LabVIEW παρέχουν δυνατότητες προγραμματιστικού επιπέδου και ανάλυσης δεδομένων, στοιχεία που απαιτούνται για την εικονική ενοργάνωση. Μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε την εικονική ενοργάνωση για να δημιουργήσουμε ένα σύστημα μετρήσεων και ελέγχου, επεκτείνοντας το ρόλο τους στον τομέα της βιομηχανικής αυτοματοποίησης με συνδυασμό διαφορετικών τμημάτων υλικού και λογισμικού. Καλούμε εικονόργανο (Virtual Instrument ή πιο απλά VI) οποιοδήποτε πρόγραμμα έχει γραφεί στη γλώσσα "G" του LabVIEW. Κάθε VI αποτελείται από :

- Το παράθυρο γραφικών (Front Panel)
- Το τμήμα του διαγράμματος (Block diagram)
- Το παράθυρο του κονέκτορα και της εικόνας (Icon/Connector)

4.2.1 Παράθυρο γραφικών Front Panel

Στο front panel χρήστη ορίζει/αναγνωρίζει τις εισόδους και τις εξόδους του προγράμματός του. Ας φανταστούμε την όψη ενός πραγματικού οργάνου, όπου έχουμε στη διάθεση μας πλήκτρα, διακόπτες και άλλες ενδείξεις που μας επιτρέπουν να προγραμματίσουμε το όργανο. Τα ίδια ακριβώς αντικείμενα προσομοιάζονται στο front panel του LabVIEW και τα διακρίνουμε σε στοιχεία εισόδου και εξόδου. Control καλείται κάθε τύπος στοιχείου προγραμματισμού που εισάγει δεδομένα στον κώδικα (είσοδος), ενώ Indicator ονομάζουμε κάθε τύπο στοιχείου που απεικονίζει δεδομένα εξόδου που αποκτά ή παράγει το VI. Ουσιαστικά, το front panel ενός VI προσομοιώνει την εικόνα ενός φυσικού οργάνου και είναι αυτό που μας συνδέει με τον κώδικα του VI. Μπορεί να περιλαμβάνει διακόπτες, ποτενσιόμετρα, λεζάντες για καταχώρηση στοιχείων (είσοδοι του προγράμματος), γραφήματα και δείκτες (έξοδοι του προγράμματος) και πολλά άλλα στοιχεία ελέγχου. Εισάγουμε δεδομένα με το ποντίκι ή με το πληκτρολόγιο και τα αποτελέσματα προκύπτουν από το πρόγραμμα μας στην οθόνη σε μορφή γραφημάτων, αρχείων, χαρακτήρων και αριθμών.



Σχήμα 4-1 Front panel

4.2.2 Το δομικό διάγραμμα Block Diagram

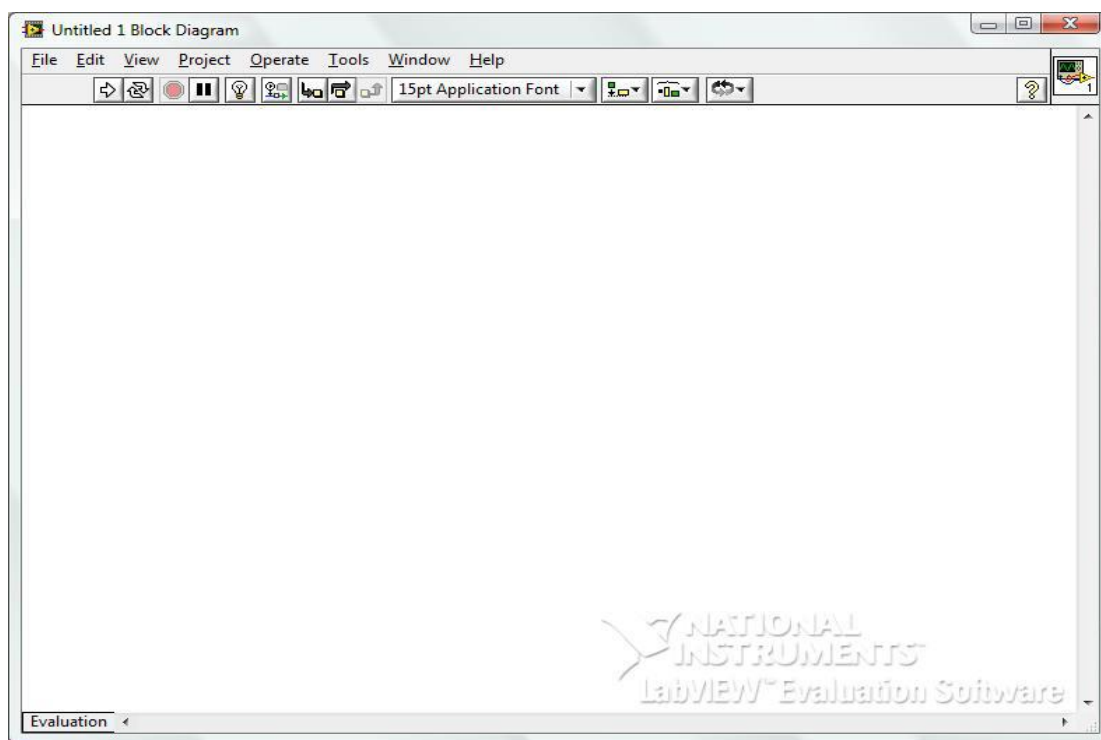
Κάθε front panel συνοδεύεται και από ένα block diagram το οποίο αποτελεί τον κώδικα του VI. Το block diagram αποτελείται από κόμβους (nodes), ακροδέκτες (terminals) και καλώδια (wires). Για κάθε αντικείμενο που τοποθετούμε στο front panel, έχουμε και τον αντίστοιχο ακροδέκτη του στο block diagram. Οι κόμβοι είναι σημεία εκτέλεσης προγράμματος και χωρίζονται σε τέσσερις κατηγορίες :

- Λειτουργίες / Συναρτήσεις
- Sub VIs
- Προγραμματιστικές Δομές
- CINs

Οι λειτουργίες / συναρτήσεις είναι οι εντολές αυτές που προϋπάρχουν στο περιβάλλον LabVIEW για αριθμητικές πράξεις, ανάλυση, καταγραφή στοιχείων στο δίσκο κ.α. Τα Sub VIs είναι υπάρχοντα προγράμματα τα οποία καλεί κανείς ως υπορουτίνες στο κύριο πρόγραμμα. Οι προγραμματιστικές δομές, όπως For και While Loops, ελέγχουν τη ροή των δεδομένων στο πρόγραμμα. Πολλές φορές οι χρήστες έχουν τις δικές τους ρουτίνες σε γλώσσα C ή Pascal και χρησιμοποιώντας CINs έχουν

πρόσβαση σε αυτές, δηλαδή τα CINs δεν είναι παρά ένας τρόπος για να συνδεθεί εξωτερικά ένας γραμμένος κώδικας με το block diagram του LabVIEW.

Κάθε αντικείμενο (control, indicator) στο Front Panel αντιστοιχεί σε έναν δικό του ακροδέκτη-κουτί στο block diagram, τον οποίο μπορεί να φανταστεί κανείς ως την πόρτα μέσω της οποίας τα δεδομένα μεταφέρονται μεταξύ του block diagram και του παραθύρου των γραφικών. Όταν ο χρήστης ή κάποιο ανώτερου επιπέδου VI εισάγει δεδομένα στα αντικείμενα του front panel, αυτά καταλήγουν στο block diagram μέσα από αυτούς τους ακροδέκτες. Όταν το VI τερματίσει τη λειτουργία του, τα δεδομένα περνούν από το block diagram πίσω στο front panel, πάλι μέσα από τους κατάλληλους ακροδέκτες. Οι ακροδέκτες αυτοί δημιουργούνται ή αφαιρούνται αυτόματα με την δημιουργία ή την αφαίρεση ενός control ή indicator αντικειμένου στο front panel. Τα καλώδια (wires) είναι οι οδοί από τις οποίες περνούν τα δεδομένα. Στην ουσία, αποτελούν τις συνδέσεις των εξαρτημάτων, δηλαδή τις συνδέσεις ανάμεσα στα τερματικά στοιχεία πηγής (control terminals) και προορισμού (indicator terminals). Στις συνδέσεις υπάρχουν ορισμένοι κανόνες, όπως για παράδειγμα δεν επιτρέπεται η σύνδεση μιας πηγής με μια άλλη ούτε ενός στοιχείου προορισμού με ένα άλλο. Κάθε σύνδεση έχει διαφορετικό στυλ ή χρώμα ανάλογα με τον τύπο δεδομένων που ρέουν μέσω αυτής.



Σχήμα 4-2 Block diagram panel

4.2.3 Παλέτες

Το LabVIEW διαθέτει τρεις γραφικές παλέτες που βοηθούν στη σχεδίαση και την λειτουργία των VIs.

Η παλέτα των εργαλείων (Tools)

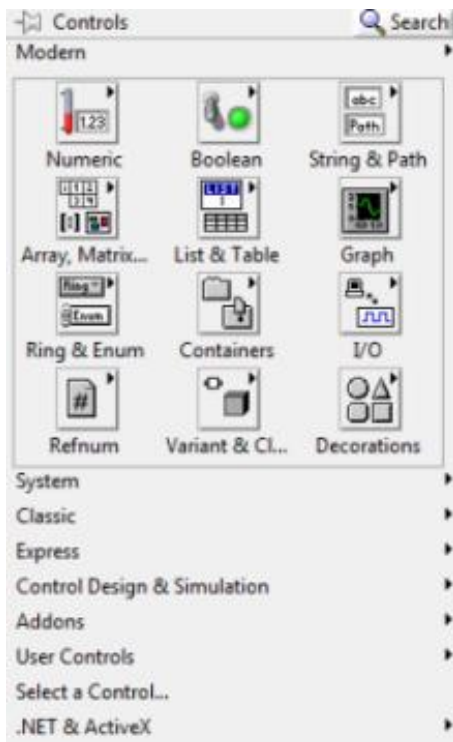
Με τα εργαλεία που μας παρέχει αυτή η παλέτα μπορούμε να σχεδιάσουμε και να αλλάξουμε τα VIs. Η παλέτα με τα εργαλεία εμφανίζεται όταν επιλέγουμε View >> Tools Palette. Με την επιλογή ενός εργαλείου ο κέρσορας παίρνει το ανάλογο σχήμα. Το πιο συχνό και βολικό σε χρήση εργαλείο είναι η αυτόματη αλλαγή εργαλείου ανάλογα κάθε φορά με το στοιχείο που πλησιάζει ο κέρσορας του ποντικιού.



Σχήμα 4-3 Παλέτα εργαλείων

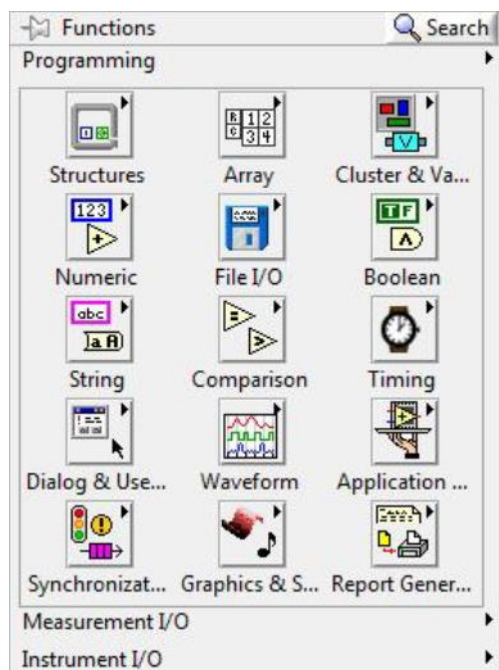
Η παλέτα των αντικειμένων (Controls)

Τοποθετούμε controls και indicators στο front panel μέσα από αυτήν την παλέτα, η οποία χωρίζεται σε υποπαλέτες που περιέχουν καθορισμένες ομάδες και υποσύνολα αντικειμένων και στοιχείων προγραμματισμού. Εάν η παλέτα δεν είναι ορατή, επιλέγουμε Controls Palette από το μενού View. Εναλλακτικά, μπορούμε να ανοίξουμε την παλέτα ενεργοποιώντας το δεξί πλήκτρο από το ποντίκι οπουδήποτε στο χώρο του front panel.



Σχήμα 4-4 Παλέτα αντικειμένων

Η παλέτα των λειτουργιών (Functions)



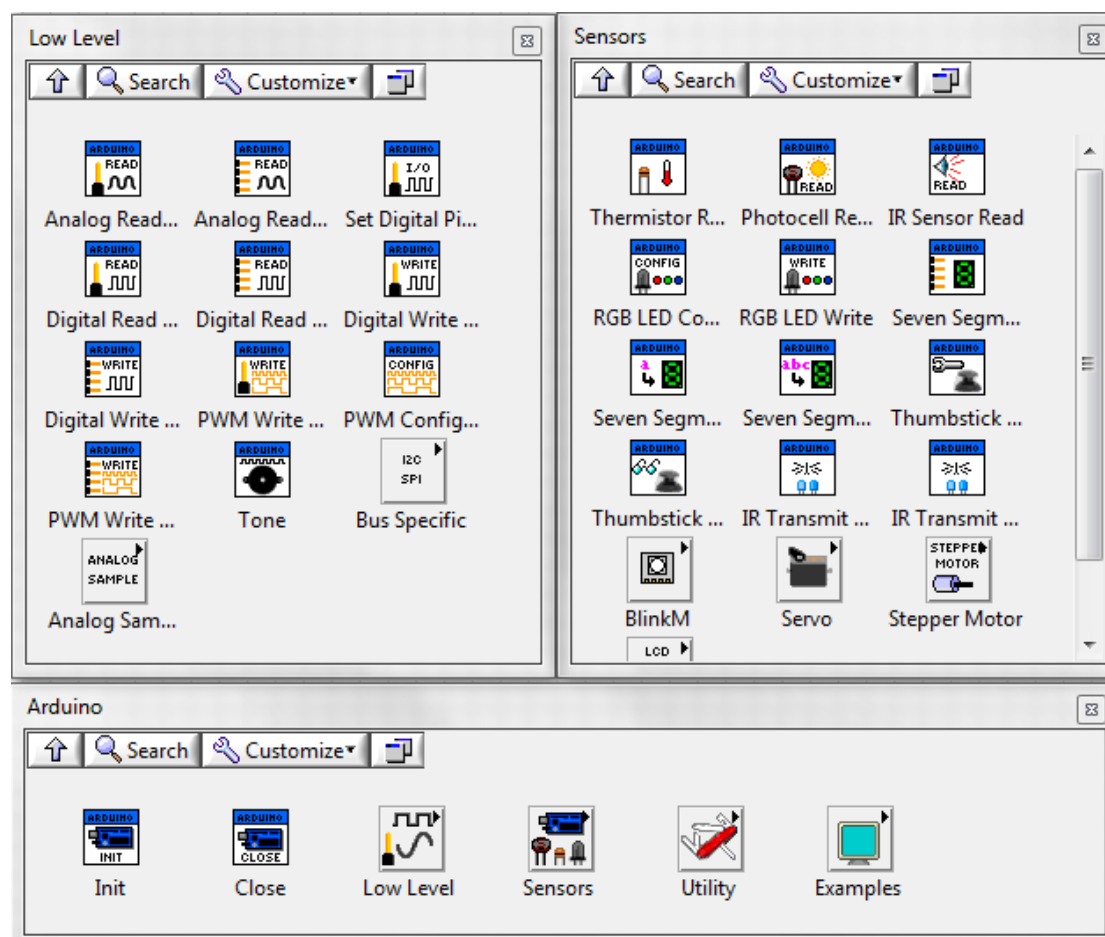
Σχήμα 4-5 Παλέτα λειτουργιών

Κατασκευάζουμε το block diagram με την βοήθεια της παλέτας των λειτουργιών. Και αυτή η παλέτα χωρίζεται σε υποπαλέτες που περιέχουν κατηγορίες και υποσύνολα στοιχείων προγραμματισμού. Μπορούμε να ανοίξουμε την παλέτα ενεργοποιώντας το δεξί πλήκτρο από το ποντίκι οπουδήποτε στο χώρο του block diagram ή επιλέγοντας Functions Palette από το μενού View.

4.2.4 Η βιβλιοθήκη Arduino

Για την επίτευξη της επικοινωνίας με τον μικροελεγκτή χρησιμοποιούμε την ειδική βιβλιοθήκη του LabVIEW για Arduino (LabVIEW interface for Arduino). Η συγκεκριμένη βιβλιοθήκη δεν είναι εξαρχής εγκατεστημένη στο LabVIEW και πρέπει να εγκατασταθεί με την βοήθεια του VIPM (VI Package Manager). Η βιβλιοθήκη αυτή παρέχει έτοιμα VIs. Ενδεικτικά, μεταξύ άλλων, τα σημαντικότερα είναι τα εξής:

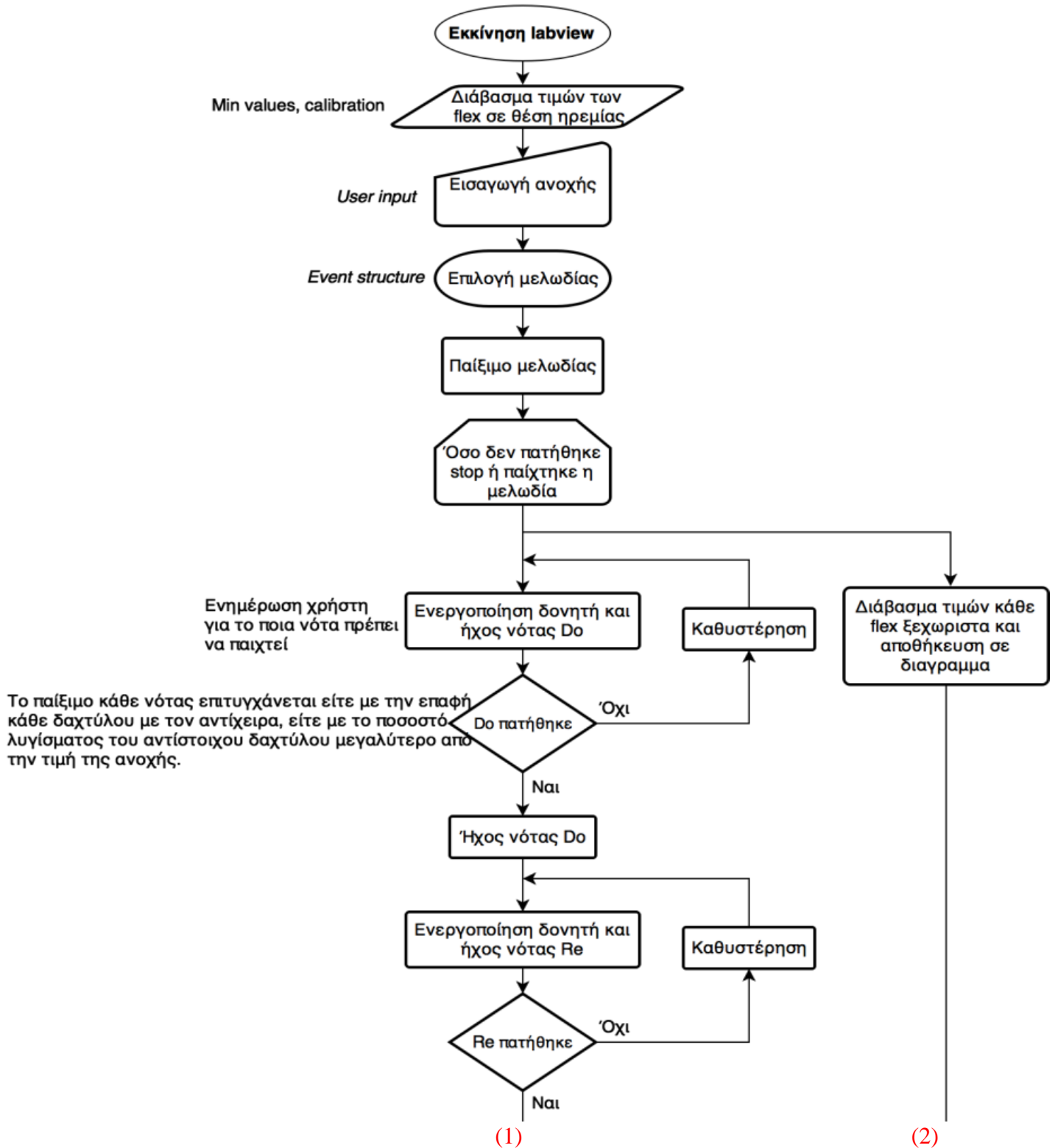
- 1) Εκκίνηση και τερματισμός σειριακής επικοινωνίας με τον μικροελεγκτή.
- 2) Ορισμός ως εισόδων/εξόδων ενός ή περισσότερων ακροδεκτών του μικροελεγκτή.
- 3) Αναλογικό και ψηφιακό διάβασμα ενός ή περισσότερων ακροδεκτών του μικροελεγκτή.
- 4) Αναλογικό και ψηφιακό γράψιμο σε έναν ή περισσότερους ακροδέκτες του μικροελεγκτή.
- 5) Έλεγχος διάφορων αισθητήρων (π.χ. Servo, Stepper motor, RGB leds, 7-segment display, LCS, thermistor, photocell).



Σχήμα 4-6 Βιβλιοθήκη για Arduino

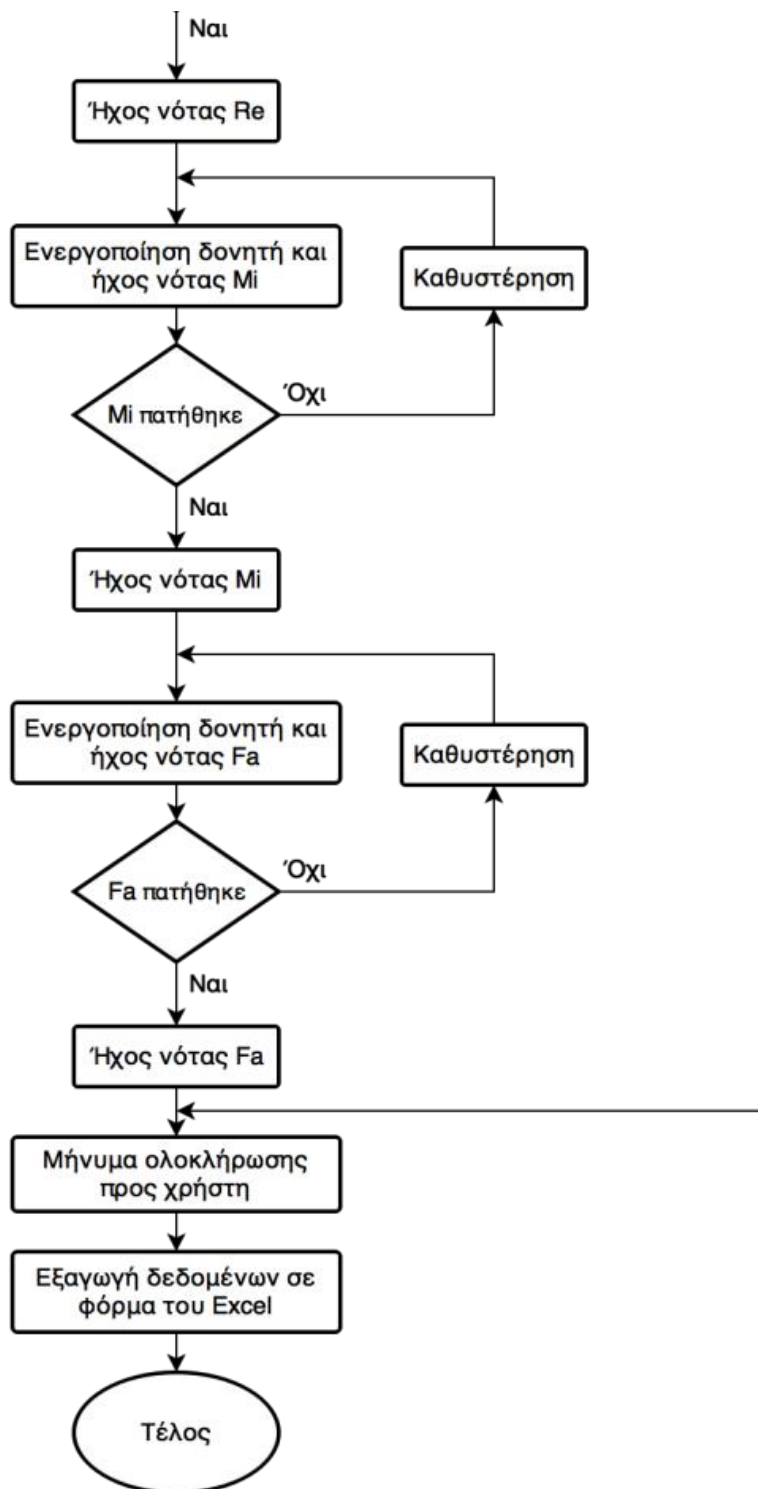
4.3 Σχεδίαση προγράμματος στο LabVIEW

Το δομικό διάγραμμα του προγράμματος φαίνεται παρακάτω:



(1)

(2)



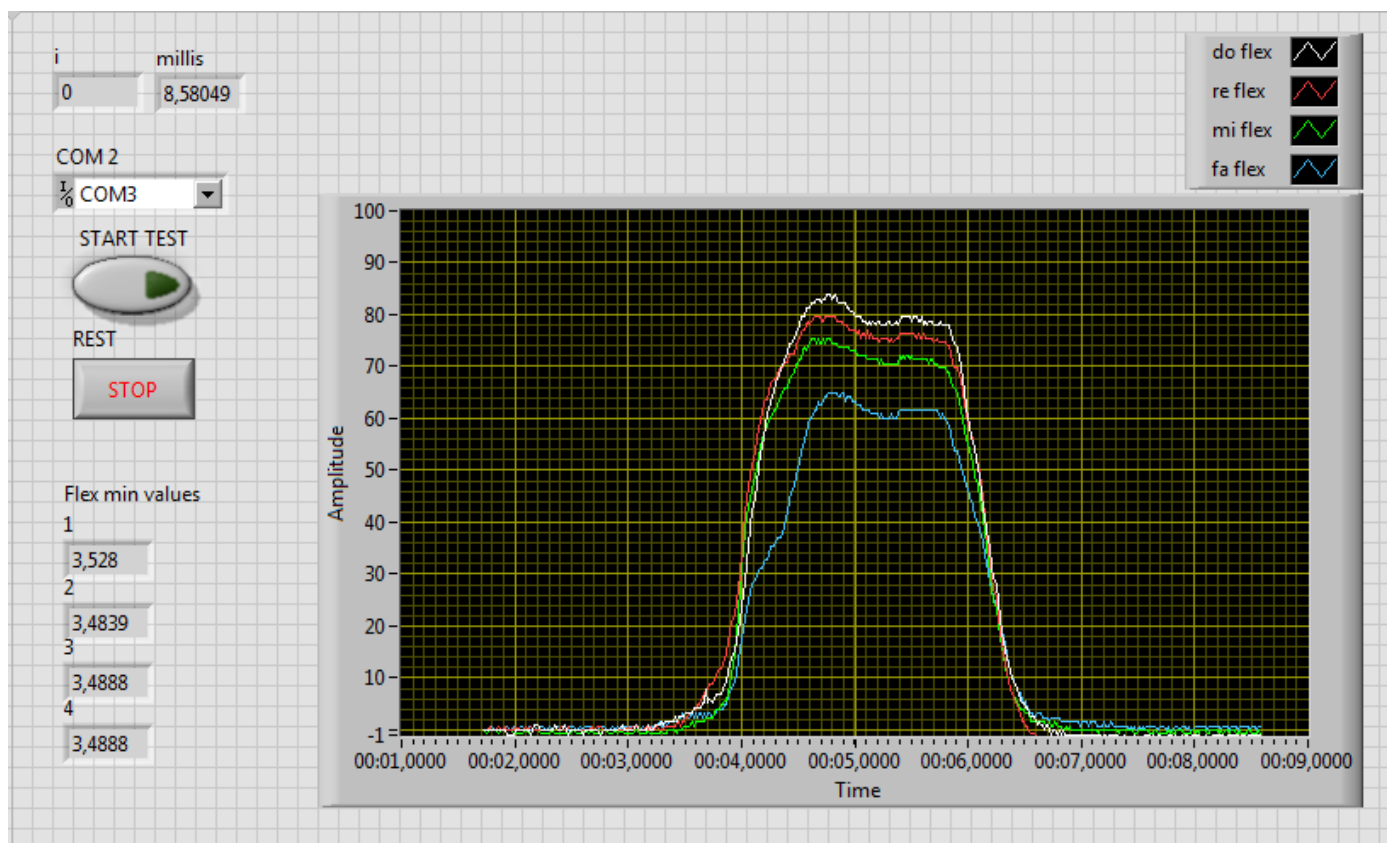
Σχήμα 4-7 Δομικό διάγραμμα προγράμματος

Σχεδιάστηκαν για αρχή δύο προγράμματα ανεξάρτητα μεταξύ τους και το κάθε ένα εξυπηρετεί συγκεκριμένο σκοπό. Στο κυρίως πρόγραμμα πραγματοποιούνται όλες

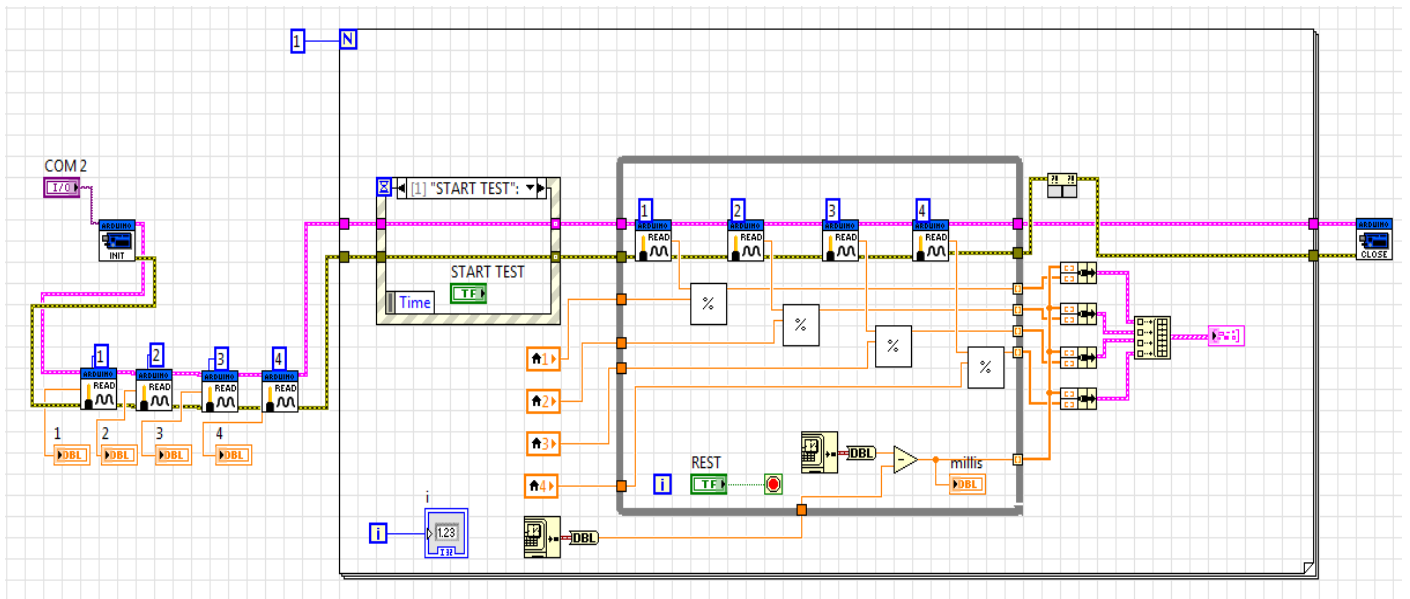
οι λειτουργίες του γαντιού: επιλογή μελωδίας, παίξιμο μελωδίας, ηχητικά ερεθίσματα, καταγραφή των αισθητήρων κάμψης, δόνηση, παρουσίαση κα εξαγωγή δεδομένων. Με την βοήθεια του δεύτερου προγράμματος πραγματοποιήθηκαν τα πειράματα της επαναληψιμότητας. Πολύ αργότερα, προστέθηκε και εάν τρίτο ξεχωριστό VI, σκοπός του οποίου είναι να προσδιορίσει την κατάσταση της λεπτής κινητικότητας του ασθενούς, δηλαδή μέχρι ποιο ποσοστό μπορεί να λυγίσει κάθε του δάχτυλο. Αυτές οι τιμές από κάθε δάχτυλο βοηθούν τον γιατρό-χρήστη να εισάγουν το κατάλληλο κατώφλι τάσης (threshold) στην αρχή της εκτέλεσης του κυρίως προγράμματος.

4.3.1 VI Επαναληψιμότητας

Το συγκεκριμένο πρόγραμμα είναι πολύ απλό μα κρίνεται κρίσιμης σημασίας για την ορθή λειτουργία του γαντιού. Δεν έχει καμία σχέση με το κυρίως πρόγραμμα. Ο ρόλος του είναι ο έλεγχος και η εξαγωγή μέγιστων τιμών που μπορούν να πάρουν οι αισθητήρες κάμψης σε φόρμα του Excel. Τα αποτελέσματα των πειραμάτων θα αναλυθούν στο επόμενο κεφάλαιο.



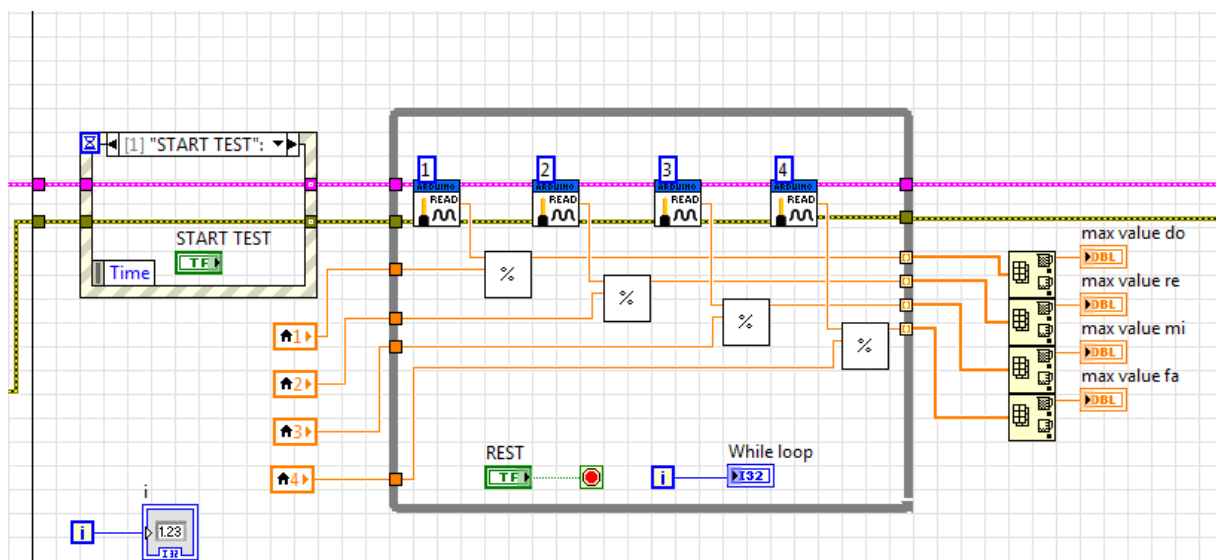
Σχήμα 4-8 Front panel



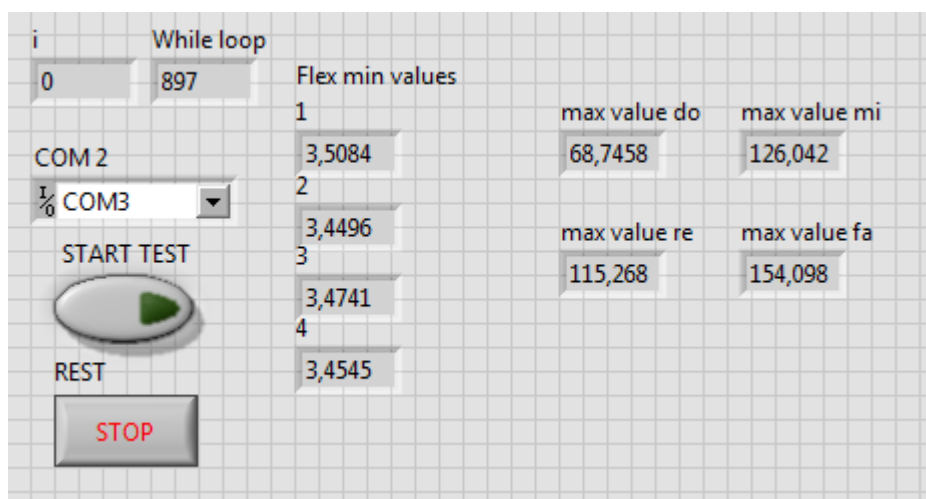
Σχήμα 4-9 Block diagram

4.3.2 Προσδιορισμός λεπτής κινητικότητας

Το πρόγραμμα αυτό φτιάχτηκε για να προσδιορίσει το ποσοστό με το οποίο μπορεί να λυγίσει κάθε δάχτυλο ο ασθενής. Είναι σχεδόν πανομοιότυπο με το προηγούμενο, της επαναληψιμότητας, με την μόνη διαφορά ότι απουσιάζει το γράφημα. Αντί αυτού απλώς παρουσιάζονται οι μέγιστες τιμές για κάθε δάχτυλο. Αυτές οι τιμές λαμβάνονται υπόψη από τον γιατρό/χρήστη κατά την εισαγωγή της ανοχής για κάθε δάχτυλο στην εκκίνηση του κυρίως προγράμματος.



Σχήμα 4-10 Block diagram του κώδικα για τον προσδιορισμό λεπτής κινητικότητας



Σχήμα 4-11 Front panel του κώδικα για τον προσδιορισμό λεπτής κινητικότητας

4.3.3 Κυρίως πρόγραμμα

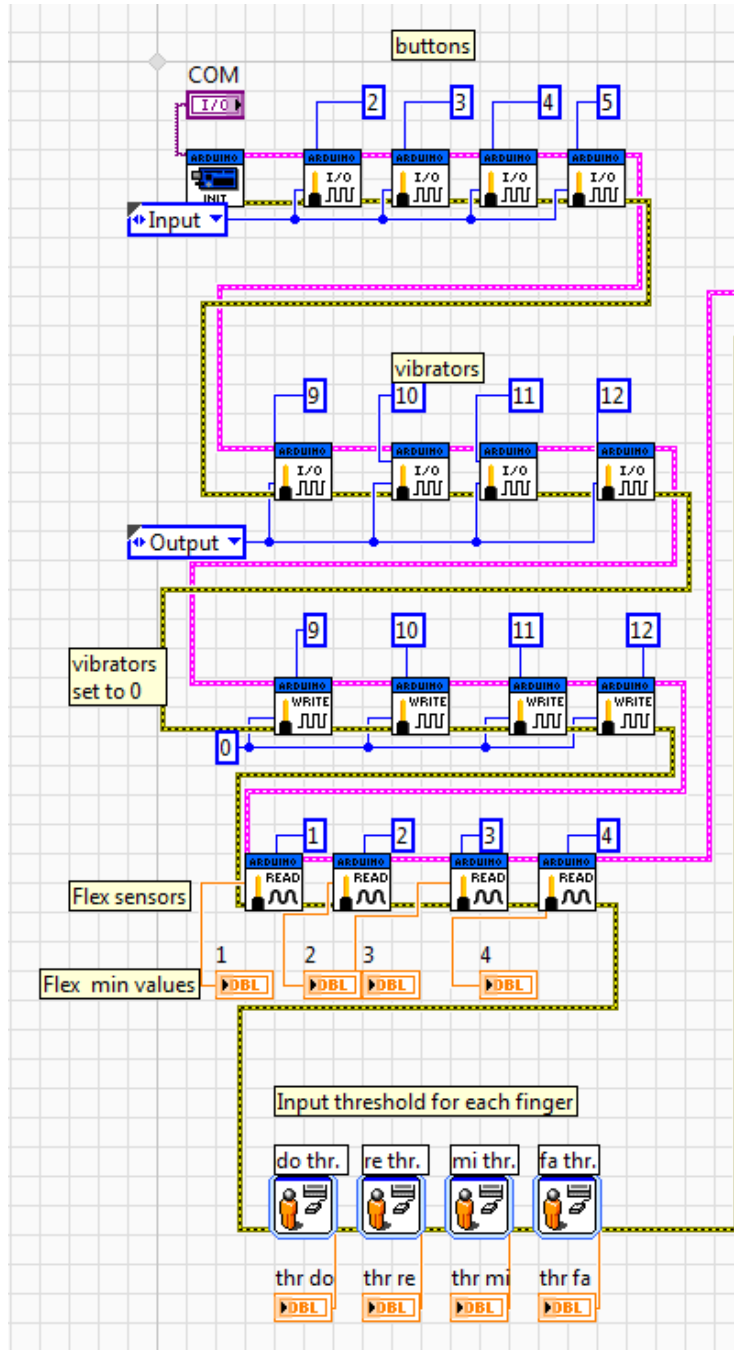
Η τελική μορφή του κυρίως προγράμματος επήλθε ύστερα από αμέτρητες τροποποιήσεις και αλλαγές. Αποτελείται από ένα μόνο VI το οποίο περιέχει μερικά sub-Vis που περιέχουν κάποιες εξειδικευμένες λειτουργίες και συναρτήσεις. Το πρόγραμμα χωρίζεται σε 6 τμήματα τα οποία παρουσιάζουμε παρακάτω.

1) Αρχικοποίηση και ορισμός.

Στο αρχικό αυτό κομμάτι γίνονται τα εξής:

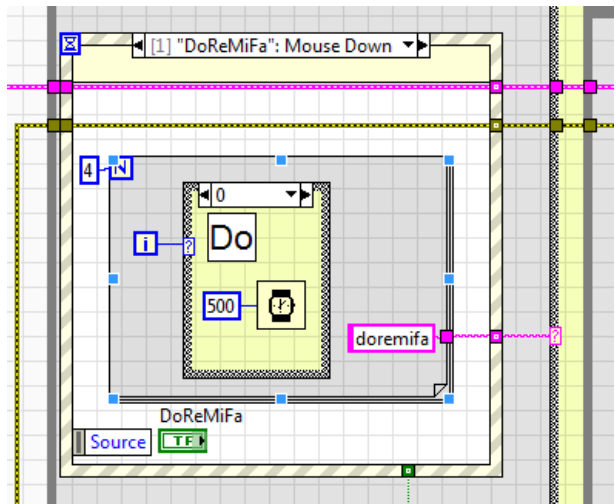
- a. Ορισμός ως εισόδων των ακροδεκτών του Arduino που ελέγχουν τις επαφές στα ακροδάχτυλα του γαντιού.

- b. Ορισμός ως εξόδων των ακροδεκτών των δονητών και αρχικοποίησή τους.
- c. Διάβασμα των αισθητήρων κάμψης σε θέση ηρεμίας για αποθήκευση ελάχιστων τιμών τους.
- d. 4 αναδύόμενα παράθυρα για εισαγωγή ανοχής για κάθε δάχτυλο χωριστά.



Σχήμα 4-12 Αρχικοποίηση και ορισμός

2) Σε αυτό το σημείο το πρόγραμμα περιμένει από τον χρήστη να πατήσει το κουμπί της μελωδίας στο Front Panel. Μόλις πατηθεί, ακούγεται μία φορά η μελωδία που καλείται να παίξει ο ασθενής και ξεκινάει η εκτέλεσή της.

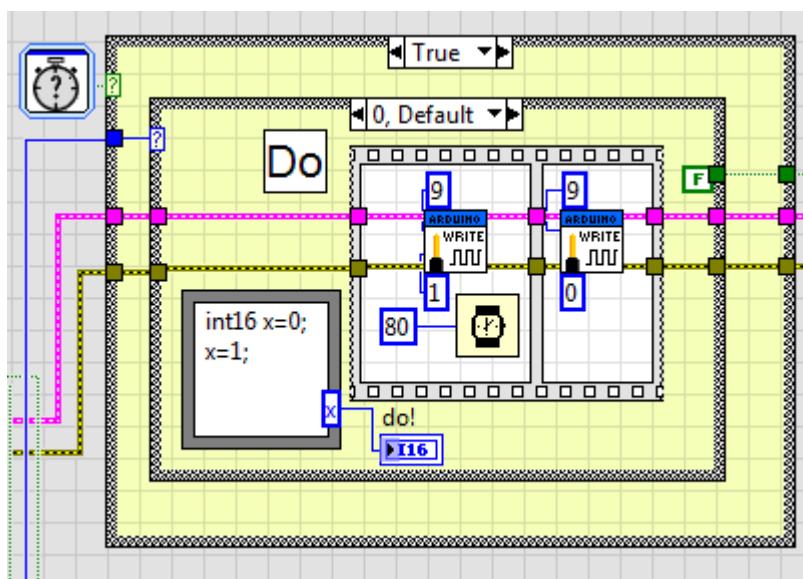


Σχήμα 4-13 Αναμονή για παίξιμο μελωδίας

Τα επόμενα κομμάτια του προγράμματος εμπεριέχονται και εκτελούνται μέσα σε μια While Loop.

3) Ηχητικό και απτικό ερέθισμα.

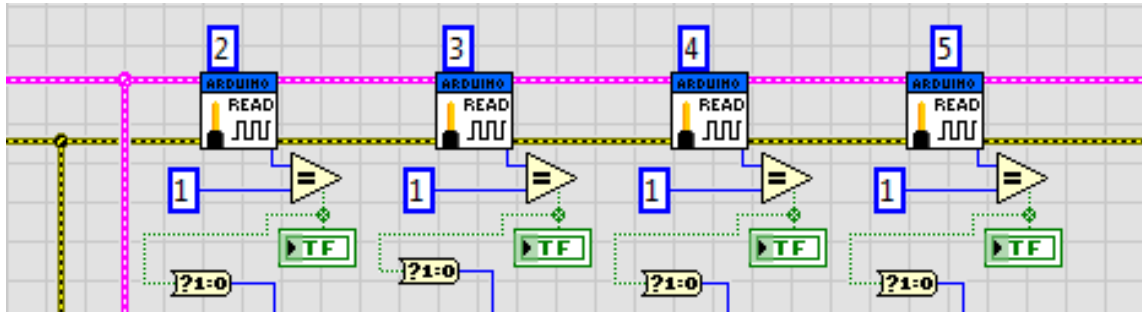
Κάθε 5 δευτερόλεπτα ο ασθενής ειδοποιείται για το ποια νότα πρέπει να παίζει. Ο αντίστοιχος ήχος νότας ηχεί κάθε φορά. Ταυτόχρονα, δονητής στο αντίστοιχο δάχτυλο, δονείται για 80 ms. Εάν ο ασθενής καταφέρει να παίξει την νότα που ηχεί, αρχίζει να ακούγεται η επόμενη νότα μαζί με την δόνηση του επόμενου αντίστοιχου δονητή μέχρι να ολοκληρωθεί το παίξιμο όλης της μελωδίας.



Σχήμα 4-14 Ηχητικό και απτικό ερέθισμα

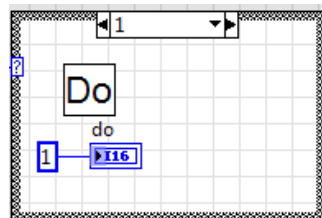
4) Έλεγχος επαφών.

- a. Σε κάθε εκτέλεση της While Loop γίνεται έλεγχος εάν έκλεισε μία από τις 4 επαφές στα ακροδάχτυλα, δηλαδή εάν ο ασθενής κατάφερε να ενώσει ένα από τα 4 δάχτυλα με τον αντίχειρα.



Σχήμα 4-15 Έλεγχος επαφών

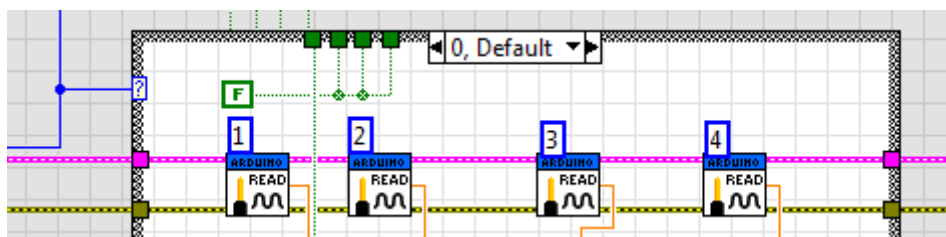
- b. Κάθε φορά που ο ασθενής κλείνει κάποια επαφή, ακούγεται και η αντίστοιχη νότα, ανεξάρτητα από το εάν είναι αυτή που πρέπει να παίζει ή όχι εκείνη την στιγμή.



Σχήμα 4-16 Ήχηση νότας

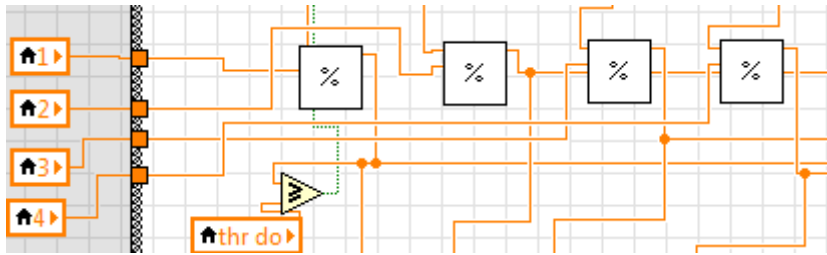
5) Αισθητήρες κάμψης.

- a. Συνεχόμενη καταγραφή και των τεσσάρων αισθητήρων καθ' όλη την διάρκεια του προγράμματος μέχρι να παηχτεί και η τελευταία νότα.

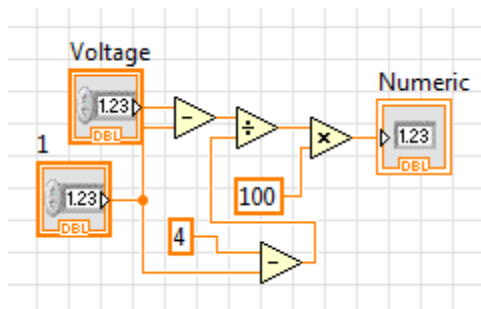


Σχήμα 4-17 Καταγραφή αισθητήρων κάμψης

- b. Μετατροπή της τιμής τάσης που δίνουν οι αισθητήρες σε ποσοστιαία κλίμακα.



Σχήμα 4-18 Μετατροπή σε ποσοστό επί τοις εκατό

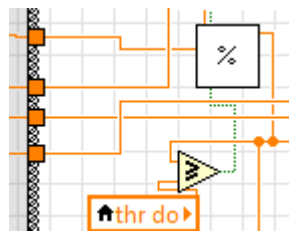


Σχήμα 4-19 Sub VI με την εφαρμογή του τύπου

Η μετατροπή έγινε με τον παρακάτω τύπο, ο οποίος εκτελείται μέσα σε Sub-VI.

$$\frac{x - V_{min}}{V_{max} - V_{min}} \times 100$$

- c. Σύγκριση με την τιμή της ανοχής για κάθε δάχτυλο.

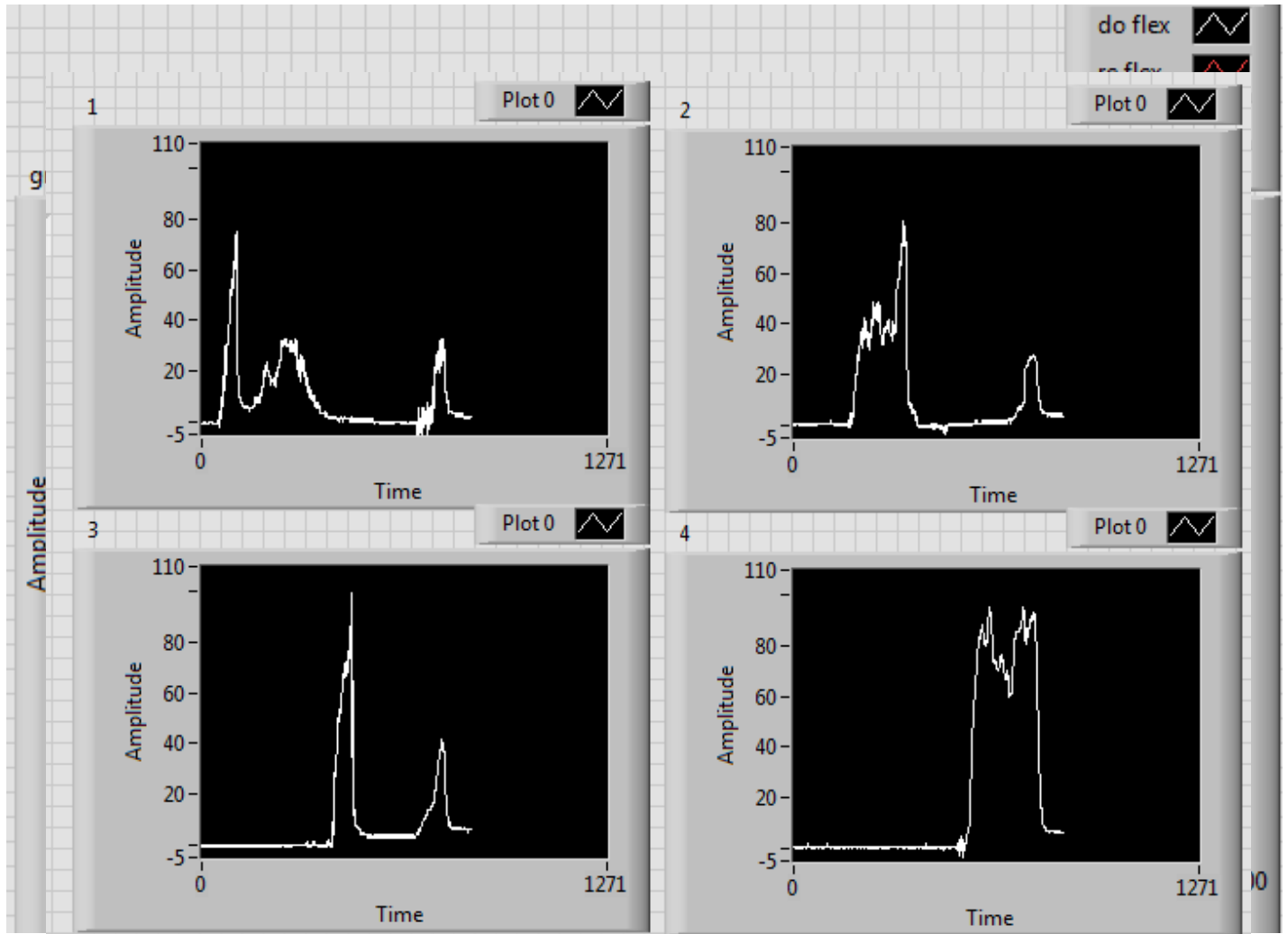


Σχήμα 4-20 Σύγκριση με ανοχή

- d. Εάν η τιμή του αντίστοιχου αισθητήρα με την νότα που πρέπει να παίζει, ξεπεράσει την τιμή της ανοχής, τότε ηχεί η αντίστοιχη νότα.
- e. Παρουσίαση και των 4 αισθητήρων κάμψης σε ζωντανό χρόνο σε ξεχωριστά διαγράμματα του Front Panel.

- 6) Παρουσίαση και εξαγωγή.

Αποθήκευση όλων των τιμών των αισθητήρων σε κοινό διάγραμμα, του Front Panel, με κοινό άξονα χ τον χρόνο και εξαγωγή όλων των δεδομένων σε φόρμα του Excel.



Σχήμα 4-21 Καταγραφή και παρουσίαση των τεσσάρων αισθητήρων σε ζωντανό χρόνο.

5 Πειράματα ελέγχου λειτουργίας

Σε αυτό το κεφάλαιο θα παρουσιάσουμε τα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν. Ξεκινάμε με την επαναληψιμότητα των μετρήσεων των αισθητήρων κάμψης και συνεχίζουμε με μετρήσεις από συνεδρίες με απλούς χρήστες.

5.1 Επαναληψιμότητα των μετρήσεων

Αναπτύσσοντας συστήματα που πραγματοποιούν μετρήσεις είναι πολύ σημαντικό οι μετρήσεις αυτές να έχουν επαναληψιμότητα. Αφού οι αισθητήρες κάμψης καταγράφουν και μετράνε (και στην συνέχεια εμείς συγκρίνουμε και αναλύουμε περαιτέρω τα δεδομένα), πρέπει να δειχθεί πως οι μετρήσεις αυτές δεν είναι τυχαίες κάθε φορά, μα χαρακτηρίζονται από την επαναληψιμότητα. Υπολογίζονται και συγκρίνονται τιμές μέσου όρου των μέγιστων και ελάχιστων τιμών που δίνουν οι αισθητήρες, τυπικές αποκλίσεις, συντελεστές μεταβλητότητας ((τυπική απόκλιση/μέσος όρος)*100) και το εύρος τιμών (range=max-min). Η ακρίβεια και εγκυρότητα των πειραμάτων επαναληψιμότητας βασίζεται κυρίως στις τιμές των τυπικών αποκλίσεων και του εύρους τιμών [5].

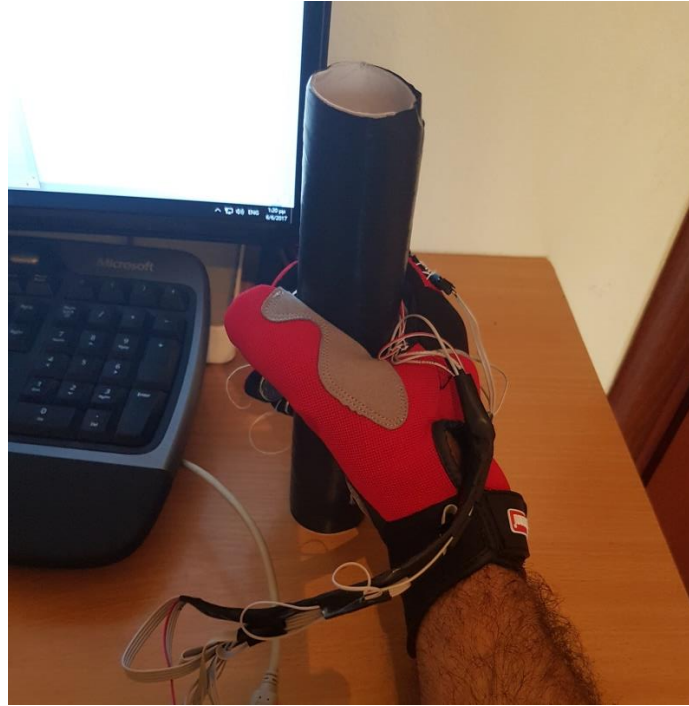
Το πρώτο πείραμα που πραγματοποιήσαμε ήταν το εξής:

- 1) Αρχική θέση γαντιού στο τραπέζι και όλα τα δάχτυλα να ακουμπάνε την επιφάνεια για 6 δευτερόλεπτα



Σχήμα 5-1 Αρχική θέση

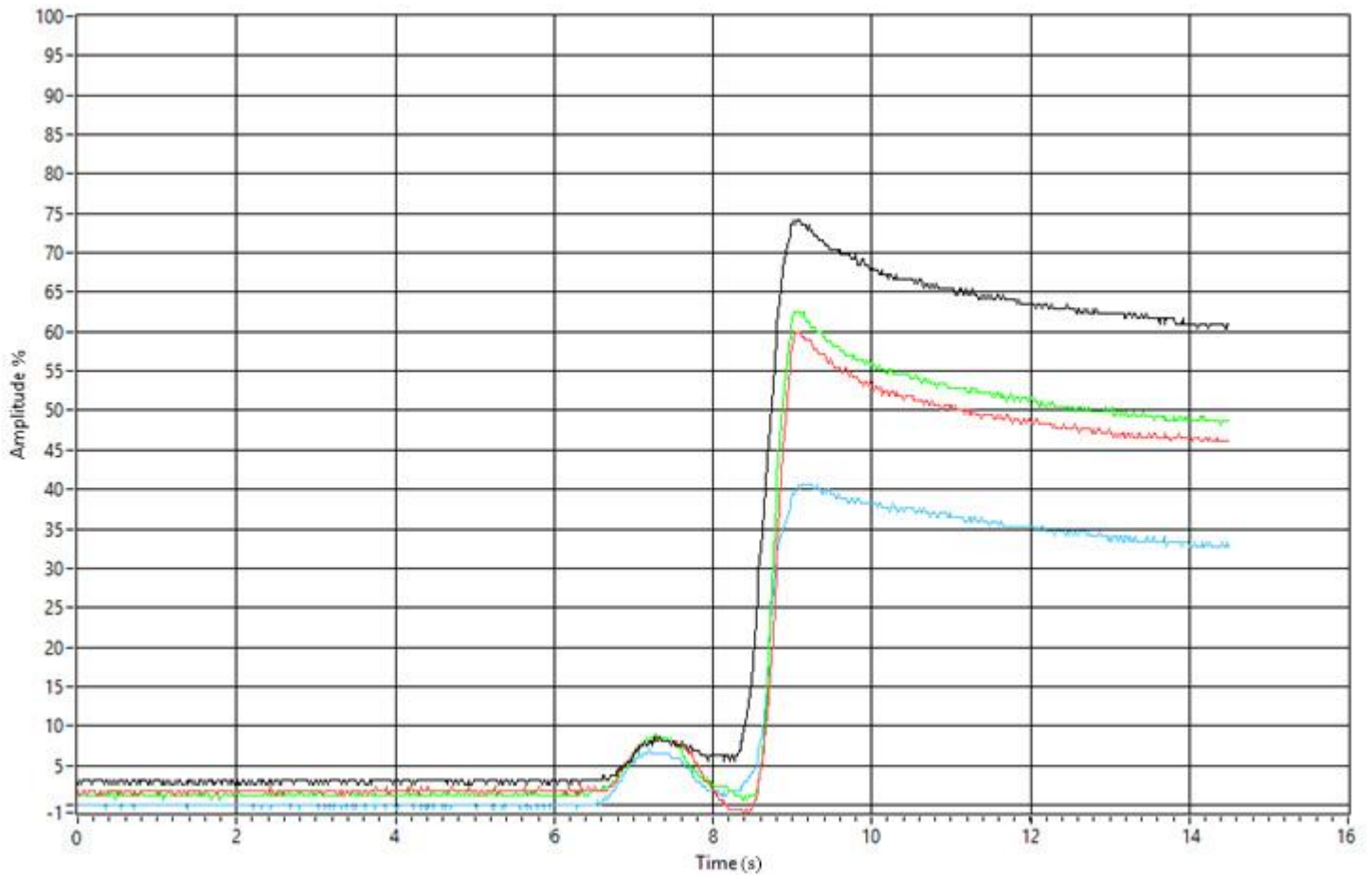
- 2) Σηκώνουμε το χέρι σε χρόνο 2 δευτερολέπτων και πιάνουμε το κυλινδρικό αντικείμενο για τα επόμενα 6 δευτερόλεπτα.



Σχήμα 5-2 Δεύτερο βήμα

- 3) Κάθε συνεδρία αποτελείται από 10 τέτοια πειράματα.

Στο συγκεκριμένο πείραμα ελέγξαμε κατά πόσο οι αισθητήρες κάμψης κρατάνε την τιμή τους σταθερή αφού φτάσουν σε μια μέγιστη τιμή. Στο σχήμα 5-3 στον οριζόντιο άξονα απεικονίζεται ο χρόνος και στον κάθετο το ποσοστό που λυγίζει κάθε ένα από τα δάχτυλα. Φαίνεται πως στο όγδοο δευτερόλεπτο που λυγίζουμε τα δάχτυλα, οι αισθητήρες παίρνουν την μέγιστή τους τιμή, ενώ στα επόμενα 6 δευτερόλεπτα η τιμή τους πέφτει σταδιακά ενώ τα δάχτυλα παραμένουν ακίνητα.



Σχήμα 5-3 Γράφημα πρώτου πειράματος επαναληψιμότητας συναρτήσει του χρόνου

Η απότομη πτώση κατά 20% της τιμής των αισθητήρων οφείλεται σε δύο παράγοντες όπως διαπιστώσαμε εν συνεχεία. Ο πρώτος παράγοντας είναι η απότομη και γρήγορη μεταβολή από την θέση ηρεμίας στην μέγιστη τιμή τους. Η κατασκευή των αισθητήρων με την χρήση στρώσεων άνθρακα κατά πρώτον, δεν είναι ικανή να ανταπεξέλθει σε τόσο γρήγορες μεταβολές λυγίσματος και κατά δεύτερον, με την πάροδο του χρόνου και ύστερα από ορισμένο πλήθος λυγισμάτων μειώνεται η ακρίβειά τους. Ο δεύτερος παράγοντας είναι το σφάλμα τάσης από την αντίσταση εισόδου που δημιουργείται όταν οι αισθητήρες κάμψης χρησιμοποιούνται ως διαιρέτες τάσης. Όπως αναφέραμε στο κεφάλαιο 3.2, για να μειώσουμε αυτό το σφάλμα τοποθετήσαμε τελεστικούς ενισχυτές.

Το πείραμα τροποποιήθηκε και εκτελέστηκε ξανά μετά τις αλλαγές.

Τα καινούργια βήματα είναι τα εξής:

- 1) Αρχική θέση γαντιού με τα δάχτυλα σε προέκταση και αντίχειρας να αγκαλιάζει το κυλινδρικό αντικείμενο για 6 δευτερόλεπτα.



Σχήμα 5-4 Αρχική θέση

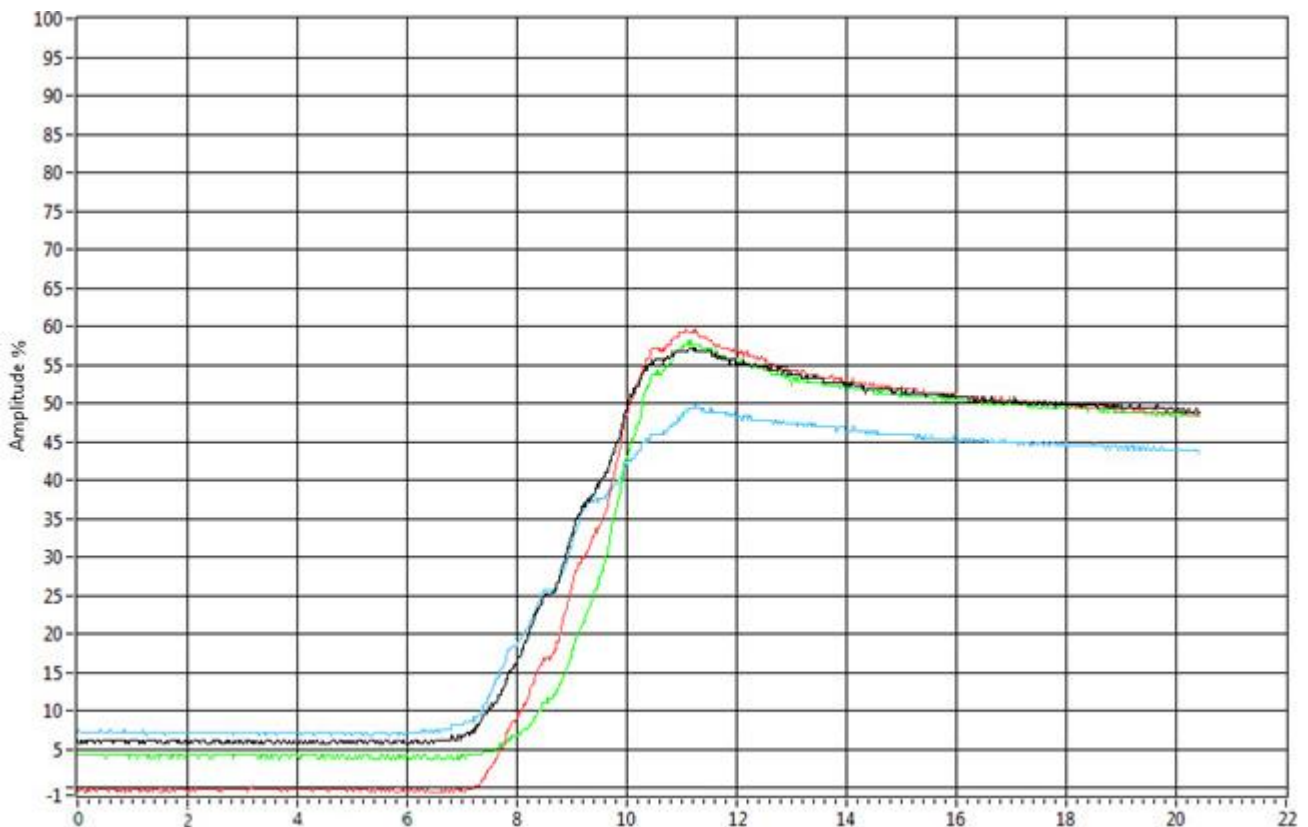
- 2) Από το 6^ο μέχρι το 10^ο δευτερόλεπτο τα δάχτυλα λυγίζουν αργά και σταθερά και παραμένουν ακίνητα γύρω από το κυλινδρικό αντικείμενο μέχρι το 20^ο δευτερόλεπτο.



Σχήμα 5-5 Δεύτερο βήμα

3) 10 τέτοια πειράματα στην σειρά αποτελούν μια συνεδρία.

Στο χήμα 5-6 φαίνεται η βελτίωση του σφάλματος που είχαμε στο πρώτο πείραμα.



Σχήμα 5-6 Διάγραμμα βελτίωσης του σφάλματος από το πρώτο πείραμα

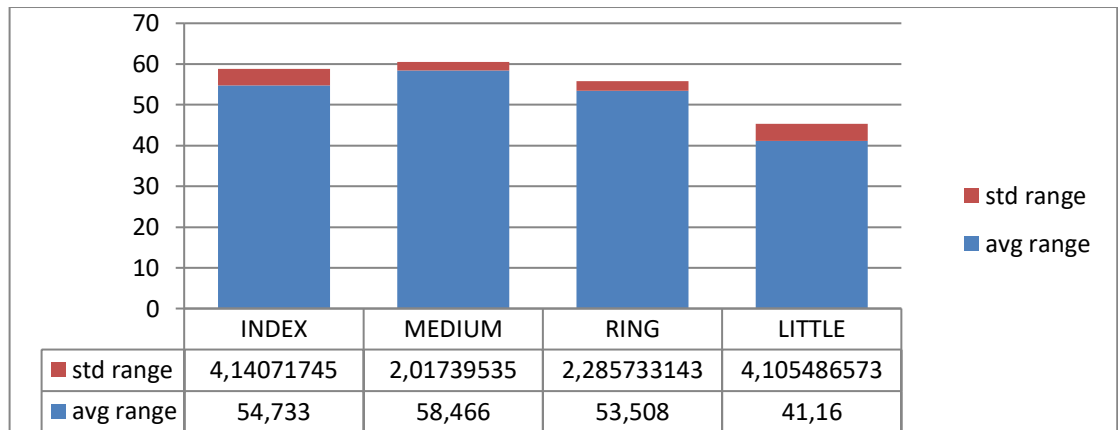
Στον πίνακα 5-1 φαίνονται οι δέκα επαναλήψεις του συγκεκριμένου πειράματος.

PEIRAMA 1	INDEX	MEDIUM	RING	LITTLE			INDEX	MEDIUM	RING	LITTLE
i1							i6			
MAX	68,43	59,12	56,67	45,4			MAX	57,65	56,67	53,24
MIN	7,18	1,3	3,75	6,2			MIN	6,69	0,32	4,24
AVG	33,15418803	23,56917379	24,89538462	22,95539411			AVG	33,73619923	30,09933925	29,44135397
STD DEV	25,48383392	23,87818195	22,22653546	16,11494071			STD DEV	22,1930458	24,25452058	21,43368148
c.of var. %	76,86459972	101,3110691	89,27974321	70,20110669			c.of var. %	65,78407263	80,58157151	72,8012764
RANGE	61,25	57,82	52,92	39,2			RANGE	50,96	56,35	49
i2							i7			
MAX	66,96	60,1	57,65	48,34			MAX	57,65	60,1	58,14
MIN	7,67	1,3	3,75	6,2			MIN	6,2	0,32	3,26
AVG	40,56083414	32,93375364	32,47179437	30,88677983			AVG	28,35443434	30,91079949	26,54192929
STD DEV	24,49362161	23,99232715	22,29932476	16,86631065			STD DEV	21,76397809	24,41217213	23,56982011
c.of var. %	60,38737152	72,85026607	68,67290581	54,60689249			c.of var. %	76,75687628	78,97619128	88,80221121
RANGE	59,29	58,8	53,9	42,14			RANGE	51,45	59,78	54,88
i3							i8			
MAX	65,98	62,06	58,63	47,36			MAX	59,61	60,1	60,59
MIN	6,69	0,32	3,26	6,2			MIN	6,2	0,29	3,75
AVG	40,61078261	46,39373832	33,47903382	30,06276329			AVG	33,64093511	34,90265678	31,21571565
STD DEV	24,69890943	18,06624795	23,33730749	17,07105681			STD DEV	22,57431898	23,4689172	23,94400335
c.of var. %	60,8186	38,94113431	69,70723115	56,78472284			c.of var. %	67,10372023	67,24106232	76,70496368
RANGE	59,29	61,74	55,37	41,16			RANGE	53,41	59,81	56,84
i4							i9			
MAX	62,06	59,12	55,69	44,91			MAX	54,22	54,22	55,2
MIN	6,69	0,32	4,24	8,16			MIN	6,2	0,29	4,24
AVG	32,11140301	25,93185115	27,32536723	26,19495292			AVG	31,93273176	27,58808679	29,43295858
STD DEV	23,42098517	24,78258952	22,22485386	16,10797068			STD DEV	20,29340946	22,95727631	21,56220759
c.of var. %	72,93666102	95,56814662	81,33414519	61,49264987			c.of var. %	63,55049613	83,21445591	73,25871617
RANGE	55,37	58,8	51,45	36,75			RANGE	48,02	53,93	50,96
i5							i10			
MAX	63,53	58,63	58,14	45,89			MAX	57,16	59,61	58,14
MIN	6,69	0,32	2,77	5,71			MIN	5,71	0,29	3,75
AVG	34,27737911	42,17342424	28,31065764	26,5312089			AVG	34,12373031	31,54891732	31,43692913
STD DEV	24,00903025	17,34743287	23,26642681	17,30995912			STD DEV	21,17645498	24,28230441	22,52569462
c.of var. %	70,04336642	41,13356498	82,18257275	65,24376325			c.of var. %	62,05785472	76,96715601	71,65361009
RANGE	56,84	58,31	55,37	40,18			RANGE	51,45	59,32	54,39

Πίνακας 5-1 Παρουσίαση των 10 επαναλήψεων του πειράματος

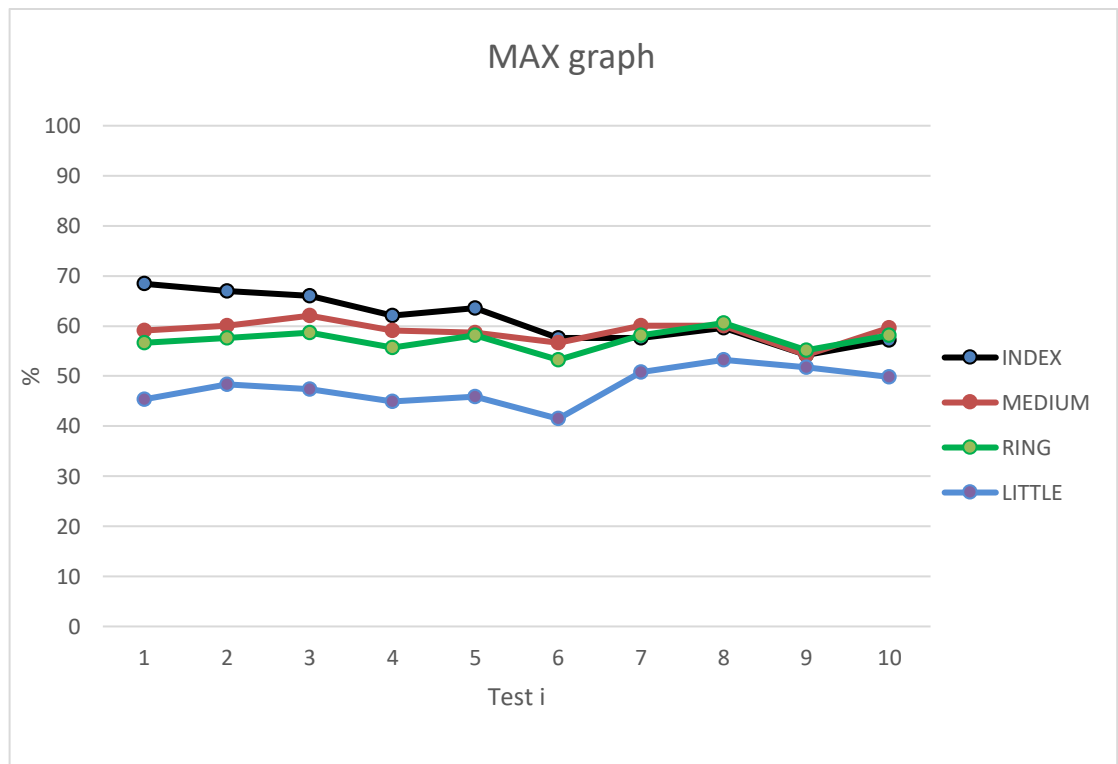
Παρατηρούμε τις μέγιστες τιμές, τους μέσους όρους καθώς και το εύρος των τιμών με την αντίστοιχη τυπική απόκλιση.

Μεγαλύτερο εύρος τιμών παρουσιάζεται στον παράμεσο και τον δείκτη ενώ το μικρότερο στο μικρό δάχτυλο, μιας και είναι αυτό που λυγίζει λιγότερο από όλα τα δάχτυλα (Σχήμα 5-7).

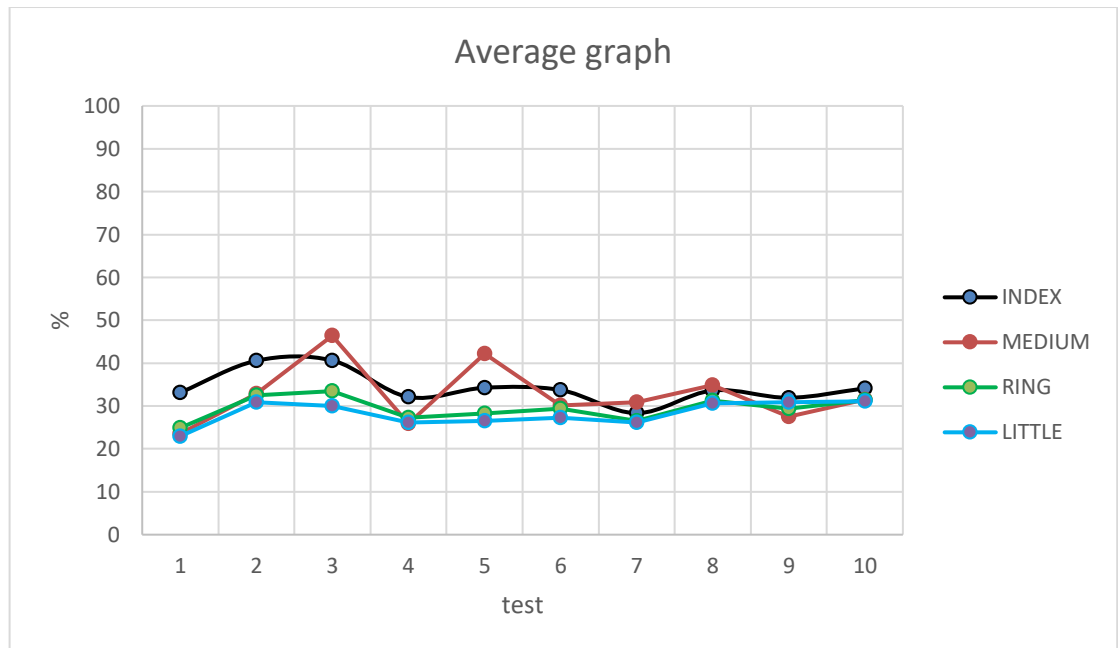


Σχήμα 5-7 Σχέση μέσου όρου εύρους τιμών με τους μέσους όρους της τυπικής απόκλισης

Στο Σχήμα 5-8 παρουσιάζονται οι μέγιστες τιμές για κάθε δάχτυλο και κάθε επανάληψη του πειράματος. Διαφαίνεται ξεκάθαρα πως μεγαλύτερο ποσοστό κάμψης επιτυγχάνεται από τον αντίχειρα και το μικρότερο από το μικρό δάχτυλο. Στο Σχήμα 5-9 φαίνονται οι μέσοι όροι για κάθε πείραμα.



Σχήμα 5-8 Γράφημα μέγιστων τιμών κάθε δαχτύλου για κάθε επανάληψη του πειράματος



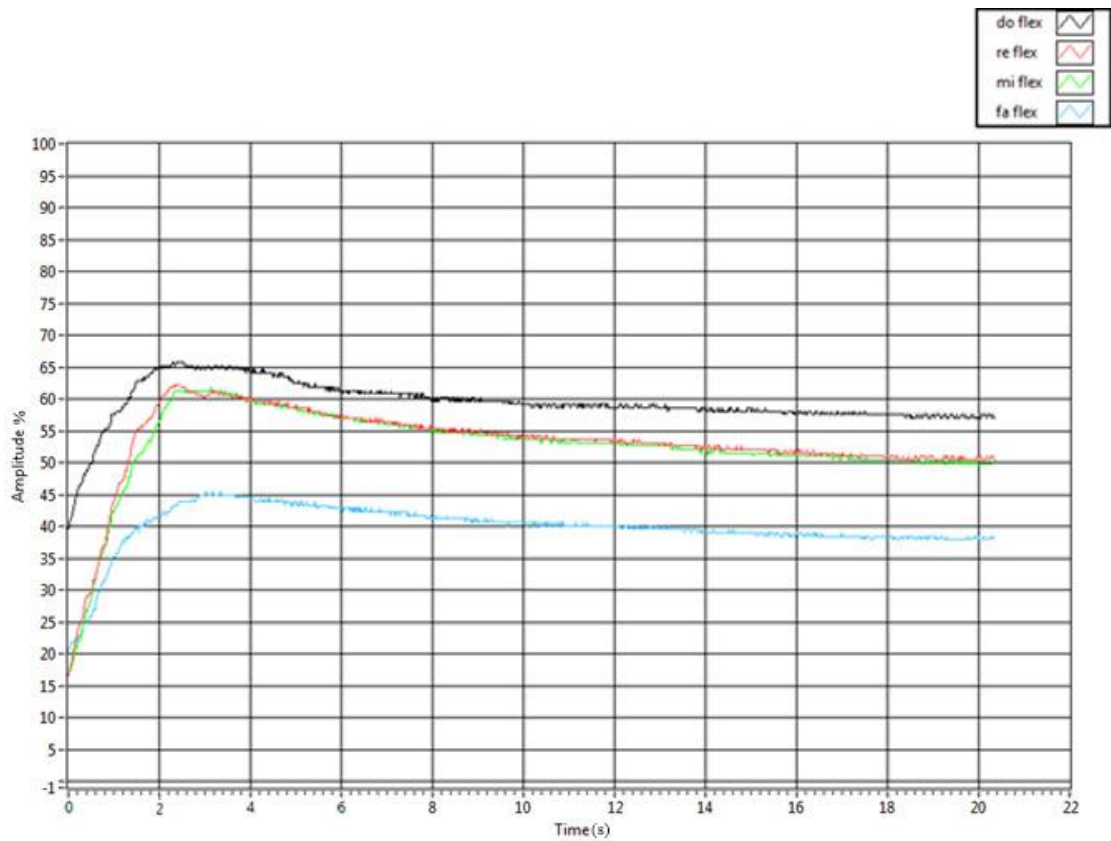
Σχήμα 5-9 Γράφημα μέσων όρων κάθε δαχτύλου για κάθε επανάληψη του πειράματος

Στο δεύτερο πείραμα που πραγματοποιήσαμε αποφασίσαμε να ξεκινήσουμε την καταγραφή των μετρήσεων από την στιγμή που οι αισθητήρες ξεκινάνε να δίνουν ήδη τις μέγιστες τιμές. Έτσι, αποκόψαμε τις τιμές στην θέση ηρεμίας και βγάλαμε πιο αντιπροσωπευτικό μέσο όρο των μέγιστων τιμών και την αντίστοιχη πτώση και σταθεροποίησή τους.

Το συγκεκριμένο πείραμα αποτελείται στην ουσία από το δεύτερο σκέλος του πρώτου πειράματος.

- 1) Το χέρι πιάνει το κυλινδρικό αντικείμενο χωρίς να λυγίζουν τα δάχτυλα. Μόλις λυγίζουν τα δάχτυλα ξεκινάει η καταγραφή.
- 2) Για τα επόμενα 20 δευτερόλεπτα τα δάχτυλα παραμένουν ακίνητα γύρω από το κυλινδρικό αντικείμενο.

Οι τιμές περνάνε σε βιβλίο του Excel και υπολογίζουμε τον μέσο όρο των μέγιστων τιμών, την τυπική απόκλιση του μέσου όρου των τιμών και το αντίστοιχο εύρος τιμών για κάθε δάχτυλο. Στα επόμενο γράφημα, Σχήμα 5-10, φαίνεται η καταγραφή των τιμών των αισθητήρων σε ένα από τα πειράματα που πραγματοποιήσαμε.



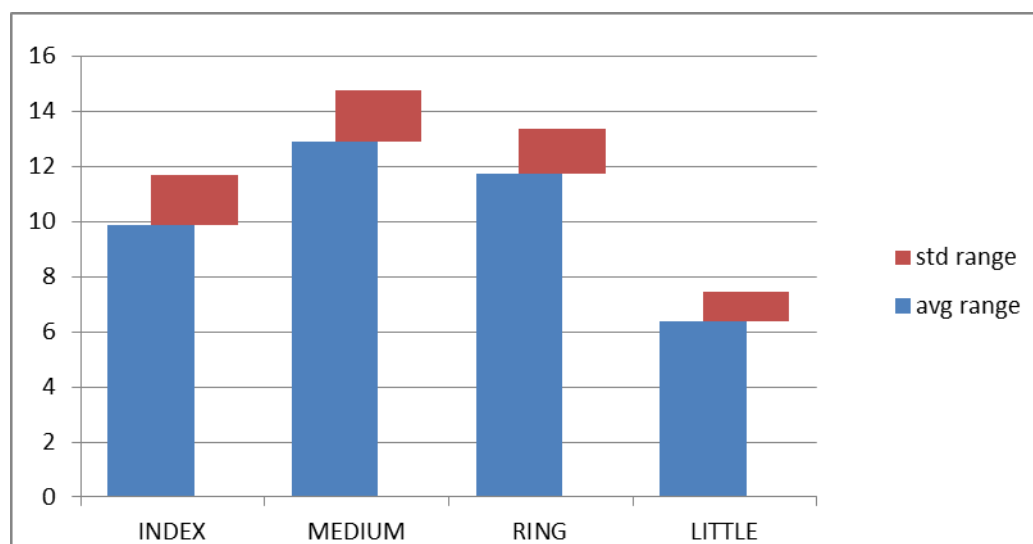
Σχήμα 5-10 Απεικόνιση δεύτερου πειράματος επαναληψιμότητας

Στον παρακάτω Πίνακα 5-2, απεικονίζονται οι μέγιστες και οι ελάχιστες τιμές, οι μέσοι όροι, οι τυπικές αποκλίσεις και το εύρος τιμών των 10 επαναλήψεων του πειράματος για κάθε δάχτυλο.

PEIRAMA 2	INDEX	MEDIUM	RING	LITTLE			INDEX	MEDIUM	RING	LITTLE
i1						i6				
MAX	73,8556	65,5275	60,7889	36,8333		MAX	59,7	55,8352	50,9889	32,4778
MIN	62,4222	50,989	47,1778	30,8444		MIN	52,6222	45,6044	42,2778	28,1222
AVG	66,6519978	55,61859227	51,30182779	33,03627441		AVG	55,1884592	48,67169402	45,03602538	29,73139038
STD DEV	2,934725958	3,488687497	3,288616334	1,547081732		STD DEV	1,960694432	2,587454083	2,259996689	0,938017942
c.of var. %	4,403057756	6,272520312	6,41032976	4,682978816		c.of var. %	3,552725444	5,316137307	5,018197477	3,15497503
RANGE	11,4334	14,5385	13,6111	5,9889		RANGE	7,0778	10,2308	8,7111	4,3556
i2						i7				
MAX	59,7	60,6813	54,2556	33,0222		MAX	70,5889	61,7582	59,7	41,1889
MIN	48,8111	46,1429	42,8222	27,0333		MIN	57,5222	48,8352	48,8111	33,5667
AVG	52,09359925	50,27982986	46,1610101	28,89504378		AVG	60,6952026	52,64892067	52,17364485	35,96716973
STD DEV	2,568511675	3,199898644	2,668776188	1,295241672		STD DEV	2,677760596	2,908653632	2,6483876	1,686588398
c.of var. %	4,930570573	6,364179539	5,781451018	4,482573836		c.of var. %	4,411815896	5,524621577	5,076102327	4,689244137
RANGE	10,8889	14,5384	11,4334	5,9889		RANGE	13,0667	12,923	10,8889	7,6222
i3						i8				
MAX	70,5889	65,5275	60,7889	38,4667		MAX	58,0667	57,4505	56,9778	43,9111
MIN	60,7889	50,989	47,7222	32,4778		MIN	50,9889	47,7582	47,1778	37,3778
AVG	64,01851825	54,76250486	51,22213872	34,10540256		AVG	53,43473497	50,99374604	50,13487267	39,46551632
STD DEV	2,689428814	3,646041163	3,298097914	1,491008653		STD DEV	1,980829705	2,686970212	2,737742336	1,734844173
c.of var. %	4,201016968	6,657915251	6,438813366	4,371766762		c.of var. %	3,707007634	5,269215189	5,460754541	4,395848159
RANGE	9,8	14,5385	13,0667	5,9889		RANGE	7,0778	9,6923	9,8	6,5333
i4						i9				
MAX	71,6778	65,5275	58,0667	37,9222		MAX	64,6	61,7582	62,4222	46,0889
MIN	62,4222	50,4505	46,6333	33,0222		MIN	54,8	49,9121	49,9	39,0111
AVG	65,67739489	54,56528712	49,99866152	34,98675668		AVG	57,77060952	53,71267374	53,79913344	41,36442909
STD DEV	2,391875196	3,362316385	2,904462672	1,16907729		STD DEV	2,566018097	3,230376443	3,259447967	1,681603114
c.of var. %	3,641854553	6,162006217	5,809080851	3,341485181		c.of var. %	4,441736236	6,014179185	6,058551054	4,065336211
RANGE	9,2556	15,077	11,4334	4,9		RANGE	9,8	11,8461	12,5222	7,0778
i5						i10				
MAX	68,4111	63,9121	61,3333	37,9222		MAX	65,6889	62,2967	61,8778	45,5444
MIN	56,9778	49,9121	47,1778	30,3		MIN	56,9778	50,4505	49,9	37,9222
AVG	60,64030229	54,4196959	51,32740487	32,64581689		AVG	60,00565559	54,65281869	54,30659364	40,77065932
STD DEV	2,865696984	3,565737048	3,507662755	1,803297745		STD DEV	2,353547615	3,104913788	3,237071995	2,044114661
c.of var. %	4,725730043	6,552291388	6,833898506	5,523824847		c.of var. %	3,922209651	5,681159476	5,960734744	5,013690471
RANGE	11,4333	14	14,1555	7,6222		RANGE	8,7111	11,8462	11,9778	7,6222

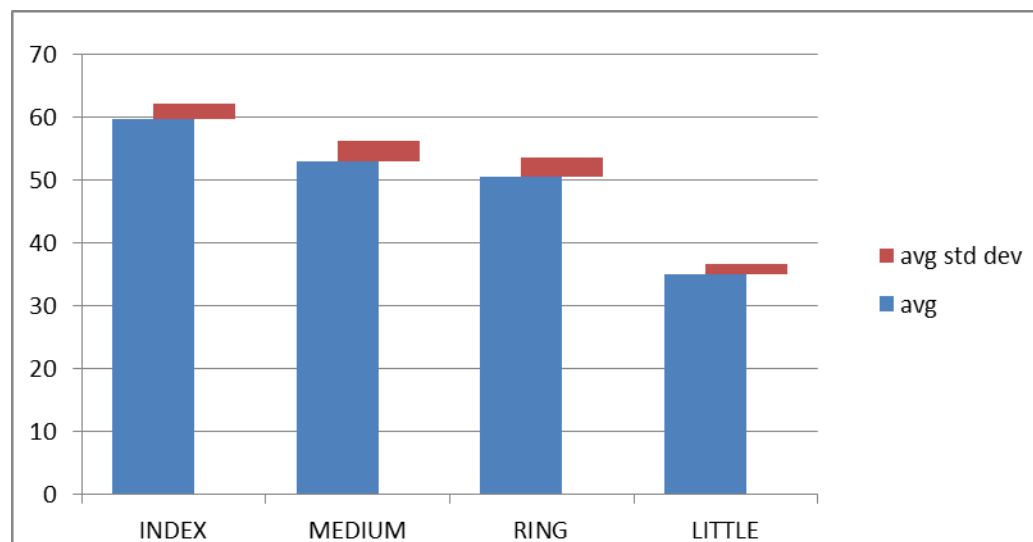
Πίνακας 5-2 Παρουσίαση των 10 επαναλήψεων του δεύτερου πειράματος επαναληψιμότητας

Στο πρώτο γράφημα, Σχήμα 5-11, παρουσιάζεται ο μέσος όρος του εύρους των τιμών μαζί με την τυπική απόκλιση από τον μέσο όρο. Το μεγαλύτερο εύρος τιμών παρατηρείται στο μεσαίο (medium) δάχτυλο ενώ το μικρότερο στο μικρό. Η τιμή της τυπικής απόκλισης είναι σχεδόν ίδια για τον δείκτη και τον μεσαίο, λίγο μικρότερη στον παράμεσο και η μικρότερη στο μικρό δάχτυλο. Η μέγιστη τιμή της τυπικής απόκλισης δεν ξεπερνά τις 1,84 μονάδες.

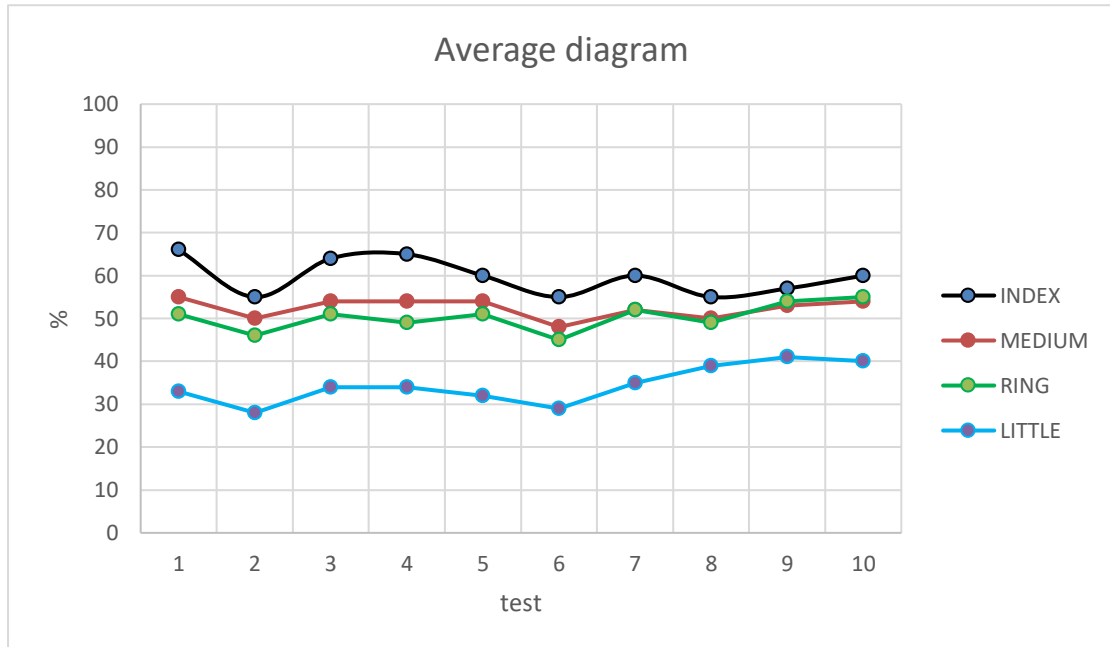


Σχήμα 5-11 Σχέση μέσου όρου εύρους τιμών με την τυπική απόκλιση εύρους τιμών

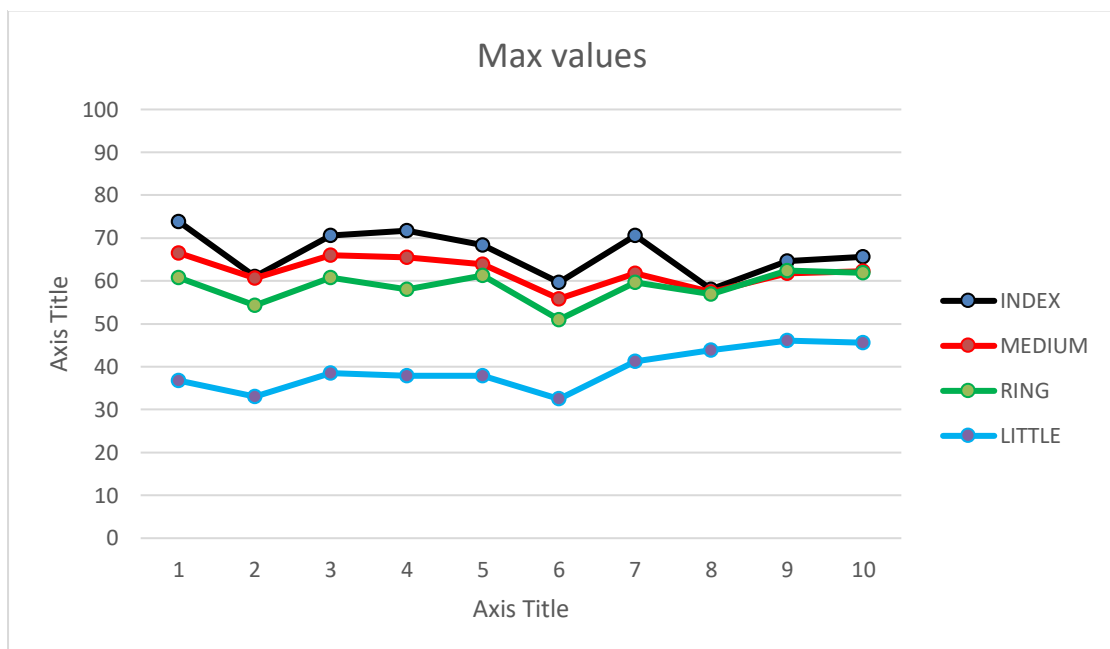
Στο Σχήμα 5-12 παρουσιάζεται η σχέση του μέσου όρου των μέγιστων τιμών για κάθε δάχτυλο και η αντίστοιχη τυπική απόκλιση. Μέγιστη τιμή εμφανίζεται στον δείκτη, με 59,6% και η μικρότερη στο μικρό, με 35,1%. Η τυπική απόκλιση δεν ξεπερνά τις 3,2 μονάδες.



Σχήμα 5-12 Σχέση μέσου όρου με την τυπική απόκλιση



Σχήμα 5-13 Διάγραμμα των μέσων όρων κάθε δαχτύλου για κάθε επανάληψη του πειράματος



Σχήμα 5-14 Διάγραμμα των μέγιστων τιμών κάθε δαχτύλου για κάθε επανάληψη του πειράματος

Από τα δύο παραπάνω πειράματα μπορούμε να συμπεράνουμε πως οι συγκεκριμένοι αισθητήρες είναι ικανοί να δώσουν αξιόπιστα δεδομένα κατά την χρήση του γαντιού από τον χρήστη. Η επαναληψιμότητα των αισθητήρων κρίνεται

ικανοποιητική ως ένα βαθμό, δεδομένου της φυσικής τους φθοράς ύστερα από μεγάλο αριθμό λυγισμάτων.

5.2 Καταγραφή προόδου ασθενούς.

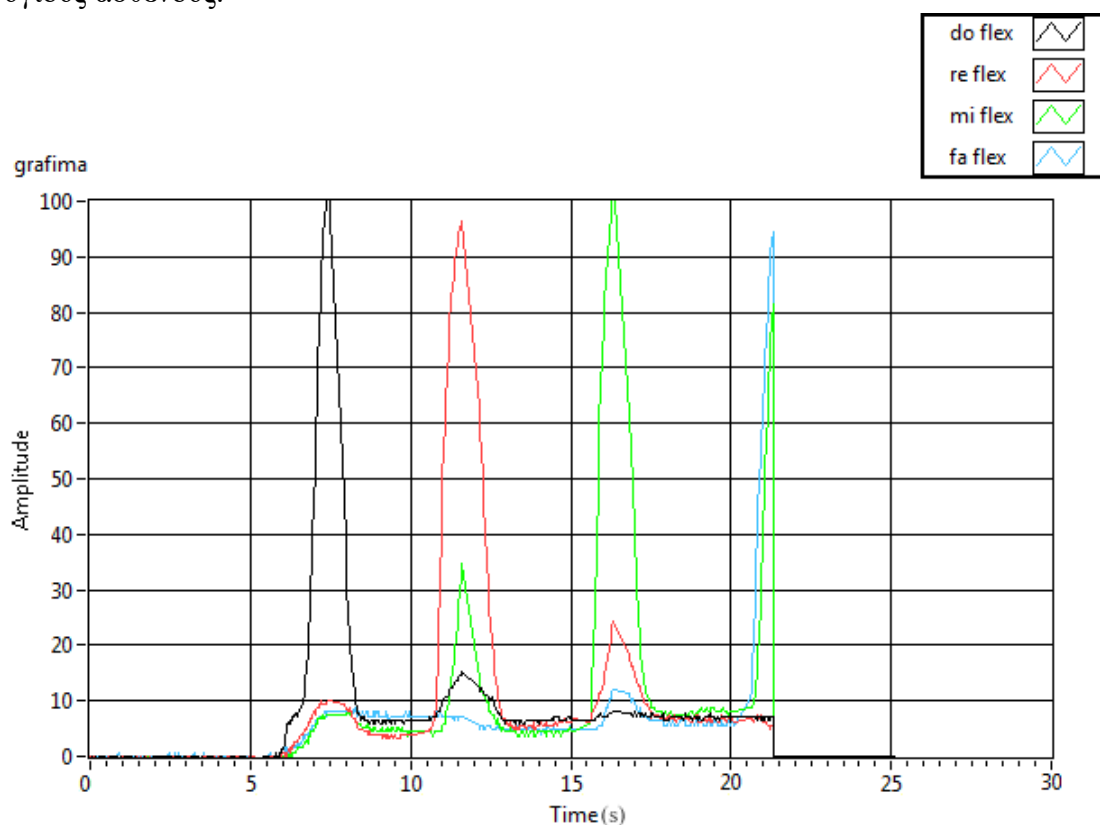
Ο κύριος στόχος του πρότυπου γαντιού είναι η ανάδειξη της βελτίωσης της λεπτής κινητικότητας στα δάχτυλα του ασθενούς μέσω πιλοτικής έρευνας (pilot control). Τα επόμενα πειράματα πραγματοποιήθηκαν σε χρήστες που προσποιούνταν πως αρχικά είχαν δυσκολία στην κίνηση των άκρων. Κάθε μέρα που πραγματοποιούσαμε το πείραμα στον ίδιο χρήστη, αυτός προσποιοούνταν πως επανακτά όλο και περισσότερο την κινητικότητα στα άκρα. Οι μέγιστες τιμές κάμψης που κατέγραφαν οι αισθητήρες ολοένα και αυξάνονταν. Αυτήν την τεχνητή πρόοδο, θα δείξουμε μέσω γραφημάτων με 3 διαφορετικούς χρήστες.

Στην αρχή του πειράματος, όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο, γίνεται εκκίνηση VI, το οποίο ελέγχει το μέγιστο σημείο κάμψης του κάθε δαχτύλου του χρήστη για να εξακριβώσουμε την κατάσταση ευλυγισίας του. Στην συνέχεια, ξεκινάει το κυρίως πρόγραμμα με την εισαγωγή ανοχής για κάθε δάχτυλο χωριστά λαμβάνοντας υπόψιν τις μετρήσεις από πριν. Υπάρχει περίπτωση στην πάροδο των ημερών, κάποιο δάχτυλο να παρουσιάσει αρνητική πρόοδο η και καμία, οπότε η ανοχή μπορεί και να μικραίνει ή να παραμένει ίδια. Με την κάμψη του δαχτύλου πέραν της τιμής της ανοχής ακούγεται η νότα, χωρίς να χρειάζεται φυσική επαφή του δαχτύλου με τον αντίχειρα. Με την πάροδο των ημερών και την βελτίωση της κινητικότητας, η ανοχή αυξάνει (ή μικραίνει ή παραμένει ίδια) μέχρι ο χρήστης να μπορέσει να παίζει κάθε νότα ακουμπώντας κάθε δάχτυλο με τον αντίχειρα.

Χρήστης Α. (Υγιής)

Θέλοντας να συγκρίνουμε το αποτέλεσμα των πειραμάτων των υποτιθέμενων ασθενών με έναν υγιή ασθενή, υλοποιήσαμε ένα πείραμα που δείχνει τα αποτελέσματα ενός χρήστη χωρίς πρόβλημα κίνησης των δαχτύλων του.

Στο Σχήμα 5-15 μπορούμε να δούμε τις μετρήσεις και τους χρόνους ενός υγιούς ασθενούς.



Σχήμα 5-15 Γράφημα που αναπαριστά έναν υγιή χρήστη

Στον παρακάτω Πίνακα 5-3 παρατηρούμε πως η μέγιστη τιμή που δίνουν οι αισθητήρες κάμψης φτάνει σχεδόν το 100%. Η ολοκλήρωση της μελωδίας επιτυγχάνεται μέσα σε 21 δευτερόλεπτα. Οι επόμενοι χρήστες καλούνται με την πάροδο του χρόνου να φτάσουν και αυτοί με την σειρά τους παρόμοια αποτελέσματα.

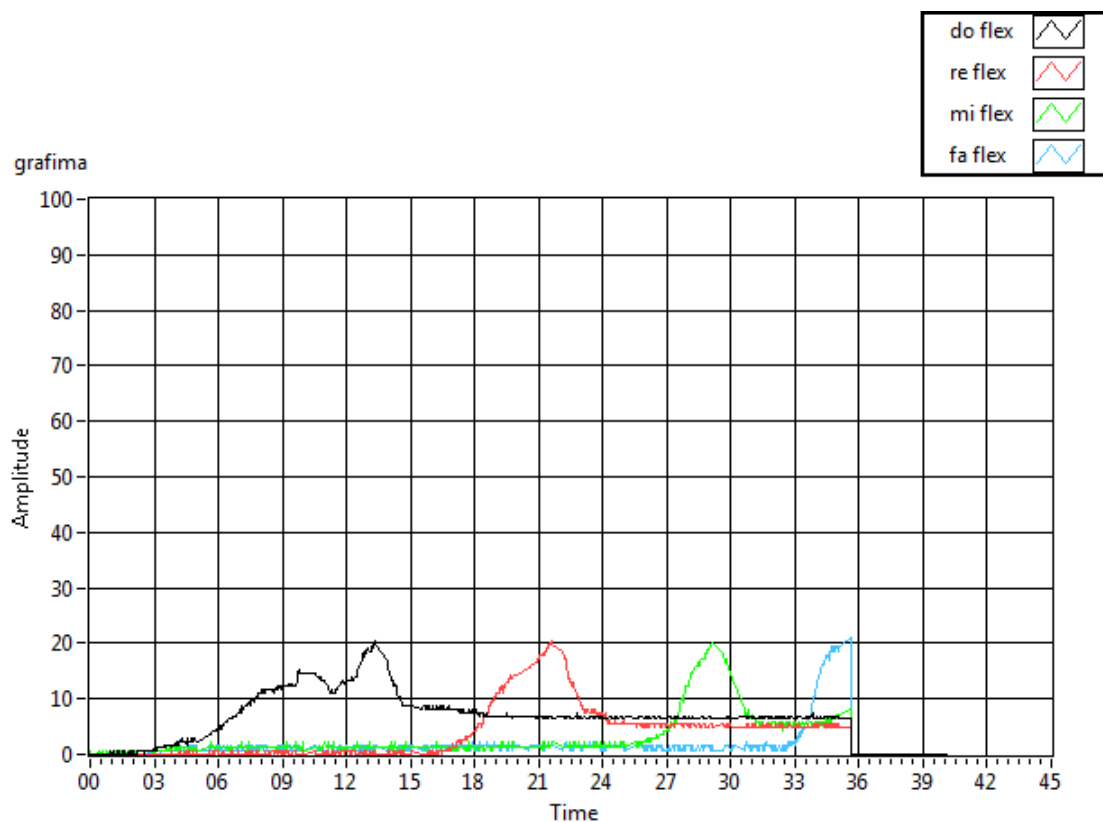
	INDEX	MEDIUM	RING	LITTLE
MAX	99,4476	96,4838	97,6302	94,4481
ROW (max)	117	205	223	435
TIME (max)	00:07,3	00:11,6	00:16,2	00:21,3

Πίνακας 5-3 Μέγιστες τιμές υγιούς χρήστη

Χρήστης Β.

Παρακάτω φαίνονται οι μετρήσεις και τα γραφήματα για κάθε ημέρα των πειραμάτων με τον Χρήστη Β.

Ημέρα 1^η.

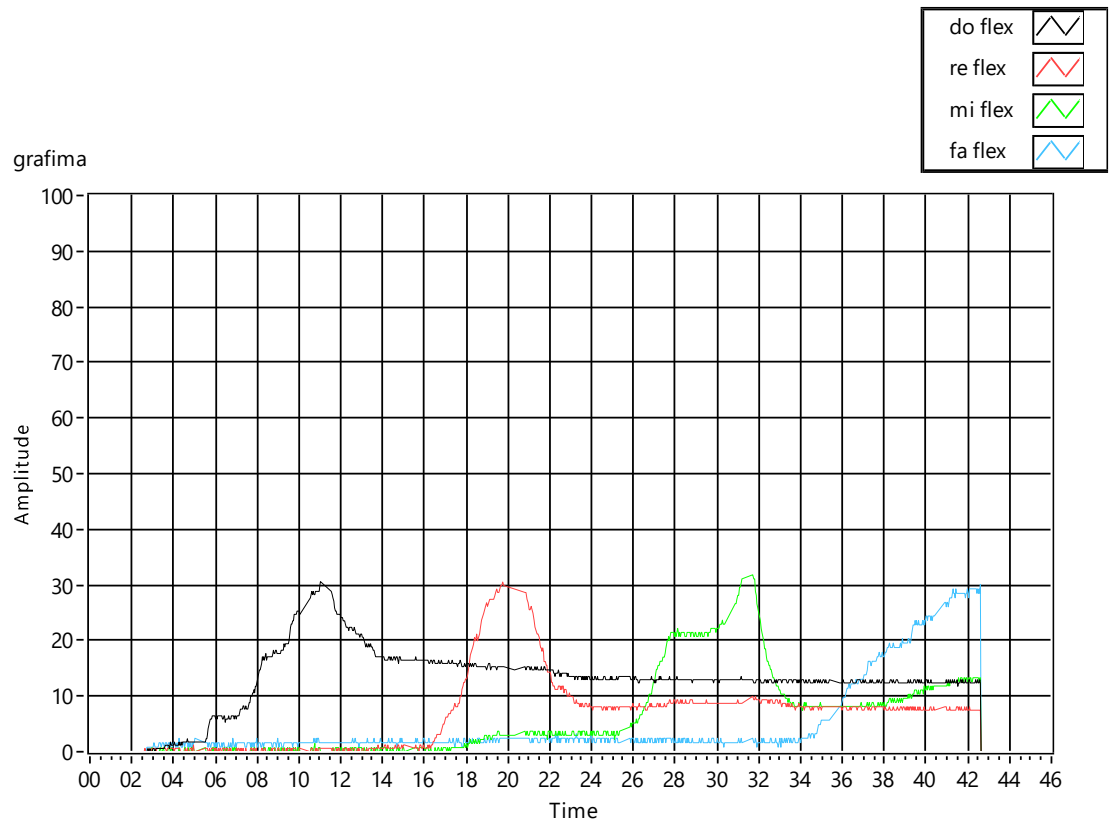


Σχήμα 5-16 Γράφημα πειράματος πρώτης ημέρας

	INDEX	MEDIUM	RING	LITTLE
MAX	20,3561	20,4192	20,2599	20,9885
Avg	9,129291994	9,933816202	5,618291213	10,58983303
STD DEV	4,544361153	6,130939306	5,238964307	6,696517331
TIME (max)	13,3177	21,5792	29,1036	35,613

Πίνακας 5-4 Αποτελέσματα πειράματος πρώτης ημέρας (μέγιστες τιμές, τυπική απόκλιση και χρόνος)

Ημέρα 2^η.

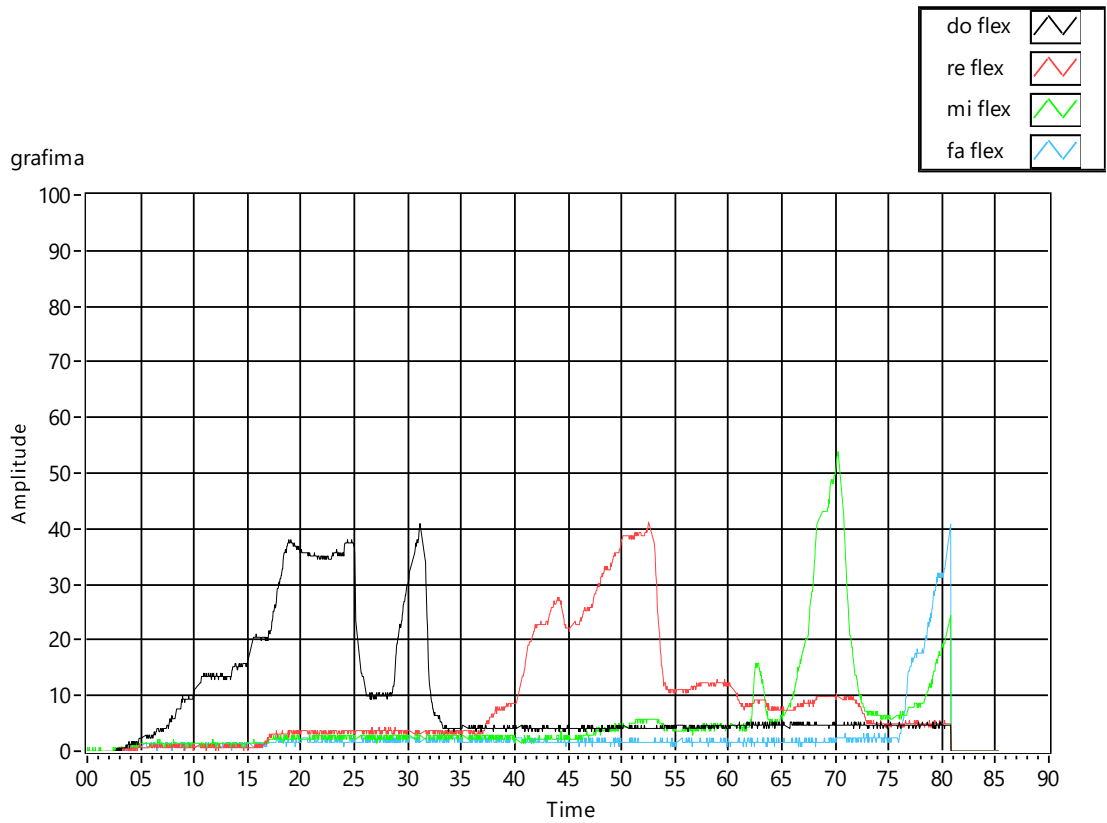


Σχήμα 5-17 Γράφημα πειράματος δεύτερης ημέρας

	INDEX	MEDIUM	RING	LITTLE
MAX	30,5993	30,5083	31,8038	30,1113
avg	11,57057122	5,688992805	5,571731459	4,562084045
STD DEV	6,631789927	6,117377421	7,195994214	7,579609195
TIME (max)	11,0326	19,7491	31,7108	42,6034

Πίνακας 5-5 Αποτελέσματα δεύτερης ημέρας

Ημέρα 3^η.

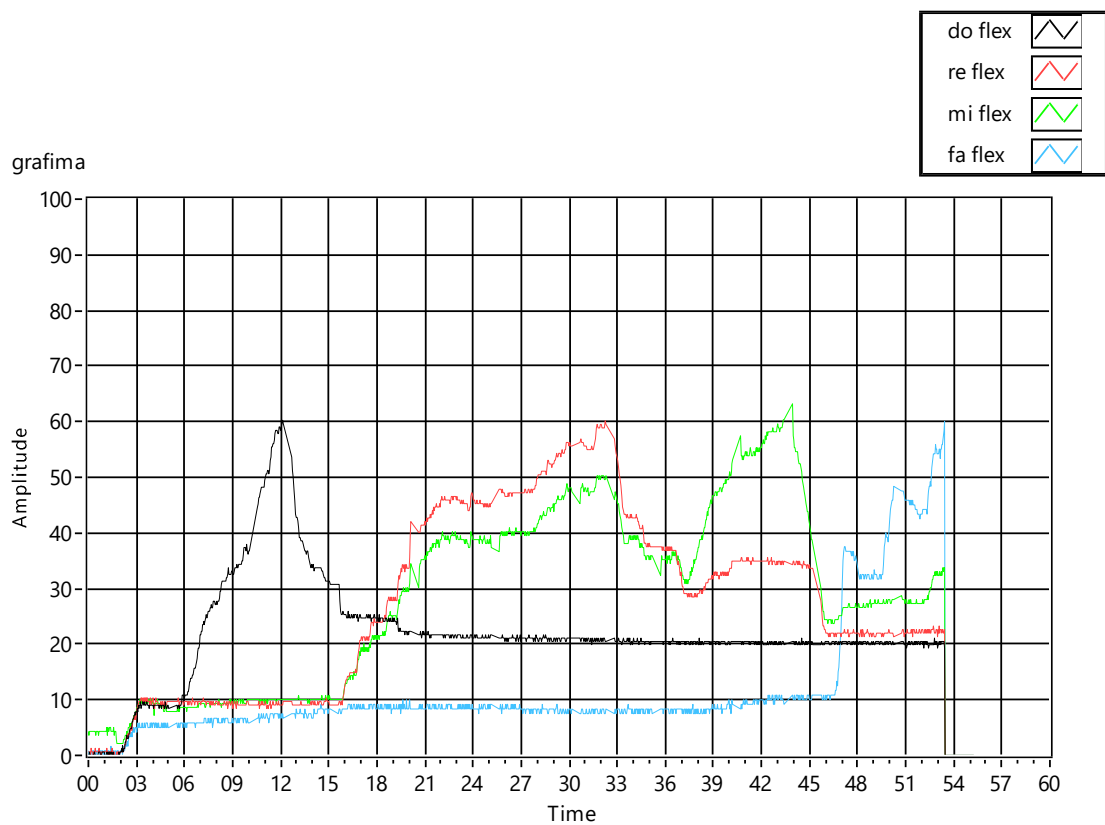


Σχήμα 5-18 Γράφημα πειράματος τρίτης ημέρας

	INDEX	MEDIUM	RING	LITTLE
MAX	40,9503	41,2023	53,8777	40,84
avg	8,588959722	7,971118777	4,938923152	2,47371821
STD DEV	9,941123322	9,798526826	7,980981314	4,89309663
TIME (max)	31,1417	52,53	70,273	80,8096

Πίνακας 5-6 Αποτελέσματα πειράματος τρίτης ημέρας

Ημέρα 4^η.

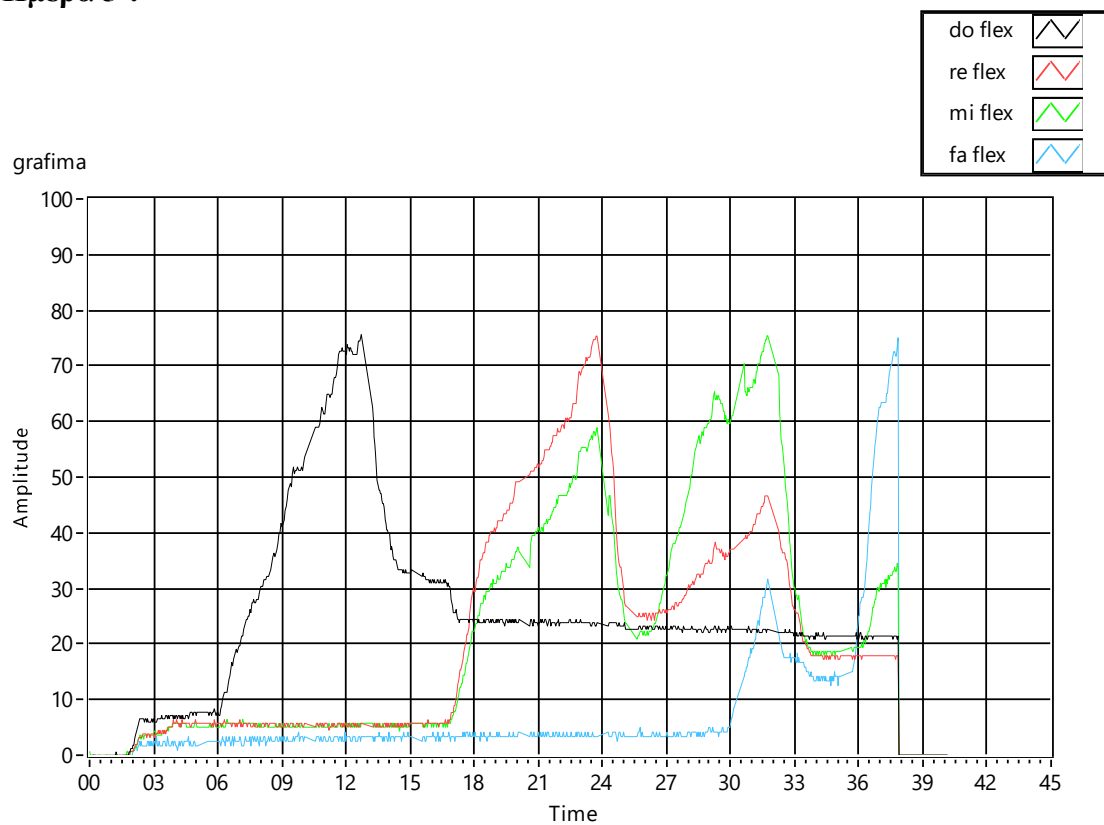


Σχήμα 5-19 Γράφημα πειράματος τέταρτης ημέρας

	INDEX	MEDIUM	RING	LITTLE
MAX	60,2632	60,1505	63,2165	60,0613
avg	19,87406505	25,41009861	26,70485528	10,97395122
STD DEV	10,49061196	16,68952193	16,76556336	11,74212899
TIME (max)	12,1196	32,2458	43,9415	53,425

Πίνακας 5-7 Αποτελέσματα τέταρτης ημέρας

Ημέρα 5^η.

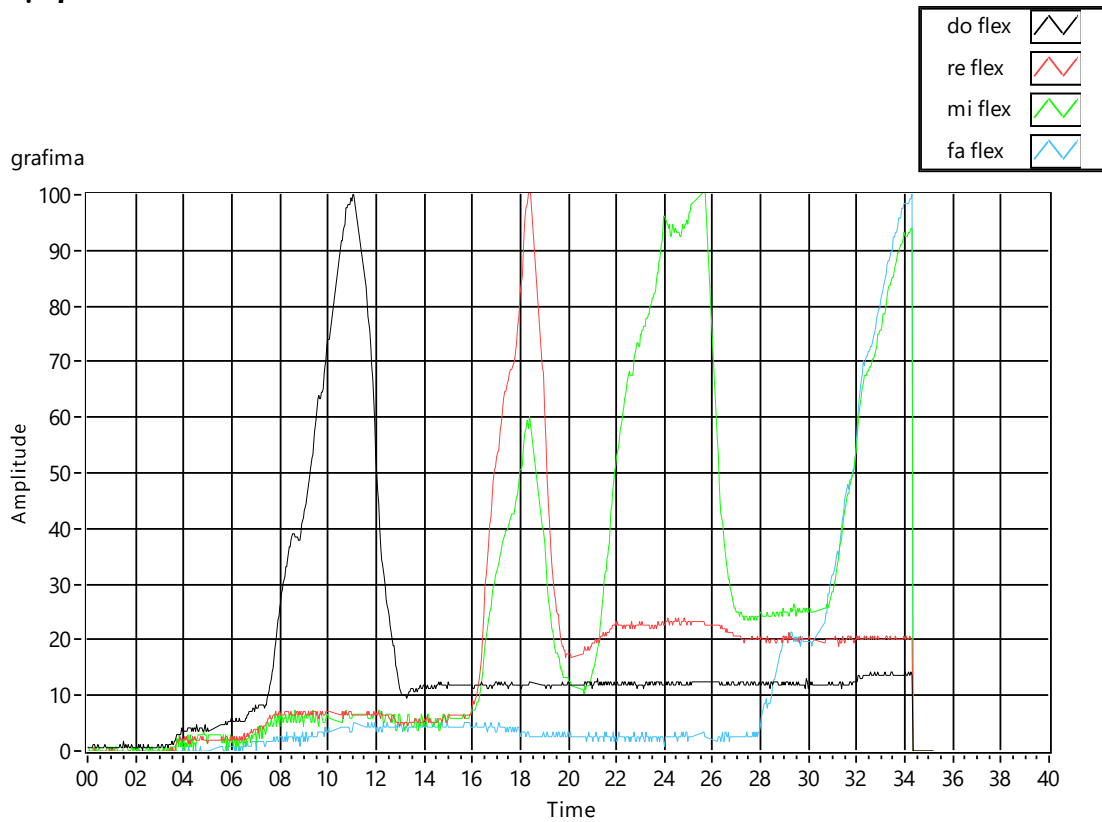


Σχήμα 5-20 Γράφημα πειράματος πέμπτης ημέρας

	INDEX	MEDIUM	RING	LITTLE
MAX	75,6228	75,3453	75,4288	75,0766
avg	23,04584318	19,26417619	20,37798176	7,715065088
STD DEV	16,43336569	18,9935297	20,73965186	13,14193015
TIME (max)	12,7107	23,7083	31,7068	37,8431

Πίνακας 5-8 Αποτελέσματα πειράματος πέμπτης ημέρας

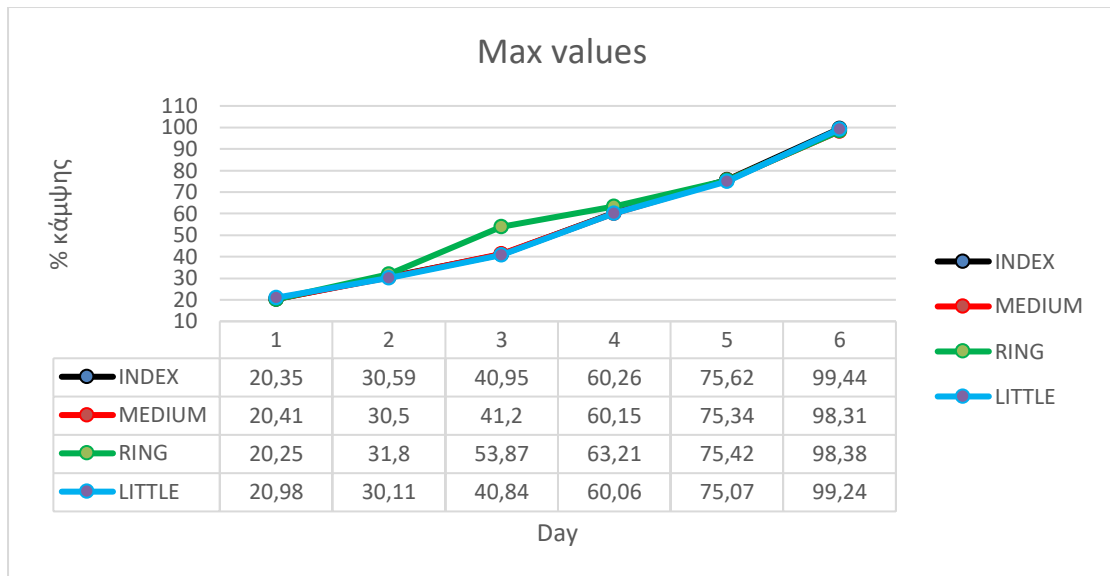
Ημέρα 6^η.



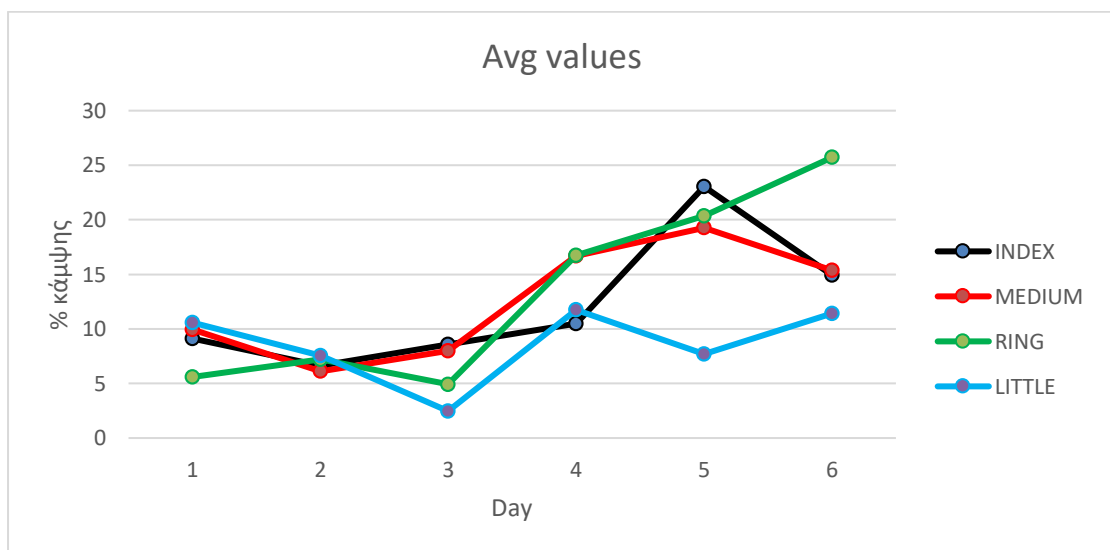
Σχήμα 5-21 Γράφημα πειράματος έκτης ημέρας

	INDEX	MEDIUM	RING	LITTLE
MAX	99,4443	98,3105	98,3818	99,2492
avg	14,95738867	15,3688779	25,71335188	11,39074011
STD DEV	17,0399808	15,03838929	29,57683484	22,28380976
TIME (max)	10,9566	18,288	25,1034	34,2049

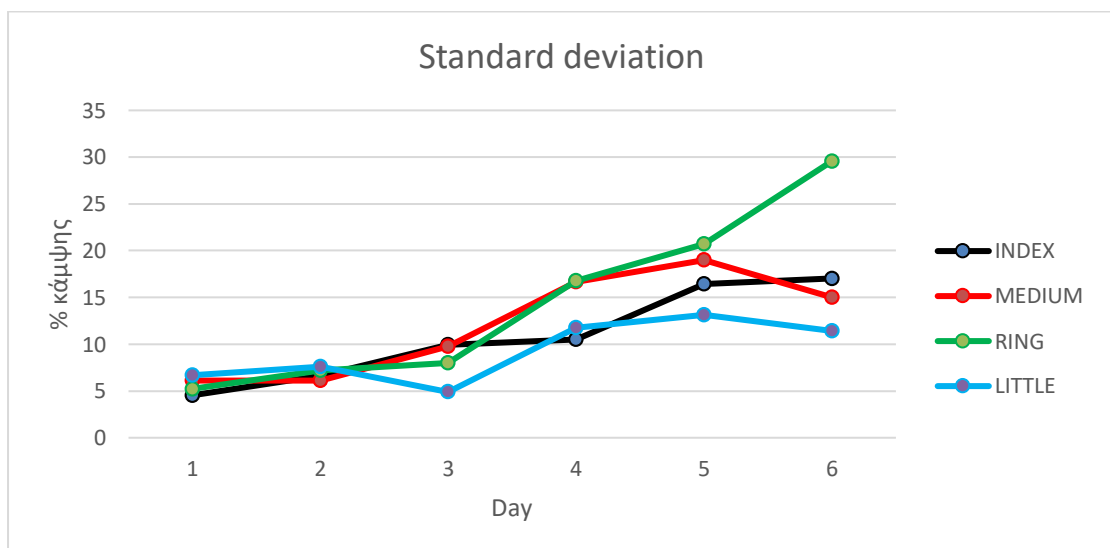
Πίνακας 5-9 Αποτελέσματα πειράματος έκτης ημέρας



Σχήμα 5-22 Γράφημα μέγιστων τιμών κάμψης συναρτήσει ημερών του πειράματος



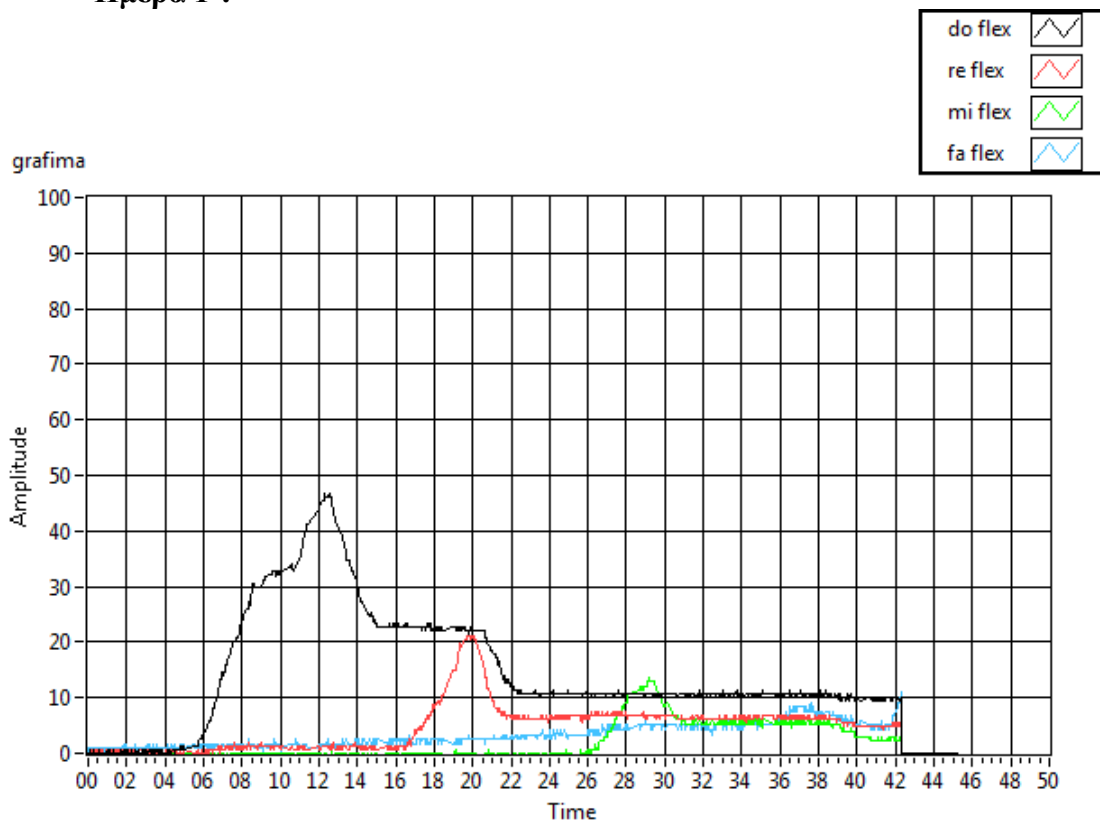
Σχήμα 5-23 Γράφημα μέσων όρων συναρτήσει ημερών του πειράματος



Σχήμα 5-24 Γράφημα τυπικών αποκλίσεων συναρτήσει των ημερών του πειράματος

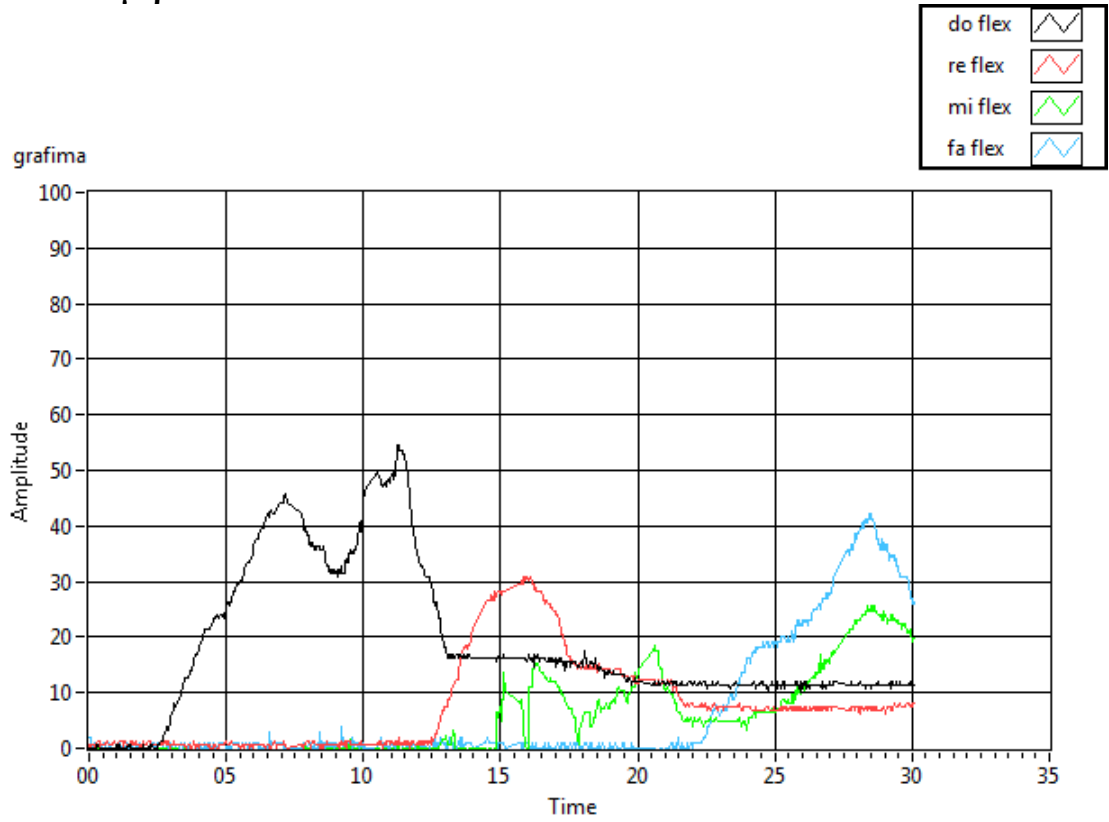
Παρατηρούμε και συμπεραίνουμε πως ο ασθενής μέσα σε έξι μέρες βελτίωσε αποτελεσματικότητα την κινητικότητα των άκρων του. Οι μέγιστες τιμές πλησιάζουν το 100% και φαίνεται η βελτίωση, μέρα παρά μέρα, όλων των δαχτύλων. Πρόκειται για μια ιδανική περίπτωση, κατά την οποία υπάρχει σταθερή και ομαλή, ταυτόχρονη βελτίωση της λεπτής κινητικότητας σε όλα τα δάχτυλα.

**Χρήστης Γ.
Ημέρα 1^η.**



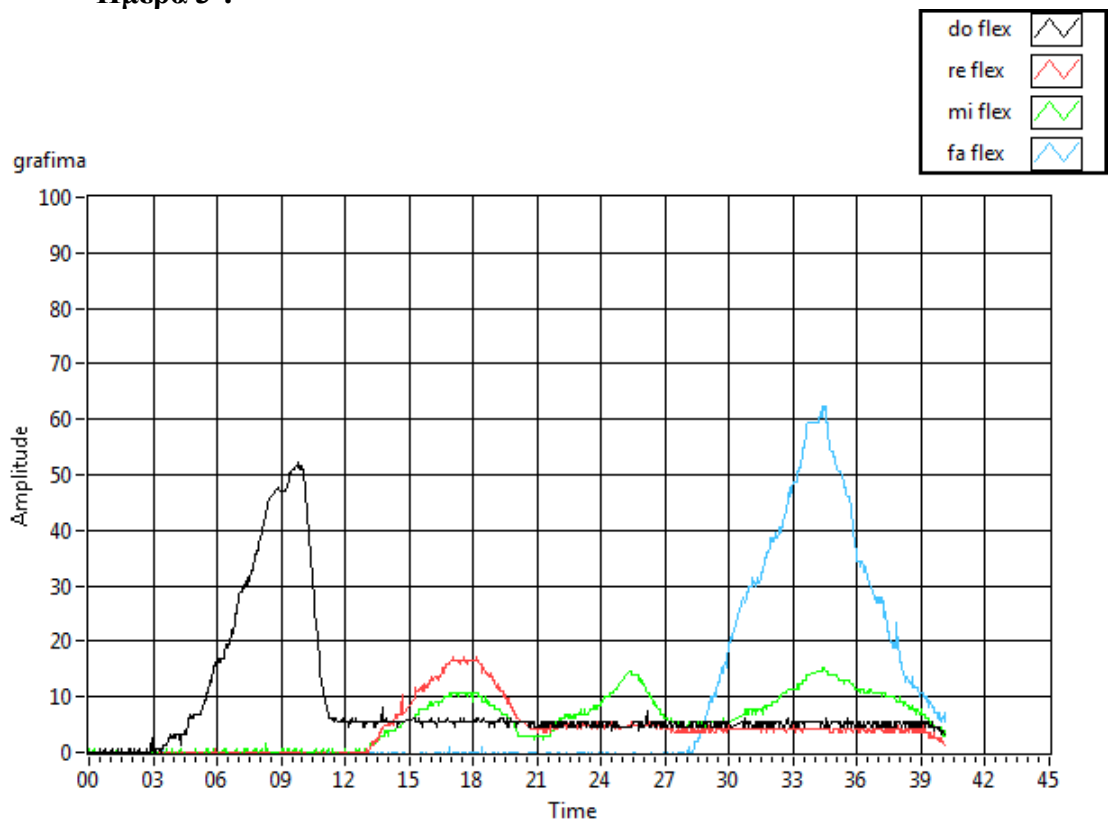
Σχήμα 5-25 Γράφημα πειράματος πρώτης ημέρας

Ημέρα 2^η.



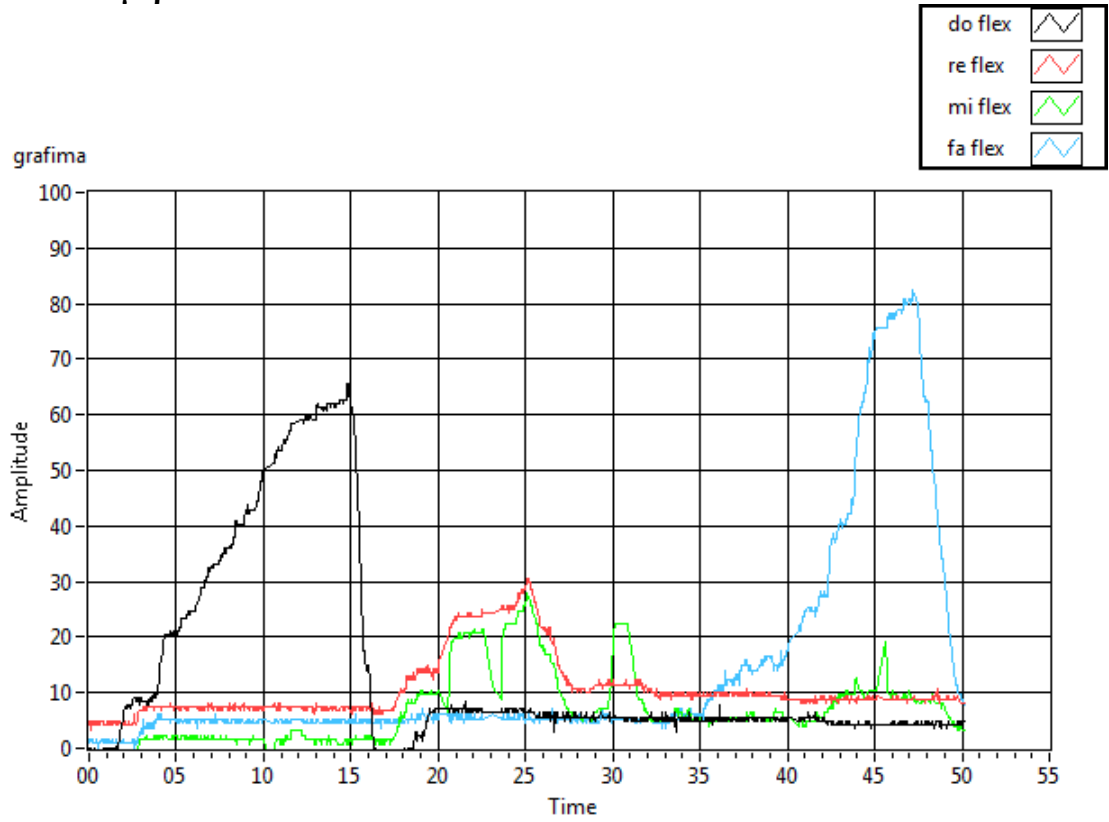
Σχήμα 5-26 Γράφημα πειράματος δεύτερης ημέρας

Ημέρα 3^η.



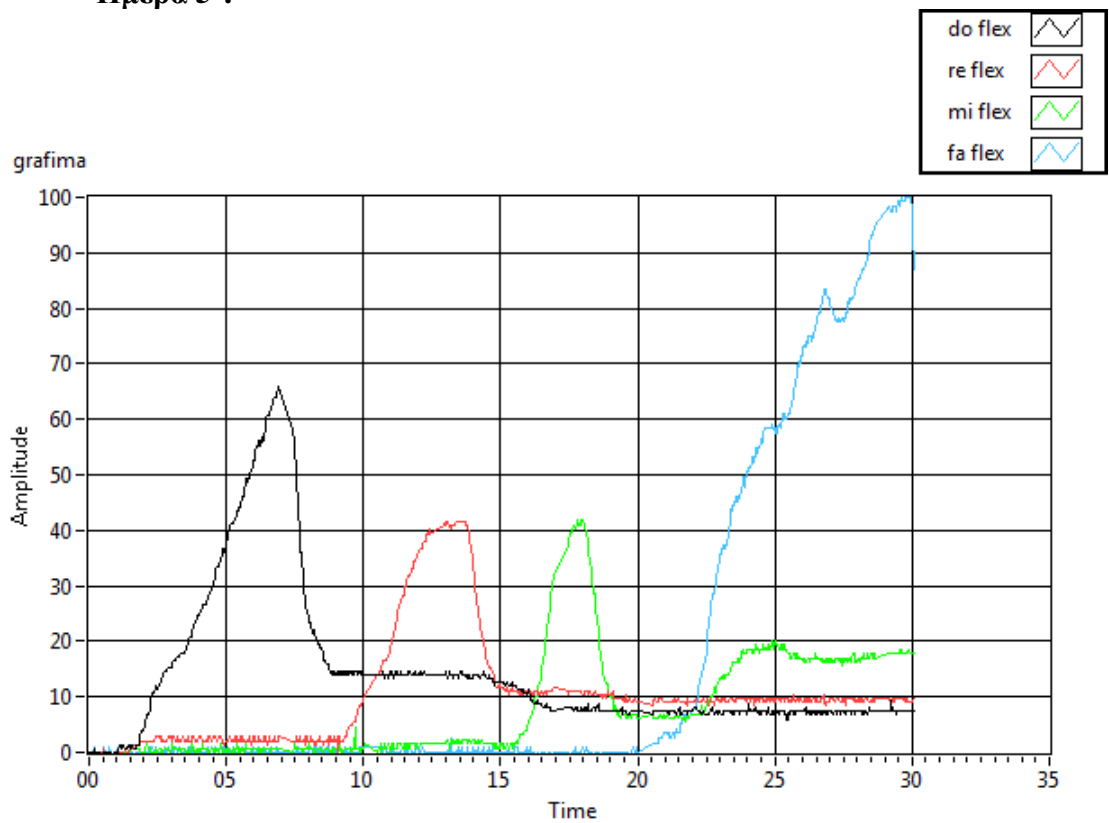
Σχήμα 5-27 Γράφημα πειράματος τρίτης ημέρας

Ημέρα 4^η.

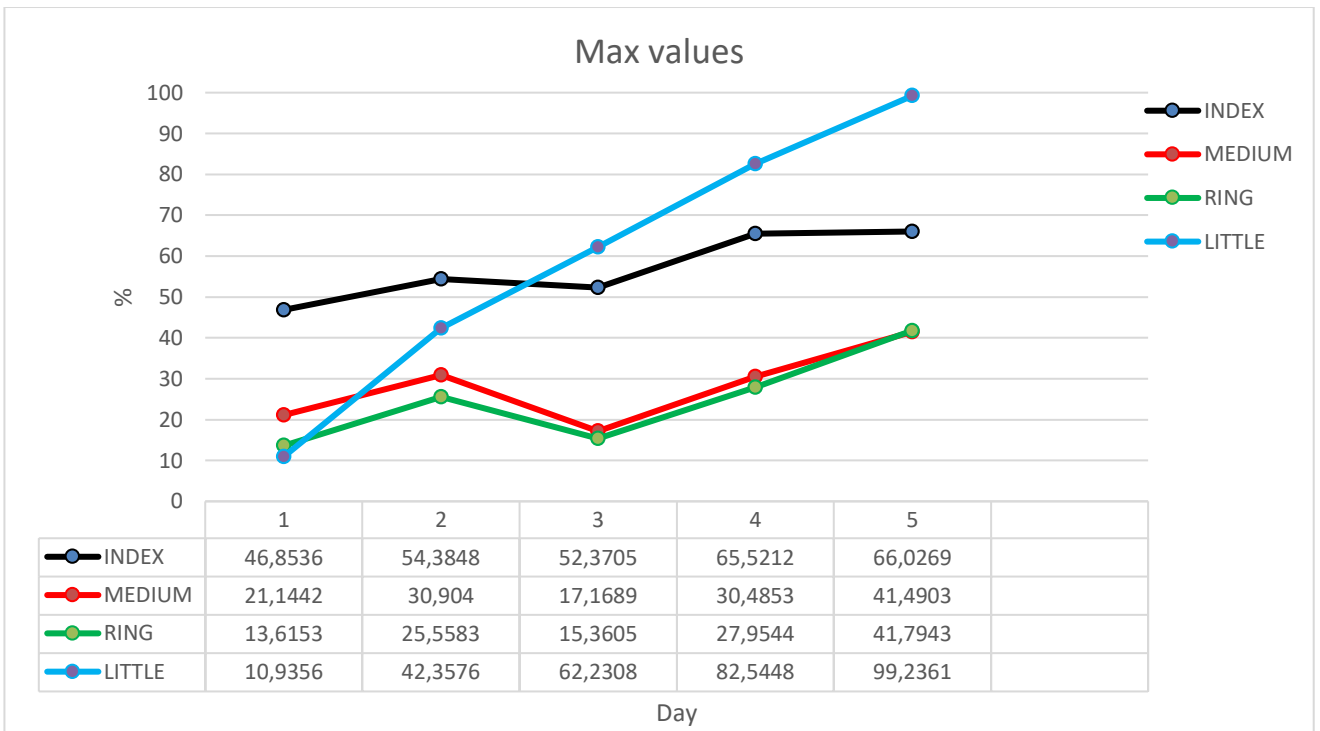


Σχήμα 5-28 Γράφημα πειράματος τέταρτης ημέρας

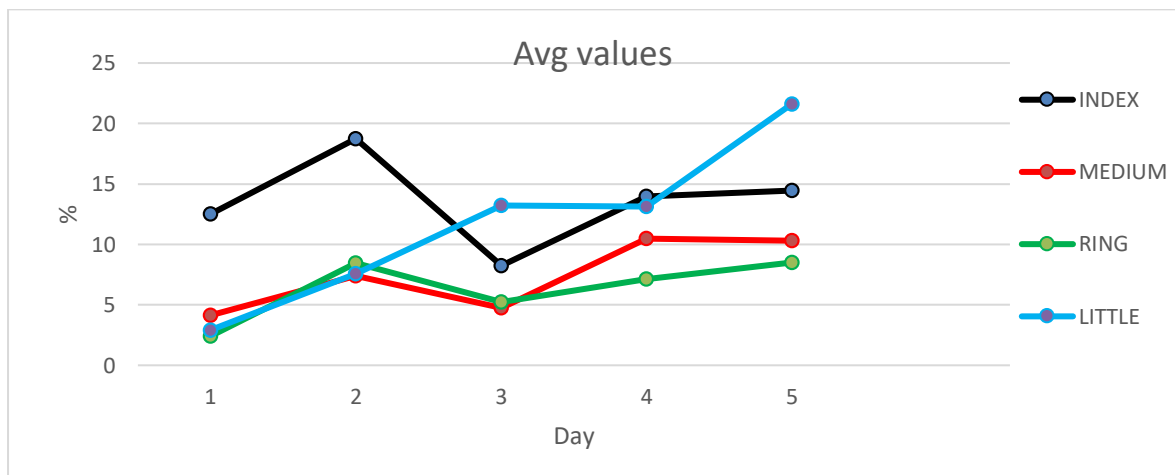
Ημέρα 5^η.



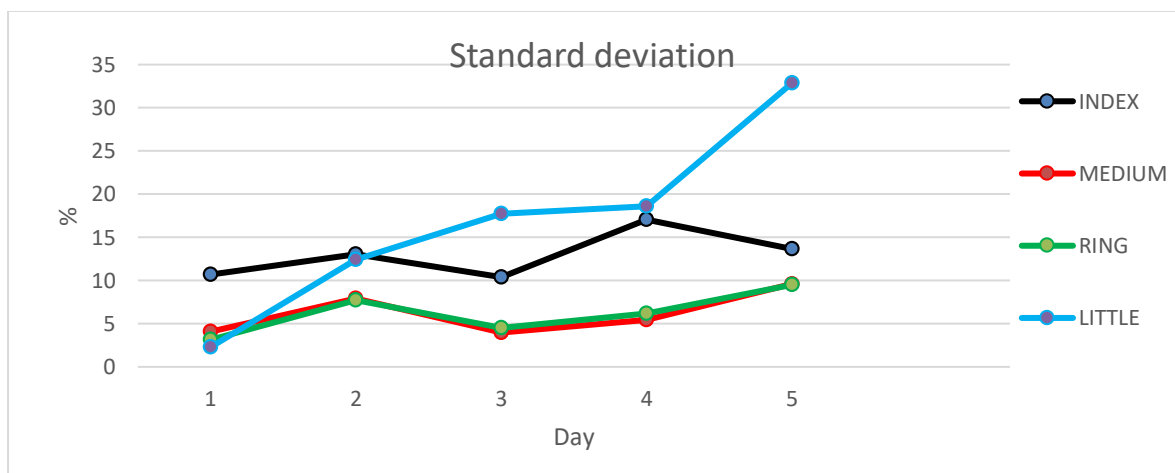
Σχήμα 5-29 Γράφημα πειράματος πέμπτης ημέρας



Σχήμα 5-30 Γράφημα μέγιστων τιμών κάμψης συναρτήσει ημερών του πειράματος



Σχήμα 5-31 Γράφημα μέσων όρων συναρτήσει ημερών του πειράματος



Σχήμα 5-32 Γράφημα τυπικών αποκλίσεων συναρτήσει ημερών του πειράματος

Όπως φαίνεται στο σχήμα 5-30, ο συγκεκριμένος χρήστης παρουσίασε αισθητή βελτίωση στο μικρό δάχτυλο και μικρή βελτίωση στον δείκτη. Στο μεσαίο και παράμεσο δάχτυλο, υπήρξε πολύ μικρή βελτίωση συνοδευόμενη και από επιδείνωση την τρίτη μέρα.

5.3 Συμπεράσματα – επίτευξη στόχων σχεδιαστικών προδιαγραφών

Από τα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν και από τις μετρήσεις που πήραμε, μπορούμε να βγάλουμε ένα συμπέρασμα. Το πρότυπο γάντι που φτιάξαμε, είναι σίγουρα καινοτόμο και ικανό να καταγράψει την πρόοδο και την βελτίωση της κάμψης των δαχτύλων ενός ημιπληγικού ασθενούς. Το σημείο που μπορεί να βελτιωθεί είναι η ακρίβεια των μετρήσεων. Για καλύτερα αποτελέσματα, θα χρειαζόμασταν πιο ακριβούς αισθητήρες, πιο μεγάλους σε μέγεθος και σε αριθμό. Ώντας περιορισμένοι οικονομικά, πιστεύουμε πως έχουμε επιτύχει τους στόχους που θέσαμε εξ αρχής. Η επαναληψιμότητα των μετρήσεων και η ανάδειξη της βελτίωσης ήταν οι βασικοί μας στόχοι που πετύχαμε. Η χρήση του γαντιού ασύρματα απέτυχε, για λόγους που αναφέραμε στο 2^ο κεφάλαιο. Συμπερασματικά, το γάντι μας σαφώς και μπορεί να βελτιωθεί περαιτέρω. Η χρήση του από γιατρούς και φυσιοθεραπευτές, θα βοηθούσε σημαντικά στην ταχύτερη ψυχολογική και σωματική ανάρρωση των ημιπληγικών ασθενών.

Η χρήση του ηχητικού ερεθίσματος μαζί με την δόνηση στα δάχτυλα, προς υπόδειξη της νότας που πρέπει να παιχτεί, πιστεύουμε πως συμβάλλουν αισθητά στην βελτίωση της κατάστασης του ασθενούς. Η χρήση του γαντιού σε πραγματικό ασθενή με ημιπληγία και σε μεγαλύτερο βάθος χρόνου θα μπορούσε να αποδείξει αυτήν την θεωρία. Διαδοχικά πειράματα, χωρίς μουσική και χωρίς δόνηση, χωρίς μουσική με δόνηση, με μουσική χωρίς δόνηση, με μουσική και με δόνηση, καθώς και χρήση πιο περίπλοκων αλληλουχιών νοτών θα μπορούσαν να μας δώσουν συγκεκριμένα αποτελέσματα. Βασιζόμενοι σε αυτά, θα δείχναμε πως η χρήση της μουσικής υποχρεώνει υποσυνείδητα τον ασθενή να σκεφτεί, να αναγκαστεί να απομνημονεύσει και να ενεργοποιήσει συγκεκριμένους τομείς του εγκεφάλου για την επίτευξη της εκάστοτε μουσικής άσκησης. Πιστεύουμε πως καθ' αυτόν τον τρόπο η βελτίωση της ημιπληγίας θα ήταν ταχύτερη και αποτελεσματικότερη.

6.1 Εξελίξεις στις εμπλεκόμενες τεχνολογίες

- Μικρότερο μέγεθος και κόστος ηλεκτρονικών εξαρτημάτων.
- Εικονική πραγματικότητα (VR)

6.2 Προτεινόμενες βελτιώσεις

- Οπτικές ίνες αντί για αισθητήρες κάμψης
- Χειρισμός μέσω smartphone
- Απομακρυσμένος έλεγχος και online συνεδρίες από γιατρό (ασύρματη σύνδεση wifi)
- Μετρήσεις και δεδομένα να αποθηκεύονται online
- Ο ήχος να ακούγεται από ηχείο ή ακουστικό Bluetooth
- Να παίζονται όλες οι νότες και να μπορεί να εισαχθεί οποιαδήποτε μελωδία για παίξιμο ανάλογα με την πείρα του χρήστη
- Διάφορα μεγέθη γαντιού
- Κατασκευή και για τα δύο χέρια
- Όσο δυνατόν λεπτότερο και ελαφρύτερο γάντι για ευκολία χρήσης σε καθημερινές εργασίες στο σπίτι.
- Παίξιμο συγχορδιών
- Air piano με δύο χέρια

6.3 Προβλέψεις μελλοντικών εφαρμογών

- Passive learning, εκμάθηση πιάνου υποσυνείδητα.
- Εμφύτευμα ηλεκτρονικής συσκευής στο χέρι.
- Χρήση κάμερας για τις ασκήσεις και αναγνώριση κινήσεων.
- Εκτέλεση των ασκήσεων μέσω εικονικής πραγματικότητας (VR).

Παραρτήματα

Φύλλα δεδομένων αισθητηρίων και ηλεκτρονικών στοιχείων



Product Overview

The Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328 ([datasheet](#)). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Uno differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega8U2 programmed as a USB-to-serial converter.

"Uno" means one in Italian and is named to mark the upcoming release of Arduino 1.0. The Uno and version 1.0 will be the reference versions of Arduino, moving forward. The Uno is the latest in a series of USB Arduino boards, and the reference model for the Arduino platform; for a comparison with previous versions, see the [index of Arduino boards](#).

Index

Technical Specifications	Page 2
How to use Arduino Programming Environment, Basic Tutorials	Page 6
Terms & Conditions	Page 7
Environmental Policies half sqm of green via Impatto Zero®	Page 7



radiospares

RADIONICS



Technical Specification

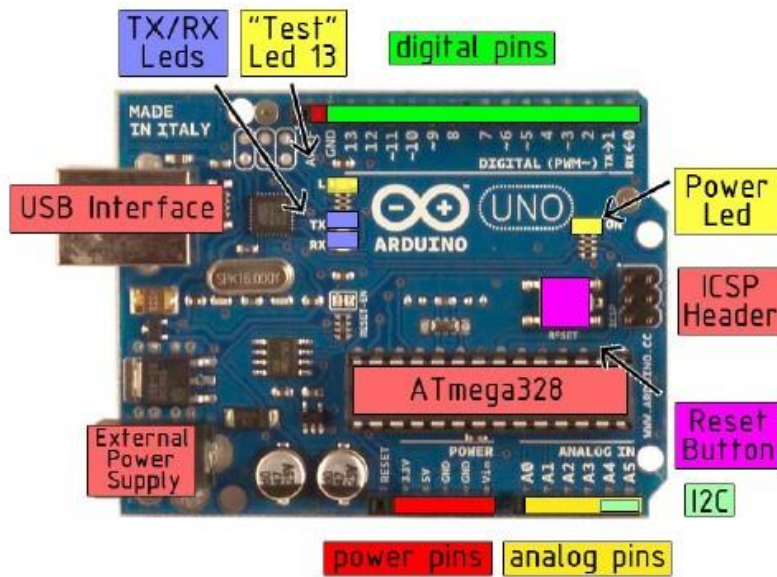


EAGLE files: [arduino-duemilanove-uno-design.zip](#) Schematic: [arduino-uno-schematic.pdf](#)

Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz

the board



radiospares **RADIONICS**





FLEX SENSOR FS

Special Edition Length

Features

- Angle Displacement Measurement
- Bends and Flexes physically with motion device
- Possible Uses
 - Robotics
 - Gaming (Virtual Motion)
 - Medical Devices
 - Computer Peripherals
 - Musical Instruments
 - Physical Therapy
- Simple Construction
- Low Profile

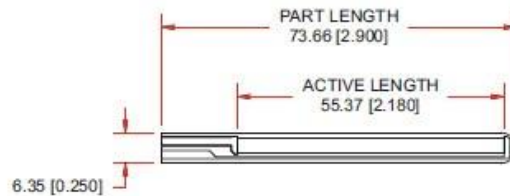
Mechanical Specifications

- Life Cycle: >1 million
- Height: $\leq 0.43\text{mm}$ (0.017")
- Temperature Range: -35°C to $+80^{\circ}\text{C}$

Electrical Specifications

- Flat Resistance: 25K Ohms
- Resistance Tolerance: $\pm 30\%$
- Bend Resistance Range: 45K to 125K Ohms (depending on bend radius)
- Power Rating : 0.50 Watts continuous. 1 Watt Peak

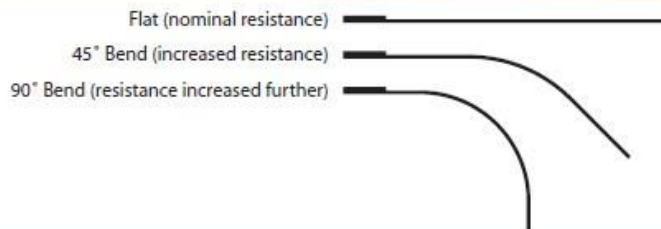
Dimensional Diagram - Stock Flex Sensor

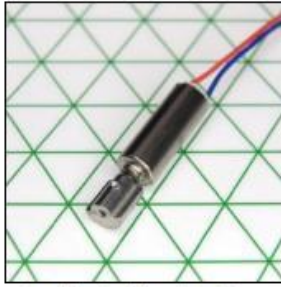


How to Order - Stock Flex Sensor



How It Works





4mm Vibration Motor - 11mm Type
Shown on 6mm Isometric Grid



Product Data Sheet
Pico Vibe™
4mm Vibration Motor - 11mm Type

Model: 304-101

Ordering Information

The model number 304-101 fully defines the model, variant and additional features of the product. Please quote this number when ordering.
For stocked types, testing and evaluation samples can be ordered directly through our online store.

Datasheet Versions

It is our intention to provide our customers with the best information available to ensure the successful integration between our products and your application. Therefore, our publications will be updated and enhanced as improvements to the data and product updates are introduced.

To obtain the most up-to-date version of this datasheet, please visit our website at:

www.precisionmicrodrives.com

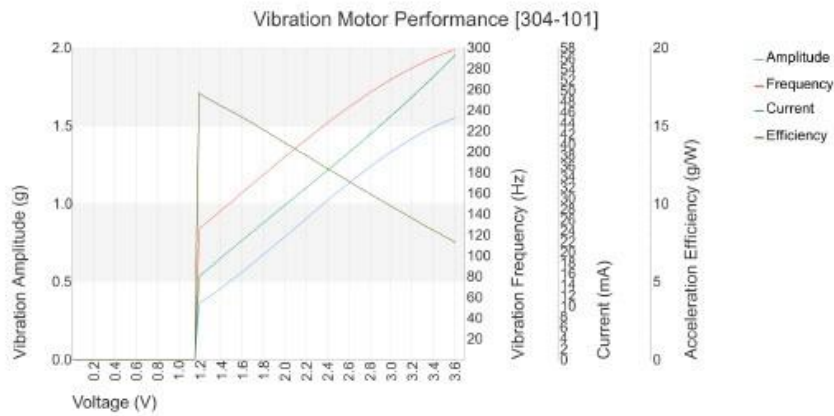
The version number of this datasheet can be found on the bottom left hand corner of any page of the datasheet and is referenced with an ascending R-number (e.g. R002 is newer than R001). Please contact us if you require a copy of the engineering change notice between revisions.

If you have any questions, suggestions or comments regarding this publication or need technical assistance, please contact us via email at: enquiries@precisionmicrodrives.com or call us on +44 (0) 1932 252 482

Key Features

Body Diameter:	4 mm [+/- 0.2]
Body Length:	10.6 mm [+/- 0.2]
Ecc. Weight Radius:	2 mm [+/- 0.2]
Ecc. Weight Length:	4 mm [+/- 0.2]
Shaft Orientation:	Inline
Rated Operating Voltage:	3 V
Rated Vibration Speed:	15,000 rpm [+/- 3,000]
Typical Rated Operating Current:	48 mA
Typical Norm. Amplitude:	1.2 G

Typical Vibration Motor Performance Characteristics



TOSHIBA Bipolar Digital Integrated Circuit Silicon Monolithic

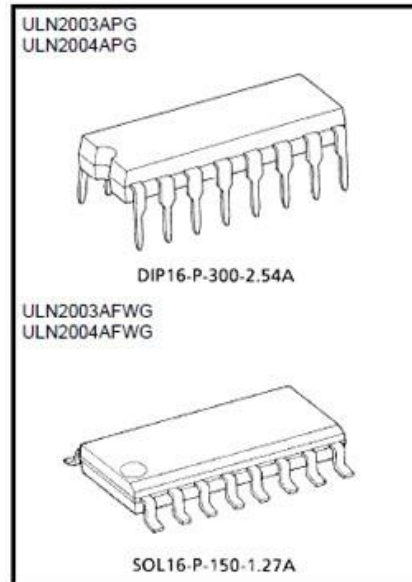
**ULN2003APG,ULN2003AFWG
ULN2004APG,ULN2004AFWG**

7-ch Darlingtion Sink Driver

The ULN2003APG/AFWG Series are high-voltage, high-current darlington drivers comprised of seven NPN darlington pairs. All units feature integral clamp diodes for switching inductive loads. Applications include relay, hammer, lamp and display (LED) drivers.

Features

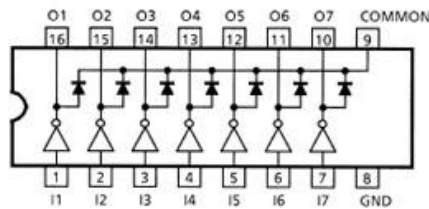
- Output current (single output): 500 mA max
- High sustaining voltage output: 50 V min
- Output clamp diodes
- Inputs compatible with various types of logic
- Package Type-APG: DIP-16pin
- Package Type-AFWG: SOL-16pin



Weight
 DIP16-P-300-2.54A : 1.11 g (typ.)
 SOL16-P-150-1.27A: 0.15 g (typ.)

Type	Input Base Resistor	Designation
ULN2003APG/AFWG	2.7 kΩ	TTL, 5 V CMOS
ULN2004APG/AFWG	10.5 kΩ	6 to 15 V PMOS, CMOS

Pin Connection (top view)





Dual Low Power Operational Amplifiers

Utilizing the circuit designs perfected for recently introduced Quad Operational Amplifiers, these dual operational amplifiers feature 1) low power drain, 2) a common mode input voltage range extending to ground/VEE, 3) single supply or split supply operation and 4) pinouts compatible with the popular MC1558 dual operational amplifier. The LM158 series is equivalent to one-half of an LM124.

These amplifiers have several distinct advantages over standard operational amplifier types in single supply applications. They can operate at supply voltages as low as 3.0 V or as high as 32 V, with quiescent currents about one-fifth of those associated with the MC1741 (on a per amplifier basis). The common mode input range includes the negative supply, thereby eliminating the necessity for external biasing components in many applications. The output voltage range also includes the negative power supply voltage.

- Short Circuit Protected Outputs
- True Differential Input Stage
- Single Supply Operation: 3.0 V to 32 V
- Low Input Bias Currents
- Internally Compensated
- Common Mode Range Extends to Negative Supply
- Single and Split Supply Operation
- Similar Performance to the Popular MC1558
- ESD Clamps on the Inputs Increase Ruggedness of the Device without Affecting Operation

Affecting Operation

MAXIMUM RATINGS (TA = +25°C, unless otherwise noted.)

Rating	Symbol	LM258 LM358	LM2904 LM2904V	Unit
Power Supply Voltages				Vdc
Single Supply	VCC	32	26	
Split Supplies	VCC, VEE	±16	±13	
Input Differential Voltage Range (Note 1)	VIDR	±32	±26	Vdc
Input Common Mode Voltage Range (Note 2)	VICR	-0.3 to 32	-0.3 to 26	Vdc
Output Short Circuit Duration	tSC	Continuous		
Junction Temperature	TJ	150		°C
Storage Temperature Range	Tstg	-55 to +125		°C
Operating Ambient Temperature Range	TA			°C
LM258		-25 to +85	-	
LM358		0 to +70	-	
LM2904		-	-40 to +105	
LM2904V		-	-40 to +125	

NOTES: 1. Split Power Supplies.

2. For Supply Voltages less than 32 V for the LM258/358 and 26 V for the LM2904, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

LM358, LM258,
LM2904, LM2904V

DUAL DIFFERENTIAL INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SEMICONDUCTOR
TECHNICAL DATA

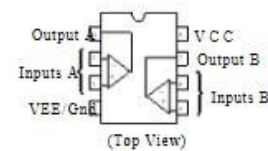


N SUFFIX
PLASTIC PACKAGE
CASE 626



D SUFFIX
PLASTIC PACKAGE
CASE 751
(SO-8)

PIN CONNECTIONS



ORDERING INFORMATION

Device	Operating Temperature Range	Package
LM2904D	TA = -40° to +105°C	SO-8
LM2904N		Plastic DIP
LM2904VD	TA = -40° to +125°C	SO-8
LM2904VN		Plastic DIP
LM258D	TA = -25° to +85°C	SO-8
LM258N		Plastic DIP
LM358D	TA = 0° to +70°C	SO-8
LM358N		Plastic DIP

Βιβλιογραφία

1. Langhorne, P., J. Bernhardt, and G. Kwakkel, *Stroke rehabilitation*. The Lancet, 2011. **377**(9778): p. 1693-1702.
2. Johansson, B.B., *Brain plasticity and stroke rehabilitation: the Willis lecture*. Stroke, 2000. **31**(1): p. 223-230.
3. Carr, J. and R. Shepherd, *Νευρολογική Αποκατάσταση: Βελτιστοποίηση των κινητικών επιδόσεων*. Μετάφραση από τα Αγγλικά στα Ελληνικά από Κατσουλάκης ΚΔ Επιστημονικές Εκδόσεις Παρισιάνου ΑΕ, 2004.
4. Winters, J.M., et al., *Human performance and rehabilitation technologies*, in *Biomechanics and neural control of posture and movement*. 2000, Springer. p. 493-515.
5. Dipietro, L., A.M. Sabatini, and P. Dario, *Evaluation of an instrumented glove for hand-movement acquisition*. Journal of rehabilitation research and development, 2003. **40**(2): p. 179.
6. Wells, L.K. and J. Travis, *LabVIEW for everyone: graphical programming made even easier*. 1997: Prentice-Hall.
7. Schwartz, M. and O. Manickum, *Programming Arduino with LabVIEW*. 2015: Packt Publishing Ltd.
8. Bouzit, M., et al., *The Rutgers Master II-new design force-feedback glove*. IEEE/ASME Transactions on mechatronics, 2002. **7**(2): p. 256-263.
9. Estes, T., D. Backus, and T. Starner. *A wearable vibration glove for improving hand sensation in persons with spinal cord injury using passive haptic rehabilitation*. in *Proceedings of the 9th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*. 2015. ICST (Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering).
10. Park, S. and S. Jayaraman, *Enhancing the quality of life through wearable technology*. IEEE Engineering in medicine and biology magazine, 2003. **22**(3): p. 41-48.
11. Simone, L.K. and D.G. Kamper, *Design considerations for a wearable monitor to measure finger posture*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2005. **2**(1): p. 5.
12. Wise, S., et al., *Evaluation of a fiber optic glove for semi-automated goniometric measurements*. Journal of Rehabilitation Research and Development, 1990. **27**(4): p. 411.