



**ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ**

**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ**

**ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ «ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ  
ΑΥΤΟΜΑΤΙΣΜΟΥ»**

**ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΜΗΧΑΝΩΝ**

**Σχεδιασμός νάρθηκα αποκατάστασης κινητικότητας άκρας χείρας  
έπειτα από Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο**

Διπλωματική εργασία

ΜΑΡΙΑ ΑΝΤΩΝΙΟΥ

Επιβλέπων: Αναπληρωτής Καθηγητής Β. Σπιτάς

Αθήνα 2021



## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η παρούσα μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία πραγματοποιήθηκε στο Εργαστήριο Στοιχείων Μηχανών της σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών Ε.Μ.Π. κατά το ακαδημαϊκό έτος 2020-2021. Η υλοποίηση αυτής της εργασίας δε θα ήταν δυνατή χωρίς την καταλυτική συνεισφορά μιας σειράς προσώπων.

Ως εκ τούτου, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου Δρ. Β. Σπιτά, για τη δυνατότητα που μου έδωσε να πραγματοποιήσω την παρούσα εργασία και για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε καθόλη τη διάρκεια εκπόνησής της.

Συνεχίζοντας, θα ήταν παράλειψη εκ μέρους μου να μην ευχαριστήσω τον υποψήφιο Διδάκτωρ κ. Χρήστο Βακουφτσή για την άψογη συνεργασία που είχαμε, για τον χρόνο που διέθεσε για την εργασία αυτή, τις γνώσεις, τις συμβουλές και τη διαρκή του ενθάρρυνση. Ευχαριστώ επίσης τον υποψήφιο Διδάκτωρ κ. Γιώργο Βασιλείου για τον χρόνο που αφιέρωσε και την βοήθειά του στη δημιουργία διαφορετικών μηχανισμών νάρθηκα. Επιπρόσθετα θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Διδάκτωρ κ. Γιώργο Καϊσαρλή από το Εργαστήριο Ταχείας Κατασκευής Πρωτοτύπων και Εργαλείων & Αντίστροφου Σχεδιασμού του Τομέα ΜΚ&ΑΕ της Σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών, για την πολύτιμη συμμετοχή του στην υλοποίηση της εργασίας.

Τέλος, δεν θα μπορούσαν να μην πω ένα μεγάλο ευχαριστώ στους δικούς μου ανθρώπους για την ανεκτίμητη υποστήριξή τους όλα αυτά τα χρόνια.



## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η σχεδίαση ενός εξωσκελετικού συστήματος αποκατάστασης ασθενών από εγκεφαλικό επεισόδιο και άλλες ασθένειες, που δημιουργούν ακαμψία των χεριών ή και σπαστικότητα. Στόχος της συγκεκριμένης πρότασης είναι η παραγωγή ενός προϊόντος με τρισδιάστατη εκτύπωση, που θα μπορεί να ανταπεξέλθει με ασφάλεια στην αποκατάσταση του ασθενούς, ενώ ταυτόχρονα θα παρέχει ευκολία στην παραγωγή και μικρό κόστος, έτσι ώστε να είναι ανταγωνιστικό σε σχέση με τα αντίστοιχα προϊόντα που υπάρχουν στην αγορά. Αρχικά περιγράφεται η διαδικασία που ακολουθήθηκε για την μοντελοποίηση ενός αξιόπιστου μοντέλου νάρθηκα. Στη συνέχεια αναλύεται η προτεινόμενη τροποποίηση της γεωμετρίας του, αφότου πραγματοποιηθεί στατική ανάλυση με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Επιπρόσθετα, πραγματοποιείται πειραματική διερεύνηση για την βελτιστοποίηση του σχεδιασμού, ως προς τη διαστατική ακρίβεια και την αντοχή του. Τέλος παρουσιάζονται τα συμπεράσματα της μελέτης και προτείνονται τρόποι για μελλοντική βελτίωση του μοντέλου.

## Περιεχόμενα

1. Εισαγωγή.....	8
2. Στάθμη Γνώσεων.....	10
2.1 Εισαγωγή.....	10
2.2 Εγκεφαλικό επεισόδιο και σπαστικότητα.....	12
2.3 Ανατομία ανθρώπινου χεριού.....	12
2.4 Κινηματικό μοντέλο ανθρώπινου χεριού.....	14
2.4.1 Υπολογισμός μέγιστων γωνιών κατά την κίνηση του χεριού.....	15
2.4.2 Δύναμη πιασίματος χεριού.....	15
2.4.3 Στόχοι σχεδίασης του εξωσκελετικού συστήματος.....	16
2.5 Είδη ρομποτικών συστημάτων αποκατάστασης από εγκεφαλικό επεισόδιο .....	16
3. Δημιουργία Μοντέλου Νάρθηκα Αποκατάστασης Εγκεφαλικού Επεισοδίου.....	18
3.1 Εισαγωγή.....	18
3.2 Προϋπάρχοντα μοντέλα.....	19
3.3 Σχεδίαση διαφορετικών μοντέλων νάρθηκα.....	27
3.4 Επιλογή και σχεδίαση τελικού μοντέλου νάρθηκα.....	28
3.5 Επιλογή υλικού.....	31
4. Δημιουργία Μοντέλου Πεπερασμένων Στοιχείων.....	33
4.1 Εισαγωγή.....	33
4.2 Επιλογές μοντελοποίησης.....	33
5. Ανάλυση Αποτελεσμάτων Προσομοιώσεων.....	35
5.1 Έλεγχος πρώτων αποτελεσμάτων.....	35
5.2 Τελική δοκιμή αποδεκτού μοντέλου.....	36
6. Εκτύπωση τελικού μοντέλου.....	41
6.1 Εισαγωγή.....	41
6.2 Τεχνικές εκτύπωσης.....	42
6.2.1 Μέθοδοι εξώθησης υλικού (Material Extrusion).....	43
6.2.2 Προσθετική κατασκευή και ιατρική.....	44
6.3 Προκλήσεις κατά την παραγωγή προσθετικής κατασκευής.....	44
6.3.1 Επιλογή του κατάλληλου προσανατολισμού εκτύπωσης για αντοχή και παραλαβή των φορτίων.....	45
6.4 Πειραματική διερεύνηση για την επιλογή των ανοχών συναρμογής.....	46
6.4.1 Προσαρμογή των ανοχών σφάλματος και του προσανατολισμού στο μοντέλο νάρθηκα.....	50
7. Σύνοψη.....	54
7.1 Εισαγωγή.....	54
7.2 Συμπεράσματα.....	54
7.3 Μελλοντικές βελτιώσεις.....	55
8. Βιβλιογραφία.....	57
9. Παράρτημα.....	60
Μέρος 1.....	60
Μέρος 2.....	61
Μέρος 3.....	69



## Εισαγωγή

Οι ανάγκες θεραπείας αποκατάστασης έχουν αυξηθεί ραγδαία τα τελευταία χρόνια. Υπάρχουν δύο κυρίως λόγοι που συμβάλλουν σε αυτό. Ο πρώτος είναι το γεγονός ότι ο μέσος όρος ζωής του ανθρώπου έχει αυξηθεί σημαντικά, με αποτέλεσμα όλο και περισσότεροι ηλικιωμένοι να έχουν ανάγκες θεραπείας αποκατάστασης. Ο δεύτερος είναι το ότι, όχι μόνο ως αποτέλεσμα των γηράτων, όλο και περισσότεροι άνθρωποι πάσχουν από νευρολογικές και μυοσκελετικές ασθένειες όπως το εγκεφαλικό επεισόδιο, την νόσο Πάρκινσον και την οστεοαρθρίτιδα.

Από πλευρά αποκατάστασης, μια επιτυχημένη θεραπεία περιλαμβάνει έντονη και συνεχή σωματική άσκηση. Σε αυτό τον τομέα υπάρχουν ρομποτικά και μηχανικά εξωσκελετικά συστήματα, που παρέχουν παρατεταμένη και μεγάλης έντασης θεραπεία αποκατάστασης. Οι συσκευές αυτές κεντρίζουν το ενδιαφέρον των ερευνητών για θεραπεία αποκατάστασης, καθώς μπορούν να ελέγχουν και να διαχειρίζονται ξεχωριστά μέρη του σώματος, κινήσεις ή αρθρώσεις του ασθενούς.

Σύμφωνα με έρευνες, το 66% των ασθενών εγκεφαλικού επεισοδίου δε μπορούν να ανακτήσουν τη δυνατότητα κίνησης του τραυματισμένου χεριού έξι (6) μήνες μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο [1,2]. Σε κάποιες περιπτώσεις, η λειτουργία του χεριού μπορεί να μην επανέλθει ακόμα και μετά από έντονη θεραπεία αποκατάστασης. Επιπρόσθετα, τα εξωσκελετικά συστήματα μπορούν να χρησιμοποιηθούν βοηθητικά από τον χρήστη σε καθημερινές δραστηριότητες, όπως στην ενίσχυση της δύναμης πιασίματος αντικειμένων.

Οι νέες αυτές τεχνολογίες, ενώ αναπτύσσονται συνεχώς και χρησιμοποιούνται σε κλινικά περιβάλλοντα, καλούνται ακόμη να αντιμετωπίσουν τις προκλήσεις της αξιοπιστίας και του υψηλού κόστους. Θα πρέπει να έχουν την ευελιξία να ικανοποιούν πολλές διαφορετικές απαιτήσεις και την κοινωνική αποδοχή, όπως και να προσαρμόζονται στη χρήση από διαφορετικούς ασθενείς, με διαφορετικές απαιτήσεις.

Για όλους αυτούς τους λόγους, η προσαρμοστικότητα των εξωσκελετικών και των ρομποτικών συστημάτων παίζει βασικό ρόλο στην ανάπτυξη μηχανισμών αλληλεπίδρασης ανθρώπου-μηχανής. Όλο και περισσότερες έρευνες αποκατάστασης εστιάζουν σε αυτές τις τεχνολογικές εξελίξεις. Πιο συγκεκριμένα, πολλές έρευνες αδυνατούν να ικανοποιήσουν τις αντικρουόμενες απαιτήσεις τέτοιων συστημάτων: ταυτόχρονη ακρίβεια κίνησης και μεταβαλλόμενης δύναμης, καθώς και ασφάλεια και προσαρμοστικότητα στους διαφορετικούς ασθενείς.

Η παρούσα διπλωματική εργασία σχετίζεται με την σχεδίαση και παραγωγή ενός εξωσκελετικού συστήματος άνω άκρων, για την αποκατάσταση ασθενών από



εγκεφαλικό επεισόδιο, με παθητική κινησιοθεραπεία. Στη συνέχεια εξηγείται αναλυτικά όλη η διαδικασία ανάπτυξης του προϊόντος, από την επιλογή και σύνθεση του μηχανισμού που χρησιμοποιείται, μέχρι την παραγωγή του με χρήση τρισδιάστατου εκτυπωτή. Επιπλέον, πραγματοποιήθηκε πειραματική διαδικασία για την βελτιστοποίηση της παραγωγής του προϊόντος, ως προς τη διαστατική του ακρίβεια.

# Στάθμη Γνώσεων

## 2.1 Εισαγωγή

Ως **Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο (ΑΕΕ)** περιγράφεται, σύμφωνα με τις οδηγίες του Παγκόσμιου Οργανισμού Υγείας (WHO), μία οξεία εστιακή νευρολογική δυσλειτουργία αγγειακής αιτιολογίας, με αιφνίδια ή ταχεία εμφάνιση συμπτωμάτων που παραμένουν – όταν δεν πρόκειται για παροδικό επεισόδιο -, για διάστημα μεγαλύτερο των 24 ωρών. Είναι ένα ετερογενές σύνδρομο κατά το οποίο ποικίλες διαταραχές οδηγούν στην απόφραξη ή στη ρήξη ενός αγγείου που τροφοδοτεί τον εγκέφαλο (WHO, 2004).

Με λίγα λόγια τα ΑΕΕ προκαλούν βλάβη του εγκεφάλου που οφείλεται σε διακοπή της παροχής αίματος σε μια περιοχή (ισχαιμικό ΑΕΕ, σε ποσοστό 85% κατά προσέγγιση) ή σε αιμορραγία από ρήξη ενός αγγείου (**αιμορραγικό ΑΕΕ**).

Οι νευρώνες μετά από στέρηση οξυγόνου υφίστανται μη αναστρέψιμη βλάβη και νεκρώνονται σε μερικά λεπτά. Έτσι, το ισχαιμικό ΑΕΕ, δημιουργείται στις περιοχές που αιματώνει μια κεντρική ζώνη νέκρωσης, όταν ένα αγγείο αποφραχθεί. Παρόλα αυτά, γύρω από αυτήν υπάρχουν περιοχές μειωμένης άρδευσης, όπου τα κύτταρα λαμβάνουν χαμηλή αιματική ροή και η οποία μετά βίας διατηρεί τους λειτουργικά ανεπαρκείς νευρώνες ζωντανούς. Η περιοχή αυτή ονομάζεται “ισχαιμική παρασκιά (penumbra)” είτε “λυκοφωτική ζώνη”. Εάν η επαναιμάτωση της περιοχής αυτής γίνει γρήγορα, οι νευρώνες αποκτούν πλήρη λειτουργικότητα και ο ασθενής βελτιώνεται. Όμως δίχως επαναιμάτωση, η λειτουργική ανεπάρκεια των νευρώνων εξελίσσεται σε δομική και μη αναστρέψιμη βλάβη. Έτσι, η βαρύτητα του ισχαιμικού ΑΕΕ εξαρτάται από το βαθμό της μείωσης της εγκεφαλικής αιματικής ροής και από το χρόνο που μεσολαβεί μέχρι την επαναιμάτωση. (Χατζητόλιος και συν, 2007)

Επομένως το ΑΕΕ αποτελεί ένα επείγον ιατρικό περιστατικό, με θνητότητα υψηλότερη ακόμα και από τις περισσότερες μορφές καρκίνου και είναι η:

- δεύτερη σε συχνότητα αιτία θανάτου σε άτομα ηλικίας άνω των 60 ετών,
- πρώτη σε συχνότητα αιτία αναπηρίας του πληθυσμού, και
- δεύτερη αιτία ανοϊκής συνδρομής.

Για την Ελλάδα εκτιμάται πως:

- η ετήσια επίπτωσή τους κυμαίνεται περίπου στα 340 ανά 100.000 άτομα ηλικίας 45-85 ετών. Αυτό σημαίνει ότι 35.000-40.000 Έλληνες παθαίνουν εγκεφαλικό επεισόδιο ετησίως.
- Η επίπτωση αυτή παρουσιάζει συνεχή αυξητική τάση, λόγω αύξησης του μέσου χρόνου ζωής και του επιπολασμού πολλών παραγόντων κινδύνου για ΑΕΕ, όπως υπέρταση, διαβήτης, υπερλιπιδαιμία, κάπνισμα, αλκοόλ, καρδιοπάθειες, κ.λπ..

- Το 1/3 των επιζώντων από ΑΕΕ παρουσιάζουν αναπηρία και χρειάζονται συνεχή βοήθεια, υποστήριξη ή επίβλεψη από άλλο πρόσωπο.

Παρόλο που το ποσοστό θνησιμότητας των ασθενών μειώνεται τις τελευταίες δεκαετίες, ποσοστό άνω των 30% των ασθενών καταλήγει σε θάνατο κατά τη διάρκεια του πρώτου έτους μετά την εκδήλωση του. Επιπλέον στην Ελλάδα πρόσφατα σταθμισμένα επιδημιολογικά δεδομένα (EVROS stroke registry, Stroke 2018) δείχνουν μία από τις υψηλότερες επιπτώσεις στην Ευρώπη. Αυτό οφείλεται στην ανεπαρκή αντιμετώπιση κατά την οξεία φάση και στην ουσιαστική έλλειψη οργανωμένων εξω-ή ενδονοσοκομειακών προγραμμάτων αποκατάστασης χρονίως πασχόντων. Επιπροσθέτως, προκαλείται μεγάλο οικονομικό κόστος στους πάσχοντες και στη χώρα, και αποτελούν μείζονα πρόκληση για τους σχεδιαστές χάραξης πολιτικής υγείας.

Οι νευρολογικές επιπτώσεις ενός ΑΕΕ κυμαίνονται από μικρές κινητικές διαταραχές μέχρι το βαθύ κώμα. Κινητικές διαταραχές όπως παραλύσεις της μίας πλευράς, απώλεια εκούσιου ελέγχου της κίνησης, πτώση της γωνίας του στόματος ή παραμόρφωση του προσώπου, διαταραχές των αντανακλαστικών και σπαστικότητα σε συγκεκριμένους μύες, αδυναμία ή διαταραχή επικοινωνίας - λόγου, έλλειψη όρασης, διαταραχή μνήμης, αντίληψης, πράξης, κ.α. Κατά ένα μεγάλο ποσοστό οι ασθενείς υποφέρουν από παράλυση της μίας πλευράς του σώματός τους.

Ο ασθενής μετά την οξεία φάση και για τον πρώτο καιρό πρέπει να ρυθμιστεί πρώτα αεροδυναμικά, να σταθεροποιηθεί και μετά να ξεκινήσει το πρόγραμμα αποκατάστασης της κίνησης, αν είναι αναγκαίο και του λόγου, το οποίο έχει πρωτεύουσα σημασία για την ποιότητα ζωής του. Η αποκατάσταση πραγματοποιείται από εξειδικευμένα κλινικά πρόσωπα - φυσικοθεραπευτές, εργοθεραπευτές, λογοθεραπευτές κ.α.

Έρευνες έχουν δείξει ότι η κίνηση των άνω άκρων μπορεί να ανακτηθεί πιο γρήγορα με την εφαρμογή παρεμβάσεων που σχετίζονται με την χρήση/ κίνηση του παραλυμένου άκρου. Σκοπός του προγράμματος αποκατάστασης της κίνησης είναι η καλύτερη και πληρέστερη αποκατάσταση των κινητικών δυσλειτουργιών και παθολογικών προτύπων, έτσι ώστε ο ασθενής να επανεκπαιδευτεί σε δεξιότητες τις οποίες απώλεσε, λόγω της επίδρασης του ΑΕΕ σε κομμάτι του εγκεφάλου του. Η κατανόηση και η επανόρθωση της κίνησης του χεριού αποτελεί σημαντικό παράγοντα της έρευνας αποκατάστασης ασθενών, καθώς το ανθρώπινο χέρι παίζει πολύ μεγάλο ρόλο στις καθημερινές δραστηριότητες.

Μέσα τα οποία χρησιμοποιούν οι θεραπευτές είναι προγράμματα κινησιοθεραπείας τα οποία πραγματοποιούνται παθητικά ή υποβοηθούμενα (με τα χέρια του φυσικοθεραπευτή) όπως η μέθοδος bobath ή οι τεχνικές νεύρο μυϊκής διευκόλυνσης PNF κ.α. Όργανα παθητικής κινητοποίησης CPM, μηχανισμοί ή μηχανήματα εκγύμνασης και ειδικοί νάρθηκες καταπολέμησης της σπαστικότητας.

## 2.2 Εγκεφαλικό επεισόδιο και σπαστικότητα

Η σπαστικότητα είναι μια κινητική διαταραχή. Προκαλεί συσπάσεις μυών, ανωμαλίες του ελέγχου της στάσης και εμποδίζει την αρμονία των κινήσεων, δυσκολεύοντας τη λειτουργία των μελών του σώματος. Ουσιαστικά πρόκειται για υπέρμετρη μυϊκή σύσπαση, η οποία υπαγορεύεται από τον εγκέφαλο, και προκαλεί μόνιμη παραμόρφωση αν δεν αντιμετωπιστεί κατάλληλα. Μπορεί να εμφανιστεί από το αρχικό στάδιο και μπορεί να είναι μικρού ή μεγάλου βαθμού. Η αντιμετώπισή της δεν είναι μονόπλευρη και επεκτείνεται σε διάφορα επίπεδα. Η καταπολέμηση της αποτελεί προϋπόθεση στην διευκόλυνση και αναπαραγωγή της φυσιολογικής κίνησης. Μετά την διάταση των σπαστικών μυϊκών ομάδων, ακολουθούν από τον φυσικοθεραπευτή ειδικές ασκήσεις αποκατάστασης της κίνησης.

Η θεραπευτική κοινότητα έχει ευρύτερα αποδεχτεί συγκεκριμένες εφαρμοσμένες θεωρίες προσέγγισης του προβλήματος και τεχνικές κινητοποίησης και νευρο-μυϊκής διευκόλυνσης για την καταπολέμηση της σπαστικότητας και για την πρόκληση ενεργητικής κίνησης στον ασθενή. Στις κινητοποιήσεις και στις ειδικές ασκήσεις χρησιμοποιούνται παρατεταμένες διατάσεις των σπαστικών μυϊκών ομάδων με το χέρι του φυσικοθεραπευτή.

## 2.3 Ανατομία ανθρώπινου χεριού

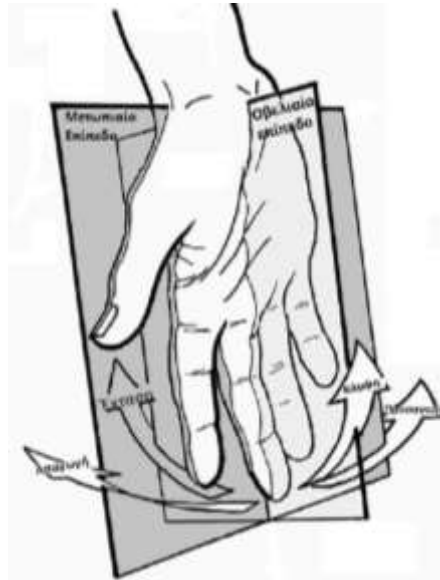
Η λειτουργική μοναδικότητα του ανθρώπινου χεριού προκύπτει από την πολυπλοκότητα της γεωμετρικής διάταξης των συνδέσμων, αρθρώσεων και μυών, που λειτουργούν ως μια συντονισμένη οντότητα, για να παράγουν ένα ευρύ φάσμα ευέλικτων κινήσεων. Η περίπλοκη μηχανική του μυοσκελετικού συστήματος του χεριού επιτρέπει ένα ευρύ φάσμα κινήσεων με υψηλή δεξιότητα, αλλά και με ρυθμιζόμενη δύναμη.

Εκτός από την ευστροφία του χεριού και την ευελιξία της κίνησης, το χέρι λειτουργεί ως αισθητήριο όργανο. Τα δάκτυλα αποτελούν τις πιο πυκνές περιοχές των νευρικών απολήξεων του σώματος, με αποτέλεσμα να θεωρούνται ως η πλουσιότερη πηγή αισθητικής ανατροφοδότησης, με την αίσθηση της αφής να είναι άρρηκτα συνδεδεμένη με το ανθρώπινο χέρι. Επιπλέον, ο έλεγχος κάθε χεριού είναι καθορισμένος από το αντίπλευρο εγκεφαλικό ημισφαίριο.

Σε μία απλοποιημένη ανάλυση, το χέρι αποτελείται από τέσσερα δάκτυλα και τον αντίχειρα. Στη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία, όπως θα αναλυθεί και στη συνέχεια, ο αντίχειρας αντιμετωπίζεται και αναλύεται ξεχωριστά από τα τέσσερα δάκτυλα, λόγω της διαφορετικής δομής και κίνησής του.

Η κάμψη και η επέκταση για το χέρι χρησιμοποιεί το μετωπιαίο επίπεδο ως σημείο αναφοράς. Η κάμψη αναφέρεται στο λύγισμα μιας άρθρωσης έτσι ώστε το δάκτυλο να

απομακρύνεται από το μετωπιαίο επίπεδο για να κλείσει το χέρι. Έκταση στο χέρι, αναφέρεται στην κίνηση κατά την οποία τα δάχτυλα κινούνται προς την μεριά του μετωπικού επιπέδου για να σχηματίσουν μια επίπεδη παλάμη. Προσαγωγή είναι η κίνηση που φέρνει ένα ανατομικό συστατικό πιο κοντά στο μεσαίο/οβελιαίο επίπεδο. Οι κινήσεις απαγωγής τραβούν το ανατομικό συστατικό μακριά από το οβελιαίο επίπεδο. Στο σχήμα 1 αναπαρίστανται οι διαφορετικές κινήσεις του χεριού, καθώς και τα επίπεδα.



Σχήμα 1: Σχηματική απεικόνιση των επιπέδων του χεριού και των κινήσεων των δακτύλων

Η ανατομία ενός ανθρώπινου χεριού στηρίζεται, κυρίως, στη μελέτη των οστών. Το χέρι διαθέτει 27 οστά, χωρίς να λαμβάνονται υπόψη τα σησαμοειδή, τα οποία διαφέρουν από άνθρωπο σε άνθρωπο. Από αυτά τα 27 οστά, τα 14 αφορούν τους φάλαγγες των δακτύλων, τα 5 αφορούν τα μετακάρπια οστά και τα 8 αφορούν τα καρπιαία οστά.



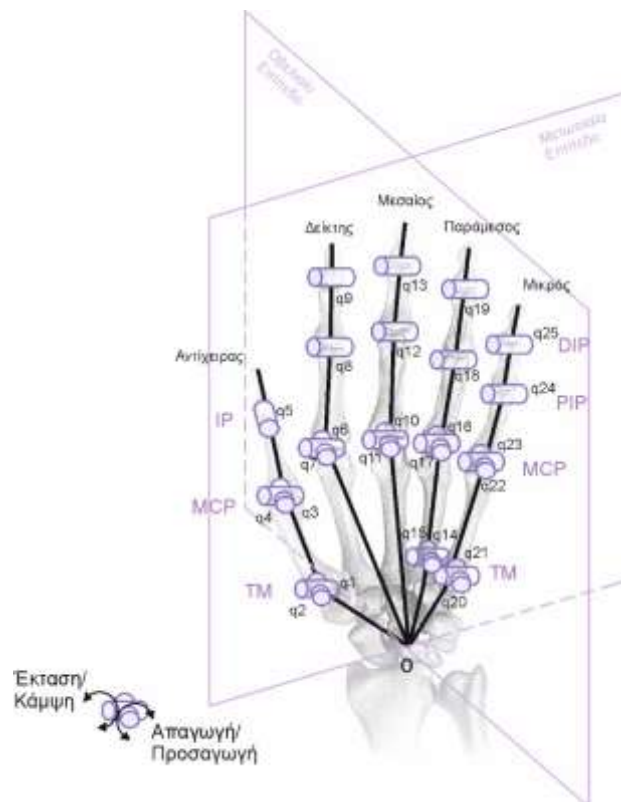
Σχήμα 2: Ανατομία οστών χεριού

Ένας ακόμα σημαντικός παράγοντας στις κινήσεις είναι οι δακτυλικές αρθρώσεις. Σαφέστερα, οι δακτυλικές αρθρώσεις κατηγοριοποιούνται σε μετακαρπιοφαλαγγικές,

σε εγγύς φαλαγγικές και σε άπω φαλαγγικές. Ο ρόλος των συγκεκριμένων αρθρώσεων είναι να εκτελούνται κινήσεις κάμψης, έκτασης και απαγωγής, αλλά και προσαγωγής, με τις μετακαρπιοφαλαγγικές αρθρώσεις να υπάρχουν για να δημιουργούν σταθερότητα κατά την κάμψη και χαλάρωση κατά την έκταση. Οι αρθρώσεις των δακτύλων καθώς και το κινηματικό μοντέλο του χεριού αναφέρονται αναλυτικά στη συνέχεια.

## 2.4 Κινηματικό μοντέλο ανθρώπινου χεριού

Για να μελετηθεί με επιτυχία το κινηματικό μοντέλο και να αναλυθεί αναλόγως στην παρούσα διπλωματική εργασία, θα πρέπει να επιλεγεί το κατάλληλο κινηματικό μοντέλο του ανθρώπινου χεριού. Σε αυτό έχουν συμβάλει ποικίλες έρευνες, οι οποίες μοντελοποιούν με διαφορετικούς τρόπους την πολυπλοκότητά του. Ένα από τα πιο επιτυχημένα και αποδεκτά μοντέλα αποτελεί το μοντέλο του Pitarch στην έρευνα [3]. Το συγκεκριμένο μοντέλο αποτελείται από 27 βαθμούς ελευθερίας (DoFs). Στο σχήμα 3 παρουσιάζονται οι βαθμοί ελευθερίας όλων των αρθρώσεων, καθώς και οι γωνίες έκτασης/κάμψης και προσαγωγής/απαγωγής στα δύο επίπεδα, σύμφωνα με την προαναφερθείσα έρευνα. Χάριν ευκολίας, σύμφωνα με τον Pitarch, έχει οριστεί ως κέντρο όλων των μετρήσεων ο καρπός. Επιπρόσθετα, χρησιμοποιείται ως ονοματολογία των βαθμών ελευθερίας των αρθρώσεων ο συμβολισμός από  $q_1$  έως και  $q_{25}$ . Από το συγκεκριμένο σχήμα λείπουν άλλοι δύο βαθμοί ελευθερίας, οι οποίοι αναλογούν στις κινήσεις του καρπού, στο σημείο O.

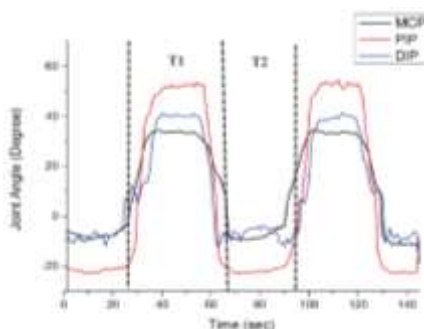


Σχήμα 3: Κινηματικό μοντέλο του ανθρώπινου χεριού με 27 βαθμούς ελευθερίας (DoFs)

Καθένα από τα τέσσερα δάχτυλα έχει τέσσερις (4) βαθμούς ελευθερίας. Η άπω μεσοφαλαγγική άρθρωση (Distal Interphalangeal/ DIP) και η εγγύς μεσοφαλαγγική άρθρωση (Proximal Interphalangeal/ PIP) έχουν από έναν (1) βαθμό ελευθερίας η καθεμία, ενώ η μετα-καρποφαλαγγική άρθρωση (Metacarpophalangeal/ MCP) αποτελείται από δύο (2) βαθμούς ελευθερίας λόγω της κίνησης κάμψης και απαγωγής. Ο αντίχειρας, λόγω της διαφορετικής δομής του από τα υπόλοιπα δάχτυλα, απαρτίζεται από πέντε βαθμούς ελευθερίας. Η άνω μεσοφαλαγγική άρθρωση (Interphalangeal/ IP) έχει έναν (1) βαθμό ελευθερίας, ενώ η μετα-καρποφαλαγγική άρθρωση (Metacarpophalangeal/ MCP) και η καρπομετακάρπια άρθρωση (Trapeziometacarpal/ TM) έχουν από δύο (2) βαθμούς ελευθερίας, λόγω της κίνησης κάμψης και απαγωγής.

#### 2.4.1 Υπολογισμός μέγιστων γωνιών κατά την κίνηση του χεριού

Σύμφωνα με την έρευνα [4] ο υπολογισμός των μέγιστων γωνιών κίνησης του χεριού πραγματοποιείται μέσω υπολογισμού των γωνιών μεταξύ των διανυσμάτων και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στο σχήμα 4. Να σημειωθεί πως το πείραμα αφορά υγιείς ανθρώπους. Παρατηρείται ότι η MCP άρθρωση κυμαίνεται μεταξύ  $-10^\circ$  και  $30^\circ$ , η PIP άρθρωση μεταξύ  $-20^\circ$  και  $50^\circ$ , ενώ η DIP άρθρωση μεταξύ  $-10^\circ$  και  $40^\circ$ .



Σχήμα 4: Εύρος κίνησης των αρθρώσεων κατά την κάμψη (T1) και την υπερέκταση (T2)

#### 2.4.2 Δύναμη πιασίματος χεριού

Σύμφωνα με τις έρευνες [5,6], η μέγιστη δύναμη με την οποία μπορεί ένας υγιής άνθρωπος να πιάσει ένα αντικείμενο υπολογίζεται στα 300 N (για το γυναικείο φύλο) και στα 450 N (για το ανδρικό φύλο). Τα συγκεκριμένα μεγέθη δυνάμεων δημιουργούν πρόκληση στη δημιουργία εξωσκελετικού συστήματος χεριού, διότι απαιτούν βαρύ και ογκώδες σύστημα, το οποίο θα οδηγούσε σε μη φορητή εφαρμογή.

Όμως, μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο ο ασθενής δεν έχει τη δυνατότητα να χρησιμοποιήσει στο πάσχον χέρι τέτοιο εύρος δύναμης και ανάλογα με την κάθε περίπτωση, η δύναμη αυτή μπορεί να βρίσκεται κοντά στο μηδέν. Επιπρόσθετα, οι

συσκευές εξωσκελετικού συστήματος χεριού δεν δημιουργούνται για να μπορούν να ανταπεξέλθουν στη μέγιστη δυνατή δύναμη του χεριού αλλά για να μπορεί ο εκάστοτε ασθενής να χρησιμοποιεί αντικείμενα στην καθημερινή ζωή του.

Σύμφωνα με τις έρευνες [7,8], για ένα αντικείμενο μάζας έως 1.5 kg, μία δύναμη μεγέθους 14.7 N είναι κατάλληλη για να πραγματοποιηθούν οι περισσότερες δραστηριότητες για ασθενή μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο.

### **2.4.3 Στόχοι σχεδίασης του εξωσκελετικού συστήματος**

Με βάση την ανατομία του ανθρώπινου χεριού, την κινηματική δομή του καθώς και τους περιορισμούς που προαναφέρθηκαν, οι στόχοι του συστήματος της παρούσας εργασίας είναι:

- a. Το σύστημα θα βασίζεται στις κινήσεις υπερέκτασης και κάμψης των δαχτύλων και θα είναι εύκολο στη χρήση από τον ασθενή.
- b. Το σύστημα θα πρέπει να έχει μικρό βάρος (λιγότερο από 2 kg).
- c. Ο ασθενής θα πρέπει να μπορεί να χρησιμοποιεί και τα δύο χέρια του με ευκολία, κατά τη χρήση του συστήματος.
- d. Με μικρές αλλαγές στο σχεδιασμό, το σύστημα θα πρέπει να μπορεί να ταιριάζει σε διαφορετικά μεγέθη χεριών και ταυτόχρονα να είναι φορητό.
- e. Το σύστημα θα πρέπει να δίνει τη δυνατότητα στο πάσχον χέρι να πραγματοποιεί κινήσεις με τουλάχιστον δεκαπέντε (15) βαθμούς ελευθερίας (DOFs).

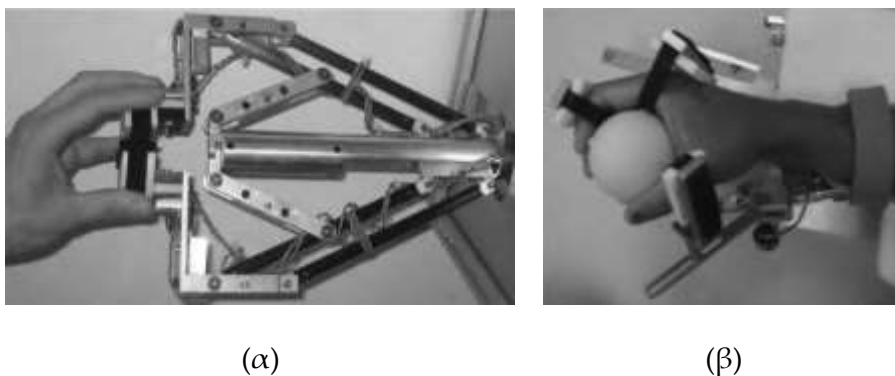
### **2.5 Είδη ρομποτικών συστημάτων αποκατάστασης από εγκεφαλικό επεισόδιο**

Η αποκατάσταση των ασθενών με τη βοήθεια ρομποτικών συστημάτων ερευνάται και εξελίσσεται τα τελευταία δεκαπέντε χρόνια. Έχουν κατασκευαστεί διάφορες ρομποτικές συσκευές για την αποκατάσταση ασθενών που πάσχουν από εγκεφαλικό επεισόδιο. Οι πρώτες συσκευές που δημιουργήθηκαν εστίαζαν στην αποκατάσταση των αρθρώσεων του ώμου και του αγκώνα. Από το 2003 και μετά, υπήρξε μια σταθερή εξέλιξη του τομέα και πλέον δημιουργούνταν συσκευές που εστίαζαν στην αποκατάσταση των κινήσεων του καρπού και των δαχτύλων του χεριού.

Υπάρχουν δύο βασικές προσεγγίσεις στις προαναφερθείσες συσκευές: με ρομποτική προσέγγιση end-effector και με εξωσκελετικό σύστημα. Κατά τη ρομποτική προσέγγιση end-effector δημιουργείται ένα δυναμικό περιβάλλον που ανταποκρίνεται στις καθημερινές δραστηριότητες του ασθενούς σε επίπεδο αρθρώσεων. Συνήθως, σε αυτό τον τύπο συσκευών, η περιστροφή των αρθρώσεων πραγματοποιείται έμμεσα, χρησιμοποιώντας μία στήριξη (π.χ. τραπέζι, τρίποδο κ.λπ.) για την πραγματοποίηση μυϊκών ασκήσεων και για την αποφυγή μυϊκής κόπωσης. Αυτό πρακτικά σημαίνει πως



οι περισσότερες αρθρώσεις δεν ελέγχονται άμεσα από το ρομποτικό σύστημα. Αντιθέτως η προσέγγιση εξωσκελετικού συστήματος βασίζεται στην ανατομία του ασθενούς και στους βαθμούς ελευθερίας για κάθε διαφορετική άρθρωση. Τυπικά παραδείγματα των δύο προσεγγίσεων παρουσιάζονται στο σχήμα 5.



Σχήμα 5: (α) Συσκευή HapticKnob με προσέγγιση end-effector και (β) Συσκευή HWARD, με προσέγγιση εξωσκελετικού συστήματος

Τα συστήματα end effector μπορούν να είναι σταθεροποιημένα σε κάποια επιφάνεια όπως τραπέζι, είτε συνδεδεμένα με κάποιο μηχανισμό στήριξης όπως ένα τρίποδο, όπως φαίνεται στο σχήμα 5α. Παρόλα αυτά, στους περισσότερους μηχανισμούς, το χέρι αποτελεί τμήμα του μηχανισμού με την κίνησή του, όπως φαίνεται στο σχήμα 5β. Τα συστήματα end effector δίνουν μόνο τη δυνατότητα στήριξης των άκρων του ασθενή, ενώ συχνά προσφέρουν μια μηχανική στήριξη, για την αποφυγή της κόπωσης των μυών και ταυτόχρονα προάγουν τη συγκέντρωση του παθόντα στην άσκηση του χεριού. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν από πολλά διαφορετικά μεγέθη χεριών, με μικρές τροποποιήσεις και σε πολύ λίγο χρόνο και αντίθετα από τα εξωσκελετικά συστήματα, χρησιμοποιούνται για δεξιά και αριστερά χέρια.

Τα εξωσκελετικά συστήματα αποτελούνται από πιο περίπλοκες συσκευές από ότι τα συστήματα end effector, λόγω των απαιτήσεων ευθυγράμμισης με τις αρθρώσεις του χεριού και των αναγκαίων τροποποιήσεων της συσκευής για τα διαφορετικά μεγέθη χεριών. Για παράδειγμα, χρησιμοποιούνται ειδικά δαχτυλίδια, τα οποία φροντίζουν την παραλληλία της συσκευής με τον άξονα περιστροφής του πήχη του χεριού και τοποθετούνται σε έναν άξονα παράλληλο στην ωλένη. Επιπρόσθετα, όταν τα εξωσκελετικά συστήματα είναι κατασκευασμένα με τέτοιο τρόπο ώστε να χρησιμοποιούνται για διαφορετικά μεγέθη χεριών, οι γεωμετρικοί παράμετροι που αλλάζουν, θα πρέπει να ενσωματώνονται στο κινηματικό μοντέλο, για λόγους ακρίβειας.

Παρόλα αυτά, τα ρομποτικά συστήματα αποκατάστασης έχουν το μειονέκτημα ότι είναι πιο ακριβά, πολύπλοκα και δύσχρηστα από τον ασθενή, ενώ επιπλέον είναι συνήθως απαραίτητη η βοήθεια από εξειδικευμένο προσωπικό. Για το λόγο αυτό, στη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία, θα σχεδιαστεί ένα παθητικό εξωσκελετικό

μοντέλο νάρθηκα, ώστε να αποφευχθούν τα παραπάνω προβλήματα, όπως θα αναφερθεί και στη συνέχεια.

Σύμφωνα με την ιστοσελίδα Exoskeleton Report: “Ο τομέας των εξωσκελετικών συστημάτων εξελίσσεται συνεχώς και εφευρίσκεται εκ νέου από μόνος του. Για τον λόγο αυτό είναι δύσκολο να δημιουργηθεί ένας μοναδικός ορισμός του.

Γενικώς τα εξωσκελετικά συστήματα:

- Είναι συσκευές που λειτουργούν παράλληλα με τον χρήστη.
- Τοποθετούνται στο σώμα του χρήστη και ενεργούν σαν ενισχυτές που αυξάνουν ή αποκαθιστούν την απόδοση του σώματος.
- Μπορούν να λειτουργούν με τη βοήθεια αισθητήρων και ενεργοποιητών κίνησης ή τελείως παθητικά.
- Μπορούν να είναι φορητά ή σταθερά.
- Μπορούν να καλύψουν όλο το σώμα, μόνο τα άνω ή κάτω άκρα, ή συγκεκριμένα σημεία του σώματος.

Συνοψίζοντας, η ρομποτική αποτελεί την εφαρμογή της μηχανικής για την αντικατάσταση του ανθρώπου από συγκεκριμένα καθήκοντα, ενώ τα εξωσκελετικά συστήματα είναι η εφαρμογή ρομποτικών και βιομηχανικών συστημάτων για την αύξηση της απόδοσης του ανθρώπου σε ποικίλα καθήκοντα.”

## **Δημιουργία Μοντέλου Νάρθηκα Αποκατάστασης Εγκεφαλικού Επεισοδίου**

### **3.1 Εισαγωγή**

Έχοντας ως αρχικό σκοπό τον σχεδιασμό ενός μοντέλου που να προσομοιάζει όσο το δυνατόν περισσότερο την κίνηση του ανθρώπινου χεριού, αποφασίστηκε να δημιουργηθεί ένα μηχανικό μοντέλο που θα παράγεται με 3d printing και θα χρησιμοποιεί για την ασφάλιση της θέσης των δακτύλων έναν πείρο σε συνδεσμολογία δύο κυλίνδρων.

Στη συνέχεια γίνεται αναφορά στα κριτήρια με τα οποία έγινε η επιλογή του συγκεκριμένου μοντέλου, όπως επίσης παρουσιάζονται αναλυτικά για το κάθε επιμέρους τεμάχιο τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του και ο τρόπος σχεδιασμού του.

Για την δημιουργία της γεωμετρίας του μοντέλου επιλέχθηκε να χρησιμοποιηθεί το σχεδιαστικό – υπολογιστικό πακέτο Solidworks έκδοσης 2017.

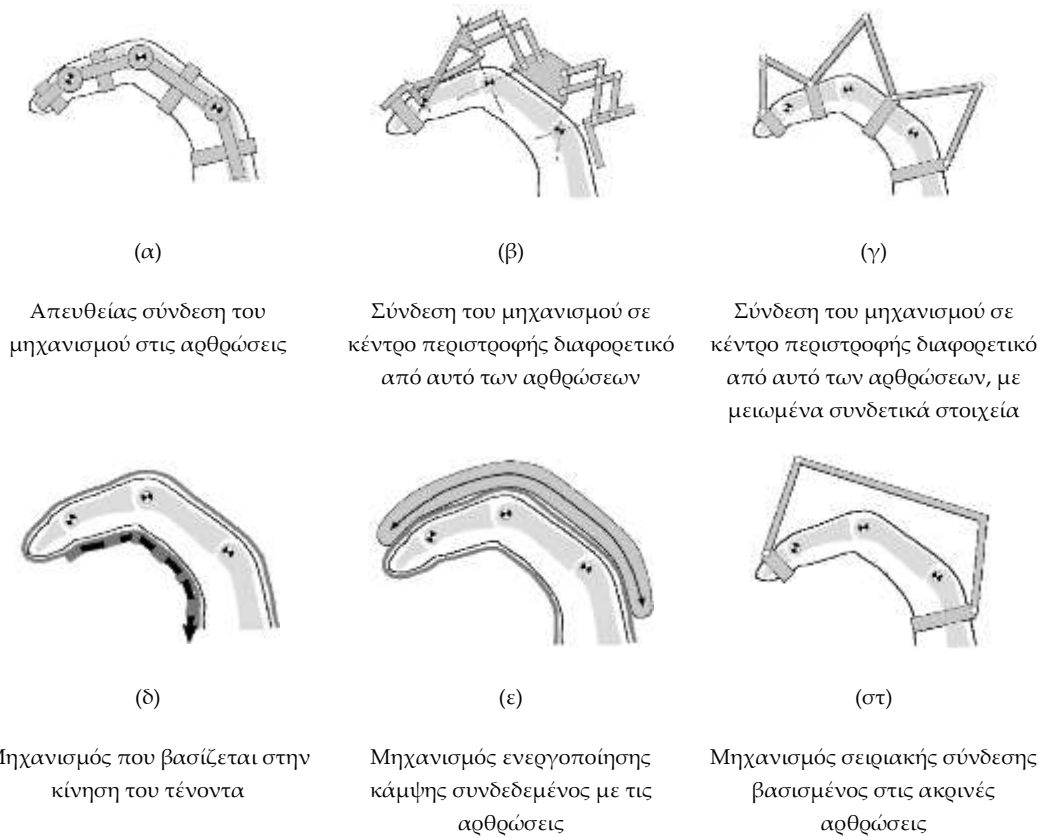
### 3.2 Προϋπάρχοντα μοντέλα

Ο βασικός στόχος των εξωσκελετικών μηχανισμών αποκατάστασης χεριού είναι η ευθυγράμμιση των φυσικών συνδέσμων του χεριού και των μηχανικών συνδέσμων της συσκευής αποκατάστασης. Κακή ευθυγράμμισή τους μπορεί να προκαλέσει πολλά προβλήματα στον χρήστη, ακόμη και τραυματισμό. Η μεγαλύτερη πρόκληση στη σχεδίαση βρίσκεται στον περιορισμένο χώρο, στα διαφορετικά μεγέθη χεριών και στην αντιμετώπιση των προβλημάτων του ιστού του δέρματος που έχουν δημιουργηθεί. Επιπρόσθετα, ο άξονας περιστροφής των συνδέσμων των δαχτύλων δεν είναι σταθερός αλλά πολυκεντρικός.

Παρόλα αυτά, οι περισσότεροι σχεδιασμοί χρησιμοποιούν μονοκεντρική περιστροφή. Αυτό περιλαμβάνει πιο απλές αρθρώσεις, αλλά ταυτόχρονα χρησιμοποιείται ένα εικονικό κέντρο περιστροφής με σταθερό άξονα περιστροφής. Στην περίπτωση αυτή τα κέντρα περιστροφής πρέπει να ευθυγραμμίζονται χειροκίνητα, πράγμα που απαιτεί χρόνο για διαφορετικά μεγέθη χεριών. Για τον λόγο αυτό έχουν αναπτυχθεί αυτό-ευθυγραμμιζόμενα κέντρα περιστροφής που μπορούν να προσαρμοστούν σε διαφορετικά μεγέθη χεριών και να αποτρέψουν την οποιαδήποτε ταλαιπωρία του χρήστη. Οι μηχανισμοί αυτοί είναι συνήθως πολυκεντρικοί και συμμορφώνονται σε οποιαδήποτε περιστροφή επιβάλει η φυσική άρθρωση. Ταυτόχρονα αυξάνεται η αποδοτικότητά τους, λόγω της μειωμένης αντίστασης από τον χρήστη.

Οι συσκευές end effector ξεπερνούν τα προβλήματα κίνησης των αρθρώσεων, καθώς χρησιμοποιούν μόνο τις άκρες των δαχτύλων. Αυτό τους παρέχει πλεονέκτημα σε σχέση με τα εξωσκελετικά συστήματα, όμως τις καταστά ακατάλληλες για τους αυστηρούς περιορισμούς σχεδίασης που απαιτούν οι φορητές συσκευές, που μπορούν να χρησιμοποιούνται από το σπίτι και σε καθημερινή βάση από το χρήστη.

Γενικότερα, υπάρχει μία τάση για απλοποίηση της κινηματικής του χεριού. Αυτό περιλαμβάνει τη σύνδεση της δύναμης και της κίνησης, έτσι ώστε να απλοποιηθεί η πολυπλοκότητα της συσκευής. Το παραπάνω γενικεύεται με τη χρήση λειτουργικών βαθμών ελευθερίας, που σημαίνει ότι η σύνθετη κίνηση μπορεί να επιτευχθεί με λιγότερο σύνθετα συστήματα. Αυτό είναι βιώσιμο για την αποκατάσταση χεριού, διότι οι σύνθετες κινήσεις δεν είναι απαραίτητες κατά τη διάρκεια θεραπείας και η κίνηση πιασίματος αντικειμένου μπορεί να πραγματοποιηθεί με απλό τρόπο.



Σχήμα 6: Μηχανισμοί εξωσκελετικών συστημάτων για την αποκατάσταση χεριού από εγκεφαλικό επεισόδιο

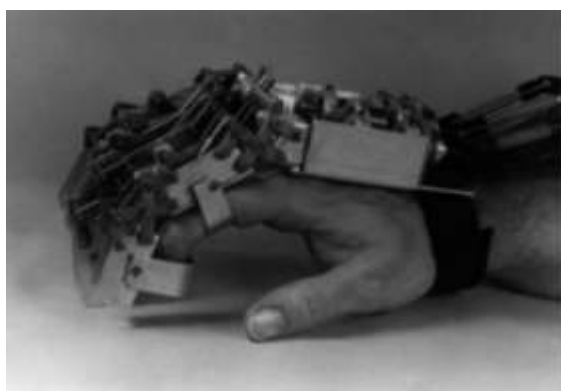
Γενικώς έχει αποδειχθεί πως η χρήση εξωσκελετικών συστημάτων, είτε με παθητική είτε με ενεργητική κινησιοθεραπεία, έχει θετικά αποτελέσματα στην αποκατάσταση του ασθενή. Οι κύριες διαφορές των προϋπαρχόντων μοντέλων βρίσκονται στους βαθμούς ελευθερίας, στους τύπους αισθητήρων ή τον τύπο ελέγχου από τον χρήστη και τα υλικά που χρησιμοποιούνται. Στη συνέχεια παρουσιάζονται μερικές συσκευές που έχουν δημιουργηθεί σε αυτόν τον τομέα.

Οι Wege, Kondak, και Hommel [9] εστιάζοντας στην αποκατάσταση εγκεφαλικού επεισοδίου, δημιούργησαν συσκευή αποκατάστασης με εφαρμογή σε ένα δάκτυλο. Ο μηχανισμός διαθέτει τέσσερις (4) βαθμούς ελευθερίας, δυνατότητα κίνησης με γραμμικό ενεργοποιητή και χρησιμοποιεί αισθητήρες Hall για να λαμβάνει πληροφορίες από κάθε μηχανική άρθρωση. Στη συνέχεια, με χρήση τριγωνομετρίας, υπολογίζεται η γωνία από κάθε φυσική άρθρωση.



Σχήμα 7: Μοντέλο αποκατάστασης A. Wege, K. Kondak, and G. Hommel. 1 : Αισθητήρας Hall, 2 : Ενεργοποιητής

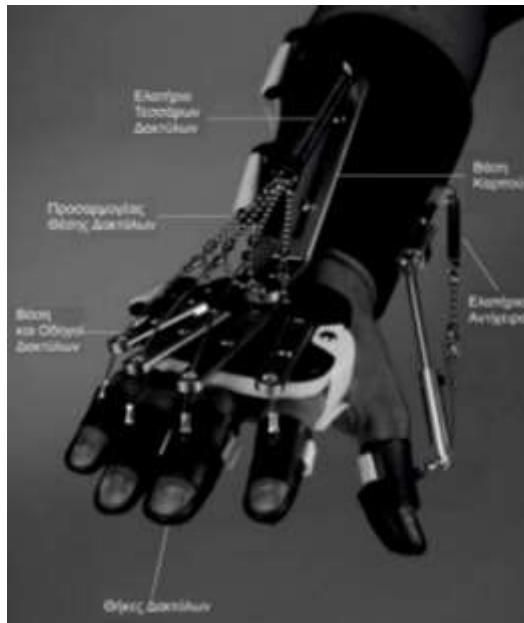
Οι Shields, Main, Peterson και Strauss [10] δημιούργησαν ένα εξωσκελετικό σύστημα χεριού που προλαμβάνει την καταπόνηση των χεριών των αστροναυτών κατά τη διάρκεια δύσκολων δραστηριοτήτων. Το μοντέλο λειτουργεί προληπτικά αλλά μπορεί να χρησιμοποιηθεί και στην περίπτωση αποκατάστασης. Μειώνει τη σκληρότητα των κινήσεων της διαστημικής στολής, παρακολουθώντας το μέγεθος της δύναμης των κινήσεων, μέσω πιεζοηλεκτρικών αισθητήρων που βρίσκονται μεταξύ του εξωσκελετικού συστήματος και του χεριού, και διαθέτει ηλεκτρονικό σύστημα υποβοήθησης της κίνησης.



Σχήμα 8: Εξωσκελετικό σύστημα που προλαμβάνει την καταπόνηση των χεριών των αστροναυτών

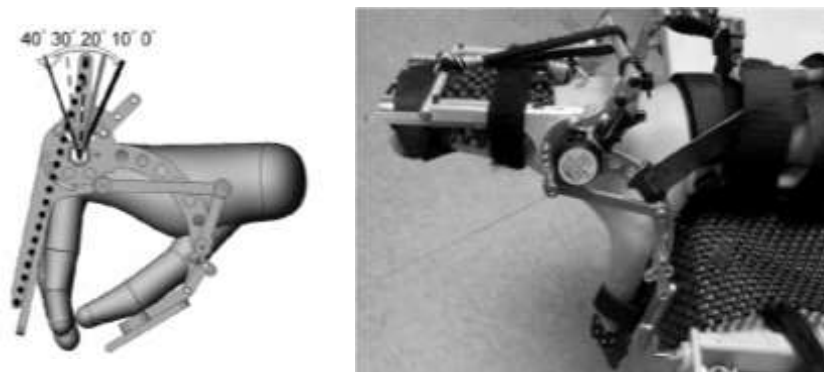
Τα προαναφερθέντα μοντέλα έχουν κοινό χαρακτηριστικό το γεγονός ότι διαθέτουν ηλεκτρονικά στοιχεία για τη μέτρηση διάφορων χαρακτηριστικών και για την υποβοήθηση της κίνησης του χεριού. Παρόλα αυτά, υπάρχει στην αγορά άλλη μια κατηγορία μοντέλων που αποτελούνται μόνο από μηχανικά στοιχεία και η κινησιοθεραπεία πραγματοποιείται μόνο με την κίνηση του χεριού, παθητικά. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί το SaeboFlex, που είναι ένας εξωσκελετικός νάρθηκας χεριού που κατασκευάζεται κατά παραγγελία για τον κάθε ασθενή. Η έκταση του χεριού πραγματοποιείται με τη βοήθεια ελατηρίων, που έχουν τη δυνατότητα επιβολής διαφορετικών δυνάμεων. Κατά την φάση ρύθμισης της συσκευής με βάση τις ανάγκες του ασθενή, ελέγχονται οι αδυναμίες του χεριού σε κάθε δάκτυλο και επιλέγεται η κατάλληλη επιβαλλόμενη δύναμη που θα εφαρμοστεί. Αφού η

συσκευή προσαρμόσται για τον εκάστοτε ασθενή, ουσιαστικά φορώντας την, δίνεται η δυνατότητα ανοίγματος του χεριού με τη βοήθεια των ελατηρίων, και στη συνέχεια η δυνατότητα πιασίματος αντικειμένων.



Σχήμα 9: Μηχανικός εξωσκελετικός νάρθηκας αποκατάστασης SaeboFlex

Σε παρόμοια λογική με το SaeboFlex, έχει δημιουργηθεί η συσκευή HandSOME. Η διαφορά των δύο συσκευών βρίσκεται στον τύπο μηχανισμού που χρησιμοποιείται για την έκταση του χεριού. Το HandSOME διαθέτει μηχανισμό για την έκταση των τεσσάρων δακτύλων μαζί, και του αντίχειρα χωριστά. Ως μέσο για την έκταση του χεριού χρησιμοποιούνται ελαστικά σχοινιά. Η επιβαλλόμενη δύναμη αλλάζει με την αλλαγή της θέσης των ελαστικών σχοινιών, η οποία ασφαρίζεται με μηχανικά στοπ.



Σχήμα 10: Μηχανικός εξωσκελετικός νάρθηκας αποκατάστασης HandSOME

Τα περισσότερα εξωσκελετικά συστήματα που υπάρχουν στην αγορά και χρησιμοποιούνται για αποκατάσταση χρησιμοποιούν σαν υλικό το ατσάλι και πλαστικά βαριά και δύσκολα στην επεξεργασία. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι το προϊόν του σχήματος 11, που είναι κατασκευασμένο από ατσάλι. Το “hand of hope” παράγεται από την εταιρεία Rehab Robotics και χρησιμοποιεί γραμμικούς σερβοκινητήρες για να πραγματοποιήσει την κίνηση του χεριού. Η κατασκευή του είναι

πολύπλοκη και περιλαμβάνει αισθητήρες που χρησιμοποιούν τα σήματα του εγκεφάλου για την κίνηση των μυών, για να ενεργοποιήσει την επιθυμητή κίνηση. Το “hand of hope” χρειάζεται ηλεκτρονικό υπολογιστή με συγκεκριμένα εγκατεστημένα προγράμματα για να λειτουργήσει, καθώς και τη βοήθεια επαγγελματία για να διαχειριστεί το πρόγραμμα και να βοηθά τον ασθενή.



Σχήμα 11: Εξωσκελετικό σύστημα “hand of hope” (Rehab Robotics 2018)

Ασφαλώς έχουν δημιουργηθεί και εξωσκελετικά μοντέλα αποκατάστασης μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης στο παρελθόν. Η εταιρεία ZMorph δημιούργησε με αυτό τον τρόπο ένα εξωσκελετικό σύστημα. Δεν διαθέτει ενεργοποιητές αλλά λειτουργεί χειροκίνητα, και διαθέτει μηχανισμό και για τα πέντε δάκτυλα του χεριού. Μειονέκτημα του συγκεκριμένου μοντέλου αποτελεί το γεγονός ότι η κίνηση πραγματοποιείται ταυτόχρονα και στα πέντε δάκτυλα, και με αυτό τον τρόπο είναι αδύνατη η αποκατάσταση ενός μόνο δακτύλου. Το συγκεκριμένο πρωτότυπο δημιουργήθηκε για να διευκολύνει τον ασθενή να πιάνει αντικείμενα και να μπορεί να πραγματοποιεί σωματικές δραστηριότητες.



Σχήμα 12: Εξωσκελετικό σύστημα με τρισδιάστατη εκτύπωση (ZMorph Blog, 2018)

Άλλο ένα παράδειγμα εξωσκελετικού συστήματος με τρισδιάστατη εκτύπωση παρουσιάζεται στο [σχήμα 13](#). Δημιουργήθηκε από το πανεπιστήμιο Curtin της Αυστραλίας (Curtinnovation.com, 2017) και διαθέτει μηχανισμό για ένα μόνο δάκτυλο. Το μειονέκτημα του συγκεκριμένου μοντέλου είναι το γεγονός ότι έχει δυνατότητα κίνησης του δακτύλου μόνο προς τα κάτω (κάμψη). Επιπρόσθετα, διαθέτει γραμμικό ενεργοποιητή για την κίνηση.



Σχήμα 13: Εξωσκελετικό σύστημα με τρισδιάστατη εκτύπωση (Curtinnovation.com, 2017)

Για να πραγματοποιηθεί η παρούσα διπλωματική εργασία, μελετήθηκαν πολλές διαφορετικές έρευνες σχετικά με την αποκατάσταση ασθενών από εγκεφαλικό επεισόδιο και αναλύθηκαν διαφορετικές συσκευές, για να προσδιοριστούν τα μειονεκτήματά τους, και να βρεθεί τρόπος βελτίωσης για την δημιουργία μιας νέας συσκευής. Στον πίνακα 1 παρουσιάζονται χαρακτηριστικές συσκευές αποκατάστασης, ενώ ολόκληρη η διαδικασία που ακολουθήθηκε για την επιλογή μηχανισμού παρουσιάζεται στο Παράρτημα- Μέρος 1.



		<i>Rehab Robotics</i>	<i>ZMorph Blog</i>	<i>Curtinnovation</i>	<i>SaebFlex</i>	<i>HandSOME</i>
Τεχνικές Απαιτήσεις	Υλικό	Ατσάλι	ABS	ABS	Πλαστικά και Μέταλλα	Ελαφριά Μέταλλα
	Είδος Κινησιοθεραπείας/ Ενεργητικό- Παθητικό	Ενεργητικό	Παθητικό	Ενεργητικό	Παθητικό	Παθητικό
	Πολυπλοκότητα	Υψηλή	Χαμηλή	Μέτρια	Μέτρια	Μέτρια
	Βάρος	Μεγάλο	Μικρό	Μικρό	Μικρό	Μικρό
	Μέγεθος/ Όγκος	Μεγάλο	Μεγάλο	Μικρό	Μεγάλο	Μεγάλο
	Δυνατότητα κίνησης ενός δακτύλου	Ναι	Όχι	Ναι	Ναι	Όχι
	Δυνατότητα κίνησης πολλών δακτύλων	Ναι	Ναι	Όχι	Ναι	Ναι
	Αποκατάσταση των πέντε δακτύλων	Ναι	Ναι	Όχι	Ναι	Ναι
Ασφάλεια/ Αξιοπιστία	Ασφάλιση της κίνησης σε οριακά σημεία/ Χρήση Stopper	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι
	Επενεργητής	Γραμμικός	Χειροκίνητος	Γραμμικός	Χειροκίνητος	Χειροκίνητος
	Έλεγχος με χρήση αισθητήρων	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Όχι
Κόστος/ Ευκολία Κατασκευής	Απαιτήση χρήσης Η/Υ	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Όχι
	Φορητότητα συσκευής	Όχι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι

<i>Δυνατότητα διαφορετικών μεγεθών για την ίδια συσκευή</i>	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Όχι
<i>Ευκολία παραγωγής</i>	Όχι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι
<i>Ευκολία συναρμολόγησης</i>	Όχι	Ναι	Ναι	Όχι	Ναι
<i>Ευκολία χρήσης από τον ίδιο τον ασθενή</i>	Όχι	Ναι	Ναι	Ναι	Όχι
<i>Κόστος</i>	Ακριβό	Φθηνό	Φθηνό	Φθηνό	Φθηνό

Πίνακας 1: Αξιολόγηση χαρακτηριστικών εξωσκελετικών συσκευών αποκατάστασης

Το μοντέλο της Rehab Robotics θα μπορούσε να εξελιχθεί χρησιμοποιώντας ένα άλλο υλικό και απλοποιώντας τον τρόπο λειτουργίας της συσκευής (την έλλειψη απαίτησης χρήσης Η/Υ, την χρησιμοποίηση λιγότερων σερβοκινητήρων κ.λπ.). Με αυτό τον τρόπο η συσκευή θα γινόταν πιο οικονομική και εύκολη στη χρήση. Επιπρόσθετα, η φορητότητα της συσκευής είναι ένα πολύ σημαντικό χαρακτηριστικό, καθώς με αυτό τον τρόπο ο ασθενής μπορεί να τη χρησιμοποιεί και στο σπίτι του, κι έτσι να αυξάνει τις πιθανότητες αποκατάστασής του.

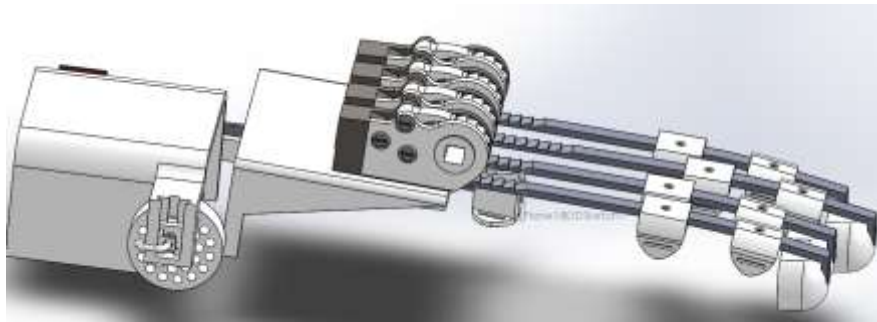
Τα μοντέλα ZMorph και Curtinnovation έχουν το πλεονέκτημα παραγωγής μέσω 3d printing, που είναι και το ζητούμενο της παρούσας εργασίας. Παρόλα αυτά το ZMorph έχει το μειονέκτημα του ότι τα τέσσερα δάκτυλα κινούνται ταυτόχρονα και δεν παρέχει ασφάλεια στην κίνηση με χρήση Stopper. Το Curtinnovation έχει ως βασικό μειονέκτημα το ότι λειτουργεί μόνο για κίνηση του δακτύλου προς τη μία κατεύθυνση και το ότι περιλαμβάνει μηχανισμό για ένα μόνο δάκτυλο.

Τα μοντέλα SaebFlex και HandSOME είναι στην ίδια λογική με την παρούσα εργασία καθώς λειτουργούν μηχανικά. Τα βασικά τους μειονεκτήματα είναι ο μεγάλος όγκος, η πολυπλοκότητά και η έλλειψη προσαρμογής για διαφορετικά μεγέθη χεριών.

Το πρωτότυπο που θα αναπτυχθεί στην συγκεκριμένη διπλωματική εργασία, θα προσπαθήσει να λύσει τα προβλήματα των προηγούμενων μοντέλων που αναφέρθηκαν.

### 3.3 Σχεδίαση διαφορετικών μοντέλων νάρθηκα

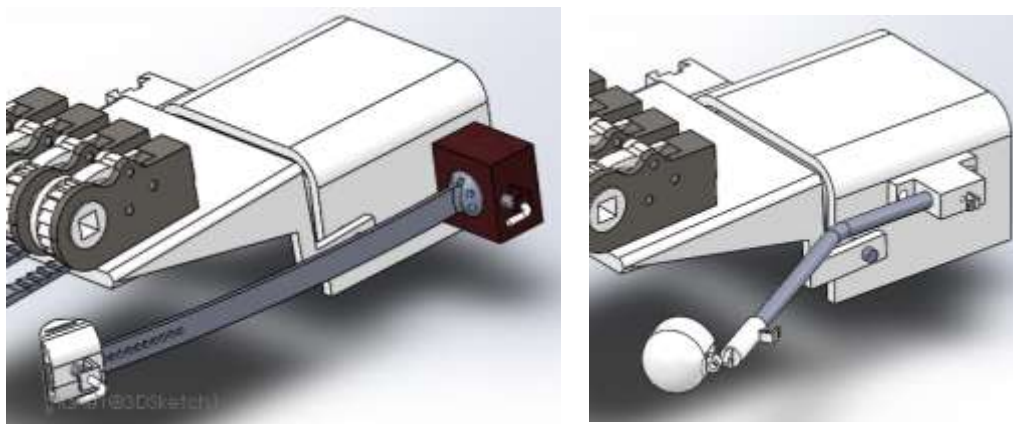
Το πρώτο μοντέλο που δημιουργήθηκε, βασίζεται στο κλείδωμα της θέσης των δαχτύλων με τη χρήση του μηχανισμού καστανίας (Ratchet). Ο μηχανισμός αποτελείται από ένα γρανάζι και ένα γάντζο που εισχωρεί μέσα στα δόντια του γραναζιού και ασφαλίσει τη θέση του. Το μοντέλο για κάθε ένα από τα τέσσερα (4) δάχτυλα περιλαμβάνει ένα (1) έλασμα, το οποίο επίσης περιέχει δόντια. Όταν το δάχτυλο κινείται γραμμικά για να βρεθεί σε έκταση, τότε τα δόντια του ελάσματος αγγίζουν τα δόντια του γραναζιού και όταν ο γάντζος ακουμπήσει το γρανάζι, η θέση του δαχτύλου θα ασφαλιστεί.



Σχήμα 14: Απεικόνιση του πρώτου μοντέλου νάρθηκα που σχεδιάστηκε με μηχανισμό καστανίας

Το πλεονέκτημα αυτού του μοντέλου είναι ότι δίνει τη δυνατότητα ασφάλισης της θέσης σε πολλά διαφορετικά σημεία. Παρόλα αυτά το βασικό μειονέκτημα, και ο λόγος που απορρήφθηκε η συγκεκριμένη λογική, αποτελεί το γεγονός ότι ο μηχανισμός της καστανίας λειτουργεί για την κίνηση μόνο προς μία κατεύθυνση (κάμψη). Κάτι τέτοιο δε μπορεί να χρησιμοποιηθεί, διότι το χέρι του κάθε ασθενή μπορεί να βρίσκεται σε ακαμψία σε διαφορετικές στάσεις και σε κάποιες περιπτώσεις θα πρέπει να πραγματοποιεί κάμψη, ενώ σε κάποιες άλλες έκταση.

Ο μηχανισμός για τον αντίχειρα αντιμετωπίστηκε ξεχωριστά, λόγω της διαφορετικής του ανατομίας σε σχέση με τα τέσσερα δάχτυλα, όπως έχει προαναφερθεί. Δημιουργήθηκαν δύο διαφορετικές επιλογές, που βασίζονται αμφότερες στη λογική της ασφάλισης της θέσης του δαχτύλου μέσω ενός πύρου με ένα ελατήριο (μηχανισμός Pin- Clutch). Ο ασθενής τραβά τον πείρο προς τα πάνω, τοποθετεί τον αντίχειρα στην επιθυμητή θέση και στη συνέχεια αφήνει τον πείρο ελεύθερο. Με τη βοήθεια του ελατηρίου ο πείρος τοποθετείται μέσα σε μία οπή και ασφαλίεται η θέση. Στην πρώτη επιλογή, οι οπές βρίσκονται μέσα σε μία σφαίρα, ενώ στη δεύτερη επιλογή βρίσκονται σε έναν άξονα. Η σφαίρα παρουσιάζει το πλεονέκτημα των περισσότερων οπών σε σχέση με τον άξονα, όμως αποτελεί μία πιο πολύπλοκη λύση ως προς τη συναρμολόγηση του μοντέλου και για αυτό το λόγο απορρίπτεται.



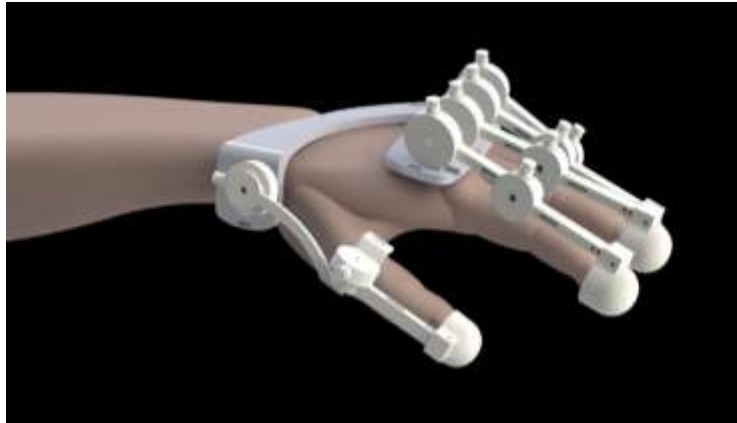
Σχήμα 15: Διαφορετικές λύσεις για τον αντίχειρα στο πρώτο μοντέλο νάρθηκα

Επιπρόσθετα, το μοντέλο είναι τοποθετημένο επάνω σε δύο βάσεις. Η μία τοποθετείται επάνω στον βραχίονα και η άλλη επάνω στη ραχιαία πλευρά του χεριού. Έχει δημιουργηθεί ένας μηχανισμός που καθορίζει την κλίση ανάμεσα στα δύο μέρη του χεριού και βασίζεται στη λειτουργία της πλάκας διαιρέτη τόνου. Ο μηχανισμός αποτελείται από έναν πείρο, ένα ελατήριο και μια πλάκα με οπές. Η λειτουργία του είναι παρόμοια με το μηχανισμό του πύρου ασφαλείας, με τη διαφορά ότι ο πύρος με το ελατήριο βρίσκεται τοποθετημένος επάνω σε μία γλίστρα και δίνεται η δυνατότητα για τοποθέτησή του σε περισσότερες ωπές.

Τέλος, το δέσιμο της συνδεσμολογίας με το χέρι πραγματοποιείται με τη βοήθεια δαχτυλιδιών. Το δαχτυλίδι που τοποθετείται στο ακροδάχτυλο είναι δεμένο με μία βίδα επάνω στο έλασμα. Τα άλλα δύο δαχτυλίδια, που τοποθετούνται ανάμεσα στις αρθρώσεις, δένονται με ένα λουρί στο δάχτυλο και προσαρμόζονται στο μέγεθος του εκάστοτε χεριού, μέσω της ωπής στο πάνω μέρος τους. Τα προαναφερθέντα συνδέονται σε μορφή γλίστρας με το έλασμα.

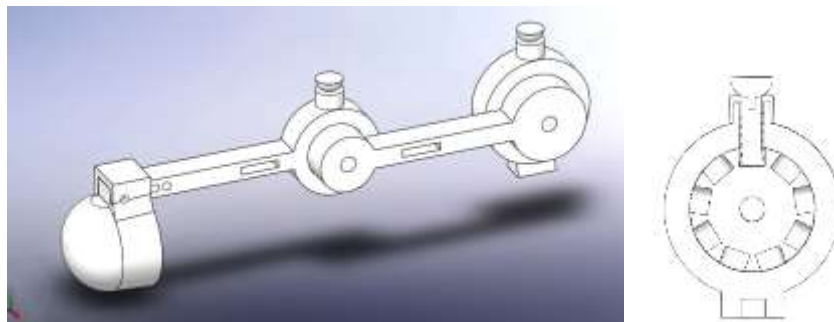
### 3.4 Επιλογή και σχεδίαση τελικού μοντέλου νάρθηκα

Για να αποφευχθεί το πρόβλημα του προηγούμενου μοντέλου, κατά το οποίο ο μηχανισμός λειτουργούσε μόνο με την κίνηση των δαχτύλων προς τη μία κατεύθυνση, ο βασικός μηχανισμός του τελικού μοντέλου αποφασίστηκε να αποτελείται από τον μηχανισμό πείρου ασφαλείας με μηχανισμό Pin- Clutch σε συνδεσμολογία ενός άξονα και ενός τμήματος, μαζί με ένα ελατήριο. Το μοντέλο παρουσιάζεται στο σχήμα 16 και αποτελείται από δέκα (10) βαθμούς ελευθερίας.



Σχήμα 16: Τελική μορφή του εξωσκελετικού μοντέλου που σχεδιάστηκε

Ο άξονας και το τμήμα περιέχουν οπές, οι οποίες ευθυγραμμίζονται σε διάφορες θέσεις, κατά την περιστροφική κίνησή τους. Όταν ο μηχανισμός είναι ασφαλισμένος σε μία θέση, ο πείρος είναι τοποθετημένος μέσα στις δύο ευθυγραμμισμένες οπές, με μία δύναμη να τον τραβάει προς τη βάση των οπών, καθώς περιβάλλεται από το ελατήριο. Το ελατήριο ασφαλίεται γύρω από τον πείρο με ένα καπάκι που είναι τοποθετημένο επάνω από το τμήμα.



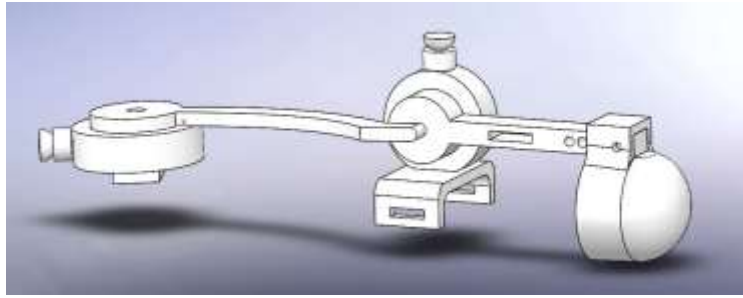
(α)

(β)

Σχήμα 17: (α) Τελική μορφή του μηχανισμού των τεσσάρων δακτύλων, (β) Τομή μηχανισμού

Όταν ο ασθενής θέλει να κινήσει το δάκτυλο, τραβάει τον πείρο προς τα πάνω, και με αυτό τον τρόπο απασφαλίζει την θέση. Στη συνέχεια κρατάει τον πείρο σταθερό στο ίδιο σημείο, έως ότου φτάσει το δάκτυλο στην επιθυμητή θέση ασφάλισής του. Τότε, ελευθερώνει τον πείρο, και με τη δύναμη του ελατηρίου, τοποθετείται στη βάση των ευθυγραμμισμένων οπών στην καινούργια θέση.

Όπως και στα προηγούμενα μοντέλα, ο μηχανισμός του αντίχειρα έχει σχεδιαστεί χωριστά. Η λογική σχεδίασής του είναι ίδια με αυτή του μηχανισμού των τεσσάρων δακτύλων, με τη διαφορά ότι σε αυτή την περίπτωση ο πρώτος μηχανισμός είναι τοποθετημένος κάθετα σε σχέση με τον δεύτερο. Αυτό συμβαίνει λόγω της διαφορετικής δομής του αντίχειρα από τα υπόλοιπα δάκτυλα, όπως αναφέρεται και στην ενότητα 2.

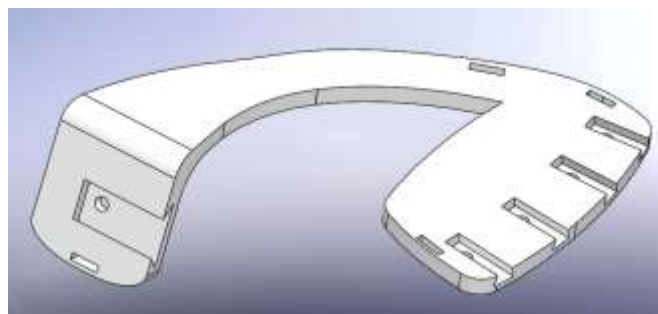


Σχήμα 18: Τελική μορφή του μηχανισμού του αντίχειρα

Αξίζει να σημειωθεί πως χάριν ευκολίας, καθ' όλη τη διάρκεια της διπλωματικής εργασίας, αναφέρονται τα τμήματα του μηχανισμού νάρθηκα τόσο για τα τέσσερα δάκτυλα όσο και για τον αντίχειρα:

- πρώτος μηχανισμός: το τμήμα του μηχανισμού που αντιστοιχεί στην MCP άρθρωση για τον αντίχειρα και PIP άρθρωση για τα τέσσερα δάκτυλα, και δένεται επάνω στη βάση (σχήμα 17α, το δεξί τμήμα του μηχανισμού) και,
- δεύτερος μηχανισμός: το τμήμα του μηχανισμού που αντιστοιχεί στην IP άρθρωση για τον αντίχειρα και DIP άρθρωση για τα τέσσερα δάκτυλα, (σχήμα 17α, το τμήμα του μηχανισμού που ακολουθεί τον πρώτο μηχανισμό και βρίσκεται στο κέντρο της συνδεσμολογίας)

Οι μηχανισμοί είναι σχεδιασμένοι με τέτοιο τρόπο ώστε να τοποθετούνται επάνω στη βάση, σε μία συνδεσμολογία. Ο πρώτος μηχανισμός για κάθε δάκτυλο περιέχει στη βάση του έναν συρόμενο σύνδεσμο μορφής τραπεζίου (χελιδονοουρά) ο οποίος εισέρχεται στη βάση στην αντίστοιχη οπή μορφής τραπεζίου και στη συνέχεια τα δύο μέρη δένονται με μία βίδα. Η βάση τοποθετείται πάνω στο χέρι και σταθεροποιείται σε αυτό, μέσω δύο λουριών που δένονται στη βάση, μέσω τεσσάρων ειδικών οπών. Ο υπόλοιπος μηχανισμός συνδέεται με τα δάκτυλα με τον ίδιο τρόπο, δηλαδή με λουριά που ασφαλίζουν μέσω των αντίστοιχων οπών.



Σχήμα 19: Τελική μορφή της βάσης

Τα ακροδάκτυλα, σε κάθε μηχανισμό, τοποθετούνται σε νάρθηκα δακτύλου/δαχτυλήθρα. Η δαχτυλήθρα διαθέτει μια οπή μορφής ορθογώνιου

παραλληλεπιπέδου, έτσι ώστε να λειτουργεί σαν διαιρούμενος συρόμενος σύνδεσμος σε συνδυασμό με το τμήμα του μηχανισμού που έρχεται σε επαφή. Στη συνδεσμολογία έχουν σχεδιαστεί οπές για να μπορεί να λειτουργεί ο μηχανισμός σε κάθε μήκος δακτύλου, καθώς και σε διαφορετικά μεγέθη χεριών. Το κάθε επιθυμητό σημείο ασφαρίζεται κάθε φορά μέσω ενός πείρου.

Επιπλέον, οφείλει να αναφερθεί το γεγονός ότι το μοντέλο που επιλέχθηκε μπορεί να χρησιμοποιηθεί κατά το πρώτο στάδιο αποκατάστασης, κατά το οποίο ο ασθενής πρέπει να φέρει τα δάκτυλα σε οριζόντια θέση ανάπαυσης, καθώς συνήθως βρίσκονται αγκυλωμένα σε κάποια θέση.

Αφού σχεδιάστηκε το τελικό μοντέλο, πραγματοποιήθηκε ένας τυπικός έλεγχος της μάζας του, για να εξακριβωθεί εάν βρίσκεται μέσα στα επιθυμητά όρια, όπως αναφέρεται στην ενότητα 2. Το Solidworks δίνει την δυνατότητα του συγκεκριμένου ελέγχου μέσω της επιλογής Mass Properties. Αφού εισαχθεί το υλικό με το οποίο θα παραχθεί το εκάστοτε μοντέλο, το πρόγραμμα υπολογίζεται η συνολική του μάζα, όπως και άλλες παράμετροι. Η μάζα που υπολογίστηκε για το συγκεκριμένο μοντέλο είναι της τάξης των 132.75gr, εμφανώς μικρότερη από το όριο των 2kg. Επομένως η δυσκολία του βάρους του συγκεκριμένου νάρθηκα, για τον ασθενή, έχει αποφευχθεί.

### 3.5 Επιλογή υλικού

Στόχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι να δημιουργηθεί ένα μοντέλο νάρθηκα χεριού, που θα παράγεται με τρισδιάστατη εκτύπωση. Η τρισδιάστατη εκτύπωση αποτελεί μία κατασκευαστική τεχνολογία που χρησιμοποιείται ευρέως τα τελευταία χρόνια στην προσθετική κατασκευή (Additive Manufacturing). Η συγκεκριμένη μέθοδος μπορεί να κατασκευάσει ένα μεγάλο εύρος προϊόντων σε τρεις διαστάσεις και σε πολύπλοκες γεωμετρίες.

Επί του παρόντος, οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές μπορούν να χρησιμοποιήσουν ένα μεγάλο εύρος υλικών όπως πολυμερή, μέταλλα, τσιμέντο και κεραμικά υλικά. Εν τούτοις, τα υλικά που επιλέγονται συνήθως, και έχουν αναπτυχθεί περισσότερο, είναι τα θερμοπλαστικά πολυμερή (ABS και PLA). Τα δύο αυτά υλικά έχουν παρόμοιες ιδιότητες και επομένως θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν στην παρούσα κατασκευή. Παρόλα αυτά, το PLA είναι λιγότερο εύκαμπτο από το ABS και για το λόγο αυτό επιλέγεται στην συγκεκριμένη περίπτωση.

Στον πίνακα 2 παρουσιάζονται τα μηχανικά χαρακτηριστικά του PLA που εισήχθησαν στο Ansys. Παρατηρείται πως το PLA εμφανίζει μέγιστη **αντοχή σε εφελκυσμό μεγέθους 59 MPa** [24]. Κατά τη στατική ανάλυση πεπερασμένων

στοιχείων που αναλύεται στη συνέχεια, ελέγχεται εάν το κάθε μοντέλο ξεπερνάει αυτό το όριο. Το τελικό βελτιστοποιημένο μοντέλο θα πρέπει να παρουσιάζει τις μικρότερες δυνατές τάσεις εφελκυσμού.

Μηχανικά Χαρακτηριστικά PLA	Μονάδα Μέτρησης	Τιμή
Πυκνότητα (Density)	g cm <sup>-3</sup>	1,25
Μέτρο ελαστικότητας Young (Young's Modulus)	MPa	2004,3
Λόγος Poisson (Poisson's ratio)	-	0.36
Αντοχή σε εφελκυσμό (Tensile Strength)	MPa	59

Πίνακας 2: Μηχανικά χαρακτηριστικά PLA στο Ansys

Αξίζει να σημειωθεί πως παρότι το PLA και το ABS αποτελούν τις συνηθέστερες επιλογές υλικού τρισδιάστατης εκτύπωσης, τα τελευταία χρόνια έχουν δημιουργηθεί υλικά με μεγάλες αποδόσεις, που μπορούν να ανταπεξέλθουν στις υψηλές μηχανικές προδιαγραφές διάφορων εφαρμογών. Μερικά παραδείγματα τέτοιων υλικών παρουσιάζονται στον πίνακα 3. Τα υλικά αυτά έχουν πολύ μεγαλύτερη αντοχή σε εφελκυσμό από ότι το PLA και το ABS και θα μπορούσαν να αποτελούν επιλογή για τη συγκεκριμένη εφαρμογή.

Υλικό	Πολυμερισμός	Αντοχή σε εφελκυσμό (MPa)
Novamid ID1030 CF10	Πολυαμίδιο ενισχυμένο 10% με ίνες άνθρακα PA6/66	110
Arnilene AM6001 GF (G)	Πολυπροπυλένιο (PP)	70



Arnite AM8527	PET ενισχυμένο με ίνες γυαλιού	120
------------------	-----------------------------------	-----

Πίνακας 3: Υλικά τρισδιάστατης εκτύπωσης με υψηλή αντοχή σε εφελκυσμό

## Δημιουργία Μοντέλου Πεπερασμένων Στοιχείων

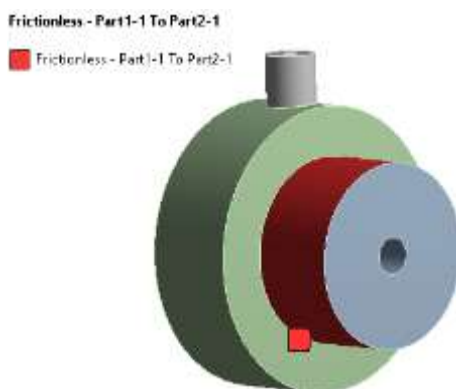
### 4.1 Εισαγωγή

Σε αυτή την ενότητα παρουσιάζονται αναλυτικά οι επιλογές που έγιναν για την δημιουργία ενός αξιόπιστου μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων το οποίο θα αποτελέσει τη βάση για την στατική βελτίωση του μοντέλου νάρθηκα που σχεδιάστηκε. Πιο συγκεκριμένα, η περιγραφή αφορά τις επιβαλλόμενες οριακές συνθήκες.

Η στατική μελέτη του μοντέλου πραγματοποιήθηκε κάνοντας χρήση του υπολογιστικού και σχεδιαστικού πακέτου Ansys Workbench, έκδοσης 19.2 σε έναν υπολογιστή με επεξεργαστή AMD Ryzen 7 4800H στα 2.90 GHz, εγκατεστημένη μνήμη Ram 16 GB και κάρτα γραφικών NVIDIA GTX 1650 4 GB.

### 4.2 Επιλογές μοντελοποίησης

Για την αριθμητική ανάλυση του μοντέλου με μεθόδους FEM (Finite Element Method), δημιουργήθηκε ένα απλοποιημένο μοντέλο που αποτελείται από τρία μηχανικά μέρη. Πιο συγκεκριμένα, αναλύονται ο άξονας, το τμήμα και ο πείρος, όπως παρουσιάζεται και στο σχήμα 20.



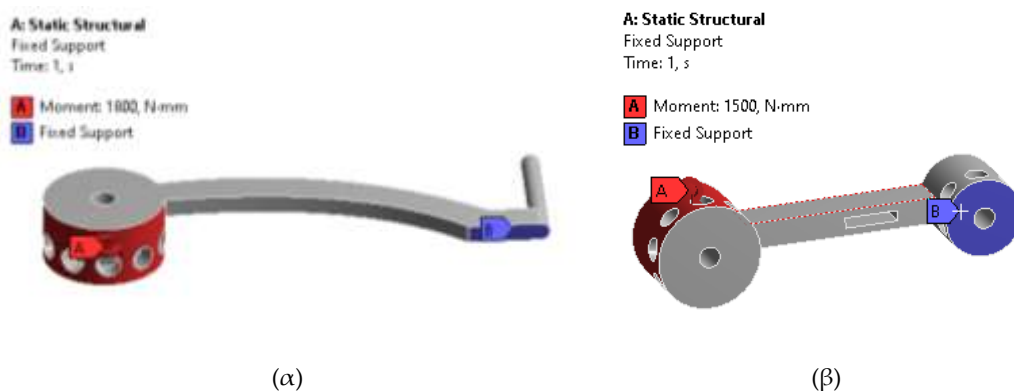
Σχήμα 20: Στήριξη συνδεσμολογίας

Οι οριακές συνθήκες που επιβάλλονται είναι:

- Πάκτωση στο πίσω μέρος του εξωτερικού κυλίνδρου.
- Ροπή

Για λόγους πληρότητας πρέπει να σημειωθεί πως η οριακή επιβολή δύναμης 15N επιλέχθηκε σύμφωνα με τις έρευνες [7,8], όπως αναλύθηκε στην ενότητα 2, στην υποενότητα 2.4.2 . Παράλληλα, όπως προαναφέρεται, η στατική ανάλυση του μοντέλου πραγματοποιήθηκε ξεχωριστά για τον μηχανισμό των τεσσάρων (4) δακτύλων και του αντίχειρα. Αυτό συνέβη διότι η ροπή του αντίχειρα είναι διαφορετική από αυτή των τεσσάρων δακτύλων, λόγω του διαφορετικού μήκους τους.

Ακόμη, πραγματοποιήθηκε στατική ανάλυση στο τμήμα του μηχανισμού του σχήματος 21, τόσο για τον αντίχειρα όσο για τα τέσσερα δάκτυλα, για να διαπιστωθεί εάν το νεύρο που ενώνει τους μηχανισμούς διαθέτει ικανοποιητική αντοχή σε εφελκυσμό. Στα δύο αυτά τμήματα εφαρμόστηκαν οι ίδιες δυνάμεις ροπής που αναφέρθηκαν νωρίτερα, καθώς και πάκτωση.



Σχήμα 21: Επιβαλλόμενες οριακές συνθήκες για στατική ανάλυση του νεύρου: (α) τμήματος μηχανισμού αντίχειρα, (β) τμήματος μηχανισμού τεσσάρων δακτύλων

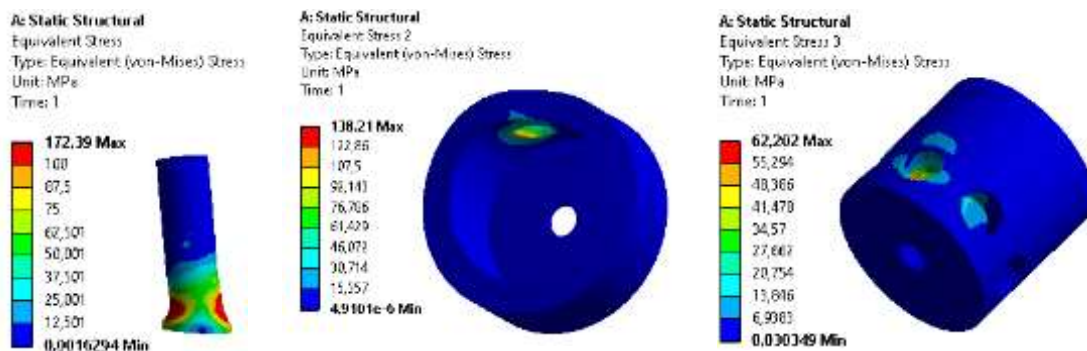
## Ανάλυση Αποτελεσμάτων Προσομοιώσεων

### 5.1 Έλεγχος πρώτων αποτελεσμάτων

Ολοκληρώνοντας όλες τις απαραίτητες επιλογές που αφορούν την μοντελοποίηση του προς επίλυση στατικού προβλήματος, πραγματοποιήθηκε μια αρχική προσομοίωση, έτσι ώστε να ελεγχθεί αρχικά αν η συμπεριφορά του μοντέλου είναι λογική.

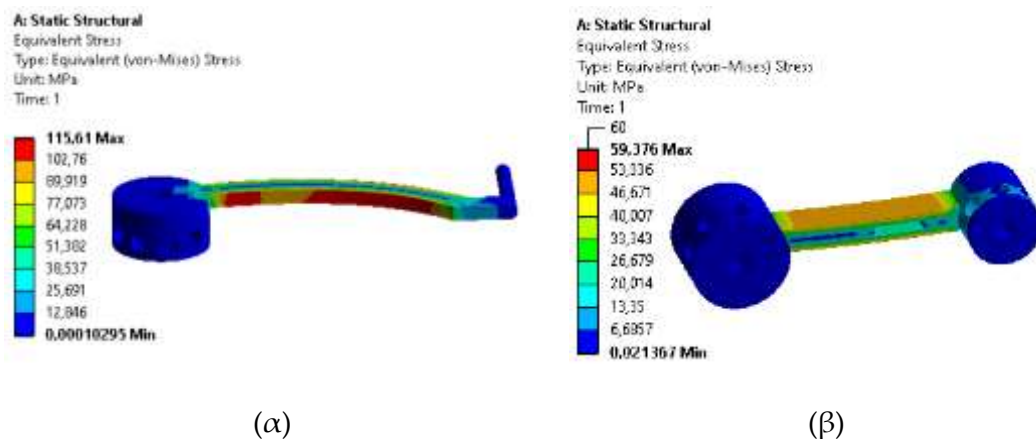
Όσον αφορά το απλοποιημένο μοντέλο, όπως παρατηρείται στο σχήμα 22 οι υψηλότερες τιμές των τάσεων εμφανίζονται στις αναμενόμενες περιοχές, δηλαδή στη βάση της οπής του εξωτερικού κυλίνδρου, στη βάση της οπής του εσωτερικού κυλίνδρου και στη βάση του πείρου.

Επιπρόσθετα, οι μέγιστες τιμές των τάσεων παρουσιάζουν λογικές τιμές, αλλά είναι μεγαλύτερες από την οριακή τιμή αντοχής του PLA που είναι 59MPa, όπως παρουσιάστηκε νωρίτερα. Για τον λόγο αυτό, πραγματοποιήθηκαν δοκιμές αλλαγής της γεωμετρίας του μοντέλου, έως ότου επιτευχθούν οι μικρότερες δυνατές τάσεις εφελκυσμού.



Σχήμα 22: Έλεγχος τάσεων von-Mises του μοντέλου του αντίχειρα

Όσον αφορά τον έλεγχο τάσεων των νευρών του μηχανισμού, τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στο σχήμα 23. Οι τιμές των τάσεων είναι λογικές και για τις δύο περιπτώσεις, όμως είναι απαραίτητη η αλλαγή του πάχους του νεύρου.



Σχήμα 23: Έλεγχος τάσεων von-Mises των νευρών του μηχανισμού : (α) του αντίχειρα, (β) των τεσσάρων δακτύλων

## 5.2 Τελική δοκιμή αποδεκτού μοντέλου

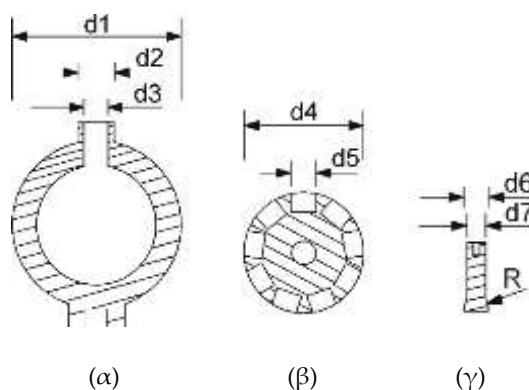
Η τροποποίηση του σχεδιασμού της γεωμετρίας των μοντέλων πραγματοποιήθηκε με την βοήθεια του σχεδιαστικού προγράμματος Solidworks,

όπως έγινε και με την υπόλοιπη γεωμετρία του μοντέλου που παρουσιάστηκε στην ενότητα 3, στην υποενότητα 3.4.

Οι παράμετροι που τροποποιήθηκαν στο απλοποιημένο μοντέλο παρουσιάζονται στη συνέχεια:

- Στο τμήμα, η εξωτερική διάμετρος  $d_1$ ,
- στο τμήμα, η εσωτερική διάμετρος  $d_2$ ,
- στο τμήμα, η διάμετρος της οπής εφαρμογής του πείρου  $d_3$ ,
- στον άξονα η εξωτερική διάμετρος  $d_4$ ,
- στον άξονα, η διάμετρος της οπής εφαρμογής του πείρου  $d_5$ ,
- στον πείρο, η διάμετρος της βάσης  $d_6$ ,
- στον πείρο, η διάμετρος της κορυφής  $d_7$  και
- στον πείρο, η μορφή ένωσης του κυλινδρικού μέρους με την βάση  $R$ .

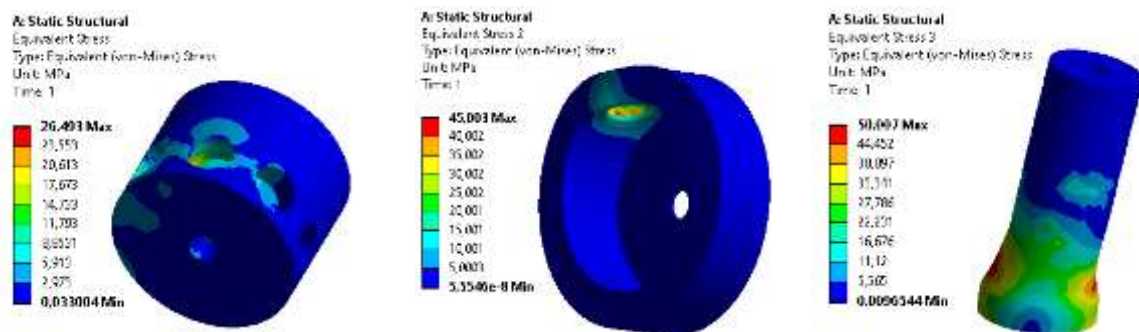
Στο σχήμα 24 παρουσιάζονται οι ονομασίες των παραμέτρων που τροποποιήθηκαν στο απλοποιημένο μοντέλο. Οι τροποποιήσεις των διαφόρων διαμέτρων υλοποιήθηκαν με αλλαγές των μεγεθών τους στο Solidworks. Η τροποποίηση της μορφής ένωσης του κυλινδρικού μέρους με την βάση του πείρου επιτελέστηκε μέσω της επιλογής *fillet*, και συγκεκριμένα με δοκιμές αλλαγής της διαμέτρου του. Στον πίνακα 4 παρουσιάζονται οι αρχικές και οι τελικές τιμές των παραμέτρων που επιλέχθηκαν, ενώ στο σχήμα 25 η τελική αποδεκτή στατική ανάλυση του μηχανισμού του αντίχειρα. Παρατηρείται πως οι τιμές των τάσεων έχουν μειωθεί αρκετά και βρίσκονται σε αποδεκτό μέγεθος.



Σχήμα 24: Ονοματολογία παραμέτρων προς τροποποίηση κατά τη βελτιστοποίηση με ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων: (α) άξονα, (β) τμήματος και (γ) πείρου

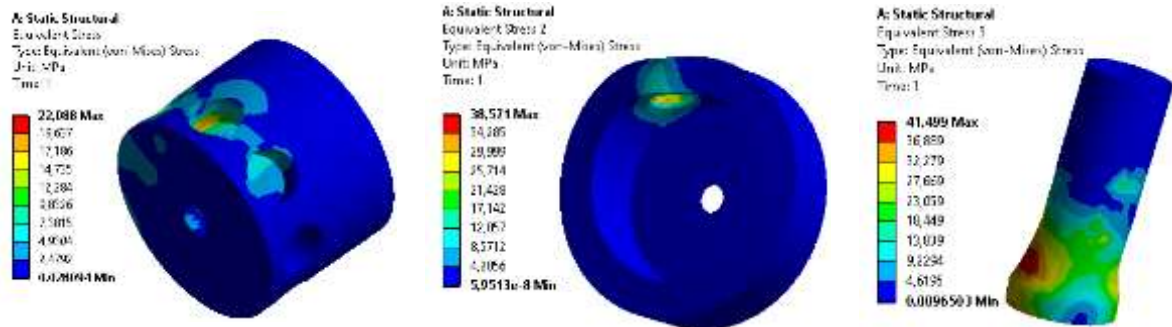
Παράμετρος	Αρχική Τιμή (mm)	Τελική Τιμή (mm)
d <sub>1</sub>	22	28
d <sub>2</sub>	4	6
d <sub>3</sub>	3	4
d <sub>4</sub>	16	20,2
d <sub>5</sub>	3	4
d <sub>6</sub>	3	4
d <sub>7</sub>	2	3
R	1	5

Πίνακας 4: Αρχικές και τελικές τιμές των παραμέτρων που τροποποιήθηκαν στον πρώτο μηχανισμό



Σχήμα 25: Έλεγχος τάσεων von-Mises του μοντέλου του αντίχειρα, ύστερα από τροποποιήσεις της γεωμετρίας του

Εν συνεχεία πραγματοποιήθηκε στατική ανάλυση του απλοποιημένου μοντέλου των τεσσάρων δακτύλων, με τις γεωμετρικές τροποποιήσεις του μοντέλου του αντίχειρα που αναφέρθηκαν προηγουμένως. Στο σχήμα 26 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα. Είναι εμφανές πως προβάλλουν λογική συνέχεια των αποτελεσμάτων της ανάλυσης του μοντέλου του αντίχειρα. Πιο συγκεκριμένα, οι τιμές των τάσεων είναι μικρότερες από αυτές του αντίχειρα και μέσα στα επιτρεπτά όρια. Επομένως οι γεωμετρικές τροποποιήσεις θα εφαρμοστούν με τον ίδιο τρόπο και στα δύο μοντέλα.



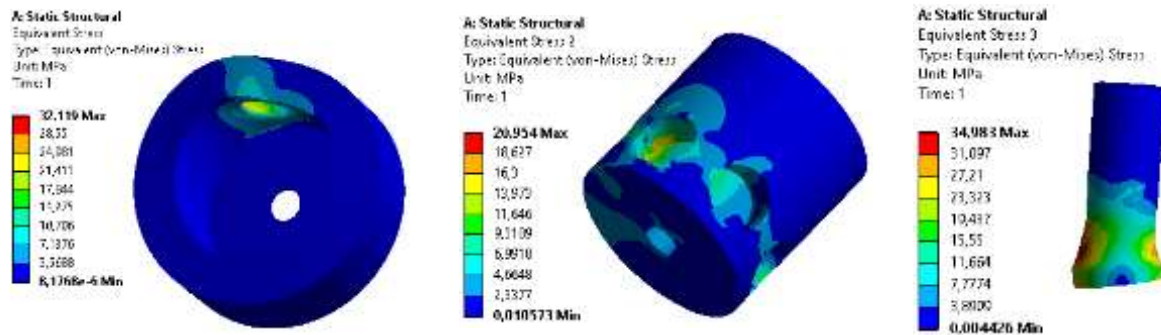
Σχήμα 26: Έλεγχος τάσεων von-Mises του μοντέλου των τεσσάρων δακτύλων, ύστερα από τροποποιήσεις της γεωμετρίας του

Αφού επιλέχθηκαν τα γεωμετρικά μεγέθη των μοντέλων του αντίχειρα και των τεσσάρων δακτύλων για το απλοποιημένο μοντέλο, πραγματοποιήθηκε στατική ανάλυση και στο δεύτερο μηχανισμό του κάθε μοντέλου, έτσι ώστε να μικρύνει η διάμετρος του, καθώς η ροπή σε αυτόν είναι μικρότερη.

Στον πίνακα 5 παρουσιάζονται οι τελικές τροποποιήσεις της γεωμετρίας και στο σχήμα 27 τα αποτελέσματα της στατικής ανάλυσης. Όπως παρατηρείται, η μείωση του μεγέθους του μηχανισμού λειτουργεί για τον δεύτερο μηχανισμό, καθώς οι τάσεις βρίσκονται μέσα στα αποδεκτά όρια και έχουν αρκετά μικρές τιμές, εμφανώς μικρότερες από αυτές του πρώτου μηχανισμού.

Παράμετρος	Αρχική Τιμή (mm)	Τελική Τιμή (mm)
<b>d1</b>	22	23
<b>d2</b>	4	6
<b>d3</b>	3	4
<b>d4</b>	16	15
<b>d5</b>	3	4
<b>d6</b>	3	4
<b>d7</b>	2	3
<b>R</b>	1	5

Πίνακας 5: Αρχικές και τελικές τιμές των παραμέτρων που τροποποιήθηκαν στον δεύτερο μηχανισμό



Σχήμα 27: Έλεγχος τάσεων von-Mises ύστερα από τροποποιήσεις της γεωμετρίας για τον δεύτερο μηχανισμό

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται συνοπτικά οι τροποποιήσεις του μηχανισμού των τεσσάρων δακτύλων, τόσο για τον πρώτο όσο και για τον δεύτερο μηχανισμό. Ύστερα από ανάλυση των τάσεων του μηχανισμού, αποφασίστηκε να εφαρμοστούν οι ίδιες τροποποιήσεις με τον μηχανισμό του αντίχειρα, καθώς τα αποτελέσματα των αναλύσεων ήταν σχεδόν ίδια και δεν επέτρεπαν περαιτέρω μείωση των διαστάσεων προς τροποποίηση. Στους πίνακες 6 και 7 προβάλλονται οι τροποποιήσεις της γεωμετρίας του πρώτου και του δεύτερου μηχανισμού για τα τέσσερα δάκτυλα.

Παράμετρος	Αρχική Τιμή (mm)	Τελική Τιμή (mm)
$d_1$	22	28
$d_2$	4	6
$d_3$	3	4
$d_4$	16	20
$d_5$	3	4
$d_6$	3	4
$d_7$	2	3
R	1	5

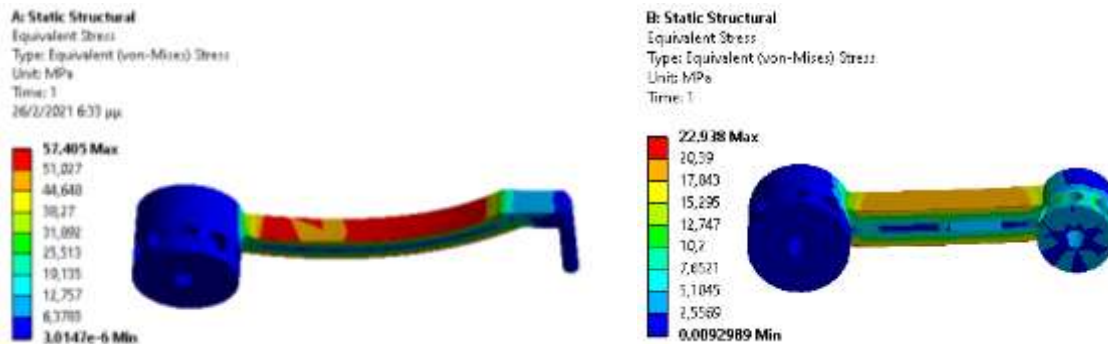
Πίνακας 6 : Αρχικές και τελικές τιμές των παραμέτρων που τροποποιήθηκαν στον πρώτο μηχανισμό των τεσσάρων δακτύλων

Παράμετρος	Αρχική Τιμή (mm)	Τελική Τιμή (mm)
$d_1$	22	23

<b>d<sub>2</sub></b>	4	6
<b>d<sub>3</sub></b>	3	4
<b>d<sub>4</sub></b>	16	15
<b>d<sub>5</sub></b>	3	4
<b>d<sub>6</sub></b>	3	4
<b>d<sub>7</sub></b>	2	3
<b>R</b>	1	5

Πίνακας 7: Αρχικές και τελικές τιμές των παραμέτρων που τροποποιήθηκαν στον δεύτερο μηχανισμό των τεσσάρων δακτύλων

Τέλος, όσον αφορά την ανάλυση των νεύρων των τμημάτων του μηχανισμού, πραγματοποιήθηκε αλλαγή στο πάχος του νεύρου του αντίχειρα από 6mm σε 10mm και του νεύρου του μηχανισμού των τεσσάρων δακτύλων από 5mm σε 8mm. Τα αποτελέσματα της στατικής ανάλυσης των νέων γεωμετριών παρουσιάζονται στο σχήμα 28. Όπως φαίνεται, οι μέγιστες τάσεις που δέχονται τα δύο τμήματα του μηχανισμού είναι σε αποδεκτό όριο.



Σχήμα 28: Έλεγχος τάσεων von-Mises ύστερα από τροποποιήσεις του πάχους των νεύρων του αντίχειρα και των τεσσάρων δακτύλων

## Εκτύπωση Τελικού Μοντέλου

### 6.1 Εισαγωγή

Έχοντας επιλέξει όλα τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του μοντέλου ύστερα από τροποποιήσεις, όπως αναλύθηκε προηγουμένως, το προϊόν καλύπτει όλες τις προδιαγραφές για να περάσει στο στάδιο παραγωγής του, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης.

Η επιλογή αυτού του μέσου παραγωγής παρέχει τα εξής πλεονεκτήματα:



- Μικρότερο βάρος σε σχέση με τις συσκευές που υπάρχουν στην αγορά,
- χρήση οικολογικών υλικών,
- μικρότερο κόστος παραγωγής σε σχέση με τις συσκευές που υπάρχουν στην αγορά και
- ευκολία στην παραγωγή.

Παρόλα αυτά, η τρισδιάστατη εκτύπωση εμπεριέχει κάποιες προκλήσεις που πρέπει να αντιμετωπιστούν για να είναι το προϊόν πλήρως λειτουργικό και ανταγωνιστικό σε σχέση με τα μοντέλα της αγοράς. Για την βέλτιστη παραγωγή του μοντέλου πραγματοποιήθηκε πειραματική διερεύνηση για την επιλογή του κατάλληλου προσανατολισμού εκτύπωσης, για αντοχή και παραλαβή των φορτίων, καθώς και επιλογή των συναρμογών. Οι προκλήσεις κατά την παραγωγή, καθώς και η πειραματική διερεύνηση θα αναλυθεί στη συνέχεια.

Στη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία επιλέχθηκε η χρήση του υλικού PLA. Ο εκτυπωτής που χρησιμοποιήθηκε για την εκτύπωση είναι ο Creality 3D CR-10S5 με μέθοδο FFF (Fused Filament Fabrication), του εργαστηρίου Στοιχείων Μηχανών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου και το λογισμικό που χρησιμοποιήθηκε για τον προγραμματισμό της εκτύπωσης είναι το Ultimaker Cura 4.6.

## 6.2 Τεχνικές εκτύπωσης

Ο όρος τρισδιάστατη εκτύπωση (3D Printing) αναφέρεται σε ένα σύνολο αυτοματοποιημένων διαδικασιών προσθετικής κατασκευής, που μετατρέπουν τρισδιάστατα ψηφιακά μοντέλα σε φυσικά αντικείμενα, χωρίς να απαιτείται προηγουμένως ο προγραμματισμός της διαδικασίας παραγωγής του.

Η προσθετική κατασκευή απλοποιεί σε σημαντικό βαθμό τη διαδικασία κατασκευής τρισδιάστατων αντικειμένων απευθείας από ψηφιακά δεδομένα CAD. Το κάθε κομμάτι δημιουργείται μέσω του ελεγχόμενου σχηματισμού και συνένωσης διαδοχικών στρώσεων υλικού, που αντιστοιχούν σε εγκάρσιες τομές του αντικειμένου που κατασκευάζεται. Όλες οι σύγχρονες μηχανές προσθετικής κατασκευής που διατίθενται στην αγορά, στηρίζονται σε αυτή τη στρωματική προσέγγιση, ενώ διαφέρουν ως προς το υλικό που μπορούν να χρησιμοποιήσουν, καθώς και στον τρόπο με τον οποίο δημιουργούνται και συγκολλούνται μεταξύ τους οι στρώσεις. Ένας βασικός διαχωρισμός των συστημάτων τρισδιάστατης εκτύπωσης είναι ο ακόλουθος:

- Συστήματα ελεγχόμενης εναπόθεσης υλικού, όπου οι πρώτες ύλες ψεκάζονται ή εξωθούνται από την κεφαλή του εκτυπωτή σε στρώσεις μέσω κάποιας σύριγγας, ακροφυσίου ή ψεκαστικού μηχανισμού και

- Συστήματα ελεγχόμενης συσσωμάτωσης ή διασύνδεσης των πρώτων υλών, οι οποίες βρίσκονται μέσα σε δεξαμενές, σε ρευστή μορφή ή σκόνη.

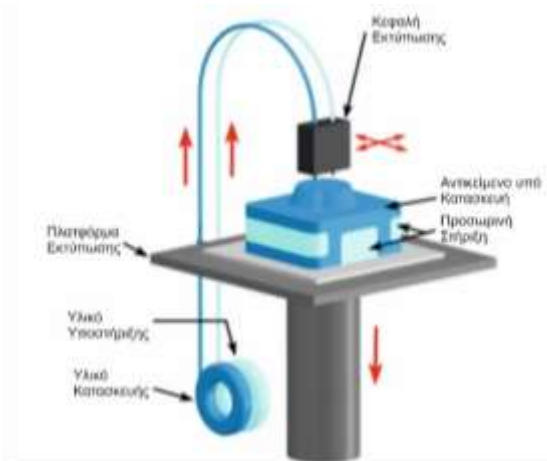
Σύμφωνα με την ορολογία που θεσπίστηκε πρόσφατα κατόπιν συνεργασίας των παγκόσμιων οργανισμών τυποποίησης ISO και ASTM (ISO/ASTM52900 – 15), οι τεχνολογίες ΠΚ χωρίζονται σε επτά (7) βασικές κατηγορίες: Vat Photopolymerisation, Material Jetting, Binder Jetting, Material Extrusion, Powder Bed Fusion, Sheet Lamination και Directed Energy Deposition.

### 6.2.1 Μέθοδοι εξώθησης Υλικού (Material Extrusion)

Οι μέθοδοι αυτές χωρίζονται σε δύο βασικές κατηγορίες: σε τεχνολογίες που θερμαίνουν, εξωθούν και εναποθέτουν νήματα/ ίνες υλικού σε κατάσταση τήγματος (Fused Filament Fabrication – FFF), τα οποία συγκολλούνται και στερεοποιούνται καθώς ψύχονται, καθώς και σε τεχνολογίες που χρησιμοποιούν μη νευτωνικά ρευστά υλικά υψηλού ιξώδους, που εναποτίθενται κατά παρόμοιο τρόπο και αποκτούν τρισδιάστατη δομή με διάφορους φυσικούς και χημικούς μηχανισμούς (Direct Ink Writing/ Assembly).

Κατά την κατασκευή μέσω της Ελεγχόμενης Εναπόθεσης Νημάτων Υλικού, το υλικό τροφοδοτείται στην κεφαλή όπου θερμαίνεται, τήκεται και εξωθείται από ένα μεταλλικό ακροφύσιο πάνω στην πλατφόρμα εκτύπωσης. Η σχετική κίνηση μεταξύ της κεφαλής και της πλατφόρμας επιτρέπει την ελεγχόμενη εναπόθεση των νημάτων, ύψους και πλάτους μερικών δεκάδων μm, τα οποία συγκολλούνται και στερεοποιούνται ακαριαία, σχηματίζοντας μια στρώση παράλληλη στο επίπεδο της πλατφόρμας εκτύπωσης, που αντιστοιχεί σε μία εγκάρσια τομή του αντικειμένου. Όταν η οριζόντια στρώση ολοκληρωθεί, η κεφαλή μετακινείται κατά τον άξονα Z για να εναποθέσει την επόμενη. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται μέχρι να σχηματιστεί το επιθυμητό αντικείμενο.

Για τη δημιουργία μεγάλων προεξοχών και εσωτερικών κοιλοτήτων εκτυπώνονται παράλληλα στηρίγματα του υπό κατασκευή αντικειμένου, είτε από το ίδιο το υλικό κατασκευής είτε από διαφορετικό υλικό υποστήριξης, τα οποία αφαιρούνται μετά το πέρας της εκτύπωσης. Για την τεχνολογία αυτή διατίθεται μια μεγάλη ποικιλία εμπορικών θερμοπλαστικών με επικρατέστερα το πολυγαλακτικό οξύ (PLA) και τα συμπολυμερή ακρυλονιτριλίου-βουταδιενίου-στυρενίου (ABS), καθώς και διάφορα σύνθετα και νανοσύνθετα υλικά με βάση τα πολυμερή αυτά.



Σχήμα 29: Σχηματική αναπαράσταση λειτουργίας ενός τρισδιάστατου εκτυπωτή μέσω Ελεγχόμενης Εναπόθεσης Νημάτων Υλικού (FFF)

### 6.2.2 Προσθετική κατασκευή και ιατρική

Τα τελευταία 30 χρόνια, έχει σημειωθεί μεγάλη πρόοδος στις ιατρικές τεχνολογίες: από ανοικτές διαδικασίες έως ελάχιστα επεμβατικές χειρουργικές πρακτικές, με την ανάπτυξη προσομοιωτών υψηλής τεχνολογίας. Ο σύγχρονος χειρουργός έχει μια σειρά από νέες καινοτομίες στα χέρια του. Η τελευταία καινοτομία είναι η έλευση της τρισδιάστατης εκτύπωσης (3D Printing), με την τεχνολογία της να γίνεται επαναστατική στον σχεδιασμό μηχανικών προϊόντων και τώρα να γίνεται μέρος της χειρουργικής πρακτικής.

Η δυνατότητα χρήσης ιατρικών δεδομένων εικόνας για τον σχεδιασμό ενός μοντέλου έχει ανοίξει νέους δρόμους στον τομέα της ιατρικής. Η τρισδιάστατη εκτύπωση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ειδική θεραπεία ασθενούς, καθώς επιτρέπει την κατασκευή ειδικών εμφυτευμάτων και ιατρικών συσκευών. Παράλληλα, με την ιδέα της εξατομικευμένης ιατρικής, η οποία αναφέρεται σε φαρμακευτική αγωγή ειδικά για τον ασθενή με βάση το γενετικό του προφίλ, η εκτύπωση 3D μπορεί να χρησιμοποιηθεί για εξατομικευμένη θεραπεία αποκατάστασης [12].

### 6.3 Προκλήσεις κατά την παραγωγή προσθετικής κατασκευής

Ο προσανατολισμός εναπόθεσης υλικού αποτελεί έναν πολύ σημαντικό παράγοντα ΠΚ σε λεπτά στρώματα, καθώς επηρεάζει τον χρόνο εκτύπωσης, τις στηρίξεις του προϊόντος, τη διαστατική ακρίβεια, την τραχύτητα επιφάνειας και το κόστος. Υπάρχουν θεωρητικά ποικίλες επιλογές προσανατολισμού και πρέπει

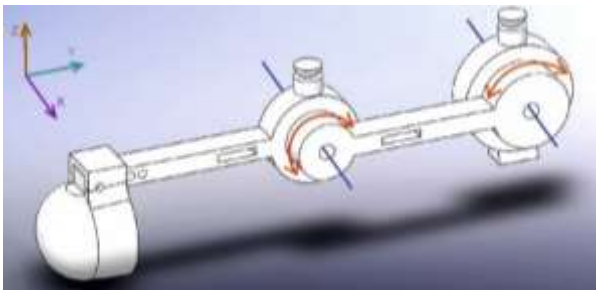
να ληφθούν υπόψιν πολλές παράμετροι και περιορισμοί, πριν από την τελική απόφαση.

Ο προσδιορισμός του βέλτιστου προσανατολισμού είναι μία διαδικασία δύσκολη και χρονοβόρα, καθώς πρέπει να πραγματοποιηθούν πολλές δοκιμές και τα αποτελέσματα φέρουν συχνά αντιφατικά αποτελέσματα όσον αφορά την τραχύτητα επιφάνειας και τον χρόνο εκτύπωσης. Διάφορες έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί με σκοπό να αποφανθούν ποιος είναι ο καλύτερος προσανατολισμός εκτύπωσης, χρησιμοποιώντας διαφορετικά κριτήρια σε κάθε περίπτωση. Πλέον οι έρευνες συνηθέστερα εστιάζουν στην εκτύπωση πολλών μερών ταυτόχρονα, και όχι στη μεμονωμένη εκτύπωση. Ένας αξιοσημείωτος αριθμός ερευνών παρουσιάζει διάφορες πρακτικά αποδεκτές γωνίες προσανατολισμού, περιστρέφοντας τους άξονες X, Y, και Z, και στη συνέχεια επιλέγεται κάποια από αυτές. Στην παρούσα διπλωματική εργασία πραγματοποιήθηκε διερεύνηση του βέλτιστου προσανατολισμού εκτύπωσης ξεχωριστά για τα διάφορα μέρη του μηχανισμού του νάρθηκα και αναλύεται στη συνέχεια.

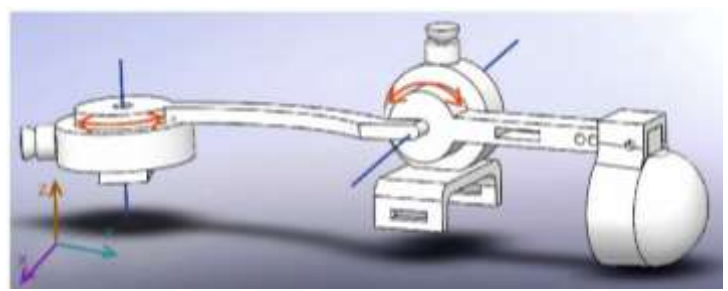
### **6.3.1 Επιλογή του κατάλληλου προσανατολισμού εκτύπωσης για αντοχή και παραλαβή των φορτίων**

Σύμφωνα με έρευνες, κατά την τρισδιάστατη εκτύπωση, τα μεγαλύτερα φορτία εφελκυσμού δημιουργούνται κατά τον άξονα Z του προϊόντος. Επομένως, αναλύοντας στατικά τα προς εκτύπωση προϊόντα, και αποφασίζοντας ποια είναι τα κρίσιμα σημεία με τις μεγαλύτερες φορτίσεις, μπορεί να γίνει επιλογή του κατάλληλου προσανατολισμού εκτύπωσης, έτσι ώστε να μη βρίσκονται οι επιφάνειες που δέχονται τις μέγιστες φορτίσεις στον άξονα Z. Συγκεκριμένα, όταν ένα κρίσιμο part δέχεται φορτία στον άξονα Z, επιλέγεται οριζόντια εκτύπωσή του, έτσι ώστε τα φορτία αυτά να μη βρίσκονται στον άξονα Z.

Στο συγκεκριμένο μοντέλο νάρθηκα τα βασικά φορτία προέρχονται από τη ροπή των αξόνων. Στο σχήμα 30 παρουσιάζονται οι διευθύνσεις στις οποίες δέχονται ροπή. Όπως έχει αναφερθεί και στην ενότητα 5, τη μεγαλύτερη φόρτιση δέχεται ο πείρος, και για τον λόγο αυτό θα εκτυπωθεί οριζόντια, έτσι ώστε να μη βρίσκεται στον άξονα Z. Επιπρόσθετα, φορτίσεις δέχονται τα νεύρα που ενώνουν τους άξονες και για το λόγο αυτό θα εκτυπωθούν με τέτοιο τρόπο ώστε η πλευρά που δέχεται τη φόρτιση, να μην βρίσκεται στον άξονα Z.



(α)



(β)

Σχήμα 30: Διεύθυνση δυνάμεων ροπής μηχανισμού νάρθηκα: (α) τεσσάρων δακτύλων, (β) αντίχειρα

#### 6.4 Πειραματική διερεύνηση για την επιλογή των ανοχών συναρμογής

Κατά το στάδιο αυτό εκτυπώθηκε ένα δοκίμιο που διαθέτει δύο μέρη, όπως παρουσιάζεται στο [σχήμα 31](#). Το μέρος του σχήματος 31α διαθέτει διαμπερείς οπές διαφορετικών διαμέτρων και το μέρος του σχήματος 31β διαθέτει άξονες με τις ίδιες διαμέτρους αντίστοιχα. Τα δύο μέρη θα πρέπει, αφού εκτυπωθούν, να έχουν τέλεια συναρμογή μεταξύ τους.

Το προαναφερθέν δοκίμιο σχεδιάστηκε με το σχεδιαστικό – υπολογιστικό πακέτο Solidworks έκδοσης 2017 και στη συνέχεια εκτυπώθηκε με τη χρήση του τρισδιάστατου εκτυπωτή Creality 3D CR-10S5 με μέθοδο FFF (Fused Filament Fabrication), του εργαστηρίου Στοιχείων Μηχανών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου, ενώ το λογισμικό που χρησιμοποιήθηκε για τον προγραμματισμό της εκτύπωσης είναι το Ultimaker Cura 4.6.



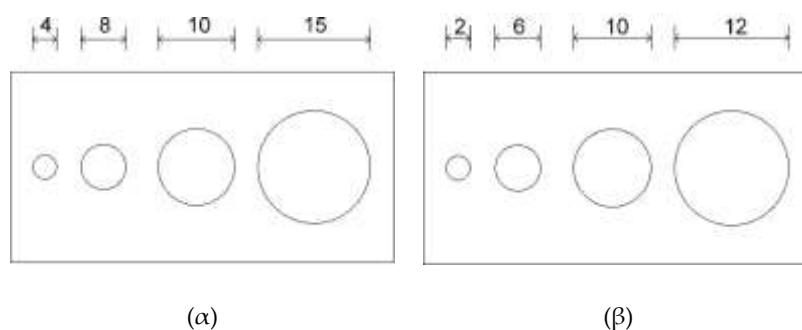
(α)



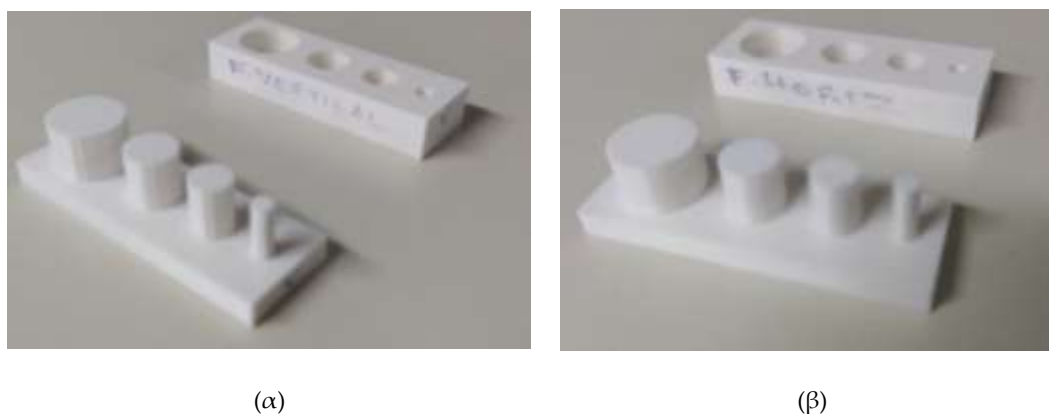
(β)

Σχήμα 31: Μοντέλο εκτύπωσης για την πειραματική διερεύνηση των ανοχών συναρμογής που αποτελείται από δύο μέρη: (α) Μέρος με οπές διαφορετικών διαμέτρων, και (β) μέρος με άξονες των ίδιων διαμέτρων

Κατά την πειραματική διερεύνηση πραγματοποιήθηκαν ποικίλες εκτυπώσεις του παραπάνω μοντέλου με διαφορετικούς προσανατολισμούς εκτύπωσης και στη συνέχεια αναλύθηκε η διαστατική ακρίβειά τους. Πιο συγκεκριμένα δημιουργήθηκαν δύο τρισδιάστατα μοντέλα με την ίδια γεωμετρία αλλά διαφορετικές διαμέτρους αξόνων και οπών, όπως παρουσιάζεται στο σχήμα 32. Τα δύο αυτά μοντέλα εκτυπώθηκαν με δύο διαφορετικούς προσανατολισμούς, οριζόντια και κάθετα. Στο σχήμα 33 παρουσιάζεται ενδεικτικά ένα εκτυπωμένο μοντέλο οριζόντια και ένα κάθετα.



Σχήμα 32: Διαστασιολόγηση μοντέλων προς εκτύπωση για την πειραματική διαδικασία: (α) Μοντέλο 1, (β) Μοντέλο 2



Σχήμα 33: Εκτυπωμένο μοντέλο πειραματικής διαδικασίας: (α) με κάθετο προσανατολισμό, (β) με οριζόντιο προσανατολισμό

Στη συνέχεια τα εκτυπωμένα μοντέλα μελετήθηκαν με μετρητικό όργανο για να ελεγχθούν οι αποκλίσεις των πραγματικών διαστάσεων από τις θεωρητικές. Στην παρούσα εργασία αναλύθηκαν οι διάμετροι των αξόνων και των οπών, καθώς και η κυλινδρική τους.

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση της σταθερής Μηχανής Μέτρησης Συντεταγμένων – ΜΜΣ τύπου γέφυρας (bridge type) που είναι εγκατεστημένη στο Εργαστήριο Ταχείας Κατασκευής Πρωτοτύπων και Εργαλείων & Αντίστροφου Σχεδιασμού του Τομέα ΜΚ&ΑΕ της Σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών του Ε.Μ.Π.

Η εν λόγω ΜΜΣ είναι τύπου Mistral 070705 (s/n 00808) του οίκου DEA – Brown & Sharpe Inc. με αβεβαιότητα μέτρησης σύμφωνα με το πρότυπο ISO 10360 – 2:

$$U3 (\mu\text{m}) = \text{MPEE} = 3 + L(\text{mm})/250 \text{ (Volumetric length measuring uncertainty)}$$

$$R (\mu\text{m}) = \text{MPEP} = 3 \text{ (Volumetric probing uncertainty)}$$

όπου L (σε mm) η μετρούμενη διάσταση και U3, R (σε  $\mu\text{m}$ ) η αβεβαιότητα στο χώρο μέτρησης, ανεξαρτήτως διευθύνσεως, κατά τη μέτρηση διαστάσεων και σφάλματος μορφής αντίστοιχα.

Για την καταγραφή των σημείων χρησιμοποιήθηκε κεφαλή τύπου PH10M (s/n L96618) του οίκου Renishaw Ltd. σε συνδυασμό με εργαλείο αποτελούμενο από στέλεχος τύπου TP200 (s/n Z85454) του οίκου Renishaw Ltd. με απόληξη τύπου “ruby-ball tip” μήκους 20 mm και διαμέτρου 4mm.

Κατά τη συνολική διεξαγωγή και επεξεργασία των μετρήσεων με την παραπάνω μηχανή CMM χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό PC - DMIS v. 3.7 της Wilcox Assoc. Inc. στο οποίο οι αλγόριθμοι μαθηματικής προσαρμογής των μετρούμενων σημείων σε γεωμετρικά στοιχεία (features) είναι πιστοποιημένοι σύμφωνα με το πρότυπο ISO 10360-5 από το ινστιτούτο PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt) [23]. Οι μετρήσεις που προαναφέρθηκαν παραθέτονται στο Παράρτημα – Μέρος 1.

Κατά το τελευταίο στάδιο της πειραματικής διερεύνησης μελετήθηκαν τα αποτελέσματα των μετρήσεων αποκλίσεων του μοντέλου 1, και με μεθόδους παρεμβολής πραγματοποιήθηκε δημιουργία πολυωνυμικών συναρτήσεων για την πρόβλεψη των αποκλίσεων της διαμέτρου και της κυλινδρικότητας οπών και αξόνων διαφορετικών διαστάσεων.

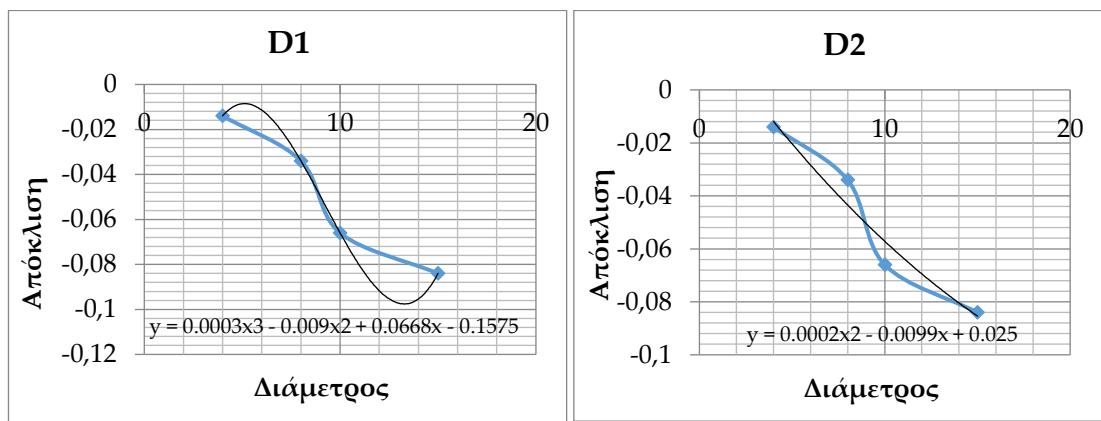
Η εφαρμογή της μεθόδου παρεμβολής για την πειραματική διερεύνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του προγράμματος λογιστικών φύλλων Microsoft Excel έκδοσης 2013. Για κάθε εκτυπωμένο μέρος δημιουργήθηκαν δύο πολυωνυμικές συναρτήσεις, μία δεύτερου (2<sup>ου</sup>) και μία τρίτου (3<sup>ου</sup>) βαθμού. Η δημιουργία πολυωνύμου μεγαλύτερου βαθμού ήταν αδύνατη καθώς για κάθε τμήμα υπήρχαν τρεις (3) ή τέσσερις (4) τιμές μετρήσεων.

Για την επιλογή ανάμεσα στις δύο πολυωνυμικές συναρτήσεις για κάθε τμήμα, υπολογίστηκαν οι θεωρητικές αποκλίσεις για τις δοσμένες διαμέτρους, με βάση τις δύο συναρτήσεις, και στη συνέχεια συγκρίθηκαν με τις πραγματικές αποκλίσεις, όπως αυτές μετρήθηκαν. Με αυτόν τον τρόπο πραγματοποιήθηκε επιλογή της πολυωνυμικής συνάρτησης υπολογισμού αποκλίσεων, τόσο για τη διάμετρο αξόνων και οπών, όσο και για την κυλινδρικότητά τους, ξεχωριστά για

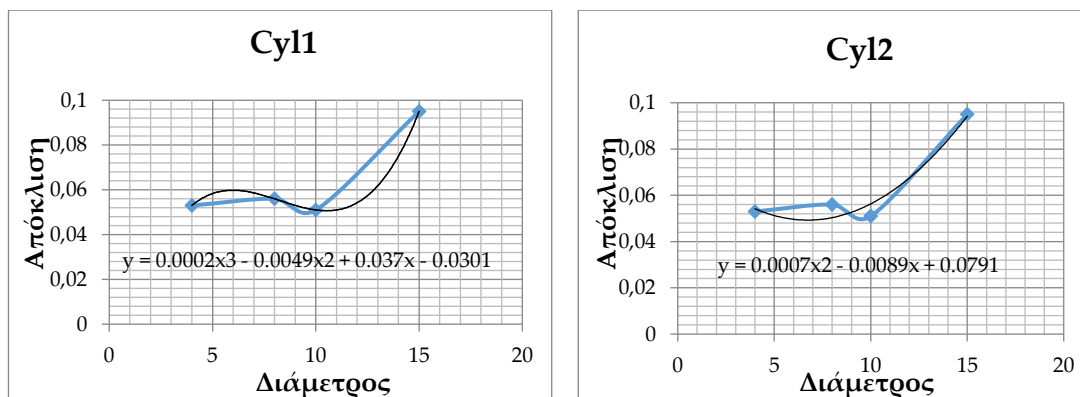
οριζόντια και κάθετη εκτύπωσή τους. Ενδεικτικά παρουσιάζεται η προαναφερθείσα διαδικασία για ένα τμήμα που αφορά σπές σε κάθετη εκτύπωση. Ολόκληρη η διαδικασία επεξεργασίας των δεδομένων του πειραματικού μέρους της εργασίας παρατίθεται στο Παράρτημα – Μέρος 2.

Κάθετος Προσανατολισμός Εκτύπωσης- Τμήμα Οπών- Πραγματικές Τιμές Αποκλίσεων					
Μοντέλο 1			Μοντέλο 2		
	D	Cyl		D	Cyl
4	-0.014	0.053	6	-0.024	0.066
8	-0.034	0.056	10	-0.07	0.087
10	-0.066	0.051	12	-0.064	0.072
15	-0.084	0.095			

Πίνακας 8: Πραγματικές τιμές αποκλίσεων διαμέτρου και κυλινδρικότητας οπών των Μοντέλων 1 και 2 με κάθετο προσανατολισμό εκτύπωσης από μετρήσεις ΜΜΣ



Σχήμα 34: Δημιουργία διαφορετικών πολυωνυμικών συναρτήσεων για την εφαρμογή παρεμβολής



Σχήμα 35: Δημιουργία διαφορετικών πολυωνυμικών συναρτήσεων για την εφαρμογή παρεμβολής



	Θεωρητικό D1	Απόκλιση D1	Θεωρητικό D2	Απόκλιση D2	Θεωρητικό Cyl1	Απόκλιση Cyl1	Θεωρητικό Cyl2	Απόκλιση Cyl2
<b>6</b>	-0.0159	0.0081	-0.0272	<b>-0.0032</b>	0.0587	-0.0073	0.0509	<b>-0.0151</b>
<b>10</b>	-0.0895	-0.0195	-0.054	<b>0.016</b>	0.0499	-0.0371	0.0601	<b>-0.0269</b>
<b>12</b>	-0.1335	-0.0695	-0.065	<b>-0.001</b>	0.0539	-0.0181	0.0731	<b>0.0011</b>

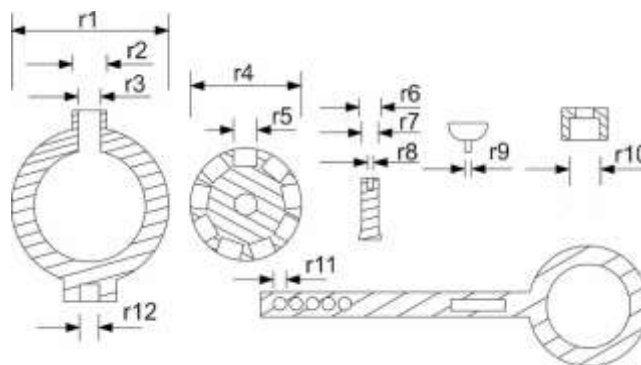
Πίνακας 9: Επιλογή των πολυωνυμικών συναρτήσεων με την μικρότερη απόκλιση από την πραγματική τιμή (κόκκινο χρώμα)

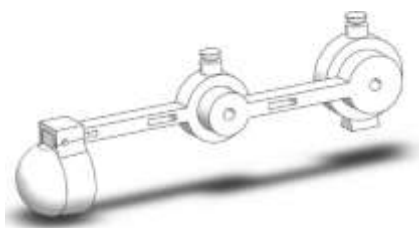
#### 6.4.1 Προσαρμογή των ανοχών σφάλματος και του προσανατολισμού στο μοντέλο νάρθηκα

Έχοντας επιλέξει τις πολυωνυμικές συναρτήσεις υπολογισμού των αποκλίσεων διαμέτρου και κυλινδρικότητας ανάλογα με τον προσανατολισμό εκτύπωσης, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον υπολογισμό των ανοχών στο μοντέλο νάρθηκα.

Όπως αναλύθηκε και στην ενότητα 6.3.1, έχει αποφασιστεί ο προσανατολισμός εκτύπωσης του μοντέλου για την παραλαβή των φορτίων. Όσον αφορά τον υπολογισμό αποκλίσεων, χρησιμοποιήθηκαν οι πολυωνυμικές συναρτήσεις που δημιουργήθηκαν κατά την πειραματική διερεύνηση. Για κάθε σπή και για κάθε άξονα υπάρχουν δύο συναρτήσεις, που προέρχονται από το δοκίμιο που δημιουργήθηκε με τον οριζόντιο προσανατολισμό εκτύπωσης, και από το δοκίμιο με τον κάθετο προσανατολισμό εκτύπωσης. Έτσι, υπολογίστηκαν οι αποκλίσεις με τις δύο αυτές συναρτήσεις, καθώς και ο μέσος όρος αυτών. Στη συνέχεια, λαμβάνοντας υπόψιν τις αποκλίσεις, μπορούσε να πραγματοποιηθεί υπερδιαστασιολόγηση των διαμέτρων με τέτοιο τρόπο ώστε να έχουμε ελεύθερες συναρμογές με μικρή χάρη.

Στο σχήμα 36 εμφανίζονται τα βασικά μέρη του μηχανισμού των τεσσάρων δακτύλων, καθώς και η ονομασία των διαστάσεων στις οποίες θα πραγματοποιηθεί υπολογισμός ανοχών σφάλματος, ενώ στον πίνακα 10 παρουσιάζονται οι υπολογισμοί που αναφέρθηκαν νωρίτερα.



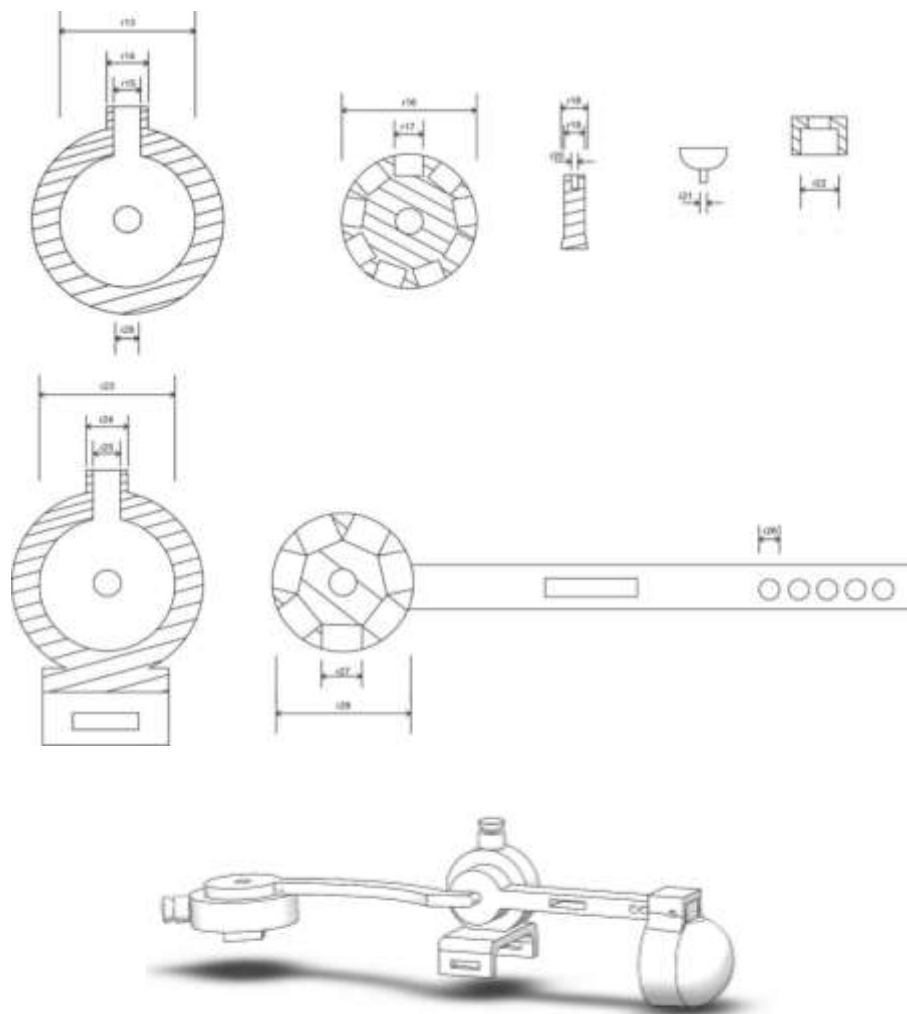


Σχήμα 36: Ονομασία διαστάσεων στις οποίες θα πραγματοποιηθεί υπολογισμός αποκλίσεων για τον μηχανισμό των τεσσάρων δακτύλων

Διάσταση	Θεωρητική Τιμή D (mm)	Υπολογιζόμενη Απόκλιση Διαμέτρου 1 (Από οριζόντιο προσ/μό εκτύπωσης) (mm)	Τελική Τιμή D1 (mm)	Υπολογιζόμενη Απόκλιση Διαμέτρου 2 (Από κάθετο προσ/μό εκτύπωσης) (mm)	Τελική Τιμή D2 (mm)	Μέσος Όρος Αποκλίσεων (mm)	Τελική Τιμή Προς Εκτύπωση (mm)	Μέλος Συναρμογής
r1	20	-0,23	19,77	-0,09	19,91	-0,16	20,2	Άξονας
r2	6	-0,14	5,86	-0,16	5,84	-0,15	6,2	Τρήμα
r3	4	-0,04	3,96	-0,01	3,99	-0,03	4,3	Άξονας
r4	20	-0,10	19,90	-0,14	19,86	-0,12	20,4	Τρήμα
r5	4	-0,04	3,96	-0,01	3,99	-0,03	4,3	Άξονας
r6	4	-0,15	3,85	-0,17	3,83	-0,16	4,1	Τρήμα
r7	3	-0,16	2,84	-0,19	2,81	-0,17	3,2	Τρήμα
r8	1	-0,06	0,94	0,02	1,02	-0,02	1,3	Άξονας
r9	1	-0,18	0,82	-0,21	0,79	-0,19	1,1	Τρήμα
r10	6	-0,04	5,96	-0,03	5,97	-0,03	6,4	Άξονας
r11	2,2	-0,05	2,15	0,00	2,20	-0,02	2,3	Άξονας
r12	4	-0,04	3,96	-0,01	3,99	-0,03	4,1	Άξονας

Πίνακας 10: Υπολογισμός αποκλίσεων διαμέτρου για τον μηχανισμό των τεσσάρων δακτύλων

Στο σχήμα 37 εμφανίζονται τα βασικά μέρη του μηχανισμού αντίχειρα, καθώς και η ονομασία των διαστάσεων στις οποίες θα πραγματοποιηθεί υπολογισμός ανοχών σφάλματος, ενώ στον πίνακα 9 παρουσιάζονται οι υπολογισμοί αποκλίσεων.



Σχήμα 37: Ονομασία διαστάσεων στις οποίες θα πραγματοποιηθεί υπολογισμός ανοχών σφάλματος για τον μηχανισμό αντίχειρα

Διάσταση	Θεωρητική Τιμή D (mm)	Υπολογιζόμενη Απόκλιση Διαμέτρου 1 (Από οριζόντια εκτύπωση δοκιμίου) (mm)	Τελική Τιμή D1 (mm)	Υπολογιζόμενη Απόκλιση Διαμέτρου 2 (Από κάθετη εκτύπωση δοκιμίου) (mm)	Τελική Τιμή D2 (mm)	Μέσος Όρος Αποκλίσεων (mm)	Τελική Τιμή Προς Εκτύπωση (mm)	Μέλος Συναρμογής
r13	20,2	-0,41	19,79	-0,09	20,11	-0,25	20,5	Άξονας
r14	6	-0,14	5,86	-0,16	5,84	-0,15	6,2	Τρήμα
r15	4	-0,04	3,96	-0,01	3,99	-0,03	4,4	Άξονας
r16	20,2	-0,10	20,10	-0,14	20,06	-0,12	20,3	Τρήμα
r17	4	-0,04	3,96	-0,01	3,99	-0,03	4,4	Άξονας
r18	4	-0,15	3,85	-0,17	3,83	-0,16	4,2	Τρήμα
r19	3	-0,16	2,84	-0,19	2,81	-0,17	3,2	Τρήμα
r20	1	-0,06	0,94	0,02	1,02	-0,02	1,4	Άξονας
r21	1	-0,18	0,82	-0,21	0,79	-0,19	1,2	Τρήμα
r22	6	-0,04	5,96	-0,03	5,97	-0,03	6,4	Άξονας

r23	15	-0,12	14,88	-0,08	14,92	-0,10	15,4	Άξονας
r24	6	-0,14	5,86	-0,16	5,84	-0,15	6,2	Τρήμα
r25	4	-0,04	3,96	-0,01	3,99	-0,03	4,4	Άξονας
r26	2,2	-0,05	2,15	0,00	2,20	-0,02	2,3	Άξονας
r27	4	-0,04	3,96	-0,01	3,99	-0,03	4,4	Άξονας
r28	15	-0,10	14,90	-0,12	14,88	-0,11	15,2	Τρήμα
r29	4	-0,04	3,96	-0,01	3,99	-0,03	4,1	Άξονας

Πίνακας 11: Υπολογισμός αποκλίσεων διαμέτρων για τον μηχανισμό αντίχειρα

# Σύνοψη

## 7.1 Εισαγωγή

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας ήταν η σχεδίαση ενός εξωσκελετικού συστήματος αποκατάστασης ασθενών από εγκεφαλικό επεισόδιο και άλλες ασθένειες, που δημιουργούν ακαμψία των χεριών. Στόχος της συγκεκριμένης πρότασης ήταν η παραγωγή ενός προϊόντος, με τρισδιάστατη εκτύπωση, που θα μπορεί να ανταπεξέλθει με ασφάλεια στην αποκατάσταση του ασθενούς, ενώ ταυτόχρονα θα παρέχει ευκολία στην παραγωγή και μικρό κόστος, έτσι ώστε να είναι ανταγωνιστικό σε σχέση με τα αντίστοιχα προϊόντα που υπάρχουν στην αγορά. Ακόμη, πραγματοποιήθηκε πειραματικός έλεγχος της συναρμολογησιμότητας του μοντέλου.

## 7.2 Συμπεράσματα

Το μοντέλο που δημιουργήθηκε λειτουργεί μηχανικά και χρησιμοποιείται για το πρώτο στάδιο αποκατάστασης, κατά το οποίο ο ασθενής θα πρέπει να καταφέρει να ανοίξει το χέρι σε οριζόντια θέση. Αποτελείται από δέκα (10) βαθμούς ελευθερίας, περιέχει μηχανισμούς για όλα τα δάκτυλα του χεριού και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για διαφορετικά μεγέθη χεριών. Το σύστημα είναι φορητό και μπορεί να χρησιμοποιείται από τον ασθενή σε καθημερινή βάση, αυξάνοντας με αυτό τον τρόπο τις πιθανότητες αποκατάστασής του. Η λειτουργία του βασίζεται στην ασφάλιση της θέσης του δακτύλου με χρήση πείρου ασφαλείας σε μηχανισμό αξόνων. Αποτελεί μία ελαφριά κατασκευή που επιτρέπει ευκολία και ασφάλεια στη χρήση του. Παράγεται με τρισδιάστατη εκτύπωση και αποτελείται από διαφορετικά μέρη που πρέπει να συναρμολογηθούν.

Κατά την εξέλιξη της εργασίας δημιουργήθηκαν ορισμένα προβλήματα προς επίλυση, που αφορούσαν τη σχεδίαση και την παραγωγή του προϊόντος. Ως προς τη σχεδίαση έπρεπε να διασφαλιστεί η προσομοίωση της κίνησης του χεριού όσο το δυνατόν καλύτερα, μέσω των βαθμών ελευθερίας των αρθρώσεων, καθώς και η ασφάλεια του ασθενή, μέσω ειδικών στοπς κίνησης. Ταυτόχρονα, επιδιώχθηκε η όσο το δυνατόν απλούστερη σχεδίαση του συστήματος, για να παρέχεται ευκολία στη χρήση και ίσως δυνατότητα χρήσης από τον ασθενή, χωρίς βοήθεια από εξειδικευμένο προσωπικό.

Ως προς την παραγωγή, επειδή επιλέχθηκε η τρισδιάστατη εκτύπωση ως μέσο παραγωγής, έπρεπε να διασφαλιστεί η διαστατική ακρίβεια και η ποιότητα

επιφάνειας του προϊόντος. Για τον λόγο αυτό πραγματοποιήθηκε πειραματική διερεύνηση τρισδιάστατης εκτύπωσης, για τον συγκεκριμένο εκτυπωτή που διαθέτει το εργαστήριο Στοιχείων Μηχανών του Μετσόβιου Πολυτεχνείου, για τη βελτιστοποίηση του προϊόντος. Η πειραματική διαδικασία περιλάμβανε τη δημιουργία πολυωνυμικών συναρτήσεων πρόβλεψης αποκλίσεων διαμέτρου και κυλινδρικότητας με χρήση τη μεθόδου παρεμβολής. Η επιλογή του προσανατολισμού εκτύπωσης βασίστηκε στο γεγονός ότι κατά την τρισδιάστατη εκτύπωση, τα μεγαλύτερα φορτία δημιουργούνται κατά τον άξονα Z. Πραγματοποιώντας στατική ανάλυση των τμημάτων του μηχανισμού και βρίσκοντας τα κρίσιμα φορτία, μπορεί να γίνει η κατάλληλη επιλογή προσανατολισμού ώστε αυτά να μη βρίσκονται στον άξονα Z. Ως υλικό εκτύπωσης επιλέχθηκε το PLA που προσφέρει ακαμψία, ενώ ταυτόχρονα αποτελεί ένα οικονομικό και ευρέως χρησιμοποιούμενο υλικό.

Η συγκεκριμένη διπλωματική εργασία παρέχει πληροφορίες και προτάσεις τόσο για την αποκατάσταση ασθενών με χρήση εξωσκελετικού συστήματος χεριού, όσο και για την παραγωγή προϊόντων μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης.

### 7.3 Μελλοντικές βελτιώσεις

Το μοντέλο νάρθηκα που δημιουργήθηκε αποτελεί ένα παθητικό εξωσκελετικό σύστημα αποκατάστασης από εγκεφαλικό επεισόδιο, που μπορεί να χρησιμοποιηθεί κατά το πρώτο στάδιο αποκατάστασης του ασθενούς, κατά το οποίο ο ασθενής θα πρέπει να καταφέρει να ανοίξει το χέρι που βρίσκεται σε ακαμψία. Το παθητικό μοντέλο που δημιουργήθηκε παρουσιάζει το μειονέκτημα ότι αποτελείται από πολλά διαφορετικά τμήματα και χρειάζεται συναρμολόγηση. Η μοντελοποίηση μπορεί να τροποποιηθεί με τέτοιο τρόπο ώστε να αποφευχθεί η συγκεκριμένη δυσκολία και να παράγεται ως ένα ή έστω ως λίγα διαφορετικά τμήματα.

Επιπρόσθετα το συγκεκριμένο μοντέλο μπορεί να τροποποιηθεί με τέτοιο τρόπο, ώστε να εξελιχθεί σε ρομποτικό αυτοματοποιημένο σύστημα, το οποίο θα μπορεί να χρησιμοποιείται σε μόνιμη βάση από τον ασθενή για την αποθεραπεία του. Θα μπορούσε να αναγνωρίζει την πίεση και να την υποβοηθά κατά παραγγελία στο επιθυμητό εύρος κίνησης και κατόπιν να επιστρέφει σε διάταση. Με αυτό τον τρόπο ο ασθενής θα είχε ποιοτικότερη, ελεγχόμενη και γρηγορότερη αποκατάσταση. Ακόμη, θα μπορούσε να έχει δυνατότητα καταγραφής στατιστικών στοιχείων για την πρόοδο αποκατάστασης καθώς και εφαρμογή του πρωτοκόλλου αποκατάστασης με δυνατότητα αυτόματης παραμετροποίησης για κάθε ασθενή (διαφορετική εφαρμοζόμενη δύναμη σε κάθε δάκτυλο ανάλογα με την πίεση που ασκεί αυτό).

Ως προς τη μελέτη της τρισδιάστατης εκτύπωσης, οι παράμετροι εκτύπωσης είναι ακόμη ένα ανοικτό προς επίλυση ζήτημα τεχνολογικά. Η μεθοδολογία επίλυσης του προβλήματος της διαστατικής ακρίβειας του μοντέλου βασίζεται σε πειραματικά δεδομένα που αφορούν τον συγκεκριμένο τρισδιάστατο εκτυπωτή που χρησιμοποιήθηκε. Μία μελλοντική έρευνα βελτιστοποίησης της τρισδιάστατης εκτύπωσης θα μπορούσε να περιέχει τη μελέτη περισσότερων παραμέτρων εκτύπωσης, όπως το πάχος στρώματος εκτύπωσης, τη θερμοκρασία και την ταχύτητα εκτύπωσης. Τέλος, θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί κάποιο υλικό εκτύπωσης με αυξημένες μηχανικές ιδιότητες αντί για το PLA, που επιλέχθηκε στη συγκεκριμένη περίπτωση.

## Βιβλιογραφία

- [1] Benjamin EJ, 2017. *“Heart disease and stroke statistics, update: a report from the american heart association.”* 135 (10): e1 – 459.
- [2] Parkinson’s Disease Foundation, 2017 *“Statistics for Parkinson’s Disease.”* <http://www.pdf.org>.
- [3] E. Pitarch, 2007. *“Virtual Human Hand: Grasping Strategy and Simulation”*, PhD thesis, University Polytechnical of Catalunya
- [4] M. N. A. A. Patar, T. Komeda, C. Y. Low, J. Mahmud, 2014. *“System integration and control of finger orthosis for post stroke rehabilitation”*, 2nd International Conference on System-Integrated Intelligence: Challenges for Product and Production Engineering, Procedia Technology 15 ( 2014 ) 755 – 764
- [5] Dovat L, Lamercy O, Gassert R, Maeder T, Milner T, Leong T, et al, 2008. *“Handcare: a cable-actuated rehabilitation system to train hand function after stroke.”* IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2008 Dec;16(6):582-91
- [6] V Mathiowetz, N Kashman, G Volland, K Weber, M Dowe, S Rogers, 1985. *“Grip and pinch strength: normative data for adults”* Arch Phys Med Rehabil, 1985 Feb;66(2):69-74.
- [7] Matheus K, Dollar A., 2010. *“Benchmarking grasping and manipulation: Properties of the Objects of Daily Living”*, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Taipei, Taiwan. 2010. p. 5020–7.
- [8] M. Bianchi, M. Cempini, R. Conti, E. Meli, A. Ridolfi, N. Vitiello, B. Allotta, 2018. *“Design of a Series Elastic Transmission for hand exoskeletons”*, Mechatronics 51 (2018) 8–18.
- [9] A. Wege, K. Kondak, G. Hommel, 2005. *“Mechanical design and motion control of a hand exoskeleton for rehabilitation”*, Conference: Mechatronics and Automation, 2005 IEEE Vol. 1
- [10] B. L. Shields, J. A. Main, S. W. Peterson, and A. M. Strauss, 1997. *“An Anthropomorphic Hand Exoskeleton to Prevent Astronaut Hand Fatigue During Extravehicular Activities”*, IEEE Transactions on Systems, Man And Cybernetics - Part A: Systems And Humans, Vol. 27 No. 5, September 1997
- [11] Tak Man Wong, Jimmy Jin et al, 2017. *“The use of three-dimensional printing technology in orthopaedic surgery”*, Journal of Orthopedic Surgery, Hong Kong, China.



- [12] Sze-Wing Mok, Razmara Nizak et al, 2016. *“From the printer: Potential of three dimensional printing for orthopaedic applications”*, Elsevier Inc, Hong Kong, China.
- [13] Oh Y, Zhou C, Behdad S, 2010. *“Part decomposition and assembly-based (Re) design for additive manufacturing: A review”*, <https://doi.org/10.1016/j.addma.2018.04.018>
- [14] P.M. Pandey, N. Venkata Reddy, S.G. Dhande, 2007. *“Part deposition orientation studies in layered manufacturing”*, Department of Mechanical Engineering, Indian Institute of Technology Kanpur, Kanpur, India, *Journal of Materials Processing Technology* 185 (2007) 125–131
- [15] P. Das, K. Mhapsekar, S. Chowdhury, R. Samant, S. Anand, 2017. *“Selection of build orientation for optimal support structures and minimum part errors in additive manufacturing”*, Department of Mechanical and Materials Engineering Center for Global Design and Manufacturing University of Cincinnati, Cincinnati, OH 45221
- [16] Arni, R.; Gupta, S., 2001. *“Manufacturability analysis of flatness tolerances in solid freeform fabrication”*, *Journal Of Mechanical Design*, 123(1), 2001, 148–156. <http://dx.doi.org/10.1115/1.1326439>
- [17] Paul, R.; Anand, S., 2014. *“Optimization of Layered manufacturing process for reducing form errors with minimal support structures”*, *Journal of Manufacturing Systems*, 36, 2014, 231–243. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmsy.2014.06.014>
- [18] Das, P.; Chandran, R.; Samant, R.; Anand, S., 2015. *“Optimum Part Build Orientation in AM for Minimizing Part Errors and Support Structures”*, *Proceedings of NAMRI/SME*, Charlotte, NC, 1, 2015, 343–354. doi:10.1016/j.promfg.2015.09.041
- [19] Β. Βάμβουκας, 2017. *“Σχεδίαση και κατασκευή ανθρωπόμορφου μεταλλικού ρομποτικού χεριού”*, Πτυχιακή Εργασία, Σχολή Τεχνολογικών Εφαρμογών, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Κρήτης
- [20] Zoi D. Trachana, 2016. *“Manipulation Planning for an Underactuated Hand Performing Manipulation Tasks”*, Thesis, National Technical University of Athens, School of Mechanical Engineering.
- [21] Chamil Abeykoon, Pimpisut Sri-Amphorn, Anura Fernando, 2020. *“Optimization of fused deposition modeling parameters for improved PLA and ABS 3D printed structures”*, *International Journal of Lightweight Materials and Manufacture* 3 (2020) 284-297
- [22] Ε. Γκάριτςου, 2016. *“Νέα υλικά για τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης (3d printing)”*, Μεταπτυχιακή Εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Διατμηματικό Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών Επιστήμη και Τεχνολογία Υλικών

- [23] Σ. Περσείδης, 2007. *“Εφαρμογή μετρήσεων πρότυπου δοκιμίου σε μηχανή μέτρησης συντεταγμένων (Μ.Μ.Σ.)”*, Διπλωματική Εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών, Τομέας Βιομηχανικής Διοίκησης & Επιχειρησιακής Έρευνας
- [24] S. Farah, D. G. Anderson, R. Langer, 2016. *“Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications - A comprehensive review”*, *Advanced Drug Delivery Reviews*, ADR-1302

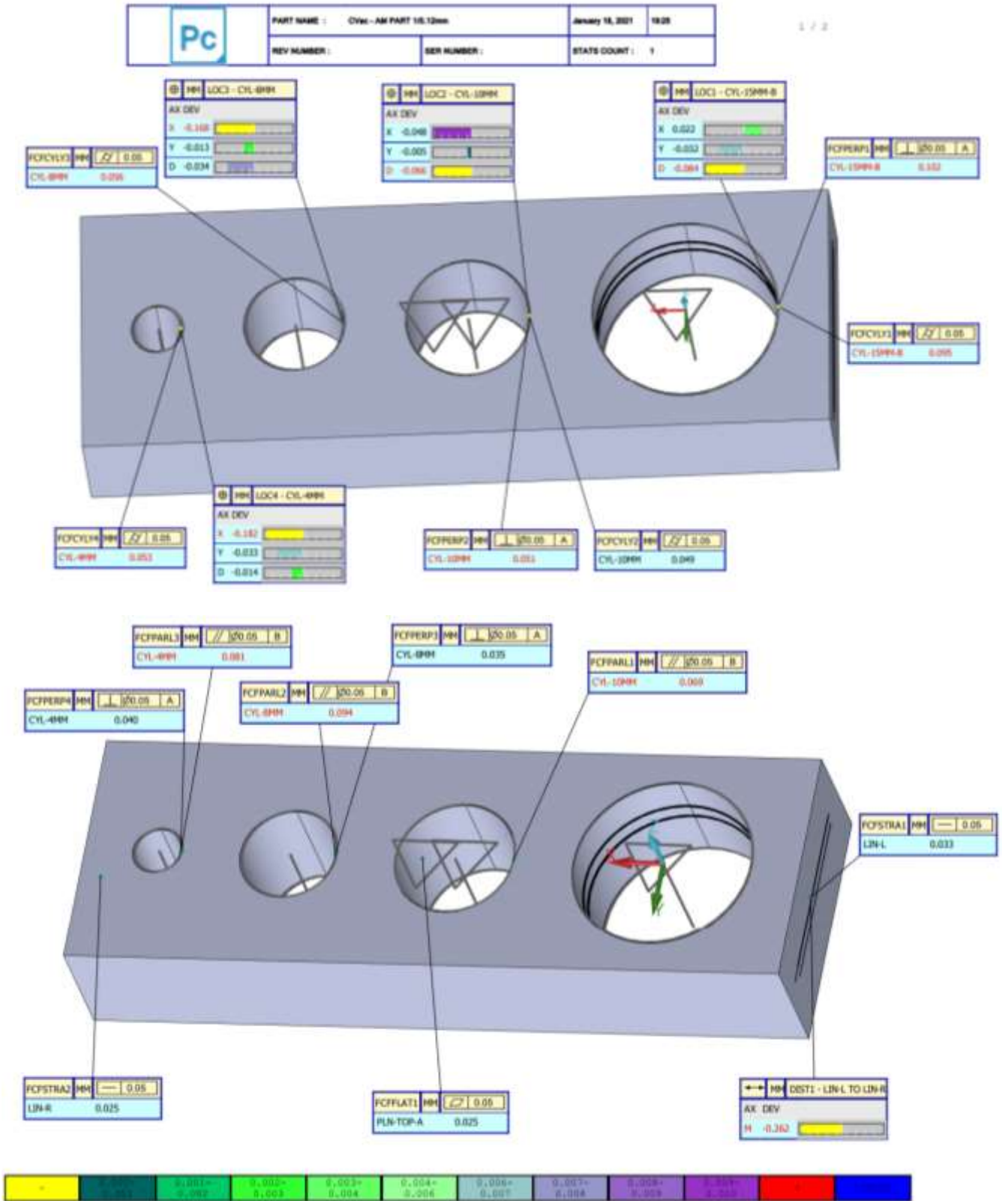
# Παράρτημα

## Μέρος 1- Ποιοτική βαθμολόγηση εναλλακτικών ιδεών νάρθηκα αποκατάστασης

ΑΝΑΛΥΤΙΚΕΣ ΣΥΣΚΕΥΕΣ Α.Ε.																
ΠΟΙΟΤΙΚΗ ΒΑΘΜΟΛΟΓΗΣΗ ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΩΝ ΙΔΕΩΝ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΤΩΝ ΠΡΩΔΙΑΓΡΑΦΩΝ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ, ΚΟΣΤΟΥΣ Κ.Α.																
Κριτήρια Επιλογής Βέλτιστης Λύσης																
Περιγραφή Λύσης	Πρόταση	Hand of Hope- Rehab Robotics	Zmorph Blog	Curtinnovation	HandSOME	Μηχανισμός slider-crank	SaebFlex	PneuGlove	PAFex	Εξωσκελετικό σύστημα με μηχανισμό SEA	HEXOSYS II	Εξωσκελετικό σύστημα με τρία στρώματα ελαστικών μιάτων	Flexo-glove	3d printed εξωσκελετικό σύστημα	ExoK'ab	Εξωσκελετικό σύστημα με bowden cables
	Αδρή περιγραφή	Συσκευή από χάλυβα με γραμμικό σερβοκινητήρα και αισθητήρες μέτρησης των σημύτων του εγκεφάλου. Η ένωση των τεχνητών αρθρώσεων πραγματοποιείται κατευθείαν πάνω στα σημεία των φυσικών αρθρώσεων.	3d printed εξωσκελετικό σύστημα χωρίς μηχανισμούς βοήθειας κίνησης. Η ένωση των τεχνητών αρθρώσεων πραγματοποιείται μέσω βοηθητικών εξωτερικών συνδέσεων	3d printed εξωσκελετικό σύστημα με γραμμικό επενεργητή κίνησης. Η ένωση των τεχνητών αρθρώσεων πραγματοποιείται κατευθείαν πάνω στα σημεία των φυσικών αρθρώσεων.	Συσκευή από χάλυβα χωρίς μηχανισμούς βοήθειας κίνησης, με χρήση ελαστικού κορδονιού για δημιουργία αντίστασης στην κίνηση. Η σύνδεση του αντίχειρα με τα 4 υπόλοιπα δάκτυλα πραγματοποιείται μέσω βοηθητικών εξωτερικών συνδέσεων	Συσκευή με εξωσκελετικό μηχανισμό slider-crank, δυνατότητα κίνησης προς τις δύο κατευθύνσεις και αλλαγής του εύρους κίνησης της άρθρωσης. Χρήση αισθητήρα μέτρησης γωνίας και δύναμης	Εξωσκελετικό σύστημα χωρίς μηχανισμούς βοήθειας κίνησης. Η ένωση των τεχνητών αρθρώσεων πραγματοποιείται με τη βοήθεια εξωτερικών συνδέσεων και η αντίσταση κίνησης γίνεται μέσω ελατηρίων	Γάντι που χρησιμοποιεί την ατμοσφαιρική πίεση για να βοηθήσει την κίνηση των δακτύλων	Γάντι με εξωσκελετικό σύστημα. Χρησιμοποιεί πνευματικό επενεργητή και εξωτερικές συνδέσεις ως μηχανισμό βοήθειας κίνησης. Διαθέτει αισθητήρες μέτρησης δύναμης και γωνίας	Εξωσκελετικό σύστημα με βοηθητικές συνδέσεις αρθρώσεων με ενεργοποιητή μηχανισμό SEA και ηλεκτροκινητήρα. Η εφαρμοζόμενη δύναμη μετράται μέσω του ελατηρίου του μηχανισμού	multi-DOF εξωσκελετικό σύστημα με 3d printed βοηθητικές συνδέσεις και DC motor	Χρησιμοποιείται ελαστικός μηχανισμός και γραμμικός ενεργοποιητής κίνησης	3d printed γάντι με TPU ως ευκαμπτο υλικό και χρήση ενεργοποιητή κίνησης	3d printed εξωσκελετικό σύστημα με χρήση ελατηρίων για την κίνηση και δύο DC motors	Εξωσκελετικό σύστημα με χρήση γραναζιών, αισθητήρες μέτρησης γωνίας και δύναμης, DC motor	Εξωσκελετικό σύστημα με μηχανισμό ενεργοποίησης κίνησης με καλώδια bowden και χρήση κινητήρα. Η κίνηση των αρθρώσεων πραγματοποιείται μέσω μηχανισμού με γρανάζια
Τεχνικές Απαιτήσεις	Είδος Κινησιοθεραπείας/ Ενεργητικό-Παθητικό	Ενεργητικό	Παθητικό	Ενεργητικό	Παθητικό	Παθητικό	Παθητικό	Ενεργητικό	Ενεργητικό	Ενεργητικό	Ενεργητικό	Ενεργητικό	Ενεργητικό	Ενεργητικό	Ενεργητικό	Ενεργητικό
	Πολυπλοκότητα	Υψηλή	Χαμηλή	Μέτρια	Χαμηλή	Χαμηλή	Χαμηλή	Μέτρια	Μέτρια	Υψηλή	Υψηλή	Μέτρια	Μέτρια	Χαμηλή	Υψηλή	Υψηλή
	Βάρος	Υψηλό	Χαμηλό	Χαμηλό	Χαμηλό	Υψηλό	Χαμηλό	Χαμηλό	Μέτριο	Υψηλό	Υψηλό	Χαμηλό	Χαμηλό	Χαμηλό	Χαμηλό	Χαμηλό
	Μέγεθος/ Όγκος	Μεγάλο	Μεγάλο	Μικρό	Μεγάλο	Μεγάλο	Μεγάλο	Μικρό	Μέτριο	Μεγάλο	Μεγάλο	Μικρό	Μικρό	Μικρό	Μέτριο	Μεγάλο
	Δυνατότητα κίνησης ενός δακτύλου	Ναι	Όχι	Ναι	Όχι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Όχι	Ναι	Ναι
	Δυνατότητα κίνησης πολλών δακτύλων	Ναι	Ναι	Όχι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	ναι	Ναι	Ναι
Ασφάλεια/ Αξιοπιστία	Ασφάλιση της κίνησης σε οριακά σημεία/ Χρήση Stopper	Ναι	Όχι	Όχι	Ναι	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Όχι
	Επενεργητής	Γραμμικός	Χειροκίνητος	Γραμμικός	Χειροκίνητος	Χειροκίνητος	Χειροκίνητος	Γραμμικός	Γραμμικός	Γραμμικός	Γραμμικός	Γραμμικός	Γραμμικός	Γραμμικός	Γραμμικός	Γραμμικός
Κόστος/ Ευκολία Κατασκευής	Έλεγχος με χρήση αισθητήρων	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι	Όχι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι	Όχι
	Απαιτηση χρήσης Η/Υ	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Όχι	Όχι
	Φορητότητα συσκευής	Όχι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι
	Δυνατότητα διαφορετικών μεγεθών για την ίδια συσκευή	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι	Ναι
	Ευκολία παραγωγής	Όχι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Όχι
	Ευκολία συναρμολόγησης	Όχι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι	Ναι	Όχι	Όχι
Ευκολία χρήσης από τον ίδιο τον ασθενή	Όχι	Ναι	Ναι	Όχι	Όχι	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	
Κόστος	Ακριβό	Φθινό	Φθινό	Φθινό	Ακριβό	Φθινό	Ακριβό	Φθινό	Φθινό	Ακριβό	Ακριβό	Φθινό	Φθινό	Φθινό	Φθινό	Ακριβό

## Μέρος 2 - Αποτελέσματα μετρήσεων ΜΜΣ πειραματικής διαδικασίας

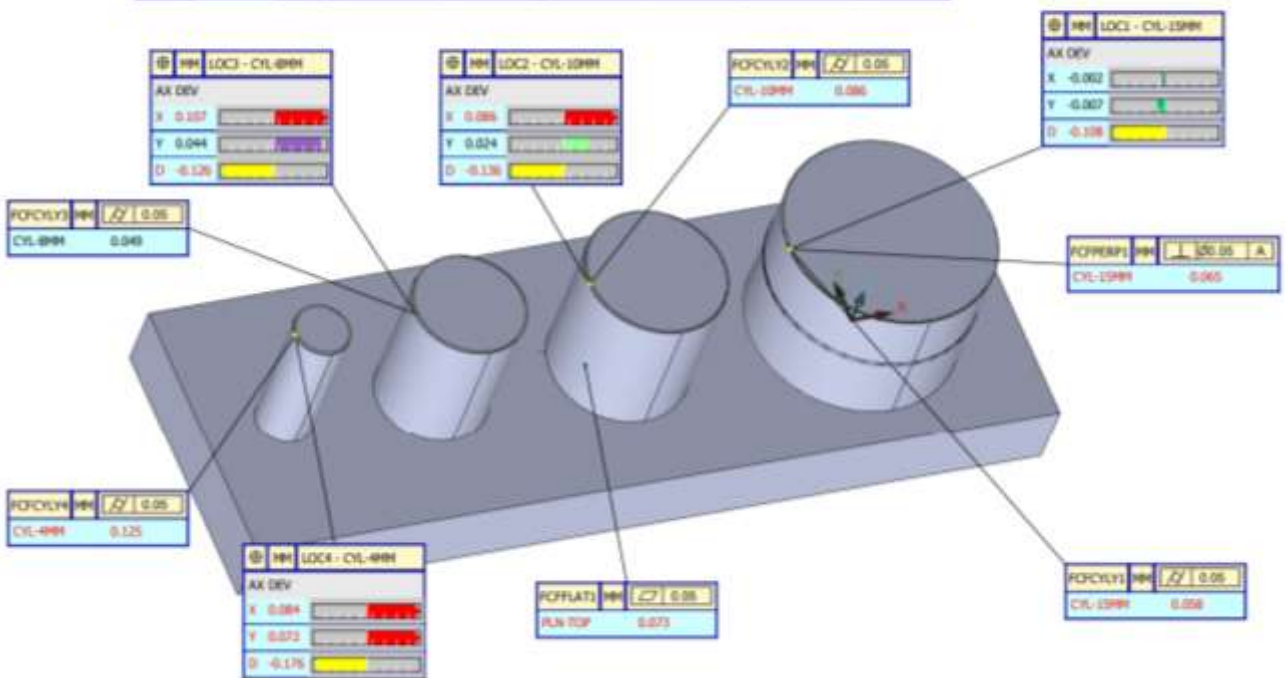
Αποτελέσματα μετρήσεων ΜΜΣ πειραματικής διαδικασίας: Μοντέλο 1 - Τμήμα Οπών - Κάθετη Εκτόπωση



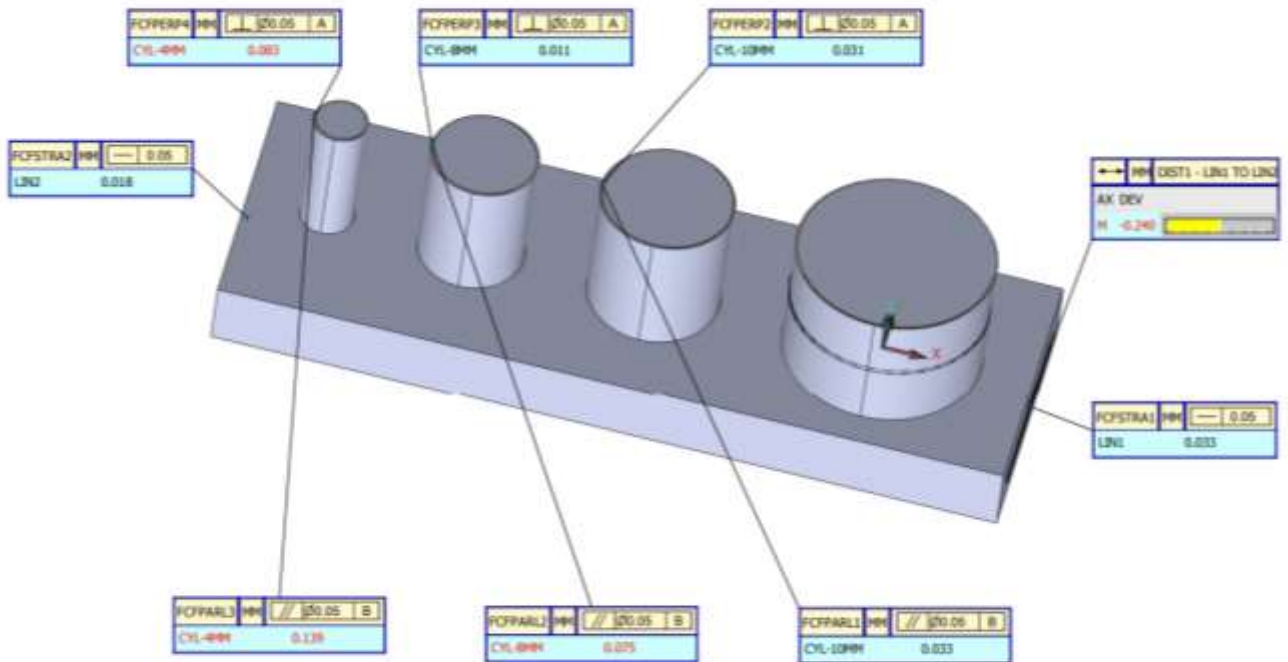
Αποτελέσματα μετρήσεων ΜΜΣ πειραματικής διαδικασίας: Μοντέλο 1 - Τμήμα Κυλίνδρων - Κάθετη Εκτύπωση

Pc	PART NAME : Cylindr PART-01 6,12mm	January 16, 2021	16:58
	REV NUMBER :	SER NUMBER :	STATS COUNT : 1

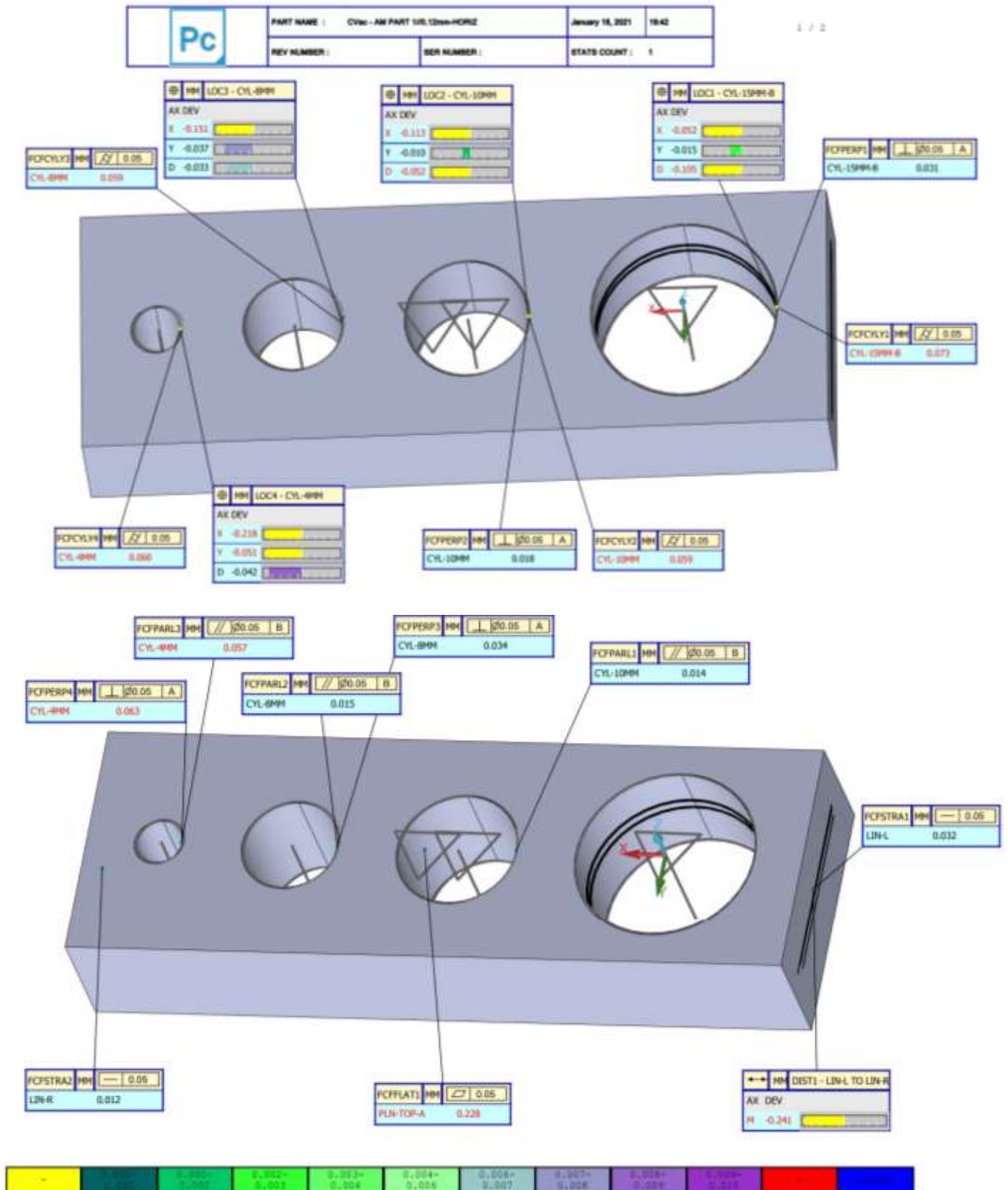
1 / 2



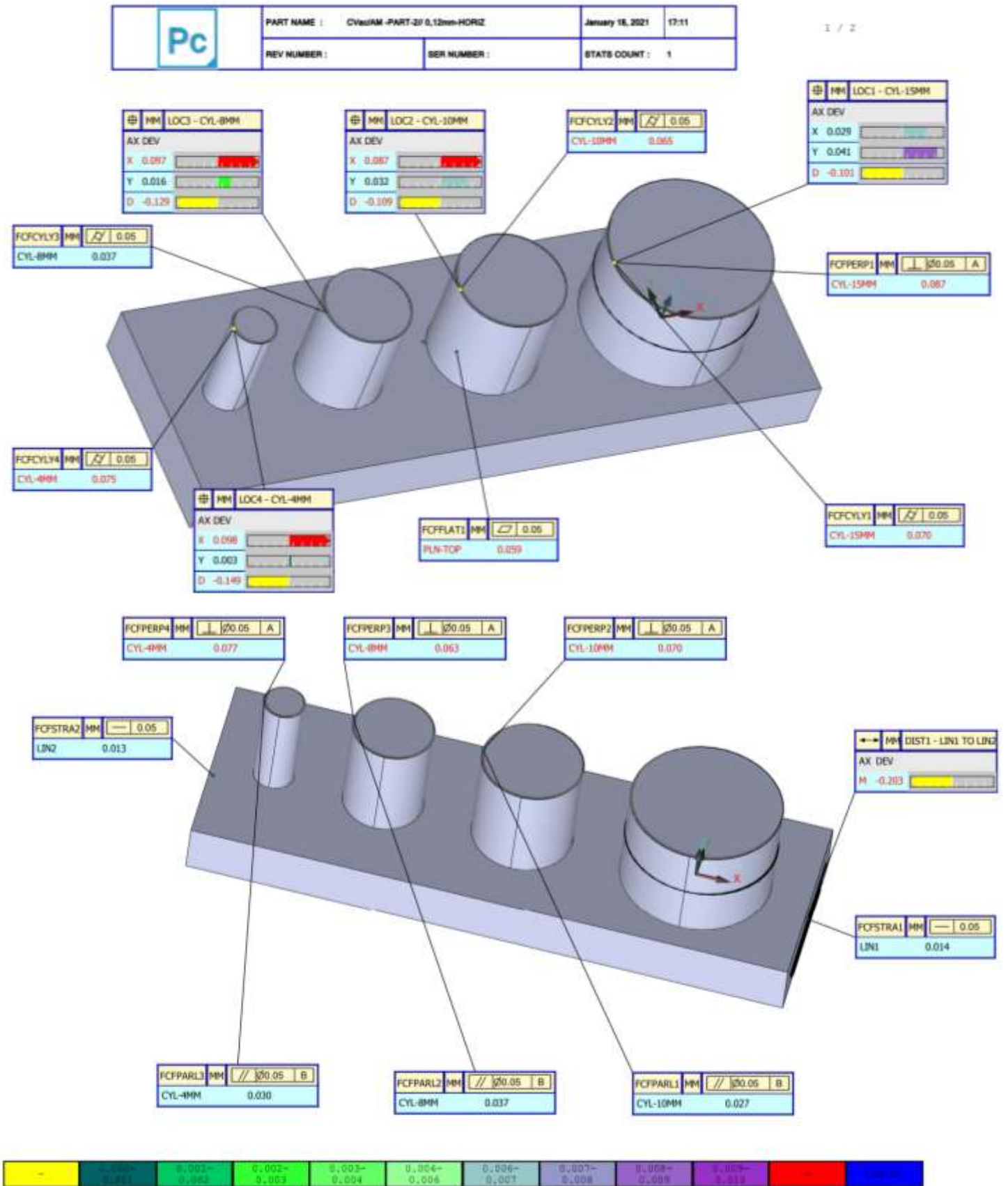
2 / 2



Αποτελέσματα μετρήσεων ΜΜΣ πειραματικής διαδικασίας: Μοντέλο 1 - Τμήμα Οπών - Οριζόντια Εκτύπωση



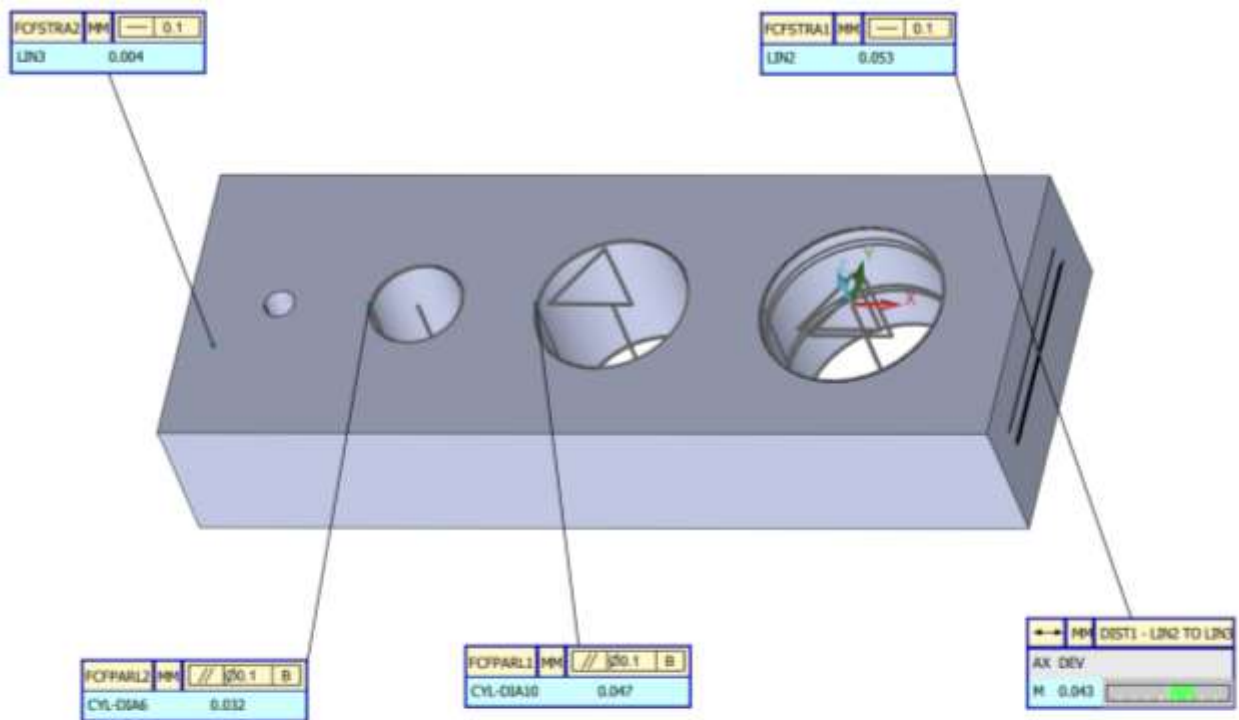
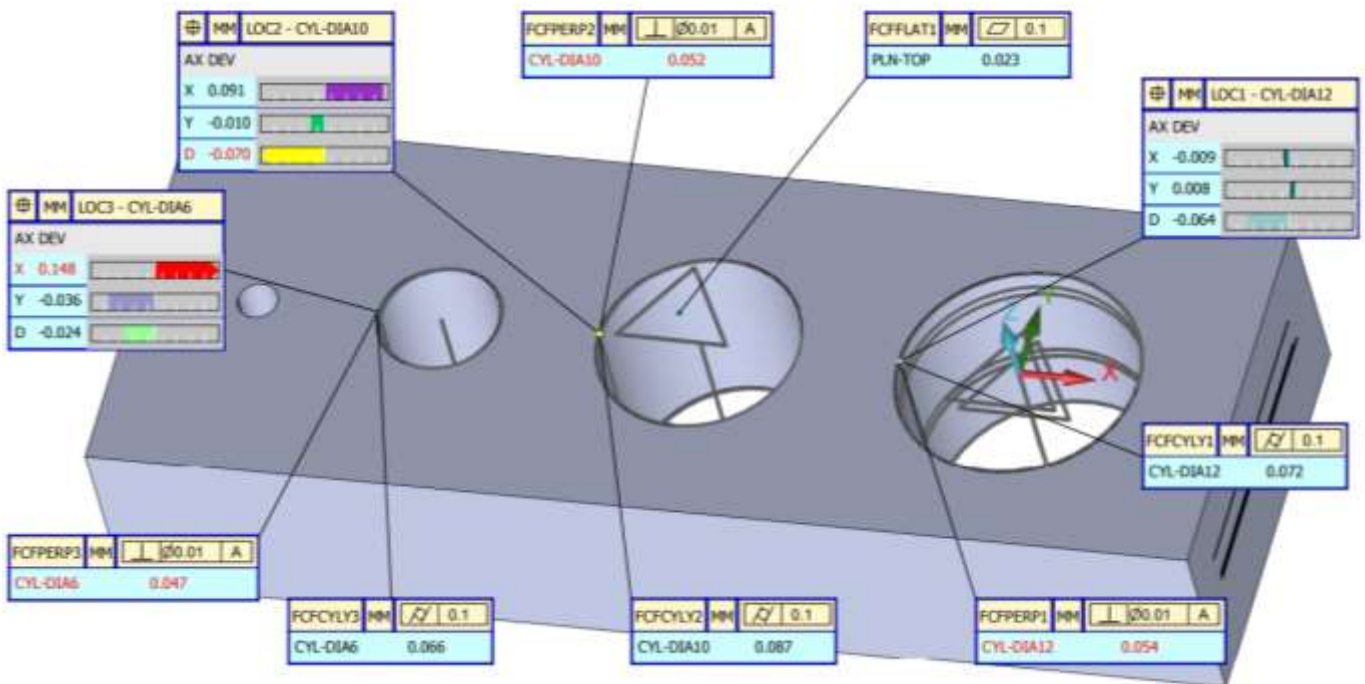
Αποτελέσματα μετρήσεων ΜΜΣ πειραματικής διαδικασίας: Μοντέλο 1 - Τμήμα Κυλίνδρων - Οριζόντια Εκτόπωση



Αποτελέσματα μετρήσεων ΜΜΣ πειραματικής διαδικασίας: Μοντέλο 2 - Τμήμα Οπών - Κάθετη Εκτύπωση

Pc	PART NAME :	CVAc - AM TEST PART 1-0.12mm	February 03, 2021	20:16
	REV NUMBER :	SER NUMBER :	STATS COUNT : 1	

1 / 2

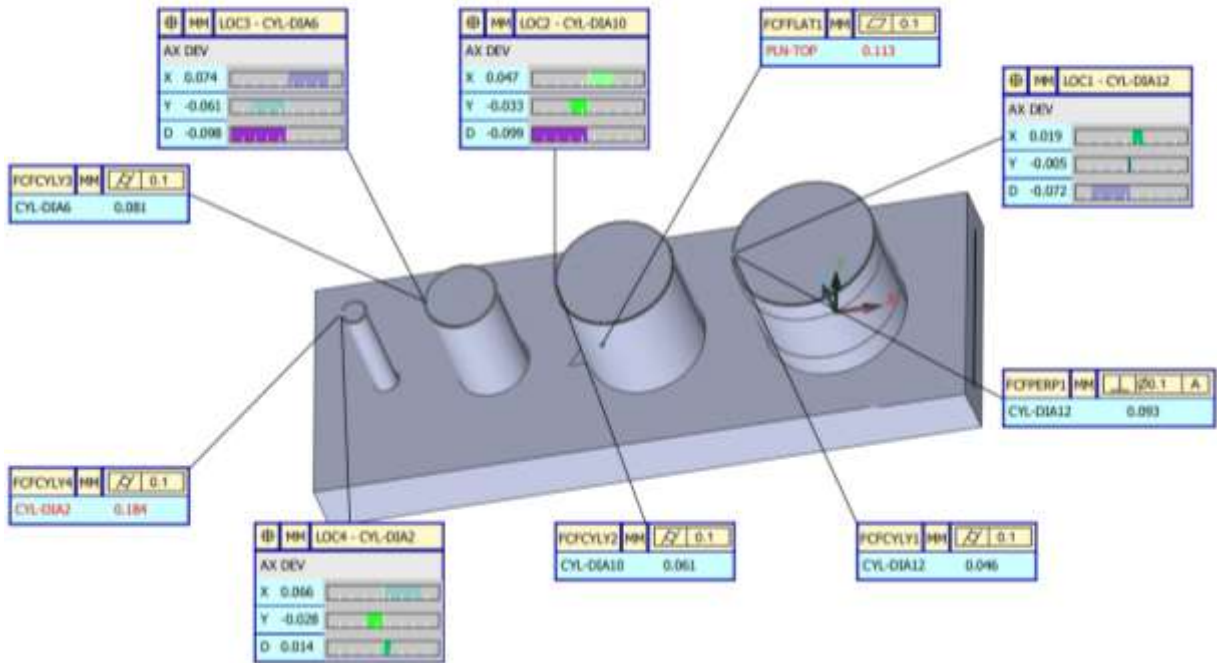




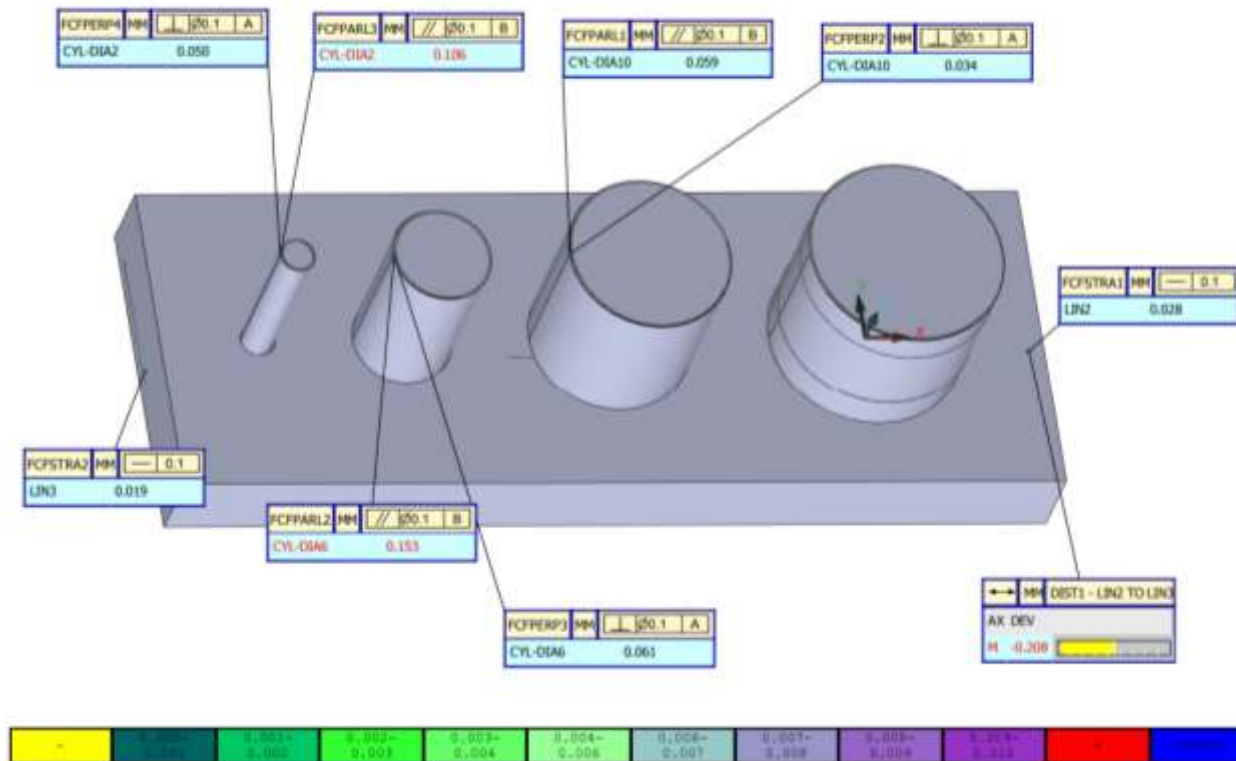
Αποτελέσματα μετρήσεων ΜΜΣ πειραματικής διαδικασίας: Μοντέλο 2 - Τμήμα Κυλίνδρων - Κάθετη Εκτύπωση

Pc	PART NAME : CVac - AM TEST PART 2-0.12mm	February 03, 2021	18:05
	REV NUMBER :	SER NUMBER :	STATS COUNT : 1

1 / 2



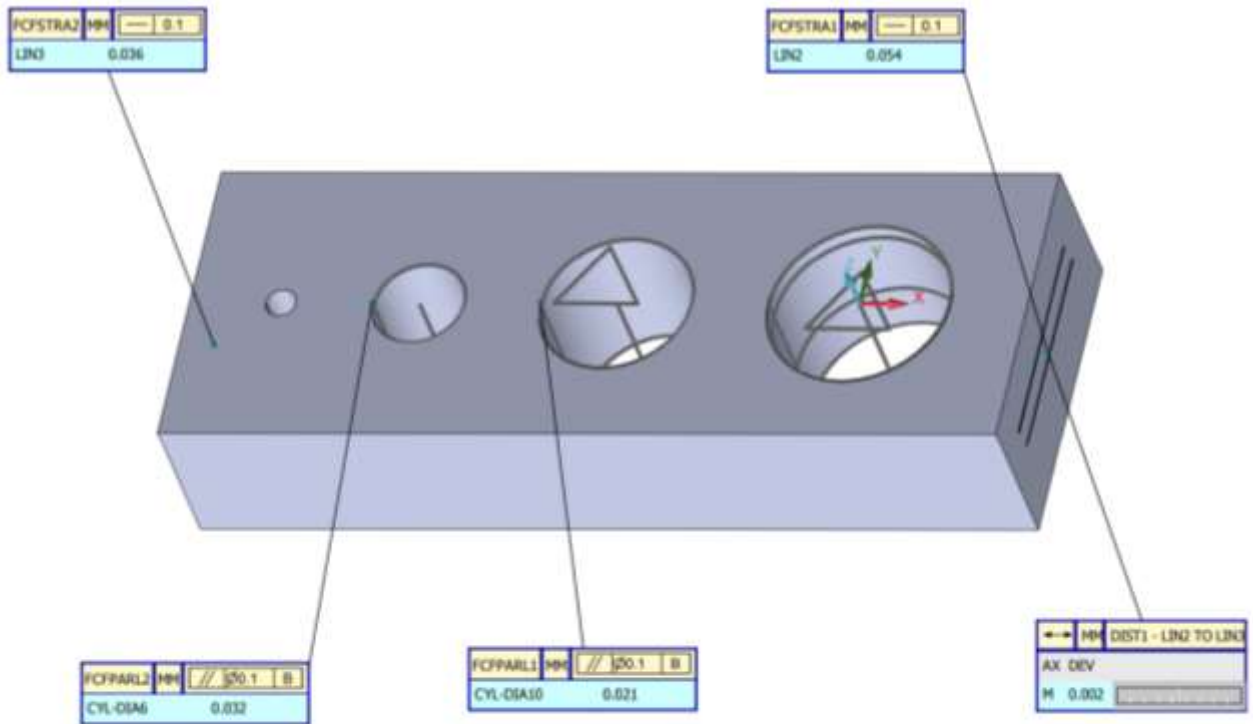
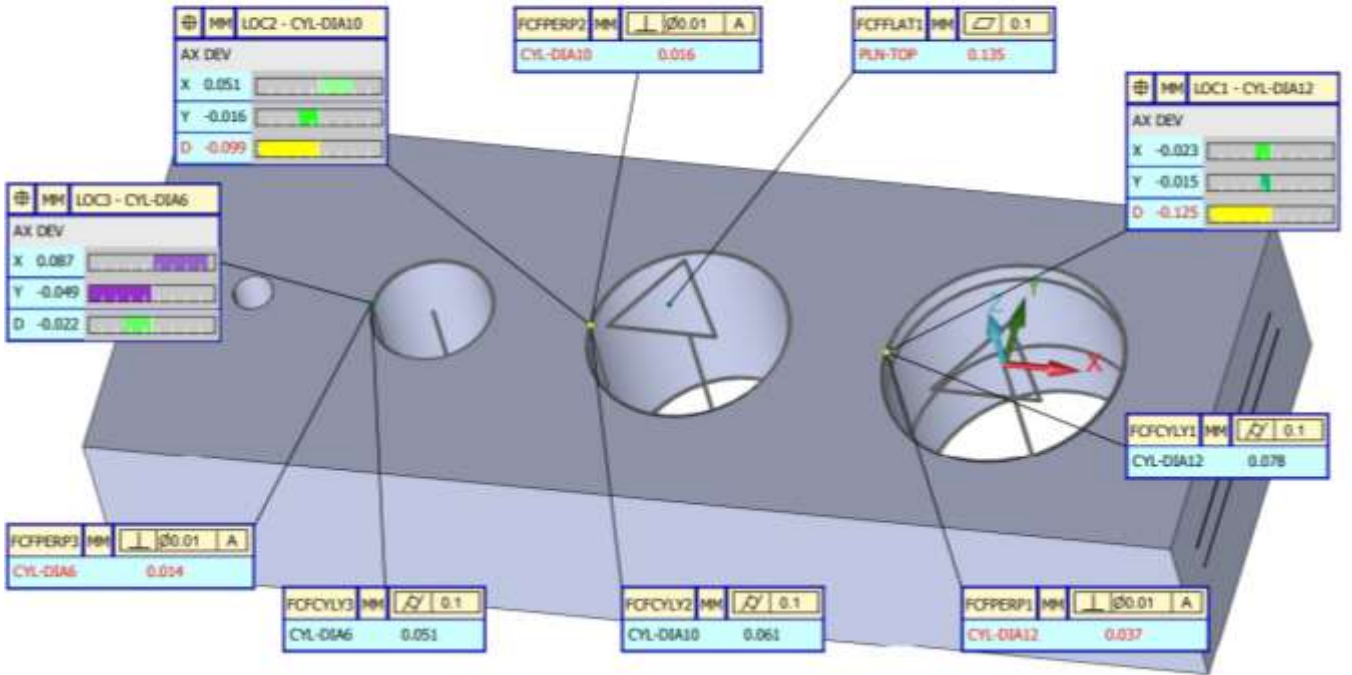
2 / 2



Αποτελέσματα μετρήσεων ΜΜΣ πειραματικής διαδικασίας: Μοντέλο 2 - Τμήμα Οπών - Οριζόντια Εκτύπωση

Pc	PART NAME :	CVac - AM TEST PART 1-0.12mm-HORIZ	February 03, 2021	20:07
	REV NUMBER :		SER NUMBER :	STATS COUNT : 1

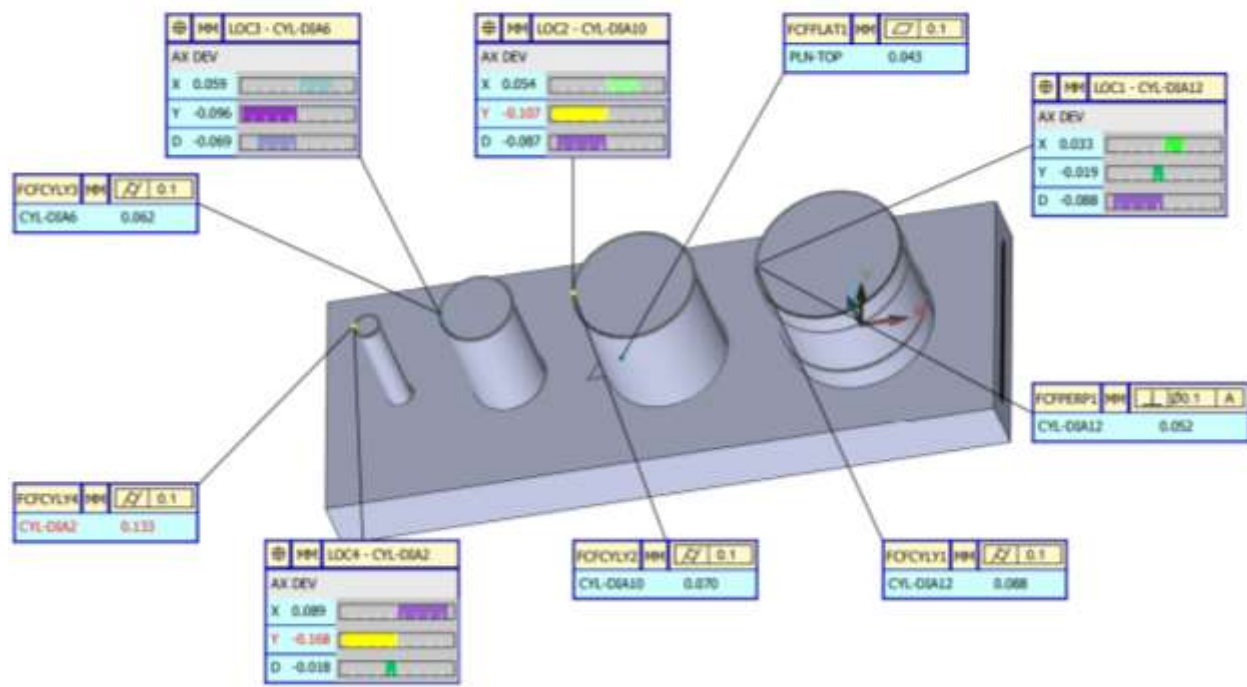
1 / 2



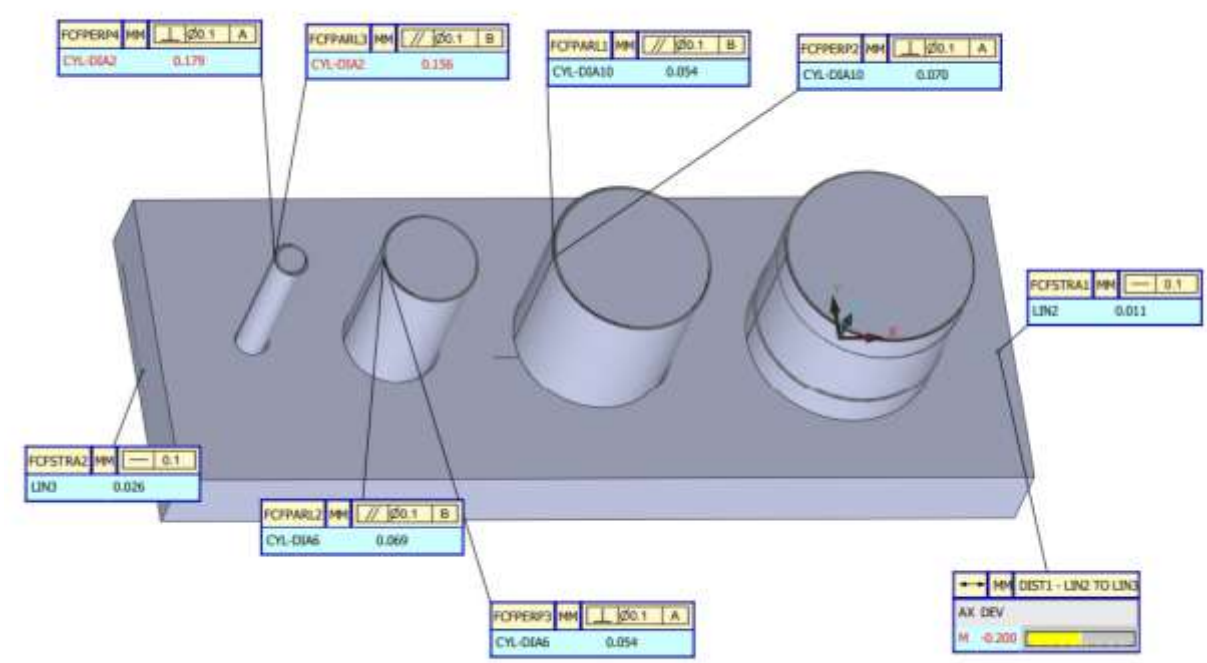
Αποτελέσματα μετρήσεων ΜΜΣ πειραματικής διαδικασίας: Μοντέλο 2 - Τμήμα Κυλίνδρων - Οριζόντια Εκτύπωση

Pc	PART NAME :	Cylc - AM TEST PART 2-0.12mm-HORIZ	February 05, 2021	19:22
	REV NUMBER :	SER NUMBER :	STATS COUNT : 1	

1 / 2



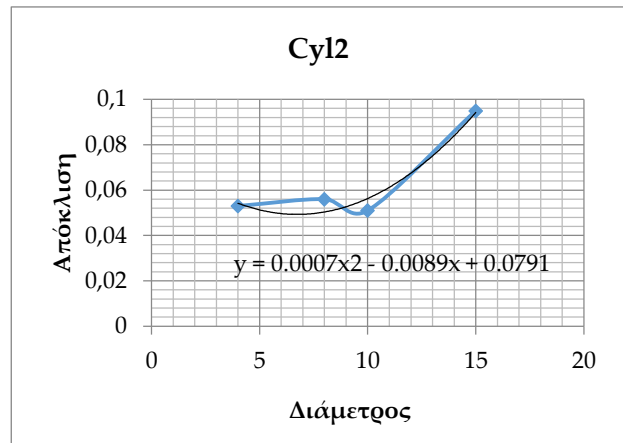
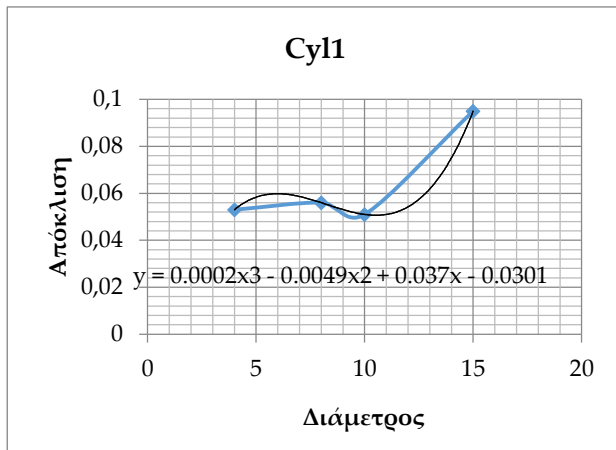
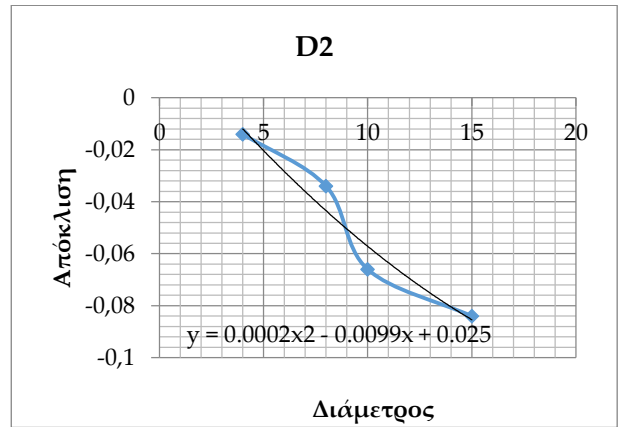
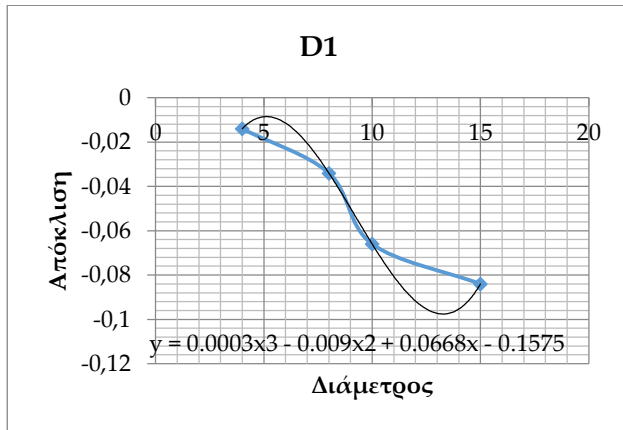
2 / 2



### Μέρος 3 – Επεξεργασία δεδομένων πειραματικής διαδικασίας

Κάθετος Προσανατολισμός Εκτύπωσης- Τμήμα Οπών-Μετρήσεις Τιμών Αποκλίσεων					
Μοντέλο 1			Μοντέλο 2		
	D	Cyl		D	Cyl
4	-0.014	0.053	2		
8	-0.034	0.056	6	-0.024	0.066
10	-0.066	0.051	10	-0.07	0.087
15	-0.084	0.095	12	-0.064	0.072

Μέθοδος Αριθμητικής Παρεμβολής- Δημιουργία πολυωνυμικών συναρτήσεων

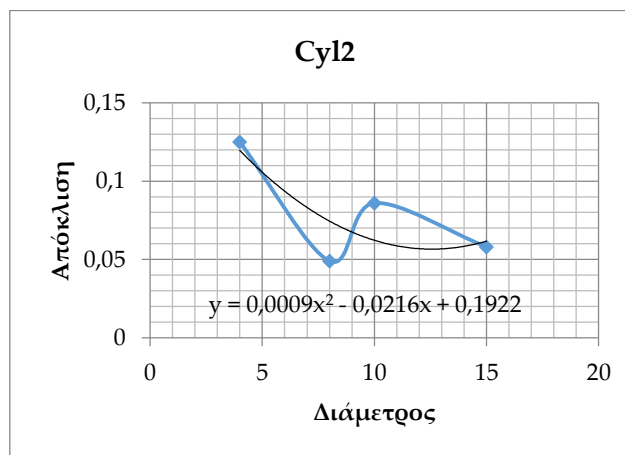
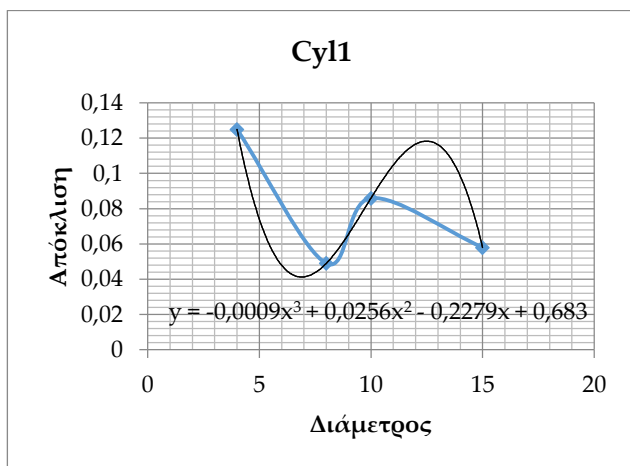
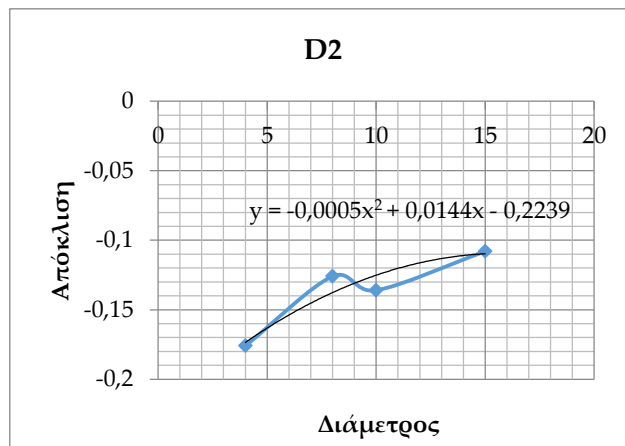
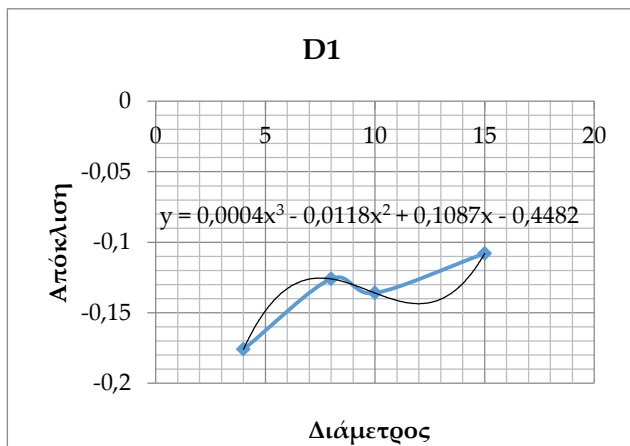


Επιλογή πολυωνυμικών συναρτήσεων με την μικρότερη απόκλιση (κόκκινο χρώμα):

	Θεωρητικό D1	Απόκλιση D1	Θεωρητικό D2	Απόκλιση D2	Θεωρητικό Cyl1	Απόκλιση Cyl1	Θεωρητικό Cyl2	Απόκλιση Cyl2
6	-0.0159	0.0081	-0.0272	-0.0032	0.0587	-0.0073	0.0509	-0.0151
10	-0.0895	-0.0195	-0.054	0.016	0.0499	-0.0371	0.0601	-0.0269
12	-0.1335	-0.0695	-0.065	-0.001	0.0539	-0.0181	0.0731	0.0011

Κάθετος Προσανατολισμός Εκτύπωσης- Τμήμα Κυλίνδρων- Μετρήσεις Τιμών Αποκλίσεων					
Μοντέλο 1			Μοντέλο 2		
	D	Cyl		D	Cyl
4	-0.176	0.125	2	0.014	0.184
8	-0.126	0.049	6	-0.098	0.081
10	-0.136	0.086	10	-0.099	0.061
15	-0.108	0.058	12	-0.072	0.046

Μέθοδος Αριθμητικής Παρεμβολής- Δημιουργία πολωνυμικών συναρτήσεων:

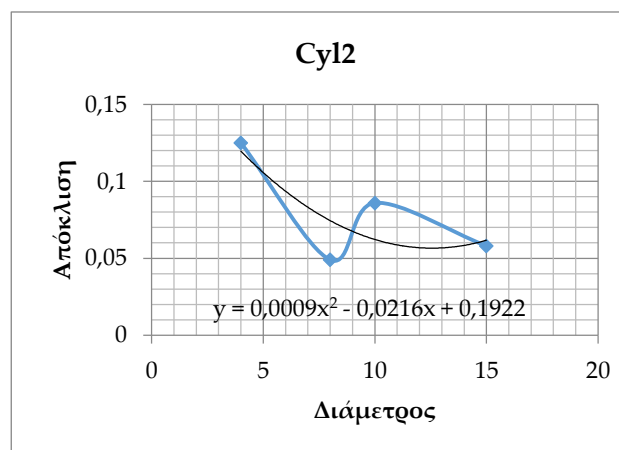
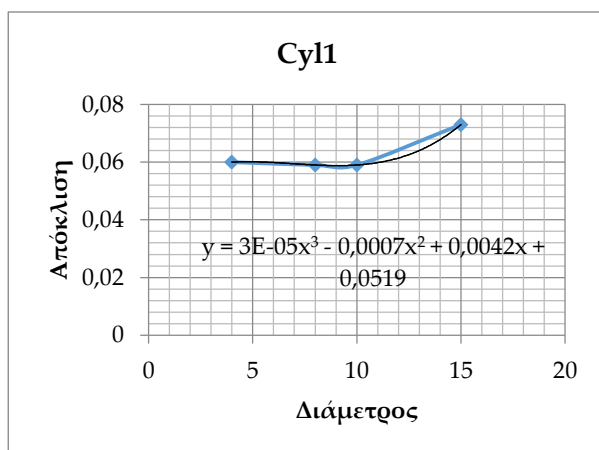
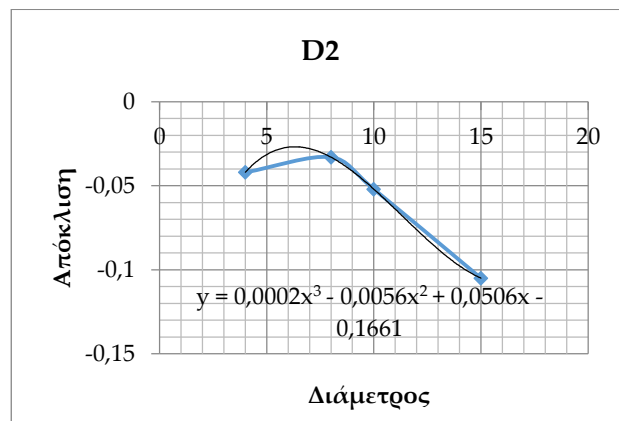
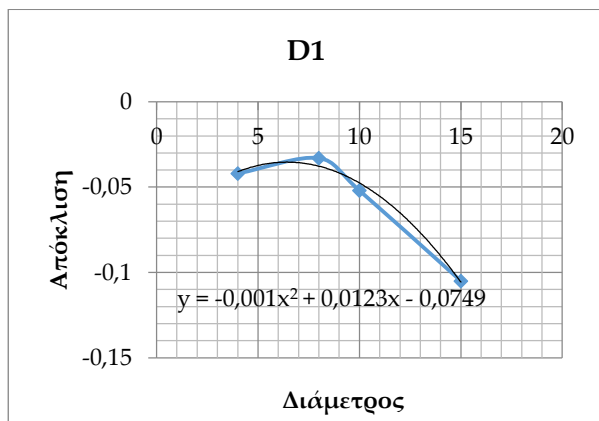


Επιλογή πολωνυμικών συναρτήσεων με την μικρότερη απόκλιση (κόκκινο χρώμα):

	Θεωρητικό D1	Απόκλιση D1	Θεωρητικό D2	Απόκλιση D2	Θεωρητικό Cyl1	Απόκλιση Cyl1	Θεωρητικό Cyl2	Απόκλιση Cyl2
2	-0.2748	-0.2888	-0.1971	-0.2111	0.3224	0.1384	0.1526	-0.0314
6	-0.1344	-0.0364	-0.1555	-0.0575	0.0428	-0.0382	0.095	0.014
10	-0.1412	-0.0422	-0.1299	-0.0309	0.064	0.003	0.0662	0.0052
12	-0.1518	-0.0798	-0.1231	-0.0511	0.0794	0.0334	0.0626	0.0166

Οριζόντιος Προσανατολισμός Εκτύπωσης- Τμήμα Οπών- Μετρήσεις Τιμών Αποκλίσεων					
Μοντέλο 1			Μοντέλο 2		
	D	Cyl		D	Cyl
4	-0.042	0.06		2	
8	-0.033	0.059		6	-0.022
10	-0.052	0.059		10	-0.099
15	-0.105	0.073		12	-0.125

Μέθοδος Αριθμητικής Παρεμβολής- Δημιουργία πολυωνυμικών συναρτήσεων:



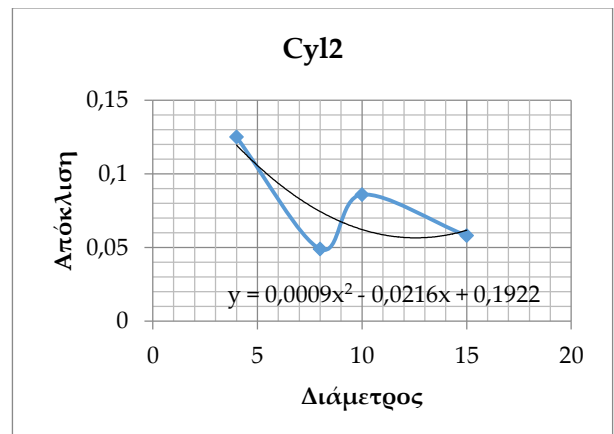
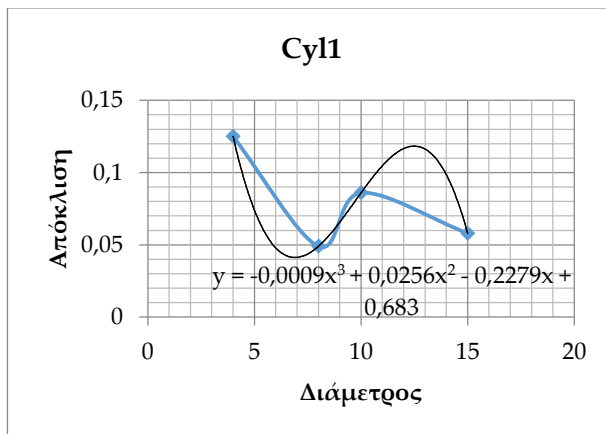
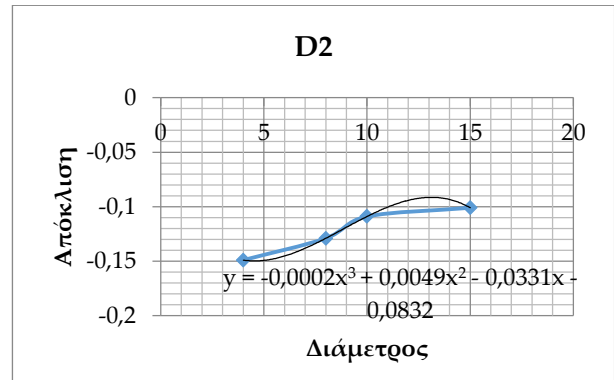
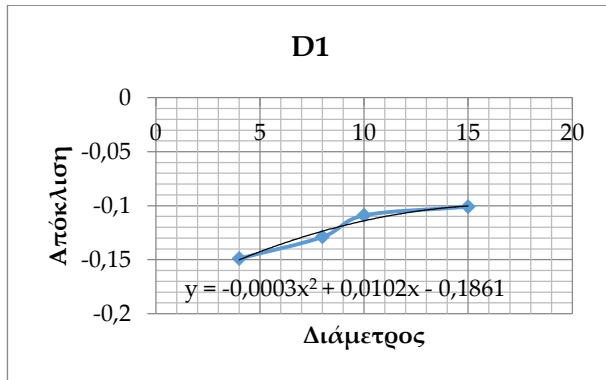
Επιλογή πολυωνυμικών συναρτήσεων με την μικρότερη απόκλιση (κόκκινο χρώμα):

	Θεωρητικό D1	Απόκλιση D1	Θεωρητικό D2	Απόκλιση D2	Θεωρητικό Cyl1	Απόκλιση Cyl1	Θεωρητικό Cyl2	Απόκλιση Cyl2
2		0		0		0		0
6	-0.0371	-0.0151	-0.0209	0.0011	0.05838	0.00738	0.095	0.044
10	-0.0519	0.0471	-0.0201	0.0789	0.0539	-0.0071	0.0662	0.0052
12	-0.0713	0.0537	-0.0197	0.1053	0.05334	-0.02466	0.0626	-0.0154

**Οριζόντιος Προσανατολισμός Εκτύπωσης- Τμήμα  
Κυλίνδρων - Μετρήσεις Τιμών Αποκλίσεων**

Μοντέλο 1			Μοντέλο 2		
	D	Cyl		D	Cyl
4	-0.149	0.125	2	-0.018	0.133
8	-0.129	0.049	6	-0.069	0.062
10	-0.109	0.086	10	-0.087	0.07
15	-0.101	0.058	12	-0.088	0.088

Μέθοδος Αριθμητικής Παρεμβολής- Δημιουργία πολυωνυμικών συναρτήσεων:



Επιλογή πολυωνυμικών συναρτήσεων με την μικρότερη απόκλιση (κόκκινο χρώμα):

	Θεωρητικό D1	Απόκλιση D1	Θεωρητικό D2	Απόκλιση D2	Θεωρητικό Cyl1	Απόκλιση Cyl1	Θεωρητικό Cyl2	Απόκλιση Cyl2
2	-0.1669	-0.1489	-0.1314	-0.1134	0.3224	0.1894	0.1526	0.0196
6	-0.1357	-0.0667	-0.1486	-0.0796	0.0428	-0.0192	0.095	0.033
10	-0.1141	-0.0271	-0.1242	-0.0372	0.064	-0.006	0.0662	-0.0038
12	-0.1069	-0.0189	-0.1204	-0.0324	0.0794	-0.0086	0.0626	-0.0254