



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

**Μελέτη Και Προτεινόμενος Σχεδιασμός  
Κατασκευής, μέσω Τρισδιάστατης  
Εκτύπωσης, Άνω Άκρου για χρήση σε  
Άτομα Με Αναπηρία**

**ΑΝΘΗ ΝΙΚΟΥ**

**Αριθμός Μητρώου: 14065**

**Επιβλέπων Καθηγητής**

**ΝΕΚΤΑΡΙΟΣ ΚΑΛΥΒΑΣ, Καθηγητής**

**Αθήνα 11/2024**

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Νεκτάριος Καλύβας

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Παντελεήμων Ασβεστάς

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Ευστράτιος Δαυίδ

Επίκουρος Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

## ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η υπογράφουσα Ανθή Νίκου του Θεοδώρου, με αριθμό μητρώου 14065 φοιτήτρια του Τμήματος Μηχανικών Βιοιατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

11/2024

Ο/Η Δηλών/ούσα



Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

## **ΠΕΡΙΛΗΨΗ**

Στην παρούσα εργασία μελετάται ο σχεδιασμός τεχνητού μέλους άνω άκρου μέσω της μεθόδου της τρισδιάστατης εκτύπωσης. Αναλύονται οι επιπτώσεις του ακρωτηριασμού άνω άκρου στην ποιότητα ζωής του ατόμου και ο ρόλος των τεχνητών μελών στην αποκατάσταση βασικών λειτουργιών. Ακολουθεί μια εισαγωγή στην τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης και η συμβολή της στην προσθετική, εστιάζοντας ιδιαίτερα στα άνω άκρα. Στη συνέχεια, έχοντας θέσει τις απαραίτητες βάσεις για τη λειτουργία και το ρόλο ενός τεχνητού μέλους, προχωράμε στις αρχές σχεδιασμού ενός χαμηλού κόστους προσθετικού άνω άκρου με τρισδιάστατη εκτύπωση. Τέλος, στο τελευταίο κεφάλαιο, εξετάζουμε τις προκλήσεις και τις ελλείψεις που εντοπίζονται στον σχεδιασμό, με προτάσεις για τη βελτίωση και εξέλιξη του τεχνητού μέλους.

***3D εκτύπωση, Ακρωτηριασμός Άνω Άκρου, Τεχνητό Μέλος χαμηλού κόστους, Μυοηλεκτρική Πρόθεση,***

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

### **Ευχαριστίες:**

Θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσους με βοήθησαν στην υλοποίηση αυτής της εργασίας, όλο αυτό το χρονικό διάστημα. Πρώτα από όλα θέλω να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες στους γονείς μου, Αλέξω και Θοδωρή Νίκου, που με στήριζαν ηθικά και οικονομικά όλα αυτά τα χρόνια, δίνοντας μου κουράγιο να φτάσω στο στόχο μου. Την αδερφή μου Μαρία Νίκου που με ενέπνευσε να ασχοληθώ με τις τεχνολογίες υποστήριξης για άτομα με αναπηρία.

Θερμές ευχαριστίες απευθύνω στον επιβλέπων καθηγητή μου Νεκτάριο Καλύβα, για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε δίνοντας μου τη δυνατότητα να εκπονήσω την πτυχιακή μου εργασία στον επιστημονικό τομέα που επιθυμούσα. Όπως επίσης και για την πολύτιμη βοήθεια και καθοδήγηση του, για την επίλυση διάφορων θεμάτων. Καθώς και όλους τους καθηγητές και τις καθηγήτριες που είχα όλα τα χρόνια της μέχρι στιγμής ακαδημαϊκής μου ζωής, για τις γνώσεις που μου μετέδωσαν.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον καθηγητή Βασίλη Ντουραχάνη και τον δάσκαλο μου στον τρισδιάστατο σχεδιασμό Στέλιο Κουρτή όπου χωρίς την βοήθεια τους, θα ήταν πολύ δύσκολο να ολοκληρωθεί η εργασία.

## Περιεχόμενα

• Εισαγωγή .....	7
• Κεφάλαιο 1: Ανατομία Άνω Άκρου .....	8-9
○ 1.2: Κινήσεις Αντίχειρα .....	9-11
• Κεφάλαιο 2: Ατύχημα και Ανάγκη .....	11
• Κεφάλαιο 3: Προσθετική στα Άνω Άκρα .....	12-14
○ 3.1 Υψηλό Κόστος και Τρισδιάστατη Εκτύπωση Προσθέτων Άνω Άκρου .....	14
• Κεφάλαιο 4: Τεχνολογία Τρισδιάστατης Εκτύπωσης .....	15-20
• Κεφάλαιο 5: Μέρη Πρόσθετου Μέλους .....	20-23
• Κεφάλαιο 6: Το Πρόγραμμα Σχεδίασης .....	23
• Κεφάλαιο 7 .....	24
○ 7.1 Επιλογή Συσκευής .....	24-26
○ 7.2 Το Πρότυπο Δακτύλου .....	26-29
○ 7.3 Ανάλυση Σχεδιασμού Δακτύλων .....	29-33
○ 7.4 Μηχανισμός Whipltree .....	33-39
• Κεφάλαιο 8: Σχέδιο Αντίχειρα .....	39-43
• Κεφάλαιο 9: Λίγα Λόγια για το Σύστημα Ελέγχου .....	43
○ 9.1 Σύστημα Ηλεκτροδίων .....	43-44
○ 9.2 Σύστημα Arduino .....	44-45
○ 9.3 Σύστημα Επενεργητές .....	46-47
○ 9.4 Η Πορεία του Σήματος .....	46-47
• Κεφάλαιο 10: Η Θήκη .....	48
○ 10.1 Παραδοσιακά Βήματα Κατασκευής Θήκης .....	49
○ 10.2 Σχεδιασμός Θήκης με Ψηφιακά Μέσα .....	49-53
Κεφάλαιο 11: Το Βάρος της Κατασκευής και το Κόστος .....	53-55
Κεφάλαιο 12: Οι Τελικές Λαβές .....	55-59
Συμπεράσματα - Αποτελέσματα .....	60

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η απουσία ενός χεριού προκαλεί μεγάλο αντίκτυπο στην ανθρώπινη ζωή. Επηρεάζει όλους τους τομείς της κοινωνικής του ζωής. Ο ακρωτηριασμός μπορεί να έχει δύο προελεύσεις: α) συγγενή ανεπάρκεια, όταν κάποιος γεννιέται χωρίς άκρο και β) τραυματικός ακρωτηριασμός που προέρχεται από χειρουργική επέμβαση για την αφαίρεση ενός μέλους ή μέρους αυτού, λόγω ατυχήματος, ή ασθένεια. Οι ακρωτηριασμοί των άνω άκρων έχουν διάφορα επίπεδα, ανάλογα με τον βαθμό αφαίρεσης ή την απουσία μέλους. Η απώλεια ενός μέλους του σώματος αλλάζει εντελώς την ζωή του ατόμου.

Επειδή το ανθρώπινο χέρι είναι ένα όργανο πλούσιο σε αισθητήριες απολήξεις με αρκετά περίπλοκη ανατομία η αντικατάσταση του, μέσω προσθετικών μελών δεν είναι αρκετά ικανοποιητική ενώ η νέα τεχνολογία παρόλο που προσδίδει περισσότερες δυνατότητες είναι ακόμα ακριβή. Αυτό καθιστά τα άτομα, τα οποία αδυνατούν να ανταπεξέλθουν οικονομικά, σε μη αντικατάσταση της βλάβης με ότι αυτό συνεπάγεται στην κοινωνική ένταξη αλλά και την προσωπική τους διαβίωση. Στην παρούσα εργασία εξετάζεται διεξοδικά ο σχεδιασμός και η κατασκευή ενός τεχνητού μέλους άνω άκρου με τη μέθοδο της τρισδιάστατης εκτύπωσης, εστιάζοντας στις επιπτώσεις του ακρωτηριασμού και στη σημασία των προσθετικών μελών.

Στην παρούσα εργασία μελετάται η δημιουργία τεχνητού μέλους άνω άκρου μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, εστιάζοντας στις επιπτώσεις του ακρωτηριασμού και την αξία των προσθετικών μελών για την αποκατάσταση βασικών λειτουργιών. Αρχικά, παρουσιάζονται τα δομικά και λειτουργικά χαρακτηριστικά του άνω άκρου, καθώς και οι ανάγκες των ατόμων με ακρωτηριασμό, ενώ γίνεται μια αναδρομή στις τεχνολογίες και τις κατηγορίες προθέσεων που έχουν αναπτυχθεί. Στη συνέχεια, αναλύεται η τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης και η δυνατότητα δημιουργίας προσιτών προσθετικών μελών, με τη χρήση υλικών χαμηλού κόστους και προσαρμοσμένων τεχνικών εκτύπωσης. Ακολουθεί η διαδικασία σχεδιασμού ενός ρομποτικού βραχίονα, περιλαμβάνοντας την ανάλυση του μηχανισμών χαμηλού κόστους. Η εργασία ολοκληρώνεται με αναφορά στις προκλήσεις και τους περιορισμούς που εντοπίστηκαν, προσφέροντας προτάσεις βελτίωσης για την εξέλιξη των προσθετικών μελών, καθιστώντας τα πιο προσιτά και αποτελεσματικά.

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

## Κεφάλαιο 1

### Ανατομία Άνω Άκρου

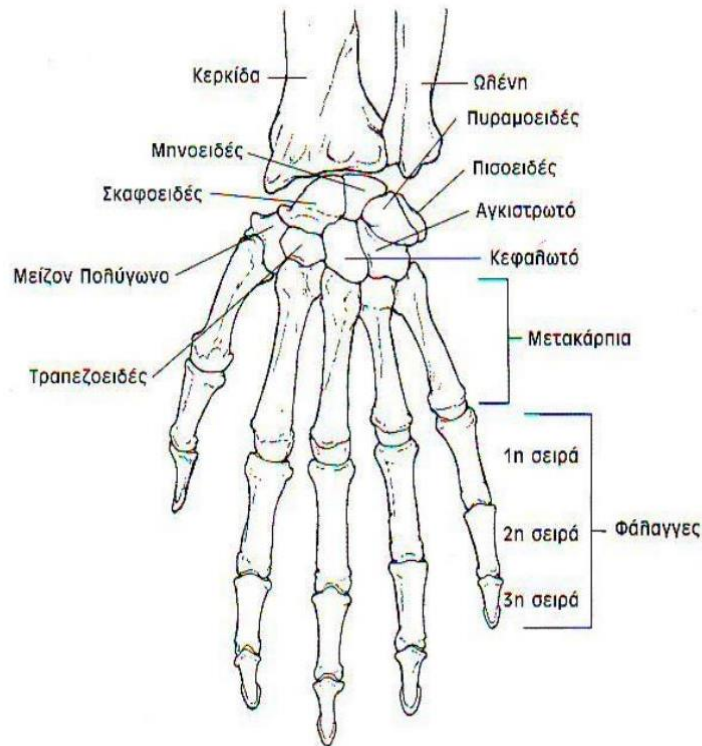
Το ανθρώπινο χέρι αποτελεί ένα εξαιρετικά πολύπλοκο και ευέλικτο όργανο, προσαρμοσμένο για να εκτελεί με ακρίβεια και δύναμη λειτουργίες όπως το κράτημα και η σύλληψη. Το χέρι βρίσκεται στο τελικό τμήμα του άνω άκρου, όρος που περιλαμβάνει επίσης τον ώμο, τον βραχίονα, το αντιβράχιο και την παλάμη. Τα δάχτυλα, που καταλήγουν σε ευαίσθητες νευρικές απολήξεις, παρέχουν πλούσια αισθητική ανατροφοδότηση, συνδέοντας άμεσα την αίσθηση της αφής με τα χέρια. Η ικανότητα του χεριού να πιάνει και να συγκρατεί αντικείμενα οφείλεται στη συνδυαστική κίνηση των δαχτύλων και της παλάμης, με τον αντίχειρα να συνεργάζεται με τα υπόλοιπα δάχτυλα σαν τανάλια, ενώ η παλάμη χρησιμεύει ως βάση για την τοποθέτηση αντικειμένων.[1]

Ο καρπός, με την ελλειψοειδή (κονδυλοειδή) άρθρωσή του, προσφέρει κίνηση σε δύο άξονες, επιτρέποντας κάμψη, έκταση, προσαγωγή και απαγωγή.[2] Κάθε δάχτυλο αποτελείται από τρεις φάλαγγες (μετακαρπιοφαλαγγικές, εγγύς φαλαγγικές και άπω φαλαγγικές), που ενώνονται με αντίστοιχες αρθρώσεις: τη μετακαρποφαλαγγική (ΜΚΦ), την εγγύς φαλαγγοφαλαγγική (ΕΦΦ) και την άπω φαλαγγοφαλαγγική (ΑΦΦ). Οι φαλαγγικές αρθρώσεις προσφέρουν ένα εύρος κίνησης που υποστηρίζει την επιδέξια κίνηση του χεριού, καθώς ο βαθμός κάμψης τους ποικίλλει, με την πιο έντονη κάμψη να παρατηρείται στον δείκτη και τον μέσο, ενώ ο βαθμός αυτός μειώνεται στο μικρό δάχτυλο.[3]

Η εγγύς και η άπω φαλαγγοφαλαγγική άρθρωση είναι μονοαξονικές και επιτρέπουν κάμψη και έκταση, ενώ η μετακαρπική άρθρωση είναι διαξονική, επιτρέποντας έτσι πιο σύνθετες κινήσεις. [4]Αυτή η δομή παρέχει στο χέρι δυνατότητες ευλυγισίας και αντοχής, προσαρμοσμένες στις ανάγκες της καθημερινής χρήσης, από τη λεπτή αίσθηση της αφής έως τη δυνατή σύλληψη. Στην εικόνα 1.1 φαίνονται τα οστά του χεριού.



Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



*Εικόνα 1.1 Οστά Χεριού*

## Κεφάλαιο 1.2 Κινήσεις Αντίχειρα



*Εικόνα 1.2.1 Αρθρώσεις Αντίχειρα*

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

Η κατανόηση της κίνησης του αντίχειρα έχει μεγάλη σημασία . Αρχικά οι άξονες περιστροφής των αρθρώσεων δεν είναι κάθετοι ως προς την παλάμη όπως είναι των υπόλοιπων δακτύλων. Ο αντίχειρας αποτελείται από 3 αρθρώσεις οι δύο μετακαρπικές και εγγύς αρθρώσεις και μία άρθρωση διαφορετική από τα υπόλοιπα δάκτυλα, η καρπομετακαρπική άρθρωση. Ο αντίχειρας είναι ζωτικής σημασίας για τη συνολική λειτουργία του χεριού. Οι ενέργειες του αντίχειρα είναι η κάμψη, η έκταση, η απαγωγή (παλαμιαία και κερκιδική), η προσαγωγή και η αντίθεση.[5]

Ως απαγωγή ορίζεται η κίνηση μακριά από το δεύτερο μετακάρπιο και ως προσαγωγή η κίνηση προς το δεύτερο μετακάρπιο. Μπορεί να συμβεί σε δύο επίπεδα, παράλληλα προς την παλάμη του χεριού και κάθετα προς την παλάμη του χεριού [4].

Η έκταση της κάμψης συμβαίνει στην MCP, την IP και την CMC.

- Η αντίθεση έχει διάφορες δράσεις -
- Παλαμιαία απαγωγή που μεταπίπτει σε προσαγωγή στην άρθρωση CMC.
- Στροφή στην άρθρωση CMC.
- Κάμψη στην άρθρωση CMC, MCP ΚΑΙ IP.
- Ενδεικτικές τιμές των αρθρώσεων του αντίχειρα.

Στην εικόνα 1.2.1 φαίνονται οι αρθρώσεις του αντίχειρα. Ένας σημαντικός χαρακτηρισμός του ανθρώπινου χεριού είναι ο αριθμός των βαθμών ελευθερίας (DOF) που καλύπτουν οι κινήσεις του. Ανατομικά, τα πέντε ψηφία του χεριού περιλαμβάνουν συνολικά 15 αρθρώσεις, οι οποίες παρέχουν περίπου 20 DOFs [5].

### **Κεφάλαιο 1.3 Τα τρία επίπεδα κίνησης και μηχανολογικά χαρακτηριστικά του ανθρώπινου χεριού**

Το ανθρώπινο χέρι κινείται σε τρία επίπεδα που ορίζονται από τις διαστάσεις του χώρου: το μετωπιαίο, το εγκάρσιο και το οβελιαίο. Αυτά τα επίπεδα επιτρέπουν περιστροφικές κινήσεις γύρω από έναν άξονα, με τους κύριους άξονες να είναι κάθετοι μεταξύ τους [3]. Ο οβελιαίος άξονας είναι κάθετος στο μετωπιαίο επίπεδο, ο μετωπιαίος άξονας κάθετος στον οβελιαίο, και ο κατακόρυφος κάθετος στο εγκάρσιο. Η πολυπλοκότητα και ευελιξία της κίνησης του χεριού αποδίδεται σε αυτό το σύστημα αξόνων, επιτρέποντας κινήσεις όπως κάμψη, έκταση, προσαγωγή και απαγωγή σε συνδυασμό με τη μοναδική ανατομική κατασκευή του χεριού.[6]

Αυτή η μοναδική κατασκευή καθιστά το ανθρώπινο χέρι ικανό να εκτελεί χιλιάδες κινήσεις κάθε μέρα. Σύμφωνα με μελέτες, ορισμένες καθημερινές δραστηριότητες απαιτούν συγκεκριμένα επίπεδα δύναμης: η εισαγωγή ενός κλειδιού, το πάτημα κουμπιών ή η χρήση εργαλείων χρειάζονται δυνάμεις σύσφιξης μεταξύ 5 και 20 Νιούτον (N), ενώ πιο απαιτητικές ενέργειες, όπως το άνοιγμα πόρτας, μπορεί να απαιτήσουν μέχρι 40 N.[5]

Ο αριθμός κινήσεων που εκτελούνται καθημερινά εξαρτάται από το επάγγελμα και τις δραστηριότητες κάθε ατόμου. Για παράδειγμα:

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

- Καθημερινές δραστηριότητες όπως το άνοιγμα θυρών και η χρήση συσκευών απαιτούν 2.000-3.000 κινήσεις.
- Εργασίες γραφείου περιλαμβάνουν 5.000-10.000 κινήσεις λόγω πληκτρολόγησης και χρήσης υπολογιστή.
- Χειρωνακτικά επαγγέλματα μπορεί να φτάσουν ή να ξεπεράσουν τις 10.000 κινήσεις.
- Δραστηριότητες ελεύθερου χρόνου, όπως αθλήματα και μουσική, προσθέτουν ακόμα περισσότερες κινήσεις.

Συνολικά, οι περισσότερες καθημερινές δραστηριότητες συνεπάγονται πάνω από 10.000-20.000 κινήσεις και λαβές με τα χέρια, καθιστώντας το χέρι ένα από τα πιο δραστήρια και ευέλικτα όργανα του ανθρώπινου σώματος.[5]

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

### Ατύχημα –Ανάγκη

*Μία πρόσφατη ανακάλυψη περιγράφει τα σκελετικά λείψανα ενός νεαρού ενήλικα που βρέθηκε σε σπήλαιο στο Βόρνεο, στον οποίο ακρωτηριάστηκε μέρος του αριστερού κάτω άκρου, αριστερού ποδιού, πιθανότατα ως παιδί, πριν από τουλάχιστον 31.000 χρόνια. Το άτομο επέζησε από τη χειρουργική επέμβαση, ζώντας για τουλάχιστον άλλα έξι έως εννέα χρόνια.[7]*

Ο ακρωτηριασμός των άκρων είναι μια από τις αρχαιότερες χειρουργικές επεμβάσεις με ιστορία άνω των 2500 ετών που χρονολογείται από την εποχή του Ιπποκράτη.[7] Κάθε χρόνο πάνω από 12.000 άτομα στην Ευρωπαϊκή Ένωση θα βιώσουν εργατικά ατυχήματα που έχουν ως αποτέλεσμα τραυματικό ακρωτηριασμό. Στις Ηνωμένες Πολιτείες το 2005 συνολικά 41.000 περιπτώσεις οφείλονται σε ακρωτηριασμό άνω άκρου και 300.000 άτομα ζουν με την απώλεια ενός ή και των δύο άνω μελών [8]. Στην Ελλάδα με βάση στατιστικά στοιχεία υποβάλλονται σε ακρωτηριασμό άνω άκρου 1000-750 άτομα κάθε χρόνο. Για τους ακρωτηριασμούς των άνω άκρων, το τραύμα είναι η κύρια αιτία, αντιπροσωπεύοντας το 80% των επίκτητων ακρωτηριασμών, που συμβαίνουν σε άνδρες ηλικίας 15 έως 45.[6] Δεύτερη συχνότερη αιτία είναι ο καρκίνος/όγκοι και οι αγγειακές επιπλοκές ασθενειών. Ένα ακόμη συχνό αίτιο είναι ο τραυματισμός που προέρχεται από τις πολεμικές συρράξεις που πλήττουν κυρίως τις αναπτυσσόμενες χώρες. Στις ΗΠΑ οι ακρωτηριασμοί λόγω συρράξεων κυμαίνονται σε 7,4% έως 19% των ακρωτηριασμών από όλες τις αιτίες, ποσοστά τα οποία συμπεριλαμβάνουν πολλαπλούς ακρωτηριασμούς σε ένα μόνο άτομο. Συγκεκριμένα μέχρι το 2036 θα υπάρχει 5% αύξηση [8].

Αν και υπάρχουν διάφορες κλινικές εκτιμήσεις, ανάλογα με το επίπεδο του ακρωτηριασμού, τελικά ο στόχος σε κάθε ακρωτηριασμό είναι να σωθεί όλο το εφικτό μήκος, καθώς αυτό συσχετίζεται άμεσα με τη βελτίωση της λειτουργικής κατάστασης. Τα είδη ακρωτηριασμού ξεκινάνε από το χαμηλό επίπεδο στην περιοχή του καρπού. Απεξάρθρωση καρπού. Ακρωτηριασμός στο οριζόντιο επίπεδο του πήχη. Απεξάρθρωση αγκώνα όπου περιγράφει την πλήρη απώλεια του αγκώνα. Απεξάρθρωση ώμου και ακρωτηριασμός εμπρόσθιου τεταρτημορίου [6].

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

### Προσθετική στα άνω Άκρα

Μία από τις πρώτες κατασκευές προσθετικού χεριού αναφέρεται ότι έγινε το 77 μΧ. από τον Ρωμαίο λόγιο Πλίνιο τον Πρεσβύτερο (Naturalis Historia). Αφού έχασε ένα χέρι στον Δεύτερο Πουνικό Πόλεμο (218–201 π.χ.), ο Μάρκος Σέργιος, ένας Ρωμαίος στρατηγός, έλαβε μια πρόσθεση που του επέτρεψε να επιστρέψει με επιτυχία στη μάχη [7].



Εικόνα 3.1 Τύποι Προθέσεων

#### Κατηγορίες προθέσεων Άνω Άκρου.

Οι προθέσεις κατηγοριοποιούνται από τον μηχανισμό (Εικόνα 3.1) και σύμφωνα με το επίπεδο ακρωτηριασμού ή την απουσία ανεξάρτητα από τον τρόπο που δημιουργήθηκε η ανάγκη. Το υπόλοιπο τμήμα του άκρου αναφέρεται συχνά ως "κολόβωμα" ωστόσο, ο πιο αποδεκτός όρος στις Ηνωμένες Πολιτείες και ο όρος που χρησιμοποιείται σε αυτήν την έκθεση είναι "υπολειπόμενο άκρο" [9].

#### Β. Με βάση την Λειτουργία.

Με βάση την λειτουργία τους διαχωρίζονται σε δύο κατηγορίες. Τις κοσμικές/αισθητικές /παθητικές προθέσεις και τις Δυναμικές/Λειτουργικές.

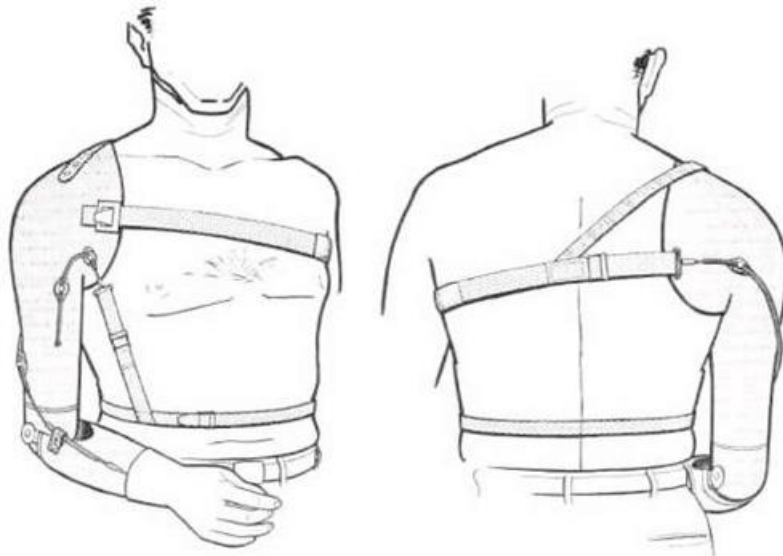
**Αισθητικές** . Μια τέτοια πρόσθεση δεν επιτρέπει την ενεργή κίνηση οποιασδήποτε από τις αρθρώσεις. Αυτές είναι οι ελαφρύτερες συσκευές επειδή δεν περιέχουν κινητήρες και μηχανικά συστήματα. Αν και αυτές οι συσκευές ονομάζονται συχνά «αισθητικές», μπορούν να παρέχουν λειτουργία βοηθώντας το άθικτο μέλος. Για παράδειγμα, μια παθητική πρόσθεση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να κρατά τα χαρτιά όταν γράφει, για να βοηθά στη μεταφορά αντικειμένων ή για να σταθεροποιεί αντικείμενα που κρατούνται στο άθικτο χέρι [9].

**Δυναμικές:** Οι δυναμικές προθέσεις ορίζονται από την ικανότητα κίνησης στις αρθρώσεις.[9]

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

### Τύποι Δυναμικών Προθέσεων

A) Σωματικινητές: Μπορούν να ελεγχθούν μηχανικά από το σώμα (ενεργοποίηση σώματος) οι λεγόμενες Σωματοκινητές Προθέσεις. Είναι συσκευές που κινούνται σε συνάρτηση με τον χρήστη (Εικόνα 3.2).[10.11.12]



*Εικόνα 3.2 Σωματοκινητή Πρόθεση*

B) Ή με ενεργοποίηση όπως μια μπαταρία (ηλεκτρική ενεργοποίηση), για παράδειγμα, που οδηγεί το σήμα σε κινητήρες που με τη σειρά τους κάνουν τη μηχανική εργασία. Αυτές επιπλέον ταξινομούνται σε:

α) Ελεγχόμενες από μπουτόν στις οποίες διατίθενται κινητήρες οι οποίοι ενεργοποιούνται μεμονωμένα μέσω κουμπιών, τα οποία μπορούν να ενεργοποιηθούν χειροκίνητα εάν ο χρήστης έχει χάσει μόνο ένα από τα άνω άκρα και σε

β) Μυοηλεκτρικές προθέσεις (Εικόνα 3.3) οι οποίες λαμβάνουν ηλεκτρομυογραφικά σήματα (EMG), από ηλεκτρικές δραστηριότητες των διεγερσιμων κυττάρων των μυών, μέσω ηλεκτροδίων στο δέρμα (μη επεμβατική μέθοδος) ή εμφυτεύεται απευθείας στους μύες (επεμβατική μέθοδος) [11.12].

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



*Εικόνα 3.3 Παράδειγμα μωηλεκτρικής πρόθεσης*

### **3.1 Υψηλό Κόστος και Τρισδιάστατη Εκτύπωση Προθέσεων Άνω Άκρου**

Ο σχεδιασμός και η κατασκευή μιας κλινικά χρήσιμης πρόθεσης είναι απαιτητική διαδικασία, με το κόστος να αυξάνεται σημαντικά για την επίτευξη αισθητικής και λειτουργικότητας. Οι τιμές των παραδοσιακών προσθετικών άνω άκρων κυμαίνονται από 4.000 έως 10.000 δολάρια, ενώ οι ηλεκτροκίνητες προθέσεις κοστίζουν ακόμα περισσότερο, από 25.000 έως 75.000 δολάρια. Αυτό το υψηλό κόστος καθιστά τις προθέσεις μη προσιτές σε χαμηλότερα κοινωνικά στρώματα και σε περιοχές με χαμηλό εισόδημα, όπως σε προσφυγικούς καταυλισμούς ή εμπόλεμες ζώνες.[13] Ακόμα και σε περιπτώσεις που αποκτώνται, η χρήση μπορεί να είναι περιορισμένη λόγω φόβου για φθορά ή ζημιά, ενώ στις παιδικές προθέσεις το κόστος επιβαρύνεται περαιτέρω λόγω της ταχείας ανάπτυξης του σώματος, η οποία απαιτεί συχνές αντικαταστάσεις.[14]

Η τρισδιάστατη εκτύπωση, ως μια νέα και αναπτυσσόμενη τεχνολογία, προσφέρει μια οικονομικότερη λύση, με δυνατότητα κατασκευής εξαρτημάτων σε ακανόνιστα σχήματα και γεωμετρίες.[15] Η ευελιξία των τεχνικών αυτών έχει φέρει επανάσταση στη σχεδίαση προσθετικών μελών, καθιστώντας τη διαδικασία πιο προσιτή. Η τρισδιάστατη εκτύπωση προσφέρει σημαντικά οφέλη στην κατασκευή προσθετικών μελών, καθιστώντας την ιδανική για την ανάπτυξη προθέσεων χαμηλού κόστους και υψηλής προσαρμοστικότητας. Επιπλέον, η τρισδιάστατη εκτύπωση προσφέρει τη δυνατότητα προσωποποίησης κάθε πρόθεσης στις ανάγκες και τις διαστάσεις του χρήστη, επιτρέποντας τη δημιουργία προσαρμοσμένων και άνετων προσθετικών λύσεων. Οι προθέσεις μπορούν να παραχθούν ταχύτερα και τοπικά, γεγονός που μειώνει τον χρόνο παράδοσης και διευκολύνει τη διαθεσιμότητα σε απομακρυσμένες περιοχές.[14] Η ευελιξία των υλικών επιτρέπει επίσης τη χρήση φθηνών αλλά

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

ανθεκτικών υλικών, κάνοντας τις προθέσεις πιο προσβάσιμες για χρήστες σε κοινωνικά και οικονομικά μειονεκτούσες θέσεις.[14]

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

### Τεχνολογία Τρισδιάστατης Εκτύπωσης

*Τεκμηριωμένες χρήσεις της τρισδιάστατης εκτύπωσης χρονολογούνται στις αρχές της δεκαετίας του 1980 στην Ιαπωνία. Το 1981, ο Hideo Kodama προσπαθούσε να βρει έναν τρόπο να αναπτύξει ένα σύστημα ταχείας πρωτοτυποποίησης για την Τριδιάστατη Εκτύπωση.[16]*

Η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης ξεκινά από το 1982. Ο Chuck Hull (επικεφαλής Τεχνολογίας 3D Systems) είχε την ιδέα να τοποθετήσει χιλιάδες λεπτές στρώσεις πλαστικού, την μια πάνω στην άλλη, και να χαράζει το σχήμα με την μέθοδος της συμπυκνωμένης ακτίνας φωτός. Μετά από πολλές πειραματικές διαδικασίες δημιούργησε την πρώτη μέθοδο τρισδιάστατης εκτύπωσης γνωστή και ως **στερεολιθογραφία SLA** [15].

Όπου ο υπολογιστής ορίζει σε έναν χώρο x' y' z' τις κινήσεις της ακτίνας και με την σειρά του, το φως το οποίο είναι UVακτινοβολίες, θα δημιουργήσει αλλαγές στις αλυσίδες των μορίων προκαλώντας την σύνδεση μεταξύ τους. Έτσι δημιουργούνται τα πολυμερή και στη συνέχεια τα τρισδιάστατα αντικείμενα. Η μέθοδος αυτή είναι γνωστή ως φωτοπολυμερισμός.

Μια άλλη γνωστή τεχνική είναι η **SLS 1989 Selective Laser Sintered –Επιλεκτική Πολυεπίπεδη Συσσωμάτωση**. Χρησιμοποιεί ένα υλικό σε μορφή πούδρας. Με την κατάλληλη τεχνολογία laser το υλικό αυτό λιώνει και ενώνει τα σωματίδια του υλικού πούδρας και σχηματίζει μία στερεή μορφή. Το υλικό της πούδρας θερμαίνεται μέσω του λέιζερ είτε λίγο κάτω από το σημείο βρασμού είτε λίγο πάνω από το σημείο βρασμού. Η κίνηση για την εναποθέτηση της επόμενης στρώσης είναι λιγότερο από 0.1mm

Η κίνηση στους άξονες είναι  $\leq 0,1\text{mm}$ , δίνοντας χώρο για να σχηματιστεί η επόμενη στρώση του εκτυπωμένου αντικειμένου με την ίδια ακριβώς διαδικασία που περιγράψαμε παραπάνω. Η διαδικασία συνεχίζεται διαδοχικά έως ότου εκτυπωθεί ολόκληρο το αντικείμενο με διαδοχικές στρώσεις. Στη συνέχεια αφήνεται ώστε να ψυχθεί μέσα στη μηχανή εκτύπωσης πριν Σε αντίθεση με άλλες μεθόδους τρισδιάστατης εκτύπωσης απαιτεί πολύ μικρή χρήση πρόσθετου εξοπλισμού στήριξης και αυτό μειώνει δραματικά το χρόνο εκτύπωσης .

Η εξέλιξη αυτής της μεθόδους λέγεται **Επιλεκτική Θερμική Πυροσυσσωμάτωση (SHS)- 2008 Selective Heat Sintering**. Σε αυτή χρησιμοποιείται ξανά υλικό σε μορφή σκόνης μόνο που αυτή την φορά το υλικό απλώνεται μέσω μιας κεφαλής η οποία το θερμαίνει παρά να χρησιμοποιείται laserθερμότητας. Με αυτόν τον τρόπο χρησιμοποιείται λιγότερο υλικό για την κατασκευή και καθιστά αυτήν την μέθοδο οικονομικότερη.[15.16]

#### **Εναπόθεση λιωμένου υλικού (Fused Deposition Modeling)**

Σε αυτήν την μέθοδο λεπτές ίνες λιωμένου πλαστικού εξέρχονται από μια κεφαλή η οποία κινείται με βάση το τρισδιάστατο σχέδιο του αντικειμένου. Επειδή η βάση που τοποθετείται είναι πιο ψυχρή από την κεφαλή το υλικό στερεοποιείται κατευθείαν. Σε

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

αυτήν την περίπτωση έχουμε πάλι όπως και στην SLA δημιουργία στήριξης του αντικειμένου κατά τη διάρκεια της εκτύπωσης.

Οι εκτυπωτές FDM όμως χρησιμοποιούν διαφορετικό υλικό για αυτήν την στήριξη οπότε μειώνεται το ποσό του χρήσιμου υλικού. Διαθέτει δύο ή και περισσότερες κεφαλές οι οποίες είναι προγραμματισμένες από τον υπολογιστή. Τα υλικά τοποθετούνται σε μορφή νήματος τα οποία καταλήγουν στις κεφαλές και κατά την διάρκεια της εκτύπωσης όσο υλικό εξάγεται από την κεφαλή τόσο εισέρχεται με την μορφή τραβήγματος. Σε μία τυπική τέτοια μέθοδο εκτύπωσης, η κεφαλή εξώθησης κινείται σε σχέση με την πλατφόρμα εκτύπωσης σχηματίζοντας έτσι μία λεπτή στρώση της διατομής του αντικειμένου [15.16].

#### **Όλες οι τεχνικές που αναφέρθηκαν ακολουθούν μια κοινή διαδικασία πέντε σταδίων.**

1. Δημιουργία ψηφιακού μοντέλου σε ένα πρόγραμμα 3d-modeling ή ενός σκαναρισμένου αντικειμένου.
2. Μετατροπή του σχεδίου σε μορφή STL (Stereolithography). που έχει καθιερωθεί ως πρότυπο εξαρχής από την βιομηχανία προτυποποίησης
3. Διαδικασία curing/τεμαχισμός του αρχείου STL. Σε αυτό το στάδιο ορίζεται το πάχος στρώσης, οι αποστάσεις εξώθησης του υλικού, οι πυκνότητα και το ποσοστό δημιουργίας στήριξης. Αυτό το λογισμικό είναι διαφορετικό σε κάθε τεχνική αλλά ο λόγος χρήσης κοινός.
4. Εκτύπωση αντικειμένου. Καθαρισμός και τελειοποίηση της εμφάνισης ή Συνδεσμολογία μερών[15.16]

#### **Παραδείγματα Τρισδιάστατων τεχνητών Μελών.**

Διατίθενται πολλά οικονομικά σχέδια προσθετικών χεριών με τρισδιάστατη εκτύπωση, τα οποία συχνά σχεδιάζονται με γνώμονα την προσιτή τιμή και την προσβασιμότητα. Ακολουθούν μερικά παραδείγματα:

**E-NABLE:** Είναι μια παγκόσμια κοινότητα εθελοντών που δημιουργούν τρισδιάστατα προσθετικά χέρια για όσους έχουν ανάγκη. Προσφέρει διάφορα σχέδια τα οποία είναι χαμηλού κόστους σχεδίου ανοιχτού κώδικα που μπορεί να προσαρμοστεί και να εκτυπωθεί τρισδιάστατα από οποιονδήποτε έχει πρόσβαση σε εκτυπωτή 3D.[17]

#### **K1**

Χρησιμοποιεί μηχανισμό τάνυσης για να επιτρέπουν την ενεργοποίηση της λαβής. Ο μηχανισμός τάνυσης είναι αρκετά κοινός στις οικονομικές κατασκευές. Αυτός ο σχεδιασμός έχει ένα αξιοπρεπές επίπεδο ρεαλισμού (Εικόνα 4.1).[17]

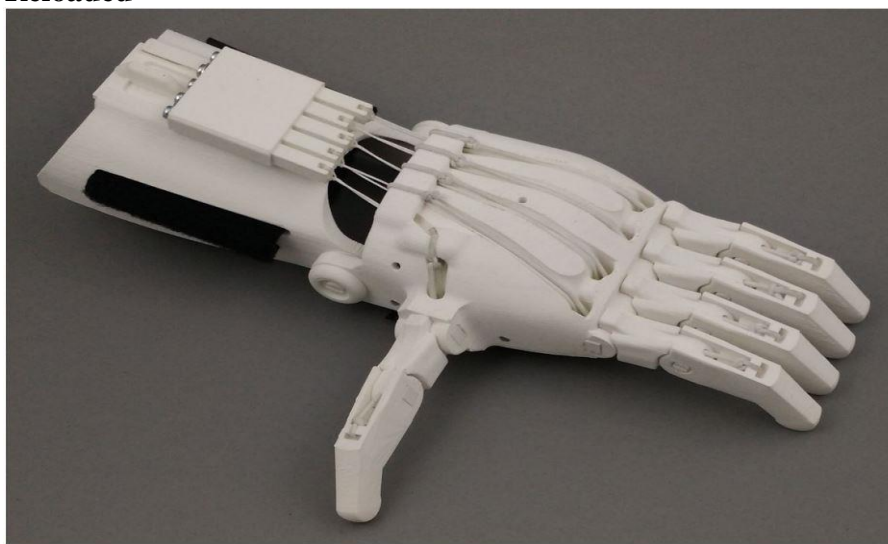


Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



*Εικόνα 4.1 Πρόθεση Χέρι K1*

### **Raptor Reloaded**



*Εικόνα 4.2 Πρόθεση Χέρι Raptor Reloaded*

Αυτό το σχέδιο (Εικόνα 4.2) είναι παρόμοιο με το K1 (εικόνα 4.1), αλλά χρησιμοποιεί ένα πιο καμπυλωτό δάχτυλο και παλάμη για καλύτερη συγκράτηση αντικείμενων.[17]

Εδώ συναντάμε ξανά τον μηχανισμό τάνυσης για άνοιγμα και κλείσιμο της παλάμης. **Flexy Hand** Αυτός ο σχεδιασμός χρησιμοποιεί τον ίδιο μηχανισμό τάνυσης για το κλείσιμο του χεριού, αλλά χρησιμοποιεί εύκαμπτους συνδέσμους για την επιστροφή του και στην κατάσταση ηρεμίας. Αυτές οι αρθρώσεις επιτρέπουν στα δάχτυλα μια πιο φυσική όψη (Εικόνα 4.3).[17]

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



*Εικόνα 4.3 Flexy Hand*

### **Open Bionics ADAHand**

Με την ανάπτυξη των οικονομικότερων τεχνητών μελών και την ανάπτυξη της τρισδιάστατης εκτύπωσης εταιρείες όπως η OpenBionics [] και η Unlimited Tomorrow. Το AdaHand (Εικόνα 4.4) είναι ένα πλήρως αρθρωτό ρομποτικό χέρι από την OpenBionics. Είναι ένα κιτ εξαρτημάτων και μπορεί να συναρμολογηθεί σε περίπου 1 ώρα χρησιμοποιώντας τυπικά εργαλεία.[18]

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



*Εικόνα 4.4 AdaHand*

### **True Limb Unlimited Tomorrow**

Η Unlimited Tomorrow παρέχουν μοντέλα συγκριτικά οικονομικότερα από την κεντρική αγορά η οποία έχει μέσο όρο κόστους μυοηλεκτρικού τεχνητού μέλους 20.000 δολάρια. Η κατασκευή της εταιρείας Unlimited Tomorrow είναι το True Limb (Εικόνα 4.5) το οποίο επιτρέπει την άμεση απόκριση σημάτων εντολών, είναι εύχρηστο και έχει αρκετά ρεαλιστική του μορφή. [19]

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



Εικόνα 4.5 True Limb

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

### ΜΕΡΗ ΠΡΟΣΘΕΤΟΥ ΜΕΛΟΥΣ

Η επιλογή της πρόθεσης πρέπει εφόσον συμπεριληφθούν οι ανάγκες να οριστούν οι δυνατότητες και αυτές με βάση του περιορισμούς που υπάρχουν σχετικά με την κατασκευή ενός τεχνητού λειτουργικού μέλους χαμηλού κόστους . Σε αυτό το κεφάλαιο θα αναλυθεί η έρευνα η οποία έχει πραγματοποιηθεί σχετικά με παρόμοιες κατασκευές πρόθεσης ακρωτηριασμού μετακαρπικής θέσης. Οι δυνατότητες και τα όρια τα οποία αντιμετωπίζει μια τέτοια κατασκευή.

#### 5.1 Ανατομία Ρομποτικού Βραχίονα

Ένα ανθρωπόμορφο ρομποτικό χέρι, όπως και ένα ανθρώπινο χέρι, αποτελείται από υποσυστήματα τα οποία συντονίζονται κατάλληλα μεταξύ τους ώστε να πραγματοποιηθεί η επιθυμητή κίνηση. Το ανθρώπινο αποτελείται από κόκαλα, μύες, νεύρα, χόνδρους, αισθητήριες απολήξεις κτλ. Ενώ το ρομποτικό από μηχανολογικά εξαρτήματα, επενεργητές, ελεγκτές, ηλεκτρικά και ηλεκτρονικά κυκλώματα και αισθητήρια όργανα [21].

Ρομποτικός Βραχίονας

- Σύνδεσμοι
- Αρθρώσεις
- Τελικός επενεργητής
- Ενεργοποιητής

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

- Αισθητήρες
- Μονάδες Ελέγχου

### **Σύνδεσμοι**

Οι σύνδεσμοι είναι τα επιμέρους άκαμπτα σώματα που απαρτίζουν ένα ρομποτικό βραχίονα. Ένας σύνδεσμος συνδέεται με άλλους συνδέσμους και υπάρχει η δυνατότητα σχετικής κίνησης του ενός συνδέσμου ως προς του άλλου.

### **Αρθρώσεις**

Είναι τα σημεία τα οποία συνδέονται δύο σύνδεσμοι και επιτρέπουν την σχετική κίνηση του ενός με τον άλλον. Σε κάθε άρθρωση ορίζεται ένας άξονας ως προς τον οποίο γίνεται η κίνηση των συνδεδεμένων συνδέσμων. Υπάρχουν οι περιστροφικές αρθρώσεις οι οποίες επιτρέπουν περιστροφική κίνηση των συνδέσμων ως προς τον άξονα των αρθρώσεων. Οι Πρισματικές επιτρέπουν την σχετική μετατόπιση συνδέσμων κατά μήκος του άξονα της άρθρωσης.[21]

Οι αρθρώσεις των δακτύλων ορίζουν τους βαθμούς ελευθερίας.

### **Ενεργοποιητές**

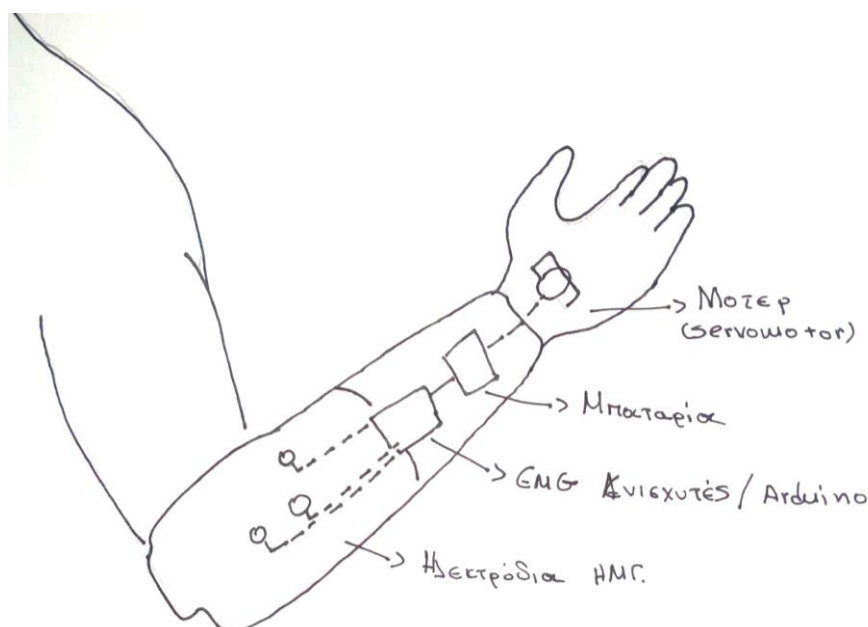
Είναι οι μύες ενός ρομποτικού βραχίονα πχ. Σερβοκινήτηρες , βηματικοί κινητήρες , πνευματικά συστήματα ή υδραυλικά συστήματα. Η ενεργοποίηση του μηχανολογικού συστήματος βασίζεται στις ιδιότητες του ενεργοποιητή. Συνήθως είναι κάποιος **ηλεκτρικός κινητήρας ή ηλεκτροκινήτηρας**, (motor, κοινώς *μοτέρ*), είναι το κυριότερο είδος ηλεκτρικής μηχανής - διάταξη που χρησιμοποιείται για την μετατροπή της ηλεκτρικής ενέργειας σε μηχανική ενέργεια ή κάποιος γραμμικός επενεργητής.

Η ταχύτητα απόκρισης και κίνησης των αρθρώσεων και αφενός των δακτύλων καθώς και η δύναμη την οποία μπορούν να ασκήσουν συνδέεται άμεσα με τους επενεργητές. Συνήθως οι περισσότεροι επενεργητές δημιουργούν μεγαλύτερη ευελιξία , αλλά δημιουργεί πιο περίπλοκο σύστημα εντολών. Επιπλέον προσδίδει έντονο βάρος το οποίο είναι απαγορευτικό για μια πρόθεση άνω άκρου. Οπότε η επιλογή μοντέλου, το κόστος, η θέση, ο αριθμός και ο προσανατολισμός καθορίζουν την λειτουργικότητα της κατασκευής. Υπάρχουν κάποια βασικά χαρακτηριστικά τα οποία πρέπει να ληφθούν υπόψη για την κατασκευή του τεχνητού μέλους. Όπως είναι η **χαμηλή ροπή αδράνειας**. Η ροπή αδράνειας στην περίπτωση περιστροφικού επενεργητή, σχετίζεται με την ικανότητα που έχουν τα σώματα να αντιστέκονται σε μεταβολές της περιστροφικής τους κατάστασης. Όσο μεγαλύτερη η ροπή αδράνειας του σώματος τόσο πιο δύσκολα περιστρέφεται. Η δυνατότητα **υψηλών επιταχύνσεων**. Η ένταση του ρεύματος σε αμπέρ που διαρρέει τον επενεργητή , και αποκτώμενη ταχύτητα περιστροφής του άξονα σε στροφές ανά λεπτό (rpm ή RPM).Οι στροφές ανά λεπτό υποδηλώνουν την ταχύτητα με την οποία περιστρέφεται ο κινητήρας σε ένα λεπτό, η οποία είναι καθοριστική για τον προσδιορισμό της απόδοσης και της απόδοσής του.[21]

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

**Μικρή κατανάλωση Ενέργειας.** Η απαιτούμενη τάση για την τροφοδοσία του επενεργητή μετριέται σε βόλτ (V). Η πηγή τροφοδοσίας είναι μικρές φορητές μπαταρίας χαμηλού φορτίου περίπου **6V με 12 V**.

**Το Σύστημα Ελέγχου** Το πιο σύνηθες σύστημα ελέγχου σε μια χαμηλού κόστους λειτουργική πρόθεση είναι οι αισθητήρες ηλεκτρομυογραφίας (EMG). Η EMG είναι η μέτρηση της συστατικότητας των μυών ή της ηλεκτρικής δραστηριότητας ως απόκριση της νευρικής διέγερσης ενός μυός (Εικόνα 5.1). Έχει χρησιμοποιηθεί παραδοσιακά στην ιατρική έρευνα και διάγνωση. Ωστόσο με την εξέλιξη των ηλεκτρονικών το EMG έχει γίνει μια από τις πιο κοινές λύσεις για την πλοήγηση των προθέσεων. Τέτοιες κατασκευές χρησιμοποιούν τις συσπάσεις των μυών για την λειτουργία της κίνησης. Μπορούν να παρέχουν μεγάλη ελευθερία κινήσεων σε μικρό χρονικό διάστημα [22, 21]. Μετά την ανίχνευση του σήματος από τους μύες του χεριού και την κατάλληλη επεξεργασία αυτού του σήματος θα διαβαστεί από έναν ελεγκτή όπου θα αναλάβει τον έλεγχο των δακτύλων, ανάλογα με το ανάλογο εισερχόμενο σήμα [21].



Εικόνα 5.1 Σύστημα Μυοηλεκτρικής Πρόθεσης

### 5.3 Βασικές Αρχές Σχεδιασμού Τεχνητού Άνω άκρου

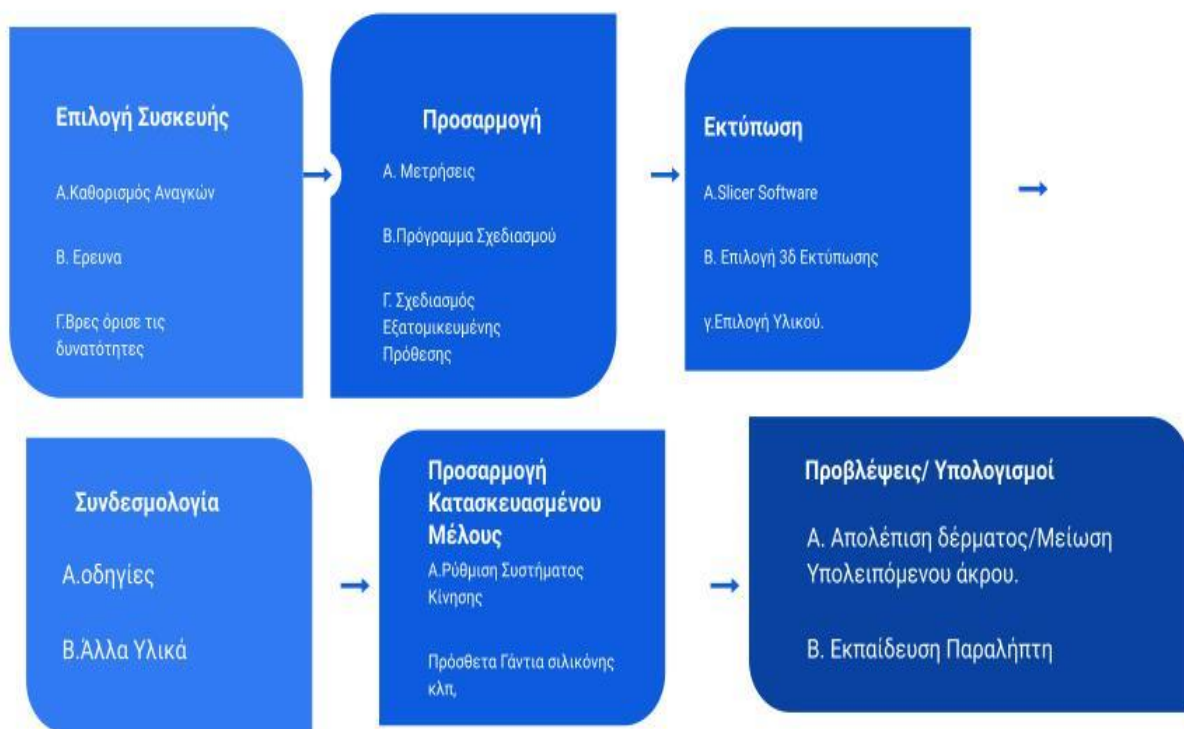
Η αντικατάσταση ενός ζωντανού οργάνου τόσο μικρού και τόσο περίπλοκου όσο το ανθρώπινο χέρι δεν έχει επιτευχτεί πλήρως ακόμα. Πριν προχωρήσουμε στο σχέδιο πρέπει να αποδεχτούμε ότι θα υπάρχουν βασικές ελλείψεις. Όπως οι πηγές ενέργειας, η νευρική ευαισθησία και τα υποσυνείδητα αντανακλαστικά του φυσικού μηχανισμού.

Καλούμαστε λοιπόν να επιλέξουμε τα χαρακτηριστικά εκείνα τα οποία η απώλεια είναι περισσότερο αισθητή και δυσκολεύει περισσότερο το άτομο στη καθημερινότητα του. Η πρώτη προφανής απαίτηση που τίθεται στον σχεδιαστή ενός ικανοποιητικού χεριού είναι η εξωτερική διαμόρφωση. Αυτός ο περιορισμός δεν αφορά μόνο το μέγεθος και το σχήμα αλλά και το εξωτερικό περίβλημα. Πολλές φορές χρησιμοποιούνται μαζικής παραγωγής εξωτερικές θήκες από σιλικόνη [5]. Στην προκειμένη εργασία όμως έχοντας υπόψη τον περιορισμό του κόστους θα αναφερθούμε στις δυνατότητες διαμόρφωσης του μεγέθους και του σχήματος έτσι



Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

ώστε να πλησιάζει σε ένα ικανοποιητικό αποτέλεσμα μέσω της τρισδιάστατης εκτύπωσης. Στην Εικόνα 5.2 παρουσιάζεται ένα διάγραμμα στο οποίο αναφέρονται τα βήματα κατασκευής ενός τεχνητού μέλους μέσω της τρισδιάστατης εκτύπωσης.



Εικόνα 5.2 Διάγραμμα βημάτων κατασκευής μνηλεκτρικής πρόθεσης

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

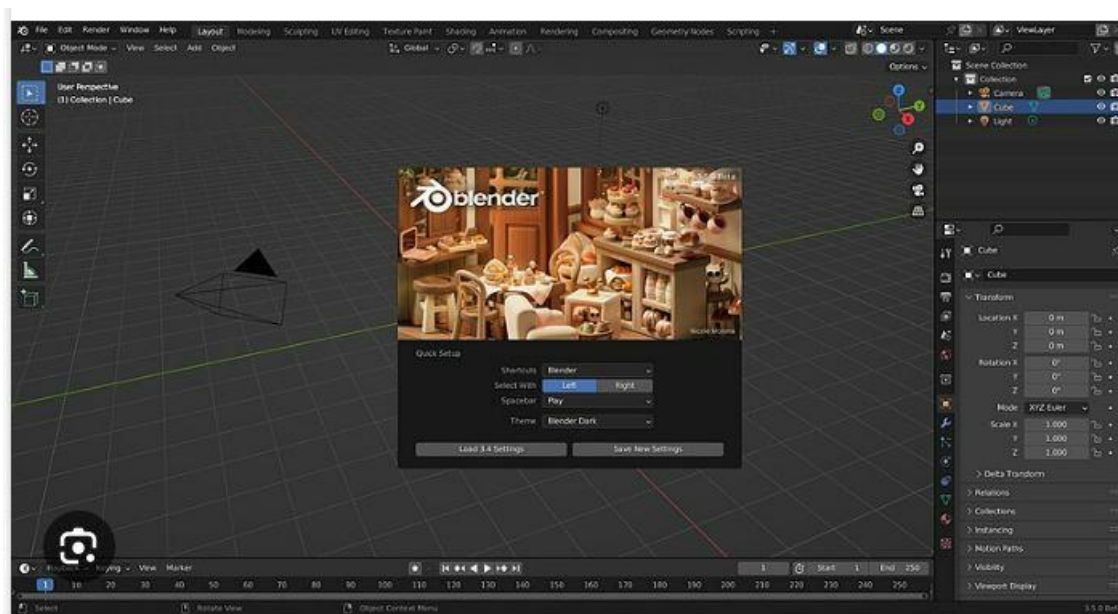
### Το πρόγραμμα Σχεδίασης

Ο σχεδιασμός της κατασκευής ξεκίνησε πρώτα σε χαρτί, αλλά η ουσιαστική διαδικασία σχεδιασμού πραγματοποιήθηκε στο πρόγραμμα ελεύθερου κώδικα **Blender**. Το Blender (Εικόνα 6.1) είναι ένα πρόγραμμα σχεδίασης σε τρισδιάστατο χώρο και αποτελεί ένα από τα πιο ισχυρά και ευρέως χρησιμοποιούμενα λογισμικά τρισδιάστατης μοντελοποίησης. Είναι ιδανικό για τη δημιουργία μοντέλων υψηλής ακρίβειας, όπως αυτά που χρησιμοποιούνται στην τρισδιάστατη εκτύπωση για τεχνητά μέλη, καθώς προσφέρει εργαλεία για λεπτομερή σχεδιασμό και προσομοίωση γεωμετριών [23]. Η ευελιξία του Blender επιτρέπει την προσαρμογή προσθετικών λύσεων στις ατομικές ανάγκες κάθε ασθενούς, διευκολύνοντας τη δημιουργία λειτουργικών και ρεαλιστικών προθέσεων.

Το Blender υποστηρίζει την εισαγωγή και επεξεργασία αρχείων CAD, κάτι που το καθιστά εξαιρετικά χρήσιμο στη διαδικασία ανάπτυξης καινοτόμων σχεδίων για την τρισδιάστατη εκτύπωση. Οι προηγμένες δυνατότητες του λογισμικού, όπως η

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

ακρίβεια στον έλεγχο των επιφανειών και των γεωμετρικών στοιχείων, συμβάλλουν στην παραγωγή μοντέλων που είναι ιδανικά για χρήση σε ιατρικές εφαρμογές [29]. Επιπλέον, ένας βασικός λόγος που επιλέχθηκε το Blender για τη συγκεκριμένη εργασία είναι η διαθεσιμότητά του ως δωρεάν λογισμικό, χωρίς περιορισμούς στην εγκατάσταση και χρήση, διευκολύνοντας τη διαδικασία ανάπτυξης σε περιβάλλοντα με χαμηλό κόστος [23].



Εικόνα 6.1 Περιβάλλον εργασίας προγράμματος Blender

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

### 7.1 Επιλογή Συσκευής

Το σχέδιο που θα αναπτύξουμε θα έχει τα χαρακτηριστικά ενός ανθρωπόμορφου βραχίονα και θα αφορά την απεξάρθρωση καρπού, όπως φαίνεται στην Εικόνα 7.1. Η απεξάρθρωση καρπού είναι γνωστή και ως ακρωτηριασμός "κάτω από τον αγκώνα". Ο συγκεκριμένος τύπος ακρωτηριασμού πραγματοποιείται μέσω της κερκίδας και των μετακαρπίων οστών, διατηρώντας σημαντικό μήκος του βραχίονα που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την προσαρμογή προθέσεων [24]. Ο σχεδιασμός της πρόθεσης θα στοχεύσει στην επίτευξη ενός ικανοποιητικού ποσοστού λαβών που εκτελούνται καθημερινά, συμβάλλοντας έτσι στη λειτουργικότητα και στην ευχρηστία του τεχνητού μέλους.

Συγκεκριμένα, οι λαβές που προγραμματίζονται να υποστηρίζονται από το προσθετικό χέρι είναι:



Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

1. **Λαβές ισχύος:** Χρησιμοποιούνται για το 35% περίπου των καθημερινών αναγκών, όπως η συγκράτηση μεγάλων αντικειμένων ή η χρήση εργαλείων [5]
2. **Λαβές ακριβείας (τσίμπημα):** Αντιπροσωπεύουν περίπου το 30% των καθημερινών κινήσεων και είναι σημαντικές για λεπτές δραστηριότητες, όπως το κράτημα μικρών αντικειμένων [5].
3. **Πλευρική λαβή:** Αντιπροσωπεύει το 20% των κινήσεων και χρησιμοποιείται για την τοποθέτηση αντικειμένων μεταξύ του αντίχειρα και του δείκτη [5].
4. **Χρήση δείκτη δακτύλου:** Χρήσιμο για ενέργειες όπως το πάτημα κουμπιών και η επιλογή σε οθόνες αφής.
5. **Βασικές χειρονομίες:** Όπως η καταμέτρηση, που μπορεί να βοηθήσει τον χρήστη σε απλές κοινωνικές αλληλεπιδράσεις και καθημερινές λειτουργίες.



Οι λειτουργίες των άνω άκρων περιορίζονται λόγω του ότι οι μύες μπορούν να παράγουν μόνο ένταση. Έτσι, η εφαρμογή της δύναμης είναι μονής κατεύθυνσης, επιτρέποντας τη δημιουργία είτε ανοίγματος είτε κλεισίματος της λαβής μέσω των επενεργητών, όπως θα αναλύσουμε στη συνέχεια. Η δύναμη που πρέπει να ασκηθεί σε κάθε λαβή δεν μπορεί να προβλεφθεί με ακρίβεια μόνο με βάση τα χαρακτηριστικά του προσθετικού χεριού. Ωστόσο, ένας μέσος όρος δύναμης περίπου 10 N ανά δάχτυλο θεωρείται ικανοποιητικός και μπορεί να καλύψει τις περισσότερες καθημερινές ανάγκες [3].

Για να είναι λειτουργική και άνετη, η συσκευή, είτε για ενήλικα είτε για παιδιά, πρέπει να είναι όσο το δυνατόν πιο ελαφριά. Το ανθρώπινο χέρι έχει μέσο βάρος περίπου 400 γραμμάρια (λαμβάνοντας υπόψη τα μέρη που βρίσκονται απομακρυσμένα από τον καρπό και χωρίς το βάρος των εξωτερικών μυών του αντιβραχίου) [24].

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

Οι βασικοί παράμετροι που πρέπει να ληφθούν υπόψη για την κατασκευή ενός προσθετικού μέλους περιλαμβάνουν την ισορροπία βάρους, τη δύναμη που μπορεί να ασκηθεί και τη δομική σταθερότητα.

## 7.2 Το πρότυπο δακτύλου

Με βάση τις έρευνες, είναι δυνατόν να απαριθμηθούν οι βασικότεροι χειρισμοί του χεριού σε σχέση με αντικείμενα της καθημερινής ζωής. Βασικές δραστηριότητες περιλαμβάνουν το άνοιγμα διαφόρων τύπων κλειδαριών και θυρών, τη χρήση υπολογιστή, τη χρήση σκευών φαγητού, τη χρήση τηλεφώνου, το χτένισμα και τη μεταφορά αντικειμένων [24].

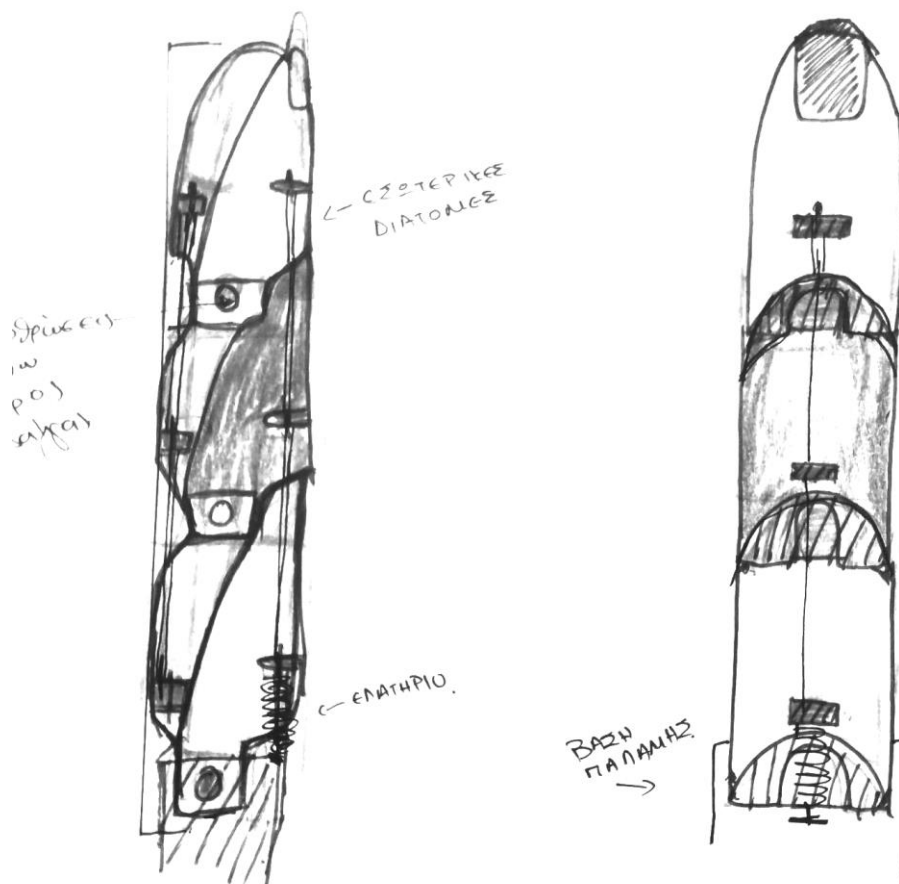
Ο βασικός τύπος λαβής που χρησιμοποιείται περισσότερο περιλαμβάνει το κλείσιμο του πρώτου και του δεύτερου δακτύλου μαζί με τον αντίχειρα. Στο φυσιολογικό χέρι, το τρίτο και το τέταρτο δάχτυλο λειτουργούν κυρίως ως υποστηρικτικά για τη σταθερότητα ή ως σημεία ανάπαυσης για το κράτημα ορισμένων αντικειμένων, ενώ βοηθούν στην αποτροπή γλιστρήματος των αντικειμένων [24.25].

Η βασική αρχή για τον σχεδιασμό του δακτύλου είναι η επίτευξη της επιθυμητής κίνησης και της άσκησης δυναμικού φορτίου. Η μετάδοση της κίνησης στις φάλαγγες του δακτύλου, η οποία καθορίζει την κάμψη του, μπορεί να επιτευχθεί είτε μέσω εύκαμπτων καλωδίων είτε μη εύκαμπτων μερών, ή ακόμα και με έναν συνδυασμό των δύο. Ο μηχανισμός που προσφέρει απόλυτη σταθερότητα και λειτουργικότητα σε τόσο περιορισμένο χώρο είναι ιδιαίτερα απαιτητικός, καθώς ο βαθμός ελευθερίας περιορίζεται σε κάμψη και έκταση για κάθε άρθρωση.

Το δάχτυλο αποτελείται από τρεις αρθρώσεις (βλ. εικόνα 7.2.1): την άπω μεσοφαλαγγική (DIP – η πρώτη άρθρωση), την εγγύς μεσοφαλαγγική (PIP – η δεύτερη άρθρωση) και την μετακαρπιοφαλαγγική (MP – η τρίτη άρθρωση). Η κίνηση των δακτύλων καθοδηγείται μέσω ενός σύρματος που μιμείται τον μηχανισμό των τενόντων στο ανθρώπινο χέρι. Το δάχτυλο κάμπτεται όταν κάθε σύνδεσμος έλκεται από το σύρμα λόγω της κινητήριας δύναμης του ενεργοποιητή. Η επέκταση των δακτύλων πραγματοποιείται λόγω της ελαστικής δύναμης ενός ελαστικού σύρματος, το οποίο βρίσκεται στην πάνω πλευρά του δακτύλου και επιστρέφει το δάχτυλο στην αρχική του θέση.[25.26.27.]

***Αυτό καθιστά δυνατό να παραλείψουμε τους ενεργοποιητές που χρησιμοποιούνται για την επέκταση του δακτύλου***

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

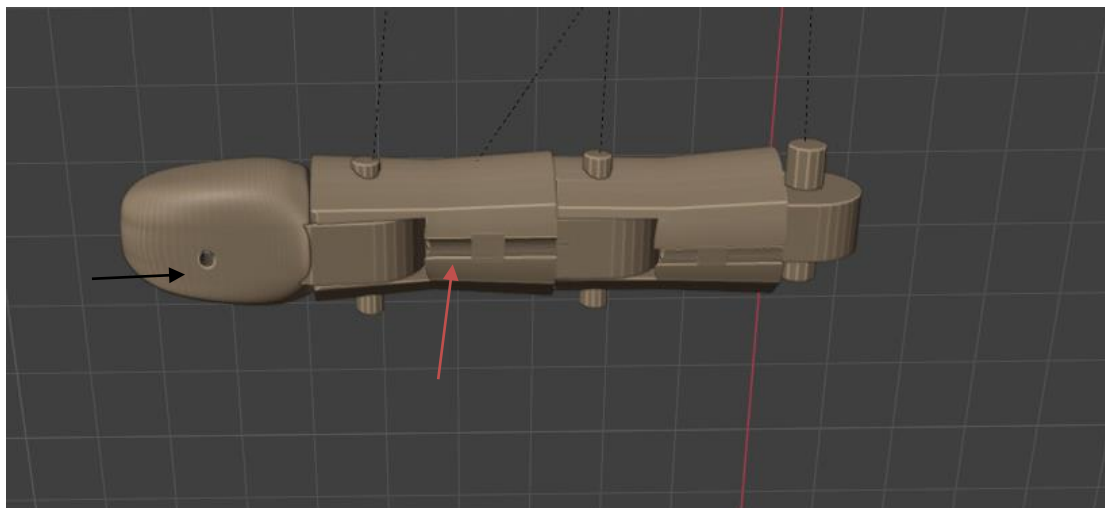


Εικόνα 7.2.1 Σχεδιασμός δακτύλου κατασκευής.

Σύμφωνα με τη μαθηματική εξίσωση που ορίζει τη ροπή,  $dB=F \times d$ , όπου  $F$  είναι η τάση και  $d$  η απόσταση μεταξύ του άξονα περιστροφής και του σημείου εφαρμογής της δύναμης (π.χ., σύρμα ή ελατήριο), διαπιστώνεται ότι όσο μεγαλύτερη είναι η απόσταση από τον άξονα, τόσο μικρότερη είναι η δύναμη που απαιτείται για το κλείσιμο της πρόθεσης. Αυτό το φαινόμενο επιτρέπει την αύξηση της ροπής, κάνοντας ευκολότερη την εκτέλεση της επιθυμητής κίνησης.

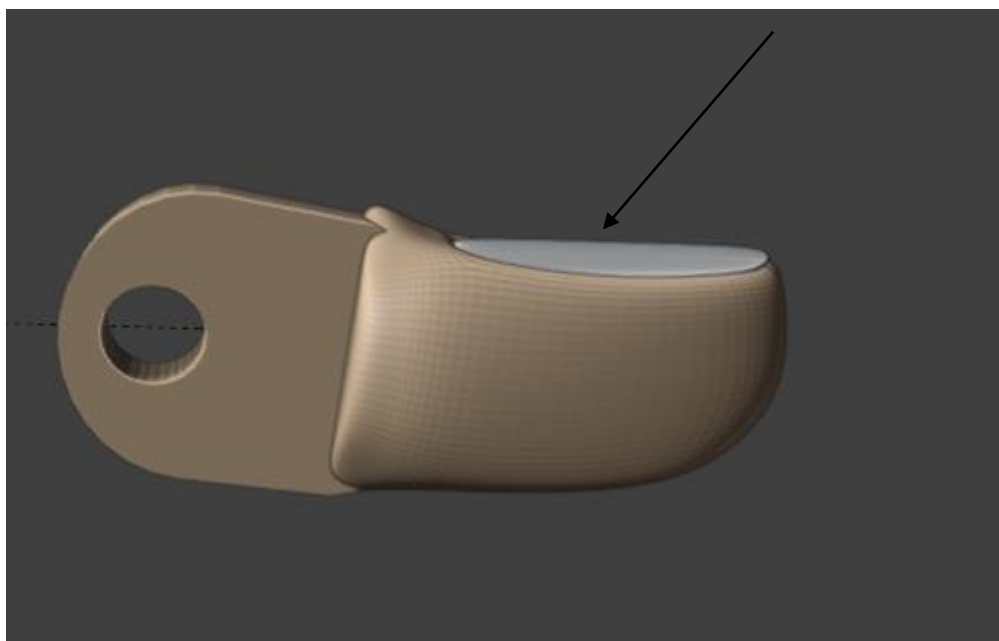
Για αυτόν τον λόγο, η πετονιά τοποθετείται όσο το δυνατόν πιο μακριά από τον άξονα, επιτρέποντας στον χρήστη να χρησιμοποιεί λιγότερη δύναμη για το κλείσιμο της πρόθεσης. Αυτή η διάταξη διευκολύνει την κίνηση, αυξάνοντας την αποδοτικότητα της δύναμης που εφαρμόζει ο χρήστης και βελτιώνοντας τη λειτουργικότητα της πρόθεσης [26.28]. Στις παρακάτω εικόνες (7.2.2 έως 7.2.4) παρουσιάζονται τα σημεία πρόσδεσης, η πορεία της πετονιάς, το σχέδιο της περιοχής του νυχιού και το σημείο πρόσδεσης ελατηρίου..

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



*Εικόνα 7.2.2 Μαύρο βέλος σημείο πρόσδεσης πετονιας. Κόκκινο βέλος σημεία πορείας πετονιας στο μήκος του δακτύλου.*

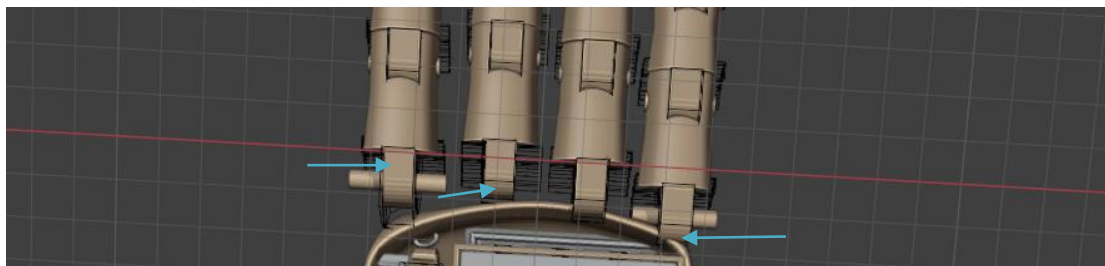
Η περιοχή του “νυχιού” είναι ανεξάρτητο κουμπωτό μέρος όπου δίνει την δυνατότητα πρόσδεσης της πετονιας στην άπω φάλαγγα.



*Εικόνα 7.2.3 Περιοχή “νυχιού”*

Στο εσωτερικό - πάνω μέρος της πρώτης φάλαγγας είναι συνδεδεμένο ένα ελατήριο με φυσιολογική σκληρότητα το οποίο δεν θα εμποδίζει την κίνηση των δακτύλων όταν θα ενεργοποιείται ο σερβομότορας αλλά όταν δεν θα ασκούνται δυνάμεις στα δάκτυλα θα μπορεί να τα επαναφέρει στην αρχική τους θέση. Επιπλέον είναι συνδεδεμένο ένα ελαστικό σχοινί διαμέτρου 1mm.

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



*Εικόνα 7.2.4 Σημεία τοποθέτησης ελατηρίου. Σύνδεση 1<sup>η</sup> φάλαγγας με την παλάμη*

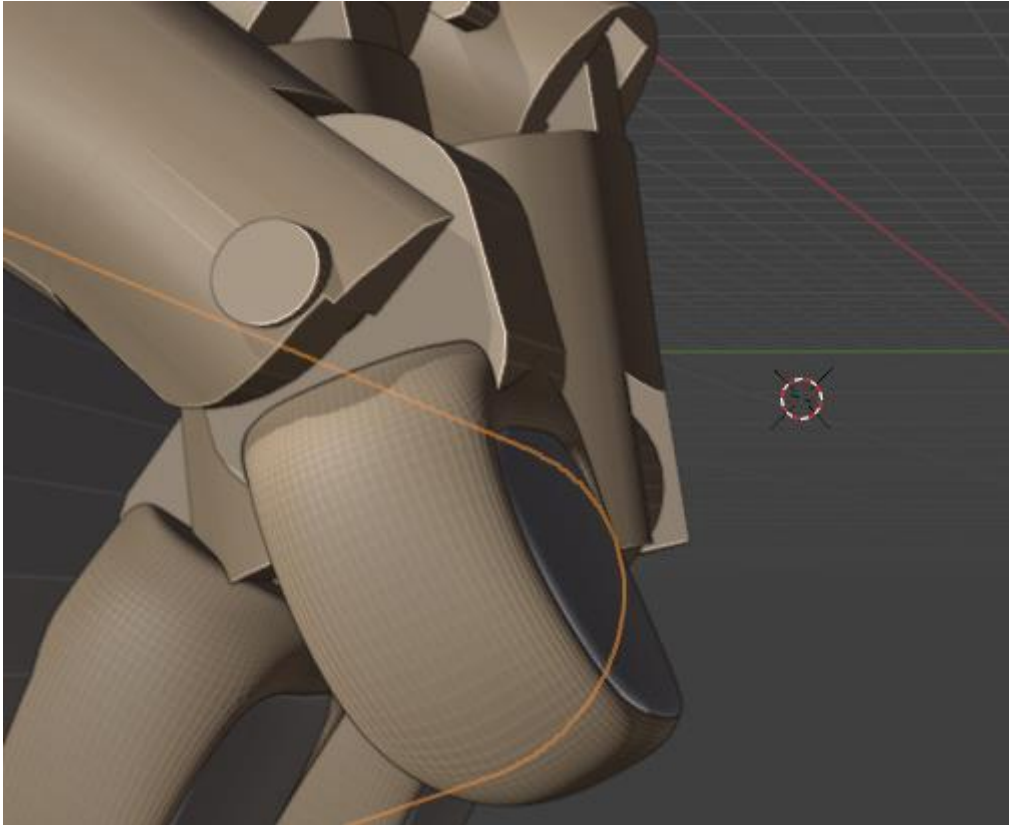
### 7.3 Ανάλυση Σχεδιασμού Δακτύλων

Ο σχεδιασμός των φαλαγγών βασίστηκε σε μια μελέτη προσομοίωσης κινηματικής ικανότητας των ρομποτικών δακτύλων με στόχο την εφαρμογή τους στην προσθετική. Στο μοντέλο που θα δούμε οι παράμετροι που οφείλουν να μελετηθούν είναι το μήκος (L) το πλάτος (w) και το πάχος (T) [26.27.28].

**Οι αρθρώσεις** του ανθρώπινου σώματος περιβάλλονται από μια ποικιλία συνδέσμων. Διαφορετικά από τις μηχανικές αρθρώσεις, στην ανθρώπινη άρθρωση δύο ή περισσότερα οστά δεν συνδέονται σταθερά μεταξύ τους αλλά στηρίζονται χαλαρά το ένα πάνω στο άλλο, στο σχέδιο μας θα αντικαταστήσουμε αυτές τις αρθρώσεις με τις τύπου Knuckle joint αρθρώσεις δηλαδή περιστροφικές αρθρώσεις. Επιτρέπουν μόνο την κάμψη και την έκταση σε ένα μεγάλο φάσμα γωνιών το οποίο θα καθοριστεί από το μέγεθος των φαλαγγών και τις επιθυμητές λαβές.

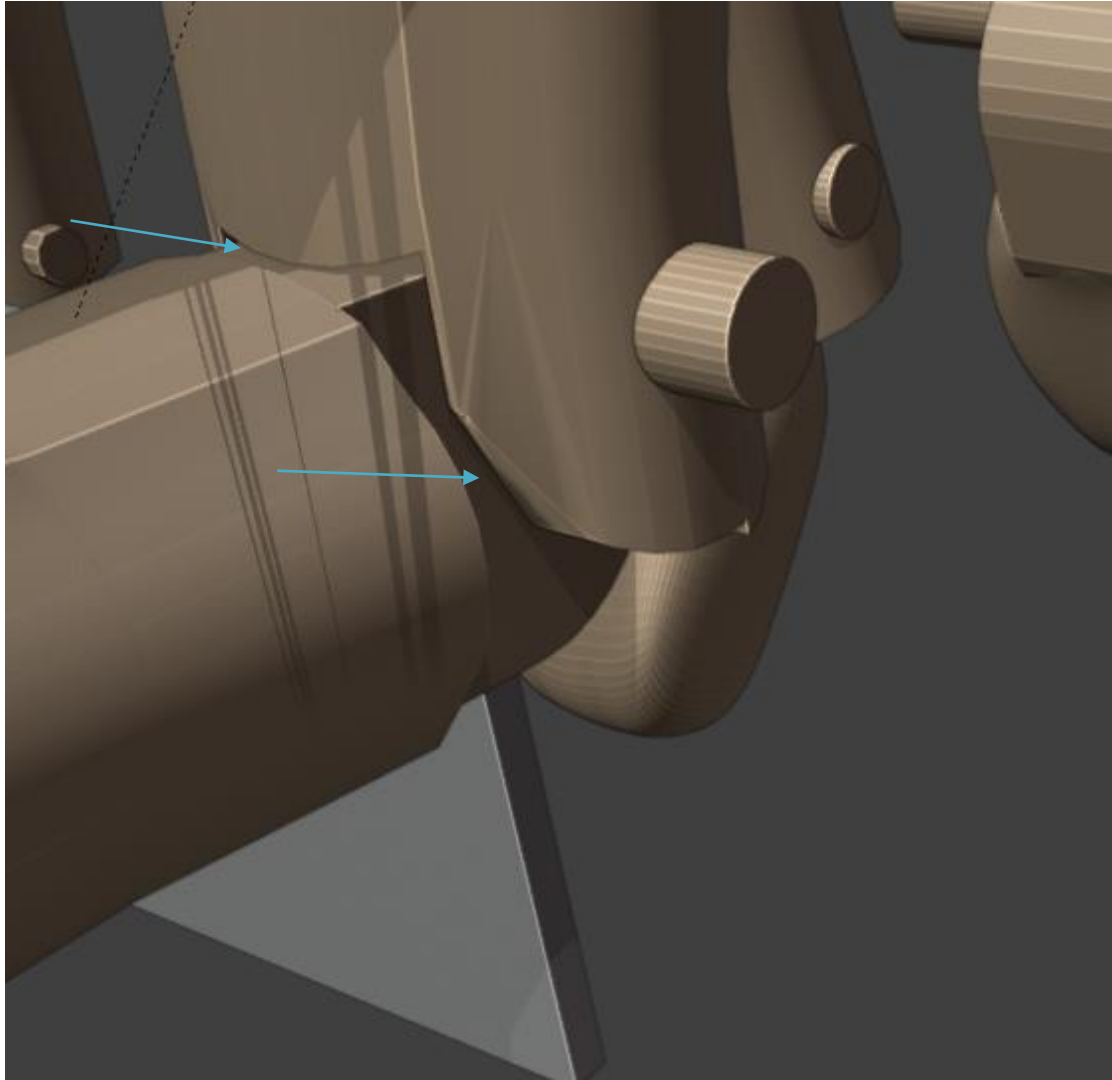
Η εύρεση των κατάλληλων μεγεθών και κατ'επέκταση του σχήματος των φαλαγγών μπορεί να γίνει με δύο τρόπους. Είτε μέσω μαθηματικών εξισώσεων της ρομποτικής όπου ορίζουμε τις επιθυμητές θέσεις των δακτύλων και στη συνέχεια βρίσκουμε τα επιθυμητά μεγέθη ή όπως πραγματοποιήθηκε στην εργασία προσομοίωση των λαβών στο τρισδιάστατο πρόγραμμα και έγινε επεξεργασία στα μεγέθη όπως φαίνεται στις παρακάτω από 7.3.1 έως 7.3.5.

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



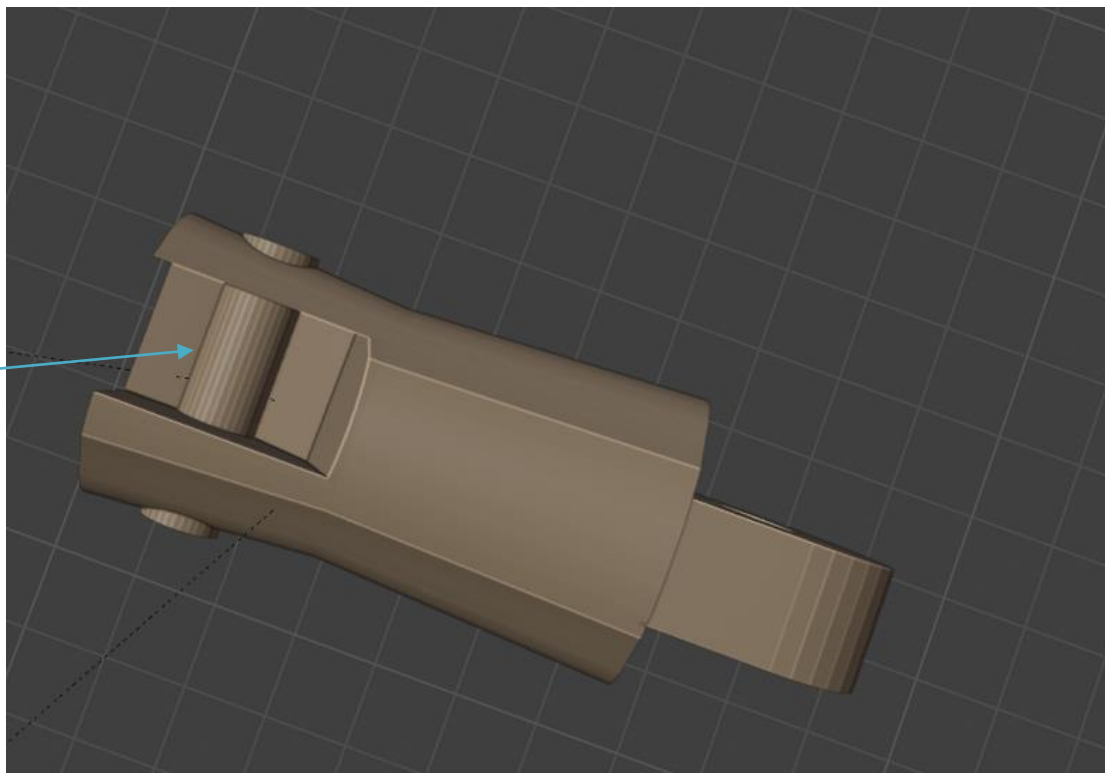
**Εικόνα 7.3.1** Επιθυμητή κλίση άπω φάλαγγας και επεξεργασία μοντέλου με στόχο την μη επαφή των μερών.

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

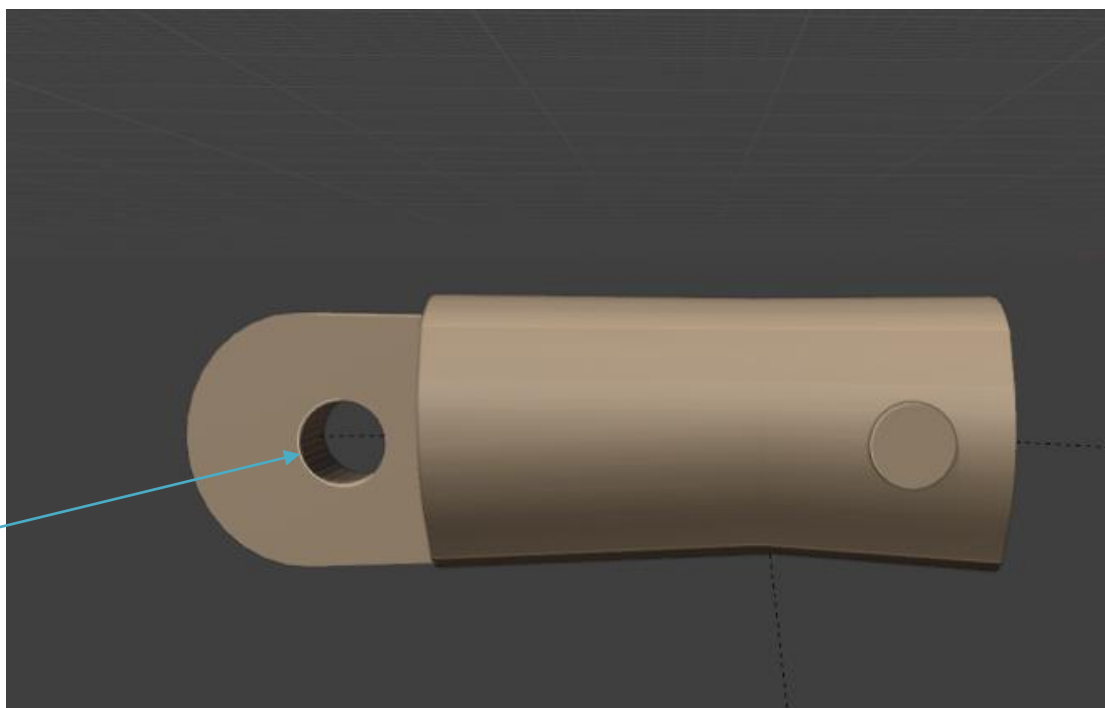


*Εικόνα 7.3.2 Κίνηση μεσοφάλαγγας και επεξεργασία μοντέλου για αποφυγή οποιαδήποτε επαφής.*

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



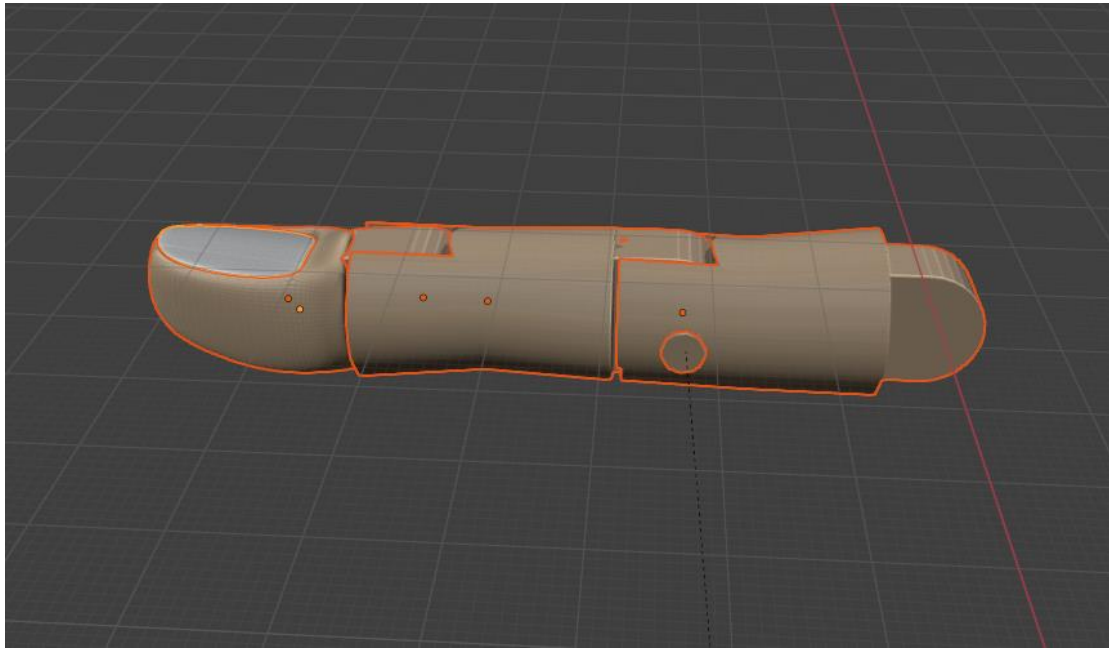
*Εικόνα 7.3.3 Τελικός σχεδιασμός μεσοφάλαγγας με άρθρωση.*



*Εικόνα 7.3.4. Οπή πρόσδεσης άρθρωσης*



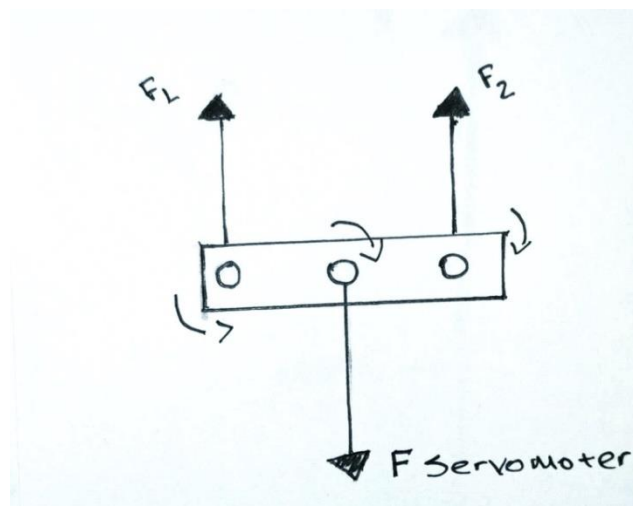
Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



Εικόνα 7.3.5 Τελικό σχέδιο δακτύλου με απουσία οπών.

#### 7.4 Μηχανισμός Whipltree

Ο μηχανισμός Whipltree παρέχει ίση κατανομή της δύναμης μέσω των συνδέσμων. Το κύριο στοιχείο του είναι μια περιστρεφόμενη ράβδος /βάση στο κέντρο όπου η δύναμη εφαρμόζεται από την μια κατεύθυνση και από την άκρη της ράβδου από την άλλη κατεύθυνση όπως φαίνεται στην Εικόνα 7.4.1 [29]



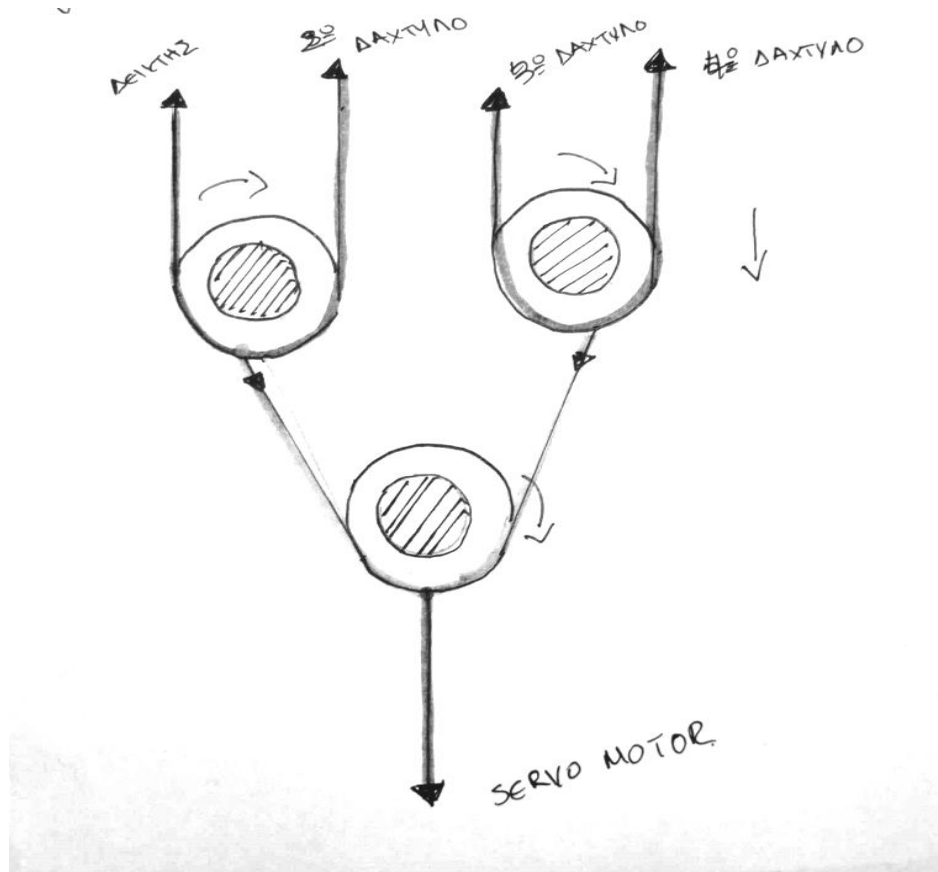
Εικόνα 7.4.1 Σχέδιο Μηχανισμού Whipltree

Στην εφαρμογή του τεχνητού μέλους αυτός ο μηχανισμός δίνει την δυνατότητα σε μια λαβή να ακολουθήσει το σχήμα του αντικειμένου όπου πιάνει. Αντί να ελεγχθεί κάθε δάκτυλο μέσω ενός ενεργοποιητή ελέγχονται όλα τα δάκτυλα μέσω ενός ενεργοποιητή. Δύο δάκτυλα είναι συνδεδεμένα με το ίδιο καλώδιο το οποίο εφαρμόζεται στην πλάγια οπή μιας τροχαλίας. Στη συνέχεια αυτή η τροχαλία ενώνεται με ένα σχοινί το οποίο είναι συνδεδεμένο με το επόμενο δάκτυλο και αυτό με την σειρά του τοποθετημένο στην πλάγια οπή μια δεύτερης τροχαλίας. Η

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

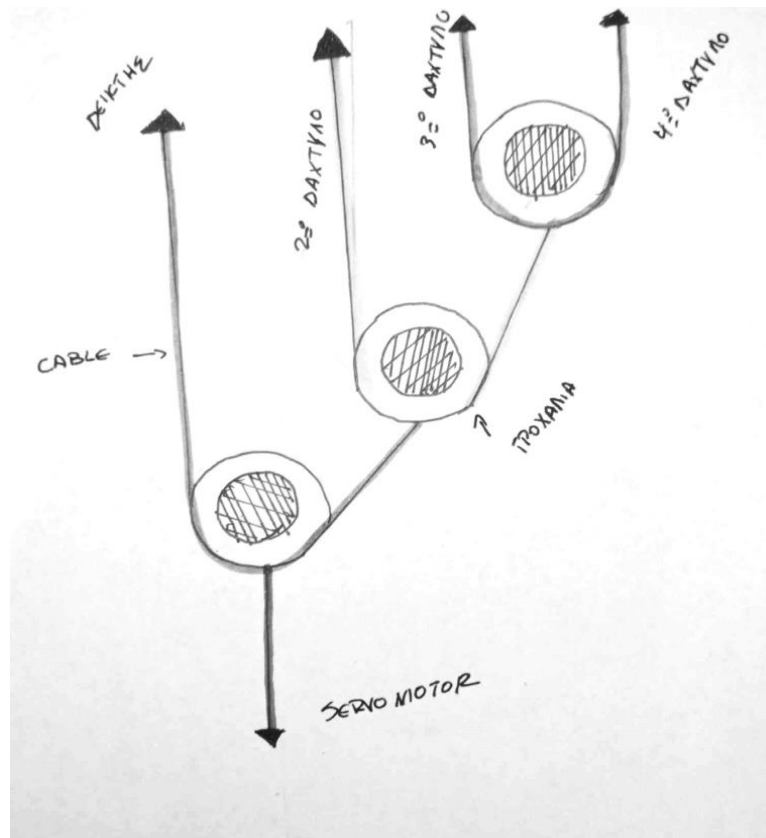
τελευταία τροχαλία συνέχεια με το μοτέρ μέσω ενός άλλου καλωδίου το οποίο με την ενεργοποίηση του μοτέρ αυτό τραβιέται και περιστρέφεται στην κεφαλή. Έτσι η τελευταία τροχαλία τραβάει το καλώδιο το οποίο είναι συνδεδεμένο στο δάκτυλο αναγκάζοντας το κάνει κάμψη αλλά ασκεί δύναμη και στην προηγούμενη τροχαλία η οποία με την σειρά της αναγκάζει το επόμενο συνδεδεμένο δάκτυλο και την συνδεδεμένη τροχαλία σε μια κάμψη και πρισματική κίνηση αντίστοιχα. Σε περίπτωση όπου το ένα καλώδιο ενός δακτύλου βρίσκει αντίσταση λόγω κάποιου αντικειμένου η δύναμη έλξης περιστρέφει την τροχαλία επιτρέποντας την λέξη των επόμενων καλωδίων. Το πρώτο σχέδιο (Εικόνα 7.4.2) διαθέτει τροχαλίες αντί για μια ράβδο διότι μειώνει τον χώρο περιστροφής σε σύγκριση με μια ράβδο. Το δεύτερο και τελικό σχέδιο (Εικόνα 7.4.3) κατανέμει περισσότερη δύναμη στον δείκτη και στο δεύτερο δάκτυλο διότι αυτά χρησιμοποιούνται πιο συχνά στις καθημερινές λαβές.

**Αυτός ο μηχανισμός κατανέμει ομοιόμορφα τις δυνάμεις από έναν ενεργοποιητή. Έτσι ώστε όταν υπάρχει αντίσταση στο ένα δάκτυλο το σύστημα συνεχίζει την κίνηση.[29]**



**Εικόνα 7.4.2** Πρόχειρος σχεδιασμός μηχανισμού με ισότιμο καταμερισμό δυνάμεων σε όλα τα δάκτυλα

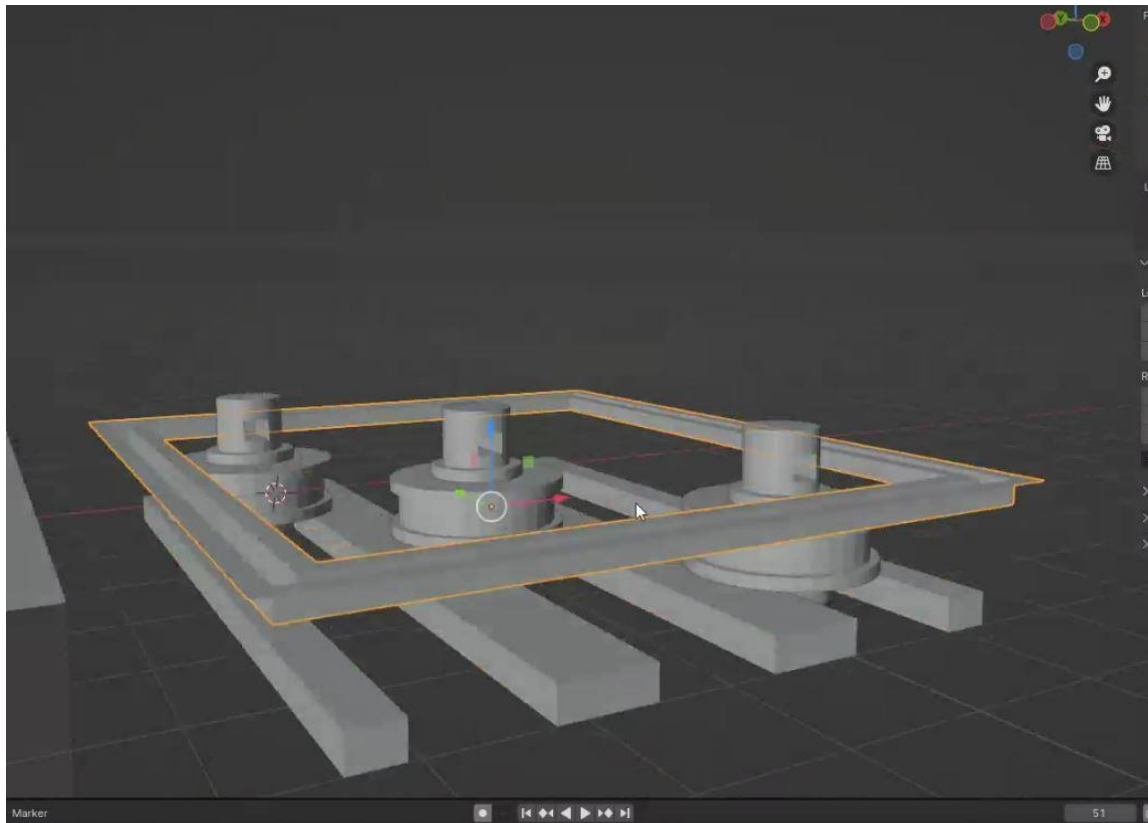
Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



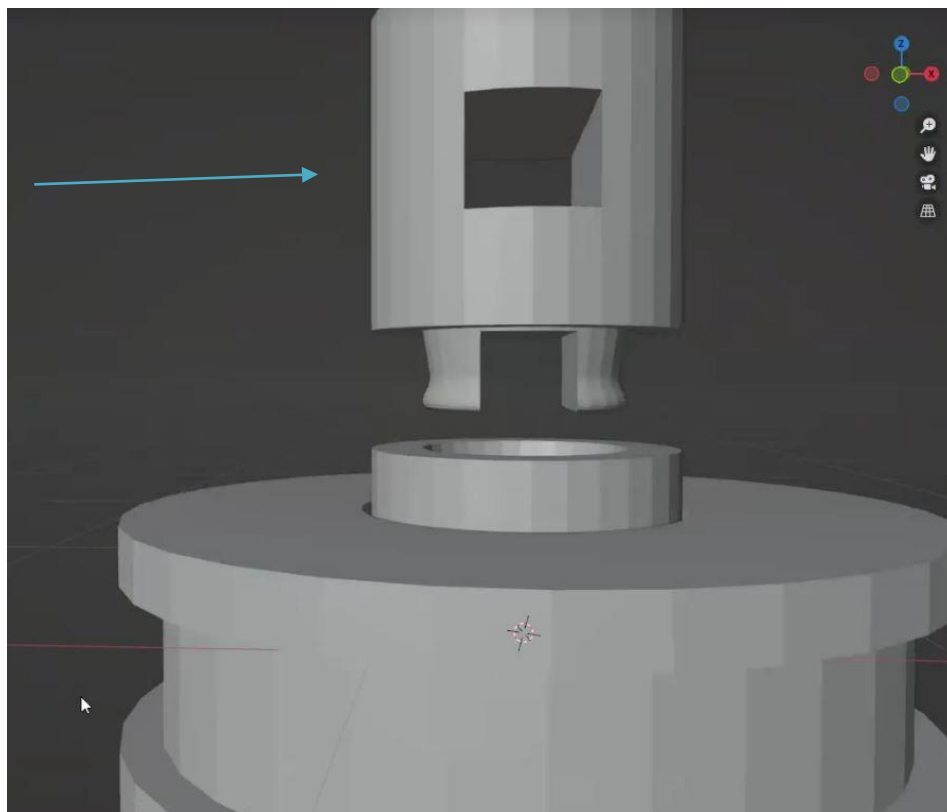
**Εικόνα 7.4.3** Τελικός σχεδιασμός μηχανισμού. Μετάδοση δύναμης με έμφαση των δείκτη και το μέσο δάκτυλο

Στις Εικόνες 7.4.4, 7.4.5 και 7.4.6 φαίνονται τα τρισδιάστατα σχέδια του μηχανισμού.

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

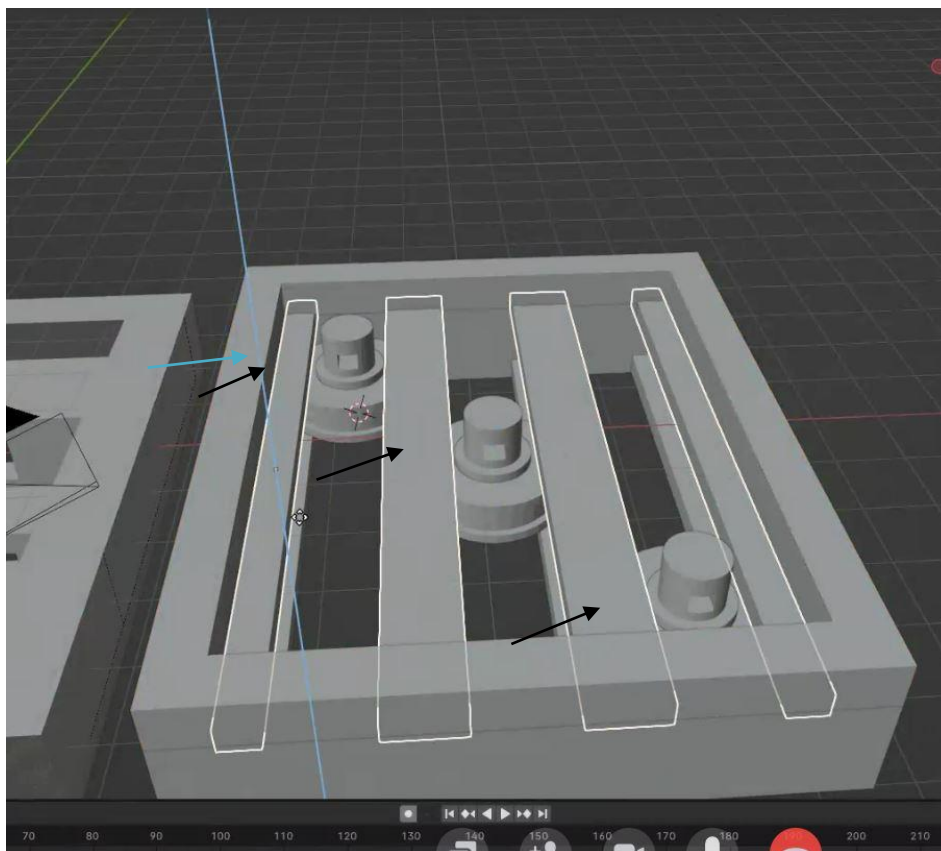


*Εικόνα 7.4.4 Μηχανισμός στο τρισδιάστατο περιβάλλον.*



*Εικόνα 7.4.5 Κούμπωμα πρόσδεσης πετονιάς.*

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



Εικόνα 7.4.6 Παρουσίαση θέσεων τροχαλιών στον μηχανισμό.

#### Υπολογισμός μεγέθους μηχανισμού.

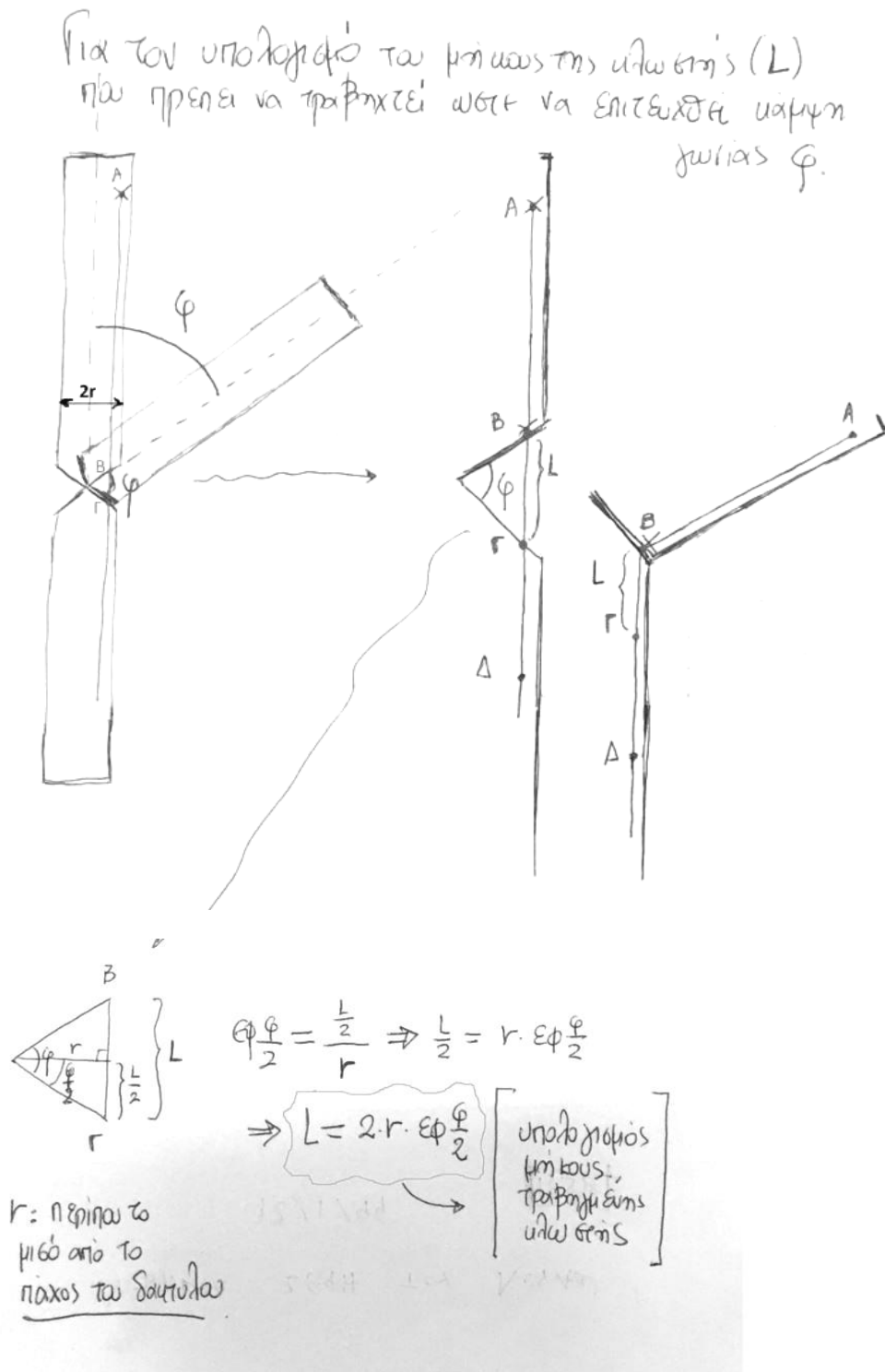
Για να γνωρίζουμε τα μέτρα του μηχανισμού Whipltree οφείλουμε να ξέρουμε στο περίπου πόση πετονιά χρειάζεται να τραβηχτεί για να δώσει ένα ικανοποιητικό αποτέλεσμα . Στο κάτω σχέδιο φαίνεται η γεωμετρική σχέση με το μήκος του δακτύλου. Επειδή δεν μελετάμε κάποιο συγκεκριμένο σχέδιο στην παρούσα εργασία θα αναφερθούμε ενδεικτικά.

Παρατηρώντας την Εικόνα 7.4.7 σχέδιο για να ενωθεί ο δείκτης με τον αντίχειρα στη μεγαλύτερη σκάλα του αντίχειρα οι γωνίες που δημιουργούνται είναι οι εξής:

Γωνίες κάμψης:

- Πρώτη άρθρωση: 60 μοίρες
- Δεύτερη άρθρωση: 90 μοίρες
- Τρίτη άρθρωση: 80 μοίρες

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

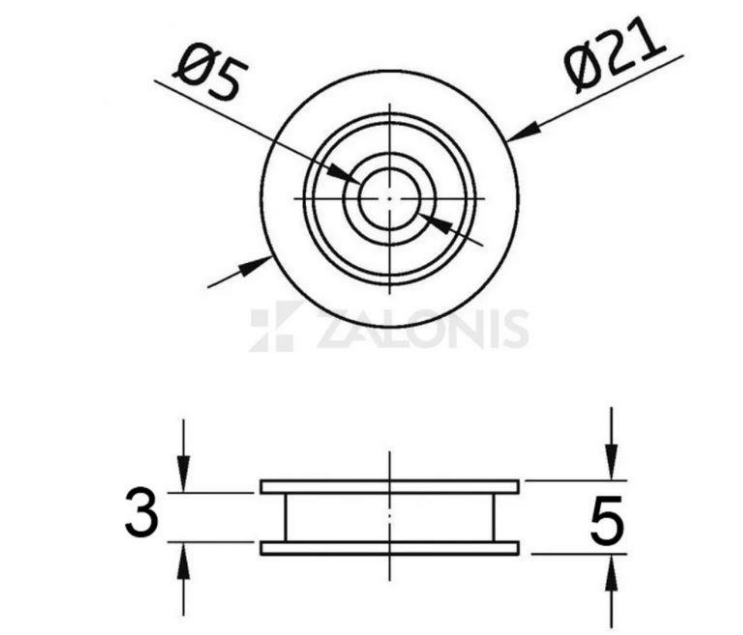


Εικόνα 7.4.7 Γεωμετρική σχέση κίνησης δακτύλων.

Το  $r$  του δακτύλου στην πρώτη φάλαγγα είναι 1,5cm. στην δεύτερη 1εκ όπως και στην 3η. Μετά από υπολογισμό οι τιμές είναι 0.9cm+1cm.+0.84cm. =2,74cm. Οπότε θα έχουμε την πρώτη τροχαλία να έχει την δυνατότητα κίνησης κατά μήκος 2,74cm , την δεύτερη επίσης και την τρίτη επίσης. Συνολικά 8,22 cm. θα πρέπει να

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

είναι το μήκος του μηχανισμού για να επιτευχθεί μια απλή λαβή πιασίματος. Εφόσον υπάρχει η δυνατότητα του μεγέθους 10 εκατοστών θα επιτευχθεί μεγαλύτερη κίνηση των δακτύλων. Στους υπολογισμούς του μεγέθους της τροχαλίας θα πρέπει να συμπεριληφθεί και η ακτίνα της τροχαλίας που θα χρησιμοποιηθεί. Στην Εικόνα 7.4.8 παρουσιάζεται μια ενδεικτική τομή τροχαλίας.



Εικόνα 7.4.8\_Ενδεικτική τομή τροχαλίας

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8

### Σχέδιο Αντίχειρα

Η υψηλή επιδεξιότητα του ανθρώπινου χεριού αποδίδεται στους περισσότερους από 20 βαθμούς ελευθερίας (DOF) των πέντε δακτύλων του εκ των οποίων ο μακρής και εύκαμπτος αντίχειρας είναι ο σημαντικότερος. Μελέτες σχετικά με την ταξινόμια των λαβών του ανθρώπινου χεριού δείχνουν ότι οι περισσότερες τύποι λαβής του ανθρώπινου χεριού περιλαμβάνουν τον αντίχειρα. Σύμφωνα με το σύμφωνα με την τελευταία έρευνα, οι τύποι σύλληψης των χεριών μπορούν να χωριστούν σε 33 κατηγορίες με βάση τη διαμόρφωση των αντιχειρών. Όλα αυτά τα ευρήματα δείχνουν ότι ο αντίχειρας είναι απαραίτητος για τους περισσότερους τύπους λαβής [24]

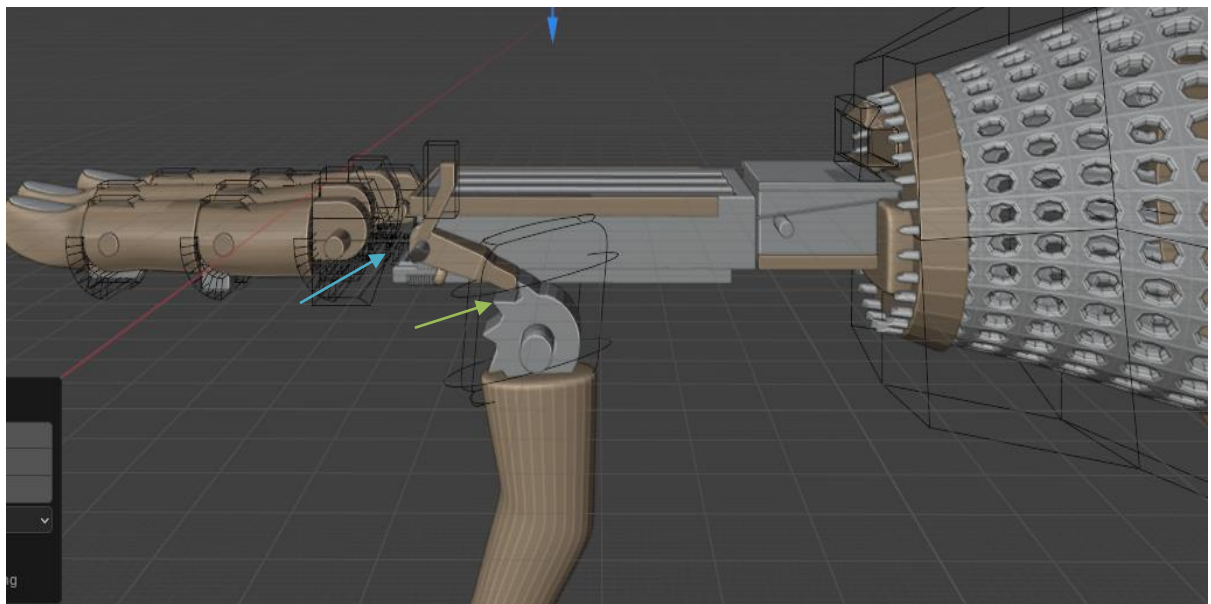
Η άρθρωση TM είναι μια άρθρωση με δύο DOF, η άρθρωση MCP έχει επίσης δύο DOFs με σχετικά μικρό εύρος κίνησης προσαγωγής/αφαίρεσης (AA), και η άρθρωση IP είναι περίπου μια αρθρωτή άρθρωση που έχει μόνο κάμψη/έκταση. Αυτό όμως επιφέρει θετικά αποτελέσματα στο ανθρώπινο χέρι διότι υπάρχουν οι αισθητήριες απολήξεις οι οποίες μπορούν να υπολογίσουν την άμεση σωστή θέση του αντίχειρα. Στα τεχνητά μέλη πιο πρακτικό είναι ένα σχέδιο όπου ο αντίχειρας προσφέρει

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

περισσότερη σταθερότητα κατά την διάρκεια της κίνησης. Ο σταθερός αντίχειρας παρέχει σημείο καταγραφής. Είναι μια ρύθμιση η οποία μειώνει την πιθανότητα τυχαίας μετατόπισης που πιάνεται, όπως συμβαίνει όταν τα δύο δάχτυλα και αντίχειρας κινούνται ταυτόχρονα και ο παραλήπτης πρέπει να μαντέψει το σημείο επαφής κατά την κίνηση. Αυτό θα επιτευχθεί με την χρήση ενός μηχανισμού εναλλασσόμενη κατεύθυνσης ο οποίος επιτρέπει στον αντίχειρα να τοποθετηθεί σε θέσεις με την άσκηση πίεσης στην ραχιαία πλευρά. Ο μηχανισμός αυτός αποτελείται από ένα γρανάζι το οποίο έχει μόνο μια κατεύθυνση κίνησης και κλείδωμα. Για την επαναφορά του στην αρχική θέση τοποθετείτε ένα πίστρο στην από πάνω πλευρά η οποία απελευθερώνει τον μηχανισμό και του επιτρέπει την επαναφορά. Ένα τέτοιο σύστημα είναι το σύστημα Ratchet που παρουσιάζεται στην Εικόνα 8.1 [30].



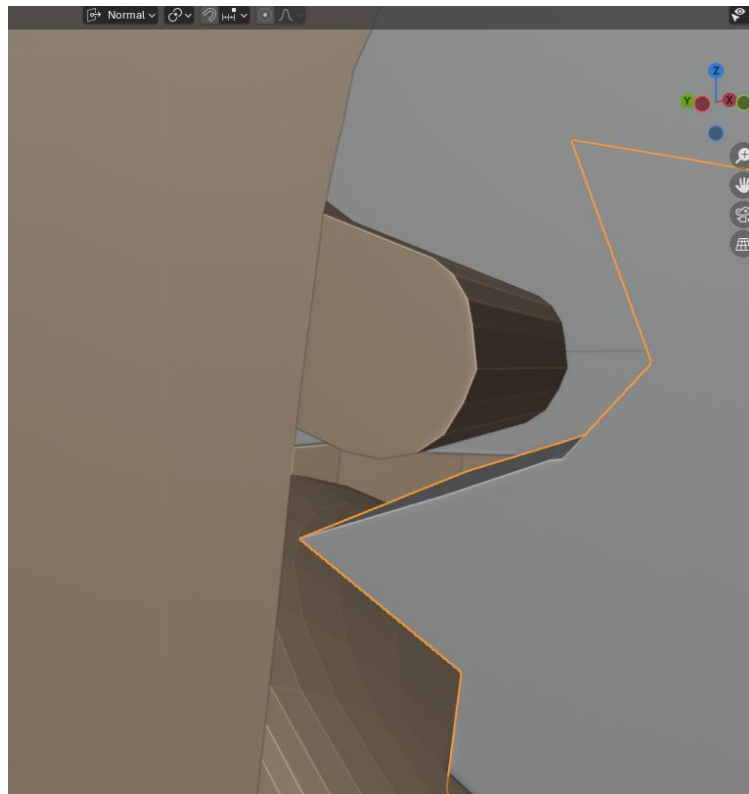
*Εικόνα 8.1 Σύστημα Ratchet*



*Εικόνα 8.2 Τρισδιάστατος σχεδιασμός μηχανισμού αντίχειρα. Σημείο πρόσδεσης στην παλάμη. Πράσινο βέλος επιλογές θέσεις.*

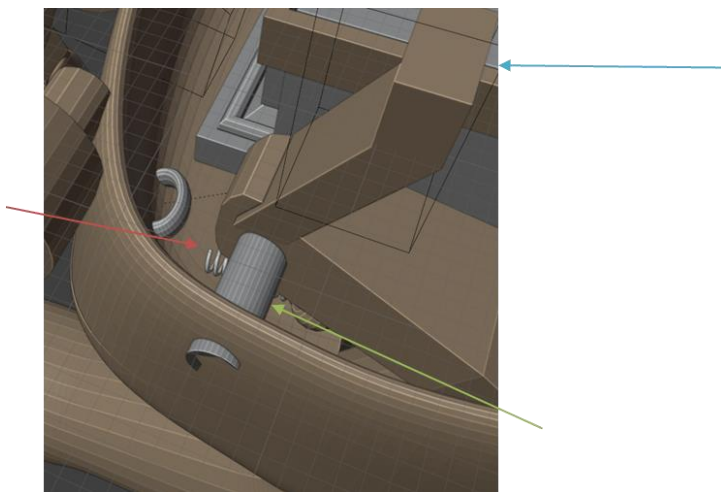


Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



*Εικόνα 8.3 Κούμπωμα Θέσης*

Η επαναφορά του δείκτη στην αρχική θέση θα γίνεται μέσω ενός μπουτόν στο πάνω μέρος της παλάμης το οποίο ουσιαστικά θα είναι συνδεδεμένο με ένα ελατήριο όπως φαίνεται στην Εικόνα 8.5.



*Εικόνα 8.4 Μπλε βέλος σημείο πίεσης επαναφοράς, κόκκινο βέλος σημείο πρόσδεσης ελατηρίου με παλάμη, πράσινο βέλος άρθρωση περιστροφικής κίνησης μηχανισμού.*

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9

### Λίγα Λόγια Για Το Σύστημα Ελέγχου

#### 9.1 Σύστημα Ηλεκτροδίων

Η διαδικασία καταγραφής και ερμηνείας του παραγόμενου ηλεκτρικού δυναμικού από τη συστολή των μυών ονομάζεται ηλεκτρομυογράφημα ή EMG με ηλεκτρόδια κατάλληλα συνδεδεμένα στο υπολοιπόμενο άκρο (Εικόνα 9.1). Τα EMG σήματα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ανίχνευση της στιγμής που ένας μυς συστέλλεται. Αυτά τα σήματα ενισχύονται και επεξεργάζονται, όπως θα αναλυθεί παρακάτω, και είναι ικανά να ελέγξουν το άνοιγμα και το κλείσιμο των δακτύλων της πρόθεσης [12.22]. Παρόλα τα θετικά, οι χρήστες συχνά αντιμετωπίζουν προβλήματα με αυτές τις συσκευές λόγω των συνδεδεμένων αισθητήρων ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του υπολειπόμενου άκρου. Τα προβλήματα αυτά προκύπτουν επειδή το δέρμα σε ορισμένα υπολειπόμενα άκρα μπορεί να είναι εύθραυστο, και η χρήση τέτοιων συσκευών μπορεί να επιδεινώσει την κατάστασή του. Συνεπώς, η χρήση αυτής της τεχνολογίας πρέπει να λαμβάνει υπόψη την ευαισθησία του υπολειπόμενου άκρου, ειδικά στις πρώτες φάσεις μετά τον ακρωτηριασμό, όπου δεν μπορεί πάντα να λειτουργήσει ως η βασική πηγή ελέγχου της κίνησης της πρόθεσης [12]. Επιπλέον, για τη σωστή εφαρμογή και την ακριβή πλοήγηση, ο χρήστης πρέπει να έχει αναπτύξει την απαιτούμενη μυϊκή δύναμη ώστε να επιτυγχάνεται ο καλός έλεγχος της πρόθεσης.

Μια απλή μέθοδος είναι η μέθοδος μετάδοσης σημάτων on-off. Η μέθοδος ελέγχου on-off χρησιμοποιεί εξομαλυμένα και ανορθωμένα σήματα και ένα προκαθορισμένο κατώφλι για το άνοιγμα ή το κλείσιμο της πρόθεσης. Σε αυτή τη μέθοδο ελέγχου οι κινητήρες ενεργοποιούνται και απενεργοποιούνται και κινούνται με σταθερό ρυθμό.[22]

#### 9.2 Σύστημα ARDUINO

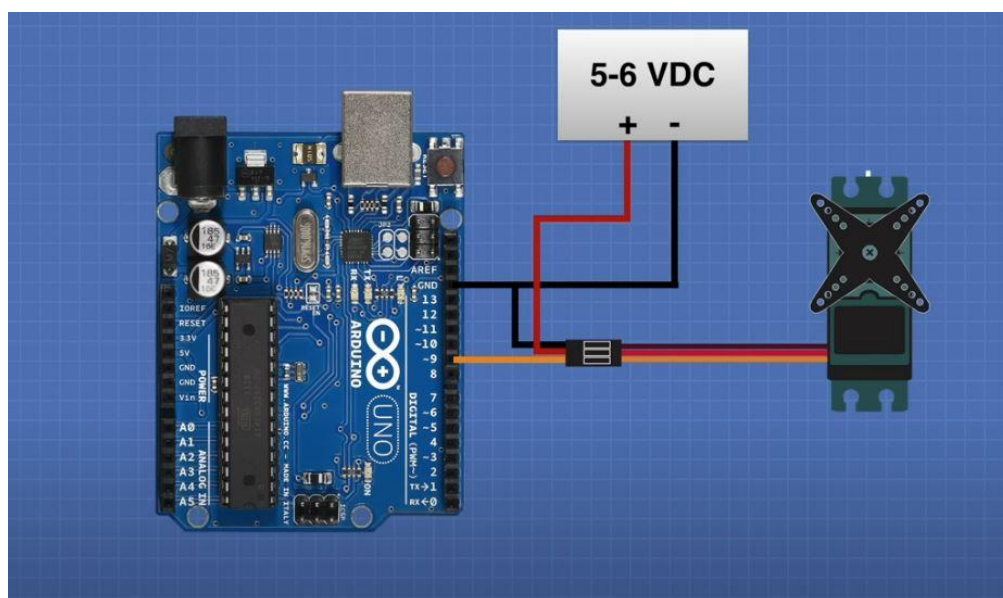
Μετά την ανίχνευση και την κατάλληλη επεξεργασία του σήματος από τους μύες του χεριού, το σήμα διαβιβάζεται στο **Arduino UNO** (Εικόνα 9.2.1), το οποίο αποτελεί τον ελεγκτή που χρησιμοποιείται ευρέως σε κατασκευές τεχνητών μελών χαμηλού κόστους. Το Arduino αναλαμβάνει να ελέγχει τον επενεργητή του συστήματος, μετατρέποντας το σήμα EMG σε κινήσεις για το τεχνητό μέλος [22].

Το **Arduino UNO** είναι μια δημοφιλής επιλογή σε προθέσεις χαμηλού κόστους για τους εξής λόγους:

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

- Το Arduino διαθέτει δεκατέσσερις ψηφιακούς ακροδέκτες εισόδου/εξόδου, δίνοντας τη δυνατότητα στον χρήστη να αλληλεπιδρά με πολλές συσκευές ταυτόχρονα, διευκολύνοντας έτσι τη σύνδεση διαφόρων εξαρτημάτων [22].
- Πρόκειται για έναν ελεγκτή χαμηλού κόστους, με απλό λογισμικό, που προσφέρει τη δυνατότητα εμφάνισης δεδομένων στον χρήστη, είτε ως αριθμούς είτε ως γραφικά στην οθόνη.
- Εάν κάτι πάει στραβά με οποιοδήποτε μέρος του ελεγκτή, είναι εύκολο να αντικατασταθεί το συγκεκριμένο μέρος, χωρίς να χρειαστεί αλλαγή ολόκληρου του ελεγκτή.

Αφού το Arduino διαβάσει το σήμα EMG, λαμβάνει την απόφαση να ελέγξει τη στροφή του μοτέρ ανάλογα με το εισερχόμενο σήμα. Το Arduino διαθέτει έξι αναλογικές ακίδες (από A0 έως A5), οι οποίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την είσοδο ή την έξοδο αναλογικών σημάτων, επιτρέποντας έτσι τον έλεγχο του επενεργητή με ακρίβεια.



Εικόνα 9.2.1 Σύνδεση Arduino με σερβομότορα

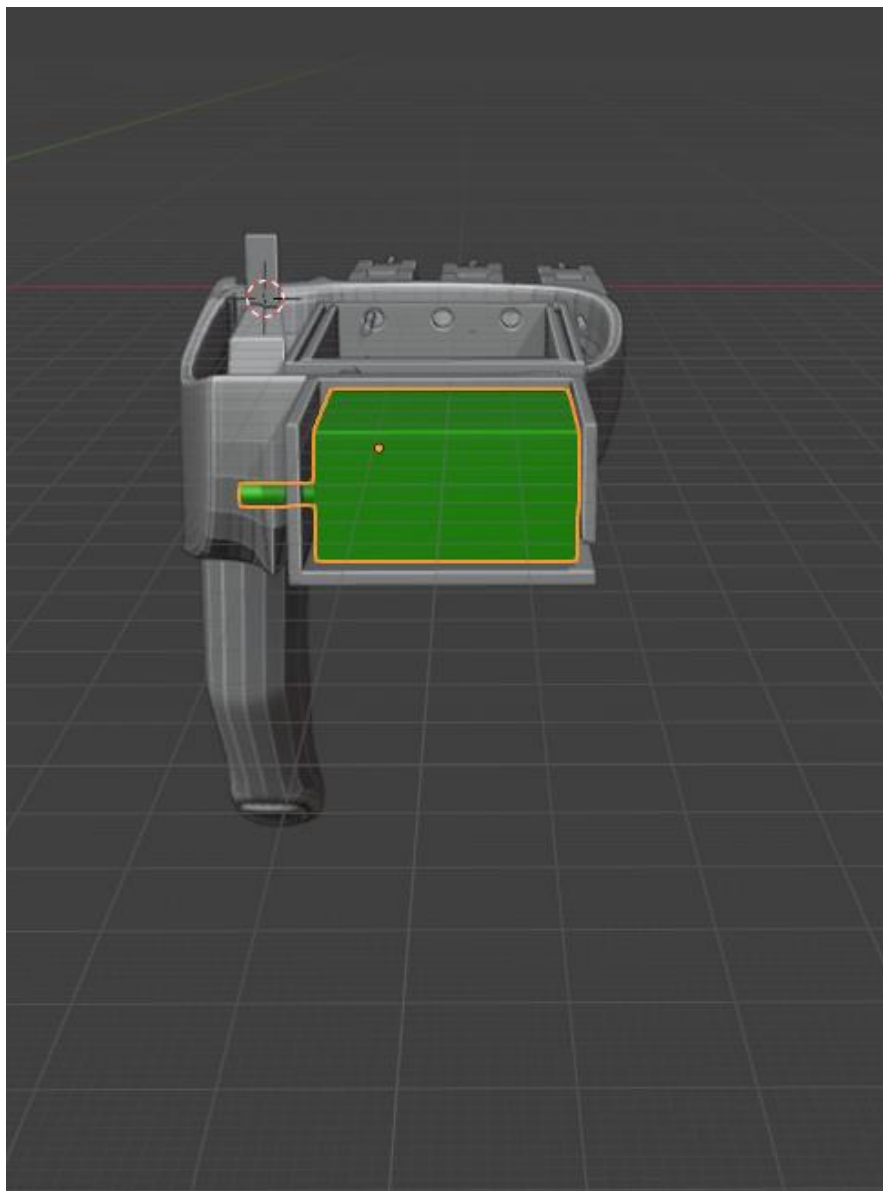
### 9.3 Συστήματα - Επενεργητές

Η προκειμένη εργασία επικεντρώθηκε στον τρισδιάστατο σχεδιασμό τεχνητού μέλους, όπου δόθηκε έμφαση στην ακριβή μοντελοποίηση και λειτουργικότητα του προσθετικού μέλους. Ενδεικτικά, η σωστή επιλογή και ενσωμάτωση κινητήρων για την κίνηση των αρθρώσεων είναι κρίσιμη για τη συνολική απόδοση του προσθετικού συστήματος.[22]

Στις εφαρμογές της προσθετικής χρησιμοποιούνται βηματικοί κινητήρες, κινητήρες συνεχούς ρεύματος DC και σερβοκινητήρες. Η χρήση, το κόστος και το βάρος της πρόθεσης καθορίζει και ποιο μοντέλο θα χρησιμοποιηθεί.

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

**Σερβοκινητήρες:** Χρησιμοποιούνται ευρέως σε προσθετικά μέλη λόγω της ικανότητάς τους να παρέχουν ακριβή έλεγχο στη θέση, στην ταχύτητα και στη ροπή. Σε αντίθεση με τους κινητήρες συνεχούς ρεύματος (DC) ή τους βηματικούς κινητήρες, οι σερβοκινητήρες (Εικόνα 9.2.1) διαθέτουν ενσωματωμένα συστήματα ανατροφοδότησης, συνήθως με αισθητήρες θέσης, τα οποία επιτρέπουν την αυτόματη προσαρμογή της κίνησης, καθιστώντας τους ιδιαίτερα αποδοτικούς για εφαρμογές που απαιτούν άμεσες αντιδράσεις.[31]



*Εικόνα 9.3.1 Θέση σερβοκινητήρα στο τρισδιάστατο μοντέλο*

## 9.4 Η πορεία του σήματος

### 1. Το σήμα που διαβάζουν τα ηλεκτρόδια

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

Τα **EMG** σήματα είναι μικρά ηλεκτρικά σήματα (συνήθως σε τάσεις της τάξης των μικροβόλτ, π.χ., 50  $\mu\text{V}$  έως 30 mV) που παράγονται από τις μυϊκές συσπάσεις. Αυτά τα σήματα πρέπει να ενισχυθούν για να γίνουν ανιχνεύσιμα από το Arduino. Το σήμα που παράγεται από το EMG είναι αναλογικό και καταγράφει τη δραστηριότητα του μυός σε πραγματικό χρόνο. **Θόρυβος σήματος και τρόποι βελτίωσης.** Το επιφανειακό μη επεμβατικό ηλεκτρόδιο EMG, όπως φαίνεται στην εικόνα **6.3-b** συνδέεται σε συγκεκριμένα σημεία στο υπολειπόμενο άκρο. Μετά τη λήψη πρότυπου σήματος ΗΜΓ, το σήμα αυτό θα περάσει από ορισμένα στάδια, ξεκινώντας από τον διαφορικό ενισχυτή, το χαμηλοπερατό φίλτρο, το υψηλοπερατό φίλτρο, και το στάδιο του ενισχυτή.

Είναι ανάγκη να προετοιμαστεί το δέρμα και να αφαιρεθεί οτιδήποτε που θα μπορούσαν να επηρεάσουν την ποιότητα του σήματος,], όπως τρίχες ή νεκρά κύτταρα του δέρματος. Επιλογή ηλεκτροδίων μικρού μεγέθους θα βοηθήσει στην αποφυγή ανάγνωσης από περισσότερες από μία μυϊκές ίνες. Εφαρμογή των ηλεκτροδίων παράλληλα με τις μυϊκές ίνες θα δώσει την καλύτερη ανάγνωση. Μόλις ολοκληρωθούν αυτά τα βήματα και τα σήματα αποστέλλονται και θα γίνει η βαθμονόμηση όπου ο ελεγκτής θα διαβάσει το σήμα για κάθε  $\mu\text{s}$  και θα αποθηκεύσει αυτή την ένδειξη για να τη χρησιμοποιήσει ως αναφορά. [22]

## 2. Σήμα που δέχεται το Arduino:

Το Arduino λαμβάνει **αναλογικό σήμα** από το EMG μέσω των αναλογικών του pins (π.χ., A0). Το σήμα αυτό διαβάζεται μέσω της εντολής `analog Read()` και μετατρέπεται σε ψηφιακή τιμή από 0 έως 1023, που αντιπροσωπεύει την ένταση του σήματος. Η έξοδος του EMG μετατρέπεται σε ένα σύνολο τιμών που χρησιμοποιούνται για την επεξεργασία και έλεγχο του σερβοκινητήρα.

## 3. Σήμα που στέλνει το Arduino:

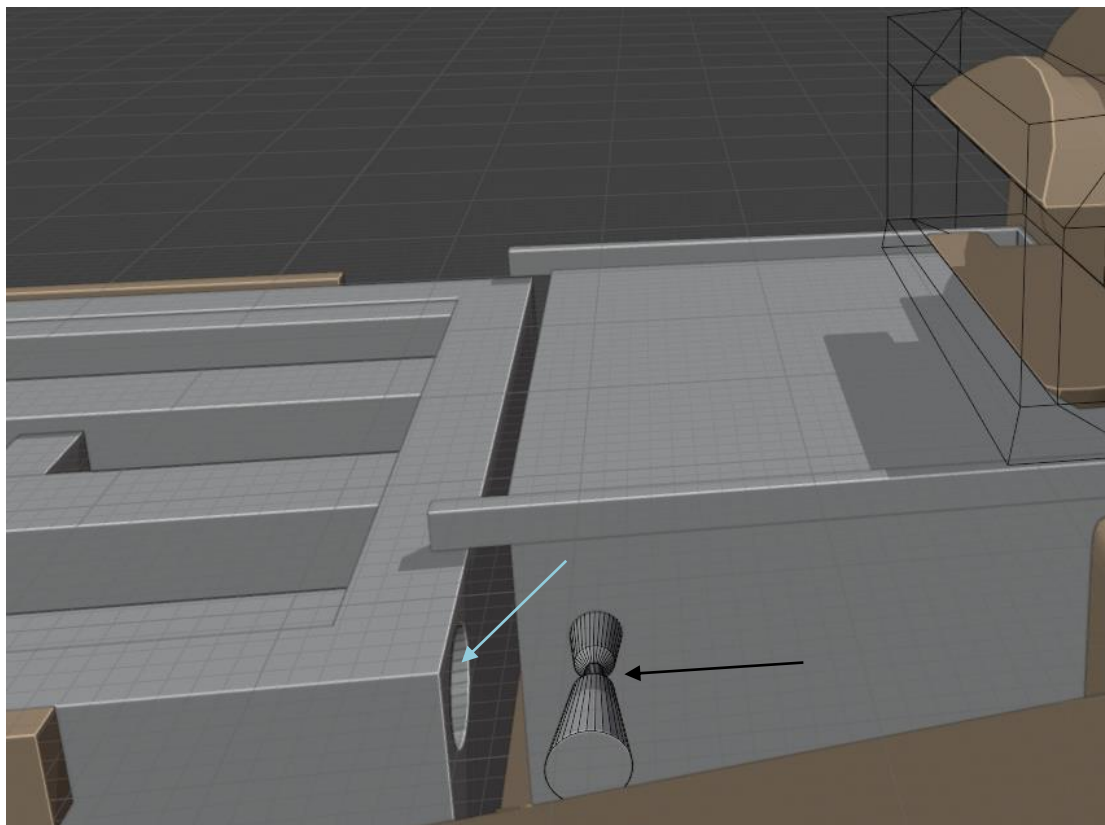
Το Arduino χρησιμοποιεί την τεχνική **PWM (Pulse Width Modulation)** για να στείλει σήμα στον σερβοκινητήρα. Το PWM σήμα είναι ένα τετραγωνικό κύμα που εναλλάσσεται μεταξύ ON και OFF σε υψηλή συχνότητα, με το ποσοστό του χρόνου που το σήμα είναι ενεργό να καθορίζει τη θέση του σερβοκινητήρα. Η εντολή `servo.write(angle)` χρησιμοποιείται για να στείλει την επιθυμητή γωνία στον κινητήρα. [22]

## 4. Σήμα που δέχεται ο Σερβοκινητήρας:

Ο σερβοκινητήρας λαμβάνει το **PWM σήμα** από το Arduino. Το σήμα αυτό καθορίζει τη θέση του σερβοκινητήρα, συνήθως με βάση τη γωνία ( $0^\circ$  έως  $180^\circ$ ) που του στέλνεται μέσω του σήματος PWM. Η διάρκεια που το σήμα είναι σε υψηλή τάση (duty cycle) καθορίζει πόσο θα περιστραφεί ο άξονας του κινητήρα.

Αυτά τα τρία μέρη συνθέτουν τον κύκλο από τη λήψη των EMG σημάτων μέχρι τον έλεγχο της κίνησης του σερβοκινητήρα. Ο σερβοκινητήρας θα ξεκινήσει την περιστροφική κίνηση και η πετονιά θα τυλιχτεί γύρω από τον σερβομότορα όπου φαίνεται στην εικόνα 9.4.1. Ως αποτέλεσμα θα κλείσουν τα δάκτυλα της πρόθεσης. [22.31]

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



*Εικόνα 9.4.1 Μπλε βέλος σπή πετονιάς, μαύρο βέλος σημείο πρόσδεσης και περιστροφής πετονιάς.*

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 10

### Η Θήκη

Η θήκη αποτελεί έναν βασικό παράγοντα για το αν μια πρόθεση θα χρησιμοποιηθεί από τον παραλήπτη. Η δυνατότητα κατασκευής ενός τεχνητού μέλους χαμηλού κόστους δεν μπορεί να επιτευχθεί χωρίς την αντιμετώπιση της πρόκλησης κατασκευής μιας κατάλληλης θήκης [32].

Οι μέθοδοι αποκατάστασης και η τεχνολογία για την αποκατάσταση ακρωτηριασμών του άνω άκρου δεν έχουν τεκμηριωθεί εκτενώς σε εμπειρικά δεδομένα, γεγονός που προκαλεί ανησυχίες σχετικά με την κλινική εφαρμογή τους. Παρά τις σημαντικές τεχνολογικές εξελίξεις στην προσθετική, η κατανόηση της νευροφυσιολογίας του ακρωτηριασμού και του τρόπου με τον οποίο ένα ενεργό σύστημα κίνησης επιδρά στο υπολειπόμενο άκρο παραμένει κρίσιμη. Ο ακρωτηριασμός επιφέρει αλλαγές στη νευροπλαστικότητα του υπολειπόμενου άκρου. Η αποκατάσταση ξεκινά μετά την έξοδο από το νοσοκομείο, με τις πρώτες τέσσερις εβδομάδες να θεωρούνται "χρυσή περίοδος", κατά την οποία ο παραλήπτης εκπαιδεύεται στις νέες συνθήκες και προσαρμόζεται στον νέο τρόπο ζωής του. Σε αυτό το διάστημα, οι μύες του υπολειπόμενου άκρου υφίστανται συσπάσεις και μπορεί να παρουσιαστεί μυϊκή ατροφία [9.13].

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

## 10.1 Παραδοσιακά Βήματα Κατασκευής Θήκης

- **Ιστορικό Ασθενούς:** Το πρώτο βήμα είναι η συλλογή πληροφοριών για το ιστορικό του παραλήπτη και ο εντοπισμός ευαίσθητων ή επώδυνων περιοχών στο άκρο.
- **Προετοιμασία Άκρου:** Σήμανση περιοχών στο άκρο, όπως ο ωλεκράνιος και οι επικονδύλοι, καθώς και τυχόν ευαίσθητων περιοχών.
- **Καταγραφή του σχήματος:** Τύλιγμα του άκρου με γυψοταινίες ή επιδέσμους με γύψο, που αφήνεται να στεγνώσει. Ο γύψος στη συνέχεια αφαιρείται και γεμίζεται με νέο γύψο, σχηματίζοντας το πρώτο καλούπι του υπολειπόμενου άκρου [32.33].
- **Αρχική Τροποποίηση:** Το γύψινο καλούπι επεξεργάζεται για να μειωθεί ο όγκος σε σημεία όπου απαιτείται περισσότερη πίεση και να αυξηθεί σε σημεία που απαιτείται περιορισμένη πίεση και τριβή με τη θήκη.
- **Διαγνωστική Κατασκευή:** Κατασκευή θήκης από διαφανές πλαστικό, που παίρνει τη μορφή του καλουπιού.
- **Πρόβα:** Πραγματοποιείται η πρώτη εφαρμογή και καταγράφεται ο βαθμός άνεσης και λειτουργικότητας της θήκης
- **Περαιτέρω Τροποποίηση:** Εξετάζεται η άνεση εφαρμογής και η ανάρτηση της θήκης. Ακόμη και μικρές ενοχλήσεις μπορεί να μετατραπούν σε επώδυνο πόνο και να απαιτήσουν αντικατάσταση της θήκης.
- **Δημιουργία Τροποποιημένης Θήκης:** Το αρχικό καλούπι γεμίζεται με γύψο για τη δημιουργία ενός τελικού μοντέλου.
- **Κατασκευή Τελικής Θήκης:** Η τελική θήκη προσαρμόζεται στον ασθενή και ελέγχεται η άνεση και εφαρμογή. Στη συνέχεια εφαρμόζεται επιπλέον πλαστικοποίηση για την τοποθέτηση των μηχανολογικών μερών του ρομποτικού χεριού.[32.33]

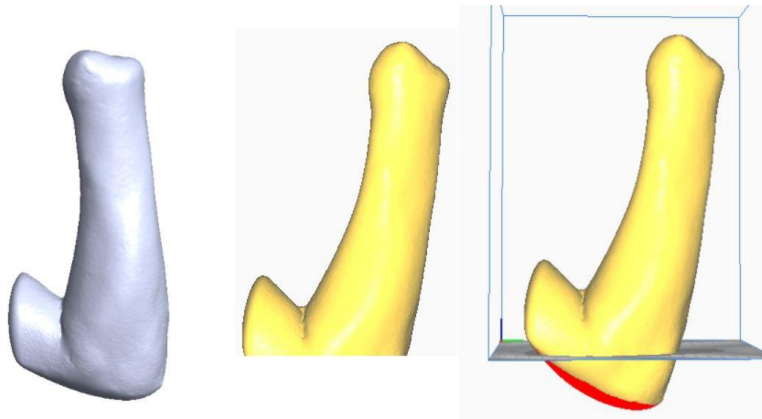
## 10.2 Σχεδιασμός Θήκης Με Ψηφιακά Μέσα

Η κατασκευή θήκης με σύγχρονες τεχνικές τρισδιάστατης σάρωσης και εκτύπωσης περιλαμβάνει τα εξής στάδια:

- **Οπτική Σάρωση:** Η αποτύπωση του άκρου μπορεί να πραγματοποιηθεί με χαμηλού κόστους συσκευές τρισδιάστατης σάρωσης (Εικόνα 10.2.1). Η οπτική σάρωση είναι διαδικασία μη επαφής, επομένως δεν απαιτείται η χρήση καλτσών άκρων . Ένα παράδειγμα διαδικασίας οπτικής σάρωσης φαίνεται στην Εικόνα 10.2.2.

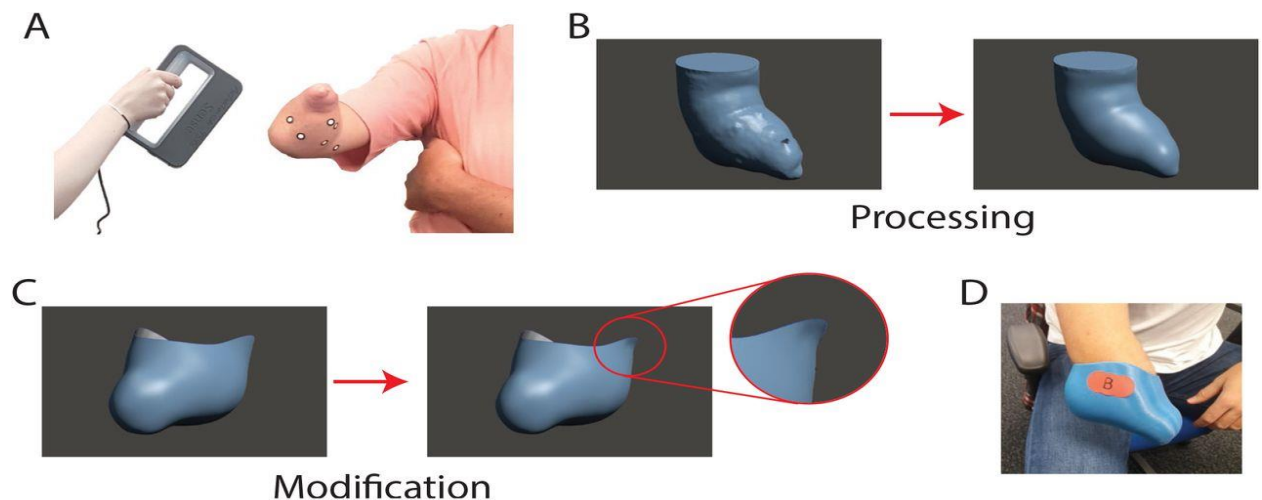


Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



Εικόνα 10.2.1 Οπτική σάρωση υπολειπόμενο άκρου

- **Επεξεργασία Αρχείου:** Επεξεργασία σε προγράμματα όπως Mesh mixer/Autodesk κ.α.
- **Εκτύπωση αρχείου**
- **Πρόβα:** Είναι το ίδιο βήμα με τον παραδοσιακό τρόπο κατασκευής.
- **Επανάληψη επεξεργασίας**
- **Τελική θήκη**



Εικόνα 10.2.2 Παράδειγμα πορείας κατασκευής θήκης μέσω οπτικής σάρωσης

Η εμφάνιση των μυοηλεκτρικών συσκευών οδήγησε στην ανάπτυξη νέων σχεδίων θήκης, καθώς είναι απαραίτητο να προβλεφθεί χώρος για τον μηχανισμό εντολών (π.χ., ηλεκτρόδια) εντός του υπολειπόμενου άκρου [12]. Ένας σημαντικός παράγοντας για την πρακτικότητα είναι η σωστή κατανομή των φορτίων στο υπολειπόμενο άκρο. Υπάρχουν συγκεκριμένα σημεία στο υπολειπόμενο άκρο όπου η πίεση μπορεί να μεταφέρει τον ιστό και να προκαλέσει διογκώσεις· σε αυτές τις περιοχές μπορούν να δημιουργηθούν σημεία απελευθέρωσης πίεσης, ώστε να αυξηθεί η άνεση και να μειωθούν οι ενοχλήσεις.

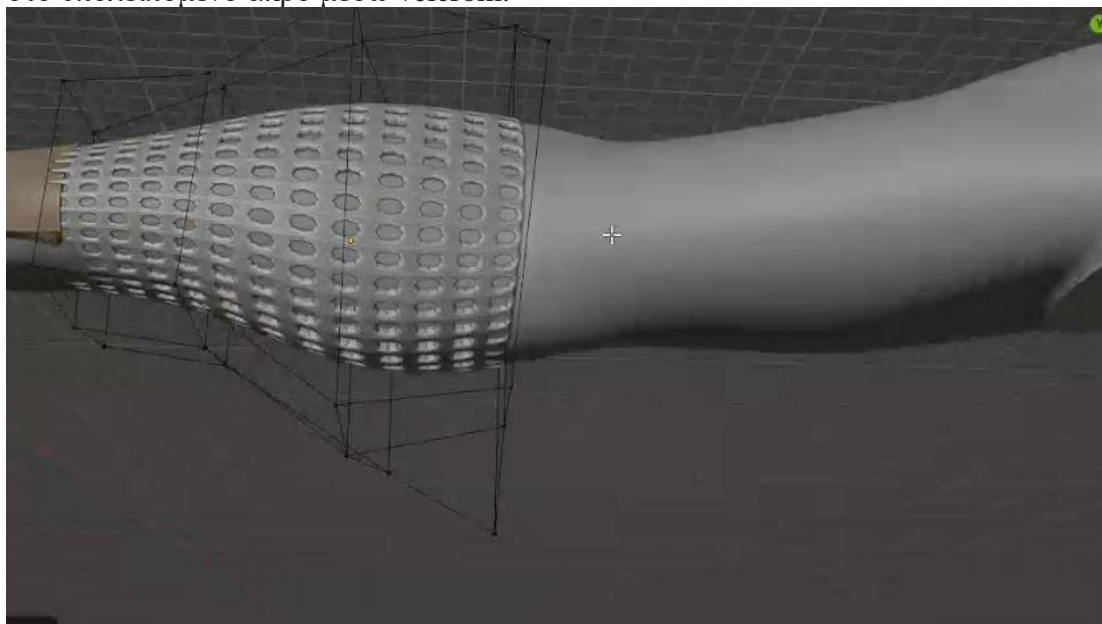


Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

Ένα πρότυπο σχέδιο θήκης που χρησιμοποιείται σε αυτήν την εργασία βασίζεται στο σχέδιο της εταιρείας **Unlimited Tomorrow** από το *True Limb Project* σε συνδυασμό με το ερευνητικό project του **Nelson Mandela University** της Νότιας Αφρικής [19, 33]. Η θήκη ενσωματώνει ένα σύστημα στερέωσης στο τελικό της στάδιο, μέσω υλικού τύπου Velcro. Το Velcro εξασφαλίζει σταθερή και ασφαλή συγκράτηση του τεχνητού μέλους, παρέχοντας παράλληλα δυνατότητα εύκολης αφαίρεσης και επανατοποθέτησης.

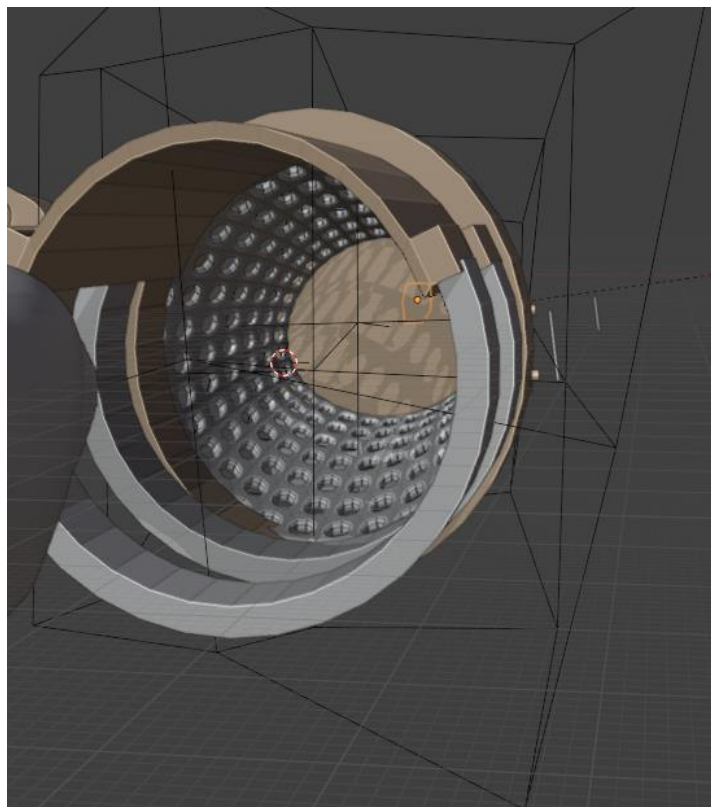
Ο σχεδιασμός της θήκης έχει προσαρμοστεί σε τρισδιάστατο σχέδιο χεριού, με διαστήματα κατά μήκος της θήκης για βελτίωση του αερισμού και μείωση του βάρους. Το υλικό που προτείνεται για τη θήκη είναι το θερμοπλαστικό πολουρεθάνιο (TPU), το οποίο είναι εύκαμπτο αλλά ανθεκτικό. Το TPU είναι γνωστό για την ευελιξία και την ικανότητά του να αντέχει σε συνεχείς πιέσεις και κινήσεις, κάτι που το καθιστά ιδανικό για την προσαρμογή της πρόθεσης στις κινήσεις του χρήστη. Επιπλέον, η αντοχή του TPU εξασφαλίζει μακροχρόνια χρήση χωρίς απώλεια των μηχανικών του ιδιοτήτων.

Στις παρακάτω εικόνες (10.2.3 έως 10.2.6) φαίνονται η αρχική προσαρμογή της θήκης σε ένα τριδιάστατο αρχείο χεριού. Στη συνέχεια το εσωτερικό μέρος της θήκης και η εξωτερική πλάγια όψη. Στην πλάγια όψη μπορούμε να δούμε τα σημεία πρόσδεση στο υπολειπόμενο άκρο μέσω velcrom.

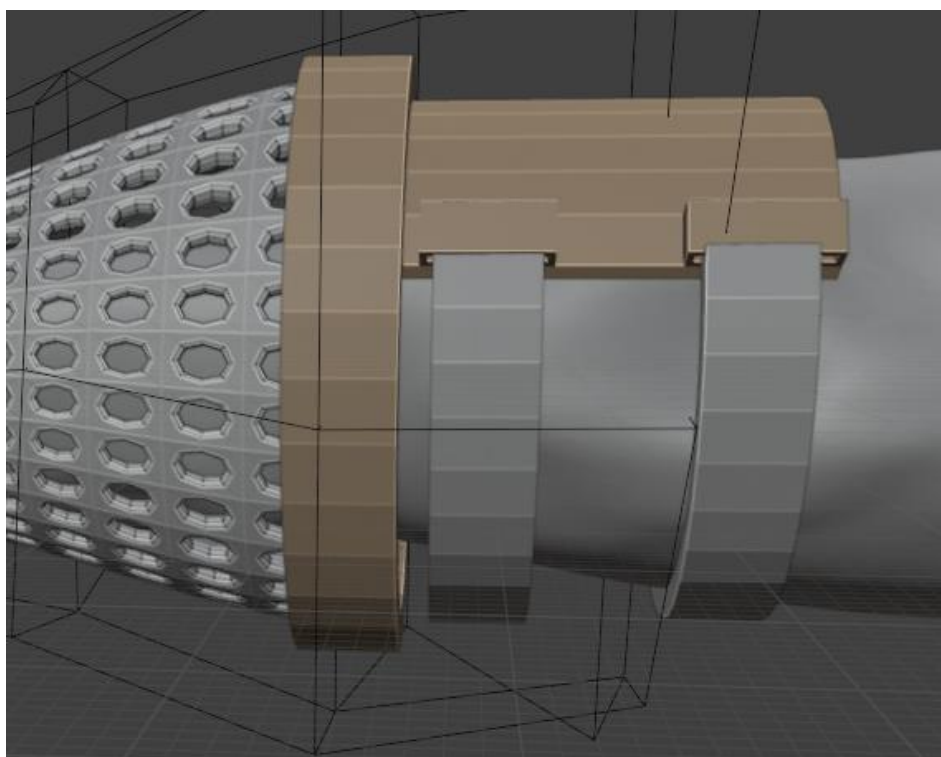


*Εικόνα 10.2.3 Τρισδιάστατος σχεδιασμός θήκης ακολουθώντας την ανατομία καλουπιού.*

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

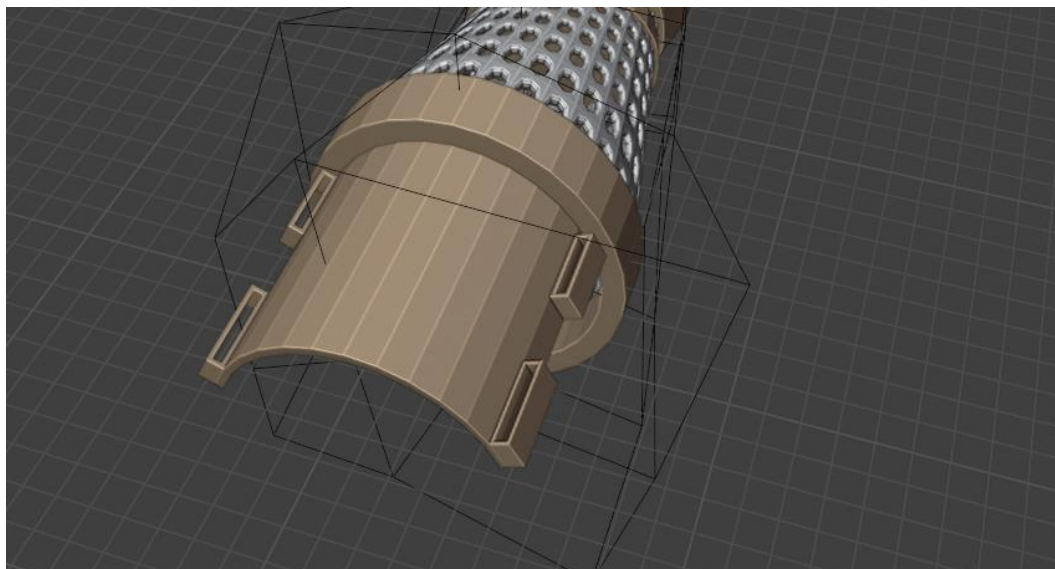


*Εικόνα 10.2.4 Εσωτερική όψη θήκης*



*Εικόνα 10.2.5 Σημεία εφαρμογής Velcrom*

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



Εικόνα 10.2.6 Σημεία πρόσδεσης Velcrom

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 11

### Το βάρος της κατασκευής και το κόστος

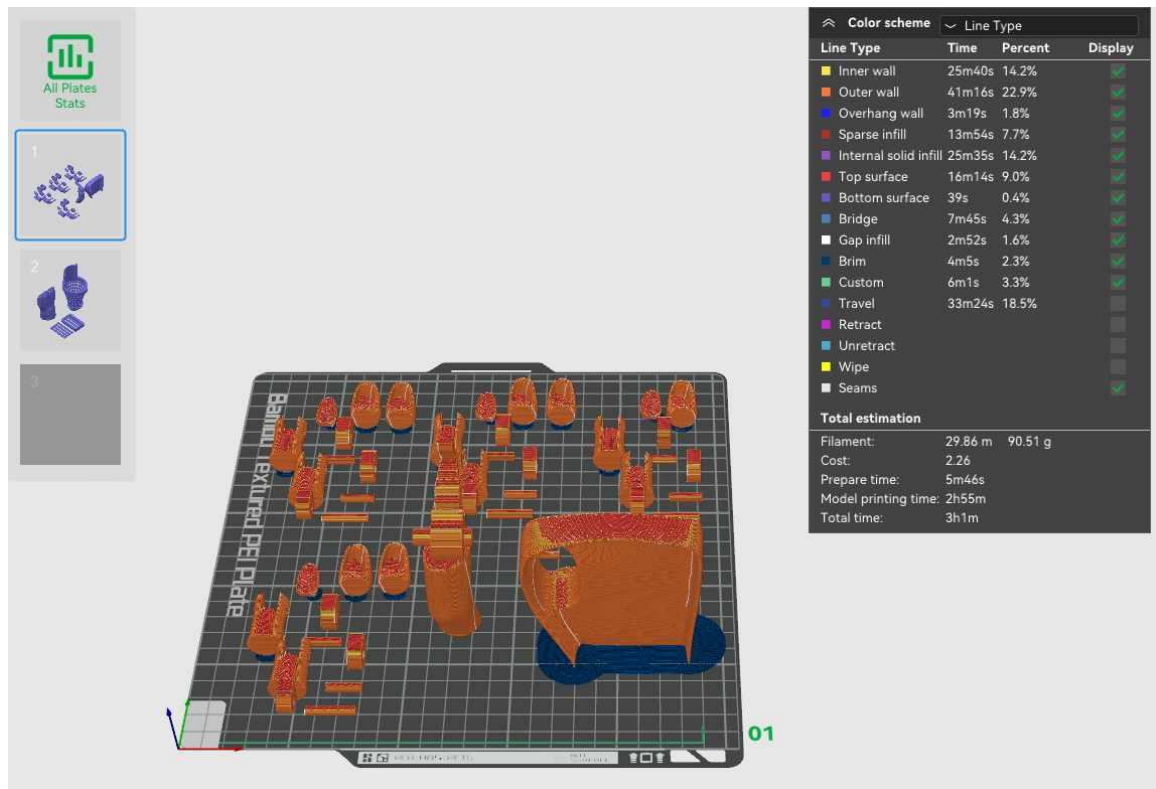
Το βάρος στα 3D εκτυπωμένα τεχνητά μέλη παίζει ζωτικό ρόλο στη λειτουργικότητα και την άνεση του χρήστη.

Η υπερβολική αύξηση του βάρους μπορεί να δυσχεράνει την κίνηση και να προκαλέσει κόπωση, ενώ ένα πολύ ελαφρύ μέλος μπορεί να μην παρέχει την απαιτούμενη στήριξη [40].

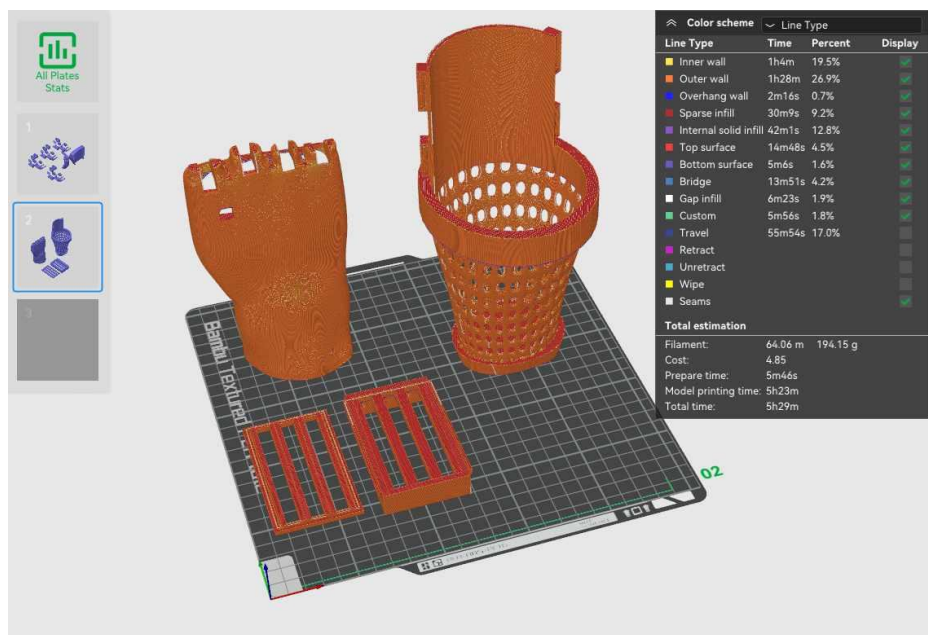
Ο υπολογισμός του βάρους και κατά κάποιο τρόπο και η επεξεργασία του στην τρισδιάστατη τεχνολογία γίνεται στο τελευταίο στάδιο του σχεδιασμού. Εφόσον ετοιμαστεί το σχέδιο θα σταλθεί σε ένα λογισμικό slicing. Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήσαμε το ευρέως διαδεδομένο UltimakerCura. Το περιβάλλον του προγράμματος φαίνεται στις Εικόνες 11.1 έως 11.3). Το Cura παίρνει το μοντέλο και μετά από επεξεργασία ( θα εξηγηθεί παρακάτω ) θα σταλθεί στην κατάλληλη μορφή στον εκτυπωτή έτσι ώστε να εκτυπώσει το μοντέλο.[15]

Τα προγράμματα slicing σου επιτρέπουν να επεξεργαστείς διάφορες παραμέτρους και κατ'επέκταση το βάρος της κατασκευής. Πρώτον επιλέγουμε το υλικό το οποίο θα χρησιμοποιηθεί και στη συνέχεια το ποσοστό πλήρωσης, το infill. Στη συνέχεια στέλνουμε το μοντέλο για slicing. Το πρόγραμμα θα μας δείξει πόσο υλικό θα χρησιμοποιηθεί και πόσο βάρος θα έχει. Στις παρακάτω εικόνες φαίνονται τα μέρη της πρόθεσης έτοιμα προς εκτύπωση στο περιβάλλον του προγράμματος. Και στην τελευταία εικόνα τα τελικά αποτελέσματα βάρους.

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

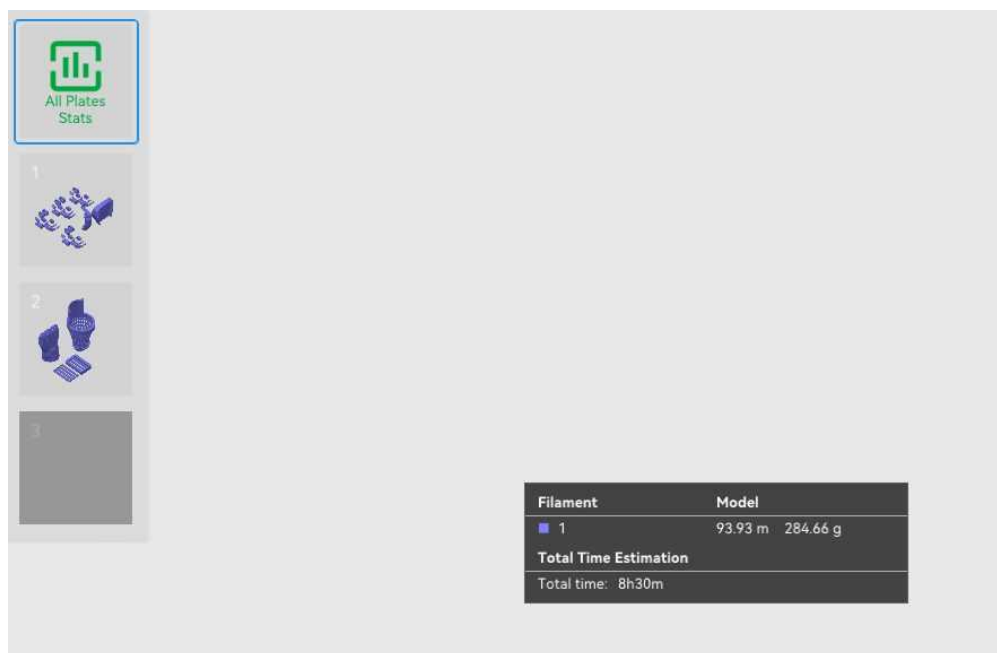


Εικόνα 11.1 Μέρη πρόθεσης στο περιβάλλον Cura: Φάλαγγες, αντίχειρας και κάτω μέρος παλάμης.



Εικόνα 11.2 Μέρη πρόθεσης στο περιβάλλον Cura : Μηχανισμός Whirlpeltree , Άνω μέρος παλάμης και θήκη.

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



*Εικόνα 11.3 Υπολογισμός βάρους μέσω προγράμματος Cura*

Το συνολικό βάρος της κατασκευής του τεχνητού μέλους ανέρχεται στα 380-400 γραμμάρια, αποτελούμενο από το κύριο μέρος της κατασκευής, που ζυγίζει 284,66 γραμμάρια, τις τροχαλίες των 15 γραμμαρίων (3 x 5 γραμμάρια), και το σερβομοτέρ που ζυγίζει μεταξύ 80 και 100 γραμμαρίων. Το κόστος της κατασκευής εξαρτάται από το υλικό εκτύπωσης: για το ABS, το οποίο κοστίζει περίπου 20 ευρώ το κιλό, το κόστος εκτύπωσης κυμαίνεται γύρω σε αυτό το ποσό, ενώ για το PLA, το κόστος είναι λίγο υψηλότερο, στα 27 ευρώ ανά κιλό. Παρότι δεν είναι εφικτό να προσδιοριστεί με απόλυτη ακρίβεια το τελικό κόστος της κατασκευής, η τιμή των υλικών και τα βάρη συνθέτουν ένα οικονομικό και ελαφρύ τεχνητό μέλος που πληροί τις προδιαγραφές που ορίστηκαν.[34]

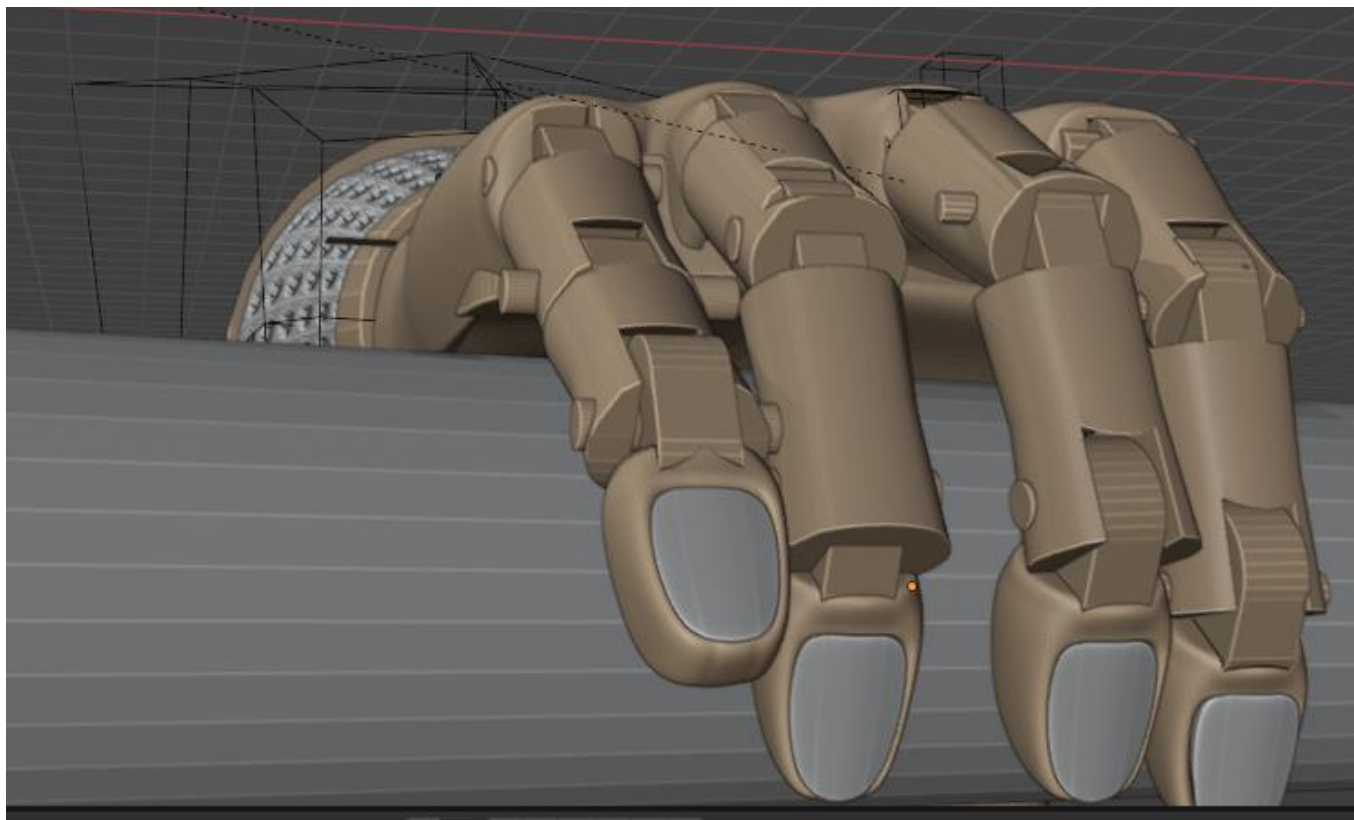
## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 12

### Οι τελικές λαβές

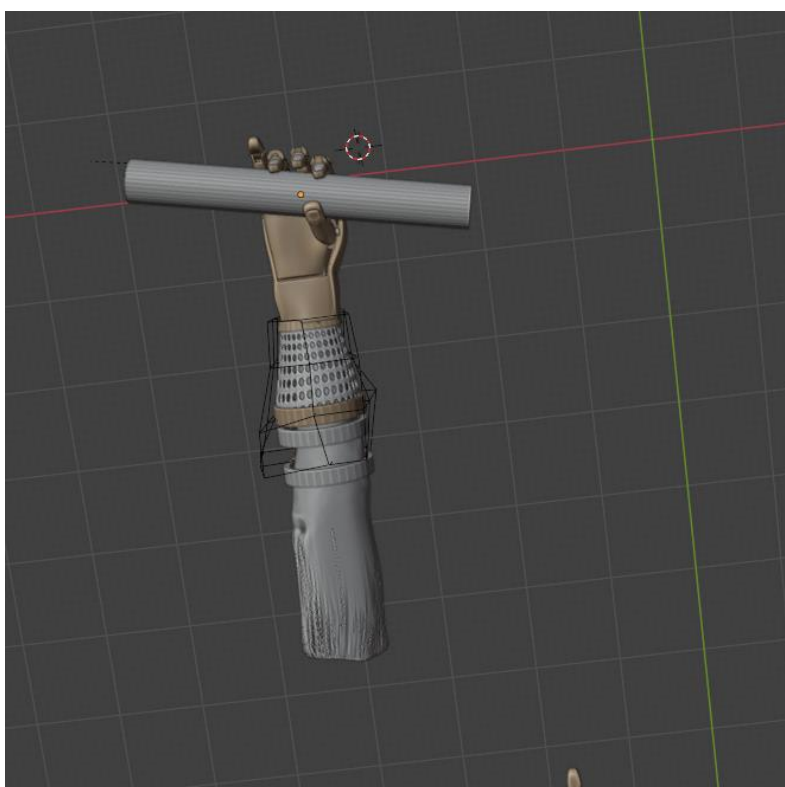
Στον παρόν κεφάλαιο παρουσιάζονται κάποιες από τις τελικές λαβές του τεχνητού χεριού, οι οποίες προσεγγίζουν τις καθημερινές κινήσεις του ανθρώπινου χεριού. Μέσω προσεκτικής σχεδίασης, το μοντέλο καταφέρνει να κρατάει αντικείμενα, όπως μπάλες, κυλίνδρους και λεπτά αντικείμενα, όπως κάρτες, με ικανοποιητικό τρόπο. Το αποτέλεσμα αυτό δείχνει μπορούν να καλυφτούν βασικές ανάγκες χειρισμού, διευκολύνοντας την καθημερινότητα για όσους το χρειάζονται. Οι δυνατότητα των βασικών λαβών φαίνεται στις Εικόνες 12.1 έως 12.7.



Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

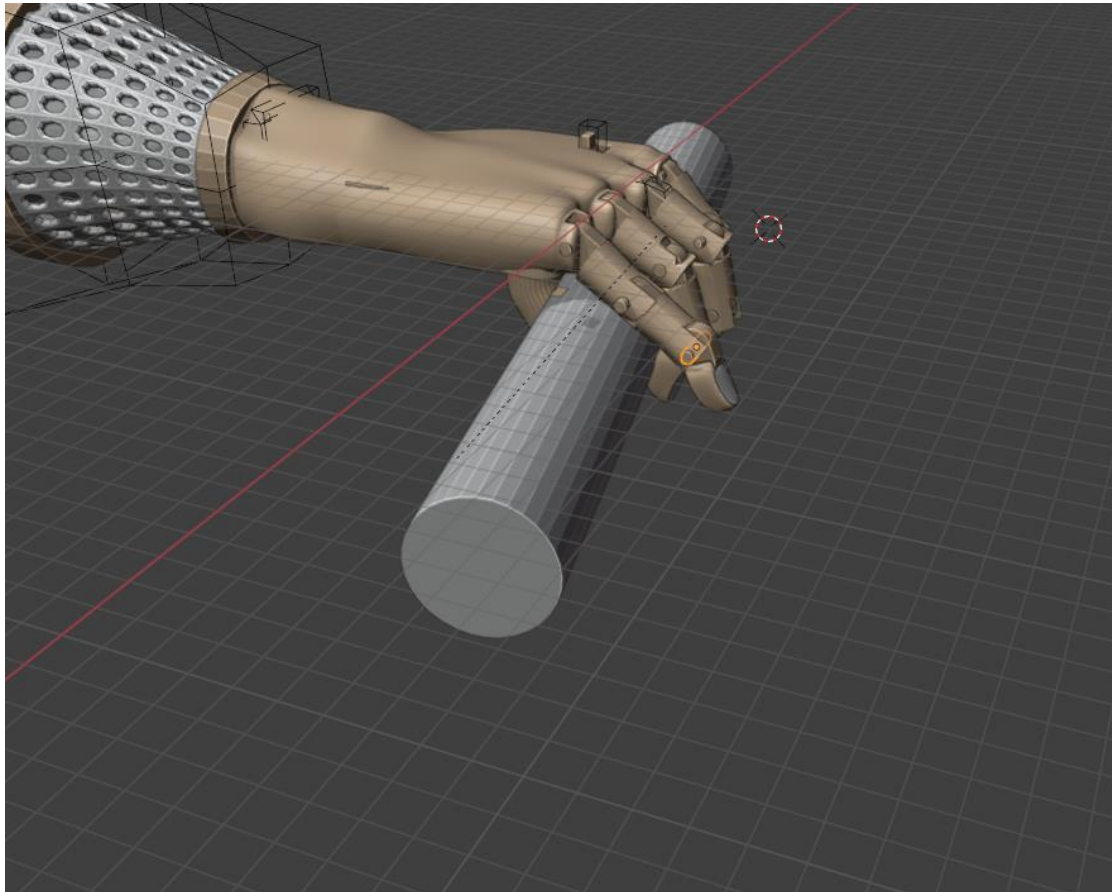


*Εικόνα12.1 Λαβή σε κυλινδρικό αντικείμενο*

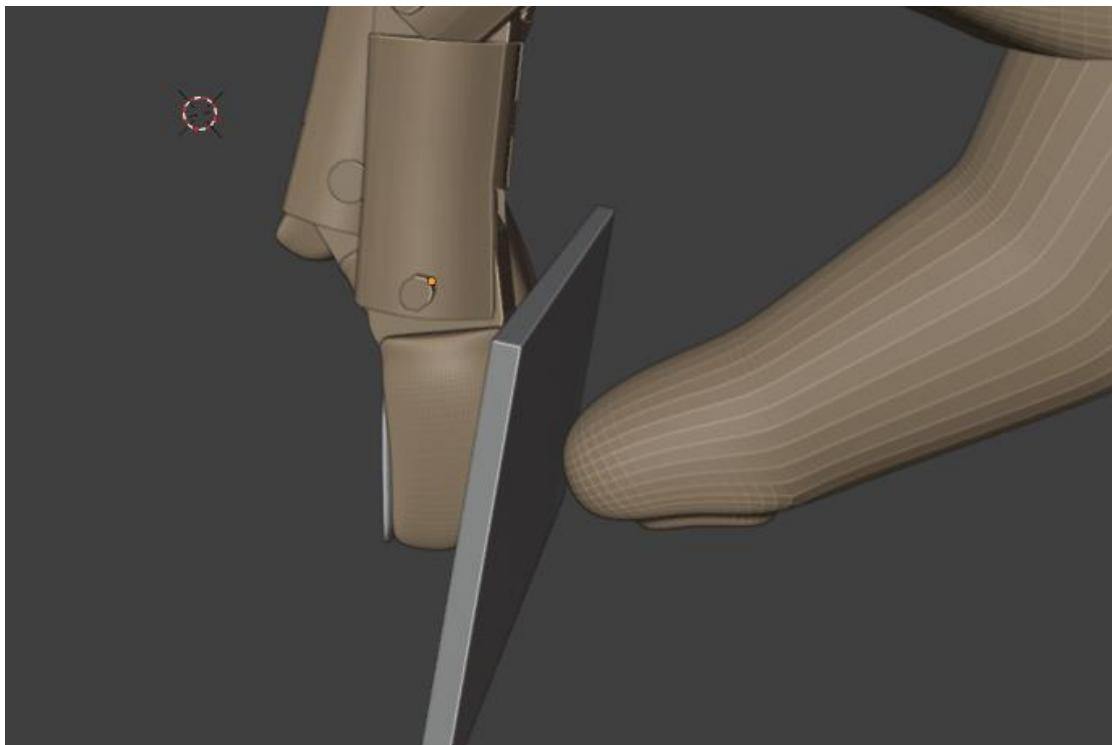


*Εικόνα 12.2 Κυλινδρική Λαβή κάτω όψη*

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

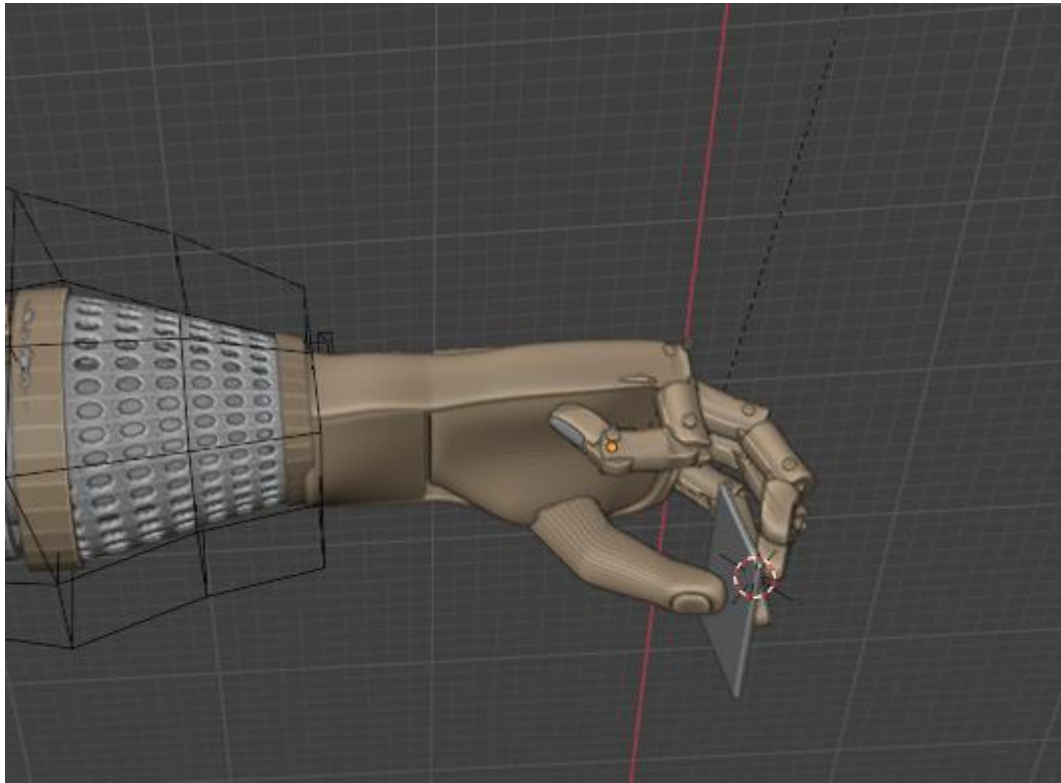


*Εικόνα 12.3 Πλάγια όψη Κυλινδρική Λαβής*

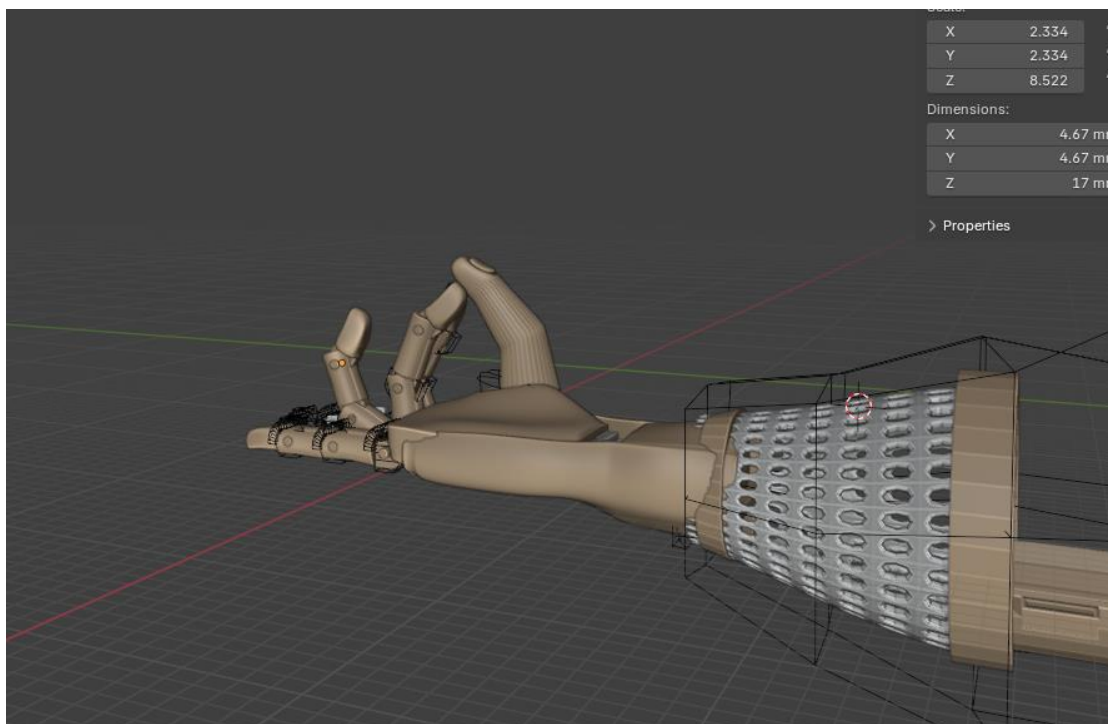


*Εικόνα 12.4 Λαβή ακριβείας*

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



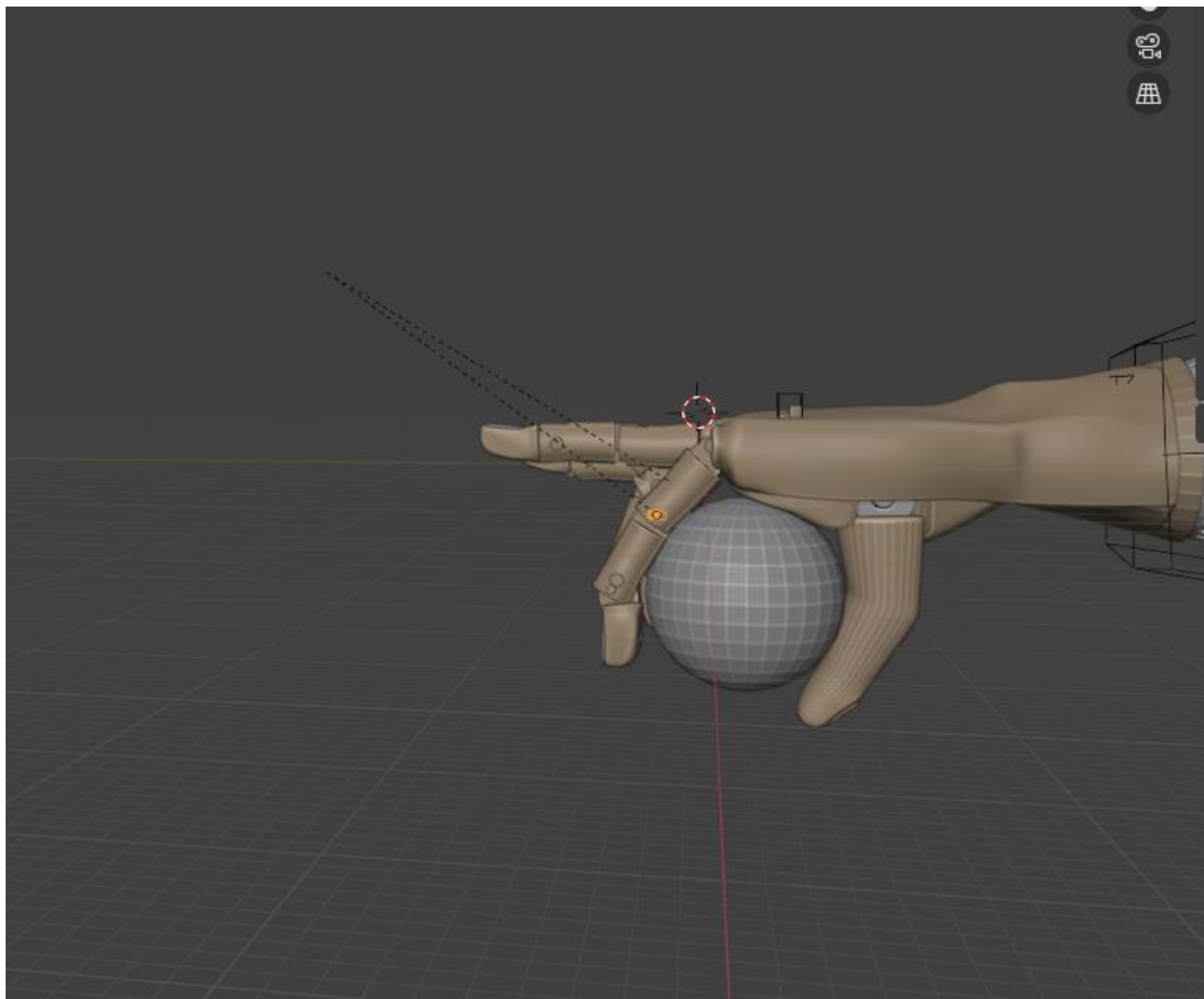
*Εικόνα 12.5 Κάτω όψη λαβή ακριβείας*



*Εικόνα 12.6 Ένωση αντίχειρα με μέσο και δείκτη*



Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία



*Εικόνα 12.7 Σφαιρική λαβή*

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

### **Συμπεράσματα – Αποτελέσματα**

Η εργασία αυτή επικεντρώθηκε στον σχεδιασμό ενός τεχνητού μέλους άνω χεριού για ακρωτηριασμό στον καρπό, με στόχο την ανάπτυξη μιας χαμηλού κόστους λειτουργικής πρόθεσης. Ένα από τα κύρια πλεονεκτήματα του σχεδιασμού είναι η ομαλή κίνηση των δακτύλων, η οποία επιτυγχάνεται μέσω του μηχανισμού Whipltree. Αυτός ο μηχανισμός επιτρέπει την κατανομή των δυνάμεων στα δάκτυλα με φυσικό τρόπο, αποφεύγοντας έτσι την ανάγκη για πολλαπλούς σερβοκινητήρες και μειώνοντας σημαντικά το βάρος. Αισθητικά, το αποτέλεσμα είναι αρκετά ικανοποιητικό, καθώς το προσθετικό μέλος είναι καλαίσθητο και λειτουργικό. Επιπλέον, ο μηχανισμός του αντίχειρα προσφέρει μεγαλύτερη σταθερότητα και βελτιώνει τις λαβές, παρέχοντας στον χρήστη αυξημένο έλεγχο στις καθημερινές δραστηριότητες. Παράλληλα, το κόστος κατασκευής παραμένει χαμηλό, εφόσον συνδυαστεί με εξαρτήματα χαμηλού κόστους, γεγονός που καθιστά την πρόθεση προσιτή. Ωστόσο, υπάρχουν ορισμένες προκλήσεις που εντοπίστηκαν, με κύρια την απουσία μηχανισμού κλειδώματος, καθώς ο μηχανισμός whipltree καταλαμβάνει όλο τον διαθέσιμο χώρο στην παλάμη. Αυτό καθιστά δύσκολη την προσθήκη μηχανισμού σταθεροποίησης. Η χρήση Arduino και σημάτων EMG όμως θα μπορούσαν να δώσουν έναν έλεγχο στην κίνηση του σερβομότορα όπου μειώνοντας την τάση θα μπορεί να κρατηθεί σε μια σταθερή θέση χωρίς να ασκηθεί πίεση στο αντικείμενο και επιπλέον χωρίς την ανάγκη συνεχούς πίεσης από τον παραλήπτη. Αυτό δυστυχώς απαιτεί περαιτέρω έρευνα και πειραματισμό για να επιτευχθεί η βέλτιστη λειτουργία.

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

## Βιβλιογραφία

1. Gaissert, N., & Rapp, S. R (2020): «Re-assessing the design needs of trans-radial amputees in product design innovation» *Wacana Seni* 19(5):61-71 DOI:[10.21315/ws2020.19.5](https://doi.org/10.21315/ws2020.19.5)
2. Beger, A., & Tempany, D. (2023): «Interphalangeal joints of the hand». Διαθέσιμο στο <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/interphalangeal-joints-of-the-hand> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)
3. Ben-Naser, A. M. (2011): «Measurement of range of motion of human finger joints using a computer vision system» .CorpusID:107158760 Διαθέσιμο στο <https://www.semanticscholar.org/paper/Measurement-of-range-of-motion-of-human-finger-a-Ben-Naser/0dc514e26bd5d3683d54722c110852a2445f564b> (τελευταία πρόσβαση 08.11.2024)
4. Luria, S., Bridgeman, J. T., & Trumble T. E., (2018): «Ανατομία και Εξέταση του Χεριού, του Καρπού, του Αντιβραχίου και του Αγκώνα». Διαθέσιμο στο [https://sportbook.gr/wp-content/uploads/2018/04/arhes-heirourgikis-heriou\\_deigma.pdf](https://sportbook.gr/wp-content/uploads/2018/04/arhes-heirourgikis-heriou_deigma.pdf) (τελευταία πρόσβαση 08.11.2024)
5. Ming-Jin Liu, Cai-Hua Xiong, Le Xiong, Xiao-Lin Huang (2016): «Biomechanical characteristics of hand coordination in grasping activities of daily living». *PLoS One* <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0146193>
6. Χρυσούλα Στούκα (2020): "Ποιότητα ζωής και κόστος αποκατάστασης ασθενών μετά από ακρωτηριασμό άκρου." *Διδακτορική Διατριβή*. Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, Τμήμα Νοσηλευτικής, Αθήνα, Ελλάδα. Διαθέσιμο στο: <https://pergamos.lib.uoa.gr/uoa/dl/object/2933082/file.pdf> (τελευταία πρόσβαση 08.11.2024)
7. Kirkup J. (2007): «A History of Limb Amputation». Springer ed. Διαθέσιμο στο: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-1-84628-509-7>
8. Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Travison TG, Brookmeyer R. (2008): "Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 89(3):422-429.
9. Zuo KJ, Olson JL. (2014): "The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation". *PlastSurg (Oakv)*. 22(1):44-51. PMID: 25152647; PMCID: PMC4128433
10. Belter JT, Dollar AM. (2011): "Performance characteristics of anthropomorphic prosthetic hands". *IEEE Int Conf Rehabil Robot*. 2011:5975476. doi:10.1109/ICORR.2011.5975476. PMID: 22275674
11. McLean, L., & Scott, R. N. (2004): "The early history of myoelectric control of prosthetic limbs (1945-1970)" *In Book Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Applications* (pp.1-15) Publisher: Springer ISBN:978-3-642-62302-8 DOI:[10.1007/978-3-642-18812-1\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-642-18812-1_1)
12. National Academies of Sciences, Engineering, and Medicine; Health and Medicine Division; Board on Health Care Services; Committee on the Use of Selected Assistive Products and Technologies in Eliminating or Reducing the Effects of Impairments; Flaubert JL, Spicer CM, Jette AM, editors. (2017) "The Promise of Assistive Technology to Enhance Activity and Work Participation". Washington (DC): National Academies Press (US); May 9. 4, Upper-Extremity Prostheses. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK453290/>
13. Lai JC, Schoen MP, Perez Gracia A, Naidu DS, Leung SW., (2007): "Prosthetic devices: challenges and implications of robotic implants and biological

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

- interfaces”. *Proc Inst Mech Eng H*. 221(2):173-83. doi: 10.1243/09544119JEIM210. PMID: 17385571.
14. Manero A, Smith P, Sparkman J, Dombrowski M, Courbin D, Kester A, Womack I, Chi A. (2019): “Implementation of 3D Printing Technology in the Field of Prosthetics: Past, Present, and Future”. *Int J Environ Res Public Health*. 16(9):1641. doi: 10.3390/ijerph16091641. PMID: 31083479; PMCID: PMC6540178.
15. Χριστίνα Ναζλίδου, Αντελίνα Μπομπάη (2015): “Τρισδιάστατη Εκτύπωση “ ΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας Σχολή Διοίκησης και Οικονομίας Τμήμα Πληροφορικής Πύργος. Διαθέσιμο στο <http://repository.library.teiwest.gr/xmlui/bitstream/handle/123456789/4739/%CE%A4%CE%A1%CE%99%CE%A3%CE%94%CE%99%CE%91%CE%A3%CE%A4%CE%91%CE%A4%CE%97%20%CE%95%CE%9A%CE%A4%CE%A5%CE%A0%CE%A9%CE%A3%CE%97%20..pdf?sequence=1&isAllowed=y> (τελευταία πρόσβαση 11.11.2024)
16. BCN3D. (2023): “The history of 3D printing in 3 phases”. Διαθέσιμο στο <https://www.bcn3d.com/the-history-of-3d-printing-when-was-3d-printing-invented/> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)
17. Explore3DPrint. (2023): “3D print infill: A comprehensive guide”. Διαθέσιμο στο <https://explore3dprint.com/iiip-3d-printer-a-comprehensive-guide-for-beginners/> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)
18. OpenBionics. Διαθέσιμο στο <https://openbionics.org/> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)
19. Jim Vinoski (2021): “Unlimited Tomorrow Cracks The Code On Robotic Arm Prosthetics”. Διαθέσιμο στο <https://www.forbes.com/sites/jimvinoski/2021/12/17/unlimited-tomorrow-cracks-the-code-on-robotic-arm-prosthetics/> (τελευταία πρόσβαση 11.11.2024)
20. Βαμβουκάς Β.(2012): "Σχεδίαση και Κατασκευή Ανθρωπόμορφου Ρομποτικού Χεριού." *Πτυχιακή Εργασία*, Τμήμα Μηχανολογίας, Σχολή Τεχνολογικών Εφαρμογών, ΤΕΙ Κρήτης, <http://hdl.handle.net/11713/8085>
21. Πανεπιστήμιο Carleton αναφορά <https://carleton.ca/accessibility-institute/wp-content/uploads/Carleton-U-Inglis-technology-report.pdf> (τελευταία πρόσβαση 08.11.2024)
22. Satriawan A, Trusaji W, Irianto D, Anshori I, Setianingsih C, Nurtriandari E, Goesasi RZ. Karla (2023): “A Simple and Affordable 3-D Printed Body-Powered Prosthetic Hand with Versatile Gripping Technology” *Designs* 7(2):37. <https://doi.org/10.3390/designs7020037>.
23. Κριτσωτάκης, Ν. (2016): “Κινηματική ανάλυση και έλεγχος κίνησης-λαβής ανθρωπόμορφου ρομποτικού χεριού”. *Πτυχιακή εργασία*, ΕΛ. ΜΕ. ΠΑ <http://hdl.handle.net/20.500.12688/4299>
24. Fletcher, M. J. “Problems in design of artificial hands”. *Orthopedic & Prosthetic Appliance Journal* pp 59-68 Διαθέσιμο στο [https://www.oandplibrary.org/op/pdf/1955\\_02\\_059.pdf](https://www.oandplibrary.org/op/pdf/1955_02_059.pdf) (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)
25. A. Harada, T. Nakakuki, M. Hikita and C. Ishii, (2010): "Robot finger design for myoelectric prosthetic hand and recognition of finger motions via surface EMG," *2010 IEEE International Conference on Automation and Logistics*, Hong Kong, China, pp. 273-278, doi: 10.1109/ICAL.2010.5585294.
26. Fletcher, M. J. “Problems in design of artificial hands. *Orthopedic & Prosthetic Appliance Journal* pp 59-68 Διαθέσιμο στο

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

[https://www.oandplibrary.org/op/pdf/1955\\_02\\_059.pdf](https://www.oandplibrary.org/op/pdf/1955_02_059.pdf) (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

27. Estay D, Basoalto A, Ardila J, Cerda M, Barraza R. (2021): "Development and Implementation of an Anthropomorphic Underactuated Prosthesis with Adaptive Grip." *Machines*. 9:209. <https://doi.org/10.3390/machines9100209>
28. Keller, M., Barnes, R. Y., & Brandt, C. (2024): "Activities of daily living with grasp types and force measurements during object manipulation". *South African Journal of Occupational Therapy*, 54(1), 15–21. Retrieved from <https://sajot.org.za/index.php/sajot/article/view/889>
29. Weiner P, Starke J, Rader S, Hundhausen F, Asfour T. (2022): "Designing Prosthetic Hands with Embodied Intelligence: The KIT Prosthetic Hands." *Neurorobot*. 16. Article 815716 <https://doi.org/10.3389/fnbot.2022.815716>
30. M. Cheng, S. Fan and L. Jiang (2019): "Design of a Highly Compliant Underactuated Prosthetic Hand," *2019 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, Dali, China, pp. 2833-2838, doi: 10.1109/ROBIO49542.2019.8961650
31. H. Tabassum, V. Saraf (2020): "A Low Cost Prosthetic Hand using Arduino and Servo Motors" *International Journal of Engineering Research & Technology* 9(7);1619-1622, ISSN 2278-0181
32. Kim, S., Yalla, S., Shetty, S., & Rosenblat, N. J. (2022): "3D printed transtibial prosthetic sockets: A systematic review". *PLOS ONE*. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0275161>.
33. Advanced Engineering Design Group, Nelson Mandela University. "Touch Hand Socket Project." *Nelson Mandela University*. Διαθέσιμο στο: <https://aedg.mandela.ac.za/Projects/Touch-Hand-Socket> (τελευταία πρόσβαση 08.11.2024)
34. Geekbuying.Creality hyper ABS 3D printing filament white. Διαθέσιμο στο <https://m.geekbuying.com/item/Creality-Hyper-ABS-3D-Printing-Filament-White-522331.html> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

## Παράρτημα Εικόνων

**Εικόνα 1.1:** Οστά Χεριού-Αθανάσιος Τσόκανος κινησιολογία

[https://eclass.uth.gr/modules/document/file.php/PE\\_U\\_117/%CE%9A%CE%B9%CE%BD%CE%B7%CF%83%CE%B9%CE%BF%CE%BB%CE%BF%CE%B3%CE%AF%CE%B18.pdf](https://eclass.uth.gr/modules/document/file.php/PE_U_117/%CE%9A%CE%B9%CE%BD%CE%B7%CF%83%CE%B9%CE%BF%CE%BB%CE%BF%CE%B3%CE%AF%CE%B18.pdf) (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

**Εικόνα 3.2:** Σωματοκινητή Πρόθεση

<https://www.oandplibrary.org/popup.asp?frmItemId=0B931D83-40E1-4363-9BAE-223AD4C612EB&frmType=image&frmId> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

**Εικόνα 3.3:** Παράδειγμα μυοηλεκτρικής πρόθεσης <https://www.wcbl.com/targeted-muscle-reinnervation/> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

**Εικόνα 4.1:** Πρόθεση Χέρι K1 <https://3dprint.com/72594/3d-systems-e-nable-k-1-hand/> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

Μελέτη και προτεινόμενος σχεδιασμός κατασκευής, μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης, άνω άκρου για χρήση σε άτομα με αναπηρία

**Εικόνα 4.2:** Πρόθεση Χέρι Raptor Reloaded <https://3d.nih.gov/entries/3DPX-000997> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

**Εικόνα 4.3:** Flexy Hand

[https://www.3dhub.gr/files/3D\\_printing\\_education\\_3DHUB.pdf](https://www.3dhub.gr/files/3D_printing_education_3DHUB.pdf) (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

**Εικόνα 4.4:** AdaHand <https://www.thingiverse.com/thing:1294517> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

**Εικόνα 4.5:** True Limb <https://myelectricsparks3306.medium.com/from-80-000-to-8-000-26-year-old-engineers-game-changing-bionic-arms-set-new-industry-standard-e3e47c5ba450> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

**Εικόνα 7.1:** Ακρωτηριασμένο άνω άκρο στο σημείο του καρπού <https://www.orthobullets.com/trauma/1052/amputations> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

**Εικόνα 7.4.8:** Ενδεικτική τομή τροχαλίας <https://zalonis.eu/rouleman-kato-kylisis-21mm> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

**Εικόνα 8.1:** Σύστημα Ratchet

[https://www.wikiwand.com/en/articles/Ratchet\\_%28device%29](https://www.wikiwand.com/en/articles/Ratchet_%28device%29) (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

**Εικόνα 9.2.1:** Σύνδεση Arduino με σερβομότορα

<https://dronebotworkshop.com/servo-motors-with-arduino/> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)

**Εικόνα 10.2.1:** Οπτική σάρωση υπολειπόμενου άκρου

<https://akhani3d.com/engineering-students-build-3d-printed-robotic-prosthetic/> (τελευταία πρόσβαση 06.11.2024)