



ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ιούλιος 2022

Σχεδίαση δυναμικού μηχανικού νάρθηκα καρπού-δακτύλων, για άτομα με κάκωση νωτιαίου μυελού στα χαμηλά αυχενικά τμήματα A5, A6, A7.

Επιμέλεια Εργασίας: Δαγκλίδη Αλεξάνδρα DP5D13021

Επιβλέπων Καθηγητής:

Βασίλειος Παπακωστόπουλος

Τριμελής Επιτροπή:

Βασίλειος Παπακωστόπουλος

Ευγένιος Σκουρμπούτης

Βασίλης Μουλιανίτης

Δηλώνω υπεύθυνα ότι η διπλωματική εργασία είναι εξ' ολοκλήρου δικό μου έργο και κανένα μέρος της δεν είναι αντιγραμμένο από έντυπες ή ηλεκτρονικές πηγές, μετάφραση από ξενόγλωσσες πηγές και αναπαραγωγή από εργασίες άλλων ερευνητών ή φοιτητών. Όπου έχω βασιστεί σε ιδέες ή κείμενα άλλων, έχω προσπαθήσει, όσο είναι δυνατόν, να το προσδιορίσω σαφώς μέσα από την χρήση αναφορών, ακολουθώντας την ακαδημαϊκή δεοντολογία.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ευχαριστώ θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Βασίλειο Παπακωστόπουλο για την σημαντική καθοδήγηση και συμπαράστασή του, καθ' όλη την διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας. Πέρα από την συμβολή του στο επιστημονικό κομμάτι της εργασίας στο οποίο μου προσέφερε χρήσιμες γνώσεις και δεξιότητες, θα ήθελα επίσης να τον ευχαριστήσω για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε και που πίστεψε σε εμένα.

Ευχαριστώ και εκτιμώ θερμά την οικογένειά μου για την αμέριστη συμπαράσταση, υποστήριξη, παρότρυνση και υπομονή που μου δείχνανε σε όλη την πορεία των προπτυχιακών σπουδών μου.

Τέλος ευχαριστώ θερμά του φίλους και συνοδοιπόρους μου όλα αυτά τα χρόνια για τις πολύτιμες στιγμές που μοιραστήκαμε σε ένα εξαιρετικό Πανεπιστήμιο και που θα με συντροφεύουν και θα έχω πάντα στην καρδιά μου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η εργασία αυτή εκπονήθηκε στο πλαίσιο του μαθήματος Διπλωματική Εργασία του Τμήματος Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων, του Πανεπιστημίου Αιγαίου. Σκοπός της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας είναι η διερεύνηση σχεδιαστικών λύσεων, στον τομέα των μηχανικών βοηθημάτων, που μπορούν να συμβάλουν στην επίτευξη πλήθους Δραστηριοτήτων Καθημερινής Ζωής (Δ.Κ.Ζ.) και κατά συνέπεια θα συνδράμουν στην ανεξαρτησία και αυτονομία ασθενών με κάκωση στον Α5, Α6 ή Α7 αυχενικό σπόνδυλο. Για την βαθύτερη κατανόηση του προβληματικού χώρου, την αναγνώριση των αναγκών του απευθυνόμενου κοινού, αλλά και τον εντοπισμό των σχεδιαστικών ευκαιριών, πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική έρευνα. Επιπλέον, συλλέχθηκαν οι απαραίτητες πληροφορίες, για την μετέπειτα αξιοποίησή τους στην σχεδιαστική διαδικασία. Πιο συγκεκριμένα πραγματοποιήθηκε συγκριτική μελέτη για τον εντοπισμό των ελάχιστων αναγκαίων αδράξεων (τέσσερις) που θα προσφέρει το υπό-σχεδίαση βοήθημα και συλλέχθηκαν μέσα από την βιβλιογραφία, τα δεδομένα που διαμόρφωσαν τα κριτήρια εργονομικού σχεδιασμού. Αξιοποιώντας τα συμπεράσματα της έρευνας, παρουσιάστηκε μια σχεδιαστική πρόταση βελτίωσης των υπάρχοντων μηχανικών βοηθημάτων που διατίθενται για άτομα με Κ.Ν.Μ και με παράλυση χεριών.

This thesis was written as part of the Diploma Thesis course of the Department of Product and Systems Design Engineering, University of Aegean. The purpose of this thesis is to find possible new design solutions of manual wrist-driven hand orthosis, that could potentially contribute to the independence and autonomy of patients with a traumatic Spinal Cord Injury (S.C.I) to the C5, C6 and C7 cervical levels. For a deeper understanding of the needs and requirements of the target group and the design opportunities, a literature review was conducted. More specifically, a comparative study was carried out, to identify the minimum necessary grasps (four) that the manual orthosis should offer and also a useful set of information was collected, to form the ergonomic criteria of the design process. Based on the knowledge and conclusions obtained from the research, a design proposal was presented to improve existing manual wrist-driven hand orthosis, available for patients with S.C.I. and hand paralysis.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	4
1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	11
1.1 ΣΚΟΠΟΣ.....	12
1.2 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΚΗ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΗ.....	13
1.3 ΔΟΜΗ ΕΡΓΑΣΙΑΣ.....	14
1.3.1 ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΙΚΟΥ ΧΩΡΟΥ.....	14
1.3.2 ΣΥΛΛΟΓΗ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΩΝ.....	14
1.3.3 ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΩΝ ΛΥΣΕΩΝ.....	14
1.3.4 ΑΞΙΟΛΟΓΙΣΗ ΛΥΣΕΩΝ ΚΑΙ ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑΚΟΣ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ.....	14
2 ΚΑΚΩΣΗ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ (ΚΝΜ).....	16
2.1 ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ.....	16
2.2 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΠΑΘΗΣΗΣ.....	17
2.3 Κ.Ν.Μ. ΚΑΙ ΧΕΡΙΑ.....	18
2.3.1 ΕΠΙΠΕΔΟ Κ.Ν.Μ. ΚΑΙ ΚΙΝΗΤΙΚΟΤΗΤΑ ΧΕΡΙΩΝ.....	18
2.3.2 ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ ΧΕΡΙΟΥ ΜΕ Κ.Ν.Μ.....	19
2.4 Κ.Ν.Μ. ΚΑΙ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΕΣ ΚΑΘΗΜΕΡΙΝΗΣ ΖΩΗΣ (Δ.Κ.Ζ.).....	23
2.4.1 ΣΙΤΙΣΗ.....	24
2.4.2 ΠΡΟΣΩΠΙΚΗ ΥΓΙΕΙΝΗ.....	24
2.4.3 ΕΝΔΥΣΗ.....	24
2.4.4 ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΗ ΚΙΝΗΤΙΚΟΤΗΤΑ.....	24
2.4.5 ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΩΜΑΤΙΚΩΝ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΩΝ.....	25
2.5 Κ.Ν.Μ. ΚΑΙ ΨΥΧΟ-ΚΟΙΝΩΝΙΚΕΣ ΕΠΙΠΤΩΣΕΙΣ.....	25
2.6 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΕΦΑΛΑΙΟΥ.....	26
3 ΕΠΙΣΚΟΠΙΣΗ ΣΧΕΔΙΑΣΤΙΚΩΝ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΕΩΝ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ ΒΟΗΘΗΜΑΤΩΝ ΑΝΩ ΑΚΡΩΝ.....	26
3.1 ΣΤΑΤΙΚΑ ΒΟΗΘΗΜΑΤΑ.....	26
3.2 ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΒΟΗΘΗΜΑΤΑ.....	29
3.3 ΡΟΜΠΟΤΙΚΑ ΒΟΗΘΗΜΑΤΑ.....	33
3.3.1 ΒΟΗΘΗΜΑΤΑ ΜΕ ΕΞΩΤΕΡΙΚΟ ΕΛΕΓΧΟ.....	33
3.3.2 ΕΛΕΓΧΟΣ ΜΕ EMG.....	35
3.3.3 ΕΛΕΓΧΟΣ ΜΕ EEG.....	37

3.4	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΕΦΑΛΑΙΟΥ.....	40
4	ΕΡΓΟΝΟΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΔΡΑΞΕΩΝ.....	41
4.1	ΚΑΤΗΓΟΡΙΟΠΟΙΗΣΗ ΜΟΤΙΒΩΝ ΧΕΙΡΙΣΜΟΥ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΩΝ.....	41
4.2	ΚΑΤΗΓΟΡΙΟΠΟΙΗΣΗ ΑΔΡΑΞΕΩΝ.....	42
4.3	ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΧΡΗΣΗΣ ΑΔΡΑΞΕΩΝ.....	45
4.3.1	ΑΔΡΑΞΕΙΣ ΣΤΗΝ ΚΑΘΗΜΕΡΙΝΗ ΖΩΗ.....	45
4.3.2	ΑΔΡΑΞΕΙΣ ΣΤΗΝ ΡΟΜΠΟΤΙΚΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΚΑΙ ΣΤΑ ΡΟΜΠΟΤΙΚΑ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΒΟΗΘΗΜΑΤΑ.....	53
4.4	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΕΦΑΛΑΙΟΥ.....	56
5	ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΕΡΓΟΝΟΜΙΚΟΥ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ.....	57
5.1	ΕΥΡΗ ΚΙΝΗΣΗΣ ΧΕΡΙΟΥ.....	57
5.1.1	ΟΥΔΕΤΕΡΗ ΘΕΣΗ.....	57
5.1.2	ΔΑΚΤΥΛΑ.....	57
5.1.3	ΚΑΡΠΟΣ.....	58
5.1.4	ΑΔΡΑΞΕΙΣ.....	58
5.2	ΒΑΡΟΣ ΒΟΗΘΗΜΑΤΟΣ.....	59
5.3	ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΟΤΗΤΑ.....	59
5.3.1	ΦΥΣΙΚΟΤΗΤΑ ΚΙΝΗΣΗΣ.....	60
5.3.2	ΗΧΟΣ.....	60
5.3.3	ΟΓΚΟΣ.....	60
5.3.4	ΥΛΙΚΟ.....	60
5.4	ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΤΙΚΟΤΗΤΑ ΔΙΑΣΤΑΣΕΩΝ-ΜΟΡΦΗΣ.....	60
5.5	ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΧΕΡΙΟΥ.....	61
5.6	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΕΦΑΛΑΙΟΥ.....	62
6	ΟΡΙΣΤΙΚΗ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΕΡΓΟΥ.....	63
6.1	BRIEF.....	63
6.2	ΑΠΕΥΘΥΝΟΜΕΝΟ ΚΟΙΝΟ ΕΡΓΑΛΕΙΟ S-T-P.....	63
6.2.1	ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΑΠΕΥΘΥΝΟΜΕΝΟ ΚΟΙΝΟ.....	63
6.2.2	ΧΩΡΟΘΕΤΗΣΗ ΑΝΤΑΓΩΝΙΣΤΙΚΟ ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑ.....	65
6.2.3	ΣΤΟΧΕΥΣΗ ΣΤΡΑΤΗΓΙΚΗ ΣΤΟΧΕΥΣΗΣ.....	66
6.3	ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΑΠΑΙΤΗΣΕΙΣ.....	67

6.4	ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΕΣ ΣΧΕΔΙΑΣΗΣ.....	70
6.5	ΣΥΛΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΣΧΕΔΙΑΣΗΣ.....	73
6.6	ΙΔΕΑΣΜΟΣ.....	80
6.6.1	ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΚΑΡΠΟΥ ΣΤΑ ΔΑΚΤΥΛΑ.....	80
6.6.2	ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΡΥΘΜΙΣΗΣ ΤΡΙΠΟΔ ΑΔΡΑΞΗΣ.....	80
6.6.3	ΝΗΜΑΤΑ ΔΑΚΤΥΛΩΝ.....	82
6.6.4	ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΚΑΙ ΑΦΑΙΡΕΣΗ.....	83
7	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΞΕΛΙΞΗ.....	85
8	ΠΗΓΕΣ.....	87
9	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....	90
9.1	Κ.Ν.Μ. ΑΝΑ ΦΥΛΕΤΙΚΗ ΟΜΑΔΑ.....	90
9.2	ΑΙΤΙΟΛΟΓΙΑ Κ.Ν.Μ.....	90
9.3	ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑ ΑΥΧΕΝΙΚΟ ΣΠΟΝΔΥΛΟ Κ.Ν.Μ.....	90
9.4	ΝΕΥΡΟΛΟΓΙΚΗ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΒΛΑΒΗΣ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ (ASIA, American Spinal Injury Association) ΑΝΑ ΑΥΧΕΝΙΚΟ ΣΠΟΝΔΥΛΟ Κ.Ν.Μ.....	91
9.5	ΟΙΚΟΓΕΝΙΑΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΤΗΝ ΠΕΡΙΟΔΟ Κ.Ν.Μ.....	91
9.6	ΟΙΚΟΓΕΝΕΙΑΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΑΝΑ ΕΤΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ Κ.Ν.Μ.....	92
9.7	ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΙΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΑΝΑ ΕΤΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ Κ.Ν.Μ.....	93
9.8	ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΙΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ (κωδικοί απογραφής θέσεων εργασίας) ΑΝΑ ΕΤΟΣ ΜΕΤΑ ΤΗΝ Κ.Ν.Μ.....	94
9.9	ΕΤΗΣΙΟ ΟΙΚΟΓΕΝΕΙΑΚΟ ΕΙΣΟΔΗΜΑ ΑΝΑ ΕΤΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ Κ.Ν.Μ.....	95
9.10	ΤΟΠΟΣ ΚΑΤΟΙΚΙΑΣ ΑΝΑ ΕΤΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ Κ.Ν.Μ.....	95

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1 Στατικά βοηθήματα ανά δραστηριότητα	27
Πίνακας 2 Δ.Κ.Ζ. μελέτης των Vergara et al. (2014).....	47
Πίνακας 3 Τύποι άδραξης μελέτης Vergara et al. (2014) και αντιστοίχιση με την κατηγοριοποίηση των Feix et al., 2016.....	48
Πίνακας 4 Πίνακας 4 Καθημερινός χρόνος χρήσης χεριών ανά Δ.Κ.Ζ. Vergara et al. (2014)	49
Πίνακας 5 Πίνακας συχνότητας και διάρκειας χρήσης αδράξεων Vergara et al. (2014)	50
Πίνακας 6 Αποτελέσματα σύγκρισης ερευνών Bullock, Zheng, et al.(2013) και Vergara et al.(2014)	51
Πίνακας 7 Έξι πιο συχνές αδράξεις της έρευνας των Bullock, Zheng, et al.(2013).....	51
Πίνακας 8 Σύγκριση Αριστερά: Lum και Pinch άδραξης και Δεξιά: Finger Extension και Precision Disc.....	52
Πίνακας 9 Σύγκριση IntPP και Obl αδράξεων με την Cyl	52
Πίνακας 10 Διαμορφωμένος πίνακας αποτελεσμάτων σύγκρισης, ιεραρχημένος βάση Vergara et al. (2014).....	53
Πίνακας 11 Διαμορφωμένος πίνακας αποτελεσμάτων σύγκρισης, ιεραρχημένος βάση Bullock, Zheng, et al.(2013).....	53
Πίνακας 12 Περιγραφή ρομποτικών βοηθημάτων και προσθετικών άκρων.....	54
Πίνακας 13 Τέσσερις πιο συχνές αδράξεις	56
Πίνακας 14 Τμηματοποίηση προφίλ δυνητικών χρηστών	64
Πίνακας 15 Περιγραφή τριών καταλληλότερων προφίλ χρηστών.....	64
Πίνακας 16 Συσχετισμός χαρακτηριστικών προφίλ και αξίας του προϊόντος.....	66
Πίνακας 17 Λειτουργικές απαιτήσεις ανά κεφάλαιο έρευνας	69
Πίνακας 18 Λίστα βασικών περιορισμών και προδιαγραφών σχεδίασης.....	70
Πίνακας 19 Εργαλείο QFD (Quality Function Deployment)	71
Πίνακας 20 Ιεραρχημένες προδιαγραφές σχεδίασης όπως προέκυψαν από το QFD εργαλείο ...	72
Πίνακας 21 Συσχετίσεις μεταξύ των προδιαγραφών.....	72
Πίνακας 22 Μηχανισμοί δακτύλων ρομποτικών προσθετικών άκρων.....	76

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1 Επίπεδα KNM	17
Εικόνα 2 Διαφορά μεταξύ πλήρους και ατελούς KNM	17
Εικόνα 3 Σημαντικότητα αποκατάστασης δυσλειτουργιών ατόμων με τετραπληγία (Anderson, 2004).....	18
Εικόνα 4 Βασικές λειτουργίες του νωτιαίου μυελού ανά αυχενικό τμήμα.....	18
Εικόνα 5 Τύποι προετοιμασίας άδραξης (Curtin,, 1999).....	20
Εικόνα 6 Μηχανισμός Τενόδεσης (Tenodesis grasp)	21
Εικόνα 7 Ανεπιτυχής MT κατά την κάμψη του καρπού.....	22
Εικόνα 8 Ανεπιτυχής MT κατά την έκταση του καρπού.....	22
Εικόνα 9 Παραδείγματα χρήσης μεθόδου "πλεξίματος"	22
Εικόνα 10 Παραδείγματα χρήσης δύο χεριών	23
Εικόνα 11 Παραδείγματα χρήσης μεθόδου μέγιστης έκτασης.....	23
Εικόνα 12 Νευρολογική ταξινόμηση βλάβης νωτιαίου μυελού (ASIA, American Spinal Injury Association)	29
Εικόνα 13 Παράδειγμα WHO (Wist-Driven Hand Orthosis)	30
Εικόνα 14 Tripod άδραξη WHO (Wrist-driven Hand Orthosis).....	30
Εικόνα 15 WHO για άτομα με βαθμό 3+ δύναμης έκτασης καρπού (Hsu et al., 2008).....	31
Εικόνα 16 Περιγραφή μηχανισμού WHO.....	31
Εικόνα 17 Ratchet-style WHO για άτομα με βαθμό 3- δύναμης έκτασης καρπού (Hsu et al., 2008)	32
Εικόνα 18 Wrist-Action WHO για άτομα με ελλιπή δύναμη έκτασης καρπού (Hsu et al., 2008)	32
Εικόνα 19 Dynamic dorsal WHO για άτομα με έντονη κάμψη χεριού (Hsu et al., 2008)	32
Εικόνα 20 Ρομποτικό βοήθημα Neo Mano	34
Εικόνα 21 Ρομποτικό βοήθημα Exo-Glove.....	35
Εικόνα 22 Περιγραφή διαδικασίας χρήσης EMG τεχνολογίας για έλεγχο ρομποτικού προσθετικού άκρου	35
Εικόνα 23 Ρομποτικό βοήθημα EMG τεχνολογίας, TenoExo.....	36
Εικόνα 24 Headset EEG τεχνολογίας	37
Εικόνα 25 Περιγραφή διαδικασίας χρήσης της EEG τεχνολογίας.....	38
Εικόνα 26 Σχεδιαστικές προσεγγίσεις.....	40
Εικόνα 27 Κατευθύνσεις δύναμης στην (a) Δακτυλική (b) Παλαμιαία (c) Πλευρική άδραξη στους άξονες (d), (Feix 2016).....	42
Εικόνα 28 Ταξινόμηση αδράξεων (Feix, 2016)	43
Εικόνα 29 Λίστα αδράξεων (Feix, 2016)	44
Εικόνα 30 Αποτελέσματα έρευνας αδράξεων (Bullock, 2013).....	45
Εικόνα 31 Συχνότητα και διάρκεια χρήσης αδράξεων (Bullock, 2013) (Αριστερά: ιεράρχηση ανά Νο., Δεξιά: ιεράρχηση ανά Συχνότητα)	46
Εικόνα 32 Ουδέτερη θέση χεριού	57
Εικόνα 33 Εύρος κίνησης φαλαγγών δακτύλων (Lee, 2015)	57

Εικόνα 34 Εύρη κίνησης καρπού κατά την εκτέλεση καθημερινών δραστηριοτήτων (Hsu & Michael, 2008)	58
Εικόνα 35 Φυσιολογικά εύρη κίνησης καρπού (Wiley, 2003).....	58
Εικόνα 36 Εύρη κίνησης φαλαγγών δακτύλων ανά τύπο άδραξης (Lee, 2015)	58
Εικόνα 37 Επιτρεπτά και μέγιστα εύρη ακριβούς άδραξης (Eastman Kodak Co. 1983).....	59
Εικόνα 38 Επιτρεπτά και μέγιστα εύρη δυνατής άδραξης (Eastman Kodak Co. 1983)	59
Εικόνα 39 Περιγραφή κίνησης προσαρμογής σχήματος άδραξης.....	60
Εικόνα 40 Περιγραφή κίνησης προετοιμασίας για άδραξη.....	60
Εικόνα 41 Παραδείγματα ναρθηκών με velcro για προσαρμογή στο χέρι.....	61
Εικόνα 42 Διάγραμμα αποδόμησης προβληματικού χώρου	67
Εικόνα 43 Αποδόμηση κεφαλαίου 5, Εργονομική έρευνα.....	70
Εικόνα 44 Τέσσερις βασικές δυνατότητες άδραξης.....	73
Εικόνα 45 Διάσπαση χεριού σε 4 ανεξάρτητα μέρη	73
Εικόνα 46 Περιγραφή κίνησης αρθρώσεων MT	74
Εικόνα 47 Περιγραφή άκαμπτου (αριστερά) και εύκαμπτου μηχανισμού (δεξιά).....	74
Εικόνα 48 Μακέτα άκαμπτου μηχανισμού μεταφοράς κίνησης από τον καρπό στην πρώτη φάλαγγα δακτύλου	75
Εικόνα 49 Εύκαμπτος μηχανισμός με τοποθέτηση στο πάνω μέρος του χεριού	75
Εικόνα 50 Εύκαμπτος μηχανισμός με τοποθέτηση στο πάνω και στο κάτω μέρος του χεριού .	75
Εικόνα 51 Δοκιμές τρισδιάστατου σχεδιασμού μηχανισμών.....	77
Εικόνα 52 Κινηματικές προσομοιώσεις μηχανισμών.....	77
Εικόνα 53 Πρόβλημα όγκου WHO βοηθημάτων	78
Εικόνα 54 Προβλήματα άκαμπτου μηχανισμού δακτύλων.....	78
Εικόνα 55 Τρεις όψεις μακέτας	78
Εικόνα 56 Βέλτιστη τοποθέτηση νήματος στα δακτυλίδια της μακέτας Α) για έκταση και Β) για κάμψη του δακτύλου.....	79
Εικόνα 57 Άκαμπτος μηχανισμός μακέτας Α) σε κάμψη και Β) σε έκταση καρπού.....	79
Εικόνα 58 Μακέτα Α) σε κάμψη και Β) έκταση καρπού.....	79
Εικόνα 59 Αρχιτεκτονική μηχανισμού μηχανικού βοηθήματος.....	80
Εικόνα 60 Σχέδιο 1 ^ο για ρύθμιση tripod άδραξης	81
Εικόνα 61 Γρανάζια 2 ^{ου} σχεδίου για ρύθμιση tripod άδραξης	81
Εικόνα 62 Σχέδιο 2 ^ο για ρύθμιση tripod άδραξης.....	82
Εικόνα 63 Νήματα μηχανικού βοηθήματος	83
Εικόνα 64 Τοποθέτηση μηχανικού βοηθήματος	83
Εικόνα 65 Όψεις μηχανικού βοηθήματος	84

1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η στάση της κοινωνίας απέναντι στα άτομα με ειδικές ανάγκες έχει αλλάξει ριζικά τα τελευταία χρόνια. Μέχρι και την δεκαετία του '30 αυτή η ομάδα ανθρώπων δεχόταν πολύ απάνθρωπη και σκληρή αντιμετώπιση, αφού θεωρούνταν ελλαττωματική, κοινωνικά «άχρηστη» και ανίκανη να επιβιώσει χωρίς να την παροχή εξειδικευμένων ιδρυμάτων και ειδικής φροντίδας. Τα άτομα αυτά εγκαταλείπονταν σε ιδρύματα που ακόμα και εκεί δεχόντουσαν κακοποίηση, γινόντουσαν πειραματόζωα και τους στερούνταν κάθε αυτονόητο για τα σημερινά δεδομένα, δικαίωμα. Από τις πιο ακραίες εκδηλώσεις τέτοιων αντιλήψεων, ήταν η έκδοση, το 1935, του βιβλίου «Man the Unknown», του βραβευμένου με Νόμπελ Δρ. Alexis Carrel, στο οποίο προτείνει την ευθανασία αυτών των ανθρώπων με την χρήση ειδικών αερίων. Αργότερα, εν μέσω Β' Παγκοσμίου Πολέμου (1939), ξεκίνησε το πρόγραμμα Aktion T4, με διαταγή του Αδόλφου Χίτλερ και δικτάτορα των Ναζί, που μέχρι και το 1941 είχε θανατώσει 908 «ζωές ανάξιες για ζωή», όπως χαρακτήριζε τα άτομα με ειδικές ανάγκες. Στα μέσα όμως του 19^{ου} αιώνα, λόγω της αύξηση των περιστατικών αναπηρίας, ως συνέπεια του Β' Παγκοσμίου Πολέμου, ιδρύθηκε το πρώτο ίδρυμα υποστήριξης των δικαιώματα ατόμων με ειδικές ανάγκες. Αυτό το γεγονός ακολούθησε μια μεγάλη αλλαγή στην αντιμετώπιση και διαχείριση αυτών των ανθρώπων εστιάζοντας στην αποκατάσταση και την κοινωνική επανένταξή τους και όχι στην περιθωριοποίηση και τον εγκλεισμό τους σε ιδρύματα, όπως συνέβαινε μέχρι τότε. Ταυτόχρονα ξεκίνησε προσπάθεια κατανόησης των διαφόρων ειδών αναπηρίας και εύρεσης των κατάλληλων τρόπων θεραπείας, ενώ ακόμη ξεκίνησαν να γίνονται διακηρύξεις και νομοθετικές πράξεις υπέρ τους. Για την συνεισφορά λοιπόν στις προσπάθειες αλλαγής και την εξυπηρέτηση του σκοπού της βέλτιστης αποκατάστασης και λειτουργικής συμμετοχής ανθρώπων με ειδικές ανάγκες χρειάζονται προσαρμογές και προϋποθέσεις, που πρέπει αρχικά να παρέχονται σε κοινωνικό και στην συνέχεια σε ατομικό επίπεδο. Θα πρέπει δηλαδή, να προσφέρονται τα κατάλληλα εργαλεία και οι κατάλληλες συνθήκες για την συμμετοχή αυτών ατόμων. Όπως για παράδειγμα θεωρείται βασική προϋπόθεση η τοποθέτηση ειδικών ραμπών για την προσβασιμότητα αυτών των ανθρώπων (π.χ. στην εργασία τους, στην κοινωνικές δραστηριότητες, στις δημόσιες υπηρεσίες κ.λπ.), έτσι με το ίδιο τρόπο θα πρέπει να τους προσφέρονται και τα απαραίτητα μέσα για την επίτευξη δραστηριοτήτων. Για τα άτομα με Κάκωση Νωτιαίου Μυελού (Κ.Ν.Μ.) και με παράλυση των άνω άκρων, τέτοιου είδους εργαλεία είναι τα βοηθήματα χεριών που τους επιτρέπουν να αυξήσουν την λειτουργικότητά τους και κατά συνέπεια να ενισχύσουν τις ικανότητές τους και την αυτονομία τους. Η προσπάθεια ανάπτυξης περεταίρω σχεδιαστικών, λύσεων ώστε να καλυφθούν πλήρως οι ανάγκες και οι προϋποθέσεις κοινωνικής συμμετοχής και συνεισφοράς των ατόμων με Κ.Ν.Μ., αποτελεί διηνεκές στόχο και προς αυτή την κατεύθυνση εντάσσεται και η παρούσα διπλωματική εργασία.

1.1 ΣΚΟΠΟΣ

Βασικός σκοπός της εργασίας είναι η διερεύνηση σχεδιαστικών λύσεων που μπορούν να συμβάλουν στην επίτευξη πλήθους Δραστηριοτήτων Καθημερινής Ζωής (Δ.Κ.Ζ.) και κατά συνέπεια θα συνδράμουν στην ανεξαρτησία και αυτονομία ασθενών με κάκωση στον Α5, Α6 ή Α7 αυχενικό σπόνδυλο. Πιο συγκεκριμένα, κρίνεται απαραίτητη η επίτευξη τεσσάρων στόχων. Ο πρώτος στόχος αφορά την κατανόηση της πάθησης Κάκωσης Νωτιαίου Μυελού (Κ.Ν.Μ.) και τις επιπτώσεις της στην λειτουργική κινητικότητα των χεριών, την εκτέλεση Δ.Κ.Ζ. και την ψυχολογία των ασθενών, όπως επίσης και την κατανόηση και καταγραφή των αναγκών των χρηστών. Ο δεύτερος στόχος αφορά την επισκόπηση των διαφόρων σχεδιαστικών προσεγγίσεων αντίστοιχων βοηθημάτων για την αναγνώριση των σχεδιαστικών ευκαιριών, κατευθύνσεων και αποφάσεων. Ο τρίτος στόχος αφορά την συλλογή των απαραίτητων δεδομένων, που θα διαμορφώσουν τις εργονομικές προδιαγραφές και περιορισμούς. Τέλος, ο τέταρτος στόχος αφορά την αξιοποίηση όλων δεδομένων, ευκαιριών και συμπερασμάτων, για επιτυχημένη ανάπτυξη μιας σχεδιαστικής λύσης που θα ικανοποιεί τις αναγνωρισμένες ανάγκες του απευθυνόμενου κοινού.

1.2 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΚΗ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΗ

Οι Dieter & Schmidt (2013) προσεγγίζουν την σχεδίαση ως μια διαδικασία επίλυσης προβλημάτων που αποτελείται από πέντε βασικά στάδια:

1. Προσδιορισμό του προβλήματος
2. Συλλογή πληροφοριών
3. Δημιουργία εναλλακτικών λύσεων
4. Αξιολόγηση των εναλλακτικών και λήψη αποφάσεων
5. Λεπτομερειακός σχεδιασμός

Παρόλο που το πρώτο στάδιο **προσδιορισμού του προβλήματος** αποτελεί φαινομενικά το μικρότερο τμήμα της σχεδιαστικής διαδικασίας, είναι ίσως το πιο σημαντικό καθώς προσφέρει σημαντική και λεπτομερή γνώση σχετικά με το πρόβλημα και τις ανάγκες του απευθυνόμενου κοινού, αποτρέποντας πιθανές εσφαλμένες παραδοχές και λάθη που μπορεί να προκύψουν στα επόμενα στάδια, με επιπτώσεις, στο κόστος, στην ποιότητα και το χρονοδιάγραμμα της σχεδίασης. Κατόπιν είναι απαραίτητη η **συλλογή των κατάλληλων πληροφοριών** σχετικά με τον προβληματικό χώρο που μελετάται και αποτελεί σημαντικό βήμα της σχεδιαστικής διαδικασίας ιδιαίτερα στις περιπτώσεις όπου ο σχεδιαστής δεν έχει αντίστοιχη εμπειρία. Μέσα από την πληθώρα πληροφοριών που είναι διαθέσιμη, συλλέγεται η πιο εξειδικευμένη, ακριβής και σύγχρονη, προκειμένου να προσδιοριστεί αξιόπιστα η χρήση και εφαρμογή αυτών των πληροφοριών κατά την σχεδίαση. Στο τρίτο στάδιο **δημιουργίας εναλλακτικών λύσεων** είναι απαραίτητη η χρήση εργαλείων ανάπτυξης ιδεών, η ανάπτυξη ποιοτικής συλλογιστικής, η εφαρμογή φυσικών αρχών και η ικανότητα εύρεσης και αξιοποίησης πληροφοριών. Για την **αξιολόγηση των εναλλακτικών** λύσεων είναι απαραίτητη η χρήση συστηματικών και αναλυτικών μεθόδων προκειμένου να ληφθούν αποφάσεις σχετικά με την επιλογή του κατάλληλου σχεδίου με την βέλτιστη απόδοση. Τέλος στο στάδιο του **λεπτομερειακού σχεδιασμού** καθορίζεται η αρχιτεκτονική του προϊόντος, το υλικό και η μέθοδος κατασκευής και εκτιμάται το κόστος και ο χρόνος παραγωγής.

Οι Dieter & Schmidt (2013) επισημαίνουν πως στην συγκεκριμένη μεθοδολογία δεν ακολουθείται απαραίτητα την γραμμική συνέχεια με την οποία περιγράφεται. Η φύση της σχεδίασης χαρακτηρίζεται από ανατροφοδότηση νέων πληροφοριών σε προηγούμενα στάδια με αποτέλεσμα να υπάρχει επαναληπτικότητα μεταξύ του προσδιορισμού του προβλήματος και των επιμέρους λύσεων. Το φαινόμενο αυτό παρατηρείται πολύ πιο έντονα στις περιπτώσεις όπου σχεδιάζεται ένα πρωτότυπο προϊόν για το οποίο υπάρχει ελάχιστη γνώση στο ξεκίνημα της σχεδιαστικής διαδικασίας, αλλά αποκτάται κατά την διάρκειά της.

1.3 ΔΟΜΗ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

1.3.1 ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΙΚΟΥ ΧΩΡΟΥ

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω το πρώτο στάδιο της σχεδίασης είναι ο προσδιορισμός του προβλήματος προς επίλυση. Με την κατανόηση όλων των παραμέτρων που διαμορφώνουν τον προβληματικό χώρο, εντοπίζονται οι ανάγκες του απευθυνόμενου κοινού τις οποίες καλείται σε επόμενα στάδια να καλύψει το υπό-σχεδίαση προϊόν. Όσο πιο ολοκληρωμένος και σαφής είναι ο προσδιορισμός αυτών των αναγκών, τόσο περισσότερο αυξάνονται και οι πιθανότητες δημιουργίας ενός επιτυχημένου προϊόντος.

Για την εφαρμογή επομένως αυτού του σταδίου, πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική έρευνα για την κατανόηση της παθολογίας της Κάκωσης Νωτιαίου Μυελού (ΚΝΜ). Πιο συγκεκριμένα στο Κεφάλαιο 2 μελετώνται, η επίδρασή της Κ.Ν.Μ. στην κινητικότητα των χεριών, οι μηχανισμοί άδραξης που καλούνται να χρησιμοποιήσουν οι ασθενείς για ανάκτηση ενός βαθμού λειτουργικότητας των χεριών τους, καθώς επίσης και η επίδρασή της στην ψυχολογία των ασθενών. Ακόμη, μελετώνται οι Δραστηριότητες Καθημερινής Ζωής (ΔΚΖ) των ασθενών και των δυσκολιών που αντιμετωπίζουν κατά την εκτέλεσή τους. Στο Κεφάλαιο 3, αναλύονται οι σχεδιαστικές προσεγγίσεις που παρατηρήθηκαν στον τομέα των βοηθημάτων χεριών για ασθενής με ΚΝΜ, ώστε να εντοπιστούν αρχικά τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα τους και στην συνέχεια οι ευκαιρίες εξέλιξης και βελτίωσης.

1.3.2 ΣΥΛΛΟΓΗ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΩΝ

Βασικός στόχος αυτού του σταδίου είναι η συσχέτιση των δεδομένων και συμπερασμάτων του πρώτου σταδίου, «Προσδιορισμός Προβληματικού Χώρου», με τις λειτουργικές ανάγκες του υπό-σχεδίαση προϊόντος. Τον τρόπο δηλαδή, με τον οποίο το προϊόν θα επιτύχει την λύση του προβλήματος και θα ικανοποιεί τις ανάγκες του απευθυνόμενου κοινού. Προς την κατεύθυνση αυτή, στο Κεφάλαιο 4 έγινε συγκριτική μελέτη δύο ερευνών με σκοπό τον εντοπισμό των ελάχιστων αναγκαίων αδράξεων (τέσσερις) που θα προσφέρει το υπό-σχεδίαση βοήθημα και στο Κεφάλαιο 5 διερευνήθηκαν τα λειτουργικά εύρη κίνησης, οι δυνάμεις άδραξης, το μέγιστο βάρος, η μορφολογία και ο τρόπος τοποθέτησης και αφαίρεσης του βοηθήματος.

1.3.3 ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΩΝ ΛΥΣΕΩΝ

Στο Κεφάλαιο 6 ορίζονται, βάση των παραπάνω δεδομένων, το απευθυνόμενο κοινό, οι λειτουργικές απαιτήσεις και οι προδιαγραφές ιεραρχημένες σύμφωνα με το εργαλείο Quality Function Deployment (QFD). Στο τέλος αυτού του Κεφαλαίου, περιγράφεται η συλλογιστική σχεδίασης, η παραχθείσα σχεδιαστική πρόταση που αναπτύχθηκε στο στάδιο του ιδεασμού και αναλύονται τα βασικά λειτουργικά του χαρακτηριστικά.

1.3.4 ΑΞΙΟΛΟΓΙΣΗ ΛΥΣΕΩΝ ΚΑΙ ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑΚΟΣ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ

Στο Κεφάλαιο 7, γίνεται συζήτηση σχετικά με τις βελτιστοποιήσεις και τα προσφερόμενα οφέλη του υπό-σχεδίαση προϊόντος, έναντι των βοηθημάτων που υπάρχουν στην αγορά, όπως επίσης και των μελλοντικών αναγκών και ευκαιριών βελτίωσης. Λαμβάνοντας υπόψιν ότι η σχεδίαση βασίστηκε στην ανάπτυξη μίας ιδέας που αποσκοπεί στην υπέρβαση των πεπερασμένων

δυνατοτήτων που προσφέρουν τα υπάρχοντα μηχανικά βοηθήματα. Επίσης στην παρούσα φάση εξέλιξης της διπλωματικής εργασίας δεν ήταν εφικτό να υλοποιηθεί ένα λειτουργικό πρωτότυπο και κατά συνέπεια παραμένουν ανοιχτά θέματα που αφορούν το στάδιο λεπτομερειακού σχεδιασμού.

2 ΚΑΚΩΣΗ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ (KNM)

Ο νωτιαίος μυελός διατρέχει την σπονδυλική στήλη εσωτερικά του σπονδυλικού σωλήνα και ευθύνεται για την μεταφορά σημάτων των αισθητικού και κινητικού νευρικού συστήματος μεταξύ του εγκεφάλου, του σώματος και των εσωτερικών οργάνων συμβάλλοντας στην ιδιοδεκτικότητα, δηλαδή την αίσθηση που επιτρέπει την αντίληψη της θέσης, της κίνησης και της δράσης των τμημάτων του σώματος. Μία κάκωση στον νωτιαίο μυελό (KNM) μπορεί να προκαλέσει βλάβη στις κινητικές, αισθητηριακές και αυτόνομες δραστηριότητες του οργανισμού, οι οποίες έχουν αρνητικές συνέπειες και σε ένα πλήθος δευτερευουσών λειτουργιών.

2.1 ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

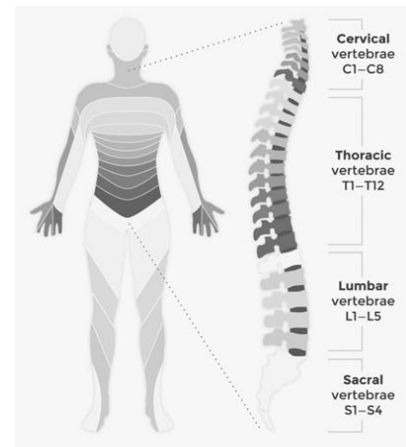
Στις περισσότερες ανεπτυγμένες χώρες η συχνότητα περιστατικών KNM κυμαίνεται μεταξύ 40 και 80 ανά εκατομμύριο πληθυσμού τον χρόνο, δηλαδή 250.000 με 500.000 άτομα ετησίως (Biering-Sørensen & Kirshblum, 2018). Περίπου τα μισά περιστατικά αφορούν ηλικίες κάτω των 30 ετών, με μέσο προφίλ άνδρες μεταξύ 15 και 25 χρονών. Το 15% μόνο των περιστατικών αφορά γυναίκες και το 18% άτομα άνω των 45 ετών. Στην Ελλάδα τα αντίστοιχα δεδομένα ετησίων περιστατικών είναι 18 έως 22 ανά 1.000.000 του πληθυσμού, δηλαδή 200 έως 240 νέα περιστατικά κάθε χρόνο (Νταουντάκη & Πιττάκα, 2017). Πιο συγκεκριμένα, από μελέτη που διεξήγαγε η Κλινική Φυσικής και Ιατρικής Αποκατάστασης του Νοσοκομείου ΚΑΤ και από 1489 φακέλους νοσηλείας, παρατηρήθηκε ότι τα περισσότερα άτομα ήταν άνδρες (78,8%) μεταξύ 20 και 30 ετών (21,20%). Ως μόνη εξήγηση που μπορεί να δοθεί για την υπερίσχυση των περιστατικών στους άνδρες, είναι η παρορμητική τους συμπεριφορά.

Οι πιο συχνές αιτίες KNM είναι τα τροχαία ατυχήματα, που ακολουθούνται από πτώσεις, εργασιακά ατυχήματα, αθλητικά ατυχήματα, πράξεις βίας, παθολογικά και νευρολογικά αίτια. Αναλυτικότερα για την Ελλάδα τα ποσοστά είναι: 55.2 % για τα τροχαία εκ των οποίων 57.1% οδηγούν σε παραπληγία και 50% σε τετραπληγία, 43.7 % για πτώσεις εκ των οποίων 19,6% οδηγούν σε παραπληγία και 43.7 σε τετραπληγία, 24% για τις αθλητικές και ψυχαγωγικές δραστηριότητες, 26% για πράξεις βίας, 4.5% για παθολογικά αίτια και 14.2% για νευρολογικά αίτια (Biering-Sørensen & Kirshblum, 2018).

Πάνω από το 55% όλων των περιστατικών KNM είναι αυχενικές (τετραπληγία), ενώ το 45% κατανέμεται εξίσου στις θωρακικές, οσφυϊκές και ιερού οστού (παραπληγία). Η πιο συνήθης κάκωση παρουσιάζεται στο Α5 αυχενικό επίπεδο, ακολουθούμενο από τα Α4, Α6 και Θ12 (Harvey, 2010). Η κάκωση στο αυχενικό επίπεδο έχει επίπτωση και στα τέσσερα άκρα, προκαλώντας τετραπληγία.

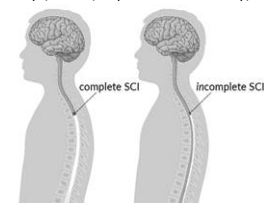
2.2 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΠΑΘΗΣΗΣ

Όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα, ο μυελός των οστών είναι ζωτικής σημασίας για την μεταφορά αισθητηριακών και κινητικών πληροφοριών στον εγκέφαλο. Επομένως κάποια βλάβη σε αυτόν μπορεί να προκαλέσει πολύ σοβαρά προβλήματα τόσο στην ιδιοδεκτικότητα, όσο και στην κίνηση του σώματος. Ανάλογα με το πού εντοπίζεται αυτή η βλάβη διαφοροποιείται ο βαθμός της κάκωσης και κατά συνέπεια το μέγεθος των δυσλειτουργιών που αυτή προκαλεί. Πιο συγκεκριμένα το σημείο της κάκωσης εμποδίζει την μετάδοση των μηνυμάτων από πάνω προς τα κάτω, επομένως μετά από μία Κ.Ν.Μ. τα νεύρα που βρίσκονται κάτω από το σημείο της κάκωσης παρουσιάζουν βλάβη. Στην περίπτωση όπου η κάκωση εντοπίζεται στα αυχενικά τμήματα, τότε αναφερόμαστε σε τετραπληγία καθώς, παρουσιάζονται επιπτώσεις και στα τέσσερα άκρα, διαταράσσοντας την λειτουργία χεριών, κορμού, ποδιών και πυελικών οργάνων. Στην περίπτωση όπου η κάκωση εντοπίζεται από το θωρακικό τμήμα και κάτω αναφερόμαστε σε παραπληγία, καθώς διαταράσσεται η λειτουργία του κορμού, των ποδιών και των οργάνων της πυέλου (Maynard et al., 1997)(Εικόνα 1).



Εικόνα 1 Επίπεδα ΚΝΜ

Ο βαθμός της κάκωσης και απώλειας του αισθητικού, κινητικού και αυτόνομου συστήματος δεν εξαρτάται μόνο από το σημείο που εντοπίζεται η βλάβη, αλλά και από το αν η βλάβη είναι πλήρης ή ατελής. Πλήρης βλάβη παρατηρείται όταν δεν υπάρχει ιδιοδεκτικότητα ή κίνηση κάτω από το σημείο της κάκωσης, ενώ ατελής παρατηρείται όταν διατηρείται σε ένα βαθμό ιδιοδεκτικότητα και σε κάποιες περιπτώσεις και κινητικότητα, για ένα τμήμα κάτω από το σημείο της κάκωσης (Εικόνα 2). Σύμφωνα με τον σύνδεσμο αμερικανικής κάκωσης νωτιαίου μυελού (American Spinal Injury Association-ASIA Impairment Scale) (Harvey, 2010), γίνεται η εξής κατηγοριοποίηση:

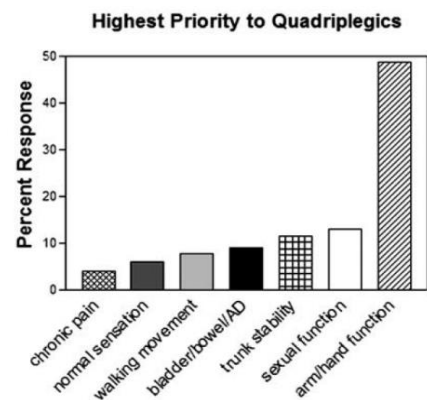


Εικόνα 2 Διαφορά μεταξύ πλήρους και ατελούς ΚΝΜ

- A. = πλήρης: Δεν υπάρχουν αισθητικές ή κινητικές λειτουργίες.
- B. = ατελής: Κάτω από το νευρολογικό επίπεδο διατηρείται η αισθητική αλλά όχι η κινητική λειτουργία.
- C. = ατελής: κάτω από το νευρολογικό επίπεδο διατηρείται η κινητική λειτουργία και οι περισσότεροι από τους μισούς μύες-κλειδιά έχουν τιμή μικρότερη από 3.
- D. = ατελής: κάτω από το νευρολογικό επίπεδο διατηρείται η κινητική λειτουργία και τουλάχιστον οι μισοί από τους μύες-κλειδιά κάτω από το επίπεδο βλάβης έχουν τιμή ίση ή μεγαλύτερη από 3.
- E. = φυσιολογικό: Οι αισθητικές και κινητικές λειτουργίες είναι φυσιολογικές.

2.3 Κ.Ν.Μ. ΚΑΙ ΧΕΡΙΑ

Ο Anderson (2004) διεξήγαγε έρευνα σε 390 ασθενείς με τετραπληγία για να διαπιστωθεί ποιοι τομείς λειτουργικής αποκατάστασης θεωρούνται πιο σημαντικοί. Το 48.7 των ασθενών ανέφεραν πως η αποκατάσταση της λειτουργικότητας των άνω άκρων θα βελτίωνε περισσότερο την ποιότητα της ζωής τους (Εικόνα 3) προσφέροντας σημαντική ψυχολογική ανάταση τόσο στους ίδιους όσο και στο κοινωνικό τους περίγυρο..



Εικόνα 3 Σημαντικότητα αποκατάστασης δυσλειτουργιών ατόμων με τετραπληγία (Anderson, 2004)

Για τον λόγο αυτό, η παρούσα εργασία εστιάζει στην κινητικότητα των χεριών ατόμων με τετραπληγία, δηλαδή με παράλυση ή ημι-παράλυση των άνω άκρων. Πιο συγκεκριμένα το απευθυνόμενο κοινό αποτελείται από άτομα που έχουν κάκωση στον Α5 αυχενικό σπόνδυλο (με ατελή βλάβη C ή D ή μετά από χειρουργική επέμβαση καθήλωσης τένοντος «tenodesis»), Α6 αυχενικό σπόνδυλο (ατελή ή πλήρη βλάβη) και Α7 αυχενικό σπόνδυλο (ατελή ή πλήρη βλάβη). Οποιαδήποτε κάκωση κάτω από αυτά τα επίπεδα συνεπάγεται πλήρη κινητικότητα των χεριών, επομένως και δεν μελετάται.

2.3.1 ΕΠΙΠΕΔΟ Κ.Ν.Μ. ΚΑΙ ΚΙΝΗΤΙΚΟΤΗΤΑ ΧΕΡΙΩΝ

Εξετάζοντας την κάθε αυχενική μοίρα ξεχωριστά παρατηρούνται κάποιες διαφορές στην κινητικότητα των χεριών και παρουσιάζονται παρακάτω.

Νωτιαίο Τμήμα	Επίδραση στη Λειτουργία
A1-3	Περιορισμένος έλεγχος της κεφαλής
A4	Αναπνοή και ανύψωση ώμων
A5	Ανύψωση άνω άκρου με τον ώμο, κάμψη αγκώνα
A6	Κάμψη αγκώνα και έκταση καρπού
A7	Έκταση αγκώνα και έκταση δακτύλων
A8	Κάμψη δακτύλων
Θ1	Κίνηση δακτύλων (άνοιγμα και συνεργασία)

Εικόνα 4 Βασικές λειτουργίες του νωτιαίου μυελού ανά αυχενικό τμήμα

Πέμπτος αυχενικός σπόνδυλος (Α5): Οι ασθενείς έχουν καλή δύναμη στο δελτοειδή και τον δικέφαλο βραχιόνιο μυ, έχοντας την δυνατότητα να λυγίσουν τον αγκώνα. Κάποιες περιπτώσεις μπορούν μετά από χειρουργική επέμβαση καθήλωσης τένοντος γνωστή ως tenodesis, να αναπτύξουν κινητικότητα του καρπού, έχοντας την δυνατότητα να συγκρατήσουν ελαφριά αντικείμενα και να αυτοεξυπηρετηθούν. Τα άτομα που έχουν ατελή κάκωση επιπέδου C και D μπορούν με χρήση κατάλληλων εξαρτημάτων να τρέφονται μόνο τους, να περιποιούνται τους

εαυτούς τους, να κινούν το αμαξίδιό τους (με ειδικές λαβές στο χείλος της ρόδας), να πληκτρολογούν και να γυρίζουν σελίδες και να χειρίζονται ηλεκτροκίνητο αμαξίδιο.

Έκτος αυχενικός σπόνδυλος (A6): Υπάρχει μια μεγάλη λειτουργική διαφορά μεταξύ των κακώσεων A5 και A6 εξαιτίας της διατήρησης της κινητικότητας των θωρακικών μυών, του μείζονος ραβδοειδούς μυός, του πλατύ ραχιαίου μυός και του μυός έκτασης καρπού. Οι ασθενείς με κάκωση στους A5 και A6 έχουν σημαντική δύναμη στου μυός του ώμου και μπορούν με ευκολία να φέρνουν το χέρι στο ύψος του στόματος. Έχουν παράλυση σε όλα τα δάχτυλα, αλλά διατηρείται η κινητικότητα στους εκτείνοντες μύες του καρπού. Οι περισσότεροι ασθενείς βασίζονται στον μηχανισμό τενόδεσης MT (αναλυτική περιγραφή στο [Κεφάλαιο 2.3.2.2.1](#)), για στοιχειώδη λειτουργία του χεριού. Η οικειοθελής κίνηση του καρπού παρέχει την δυνατότητα κρατήματος αντικειμένων μεταξύ του αντίχειρα και του δείκτη, ανεξάρτητα από την παράλυση των δακτύλων. Σε αυτή τη περίπτωση κάκωσης διατηρείται μεγαλύτερη ανεξαρτησία με τον απαραίτητο εξοπλισμό και τις απαραίτητες παροχές. Κάποιοι μπορούν να μετακινηθούν, να σηκωθούν από οριζόντια σε καθιστή θέση, να κάνουν μπάνιο, να εκτελέσουν δραστηριότητες προσωπικής υγιεινής και να διανύσουν μεγάλες αποστάσεις με το αμαξίδιο.

Έβδομος αυχενικός σπόνδυλος (A7): Η διαφορά με την κάκωση στο A6 επίπεδο έγκειται στην κινητικότητα του τρικέφαλου βραχιόνιου μυός, τους εκτείνοντες μύες καρπού και δακτύλων. Έτσι υπάρχει η δυνατότητα έκτασης αγκώνα και έκτασης δακτύλων και η συγκράτηση βάρους με τον αγκώνα σε κάμψη. Στους ασθενείς με κάκωση στην A7 διατηρείται η παράλυση στους καμπτήρες των δακτύλων, παρά την λειτουργικότητα των εκτινόντων μυών, με αποτέλεσμα να εξαρτώνται από τον μηχανισμό τενόδεσης MT (αναλυτική περιγραφή στο [Κεφάλαιο 2.3.2.2.1](#)), για την λειτουργικότητα του χεριού. Έχουν την ικανότητα ελέγχου των κινήσεων του καρπού και των δακτύλων για την εκτέλεση καθημερινών και επαγγελματικών δραστηριοτήτων, όπως επίσης και του καθητηριασμού που απαιτεί πιο λεπτές κινήσεις.

2.3.2 ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ ΧΕΡΙΟΥ ΜΕ Κ.Ν.Μ.

Εξετάζοντας την κινησιολογία του χεριού με Κ.Ν.Μ., μπορούμε να τη χωρίσουμε σε δύο στάδια, α) της *προετοιμασίας*, της διαδικασίας δηλαδή που απαιτείται ώστε ο ασθενής να μπορέσει να προσεγγίσει το αντικείμενο και να το φέρει σε μία βολική και ασφαλή θέση για άδραξη και της ίδιας β) της *άδραξης*, που αφορά τον τρόπο με τον οποίο το άτομο χειρίζεται το χέρι του για να συγκρατήσει το αντικείμενο. Η διαδικασία της προετοιμασίας προϋποθέτει την συμμετοχή του ώμου, του αγκώνα και του καρπού, ενώ το κράτημα, των δακτύλων και του αντίχειρα

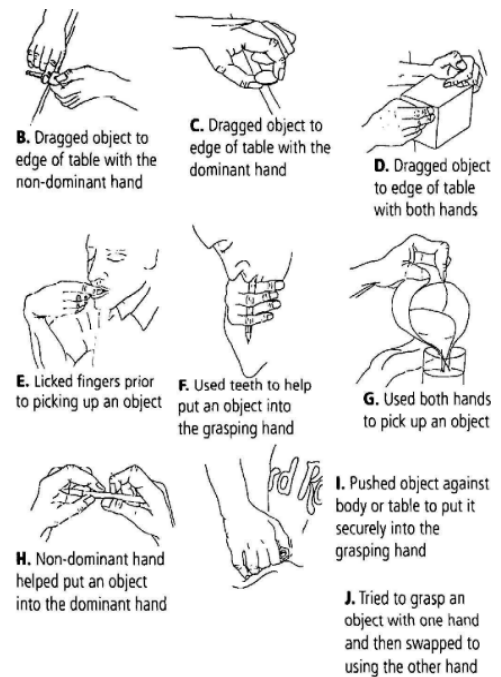
2.3.2.1 ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ

Από την έρευνα του Curtin (1999) παρατηρήθηκαν 9 διαφορετικά μοτίβα κινησιολογίας προετοιμασίας που εξυπηρετούν τα άτομα με κάκωση στους A6, A7 και A8 αυχενικούς σπονδύλους (Εικόνα 5).

- A. Σύρσιμο αντικειμένου στην άκρη του τραπεζιού με το μη κυρίαρχο χέρι
- B. Σύρσιμο αντικειμένου στην άκρη του τραπεζιού με το κυρίαρχο χέρι
- C. Σύρσιμο αντικειμένου στην άκρη του τραπεζιού με τα δύο χέρια

- D. Εναπόθεση σάλιου στα δάχτυλα πριν το κράτημα
- E. Χρήση δοντιών για την τοποθέτηση του αντικειμένου στο χέρι
- F. Χρήση και των δύο χεριών για την ανύψωση
- G. Χρήση μη κυρίαρχου χεριού για την τοποθέτηση στο κυρίαρχο
- H. Πίεση αντικειμένου στο σώμα ή στο τραπέζι για την ασφαλέστερη τοποθέτηση στο χέρι
- I. Προσπάθεια κρατήματος με το ένα χέρι και στην συνέχεια εναλλαγή με το άλλο

Μέσα από την παρατήρηση των διαφορετικών μοτίβων προετοιμασίας για ασφαλές κράτημα, προκύπτουν πιο σαφή συμπεράσματα σχετικά με τις αδυναμίες που παρουσιάζει ο κάθε βαθμός κάκωσης και κατά συνέπεια τις διαφορετικές προσαρμογές που απαιτούνται σύμφωνα με τις ανάγκες της κάθε ομάδας. Πιο συγκεκριμένα, παρατηρήθηκε ότι όσο πιο υψηλό το σημείο της κάκωσης, τόσο μεγαλύτερη η αναγκαιότητα, αλλά και η ποικιλία προετοιμασίας Curtin (1999). Οι πιο συνήθεις διαδικασίες ήταν αυτές της σταθεροποίησης του αντικειμένου με το μη-κυρίαρχο χέρι (G), το σύρσιμο του αντικειμένου στην άκρη του τραπεζιού με το κυρίαρχο χέρι (A) και η χρήση και των δύο χεριών για την ανύψωση (F). Αυτοί οι τύποι αντιπροσωπεύουν την αδυναμία αυτών των ανθρώπων να χειριστούν αντικείμενα και την ανάγκη να τα σταθεροποιήσουν και να τα μοχλεύσουν. Η προετοιμασία είναι μια πολύ σημαντική παράμετρος για το κράτημα, καθώς εξασφαλίζει την επιτυχημένη και ασφαλή συγκράτηση και χρήση αντικειμένων.



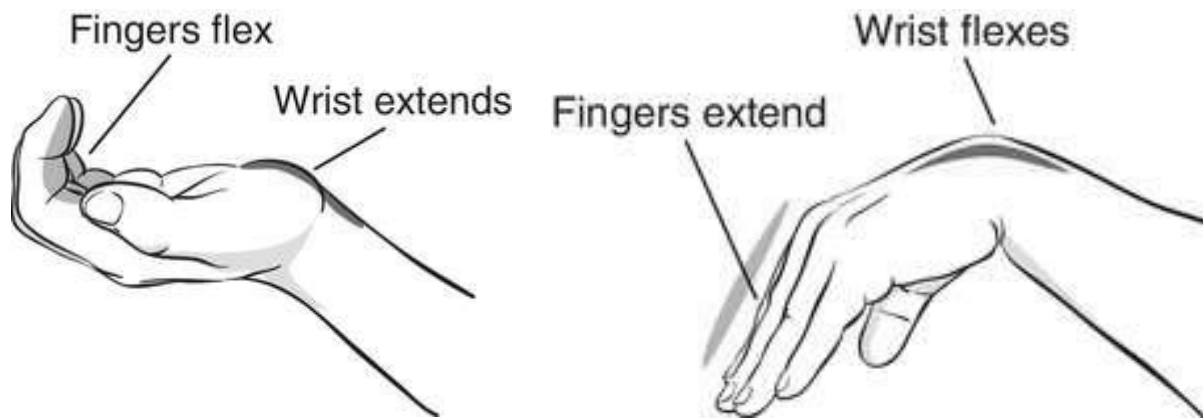
Εικόνα 5 Τύποι προετοιμασίας άδραξης (Curtin,, 1999)

2.3.2.2 ΑΔΡΑΞΗ

2.3.2.2.1 ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΤΕΝΟΔΕΣΗΣ

Σε ένα πλήρως λειτουργικό χέρι, ο χειρισμός των κινήσεων είναι αποτέλεσμα ενεργών συστολών των μυών που ελέγχονται από το κεντρικό νευρικό σύστημα. Μετά από έναν τραυματισμό στην αυχενική μοίρα (της σπονδυλικής στήλης), το χέρι του ασθενούς χάνει αυτό τον ενεργητικό έλεγχο και για την ανάκτηση μέρους αυτής της λειτουργικότητας ο ασθενής πρέπει να μάθει και να χρησιμοποιήσει καινούργιους μηχανισμούς παθητικού ελέγχου των μυών και των αρθρώσεων. Κοινό χαρακτηριστικό αυτών των μηχανισμών είναι η εκμετάλλευση του εναπομείναντα ενεργητικού ελέγχου και της βαρύτητας, για την ανάπτυξη παθητικών δυνάμεων στα παράλυτα μέρη του σώματος (Johanson & Murray, 2002). Ένας τέτοιος μηχανισμός είναι και ο μηχανισμός τενόδεσης (tenodesis grasp) MT που χαρακτηρίζεται από το παθητικό πιάσιμο και απελευθέρωση αντικειμένων με την συμβολή παθητικών δυνάμεων που αναπτύσσονται από τους εξωτερικούς μύες των δαχτύλων κατά την κάμψη και έκτασή τους. Ο ασθενής δηλαδή,

είναι σε θέση να χειριστεί τα δάχτυλα εκμεταλλευόμενος την κίνηση του καρπού. Πιο συγκεκριμένα, με την έκταση του καρπού τα δάχτυλα κάμπτονται, ενώ με την κάμψη του καρπού τα δάχτυλα εκτείνονται (Εικόνα 6).

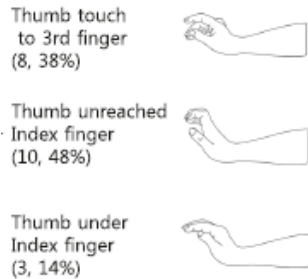


Εικόνα 6 Μηχανισμός Τενόδεσης (Tenodesis grasp)

Αυτός ο μηχανισμός εξυπηρετεί τα άτομα που έχουν υποστεί κάκωση στους A5, A6, A7 αυχενικούς σπονδύλους, όπου ο βραχιονοκερκιδικός και ένας ή δύο από τους ακτινικούς εκτείνοντες καρπού παραμένουν άθικτοι, διατηρούν δηλαδή, οικειοθελή έκταση καρπού. Παρόλο που ο ΜΤ χρησιμοποιείται κυρίως από ασθενείς με κάκωση στους A6 και A7, είναι δυνατή και η χρήση από άτομα με κάκωση στο A5 επίπεδο. Οι ασθενείς αυτοί όπως αναφέρθηκε και παραπάνω έχουν από μερική έως καθόλου κίνηση στον καρπό (ατελής ή πλήρης κάκωση), όμως διατηρείται η ικανότητα υπτιασμού του αντιβραχίου η οποία μπορεί να ελέγξει σε ένα βαθμό και την θέση του καρπού. Πιο συγκεκριμένα, με τον υπτιασμό, η βαρύτητα μπορεί να φέρει σε έκταση τον καρπό. Αυτό το είδος ΜΤ ονομάζεται και **παθητικός μηχανισμός τενόδεσης ΠΜΤ** (passive tenodesis grip), καθώς ο χειρισμός του καρπού γίνεται μέσα από την περιστροφή του αντιβραχίου. Ο παθητικός ΜΤ έχει περιορισμένη λειτουργική χρήση καθώς τα άτομα με κάκωση στο A5 χρησιμοποιούν νάρθηκες που εμποδίζουν την κίνηση του καρπού. Οι τεχνικές όμως που χρησιμοποιούνται για την βελτίωση του ΜΤ μπορούν να εφαρμοστούν και για τον παθητικό ΜΤ.

Ο ΜΤ επομένως, αποτελεί βασική προϋπόθεση για την διατήρηση σχετικής λειτουργικότητας του χεριού των ασθενών με κάκωση στους A5, A6, A7, δίνοντας ένα βαθμό ανεξαρτησίας. Παρόλα αυτά αξίζει να σημειωθεί ότι οποιαδήποτε κίνηση του χεριού που εξαρτάται από την βαρύτητα είναι πολύ πιο αδύναμη από τον ενεργητικό έλεγχο, αφού οι δυνάμεις που αναπτύσσονται είναι σχετικά επαρκής για την διατήρηση του αντικειμένου στο χέρι, αλλά ανεπαρκής για την αντίσταση σε εξωτερικές δυνάμεις που ασκούνται σε αυτό.

Ο ΜΤ πολλές φορές δεν είναι επιτυχημένος, γεγονός που συνήθως οφείλεται σε ανεπαρκή αποκατάσταση του ασθενούς μετά από την Κ.Ν.Μ.. Από την έρευνα των Jung et al., (2018) παρατηρήθηκαν διάφοροι τύποι σφάλματος στις δύο φάσεις ανοίγματος και



Εικόνα 8 Ανεπιτυχής ΜΤ κατά την έκταση του καρπού

κλεισίματος του χεριού. Στην φάση του ανοίγματος ο ΜΤ θεωρήθηκε ανεπιτυχής όταν δεν μπορούσε να δημιουργηθεί χώρος μεταξύ του αντίχειρα και του δείκτη και όταν ο αντίχειρας βρισκόταν κάτω από τον δείκτη με τον καρπό σε κάμψη (Εικόνα 7). Στην φάση του κλεισίματος ο ΜΤ ήταν ανεπιτυχής όταν ο αντίχειρας αντί να ακουμπά τον δείκτη, ερχόταν σε επαφή με τον μέσο, όταν ο αντίχειρας δεν μπορούσε να έρθει σε επαφή με τον δείκτη ή όταν ο αντίχειρας βρισκόταν κάτω από τον αντίχειρα (Εικόνα 8).



Εικόνα 7 Ανεπιτυχής ΜΤ κατά την κάμψη του καρπού

2.3.2.2.2 ΜΕΘΟΔΟΣ «ΠΛΕΞΙΜΑΤΟΣ»

Στην μέθοδο αυτή το άτομο προκειμένου να χειριστεί αντικείμενα με λεπτή λαβή, τα προσαρμόζει στο χέρι «πλέκοντας τα δάχτυλά του γύρω από αυτά. Τοποθετεί δηλαδή, εναλλάξ τα δάχτυλά του αυξάνοντας την επιφάνεια επαφής, την αντίσταση και την σταθερότητα. Συνήθως μετά την προσαρμογή του αντικειμένου φέρει τον καρπό του σε κάμψη, εφαρμόζοντας τον ΜΤ, για μεγαλύτερη σύσφιξη των δαχτύλων (Ford & Duckworth, 1974).



Εικόνα 9 Παραδείγματα χρήσης μεθόδου "πλεξίματος"

2.3.2.2.3 ΧΡΗΣΗ ΔΥΟ ΧΕΡΙΩΝ

Με την χρήση δύο χεριών το άτομο συνήθως τοποθετεί το αντικείμενο ανάμεσα στους καρπούς του εξασφαλίζοντας με αυτόν τον τρόπο μεγαλύτερη δύναμη και ασφάλεια κρατήματος, χάνοντας ταυτόχρονα ακρίβεια και λεπτότητα κινήσεων (Ford & Duckworth, 1974).



Εικόνα 10 Παραδείγματα χρήσης δύο χεριών

2.3.2.2.4 ΜΕΘΟΔΟΣ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΕΚΤΑΣΗΣ

Με την μέθοδο μέγιστης έκτασης ο ασθενής μπορεί να ωθήσει ή να τραβήξει αντικείμενα φέροντας το χέρι του σε θέση όπου κάποιο/-α δάχτυλα φτάνουν στη μέγιστη δυνατή έκταση, εκμεταλλευόμενος με αυτόν τον τρόπο τις ιδιότητες των συνδετικών ιστών του άκρου και όχι τους μύες/τένοντες (Ford & Duckworth, 1974).



Εικόνα 11 Παραδείγματα χρήσης μεθόδου μέγιστης έκτασης

2.4 Κ.Ν.Μ. ΚΑΙ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΕΣ ΚΑΘΗΜΕΡΙΝΗΣ ΖΩΗΣ (Δ.Κ.Ζ.)

Για την διασφάλιση του μέγιστου δυνατού βαθμού ανεξαρτησίας στα άτομα με τετραπληγία, είναι πολύ σημαντική η κατανόηση και καταγραφή των δραστηριοτήτων καθημερινής ζωής (Δ.Κ.Ζ) που είναι αναγκαίες για την αυτονομία και την σωματική και ψυχική υγεία του ατόμου. Στον τομέα της υγείας, η ικανότητα ή ανικανότητα επίτευξης καθημερινών δραστηριοτήτων, δηλώνει αντίστοιχα και τον βαθμό λειτουργικότητας ενός ατόμου, που συνήθως διαθέτει κάποια αναπηρία (Harvey, 2010).

Στην βιβλιογραφία (Floris et al., 2002) οι Δ.Κ.Ζ. αναφέρονται στις πολύ βασικές ενέργειες που εξασφαλίζουν την προσωπική περιποίηση και φροντίδα και χωρίζονται σε έξι κατηγορίες.

1. Σίτιση: δυνατότητα ενός ατόμου να φάει και να πιεί μόνος του
2. Προσωπική υγιεινή: δυνατότητα ενός ατόμου να πλυθεί, να βουρτσίσει τα δόντια του και να περιποιηθεί
3. Ένδυση: δυνατότητα ενός ατόμου να ντυθεί και να γδυθεί
4. Λειτουργική κινητικότητα: δυνατότητα ενός ατόμου να καθίσει/σηκωθεί, να περπατήσει, να χρησιμοποιήσει αναπηρικό αμαξίδιο

5. Χρήση Τουαλέτας και Υγιεινή Τουαλέτας: δυνατότητα ενός ατόμου να χρησιμοποιεί την λεκάνη της τουαλέτας και να καθαρίζεται
6. Ικανότητα ελέγχου σωματικών λειτουργιών: δυνατότητα ενός ατόμου να ελέγξει τις λειτουργίες της ουροδόχου κύστης και του εντέρου

Κάποιες περαιτέρω δραστηριότητες, οι λεγόμενες οργανικές Δ.Κ.Ζ., δεν μεν θεωρούνται βασικές, αλλά μπορούν να προσφέρουν στα άτομα ένα μεγαλύτερο βαθμό ανεξαρτησίας. Σε αυτές τις δραστηριότητες εντάσσονται:

1. Η οικιακή εργασία
2. Η παρασκευή γεύματος
3. Η λήψη φαρμάκων
4. Η χρήση τηλεφώνου
5. Η χρήση της τεχνολογίας

Εστιάζοντας στα άτομα με αναπηρία μπορούμε να κατανοήσουμε ότι, προκειμένου να επιτύχουν την περισσότερη δυνατή αυτονομία, καλούνται να φέρουν σε πέρας βασικές και ενδεχόμενες οργανικές Δ.Κ.Ζ. κάνοντας διάφορες προσαρμογές σύμφωνα με τις ανάγκες και τον βαθμό λειτουργικότητάς τους.

2.4.1 ΣΙΤΙΣΗ

Η αυτόνομη σίτιση είναι περισσότερο εφικτή για ασθενείς που έχουν υποστεί κάκωση κάτω από τον Α6 αυχενικό σπόνδυλο, και που πιο συγκεκριμένα διατηρούν την λειτουργικότητα των δελτοειδών και δικέφαλων μυών (Floris et al., 2002).

2.4.2 ΠΡΟΣΩΠΙΚΗ ΥΓΙΕΙΝΗ

Για την προσωπική υγιεινή είναι αρκετά δύσκολη για άτομα με κάκωση στο αυχενικό επίπεδο. Προϋποθέτει την πρόσβαση στο μπάνιο και τον νιπτήρα, καθώς επίσης και την χρήση διάφορων προϊόντων και αντικειμένων, όπως η χρήση της βρύσης, της οδοντόκρεμας και οδοντόπαστας, της βούρτσας, του ξυραφιού και των καλλυντικών (σαμπουάν, αφρόλουτρο, πετσέτα, σφουγγάρι, είδη μακιγιάζ) (Floris et al., 2002).

2.4.3 ΕΝΔΥΣΗ

Στην ένδυση ένα άτομο με τετραπληγία μπορεί να αντιμετωπίσει πολλές προκλήσεις, όπως κουμπιά και φερμουάρ που απαιτούν λεπτούς χειρισμούς και συνήθως επιτυγχάνονται μόνο από άτομα με κάκωση κάτω από το Α6 αυχενικό επίπεδο (Floris et al., 2002).

2.4.4 ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΗ ΚΙΝΗΤΙΚΟΤΗΤΑ

Ανάλογα με τον βαθμό κάκωσης οι ασθενείς μπορούν να αποκτήσουν ένα βαθμό ανεξαρτησίας επιλέγοντας το κατάλληλο αμαξίδιο. Άτομα με μεγαλύτερο βαθμό αναπηρίας επιλέγουν συνήθως ηλεκτροκίνητα αμαξίδια όπου η οδήγηση επιτυγχάνεται μέσω ενός λεβιέ. Άτομα με μικρό βαθμό αναπηρίας επιλέγουν χειροκίνητα αμαξίδια, όπου η οδήγηση επιτυγχάνεται με την απευθείας κίνηση του τροχού (Floris et al., 2002).

2.4.5 ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΩΜΑΤΙΚΩΝ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΩΝ

Οι ασθενείς με τετραπληγία δεν είναι σε θέση να ελέγξουν τις φυσιολογικές λειτουργίες της ουροδόχου κύστης και του εντέρου, με αποτέλεσμα να απαιτείται παροχέτευση. Ο στόχος για τον ασθενή σε αυτήν την περίπτωση είναι να μπορέσει να ολοκληρώσει αυτή την διαδικασία αυτόνομα, χωρίς την βοήθεια κάποιου άλλου. Πρόκειται ίσως για την πιο δύσκολη διαδικασία δεδομένου ότι υπάρχει έλλειψη ιδιοδεκτικότητας και κινητικότητας, ενώ ταυτόχρονα διακυβεύονται σοβαροί κίνδυνοι σε περίπτωση αστοχίας ή καθυστέρησης (Floris et al., 2002).

2.5 Κ.Ν.Μ. ΚΑΙ ΨΥΧΟ-ΚΟΙΝΩΝΙΚΕΣ ΕΠΙΠΤΩΣΕΙΣ

Οι επιπτώσεις στο ψυχολογικό και κοινωνικό επίπεδο είναι σε γενικές γραμμές υποκειμενικές, διότι άνθρωποι με φαινομενικά ίδιο επίπεδο τραύματος, αντιδρούν με διαφορετικούς τρόπους ανάλογα με την προσωπικότητα, την υποστήριξη της κοινωνίας, το ηθικό και κοινωνικό τους υπόβαθρο, τους διαθέσιμους πόρους και την εκπαίδευση. Παρ' όλα αυτά υπάρχουν κάποιες κοινές προκλήσεις που πρέπει να αντιμετωπίσουν οι ασθενείς μετά από μία Κ.Ν.Μ., και μέρος αυτών αναφέρονται συνοπτικά παρακάτω (Brodwin et al., 2009):

- Αδυναμία συμμετοχής σε δραστηριότητες που έχουν επίπτωση και στον εργασιακό τομέα του ασθενή με βασικότερη συνέπεια την ανεργία και έλλειψη πόρων.
- Εξάρτηση από άλλους για την παροχή βασικών αναγκών προσωπικής φροντίδας. Η περίπτωση όπου ο φροντιστής είναι κοντινό άτομο του ασθενούς δημιουργεί έναν επιπλέον παράγοντα άγχους και δυσφορίας, καθώς το άτομο αισθάνεται ότι γίνεται «βάρος» απέναντι στο άτομο που τον φροντίζει. Στην αντίθετη περίπτωση, ο φροντιστής συνοδεύεται από μεγάλο κόστος που επιβαρύνει τον ασθενή.
- Η έλλειψη ελέγχου των σωματικών λειτουργιών και η ανάγκη διαχείρισής τους από κάποιον τρίτο προκαλεί ανεπιθύμητη προσοχή και ντροπή.
- Η έλλειψη προσβασιμότητας τόσο σε δημόσια σημεία όσο και στο ίδιο το σπίτι του ασθενούς προκαλεί αβεβαιότητα και άγχος απέναντι στις προκλήσεις και τα εμπόδια που καλείται να αντιμετωπίσει.
- Η κοινωνική στάση απέναντι στα άτομα με αναπηρία μπορεί να παίξει καθοριστικό ρόλο απέναντι στην κοινωνική αλληλεπίδραση και στις ευκαιρίες εργασίας.
- Οι προκλήσεις που αναφέρθηκαν παραπάνω, όπως και πολλές άλλες ακόμα οδηγούν τους ασθενείς (20% με 40% των ασθενών) στην κατάθλιψη που επηρεάζει με την σειρά της την υγεία, τις ψυχο-κοινωνικές λειτουργίες και μπορεί να οδηγήσει και στην αυτοχειρία.

Αναγνωρίζοντας τα παραπάνω είναι σαφές ότι τα άτομα μετά από Κ.Ν.Μ. δεν αντιμετωπίζουν μόνο κινητικά προβλήματα ως άμεση επίπτωση των τραυμάτων τους, αλλά και πολλά άλλα προβλήματα που επιβαρύνουν την κατάστασή τους σε ψυχολογικό και κοινωνικό επίπεδο. Οποιαδήποτε λύση λοιπόν θα μπορούσε να τους απαλλάξει είτε εξολοκλήρου είτε μερικώς από αυτά τα εμπόδια, μπορεί να προσφέρει σημαντική αλλαγή και βελτίωση της καθημερινότητάς τους.

2.6 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΕΦΑΛΑΙΟΥ

Η κάκωση νωπιαίου μυελού (Κ.Ν.Μ.), όπως αναφέρθηκε και παραπάνω φαίνεται να είναι μια συνήθης πάθηση με μεγάλο πλήθος περιστατικών που κυμαίνονται από 250.000 έως 500.000. Δεδομένου ότι το 55% των Κ.Ν.Μ. εντοπίζεται στην αυχενική μοίρα με συνέπεια την τετραπληγία, γίνεται σαφές ότι η αποκατάσταση αυτών των ασθενών καθίσταται επιτακτική αλλά και δύσκολη σε σύγκριση με άλλα περιστατικά Κ.Ν.Μ.. Εστιάζοντας στα άνω άκρα, οι ασθενείς με τετραπληγία και πιο συγκεκριμένα με κάκωση στον Α5(ατελή C ή D), Α6 (ατελή ή πλήρη) και Α7 αυχενικό σπόνδυλο, χρειάζεται να εκτελέσουν πολλές περισσότερες ενέργειες για επιτυχημένη άδραξη, από ένα υγιές άτομο. Αυτό συνεπάγεται τον αυξημένο χρόνο άδραξης, την αύξηση της κόπωσης και της πιθανότητας σφάλματος και ατυχήματος, την έλλειψη ανεξαρτησίας και την ανάπτυξη διάφορων ψυχοκοινωνικών προβλημάτων. Συνεπώς η προσπάθεια ανάπτυξης σχεδιαστικών λύσεων με σκοπό την αποκατάσταση της κινητικότητας των άνω άκρων κρίνεται αναγκαία, καθώς μπορεί να προσφέρει την ικανότητα επίτευξης Δ.Κ.Ζ και κατά συνέπεια να ενισχύσει τον βαθμό λειτουργικότητας των ασθενών.

3 ΕΠΙΣΚΟΠΙΣΗ ΣΧΕΔΙΑΣΤΙΚΩΝ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΕΩΝ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ ΒΟΗΘΗΜΑΤΩΝ ΑΝΩ ΑΚΡΩΝ








Σκοπός αυτού του κεφαλαίου είναι η επισκόπηση των σχεδιαστικών προσεγγίσεων προκειμένου να προσδιοριστεί ο τρόπος με τον οποίο κάθε κατηγορία βοηθημάτων προτεραιοποιεί τα προβλήματα και τις ανάγκες του απευθυνόμενου κοινού, ενώ ταυτόχρονα, αναλύονται τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα της κάθε προσέγγισης με σκοπό να εντοπιστούν ευκαιρίες που μπορούν να αποτελέσουν μελλοντικοί στόχοι για την βελτίωση βοηθημάτων

3.1 ΣΤΑΤΙΚΑ ΒΟΗΘΗΜΑΤΑ

Τα στατικά βοηθήματα είναι η πιο απλή και οικονομική λύση. **Δεν προάγουν την κινητικότητα** του παράλυτου χεριού, προσφέροντας μόνο ειδικές προεκτάσεις και λαβές που προσαρμόζονται σε αυτό. Υπάρχει πληθώρα στατικών βοηθημάτων που διαφοροποιούνται, τόσο στο είδος των λαβών και των αδράξεων, όσο και στις ενέργειες που είναι σχεδιασμένα να εκτελούν (Πίνακας 1). Ο ασθενής καλείται λοιπόν να επιλέξει τα κατάλληλα βοηθήματα που τον εξυπηρετούν σε σχέση με τον βαθμό κινητικότητας του χεριού και την δραστηριότητα που επιθυμεί να εκτελέσει με ασφάλεια και ανεξαρτησία. Τέτοιου είδους συστήματα χρησιμοποιούνται στην πλειοψηφία των ασθενών και τους διευκολύνουν στην καθημερινότητά τους. Όμως είναι σαφές ότι απαιτείται η αγορά ενός μεγάλου αριθμού βοηθημάτων, που για κάποιους μπορεί να θεωρείται κοστοβόρα. Παράλληλα η εναλλαγή των διαφόρων βοηθημάτων μπορεί να αποθαρρύνει και να κουράσει τον ασθενή επιφέροντας τα αντίθετα αποτελέσματα.

Πίνακας 1 Στατικά βοηθήματα ανά δραστηριότητα

ΦΑΓΗΤΟΥ							
							
ΠΟΤΟΥ							
							
ΠΕΡΙΠΟΙΗΣΗΣ							
							
ΕΝΔΥΣΗΣ							
							
ΚΑΘΕΤΗΡΙΑΣΜΟΥ							
							
ΓΡΑΦΗΣ							
							
ΜΑΓΕΙΡΙΚΗΣ							
							
ΠΡΟΣΒΑΣΗΣ							

							
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ							
							

3.2 ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΒΟΗΘΗΜΑΤΑ

Βασικό χαρακτηριστικό τους είναι η **ενίσχυση της υπάρχουσας δυναμικής του άνω άκρου** και η **εναρμόνιση με την υφιστάμενη κινησιολογία** (MT), με αποτέλεσμα να μην απαιτείται κάποια αναπροσαρμογή στον τρόπο λειτουργίας και χρήσης του άνω άκρου και έτσι τα επίπεδα νοητικού φόρτου κατά την χρήση παραμένουν χαμηλά.

Βαθμολόγηση Μυϊκής Λειτουργίας

0 = Πλήρης παράλυση

1 = Ψηλαφητή ή ορατή σύσπαση

2 = Ενεργητική κίνηση, πλήρες εύρος κίνησης (ROM) με άρση της βαρύτητας

3 = Ενεργητική κίνηση, πλήρες ROM ενάντια στη βαρύτητα

4 = Ενεργητική κίνηση, πλήρες ROM ενάντια στη βαρύτητα και σε μέτρια αντίσταση, σε ειδική θέση του μυός

5 = (Φυσιολογική) ενεργητική κίνηση, πλήρες ROM ενάντια σε πλήρη αντίσταση
Σε ειδική θέση για τον μυ, όπως αναμένεται σε άτομο χωρίς διαταραχές

Εικόνα 12 Νευρολογική ταξινόμηση βλάβης νωτιαίου μυελού (ASIA, American Spinal Injury Association)

Πιο συγκεκριμένα, τα μηχανικά ή αλλιώς δυναμικά βοηθήματα, έχουν την δυνατότητα να προωθούν τις λειτουργικές ικανότητες του χεριού, εξυπηρετώντας πολλαπλές καθημερινές δραστηριότητες, όπως, το φαγητό, το ντύσιμο, την χρήση τουαλέτας, την περιποίηση και το γράψιμο. Έχουν εξαιρετική δυνατότητα βελτίωσης της ποιότητας ζωής, αυξάνοντας την ανυψωτική ικανότητα κατά $14.3 \pm 8,6$ φορές

(Kang et al., 2013). Άτομα με ισχυρότερη νευρολογική λειτουργία στο Α6 επίπεδο, με βαθμολογία μυϊκής λειτουργίας ≥ 3 (Εικόνα 12) και με ελάχιστη έως καθόλου κίνηση στα δάχτυλα, είναι οι καλύτεροι υποψήφιοι για χρήση δυναμικών ναρθήκων.

Τα δυναμικά βοηθήματα χρησιμοποιούνταν με επιτυχία στα τέλη του 19^{ου} αιώνα για την αποκατάσταση λειτουργίας των χεριών σε ανθρώπους με πολιομυελίτιδα (Nichols et al., 1978). Με την ελάττωση των κρουσμάτων οι ερευνητές αναζήτησαν πιθανές νέες εφαρμογές τους σε παθήσεις παράλυσης άκρων, όπως την Κ.Ν.Μ., την ημιπληγία και την βλάβη στο βραχιόνιο πλέγμα. Η πρώτη περιγραφή συστημάτων που μετατρέπουν την έκταση καρπού σε κάμψη δαχτύλων εμφανίστηκε το 1954 και έκτοτε αναπτύχθηκαν πολλές παραλλαγές σχετικά με τα υλικά, τους συνδετικούς μηχανισμούς, τις υποδοχές δαχτύλων και την προσθήκη εξωτερικής παροχής ενέργειας (Kang et al., 2013). Με την αύξηση των επιδημιολογικών στοιχείων της ΚΝΜ σήμερα, δημιουργείται μεγαλύτερη ανάγκη για εξέλιξη και βελτίωση του υπάρχοντος συστήματος δυναμικού βοηθήματος. Παρόλα αυτά δεν υπάρχουν πολλές πληροφορίες σχετικά με τις εμβιομηχανικές του ιδιότητες. Οι περισσότερες διαθέσιμες έρευνες χρονολογούνται από τα τέλη της δεκαετίας του '60 έως τα μέσα του '80 και αναφέρονται μόνο στην κατασκευή και τις δομικές τροποποιήσεις. Οποιοσδήποτε πληροφορίες σχετικά με την κλινική πρακτική προέρχονται από πρωτόκολλα που συντάσσονται από τα διάφορα τμήματα για δικιά τους χρήση και από ερωτηματολόγια που αξιολογούν την αποτελεσματικότητα των ναρθήκων (Kang et al., 2013).

Μεταξύ πολλών παραλλαγών (όπως για παράδειγμα οι Ratchet FHO, Mckibben FHO, electric motor-driven FHO, shoulder harness-driven FHO), οι λεγόμενοι Wrist-Driven Hand Orthosis (WHO) νάρθηκες είναι οι μοναδικοί που δεν απαιτούν κάποια εξωτερική πηγή



Εικόνα 13 Παράδειγμα WHO (Wrist-Driven Hand Orthosis)

ενέργειας, ενισχύοντας ταυτόχρονα την κάμψη και την έκταση των δακτύλων. Οι WHO ενισχύουν μηχανικά τον ΜΤ των ασθενών. Αγκαλιάζουν τον καρπό και το χέρι και μηχανικά φέρουν, με την έκταση του καρπού, σε επαφή την ακραία φάλαγγα του δείκτη και του μέσου, με την αντίστοιχη του αντίχειρα (three jaw chuck/tripod pinch), ενώ με τον ίδιο τρόπο, τα δάχτυλα εκτείνονται μηχανικά με την κάμψη του καρπού (Hsu et al., 2008).



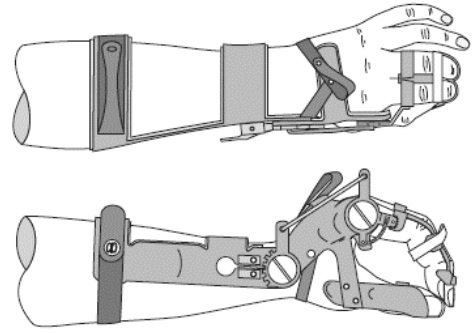
Εικόνα 14 Tripod άδραξη WHO (Wrist-driven Hand Orthosis)

Υπάρχουν τρία διαφορετικά είδη WHO ανάλογα με τον βαθμό κινητικότητας και τις φυσικές ιδιότητες του χεριού (Hsu et al., 2008):

- WHO | 3+ ελάχιστη δύναμη έκτασης καρπού

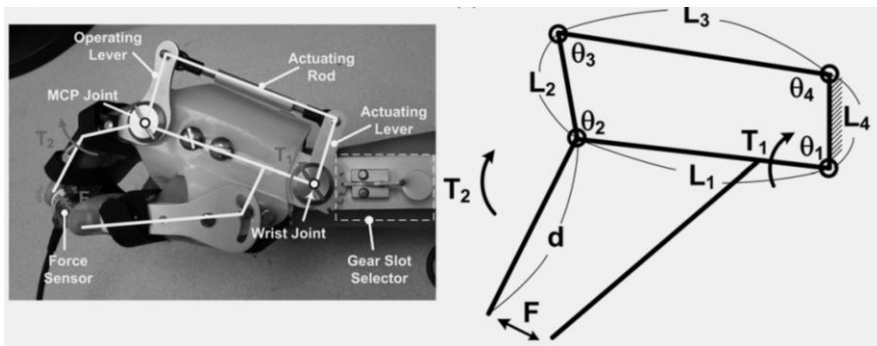
Σε αυτό το είδος ο αντίχειρας, ο δείκτης και ο μέσος σταθεροποιούνται. Η κατάλληλη θέση του αντίχειρα είναι στην προέκταση της κερκίδας, με τον καρπό σε έκταση 30 μοιρών. Με τον καρπό και τα δάχτυλα ακινητοποιημένα, ο μοχλοβραχίονας που συνδέεται με την μηχανική άρθρωση του καρπού δίνει την δυνατότητα στον χρήστη να προσαρμόσει την γωνία έκτασης του καρπού για την επιθυμητή άδραξη. Ο ίδιος μηχανισμός είναι απαραίτητος για να εξασφαλίσει την μέγιστη δύναμη ακριβούς άδραξης. Συνήθως είναι ρυθμισμένος έτσι ώστε να εκτελείται η πλήρης άδραξη με σχεδόν μέγιστη έκταση καρπού, με την υπόλοιπη να χρησιμοποιείται για την αύξηση της δύναμης άδραξης μεταξύ του δείκτη και του αντίχειρα. Αυτός ο νάρθηκας χρησιμοποιείται από άτομα με κάκωση στους A5, A6 και A7 σπονδύλους, με σοβαρή έλλειψη δύναμης του καρπού και του χεριού.

Διαθέτει δύο περιχειρίδες πολυαιθυλενίου, μία για το αντιβράχιο και μία για την παλάμη. Τα μήκη των συνδέσμων L1 και L3 (Εικόνα) είναι προσαρμόσιμα στην απόσταση της μετακαρποφαλλαγγικής άρθρωσης του δείκτη και της ωλένης, όπως επίσης και στο εύρος κίνησης του ατόμου. Οι φάλαγγες του δείκτη, του μέσου και του αντίχειρα ακινητοποιούνται και με αυτόν τον τρόπο όταν ο ασθενής εκτίνει τον καρπό του οι ακραίες φάλαγγες του δείκτη και του αντίχειρα έρχονται σε επαφή. Αντίστοιχα με την κάμψη το χέρι ανοίγει. Υπάρχουν πέντε επίπεδα στο οδοντωτό γρανάτζι που ρυθμίζουν την γωνία έκτασης του καρπού, όπου πατώντας το κουμπί ο νάρθηκας κλειδώνει στην επιθυμητή θέση.



Εικόνα 15 WHO για άτομα με βαθμό 3+ δύναμης έκτασης καρπού (Hsu et al., 2008)

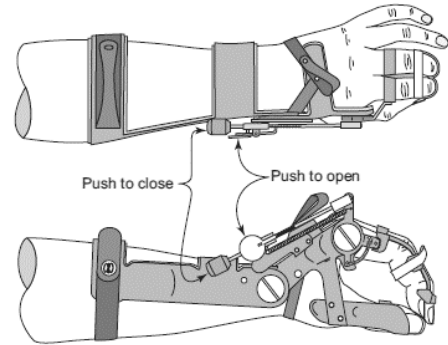
Πιο συγκεκριμένα το σύστημα τεσσάρων συνδέσεων (four bar linkage system) μεταφέρει την ροπή της έκτασης του καρπού στις φάλαγγες των δακτύλων. Η ροπή του καρπού περιστρέφει τον σύνδεσμο L1 δεξιόστροφα που οδηγεί σε αριστερόστροφη περιστροφή του συνδέσμου L2 (Εικόνα 16).



Εικόνα 16 Περιγραφή μηχανισμού WHO

- Ratchet- Style WHO | 3- δύναμη έκτασης καρπού ή/και κάμψης δακτύλων

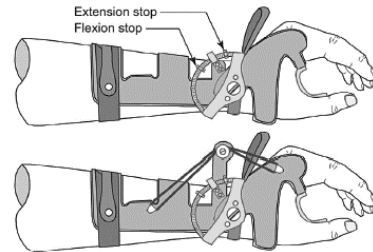
Όταν η δύναμη και το εύρος κίνησης της έκτασης του καρπού δεν επαρκούν για την χρήση του WHO, τότε χρησιμοποιείται ο Ratchet- Style WHO, διότι παρέχει ελεγχόμενη άδραξη μέσα από μηχανική αύξηση της δύναμης. Ο συγκεκριμένος νάρθηκας σταθεροποιεί τον καρπό στην επιθυμητή θέση, και τον αντίχειρα σε προσαγωγή με την ακραία φάλαγγα να ακουμπά αυτή του δείκτη και του μέσου. Ένας μηχανισμός ratchet και η αντίστοιχη μηχανική άρθρωση επιτρέπουν το κλείσιμο και την επακόλουθη άδραξη. Στην περίπτωση όπου υπάρχει αδυναμία, τα δάχτυλα συνήθως κλείνουν με την άσκηση πίεσης στο κουμπί του μηχανισμού ratchet. Αυτή η κίνηση πραγματοποιείται συνήθως από το αντίπλευρο υγιές άκρο, το πιγούνι ή με την επαφή με ένα άλλο σταθερό αντικείμενο. Για το άνοιγμα του χεριού, πιέζεται το κουμπί απελευθέρωσης ελατηρίου, για την υποβοηθούμενη έκταση των δακτύλων. Το μειονέκτημα αυτού του τύπου νάρθηκα σχετίζεται με τον περιορισμό στο πλήθος αντικειμένων που μπορεί να αδράξει, λόγω του ενός είδους άδραξης που εξυπηρετεί (three jaw chuck).



Εικόνα 17 Ratchet-style WHO για άτομα με βαθμό 3- δύναμης έκτασης καρπού (Hsu et al., 2008)

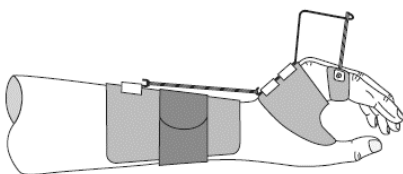
- Wrist-Action WHO | ελλειπής έκταση καρπού, ενίσχυση έκτασης, αντίσταση κάμψης

Σε κάποιες περιπτώσεις όπου η έκταση του καρπού δεν είναι επαρκής για την χρήση του απλού WHO, είναι απαραίτητη η ενδυνάμωση για την επανάκτηση της λειτουργικότητας, διαφορετικά είναι πιθανή η καμπτική σύσπαση. Για τον λόγο αυτό προτείνεται η χρήση ενός Wrist-Action WHO ή ενός Dynamic Dorsal WHO.



Εικόνα 18 Wrist-Action WHO για άτομα με ελλειπή δύναμη έκτασης καρπού (Hsu et al., 2008)

Ο Wrist-Action WHO διατηρεί την ενεργητική έκταση του καρπού μέσω ενός λάστιχου και μιας τροχαλίας, ενώ τοποθετούνται μηχανικά εμπόδια για την αποφυγή υπερέκτασης και υπέρ-κάμψης.



Εικόνα 19 Dynamic dorsal WHO για άτομα με έντονη κάμψη χεριού (Hsu et al., 2008)

Ο Dynamic dorsal αποτελεί την πιο απλή και στοχευμένη λύση. Απευθύνεται σε περιπτώσεις όπου υπάρχει μοτίβο έντονης κάμψης του καρπού και του χεριού. Αποτελείται από μια περιχειρίδα βραχίονα, μια περιχειρίδα παλάμης και φαλαγγικά δακτυλίδια. Κάθε κομμάτι συνδέεται με το άλλο μέσω λάστιχων και συρμάτων για την ενίσχυση της κινητικότητας και την αποφυγή έντονης κάμψης. Η τάση και το μήκος των λάστιχων καθορίζεται σύμφωνα με την επιθυμητή έλξη και υποστήριξη.

Συγκρίνοντας τα δύο αυτά διαφορετικά είδη βοηθημάτων (στατικά και δυναμικά) θα μπορούσε κανείς να υποθέσει ότι οι δυναμικοί νάρθηκες, έναντι των στατικών, έχουν πολλά περισσότερα οφέλη και καλύπτουν καλύτερα τις ανάγκες των χρηστών. Παρόλα αυτά, οι χρήστες των στατικών βοηθημάτων αποτελούν την πλειοψηφία.

Από το 1954 που δημιουργήθηκε ο συγκεκριμένος νάρθηκας δεν έχει αλλάξει σχεδόν καθόλου (Hsu et al., 2008). Δεδομένης της απλής και οικονομικής λύσης που προσφέρει θα περίμενε κανείς να έχει βελτιωθεί ο σχεδιασμός του μέσα στα χρόνια και ίσως αυτός να είναι και ο λόγος για το οποίο σήμερα δεν είναι ευρέως γνωστή η ύπαρξη αυτής της τεχνολογίας. Κάποια από τα προβλήματα που έχουν παρατηρηθεί αφορούν:

- τον υπερβολικό χρόνο τοποθέτησης (Nichols et al., 1978)
- τους περιορισμούς στο εύρος της κίνησης (Rout & Prasanth, 2020)
- την αδυναμία χρήσης σε πλευρική ακριβή άδραξη (Kang et al., 2013)
- την δύσκολη τοποθέτηση και αφαίρεση (Nichols et al., 1978)
- την φθορά των κινούμενων μερών (Nichols et al., 1978)
- τον ήχο των κινούμενων μερών (Nichols et al., 1978)
- την απευθυγράμμιση των περιχειρίδων (Kang et al., 2013)
- την δυσκολία χρήσης με αναπηρικό αμαξίδιο (Nichols et al., 1978)

3.3 ΡΟΜΠΟΤΙΚΑ ΒΟΗΘΗΜΑΤΑ

3.3.1 ΒΟΗΘΗΜΑΤΑ ΜΕ ΕΞΩΤΕΡΙΚΟ ΕΛΕΓΧΟ

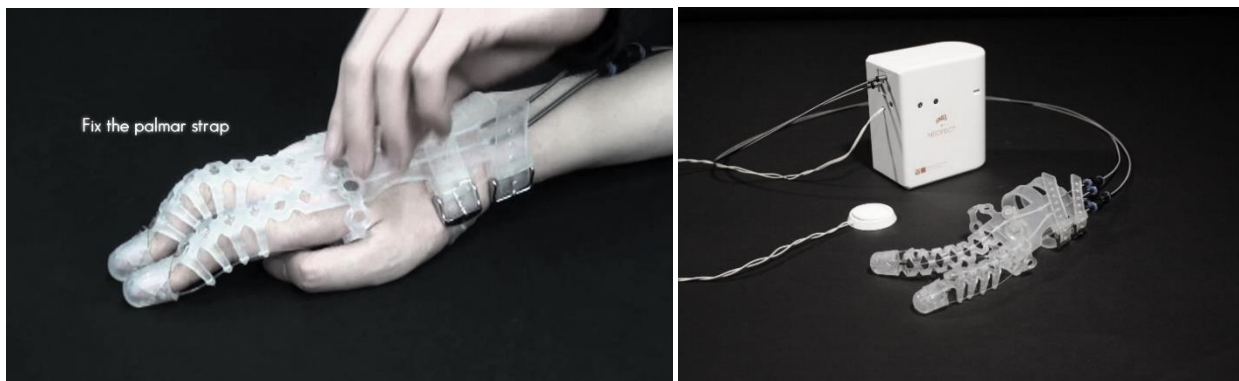
Βασικό χαρακτηριστικό αυτών των βοηθημάτων είναι ο έλεγχος μέσω ενός χειριστηρίου. Διαθέτει μία ή περισσότερες προκαθορισμένες αδράξεις, όπου ο χρήστης πατώντας το αντίστοιχο κουμπί τις ενεργοποιεί. Με αυτόν τον τρόπο ο χρήστης καλείται πριν την εκτέλεση κάποιας δραστηριότητας να αποφασίσει την ιδανική άδραξη για κράτημα, όπως επίσης και την χρονική στιγμή ενεργοποίησης/απενεργοποίησης. Αν προσθέσουμε σαν παράμετρο την **χρήση της συσκευή από δύο παράλυτα άκρα**, τότε το πάτημα των κουμπιών αποτελεί μια ακόμη πρόκληση. Σε κάποιες περιπτώσεις όπως για παράδειγμα στο NeoMano, είναι απαραίτητη η παρατεταμένη πίεση του κουμπιού προκειμένου να σφίξει η άδραξη, με αποτέλεσμα να μην είναι δυνατή η **ταυτόχρονη χρήση των χεριών**. Γενικά τα ρομποτικά βοηθήματα απαιτούν **πιο πολύπλοκη νοητική διεργασία** σε σχέση με τις προηγούμενες κατηγορίες τόσο κατά την προετοιμασία, όσο και κατά την εκτέλεση της δραστηριότητας. Ένα δεύτερο χαρακτηριστικό των ρομποτικών βοηθημάτων με εξωτερικό έλεγχο είναι η ανάγκη από **εξωτερική πηγή ενέργειας**, γεγονός που προϋποθέτει την ύπαρξη μίας μπαταρίας που άλλες φορές βρίσκεται πάνω στην φορητή συσκευή και άλλες σε κάποιο άλλο σημείο του σώματος με την μορφή ενός σακιδίου. Η χρήση μπαταρίας προσθέτει **όγκο, βάρος** και κάποιες φορές **επιπλέον χρόνο και προσπάθεια τοποθέτησης**, παράγοντες που συνήθως αποτελούν προκλήσεις για άτομα με παράλυση άνω άκρων. Δύο βοηθήματα αυτής της κατηγορίας είναι το NeoMano (Εικόνα 20) και το Exo-Glove (Εικόνα 21).

Το NeoMano (Εικόνα 20) είναι ένα μαλακό ρομποτικό βοήθημα που ενισχύει το παράλυτο χέρι στις καθημερινές δραστηριότητες. Καλύπτει τον αντίχειρα, τον δείκτη και τον μέσο, αφήνοντας τα υπόλοιπα δάκτυλα ακάλυπτα. Το γάντι συνδέεται σε ένα τροφοδοτικό το οποίο είναι τοποθετημένο σε ένα λάστιχο στο αντιβράχιο. Όταν ο χρήστης έχει ανάγκη για άδραξη μπορεί απλά να επιλέξει την αντίστοιχη λειτουργία από το ειδικό τηλεχειριστήριο Bluetooth που διαθέτει. Με την επιλογή για άδραξη, ενεργοποιείται το μοτέρ το οποίο τροφοδοτεί με τάση τα δάκτυλα. Για όσο περισσότερο χρόνο πιέζεται το πλήκτρο του τηλεχειριστηρίου τόσο πιο σφιχτό γίνεται το κράτημα. Η άδραξη που επιτυγχάνεται με αυτή τη συσκευή είναι η tripod, δίνοντας την δυνατότητα εκτέλεσης δραστηριοτήτων, όπως πόση από ποτήρι, χρήση πιρουνιού, κουταλιού και μαχαιριού, βούρτσισμα δοντιών και χρήση πόμολων. Για τον καθαρισμό του, αφαιρείται εύκολα το τροφοδοτικό. Πρόκειται ακόμα για μία startup ιδέα που όταν υλοποιηθεί εκτιμάται ότι θα έχει τιμή πώλησης τα 1,999\$



Εικόνα 20 Ρομποτικό βοήθημα Neo Mano

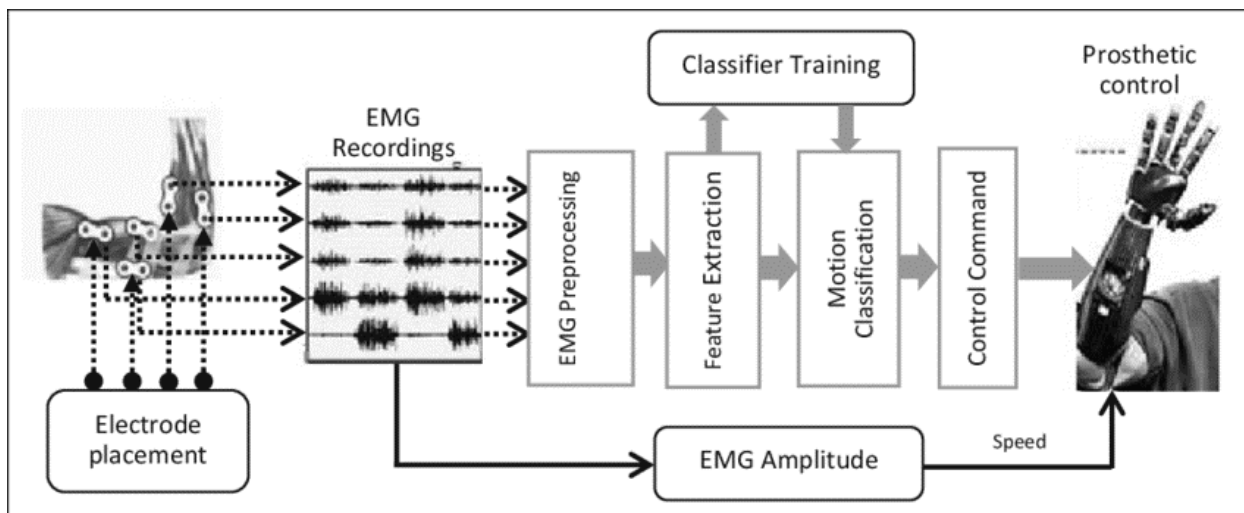
Το Exo-Glove (Εικόνα 21) έχει παρόμοια αρχή λειτουργίας με το NeoMano. Καλύπτει τα ίδια δάκτυλα, εκτελεί tripod άδραξη, διαθέτει τροφοδοτικό, μοτέρ και ένα σύστημα καλωδίων. Η επαναστατικότητα του συγκεκριμένου προϊόντος αφορά το υλικό από το οποίο είναι κατασκευασμένο. Αποτελείται από ένα πολυμερές ώστε να είναι άνετο σε καθημερινή χρήση, να είναι αδιάβροχο, να μπορεί να αποστειρωθεί εύκολα, να είναι εύκαμπτο, ελαφρύ και να μην τραβάει έντονα την προσοχή. Το προϊόν αυτό υλοποιήθηκε από το Εθνικό Πανεπιστήμιο της Σεούλ και δεν είναι ακόμα διαθέσιμο για αγορά.



Εικόνα 21 Ρομποτικό βοήθημα Exo-Glove

3.3.2 ΕΛΕΓΧΟΣ ΜΕ EMG

Σε αυτή την κατηγορία ο έλεγχος του βοηθήματος γίνεται μέσω ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) στους σκελετικούς μύες. Τα σήματα που στέλνουν οι μύες αποκωδικοποιούνται προκειμένου να εντοπιστεί η πρόθεση του χρήστη και στην συνέχεια εκτελείται μία από τις προκαθορισμένες αδράξεις με την οποία έχει συσχετιστεί.



Εικόνα 22 Περιγραφή διαδικασίας χρήσης EMG τεχνολογίας για έλεγχο ρομποτικού προσθετικού άκρου

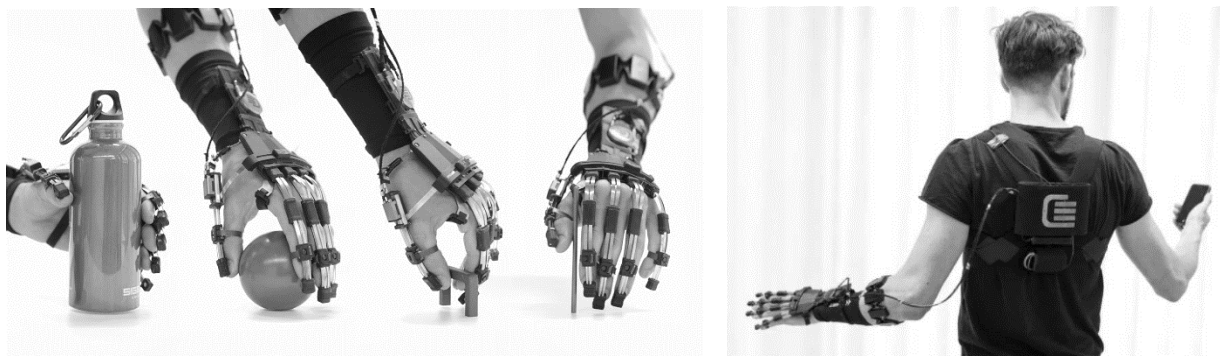
Στον τομέα των προσθετικών μελών, αυτή η τεχνολογία μιμείται την φυσιολογική κίνηση του χεριού κάνοντας την χρήση διαισθητική. Όταν όμως κάποιοι από του μύες έχουν βλάβη, όπως στην περίπτωση της τετραπληγίας, τότε θα πρέπει να βρεθεί ένας εναλλακτικός τρόπος λήψης των EMG σημάτων από άλλους υγιείς μύες. Για παράδειγμα, μπορούν να χρησιμοποιηθούν οι μύες των ποδιών για να ελέγξουν την κίνηση των δακτύλων. Ένας ακόμη παράγοντας που πρέπει να λαμβάνεται υπόψη κατά την χρήση αυτής της τεχνολογίας στη σχεδίαση, είναι η αποφυγή χρήσης μυϊκών ομάδων που χρησιμοποιούνται για πολλαπλές δραστηριότητες. Για παράδειγμα, οι μύες των άνω άκρων χρησιμοποιούνται εξίσου για τις δραστηριότητες προετοιμασίας και άδραξης (Geethanjali, 2016). Προκειμένου να αποφευχθεί η σύγχυση του

συστήματος θα πρέπει για κάποια από τις δύο δραστηριότητες να χρησιμοποιείται κάποια άλλη μυϊκή ομάδα που δεν θα σχετίζεται με την αναμενόμενη φυσική δράση. Σε αυτές τις περιπτώσεις όμως, είναι σαφές ότι υπάρχει **έλλειψη διαισθητικότητας** από το χρήστη, και απαιτείται η **εκμάθηση μιας νέας νοητικής διεργασίας**.

Για την λήψη των EMG σημάτων υπάρχουν δύο τεχνικές, οι επιφανειακοί αισθητήρες και οι ενδομυϊκοί αισθητήρες. Οι επιφανειακοί χρησιμοποιούνται πολύ περισσότερο καθώς είναι μη επεμβατικοί σε αντίθεση με τους ενδομυϊκούς που απαιτούν χειρουργική επέμβαση, αλλά έχουν και λιγότερη ακρίβεια λόγω των περιορισμένων σημείων τοποθέτησής τους.

Μεταξύ ρομποτικών βοηθημάτων και προσθετικών άκρων που χρησιμοποιούν αυτή την τεχνολογία, υπάρχουν διαφοροποιήσεις στον τρόπο που επεξεργάζονται τα δεδομένα των μυϊκών σημάτων. Αυτή η διαφοροποίηση έγκειται στα συστήματα αποκωδικοποίησης των σημάτων. Τα περισσότερα συστήματα είναι αποτέλεσμα διαδοχικών ελέγχων, αλλά διερευνώνται νέα συστήματα άμεσου και ταυτόχρονου ελέγχου. Υπάρχουν επτά διαφορετικά συστήματα διαδοχικού ελέγχου, το on-off, το κατά αναλογία (proportional), τον άμεσο (direct), της πεπερασμένης κατάστασης (FSM), της αναγνώρισης μοτίβων (PR), της παλινδρόμησης (regression) και του προσανατολισμού (posture) (Geethanjali, 2016).

Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα ενσωμάτωσης της EMG τεχνολογίας στον τομέα των ρομποτικών βοηθημάτων είναι το TenoExo, ένα σύστημα που βρίσκεται ακόμα σε ερευνητικό επίπεδο. Πρόκειται για ένα ελαφρύ εξοσκελετικό βοήθημα το οποίο απευθύνεται σε άτομα με διαφορετικές παθήσεις, όπως εγκεφαλικό επεισόδιο, κάκωση νωτιαίου μυελού και μυϊκή ατροφία. Προσφέρει πλήθος αδράξεων και αποτελείται από ένα ελαφρύ υποσύστημα χειρός, όπως επίσης και ένα κουτί τροφοδοσίας, μοτέρ και κέντρου ελέγχου τα οποία βρίσκονται σε ένα σακίδιο πλάτης. Η παλάμη του χεριού μένει σχεδόν ακάλυπτη για ανεμπόδιστη επαφή με αντικείμενα. Προσφέρει μέγιστη δύναμη 4.5N για κάθε δάκτυλο και άδραξη αντικειμένων με μέγιστο βάρος όσο ένα μπουκάλι 500ml.



Εικόνα 23 Ρομποτικό βοήθημα EMG τεχνολογίας, TenoExo

3.3.3 ΕΛΕΓΧΟΣ ΜΕ EEG

Με την εξέλιξη των βοηθημάτων και προσθετικών άκρων από στατικά σε δυναμικά, έγιναν διάφορες προσπάθειες ώστε να προστεθούν περισσότεροι βαθμοί ελευθερίας και γίνει πιο διαισθητικός και άμεσος έλεγχος του συστήματος. Από τις πρώτες προσπάθειες ήταν ο έλεγχος με EMG σήματα, που αναφέρθηκε παραπάνω. Το **μεγάλο κόστος** της τεχνολογίας και η ανάγκη από υγιείς μύες για λειτουργία όμως, οδήγησαν στην αναζήτηση νέων πιο ολοκληρωμένων και αξιόπιστων τεχνολογιών. Μία τέτοια τεχνολογία είναι ο έλεγχος με EEG σήματα. Πρόκειται για μία **μη επεμβατική μέθοδο** που παρέχει άμεση επικοινωνία και έλεγχο μεταξύ του ανθρώπινου εγκεφάλου και των φυσικών συσκευών, μεταφράζοντας την εγκεφαλική δραστηριότητα σε εντολές σε άμεσο χρόνο. Παρακάμπτοντας δηλαδή, με αυτόν τρόπο την συμμετοχή του μυϊκού συστήματος για την εκτέλεση δραστηριοτήτων. Αποτελεί ένα πολύ σημαντικό εργαλείο στην καθημερινή ζωή ατόμων με σοβαρή αναπηρία, όπως νεύρο-κινητικές βλάβες ή τραυματισμούς στο νευρικό σύστημα, με κυριότερη την κάκωση στο νωτιαίο μυελό (Rashid et al., 2020).

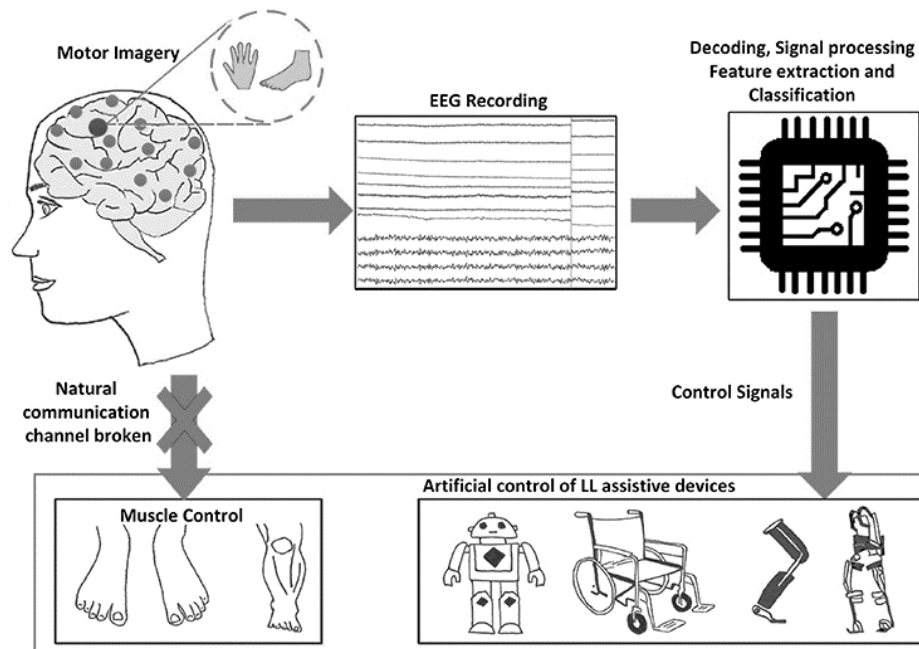
Εκτός από το ρομποτικό βοήθημα που χρειάζεται ο χρήστης είναι απαραίτητο και ένα σύστημα ηλεκτροδίων που τοποθετείται στο κεφάλι για την λήψη εγκεφαλικών σημάτων (Εικόνα 24). Ο τρόπος που τοποθετείται η συσκευή έχει πολύ μεγάλη σημασία και απαιτεί την βοήθεια κάποιου ειδικού, κυρίως κατά την πρώτη χρήση, καθώς τα ηλεκτρόδια πρέπει να τοποθετούνται σε πολύ συγκεκριμένα σημεία. Συνήθως το λογισμικό παρέχει καθοδήγηση σε αυτό το μέρος της διαδικασίας.



Εικόνα 24 Headset EEG τεχνολογίας

Σε επόμενο στάδιο είναι απαραίτητη η **εκμάθηση του χρήστη και του συστήματος** (machine learning). Ανάλογα με το είδος των σημάτων που χρειάζεται να εξαχθούν ο χρήστης θα πρέπει να **εξασκηθεί στην χρήση του συστήματος**, ενδυναμώνοντας ταυτόχρονα και την ικανότητα συγκέντρωσής του. Το σύστημα σε αυτήν την διαδικασία αναγνωρίζει τα μοτίβα των σημάτων και τα ταυτοποιεί με τον χρήστη, με αποτέλεσμα να γίνεται πιο ακριβής η αναγνώριση και επεξεργασία τους (Rashid et al., 2020).

Κατά την χρήση λοιπόν και πιο συγκεκριμένα στην εφαρμογή της τεχνολογίας στα ρομποτικά βοηθήματα και προσθετικά μέλη, ο χρήστης γνωρίζοντας την κίνηση που επιθυμεί να εκτελέσει, καλείτε να φέρει στο μυαλό του, είτε την εικόνα της κίνησης, είτε μία λέξη που την αντιπροσωπεύει. Με αυτόν το τρόπο τα σήματα που παράγονται από τον εγκέφαλο αναγνωρίζονται και εκτελείται η προκαθορισμένη ενέργεια με την οποία έχουν συσχετιστεί.



Εικόνα 25 Περιγραφή διαδικασίας χρήσης της EEG τεχνολογίας

Η συγκεκριμένη τεχνολογία έχει πολλές προοπτικές. Παρόλα αυτά έχει πολλά ελαττώματα που δυστυχώς δεν επιτρέπουν την ευρεία εφαρμογή και χρήση της. Η χρήση του EEG σε ρομποτικά βοηθήματα και προσθετικά άκρα βρίσκεται σε ερευνητικό ακόμα στάδιο. Προβλήματα αυτής της τεχνολογίας εντοπίζονται τόσο στο επίπεδο λήψης και επεξεργασίας δεδομένων όσο και στο υλικοτεχνικό επίπεδο, όπως αναφέρονται παρακάτω (Rashid et al., 2020).

Προβλήματα λήψης και επεξεργασίας δεδομένων:

1. Ανάγκη ενός ειδικού για την εξαγωγή, επεξεργασία και κατηγοριοποίηση των δεδομένων του εγκεφαλογραφήματος.
2. Βιολογικά και περιβαλλοντικά σφάλματα τα οποία μπορούν να αλλοιώσουν τα σήματα που λαμβάνονται από το σύστημα, με αποτέλεσμα να μην μπορεί να γίνει ακριβής επεξεργασία.
3. Τα EEG σήματα δεν είναι γραμμικά και στατικά με αποτέλεσμα να δημιουργούνται προβλήματα επεξεργασίας δεδομένων και πιο συγκεκριμένα στον εντοπισμό των κατάλληλων μεθόδων εξαγωγής και ελάττωσης δεδομένων.
4. Το machine learning στις περισσότερες έρευνες επικεντρώνεται σε στατικά δεδομένα με αποτέλεσμα να μην μπορεί να επεξεργαστεί γρήγορα τα εναλλασσόμενα εγκεφαλικά σήματα.
5. Πολλές φορές συγχωνεύονται τα δεδομένα από τα πολλά ηλεκτρόδια για να μειωθεί η πληροφορία καθώς και για να βελτιωθούν τα αποτελέσματα ταξινόμησης.
6. Χρειάζονται πολλές δοκιμές εκμάθησης από τον χρήστη, με αποτέλεσμα να απαιτείται πολύς χρόνος ρύθμισης της συσκευής πριν από τη χρήση.
7. Άτομα με αναπηρία επιτυγχάνουν χαμηλότερους ρυθμούς μετάδοσης σημάτων.

Υλικοτεχνικά προβλήματα:

1. Τα περισσότερα EEG συστήματα απαιτούν ηλεκτρόδια νερού ή τζελ που δεν είναι άνετα κατά την χρήση. Τα στεγνά ηλεκτρόδια αν και πιο άνετα, προκαλούν περισσότερα σφάλματα και θόρυβο.
2. Δεν ενδείκνυνται για χρήση από άτομα με μακριά μαλλιά.
3. Συστήματα διαθέσιμα στην αγορά έχουν μικρότερο αριθμό ηλεκτροδίων.
4. Είναι αρκετά κοστοβόρο.
5. Δεν διατίθενται αρκετά συστήματα με δυνατότητα ασύρματης μεταφοράς δεδομένων με αποτέλεσμα να μην είναι δυνατή η μεταφορά τους.

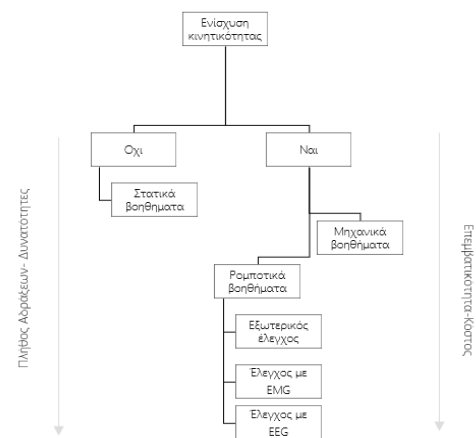
3.4 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΕΦΑΛΑΙΟΥ

Όπως φαίνεται και στην (Εικόνα 26) όσο πιο περίπλοκο είναι ένα σύστημα τόσο περισσότερα αυξάνονται οι δυνατότητες του, με κόστος όμως στην τιμή, τον βαθμό επεμβατικότητας και στον βαθμό εξοικείωσης που απαιτείται, αλλά και σε άλλες βασικές ανάγκες των χρηστών (Εικόνα 26).

Για παράδειγμα, τα ρομποτικά βοηθήματα, σε σχέση με τις άλλες δύο κατηγορίες στατικών και μηχανικών βοηθημάτων, παρέχουν τις περισσότερες δυνατότητες και αδράξεις στους χρήστες, κάτι που σχετίζεται με την εξωτερική πηγή ενέργειας και τον εξωτερικό έλεγχο που τα χαρακτηρίζουν. Από την άλλη όμως φαίνεται ότι απαιτούν την εκμάθηση μίας νέας νοητικής διεργασίας, έχουν μεγάλο βαθμό επεμβατικότητας προκειμένου να λειτουργήσουν καλύτερα, απαιτούν την βοήθεια ειδικού, έχουν εξαιρετικά μεγάλο κόστος αγοράς και συντήρησης και δεν έχουν αυτονομία.

Επομένως κατά την σχεδίαση θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψιν το απευθυνόμενο κοινό, καθώς υπάρχουν πολλά υποκειμενικά κριτήρια και ανάγκες για την επιλογή του κατάλληλου βοηθήματος. Κάποιοι χρήστες για παράδειγμα επιθυμούν βοηθήματα που τους διευκολύνουν σε όσο το δυνατό περισσότερες καθημερινές δραστηριότητες, χωρίς να δίνουν έμφαση στην αισθητική και το κόστος. Άλλοι, είτε από επιλογή, είτε από ανάγκη, δίνουν περισσότερη βαρύτητα στο κόστος και στην αισθητική και όχι στην λειτουργικότητα.

Μέχρι και σήμερα δεν έχει σχεδιαστεί κάποιο βοήθημα που να μπορεί να καλύψει εξίσου όλες τις ανάγκες, επομένως ο κάθε σχεδιαστής ανάλογα με τους πόρους που διαθέτει και το πού απευθύνεται θα πρέπει να επιλέξει τα προβλήματα και τις ανάγκες στις οποίες θέλει να εστιάσει.



Εικόνα 26 Σχεδιαστικές προσεγγίσεις

4 ΕΡΓΟΝΟΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΔΡΑΞΕΩΝ

Μία από τις βασικότερες σχεδιαστικές προκλήσεις των βοηθημάτων άνω άκρων είναι η επιλογή των κατάλληλων αδράξεων που θα προσφέρει το υπό σχεδίαση βοήθημα. Επομένως είναι απαραίτητη η ανάλυση όλων των αδράξεων ενός υγιούς χεριού τόσο σε επίπεδο κινησιολογίας, όσο και σε επίπεδο αλληλεπίδρασης με τα αντικείμενα που αφορούν το πλαίσιο χρήσης, με σκοπό τον εντοπισμό των πλέον απαραίτητων για την εκτέλεση Δ.Κ.Ζ..

Έχουν γίνει αρκετές προσπάθειες στο παρελθόν για την μελέτη της λειτουργικότητας του ανθρώπινου χεριού, αλλά παρόλα αυτά είναι εξαιρετικά δύσκολη η ανάλυση, κατηγοριοποίηση και ταξινόμηση όλων των δυνατοτήτων του. Το ανθρώπινο χέρι αποτελείται από 15 αρθρώσεις και περισσότερους από 20 βαθμούς ελευθερίας με αποτέλεσμα να εκτελεί πληθώρα πολύπλοκων λειτουργιών. Οι περισσότερες μελέτες χρησιμοποιούν διαφορετικούς τύπους αδράξεων με αποτέλεσμα να είναι αδύνατη η εκτενής σύγκρισή τους. Επιπλέον, η κάθε μελέτη στην προσπάθειά της να κατηγοριοποιήσει τις αδράξεις του ανθρώπινου χεριού, εκτελεί πειράματα σε διαφορετικά πλαίσια με αποτέλεσμα να δημιουργείται αμφιβολία σχετικά με την εγκυρότητά της. Κάθε πλαίσιο διαφοροποιείται τόσο στα αντικείμενα που χρησιμοποιούνται, όσο και στις δραστηριότητες που εκτελούνται. Για το πλαίσιο στο οποίο απευθύνεται η συγκεκριμένη εργασία είναι απαραίτητη μια πιο εξειδικευμένη μελέτη.

Παρόλα αυτά, οι προσπάθειες κατηγοριοποίησης των αδράξεων και δυνατοτήτων του χεριού που έχουν γίνει, μπορούν να προσφέρουν σημαντικές πληροφορίες στην επιλογή των κατάλληλων λειτουργιών του υπό-σχεδίαση βοηθήματος.

4.1 ΚΑΤΗΓΟΡΙΟΠΟΙΗΣΗ ΜΟΤΙΒΩΝ ΧΕΙΡΙΣΜΟΥ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΩΝ

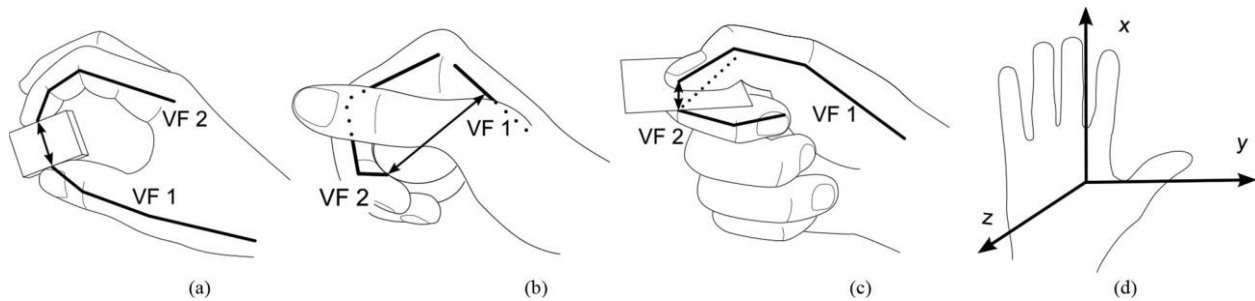
Σύμφωνα με τους Bullock, Ma, et al. (2013), υπάρχουν τρεις βασικές κατηγορίες στις οποίες μπορούν να ενταχθούν οι αδράξεις και αφορούν το μοτίβο κίνησης του χεριού ανάλογα με το είδος της επαφής και την μετάδοση της κίνησης στο αντικείμενο.

A. Δυνατή, Μέση και Ακριβής άδραξη

Κάθε άδραξη διακρίνεται σε δυνατή ή ακριβής. Χαρακτηριστικό της δυνατής άδραξης είναι η εξάρτηση στην κίνηση του χεριού με του αντικειμένου, προκειμένου δηλαδή να δοθεί κίνηση στο αντικείμενο είναι απαραίτητη η κίνηση του χεριού. Στην ακριβή άδραξη το χέρι μπορεί να προκαλέσει εγγενή κίνηση του αντικειμένου, χωρίς να είναι απαραίτητη η κίνηση του χεριού.

B. Προσανατολισμός Χεριού-Αντικειμένου

Υπάρχουν τρεις προσανατολισμοί στους οποίους το χέρι μπορεί να εφαρμόσει δυνάμεις για ασφαλές κράτημα. Οι διαφορές μεταξύ τους έγκειται στην κατεύθυνση της δύναμης που ασκείται μεταξύ χεριού και αντικειμένου.



Εικόνα 27 Κατευθύνσεις δύναμης στην (α) Δακτυλική (b) Παλαμιαία (c) Πλευρική άδραξη στους άξονες (d), (Feix 2016)

- 1) Δακτυλική (Pad): Ανάπτυξη δυνάμεων μεταξύ επιφανειών χεριού παράλληλων με την παλάμη, όπως τις άκρες των δακτύλων και του αντίχειρα (Εικόνα 27 α). Εκτελείται στον x άξονα της Εικόνα 27 (d).
- 2) Παλαμιαία (Palm): Ανάπτυξη δυνάμεων μεταξύ επιφανειών χεριού συνήθως κάθετων στην παλάμη (Εικόνα 27 b). Εκτελείται στον άξονα z της Εικόνα 27 (d).
- 3) Πλευρική (Side): Ανάπτυξη δυνάμεων μεταξύ επιφανειών χεριού εγκάρσιες της παλάμης (Εικόνα 27 c). Εκτελείται στον y άξονα της Εικόνα 27 (d).

Αυτοί οι προσανατολισμοί είναι ανεξάρτητοι και μπορούν να χρησιμοποιηθούν ξεχωριστά ή ταυτόχρονα σε μία δραστηριότητα.

C. Εικονικά Δάκτυλα


















Σε πολλές δραστηριότητες πολλά δάχτυλα ενεργούν ως ένα που ονομάζεται στην βιβλιογραφία ως ένα εικονικό δάκτυλο (Virtual Finger VF). Τα δάκτυλα που ανήκουν σε ένα VF εφαρμόζουν δυνάμεις με ίδια κατεύθυνση. Ανάλογα με το είδος άδραξης, ένα ή περισσότερα δάκτυλα μπορούν να ορισθούν ως ένα VF. Για παράδειγμα στην εικόνα (b) η παλάμη ορίζεται ως ένα VF ενώ τα υπόλοιπα τέσσερα δάκτυλα ως ένα δεύτερο VF.














4.2 ΚΑΤΗΓΟΡΙΟΠΟΙΗΣΗ ΑΔΡΑΞΕΩΝ

Οι Feix et al., (2016) συνέλλεξαν 211 κατηγοριοποιήσεις αδράξεων που υπάρχουν στην βιβλιογραφία, τις σύγκριναν με βάση την διαμόρφωση του χεριού, το μέγεθος του αντικειμένου άδραξης και τις επιφάνειες επαφής και στην συνέχεια κατηγοριοποίησαν τις 33 αδράξεις (Εικόνα 29) που προέκυψαν με βάση τα μοτίβα χειρισμού των Bullock, Ma, et al. (2013), που αναλύθηκαν στο κεφάλαιο 4.1.1.1. Έτσι προέκυψαν τα αποτελέσματα της Εικόνα 28, όπου στην πρώτη γραμμή γίνεται διάκριση στους τύπους άδραξης (A) (δυνατή, μέση και ακριβής), στην δεύτερη γραμμή γίνεται διάκριση στον προσανατολισμό χεριού-αντικειμένου (B), στην τρίτη γραμμή γίνεται διάκριση μεταξύ του πλήθους εικονικών δακτύλων VF (C) και τέλος στην τέταρτη και πέμπτη γραμμή γίνεται διάκριση σε απαγωγή και προσαγωγή του αντίχειρα (Εικόνα 28).

		Power					Intermediate			Precision					
		Palm		Pad			Side			Pad			Side		
Opp:	VF:	3-5	2-5	2	2-3	2-4	2-5	2	3	3-4	2	2-3	2-4	2-5	3
Thumb Abducted			1: Large Diameter 2: Small Diameter 3: Medium Wrap 10: Power Disk 11: Power Sphere 	31: Ring 	28: Sphere 3 Finger 18: Extension Type 26: Sphere 4-Finger 	19: Distal Type 	23: Adduction Grip 			21: Tripod Variation 	9: Palmar Pinch 24: Tip Pinch 33: Inferior Pincer 	8: Prismatic 2 Finger 14: Tripod 	7: Prismatic 3 Finger 27: Quadpod 	6: Prismatic 4 Finger 12: Precision Disk 13: Precision Sphere 	20: Writing Tripod
	Thumb Adducted	17: Index Finger Extension 	4: Adducted Thumb 5: Light Tool 15: Fixed Hook 30: Palmar 					16: Lateral 29: Stick 32: Ventral 	25: Lateral Tripod 					22: Parallel Extension 	

Εικόνα 28 Ταξινόμηση αδράξεων (Feix, 2016)

Nr.	Name	Picture	Type	Opp.Type	Thumb Pos.	VF1	VF2	VF3
1	<u>Large Diameter</u>		Power	Palm	Abd	P	2-5	
2	<u>Small Diameter</u>		Power	Palm	Abd	P	2-5	
3	<u>Medium Wrap</u>		Power	Palm	Abd	P	2-5	
4	<u>Adducted Thumb</u>		Power	Palm	Add	P	2-5	1
5	<u>Light Tool</u>		Power	Palm	Add	P	2-5	(1)
6	<u>Prismatic 4 Finger</u>		Precision	Pad	Abd	1	2-5	
7	<u>Prismatic 3 Finger</u>		Precision	Pad	Abd	1	2-4	
8	<u>Prismatic 2 Finger</u>		Precision	Pad	Abd	1	2-3	
9	<u>Palmar Pinch</u>		Precision	Pad	Abd	1	2	
10	<u>Power Disk</u>		Power	Palm	Abd	P	2-5	
11	<u>Power Sphere</u>		Power	Palm	Abd	P	2-5	
12	<u>Precision Disk</u>		Precision	Pad	Abd	1	2-5	
13	<u>Precision Sphere</u>		Precision	Pad	Abd	1	2-5	
14	<u>Tripod</u>		Precision	Pad	Abd	1	2-3	
15	<u>Fixed Hook</u>		Power	Palm	Add	P	2-5	
16	<u>Lateral</u>		Intermediate	Side	Add	1	2	
17	<u>Index Finger Extension</u>		Power	Palm	Add	P	3-5	2

18	<u>Extension Type</u>		Power	Pad	Abd	1	2-4	
19	<u>Distal Type</u>		Power	Pad	Abd	1	2-5	
20	<u>Writing Tripod</u>		Precision	Side	Abd	1	3	
21	<u>Tripod Variation</u>		Intermediate	Side	Abd	1	3-4	
22	<u>Parallel Extension</u>		Precision	Pad	Add	1	2-5	
23	<u>Adduction</u>		Intermediate	Side	Abd	1	2	
24	<u>Tip Pinch</u>		Precision	Pad	Abd	1	2	
25	<u>Lateral Tripod</u>		Intermediate	Side	Add	1	3	
26	<u>Sphere 4 Finger</u>		Power	Pad	Abd	1	2-4	
27	<u>Quadpod</u>		Precision	Pad	Abd	1	2-4	
28	<u>Sphere 3 Finger</u>		Power	Pad	Abd	1	2-3	
29	<u>Stick</u>		Intermediate	Side	Add	1	2	
30	<u>Palmar</u>		Power	Palm	Add	1	2-5	
31	<u>Ring</u>		Power	Pad	Abd	1	2	
32	<u>Ventral</u>		Intermediate	Side	Add	1	2	
33	<u>Inferior Pincer</u>		Precision	Pad	Abd	1	2	

Εικόνα 29 Λίστα αδράξεων (Feix, 2016)

4.3 ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΧΡΗΣΗΣ ΑΔΡΑΞΕΩΝ

4.3.1 ΑΔΡΑΞΕΙΣ ΣΤΗΝ ΚΑΘΗΜΕΡΙΝΗ ΖΩΗ

Για τον εντοπισμό των πλέον απαραίτητων αδράξεων για εκτέλεση Δ.Κ.Ζ. έγινε μια βιβλιογραφική σύγκριση μεταξύ των ερευνών των Bullock, Zheng, et al., (2013) και Vergara et al. (2014).

- Bullock, Zheng, et al., (2013)

Οι Bullock, Zheng, et al., (2013) χρησιμοποίησαν την κατηγοριοποίηση των Feix et al. (2016) με σκοπό την μελέτη διαφόρων παραμέτρων άδραξης σε πραγματικές συνθήκες μέσα από την παρατήρηση δύο οικονομών και δύο τεχνιτών. Οι παράμετροι που μελέτησαν αφορούν την συχνότητα χρήσης άδραξης, την μάζα και το μέγεθος των αντικειμένων, την μορφή του αντικειμένου και την δύναμη άδραξης. Λόγω της συσχέτισης των αποτελεσμάτων με τα συγκεκριμένα περιβάλλοντα μελέτης είναι ακόμα ασαφής ο βαθμός στον οποίο μπορούν να επεκταθούν και να χαρακτηρίσουν όλες τις λειτουργίες του χεριού. Παρακάτω παρατίθεται η Εικόνα 30 με τα αποτελέσματα της έρευνας των Bullock, Zheng, et al., (2013).

Nr.	Name	Type	Opp. Type	Th. Pos	VF	Lit. Ref.	Prev. [54]	Mass [g] [57]	Size [cm] [57]	Rigidity [57]	Force [58]
1	Large Diameter	Pos.	Palm	Abd.	VF 2: 2-5 VF 3:	15	F: 17.7 % D: 1.5 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
2	Small Diameter	Pos.	Palm	Abd.	VF 2: 2-5 VF 3:	8	F: 0.7 % D: 0.3 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
3	Medium Wasp	Pos.	Palm	Abd.	VF 2: 2-5 VF 3:	11	F: 12.7 % D: 23.8 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
4	Adducted Thumb	Pos.	Palm	Add.	VF 2: 2-5 VF 3: 1	2	F: 1.0 % D: 0.9 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
5	Light Tool	Pos.	Palm	Add.	VF 2: 2-5 VF 3: (1)	2	F: 4.8 % D: 3.6 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
6	Prismatic 4 Finger	Pre.	Pad	Abd.	VF 2: 2-5 VF 3:	6	F: 4.0 % D: 2.0 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
7	Prismatic 3 Finger	Pre.	Pad	Abd.	VF 2: 2-4 VF 3:	4	F: 4.2 % D: 3.5 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
8	Prismatic 2 Finger	Pre.	Pad	Abd.	VF 2: 2-3 VF 3:	3	F: 0.4 % D: 4.3 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
9	Palmar Pinch	Pre.	Pad	Abd.	VF 2: 2 VF 3:	18	F: 3.9 % D: 2.3 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
10	Power Disk	Pos.	Palm	Abd.	VF 2: 2-5 VF 3:	3	F: 0.2 % D: 0.1 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
11	Power Sphere	Pos.	Palm	Abd.	VF 2: 2-5 VF 3:	13	F: 6.3 % D: 4.8 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
12	Precision Disk	Pre.	Pad	Abd.	VF 2: 2-5 VF 3:	3	F: 7.1 % D: 18.8 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
13	Precision Sphere	Pre.	Pad	Abd.	VF 2: 2-5 VF 3:	7	F: 13.2 % D: 0.2 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
14	Tripod	Pre.	Pad	Abd.	VF 2: 2-3 VF 3:	9	F: 8.4 % D: 6.1 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
15	Fixed Hook	Pos.	Palm	Add.	VF 2: 2-5 VF 3:	2	F: 0.4 % D: 2.0 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
16	Lateral	Int.	Side	Add.	VF 2: 2 VF 3:	19	F: 8.9 % D: 5.9 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
17	Index Finger Extension	Pos.	Palm	Add.	VF 2: 3-5 VF 3: 2	4	F: 3.4 % D: 5.6 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
18	Extension Type	Pos.	Pad	Abd.	VF 2: 2-5 VF 3:	3	F: 3.6 % D: 1.8 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
19	Distal Type	Pos.	Pad	Abd.	VF 2: 2-5 VF 3:	3	F: 0 % D: 0 %	no data	no data	no data	no data
20	Writing Tripod	Pre.	Side	Abd.	VF 2: 2 VF 3:	8	F: 0.7 % D: 1 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
21	Tripod Variation	Int.	Side	Abd.	VF 2: 3-4 VF 3:	2	F: 0 % D: 0 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	no data
22	Parallel Extension	Pre.	Pad	Add.	VF 2: 2-5 VF 3:	7	F: 2.0 % D: 2.3 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
23	Adduction Grip	Int.	Side	Abd.	VF 2: 2 VF 3:	4	F: 2.2 % D: 0.9 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
24	Tip Pinch	Pre.	Pad	Abd.	VF 2: 2 VF 3:	13	F: 0.3 % D: 0.1 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
25	Lateral Tripod	Int.	Side	Add.	VF 2: 3 VF 3:	2	F: 10.4 % D: 5.1 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
26	Sphere 4 Finger	Pos.	Pad	Abd.	VF 2: 2-4 VF 3:	1	F: 0.2 % D: 0.2 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
27	Quadpod	Pre.	Pad	Abd.	VF 2: 2-4 VF 3:	2	F: 0.3 % D: 0.2 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
28	Sphere 3 Finger	Pos.	Pad	Abd.	VF 2: 2-3 VF 3:	1	F: 1.5 % D: 0.7 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
29	Stick	Int.	Side	Add.	VF 2: 2 VF 3:	1	F: 1.2 % D: 0.8 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
30	Palmar	Pos.	Palm	Add.	VF 2: 2-5 VF 3:	2	F: 0.6 % D: 0.2 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
31	Ring	Pos.	Pad	Abd.	VF 2: 2 VF 3:	1	F: 2.0 % D: 2.0 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
32	Ventral	Int.	Side	Add.	VF 2: 2 VF 3:	1	F: 0.4 % D: 0.2 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
33	Inferior Pinch	Pre.	Pad	Abd.	VF 2: 2 VF 3:	1	F: 0.6 % D: 0.3 %	0 500 1,000	0 5 10 15	ri wt in	
Descriptions							F... Frequency D... Duration	Mass of the object in grams.	Size of the object that defines the hand opening, in cm.	ri... rigidity in... length sq... square th... thickness	wt... weight in... interaction

Εικόνα 30 Αποτελέσματα έρευνας αδράξεων (Bullock, 2013)

Από την έρευνα των Bullock, Zheng, et al. (2013) φαίνεται ότι τα περισσότερα είδη αδράξεων εφαρμόζονται σε σχετικά ελαφριά αντικείμενα με τα περισσότερα αντικείμενα να είναι **ελαφρύτερα των 500 gr**. Αντίστοιχα συμπεράσματα σχετίζονται με το μέγεθος των αντικειμένων που καθορίζει το **άνοιγμα του χεριού, όπου στην πλειοψηφία φτάνει μέχρι τα 5 cm**. Από τα παραπάνω είναι σαφές ότι το χέρι δεν φτάνει στο όριο των δυνατοτήτων του σε σχέση με την δύναμη και το εύρος κίνησης. Ακόμη από τον πίνακα φαίνεται ότι στις περισσότερες αδράξεις (εκτός των extension, precision disk, και writing tripod), η δύναμη σχετίζεται άμεσα με το βάρος του αντικειμένου και όχι με το είδος της αλληλεπίδρασης.

Bullock et al.			Bullock et al.		
	No.	Συχνότητα %		No.	Συχνότητα %
Large Diameter	1	1.70%	Medium Wrap	3	12.70%
Small Diameter	2	0.70%	Lateral tripod	25	10.40%
Medium Wrap	3	12.70%	Lateral	16	8.90%
Prismatic 4 Finger	6	4%	Tripod	14	8.40%
Prismatic 3 Finger	7	4.20%	Precision Disk	12	7.10%
Prismatic 2 Finger	8	6.40%	Prismatic 2 Finger	8	6.40%
Palmar Pinch	9	3.90%	Power Sphere	11	6.30%
Power Disc	10	0.20%	Prismatic 3 Finger	7	4.20%
Power Sphere	11	6.30%	Prismatic 4 Finger	6	4%
Precision Disk	12	7.10%	Palmar Pinch	9	3.90%
Precision Sphere	13	0.20%	Extension Type	18	3.60%
Tripod	14	8.40%	Ring	31	2%
Lateral	16	8.90%	Large Diameter	1	1.70%
Extension Type	18	3.60%	Sphere 3 Finger	28	1.50%
Distal Type	19	0%	Small Diameter	2	0.70%
Writing Tripod	20	0.70%	Writing Tripod	20	0.70%
Tip Pinch	24	0.30%	Inferior Pincer	33	0.60%
Lateral tripod	25	10.40%	Tip Pinch	24	0.30%
Sphere 4 Finger	26	0.20%	Quadpod	27	0.30%
Quadpod	27	0.30%	Power Disc	10	0.20%
Sphere 3 Finger	28	1.50%	Precision Sphere	13	0.20%
Ring	31	2%	Sphere 4 Finger	26	0.20%
Inferior Pincer	33	0.60%	Distal Type	19	0%

Εικόνα 31 Συχνότητα και διάρκεια χρήσης αδράξεων (Bullock, 2013) (Αριστερά: ιεράρχηση ανά No., Δεξιά: ιεράρχηση ανά Συχνότητα)

αποτελεσμάτων και πολύ περισσότερο στην παράμετρο της συχνότητας. Κάθε περιβάλλον απαιτεί διαφορετικά αντικείμενα και δραστηριότητες και έτσι διαμορφώνονται αντίστοιχα και οι συχνότητες χρήσης των αδράξεων.

Η Εικόνα 31 συνοψίζει τα αποτελέσματα της συχνότητας χρήσης αδράξεων. οι Feix et al. (2016) αναφέρουν ότι στην βιβλιογραφία παρατηρείται απόκλιση στην συχνότητα χρήσης ακριβούς άδραξης. Παρόλα αυτά από τους Bullock, Zheng, et al. (2013) φαίνεται ότι συνολικά για τις 11 ακριβής αδράξεις η συχνότητα χρήσης τους αποτελεί το 37% χρήσης όλων των αδράξεων.

Όπως αναφέρουν οι Feix et al. (2016), οι Keller et al. (1947) μελέτησαν την συχνότητα χρήσης μεταξύ των τριών ειδών ακριβούς άδραξης tip pinch, palmar pinch, and lateral με σκοπό να προσδιορίσουν την σημασία τους σε εφαρμογές στην προσθετική. Διαπίστωσαν ότι ανάλογα, με την δραστηριότητα (κράτημα ή χρήση), οι palmar και lateral αδράξεις είναι επικρατέστερες με 60% χρήσης, ενώ οι υπόλοιπες έχουν 34% χρήσης. Τέλος η tip pinch φαίνεται να χρησιμοποιείται λιγότερο κάτι που συνάδει με τα αποτελέσματα των Bullock, Zheng, et al. (2013).

Όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα το γεγονός ότι στις έρευνες που υπάρχουν είναι περιορισμένο το περιβάλλον μελέτης, παίζει καθοριστικό ρόλο στην εγκυρότητα των

Το περιβάλλον της οικονομίας και του τεχνίτη από την έρευνα των Bullock et al. πάνω στην οποία βασίστηκε και ο πίνακας συχνότητας (Εικόνα 31), μπορεί να διαφέρει αρκετά από το περιβάλλον εφαρμογής αυτών των δεδομένων. Για τον λόγο αυτό επιλέχθηκε η ανάλυση της έρευνας των Vergara et al. (2014), καθώς είναι από τις λίγες που το περιβάλλον μελέτης τους αφορά τις Δ.Κ.Ζ..

- Vergara et al. (2014)

Οι Vergara et al. (2014) πραγματοποίησαν μελέτη παρατήρησης πεδίου προκειμένου εντοπίσουν την συχνότητα και διάρκεια χρήσης κάθε διαφορετικού τύπου άδραξης κατά την εκτέλεση Δ.Κ.Ζ. Κατά την παρατήρηση πεδίου πραγματοποιήθηκε λήψη 180 βίντεο από την εκτέλεση Δ.Κ.Ζ. σε πραγματικό περιβάλλον χρήσης. Στην συνέχεια, τα βίντεο αναλύθηκαν με λεπτομέρεια προκειμένου να αναγνωριστούν οι τύποι αδράξεων που χρησιμοποιήθηκαν σε κάθε δραστηριότητα, αλλά και η συχνότητα και διάρκεια χρήσης τους. Μελετήθηκαν 8 διαφορετικές Δ.Κ.Ζ. (Πίνακας 2) ως οι πιο κοινές μεταξύ του πληθυσμού. Για παράδειγμα εξαιρέθηκαν οι δραστηριότητες εργασίας, καθώς υπάρχουν πολλές αποκλίσεις μεταξύ των ατόμων. Για την μελέτη των αδράξεων χρησιμοποίησαν 9 απλοποιημένους τύπους αδράξεων, που βασίστηκαν στην κατηγοριοποίηση της Edwards (2018) (Πίνακας 3).






1) Προετοιμασία φαγητού
2) Σίτιση
3) Προσωπική φροντίδα
4) Νοικοκυριό
5) Αγορές
6) Οδήγηση και μετακίνηση
7) Ψυχαγωγικές δραστηριότητες
8) Άλλα

Πίνακας 2 Δ.Κ.Ζ. μελέτης των Vergara et al. (2014)

Οι 9 τύποι αδράξεων που χρησιμοποιήθηκαν από τους Vergara et al. (2014) και οι περιγραφές τους, φαίνονται στον Πίνακα 3. Για ευκολότερη σύγκριση των διαφορετικών τύπων άδραξης έγινε μία αντιστοίχιση με την ορολογία που χρησιμοποιούν οι Feix et al. (2016) στην δικιά τους κατηγοριοποίηση. Πιο συγκεκριμένα, για κάθε περιγραφή άδραξης (Πίνακας 3) των Vergara et al. (2014), σημειώθηκε η αντίστοιχη άδραξη των Feix et al. (2016) με την ορολογία και τον αριθμό που την χαρακτηρίζουν, σύμφωνα με την Εικόνα 28. Κάποιες αντιστοιχίσεις, όπως σημειώνεται στον Πίνακα 3, έγιναν βάση της αναφοράς που έκανε η Edwards (2018), ενώ οι υπόλοιπες έγιναν βάση των περιγραφών που δόθηκαν από τους Vergara et al. (2014).

Λόγω της εξαιρετικά απλοποιημένης κατηγοριοποίησης των Vergara et al. (2014), που δεν λαμβάνει υπόψιν το σχήμα των αντικειμένων και τον αριθμό των δακτύλων που συμμετέχουν σε κάθε τύπο άδραξης, σε κάθε κατηγορία των Vergara et al. (2014) ταιριάζουν περισσότερες από μία αδράξεις των Feix et al. (2016), όπως φαίνεται στην τελευταία στήλη του Πίνακα 3.

Πίνακας 3 Τύποι άδραξης μελέτης Vergara et al. (2014) και αντιστοίχιση με την κατηγοριοποίηση των Feix et al., 2016

		Vergara et al. (2014)	Περιγραφή (Vergara et al., 2014)	Εικόνες (Vergara et al., 2014)	Feix et al. (2016)
1	Precision	Pinch grasp (Pinch)	Συμμετοχή αντίχειρα και ακραίου τμήματος ενός ή περισσότερων δακτύλων		Pinch: <ul style="list-style-type: none"> • palmar (9) • tip (24) • inferior (33) Prismatic <ul style="list-style-type: none"> • 4-finger (6) • 3-finger (7) • 2-finger (8) <ul style="list-style-type: none"> • Quadpod (27) • Precision sphere (13) • Precision disc (12)
2		Non-prehensile grasp (NonP)	Χειρισμός χωρίς άδραξη		-
3	Power	Cylindrical grasp (Cyl)	Συμμετοχή παλάμης. Αντίχειρας (είτε σε απαγωγή, είτε σε ουδέτερη θέση) απέναντι από τα δάκτυλα		<ul style="list-style-type: none"> • Medium wrap (3) • Large Diameter (Edwards, 2018) (1) • Small Diameter (Edwards, 2018) (2) • Power sphere (11)
4	Precision	Lumbrical grasp (Lum)	Συμμετοχή αντίχειρα σε απαγωγή και δακτύλων, αλλά όχι παλάμης.		<ul style="list-style-type: none"> • Parallel Extension (22)
5	Precision	Lateral Pinch (LatP)	Συμμετοχή πλευρικού τμήματος ενός ή περισσότερων δακτύλων και του αντίχειρα		<ul style="list-style-type: none"> • Lateral (Edwards, 2018) (16)
6	Power	Oblique palmar grasp (Obl)	Συμμετοχή παλάμης. Αντίχειρας σε απαγωγή για σταθεροποίηση		<ul style="list-style-type: none"> • Light tool (Edwards, 2018) (5) • Stick (29) • Fixed Hook (15) • Adducted thumb (4)

7	Power & Precision	Intermediate power-precision grasp (IntPP)	Μερική συμμετοχή παλάμης αλλά ο αντίχειρας και ο δείκτης σταθεροποιούν την άδραξη		Index finger Extension (17)
8		Hook grasp (Hook)	Η παλάμη και ο αντίχειρας δεν συμμετέχουν		-
9	Precision	Special pinch (SpP)	Συμμετοχή αντίχειρα, πλευρικό τμήμα ενός δακτύλου και το ακραίο τμήμα ενός ή περισσότερων δακτύλων		<ul style="list-style-type: none"> • Tripod (14) • Writing tripod (20) • Lateral tripod (25) • Tripod Variation (21)

Στον Πίνακα 4 περιγράφονται τα αποτελέσματα της παρατήρησης πεδίου των Vergara et al. (2014) σχετικά με τον καθημερινό χρόνο χρήσης των χεριών ανά δραστηριότητα. Πιο συγκεκριμένα οι δραστηριότητες στις οποίες γίνεται μεγαλύτερη χρήση των χεριών είναι η Σίτιση και οι Ψυχαγωγικές δραστηριότητες που εκτελούνται στο σπίτι (όπως το διάβασμα βιβλίων και η χρήση της τηλεόρασης).

Πίνακας 4 Πίνακας 4 Καθημερινός χρόνος χρήσης χεριών ανά Δ.Κ.Ζ. Vergara et al. (2014)

Δ.Κ.Ζ.	Καθημερινός χρόνος χρήσης χεριών
Σίτιση	1h 9'
Ψυχαγωγικές δραστηριότητες	1h 5'
Προσωπική φροντίδα	46'
Νοικοκυριό	32'
Προετοιμασία φαγητού	30'
Οδήγηση και μετακίνηση	25'
Άλλα	20'
Αγορές	19'
Σύνολο	5h 6'

Στον Πίνακα 5 φαίνονται τα αποτελέσματα της έρευνας των Vergara et al. (2014) σχετικά με την συχνότητα και την καθημερινή διάρκεια χρήσης των αδράξεων.

Πίνακας 5 Πίνακας συχνότητας και διάρκειας χρήσης αδράξεων Vergara et al. (2014)

Αδραξη		Συχνότητα		Καθημερινή διάρκεια	
		Αδράξεις/ημέρα	%	hh mm' ss"	%
Pinch	Pinch grasp	2788	38.30%	2h57'15"	36.90%
NonP	Non-prehensile grasp	924	12.70%	36'20"	7.60%
Cyl	Cylindrical grasp	893	12.30%	45' 18"	9.40%
Lum	Lumbrical grasp	703	9.70%	52'31"	10.90%
LatP	Lateral Pinch	642	8.80%	31'20"	7.60%
Obl	Oblique palmar grasp	432	5.90%	57'04"	11.90%
intPP	Intermediate power-precision grasp	241	3.30%	27'40"	5.80%
Hook	Hook grasp	210	2.90%	11'07"	2.30%
SpP	Special pinch	200	2.80%	27" 21'	5.70%

- Σύγκριση συχνότητας χρήσης αδράξεων μεταξύ Bullock, Zheng, et al.(2013) και Vergara et al.(2014)

Για την σύγκριση των αποτελεσμάτων (Πίνακας 6) χρησιμοποιήθηκε ο συσχετισμός των αδράξεων μεταξύ των δύο ερευνών (Πίνακας 3), τα αποτελέσματα συχνότητας χρήσης αδράξεων των Bullock, Zheng, et al.(2013) (Εικόνα 30 & Εικόνα 31) και τα αποτελέσματα συχνότητας χρήσης αδράξεων των Vergara et al.(2014) (Πίνακας 5). Οι αδράξεις NonP και Hook δεν μπόρεσαν να συγκριθούν, καθώς δεν αναφέρονται στην έρευνα των Bullock, Zheng, et al.(2013). Παρόλα αυτά η NonP που χαρακτηρίζεται από τους Vergara et al.(2014) ως χειρισμός χεριού χωρίς άδραξη, δεν επηρεάζει τα αποτελέσματα της σύγκρισης, αφού δεν απαιτείται κάποια ιδιαίτερη προσαρμογή ή διαμόρφωση του χεριού και επομένως δεν προσφέρει κάποια πληροφορία σχετική με την παρούσα εργασία.

Από την σύγκριση (Πίνακας 6) προέκυψε ότι:

- Και στις δύο έρευνες το μεγαλύτερο ποσοστό συχνότητας παρατηρείται στις ακριβής αδράξεις, όπου στην έρευνα των Vergara et al.(2014) παρατηρείται ποσοστό 38.3% (Pinch), σχεδόν ίδιο με το ποσοστό 37% που παρατήρησαν οι Bullock, Zheng, et al.(2013). Λόγω του περιορισμένου πλήθους ακριβούς άδραξης που χρησιμοποιήθηκε στην σύγκριση του Πίνακας 6, το ποσοστό των Bullock, Zheng, et al.(2013) διαμορφώνεται σε 27%.
- Η συχνότητα χρήσης των LatP και intPP (Vergara et al., 2014) και των αντίστοιχων αδράξεων των Bullock, Zheng, et al.(2013), είναι σχεδόν ταυτόσημες, και εντοπίζεται σε 8.8% και 3.3% αντίστοιχα.
- Η συχνότητα χρήσης των Cyl και Obl με τις αντίστοιχες των Bullock, Zheng, et al.(2013) έχουν μία μικρή απόκλιση της τάξης περίπου $\pm 2\%$.

- d) Η μεγαλύτερη απόκλιση παρατηρείται μεταξύ της SpP (2.8%) και των αντίστοιχων Tripod (14), Writing tripod (20), Lateral tripod (25) και Tripod Variation (21) (19.5%), όπως επίσης και μεταξύ της Lum (9.7%) και της αντίστοιχης Parallel Extension (22) (2%).
- e) Οι έξι πιο συχνές αδράξεις της έρευνας των Bullock, Zheng, et al.(2013) (bold γραμματοσειρά Πίνακας 7), εντοπίζονται στους τύπους άδραξης των Vergara et al. (2014), αλλά φαίνεται να μην υπάρχει αντιστοιχία με τις Lum, Obl και IntPP αδράξεις.

Πίνακας 6 Αποτελέσματα σύγκρισης ερευνών Bullock, Zheng, et al.(2013) και Vergara et al.(2014)

Ιεράρχηση βάση Vergara et al. (2014)				Ιεράρχηση βάση Bullock, Zheng, et al.(2013)			
Vergara et al. (2014)		Bullock, Zheng, et al.(2013)		Vergara et al. (2014)		Bullock, Zheng, et al.(2013)	
Άδραξη	%	Άδραξη	%	Άδραξη	%	Άδραξη	%
Pinch	38.30%	Palmar pinch (9)	3.9%	27.00%	38.30%	Palmar pinch (9)	3.9%
		Tip pinch (24)	0.3%			Tip pinch (24)	0.3%
		Inferior pincer (33)	0.6%			Inferior pincer (33)	0.6%
		Prismatic 4-finger (6)	4.0%			Prismatic 4-finger (6)	4.0%
		Prismatic 3-finger (7)	4.2%			Prismatic 3-finger (7)	4.2%
		Prismatic 2-finger (8)	6.4%			Prismatic 2-finger (8)	6.4%
		Quadpod (27)	0.3%			Quadpod (27)	0.3%
		Precision sphere (13)	0.2%			Precision sphere (13)	0.2%
Cyl	12.30%	Precision disc (12)	7.1%	15.10%	2.80%	Precision disc (12)	7.1%
		Medium wrap (3)	12.7%			Tripod (14)	8.4%
		Large Diameter (1)	1.7%			Writing tripod (20)	0.7%
Lum	9.70%	Small Diameter (2)	0.7%	2.00%	12.30%	Lateral tripod (25)	10.4%
		Parallel Extension (22)	2.0%			Tripod Variation (21)	0.0%
LatP	8.80%	Lateral (16)	8.9%	8.9%	8.80%	Lateral (16)	8.9%
Obl	5.90%	Light tool (5)	4.8%	7.40%	5.90%	Light tool (5)	4.8%
		Stick (29)	1.2%			Stick (29)	1.2%
		Fixed Hook (15)	0.4%			Fixed Hook (15)	0.4%
intPP	3.30%	Adducted thumb (4)	1.0%	3.40%	3.30%	Adducted thumb (4)	1.0%
		Index finger Extension (17)	3.40%			Index finger Extension (17)	3.40%
SpP	2.80%	Tripod (14)	8.4%	19.50%	9.70%	Parallel Extension (22)	2.0%
		Writing tripod (20)	0.7%			intPP	3.30%
		Lateral tripod (25)	10.4%			Tripod Variation (21)	0.0%

Πίνακας 7 Έξι πιο συχνές αδράξεις της έρευνας των Bullock, Zheng, et al.(2013)

Bullock et al.		
	No.	Συχνότητα %
Medium Wrap	3	12.70%
Lateral tripod	25	10.40%
Lateral	16	8.90%
Tripod	14	8.40%
Precision Disk	12	7.10%
Prismatic 2 Finger	8	6.40%

Εξετάζοντας την Lum άδραξη ως την τρίτη συχνότερη άδραξη των Vergara et al. (2014), παρατηρείται ότι η ιδιαιτερότητά της έγκειται στο σχήμα του αντικειμένου και κατά συνέπεια στις σχετικές περιστροφές των φαλαγγών των δακτύλων. Αν ληφθούν υπόψιν όμως μόνο τα σημεία επαφής χεριού που χρησιμοποιούνται, τότε η Lum χαρακτηρίζεται από την χρήση του αντίχειρα σε προσαγωγή και την χρήση των 4^{ων} ακροδάχτυλων, χαρακτηριστικά που είναι κοινά με την κατηγορία Pinch (σύμφωνα με τις περιγραφές του Πίνακας 3, που δεν λαμβάνουν υπόψιν το πλήθος των δακτύλων) (Πίνακας 8). Η αντίστοιχη Parallel Extension (22) μπορεί με το ίδιο τρόπο να ταυτιστεί με την

Precision disc (12) (σύμφωνα με την κατηγοριοποίηση της Εικόνα 28 Ταξινόμηση αδράξεων (Feix, 2016)), καθώς η μόνη διαφορά έγκειται στον προσανατολισμό του αντίχειρα. Τα σημεία επαφής των δακτύλων παραμένουν κοινά (Πίνακας 8).

Πίνακας 8 Σύγκριση Αριστερά: Lum και Pinch αδράξης και Δεξιά: Finger Extension και Precision Disc

Vergara et al. (2014)		Bullock, Zheng, et al.(2013)	
Lum (9.7%)	Συμμετοχή αντίχειρα σε απαγωγή και δακτύλων, αλλά όχι παλάμης.	Parallel Extension (22) (2%)	Ακριβής (precision) Ακροδάχτυλα (pad) 2-5 VF (Virtual Fingers) Αντίχειρας σε απαγωγή
Pinch (38.3%)	Συμμετοχή αντίχειρα και ακραίου τμήματος ενός ή περισσότερων δακτύλων	Precision disc (12) (7.1%)	Ακριβής (precision) Ακροδάχτυλα (pad) 2-5 VF (Virtual Fingers) Αντίχειρας σε προσαγωγή

Αντίστοιχα, εξετάζοντας τις intPP και Obl αδράξεις, η χρήση του δείκτη και του αντίχειρα αντίστοιχα, έχουν υποστηρικτικό ρόλο στην άδραξη. Με άλλα λόγια δεν επηρεάζουν καθορίστηκα την δυνατότητα εκτέλεσης των δύο τύπων αδράξεων, καθώς μπορούν να επιτευχθούν μερικώς και χωρίς την συμβολή του αντίχειρα ή του δείκτη ή ακόμη και με την υποστήριξη του άλλου χεριού ανάλογα την περίπτωση. Επομένως βάση των περιγραφών των μοτίβων που χρησιμοποιούν μπορούν και οι δύο να ενταχθούν στην Cyl άδραξη (Πίνακας 9).

Πίνακας 9 Σύγκριση IntPP και Obl αδράξεων με την Cyl

IntPP		Obl	
	Μερική συμμετοχή παλάμης αλλά ο αντίχειρας και ο δείκτης σταθεροποιούν την άδραξη		Συμμετοχή παλάμης. Αντίχειρας σε απαγωγή για σταθεροποίηση άδραξης
↓			
Cyl			
	Συμμετοχή παλάμης. Αντίχειρας (είτε σε απαγωγή, είτε σε ουδέτερη θέση) απέναντι από τα δάκτυλα		

Επομένως σύμφωνα με τις παραπάνω διαπιστώσεις τα αποτελέσματα της σύγκρισης διαμορφώνονται όπως φαίνεται στον Πίνακας 10 και στον Πίνακας 11. Στον Πίνακας 10 γίνεται ιεράρχηση βάση της συχνότητας αδράξεων των Vergara et al. (2014), ενώ στον Πίνακας 11 των

Bullock, Zheng, et al.(2013). Λόγω της απλοποιημένης κατηγοριοποίησης των Vergara et al. (2014) σημειώθηκε για κάθε τύπο, η πιο συχνή αδράξη από την έρευνα των Bullock, Zheng, et al.(2013). Η μεγαλύτερη απόκλιση που διακρίνεται στον Πίνακας 10 και στον Πίνακας 11 έγκειται στην SpP αδράξη, όπου κατά τους Vergara et al. (2014) βρίσκεται στην 4^η θέση (Πίνακας 10), ενώ κατά τους Bullock, Zheng, et al.(2013) βρίσκεται στην 3^η θέση (Πίνακας 11). Για την διερεύνηση της διαφοράς αυτής επιλέχθηκε η μελέτη των τύπων αδράξεων που προσφέρουν ανταγωνιστικά ρομποτικά προσθετικά, ρομποτικά και μηχανικά βοηθήματα (Κεφάλαιο 4.1.3.2.).

Πίνακας 10 Διαμορφωμένος πίνακας αποτελεσμάτων σύγκρισης, ιεραρχημένος βάση Vergara et al. (2014)

	1	2	3	4
	Pinch + Lum	Cyl + IntPP + Obl	LatP	SpP
Vergara et al. (2014)	48%	21.50%	8.80%	2.80%
Bullock, Zheng, et al.(2013)	29%	25.90%	8.90%	19.50%
Συχνότερες αδράξεις των Bullock, Zheng, et	Prismatic 2-finger (8) Precision disc (12)	Medium wrap (3)	Lateral (16)	Tripod (14) Lateral tripod (25)

Πίνακας 11 Διαμορφωμένος πίνακας αποτελεσμάτων σύγκρισης, ιεραρχημένος βάση Bullock, Zheng, et al.(2013)

	1	2	3	4
	Pinch + Lum	Cyl + IntPP + Obl	SpP	LatP
Bullock, Zheng, et al.(2013)	29%	25.90%	19.50%	8.90%
Συχνότερες αδράξεις των Bullock, Zheng, et	Prismatic 2-finger (8) Precision disc (12)	Medium wrap (3)	Tripod (14) Lateral tripod (25)	Lateral (16)
Vergara et al. (2014)	48%	21.50%	2.80%	8.80%

4.3.2 ΑΔΡΑΞΕΙΣ ΣΤΗΝ ΡΟΜΠΟΤΙΚΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΚΑΙ ΣΤΑ ΡΟΜΠΟΤΙΚΑ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΒΟΗΘΗΜΑΤΑ

Για μία πιο ολοκληρωμένη μελέτη των αδράξεων που είναι απαραίτητες για την εκτέλεση πληθώρας δραστηριοτήτων είναι αναγκαία η έρευνα και σε τομείς όπως της ρομποτικής προσθετικής, των ρομποτικών βοηθημάτων και των μηχανικών βοηθημάτων. Και οι δύο αυτές κατηγορίες προϊόντων έχουν ως κοινό σκοπό την ενίσχυση της λειτουργικότητας των άνω άκρων μέσω της χρήσης διαφόρων ειδών αδράξεων. Επομένως η έρευνα των αδράξεων που προσφέρονται στην αγορά μπορεί να προσφέρει επιπλέον πληροφορίες σχετικά με τον προσδιορισμό των πλέον απαραίτητων για την εκτέλεση βασικών δραστηριοτήτων.





Στον τομέα των **ρομποτικών προσθετικών άκρων** το πλήθος των αδράξεων που χρησιμοποιούνται είναι μεγαλύτερο από οποιοδήποτε άλλο είδος βοηθημάτων, κάτι που σχετίζεται απόλυτα με την απουσία περιορισμών του φυσικού χεριού. Πρόκειται για ένα προϊόν σχεδιασμένο με σκοπό την αντικατάσταση του άκρου, προσομοιάζοντας πλέον όλες τις δυνατότητές του. Παρόλα αυτά παρατηρούνται 6 κοινές αδράξεις, οι hook, push, **tripod**, medium wrap, large diameter και tip pinch σε προϊόντα τόσο χαμηλής, όσο και υψηλής απόδοσης.

Στον τομέα των **ρομποτικών βοηθημάτων** δεν υπάρχουν πολλά προϊόντα στην αγορά. Η πλειοψηφία των αποτελεσμάτων έρευνας αφορά προϊόντα ερευνητικού/πειραματικού επιπέδου χωρίς να είναι διαθέσιμα για αγορά. Το πιο γνωστό ρομποτικό βοήθημα είναι αυτό της Neofect (Πίνακας 12) το οποίο με ρομποτικό τρόπο ενισχύει μόνο την **tripod** άδραξη του χεριού, χωρίς να παρέχεται κάποιο άλλο είδος. Διαθέτει χειριστήριο με το οποίο ο χρήστης ορίζει το άνοιγμα και του κλείσιμο των δακτύλων.

Τέλος υπάρχουν τα **μηχανικά βοηθήματα**, αυτά δηλαδή που δεν απαιτούν κάποια εξωτερική τροφοδοσία ρεύματος. Τα μηχανικά βοηθήματα έχουν αρχή λειτουργίας ίδια με την προηγούμενη κατηγορία καθώς ενισχύεται μόνο η **tripod** άδραξη του χεριού. Στην περίπτωση μηχανικού προσθετικού άκρου παρέχονται τέσσερα είδη άδραξης τα tip pinch, lateral, and medium wrap και large diameter.

Στον Πίνακα 12 συνοψίζονται τα χαρακτηριστικά των διάφορων τύπων βοηθημάτων για καλύτερη σύγκριση μεταξύ των δυνατοτήτων άδραξης που προσφέρουν.

Πίνακας 12 Περιγραφή ρομποτικών βοηθημάτων και προσθετικών άκρων

Ρομποτικά προσθετικά άκρα				
Μάρκα		Δυνατότητες άδραξης	Δυνάμεις	Κόστος
Zeus Hand From Aether Biomedical		12 τυπικές αδράξεις και 2 εξατομικευμένες Hook, push, tripod, medium wrap, large diameter, tip pinch και άλλα	Δύναμη συγκράτησης 35 kgs Δύναμη άδραξης 152 N	\$10,000 and \$20,000 US
COVVI Nexus Hand		14 αδράξεις push, tripod, medium wrap, large diameter, tip pinch, lateral pinch και άλλα	Δύναμη δακτύλων 16 kg Δύναμη αρθρώσεων 90 kg Δύναμη άδραξης 22-80 N	\$20,000 and \$30,000 US
Open Bionics Hero Arm		Hook, push, tripod, medium wrap, large diameter, tip pinch	Δύναμη συγκράτησης 8 kg	\$10,000 and \$20,000 US
Μηχανικά προσθετικά άκρα				
MCPDriver by Npdevices		Tip pinch, lateral, and medium wrap, large diameter	Εξαρτάται από την δύναμη του χρήστη	£5,500-£31,000
Ρομποτικά βοηθήματα				

Neomano robotic glove by neofect		Precision tripod, Power tripod	Δύναμη άδραξης 20 N	\$2,000
Exo glove		tripod	-	Δεν είναι ακόμα προς πώληση
Μηχανικά βοηθήματα				
Wrist-Driven Orthosis		Precision tripod	-	\$7,000- \$10,000

Συγκρίνοντας τις δυνατότητες άδραξης μεταξύ των διαφόρων τύπων βοηθημάτων (προσθετικά ρομποτικά βοηθήματα, ρομποτικά βοηθήματα και μηχανικά βοηθήματα), η tripod άδραξη είναι η πιο συνηθισμένη, με αποκλειστική χρήση στα ρομποτικά και μηχανικά βοηθήματα. Στα προσθετικά βοηθήματα ακολουθούν η medium wrap, large diameter και tip pinch.

Λαμβάνοντας υπόψιν επομένως την επικράτηση της tripod (αντίστοιχη της SpP της έρευνας των Vergara et al. (2014)) άδραξης στους διάφορους τύπους βοηθημάτων και σε συνέχεια του ερωτήματος που προέκυψε στο [Κεφάλαιο 4.3.1.](#), η ιεράρχηση των αδράξεων ανάλογα με την συχνότητα χρήσης τους ταυτίζεται με αυτή των Bullock, Zheng, et al.(2013) (Πίνακας 11).

4.4 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΕΦΑΛΑΙΟΥ

Βασικός στόχος αυτού του κεφαλαίου ήταν η επιλογή των καταλληλότερων και πλέον απαραίτητων αδράξεων που θα προσφέρει το υπό-σχεδίαση βοήθημα. Λόγω της περιπλοκότητας του ανθρώπινου χεριού, καθίσταται πολύ δύσκολη η ανάλυση, κατηγοριοποίηση και ταξινόμηση των δυνατοτήτων του. Βασικό πρόβλημα που παρατηρείται στην βιβλιογραφία και στις διάφορες έρευνες που μελετούν τις αδράξεις, είναι η διαφορετική χρήση ορολογίας, καθιστώντας την σύγκρισή τους πολύ δύσκολη. Για τον λόγο αυτό, για τον προσδιορισμό των απαραίτητων αδράξεων, έγινε χρήση της κατηγοριοποίησης των Feix et al. (2016) για σύγκριση μεταξύ των ερευνών των Bullock, Zheng, et al. (2013) και Vergara et al. (2014). Αξίζει να σημειωθεί εδώ, ότι η μερική διαφοροποίηση που παρατηρήθηκε στην SpP άδραξη των Vergara et al. (2014) και των αντίστοιχων tripod και lateral tripod των Bullock, Zheng, et al. (2013), οφείλεται πιθανότατα, στο γεγονός ότι οι Vergara et al. (2014), αναφέρονται στην πραγματοποίηση βασικών καθημερινών δραστηριοτήτων, ενώ οι Bullock, Zheng, et al. (2013) αναφέρονται στην εκτέλεση εξειδικευμένων εργασιακών καθηκόντων. Επιπλέον, στην έρευνα των τύπων άδραξης που προσφέρουν τα προσθετικά ρομποτικά βοηθήματα, ρομποτικά βοηθήματα και μηχανικά βοηθήματα, διαπιστώθηκε ότι η SpP αποτελεί τον πιο κοινό τύπο άδραξης. Συνεπώς, η αναγνώριση κοινών τύπων άδραξης σε διαφορετικά περιβάλλοντα μελέτης (Vergara et al, 2014; Bullock et al., 2013) μας οδηγεί στο συμπέρασμα ότι η συμπερίληψη των τεσσάρων τύπων άδραξης (Πίνακας 13), εξυπηρετεί όχι μόνο την εκτέλεση Δ.Κ.Ζ., αλλά και την εκτέλεση άλλων εξειδικευμένων καθηκόντων.

Πίνακας 13 Τέσσερις πιο συχνές αδράξεις

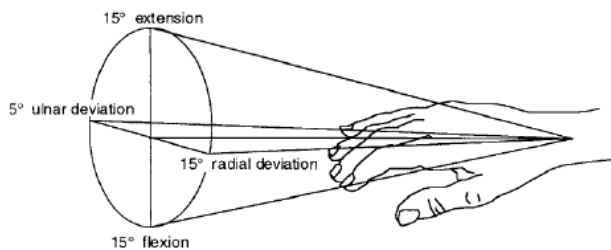
	1	2	3	4
	Pinch + Lum	Cyl + IntPP + Obl	SpP	LatP
Bullock, Zheng, et al. (2013)	29%	25.90%	19.50%	8.90%
Συχνότερες αδράξεις των Bullock, Zheng, et	Prismatic 2-finger (8)	Medium wrap (3)	Tripod (14)	Lateral (16)
	Precision disc (12)		Lateral tripod (25)	
Vergara et al. (2014)	48%	21.50%	2.80%	8.80%

5 ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΕΡΓΟΝΟΜΙΚΟΥ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ

5.1 ΕΥΡΗ ΚΙΝΗΣΗΣ ΧΕΡΙΟΥ

5.1.1 ΟΥΔΕΤΕΡΗ ΘΕΣΗ

Σύμφωνα με το βιβλίο του Stanton (1997) η ουδέτερη θέση του χεριού χαρακτηρίζεται από την ίσια στάση του καρπού (Εικόνα 32). Τα δάκτυλα από την άλλη μπορούν να βρίσκονται είτε σε κάμψη, είτε σε έκταση. Στην ουδέτερη θέση το χέρι δεν είναι στατικό, αλλά μπορεί να κινηθεί μέσα σε ένα συγκεκριμένο εύρος που διατηρεί την μακροχρόνια καταπόνηση του χεριού σε χαμηλά επίπεδα. Η ακραία κάμψη και έκταση του χεριού μπορεί να σταματήσει την ροή του αίματος και άλλων υγρών στην παλάμη του χεριού δημιουργώντας προβλήματα. Επομένως το εύρος που θεωρείται ιδανικό για την διατήρηση της υγείας του χεριού περιορίζεται σε 20 μοίρες έκτασης και κάμψης αντίστοιχα.



Εικόνα 32 Ουδέτερη θέση χεριού

5.1.2 ΔΑΚΤΥΛΑ

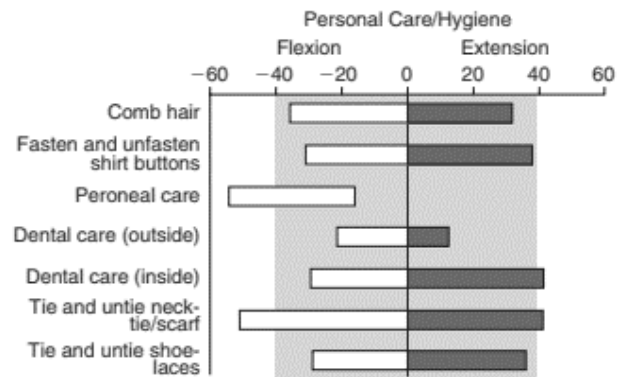
Οι Lee & Jung (2015) συνέλεξαν από την βιβλιογραφική τους έρευνα τα εύρη κίνησης των φαλαγγών των δακτύλων. Οι πηγές που χρησιμοποιήθηκαν διαφοροποιούνταν στο επίπεδο μελέτης καθώς κάποιες παρατήρησαν το χέρι σε ενεργητικό εύρος κίνησης (λειτουργικές κινήσεις π.χ. ακριβής και δυνατή άδραξη), ενώ κάποιες άλλες σε παθητικό (ακραίες στατικές θέσεις). Παρακάτω παρατίθεται ο πίνακας από την συλλογή δεδομένων με την αντίστοιχη εξαγωγή του μέσου όρου εύρους κίνησης (σε μοίρες) για την κάθε φάλαγγα (Εικόνα 33).

Finger		Swanson [67]	Becker and Thakor [68]	Chao et al [25]	Hume et al [65]	Degeorges and Oberlin [69]	Yoshida et al [36]	Zheng and Li [70]	Mean (standard deviation)
Thumb	CMC	—	—	52.9	—	—	—	45	49 (6)
	MCP	—	—	—	56	—	77	50	61 (14)
	IP	—	—	—	—	—	81	80	81 (1)
Index	MCP	62	71	83	—	97	—	85	80 (13)
	PIP	—	104	101	—	110	—	100	104 (5)
	DIP	—	61	73	—	57	—	80	68 (11)
Middle	MCP	64	85	90	—	100	—	—	85 (15)
	PIP	—	104	103	—	114	—	—	107 (6)
	DIP	—	74	80	—	57	—	—	70 (12)
Ring	MCP	67	85	88	—	107	—	—	87 (16)
	PIP	—	107	105	—	110	—	—	107 (3)
	DIP	—	67	75	—	57	—	—	66 (9)
Little	MCP	64	86	90	—	105	—	—	86 (17)
	PIP	—	99	103	—	111	—	—	104 (6)
	DIP	—	71	78	—	58	—	—	69 (10)

Εικόνα 33 Εύρος κίνησης φαλαγγών δακτύλων (Lee, 2015)

5.1.3 ΚΑΡΠΟΣ

Οι Hsu & Michael (2008) περιγράφουν έρευνα που πραγματοποιήθηκε σε 40 υγιή υποκείμενα (20 γυναίκες και 20 άνδρες) προκειμένου να εντοπιστεί το εύρος κίνησης του καρπού κατά την επίτευξη δραστηριοτήτων καθημερινής ζωής. Όλες οι δραστηριότητες πραγματοποιήθηκαν με τον καρπό να φτάνει σε μέγιστη έκταση 60 μοιρών και μέγιστη κάμψη 54^{wv} μοιρών. Οι περισσότερες δραστηριότητες επιτεύχθηκαν στο 70% του μέγιστου εύρους κίνησης του καρπού. Δηλαδή στις 40 μοίρες για την κάμψη και την έκταση αντίστοιχα. Δεξιά παρατίθεται η Εικόνα 34 με τα αποτελέσματα της έρευνας.



Εικόνα 34 Εύρη κίνησης καρπού κατά την εκτέλεση καθημερινών δραστηριοτήτων (Hsu & Michael, 2008)

Wrist	Flexion	80
	Extension	70
	Radial Deviation	25
	Ulnar Deviation	40

Εικόνα 35 Φυσιολογικά εύρη κίνησης καρπού (Wiley, 2003)

5.1.4 ΑΔΡΑΞΕΙΣ

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, οι Lee & Jung (2015) μελέτησαν το εύρος κίνησης των φαλαγγών των δακτύλων σε διάφορες δραστηριότητες καθημερινής ζωής όπως φαίνεται στην Εικόνα 36. Επομένως συνδυάζοντας τις κυριότερες αδράξεις από το κεφάλαιο 4.1. με τα εύρη των κινήσεων από την μελέτη των Lee & Jung (2015) προκύπτουν και τα χαρακτηριστικά κίνησης για κάποιες από τις αδράξεις.

Hand function	MCP	PIP	DIP
Tip pinch	48	50	25
Key pinch	20	35	20
Pulp pinch	48	50	0
Power grasp	62	48	23
Abduction	0	0	0
Adduction	0	0	0
Flexion	0	0	0
Extension	45	0	0
Briefcase grip	23	72	55
Holding glass	5	48	20
Opening big jar	50	55	35

Εικόνα 36 Εύρη κίνησης φαλαγγών δακτύλων ανά τύπο άδραξης (Lee, 2015)

Από το βιβλίο του Stanton (1997) προκύπτει ότι το ιδανικό μέγεθος ακριβούς άδραξης κυμαίνεται στα 2.5-7.5 εκ.. Οποιοδήποτε μέγεθος ξεπερνάει αυτό το εύρος ελαχιστοποιεί το μέγεθος της δύναμης που ασκείται. Παρόλα αυτά πρέπει πάντα να λαμβάνεται υπόψη το είδος της δραστηριότητας. Ο Wiley (2003) περιγράφει τα όρια ενεργητικής ακριβούς άδραξης όπως φαίνεται στην Εικόνα 37.

	5th %ile	50th %ile	95th %ile
Optimum	2.1	4.3	7.9
Maximum	10.8	12.5	15.0

Εικόνα 37 Επιτρεπτά και μέγιστα εύρη ακριβούς άδραξης (Eastman Kodak Co. 1983)

Για την δυνατή άδραξη αντίστοιχα ο προσανατολισμός του καρπού επηρεάζει σε σημαντικό βαθμό την παραγωγή δύναμης του χεριού. Η δυνατή άδραξη με τον καρπό στην ουδέτερη θέση έχει την μεγαλύτερη απόδοση. Η οποιαδήποτε παρέκκλιση από αυτή την θέση συνεπάγεται και σημαντική ελάττωση της ασκούμενης δύναμης. Σε έκταση καρπού 45 μοιρών η δύναμη ελαττώνεται κατά 75%, ενώ σε αντίστοιχη κάμψη κατά 60%. Αν προστεθεί και ο παράγοντας του μεγέθους της δυνατής άδραξης τότε διαμορφώνεται και διαφορετικά η απόδοση της. Αν για παράδειγμα το μέγεθος ξεπεράσει τα όρια μεγέθους τότε η δύναμη που ασκείται μειώνεται ακόμη περισσότερο. Η Eastman Kodak Co. (1983) περιγράφει τα όρια ενεργητικής δυνατής άδραξης όπως φαίνεται στην Εικόνα 38.

Table 12.3 Optimum and maximum spans for a power grip for a 50/50 mixed workforce (cm)

	5th %ile	50th %ile	95th %ile
Optimum	4.5	5.5	5.9
Maximum	9.5	11.0	13.0

Source: Eastman Kodak Co., 1983

Εικόνα 38 Επιτρεπτά και μέγιστα εύρη δυνατής άδραξης (Eastman Kodak Co. 1983)

5.2 ΒΑΡΟΣ ΒΟΗΘΗΜΑΤΟΣ

Το βάρος ενός χεριού αποτελεί περίπου το 0.5% και 0.6% όλου του σώματος, για τους άνδρες και τις γυναίκες αντίστοιχα. Δηλαδή είναι περίπου 400g. Δεδομένου ότι για άτομα με KNM ακόμη και η ανύψωση του βάρους του χεριού αποτελεί πρόκληση, οποιοδήποτε επιπλέον βάρος προστεθεί στο άνω άκρο του ατόμου θα πρέπει να είναι το ελάχιστο δυνατό. Συγκρίνοντας με το Wrist-Driven Hand Orthosis (WHO) που περιεγράφηκε στο κεφάλαιο 3.2., το βάρος ενός βοηθήματος δεν θα πρέπει να ξεπερνά τα 150gr.

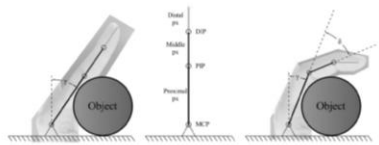
5.3 ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΟΤΗΤΑ

Η διακριτικότητα στον σχεδιασμό βοηθημάτων είναι ένας από τους βασικότερους παράγοντες μετά από την λειτουργική τους απόδοση. Πρόκειται για τα χαρακτηριστικά εκείνα που αποτρέπουν την προσέλκυση επιπλέον ανεπιθύμητης προσοχής στο ίδιο το βοήθημα και έμμεσα

στην αναπηρία του ατόμου. Καλύπτει περισσότερο δηλαδή τις ψυχολογικές ανάγκες των χρηστών παρά τις λειτουργικές.

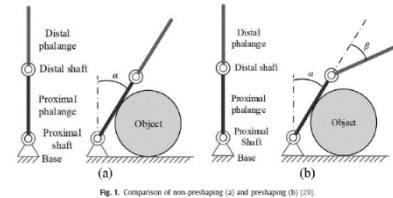
5.3.1 ΦΥΣΙΚΟΤΗΤΑ ΚΙΝΗΣΗΣ

Η φυσικότητα άδραξης αντικειμένων μπορεί να χωριστεί σε δύο διαφορετικές φάσεις, της προετοιμασίας του χεριού για άδραξη και της ίδιας της άδραξης. Η πρώτη (Εικόνα 40) χαρακτηρίζεται από μια σχετική περιστροφή των φαλαγγών των δακτύλων για προσαρμογή στο σχήμα του αντικειμένου προτού αυτό ακουμπήσει το αντικείμενο. Η δεύτερη (Εικόνα 39)



Εικόνα 39 Περιγραφή κίνησης προσαρμογής σχήματος άδραξης

χαρακτηρίζεται από την προσαρμογή των δακτύλων στο σχήμα του αντικειμένου. Πρόκειται για μία αλληλουχία κινήσεων των φαλαγγών των δακτύλων προκειμένου να γίνει πλήρης άδραξη. Πιο συγκεκριμένα κατά την επαφή της πρώτης φάλαγγας η διαδικασία άδραξης συνεχίζεται μέχρι και η τελευταία φάλαγγα να έρθει σε επαφή με το αντικείμενο (Kashef et al., 2020).



Εικόνα 40 Περιγραφή κίνησης προετοιμασίας για άδραξη

5.3.2 ΗΧΟΣ

Η παραγωγή ήχου κατά την χρήση του βοηθήματος είναι ένας ακόμη παράγοντας που μπορεί να τραβήξει την προσοχή. Τα περισσότερα ρομποτικά βοηθήματα παράγουν αισθητό ήχο κατά την λειτουργία τους λόγω των μοτέρ και των κινούμενων μερών που το απαρτίζουν. Πολλά μηχανικά από την άλλη, διαθέτουν μεταλλικά στοιχεία που λόγω της επαφής και της τριβής τους επίσης παράγουν ήχο.

5.3.3 ΟΓΚΟΣ

Ο όγκος του βοηθήματος είναι ίσως ο βασικότερος παράγοντας διακρίτικότητας του βοηθήματος καθώς αυτός καθορίζει το πόσο αισθητό θα είναι το βοήθημα χωρίς κάποια επιπλέον κάλυψη, αλλά και αν θα μπορεί να «κρυφθεί» κάτω από ρούχα ή από ειδικά γάντια (όπως παρατηρείται για παράδειγμα στα ρομποτικά βοηθήματα).

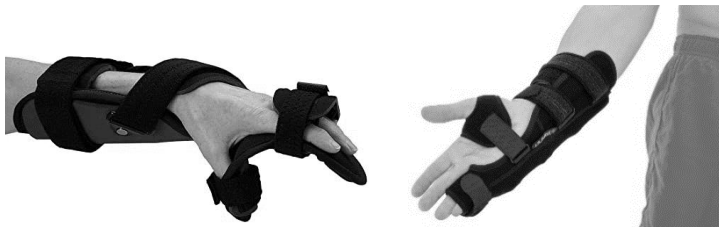
5.3.4 ΥΛΙΚΟ

Το υλικό είναι αυτό που καθορίζει σε μεγάλο βαθμό την όψη και την αισθητική του βοηθήματος. Για παράδειγμα ένα υλικό σιλικόνης στο χρώμα του δέρματος ή ένα διάφανο πλαστικό μπορεί να περάσει απαρατήρητο σε σχέση με ένα βοήθημα που αποτελείται από μεταλλικά στοιχεία, όπως στα περισσότερα μηχανικά και ρομποτικά βοηθήματα.

5.4 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΤΙΚΟΤΗΤΑ ΔΙΑΣΤΑΣΕΩΝ-ΜΟΡΦΗΣ

Τα μηχανικά βοηθήματα συνήθως κατασκευάζονται σύμφωνα με τις ανάγκες και τα χαρακτηριστικά του κάθε ατόμου. Δημιουργείται δηλαδή, ένα μοντέλο του χεριού με βάση το οποίο κατασκευάζεται το βοήθημα. Αντίθετα, στις περιπτώσεις που διατίθενται προκατασκευασμένα βοηθήματα, παρέχεται ένα πλήθος διαφορετικών διαστάσεων. Από την

έρευνα που πραγματοποιήθηκε, δεν φάνηκε να υπάρχουν προκατασκευασμένα μηχανικά βοηθήματα που μπορούν να προσαρμοστούν στα διαφορετικά μεγέθη και την μορφή του χεριού. Μόνο στον τομέα των ναρθηκών υπάρχουν τέτοιου είδους προϊόντα, όπου βασικό χαρακτηριστικό τους είναι οι μαλακές και εύκαμπτες περιχειρίδες που σταθεροποιούνται με ιμάντες τύπου Velcro για να αγκαλιάζουν το χέρι.



Εικόνα 41 Παραδείγματα ναρθηκών με velcro για προσαρμογή στο χέρι

5.5 ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΧΕΡΙΟΥ

Η φροντίδα του χεριού και γενικότερα των παράλυτων άκρων είναι πολύ σημαντική καθώς μπορεί να αποτρέψει τραυματισμούς και επιπλοκές. Για ένα άτομο με παράλυση που δεν έχει την αίσθηση του πόνου και της ενόχλησης είναι απαραίτητη μία συνεχόμενη παρακολούθηση της κατάστασης του δέρματος. Κάποιες πιθανές ενδείξεις τραυματισμού του δέρματος είναι η εμφάνιση εξανθημάτων και κόκκινων σημάδιων που προέρχονται από παρατεταμένη πίεση και τριβή. Ο ιδρώτας που παράγεται από το δέρμα και οι επιφάνειες με τις οποίες έρχεται σε επαφή το άκρο, είναι επίσης παράγοντες που μπορούν να προκαλέσουν προβλήματα και γι' αυτό συνίσταται συχνός **καθαρισμός του δέρματος και πολύ καλό στέγνωμα**, ειδικότερα σε σημεία που υπάρχει κάποιο δίπλωμα ή πτύχωση στο δέρμα. Προκειμένου να αποφευχθεί κάποιος τραυματισμός από ξένο αντικείμενο είναι απαραίτητη η εξασφάλιση **κυκλοφορίας αέρα**, κυκλοφορίας του αίματος, **απουσίας τριβής** και **απουσίας παρατεταμένης πίεσης**.

Στον τομέα των βοηθημάτων και ναρθηκών εφαρμόζεται μία πρακτική κατά την οποία ελέγχεται εάν το αντικείμενο δημιουργεί δυσφορία στο άτομο. Αρχικά εφαρμόζεται το βοήθημα για μία περίοδο 5 με 30 λεπτών και στην συνέχεια εξετάζεται εάν έχει κοκκινίσει το δέρμα. Αν δεν φύγουν τα σημάδια μέσα σε 20 λεπτά συνεπάγεται ότι το βοήθημα χρειάζεται αναπροσαρμογή. Στην αντίθετη περίπτωση ο χρόνος εφαρμογής μπορεί να αυξηθεί σταδιακά έως ότου να μπορεί να φορεθεί για αρκετές ώρες.

5.6 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΕΦΑΛΑΙΟΥ

Παρακάτω συνοψίζονται τα δεδομένα που συλλέχθηκαν στο συγκεκριμένο κεφάλαιο:

- Επιτρεπτά εύρη κίνησης: Κάμψη και έκταση καρπού max. 20°.
- Επιτρεπτό βάρος βοηθήματος: ≤ 150 gr.
- Στοιχεία διακριτικότητας: αθόρυβο, περιορισμένος όγκος (να μπορεί να φορεθεί κάτω από ρούχα), να έχει διακριτική υφή και χρώμα να έχει φυσικότητα κίνησης με προσαρμογή σχήματος άδραξης
- Προστασία άνω άκρου: να επιτρέπεται η κυκλοφορία αέρα, να περιορίζεται η τριβή όσο το δυνατό περισσότερο, να μην ασκείται παρατεταμένη πίεση.

6 ΟΡΙΣΤΙΚΗ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΕΡΓΟΥ

6.1 BRIEF

Σχεδιασμός δυναμικού μηχανικού νάρθηκα καρπού-δακτύλων, για άτομα με κάκωση νωτιαίου μυελού στα χαμηλά αυχενικά τμήματα A5, A6, A7.

6.2 ΑΠΕΥΘΥΝΟΜΕΝΟ ΚΟΙΝΟ | ΕΡΓΑΛΕΙΟ S-T-P

Το εργαλείο s-t-p (τμηματοποίησης-στόχευσης-χωροθέτησης) χρησιμοποιείται από τον κλάδο του μάρκετινγκ αρχικά για τον προσδιορισμό του απευθυνόμενου κοινού και στην συνέχεια για την επιλογή της κατάλληλης στρατηγικής στόχευσης που θα ενθαρρύνει την χρήση του προϊόντος και θα ενισχύσει την πιστότητα με την προϊοντική κατηγορία.

6.2.1 ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ | ΑΠΕΥΘΥΝΟΜΕΝΟ ΚΟΙΝΟ

Προκειμένου να διευκολυνθεί ο εντοπισμός του κατάλληλου απευθυνόμενου κοινού είναι απαραίτητη η τμηματοποίηση των δυνητικών χρηστών, δηλαδή η δημιουργία μικρών υποομάδων χρηστών που διαφοροποιούνται μεταξύ τους διαμορφώνοντας ξεχωριστά προφίλ. Το βασικότερο κριτήριο τμηματοποίησης είναι το προσδοκώμενο όφελος, καθώς αντανακλά τις βασικές ανάγκες των χρηστών που προσπαθεί να καλύψει το προϊόν, αλλά και το πλήθος των προφίλ που δημιουργούνται.

Στην συγκεκριμένη εργασία επιλέχθηκαν 3 προσδοκώμενα οφέλη για το απευθυνόμενο κοινό και διαμορφώνονται, στην ενίσχυση της ανεξαρτησίας (εκτέλεση δραστηριοτήτων χωρίς βοήθεια), στην ενίσχυση της αυτοπεποίθησης (κοινωνική άνεση) και στην ένταξη στην κοινωνία (δυνατότητα εύρεσης εργασίας και συμμετοχή σε κοινωνικές δραστηριότητες).

Στην συνέχεια επιλέχθηκαν τα χαρακτηριστικά τμηματοποίησης των προφίλ και τα οποία χωρίζονται σε τρεις κατηγορίες, τα συμπεριφορικά (περίσταση χρήσης, συχνότητα χρήσης, πιστότητα χρήσης), τα ψυχογραφικά (κοινωνικότητα, περηφάνεια) και τα δημογραφικά (ηλικία, επίπεδο κάκωσης, επάγγελμα, χόμπι, οικονομική κατάσταση). Μέρος αυτών των χαρακτηριστικών έχουν βασιστεί στα δημογραφικά στοιχεία του παρατήματος.

Πίνακας 14 Τμηματοποίηση προφίλ δυνητικών χρηστών

Προσδοκώμενο Όφελος	Ενίσχυση Ανεξαρτησίας	Ενίσχυση της αυτοπεποίθησης	Ένταξη στη κοινωνία
Περίσταση χρήσης	Εντός και εκτός οικίας	Εντός και κυρίως εκτός οικίας	Εντός και κυρίως εκτός οικίας
Συχνότητα χρήσης	Καθημερινή χρήση (<8 ώρες/ημέρα)	Καθημερινή χρήση (<4 ώρες/ημέρα)	Συνεχής χρήση (<12 ώρες/ημέρα)
Πιστότητα χρήσης	Μεγάλη	Μέτρια	Μεγάλη
Κοινωνικότητα	Μέτρια	Κακή	Καλή
Περηφάνεια (φροντίδα από τρίτους)	Υψηλή	Χαμηλή	Μέτρια
Δημογραφικά:			
• Ηλικία	Μεσήλικας	Ενήλικος	Εφηβός
• Επίπεδο κάκωσης	A6 (ατελή)	A7 (πλήρη)	A5 (ατελή)
• Επάγγελμα	Δημόσιες σχέσεις	Εργασία γραφείου	-
• Χόμπι	Επιτραπέζια	Μαγειρική	Ζωγραφική
• Οικονομική κατάσταση	Κακή	Καλή	Μέτρια

Μετά την συμπλήρωση των στοιχείων για κάθε προφίλ δημιουργήθηκαν επιπλέον συνδυασμοί προκειμένου να διαμορφωθούν νέες κατηγορίες χρηστών (όπως φαίνεται από τις γραμμές του Πίνακας 14). Τέλος επιλέχθηκαν τα 3 καταλληλότερα προφίλ στόχευσης για το συγκεκριμένο προϊόν, όπως αναλύονται στον Πίνακας 15.

Πίνακας 15 Περιγραφή τριών καταλληλότερων προφίλ χρηστών

	Προφίλ 1	Προφίλ 2	Προφίλ 3
Προσδοκώμενο Όφελος	Ενίσχυση Ανεξαρτησίας	Ενίσχυση της αυτοπεποίθησης	Ένταξη στη κοινωνία
Περίσταση χρήσης	Εντός και κυρίως εκτός οικίας	Εντός και κυρίως εκτός οικίας	Εντός και εκτός οικίας
Συχνότητα χρήσης	Καθημερινή χρήση (<8 ώρες/ημέρα)	Καθημερινή χρήση (<4 ώρες/ημέρα)	Συνεχής χρήση (<12 ώρες/ημέρα)

Πιστότητα χρήσης	Μεγάλη	Μέτρια	Μεγάλη
Κοινωνικότητα	Μέτρια	Κακή	Καλή
Περηφάνεια (φροντίδα από τρίτους)	Υψηλή	Χαμηλή	Μέτρια
Δημογραφικά:			
• Ηλικία	Μεσήλικας	Ενήλικος	Έφηβος
• Επίπεδο κάκωσης	A6 (ατελή)	A7 (πλήρη)	A5 (ατελή)
• Επάγγελμα	Δημόσιες σχέσεις	Εργασία γραφείου	-
• Χόμπι	Επιτραπέζια	Μαγειρική	Ζωγραφική
• Οικονομική κατάσταση	Κακή	Καλή	Μέτρια

Η βασικότερη διαφοροποίηση στα παραπάνω προφίλ χρηστών εντοπίζεται στο επίπεδο κάκωσης και στο αίσθημα περηφάνειας. Στο κατά πόσο δηλαδή υπάρχει η ανάγκη για ανεξαρτησία τόσο σε πρακτικό επίπεδο όσο και σε ψυχολογικό. Αυτά τα στοιχεία κατά συνέπεια διαμορφώνουν και την περίσταση, πιστότητα και συχνότητα χρήσης, χωρίς όμως να παρατηρούνται μεγάλες αποκλίσεις. Για τα άτομα με KNM είναι σαφές ότι πρόκειται για ένα προϊόν που αποτελεί αναγκαίο εργαλείο στην καθημερινότητα των χρηστών του. Επομένως τόσο η συχνότητα όσο και η πιστότητα χρήσης είναι αρκετά υψηλές. Τα δημογραφικά στοιχεία πέραν του επιπέδου κάκωσης έχουν μεγάλο εύρος καθώς η KNM μπορεί να συμβεί σε οποιοδήποτε άτομο οποιασδήποτε ηλικίας ή επαγγέλματος.

6.2.2 ΧΩΡΟΘΕΤΗΣΗ | ΑΝΤΑΓΩΝΙΣΤΙΚΟ ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑ

Μετά την διαμόρφωση των δυνητικών προφίλ χρηστών είναι απαραίτητος ο προσδιορισμός της δυνητικής εμπορικής ελκυστικότητας, δηλαδή των χαρακτηριστικών εκείνων που αντανακλούν τα δυνατά σημεία, την υπεροχή και την διαφοροποίηση σε σχέση με τον ανταγωνισμό. Το σύνολο αυτών των χαρακτηριστικών προσδιορίζουν τον τρόπο που αποτυπώνεται το προϊόν στο μυαλό των χρηστών, διαμορφώνοντας το διατηρήσιμο ανταγωνιστικό του πλεονέκτημα. Η αποτύπωση αυτών των χαρακτηριστικών γίνεται μέσω επιθετικών προσδιορισμών. Από τις ευκαιρίες που εντοπίστηκαν κατά την έρευνα και πιο συγκεκριμένα από τις ανάγκες των ατόμων με Κ.Ν.Μ και από τα σχεδιαστικά κενά των προσεγγίσεων που αναλύθηκαν στο κεφάλαιο 3, εντοπίστηκαν οι καταλληλότεροι προσδιορισμοί που αντανακλούν την αξία του προϊόντος.

Αξιόπιστο	Λειτουργική απόδοση.
Ασφαλές	Δεν αποτυγχάνει. Επιδιορθώνεται εύκολα.
Άνετο	Δεν προκαλεί δυσφορία κατά την χρήση
Διαισθητικό	Δεν απαιτεί έντονο νοητικό φόρτο. Προέκταση του σώματος
Διακριτικό	Δεν ελκύει ανεπιθύμητη προσοχή
Οικονομικό	Χαμηλό κόστος αγοράς και συντήρησης
«Βελτιώνει την ποιότητα ζωής»	Ενίσχυση της ανεξαρτησίας, Συμμετοχή στα κοινά, Δυνατότητα εργασίας
«Ενισχύει την αυτοπεποίθηση»	Ψυχική τόνωση, Αυτονομία άρα και λιγότερη άβολη έκθεση (π.χ. στην διαχείριση σωματικών λειτουργιών)

6.2.3 ΣΤΟΧΕΥΣΗ | ΣΤΡΑΤΗΓΙΚΗ ΣΤΟΧΕΥΣΗΣ

Μετά τον προσδιορισμό της τμηματοποίησης και της χωροθέτησης είναι απαραίτητη η επιλογή του προφίλ εκείνου που δυνητικά θα προσελκύσει το υπό-σχεδίαση προϊόν. Σύμφωνα με την τμηματοποίηση του υπό-κεφαλαίου 5.3.1., το Προφίλ 1 θεωρείται το πιο κατάλληλο για επιλογή καθώς μπορεί να εκτιμήσει περισσότερο την αξία του προϊόντος που περιεγράφηκε στο κεφάλαιο 5.3.3.. Στον Πίνακα 16 φαίνεται η συσχέτιση μεταξύ των έμμεσων αναγκών που προκύπτουν από το προφίλ και των χαρακτηριστικών που αντανακλούν την αξία του προϊόντος.

Πίνακας 16 Συσχετισμός χαρακτηριστικών προφίλ και αξίας του προϊόντος

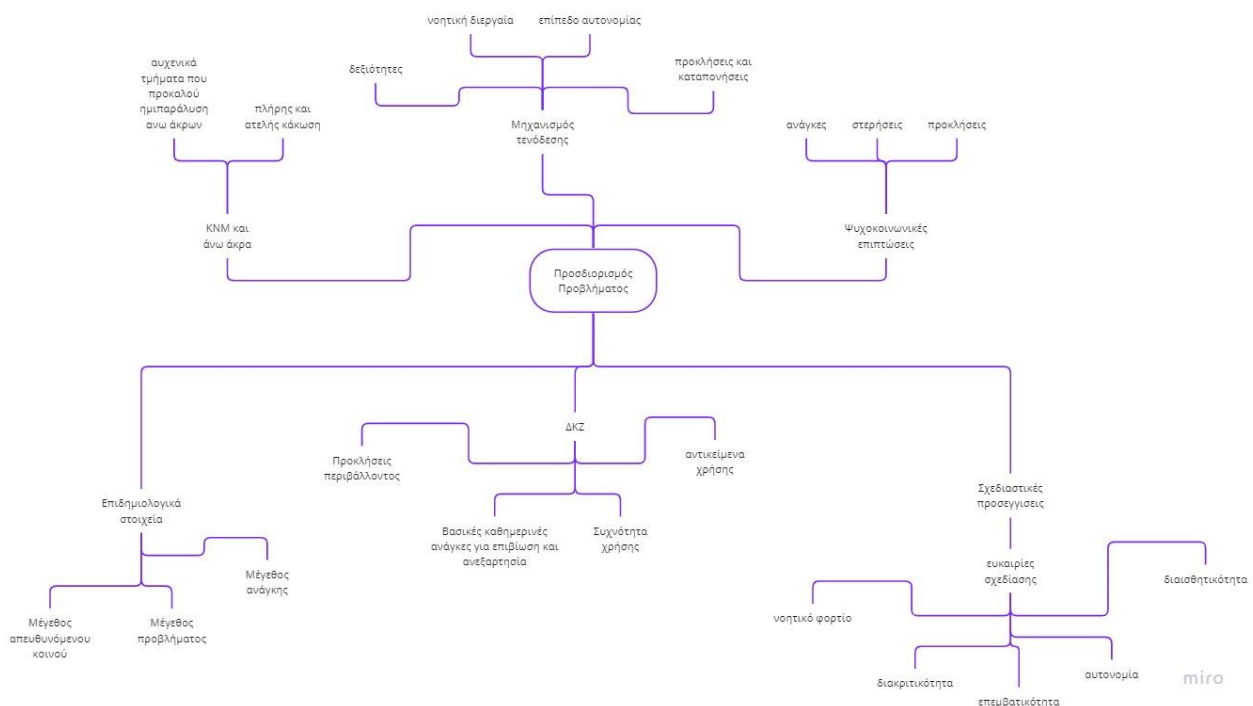
	Προφίλ 1	Αξία Προϊόντος
Προσδοκώμενο Όφελος	Ενίσχυση Ανεξαρτησίας	Αξιόπιστο, «Βελτιώνει την ποιότητα ζωής»
Περίσταση χρήσης	Εντός και κυρίως εκτός οικίας	Ασφαλές
Συχνότητα χρήσης	Καθημερινή χρήση (<8 ώρες/ημέρα)	Άνετο, Διαισθητικό
Πιστότητα χρήσης	Μεγάλη	«Βελτιώνει την ποιότητα ζωής»
Κοινωνικότητα	Μέτρια	Διακριτικό, «Ενισχύει την αυτοπεποίθηση»
Περηφάνεια (φροντίδα από τρίτους)	Υψηλή	«Ενισχύει την αυτοπεποίθηση»
Δημογραφικά:		
• Ηλικία	Μεσήλικας	
• Επίπεδο κάκωσης	A6 (ατελή)	
• Επάγγελμα	Δημόσιες σχέσεις	«Ενισχύει την αυτοπεποίθηση»
• Χόμπι	Επιτραπέζια	
• Οικονομική κατάσταση	Κακή	Οικονομικό

Η εστίαση της εργασίας σε άτομα με κάκωση νωτιαίου μυελού στα A5, A6 και A7 αυχενικά επίπεδα χαρακτηρίζει το απευθυνόμενο κοινό σε αρκετά εξειδικευμένο. Επομένως η κατάλληλη στρατηγική στόχευσης είναι η «Πολύ Εξειδικευμένη» όπου διατίθεται ένα πολύ σαφώς προσδιορισμένο και διακριτό ανταγωνιστικό πλεονέκτημα που ενισχύσει την πιστότητα χρήσης με ένα μοναδικό προϊόντικό μείγμα.

6.3 ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΑΠΑΙΤΗΣΕΙΣ

Στο πρώτο βήμα της σχεδιαστικής μεθοδολογίας (κεφάλαιο 1.2.), δηλαδή του προσδιορισμού του προβλήματος, συλλέχθηκαν οι απαραίτητες πληροφορίες που βοηθούν στην κατανόηση αρχικά της ίδιας της παθολογίας της κάκωσης νωτιαίου μυελού και στην συνέχεια των επιπτώσεων και των προκλήσεων που προκαλεί. Η ανάλυση αυτών των δεδομένων διαμόρφωσε μια πιο σαφή εικόνα σχετικά με τις ανάγκες και τις λειτουργικές απαιτήσεις των δυνητικών χρηστών που στην συνέχεια θα καθορίσουν τις προδιαγραφές και την επιτυχία του σχεδιασμού.

Στην Εικόνα 42 φαίνεται η αποδόμηση του προβλήματος από την έρευνα που πραγματοποιήθηκε στα πρώτα τέσσερα κεφάλαια της εργασίας.



Εικόνα 42 Διάγραμμα αποδόμησης προβληματικού χώρου

Τα βασικά συμπεράσματα που προέκυψαν εστιάζονται σε τέσσερις βασικούς τομείς προκλήσεων και ευκαιριών που αν αξιοποιηθούν θα διαμορφώσουν το ανταγωνιστικό πλεονέκτημα του υπό-σχεδίαση προϊόντος.

✓ **Ανεξαρτησία και Εκτέλεση Δραστηριοτήτων Καθημερινής Ζωής**

Για την εκτέλεση των απαραίτητων δραστηριοτήτων υπάρχει η αναγκαία προϋπόθεση χρήσης διαφόρων αντικειμένων. Επομένως, όσο μεγαλύτερο πλήθος αντικειμένων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν, τόσο μεγαλύτερη και η ανεξαρτησία του ατόμου. Από την περιγραφή των αντικειμένων στο 2^ο κεφάλαιο φαίνεται το εύρος των διαφορετικών τύπων αδράξεων, χειρισμών και πλαισίων χρήσης για το κάθε ένα από αυτά διαμορφώνοντας μια ολοκληρωμένη εικόνα των προϋποθέσεων και απαιτήσεων χρήσης τους. Οι υπάρχουσες μηχανικές λύσεις και μέρος ρομποτικών λύσεων δεν παρέχουν αυτήν την ποικιλία αδράξεων που καλύπτει πλήρως το εύρος των αντικειμένων. Για παράδειγμα, ένας από τους λόγους που τα μηχανικά βοηθήματα που διατίθενται στην αγορά δεν μπορούν να προσφέρουν περισσότερες της μίας άδραξης είναι ότι διαθέτουν ένα αρκετά ογκώδη και πολύπλοκο μηχανισμό που αν εφαρμοζόταν αντίστοιχα για την εκτέλεση επιπλέον αδράξεων θα γινότουσαν μη λειτουργικά και χοντροκομμένα. Κατά συνέπεια είναι αναγκαία η ανάπτυξη μιας λύσης που θα προσφέρει **περισσότερες δυνατότητες άδραξης και που ταυτόχρονα θα είναι διακριτική και θα διατηρεί την λειτουργικότητα σε όλους τους τομείς.**

✓ **Νοητικός φόρτος**

Όπως διαπιστώθηκε κατά την βιβλιογραφική έρευνα (Κεφάλαιο 3), είναι ουσιαστική η **διατήρηση του νοητικού φόρτου κατά την χρήση σε χαμηλά επίπεδα**, ώστε ο χρήστης να μπορεί **άμεσα, διαισθητικά και ξεκούραστα** να εκτελέσει τις δραστηριότητές του. Με αυτόν τον τρόπο ο χρήστης αντιμετωπίζει το βοήθημα ως προέκταση του σώματός του και όχι σαν κάτι ξένο. Προκειμένου να επιτευχθεί λοιπόν η παραπάνω παράμετρος θα πρέπει το υπό σχεδίαση βοήθημα να ακολουθεί και να ενισχύει την υφιστάμενη κινησιολογία (στην προκειμένη περίπτωση τον μηχανισμό τενόδεσης). Να μην χρειάζεται δηλαδή να γίνει εκμάθηση μιας νέας νοητικής διεργασίας, όπως στις περιπτώσεις των ρομποτικών βοηθημάτων. Επομένως η επιλογή σχεδιασμού ενός μηχανικού βοηθήματος σχετίζεται σε μεγάλο βαθμό με το παραπάνω καθώς ο έλεγχός του είναι πιο άμεσος, φυσικός, διαισθητικός και απλός.

✓ **Συχνότητα χρήσης**

Όπως είναι σαφές από τα προηγούμενα κεφάλαια που αναπτύχθηκαν (Κεφάλαιο 2), οι δραστηριότητες καθημερινής ζωής που είναι απαραίτητες για την ευημερία και ανεξαρτησία των ατόμων με τετραπληγία εκτελούνται καθ' όλη την διάρκεια της ημέρας, κάτι που συνεπάγεται και αρκετά συχνή έως και μόνιμη χρήση ενός βοηθήματος άνω άκρου με εξαίρεση τις ώρες του ύπνου. Αυτή η συνεχόμενη χρήση ακολουθείται από διάφορες προκλήσεις που αφορούν τόσο

την διατήρηση της υγείας του χεριού, την ευκολία τοποθέτησης και αφαίρεσης (με την χρήση παράλυτου άκρου ή του ίδιου του βοηθήματος) και την αντοχή του ίδιου του βοηθήματος.

✓ Διακριτικότητα

Για ένα άτομο που λόγω της παράλυσης των κάτω άκρων χρησιμοποιεί αμαξίδιο, η χρήση ενός επιπλέον βοηθήματος μπορεί να θεωρηθεί επιβαρυντική και αποθαρρυντική, καθώς ελκύει ακόμη περισσότερη ανεπιθύμητη προσοχή στην αναπηρία του. Όλα τα διαθέσιμα βοηθήματα που υπάρχουν αυτή την στιγμή στην αγορά όμως, δεν έχουν σχεδιαστεί για να περνούν απαρατήρητα. Άλλα έχουν πολύ μεγάλο όγκο που δεν μπορεί να φορεθεί εύκολα κάτω από τα ρούχα, άλλα είναι κατασκευασμένα από υλικά που δεν ταιριάζουν στην όψη του χεριού (π.χ. μεταλλικά στοιχεία) και άλλα παράγουν ήχο κατά την χρήση τους. Επομένως γίνεται διακριτή μια σημαντική ευκαιρία βελτίωσης και επανασχεδιασμού των βοηθημάτων όπως έχουν διαμορφωθεί μέχρι σήμερα, με στόχο πάντα την ενίσχυση της αυτοπεποίθησης του χρήστη.

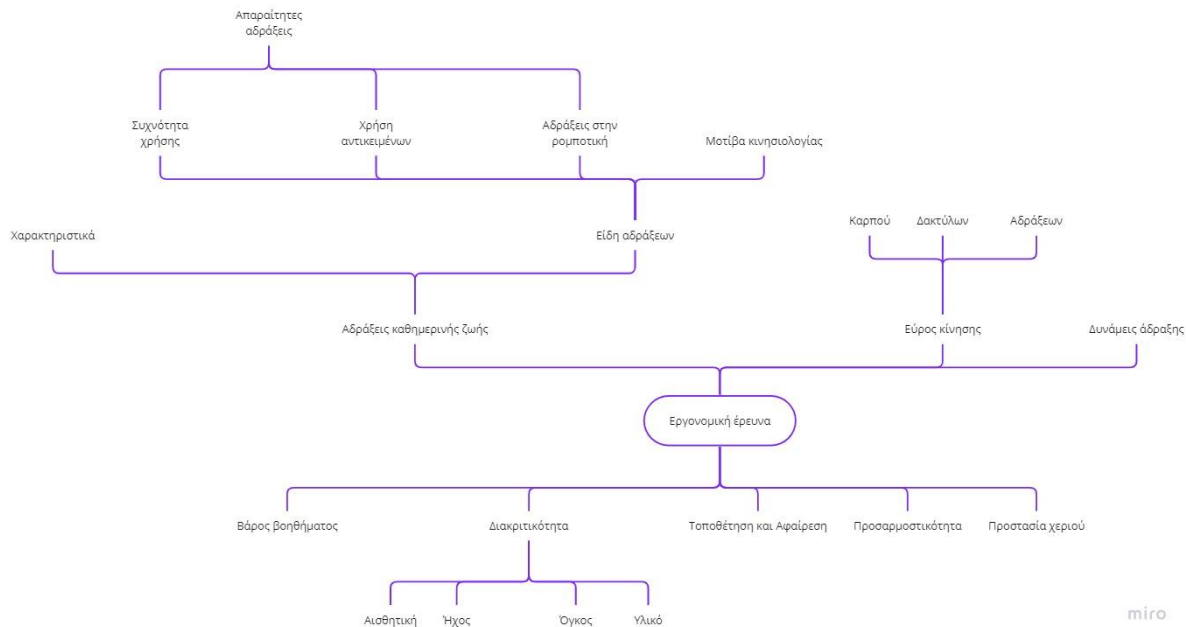
Έτσι, σύμφωνα με τα παραπάνω, διαμορφώνονται οι λειτουργικές απαιτήσεις ανά κεφάλαιο (Πίνακας 17).

Πίνακας 17 Λειτουργικές απαιτήσεις ανά κεφάλαιο έρευνας

Λειτουργικές απαιτήσεις ανά κεφάλαιο έρευνας	
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.3.	
1.	Να προάγει τις λειτουργικές ικανότητες του χεριού
2.	Να ενισχύει την ανεξαρτησία του χρήστη
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.5.	
1.	Να μπορεί να τοποθετηθεί και να χρησιμοποιηθεί αυτόνομα
2.	Να είναι διακριτικό
a.	Να είναι αθόρυβο
b.	Να έχει μικρό όγκο
c.	Να μπορεί να φορεθεί κάτω από ρούχα
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.4	
1.	Να επιτρέπει την επίτευξη ΔΚΖ
2.	Να επιτρέπει την χρήση πληθώρας αντικειμένων ΔΚΖ
3.	Να αντέχει στην καθημερινή φθορά
4.	Να αντέχει στην διάβρωση από νερό και ιδρώτα
5.	Να καθαρίζεται εύκολα
6.	Να μην τραυματίζει το δέρμα
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 & 4	
1.	Να εναρμονίζεται με την υφιστάμενη κινησιολογία
2.	Να επιτυγχάνεται ταυτόχρονη χρήση και των δύο άκρων
3.	Να απαιτεί ελάχιστο νοητικό φόρτο
4.	Να έχει διαισθητική χρήση
5.	Να έχει αυτονομία
6.	Να τοποθετείται και να αφαιρείται εύκολα και γρήγορα
7.	Να τοποθετείται και να αφαιρείται από ένα παράλυτο άκρο
8.	Να μην απαιτεί εκπαίδευση
9.	Να μην έχει μεγάλο κόστος συντήρησης και επισκευής

6.4 ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΕΣ ΣΧΕΔΙΑΣΗΣ

Στο δεύτερο βήμα της σχεδιαστικής μεθοδολογίας (συλλογή πληροφοριών) συλλέχθηκαν τα απαραίτητα στοιχεία, όπως αναλύθηκαν στο κεφάλαιο 5 (Εικόνα 43), που καθορίζουν τον τρόπο με τον οποίο το προϊόν θα ικανοποιεί τις ανάγκες και τις απαιτήσεις του απευθυνόμενου κοινού του κεφαλαίου 6.3, λαμβάνοντας υπόψη τους λειτουργικούς περιορισμούς και τους περιορισμούς του πλαισίου.



Εικόνα 43 Αποδόμηση κεφαλαίου 5, Εργονομική έρευνα

Έτσι σύμφωνα με τα παραπάνω δημιουργήθηκε λίστα (Πίνακας 18) με τους βασικούς περιορισμούς και προδιαγραφές σχεδίασης που προέκυψαν από την έρευνα.

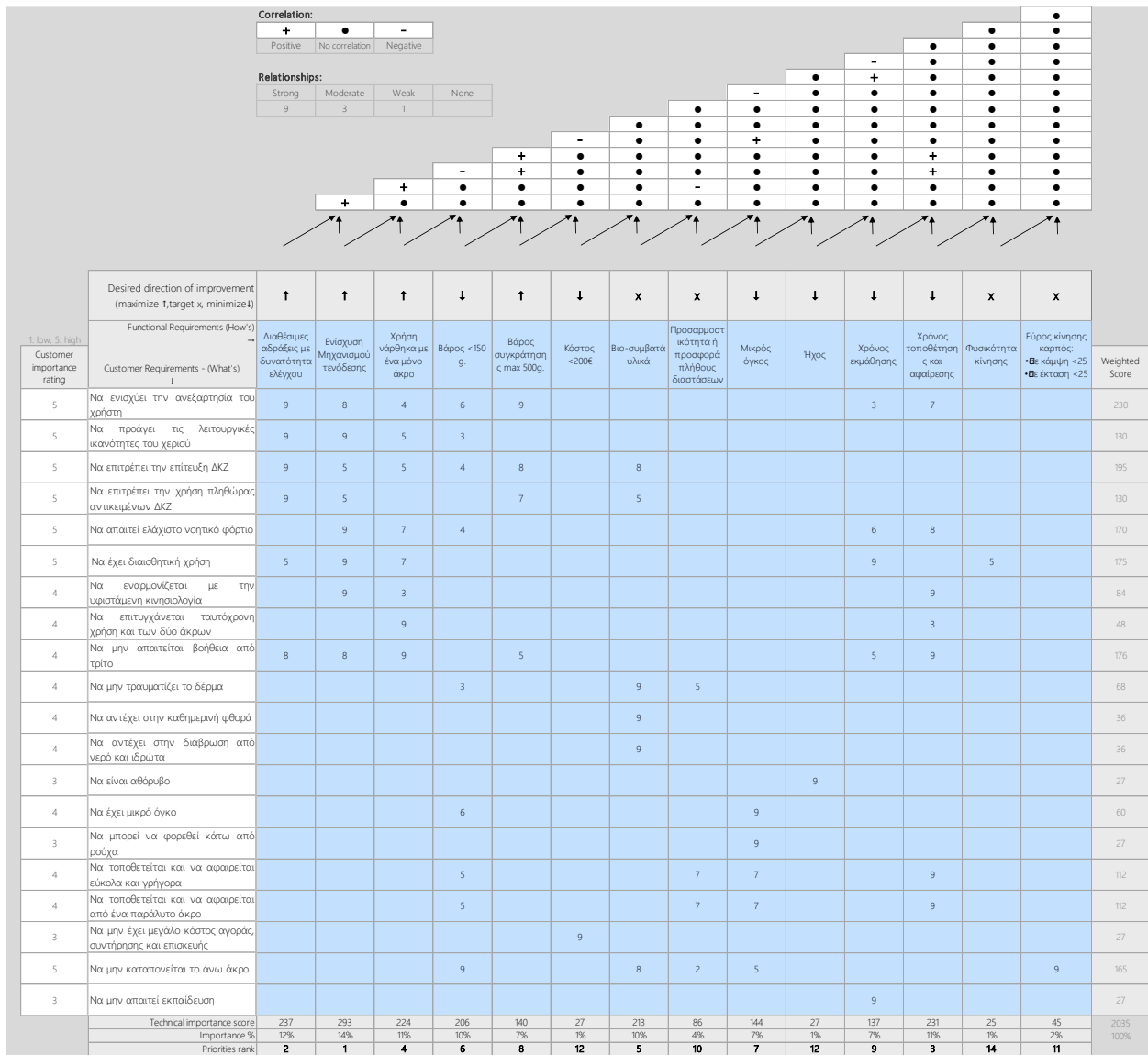
Πίνακας 18 Λίστα βασικών περιορισμών και προδιαγραφών σχεδίασης

1.	4 διαθέσιμες αδράξεις με δυνατότητα ελέγχου
2.	Ενίσχυση Μηχανισμού τενόδεσης
3.	Χρήση νάρθηκα με ένα μόνο άκρο
4.	Βάρος <150 g.
5.	Βάρος συγκράτησης max 500g.
6.	Κόστος <200€
7.	Βιο-συμβατά υλικά
8.	Προσαρμοστικότητα ή προσφορά πλήθους διαστάσεων
9.	Όγκος
10.	Ήχος
11.	Χρόνος εκμάθησης
12.	Χρόνος τοποθέτησης και αφαίρεσης
13.	Προσαρμοστικότητα σχήματος
14.	Εύρος κίνησης καρπός: <ul style="list-style-type: none"> • σε κάμψη <25 • σε έκταση <25

Στην συνέχεια χρησιμοποιήθηκε το εργαλείο QFD (quality function deployment) με σκοπό να κατανοηθούν καλύτερα οι λειτουργικές απαιτήσεις και να μεταφραστούν σε τεχνικές λύσεις και προδιαγραφές που θα τις ικανοποιούν.

Έτσι δημιουργήθηκε ο πίνακας του House of Quality (Πίνακας 19), όπου σε πρώτο επίπεδο καταγράφηκαν οι λειτουργικές απαιτήσεις (κεφάλαιο 6.3.) και οι παραπάνω προδιαγραφές σε γραμμές και στήλες αντίστοιχα. Σε δεύτερο επίπεδο συμπληρώθηκε η βαρύτητα για κάθε μία από τις λειτουργικές απαιτήσεις (1: χαμηλή, 5: υψηλή), όπως επίσης και η κατεύθυνση βελτίωσης για κάθε μία από τις προδιαγραφές (αύξηση ↑, στόχος x, μείωση ↓). Σε τρίτο επίπεδο έγιναν οι συσχετισμοί μεταξύ των απαιτήσεων και προδιαγραφών (Ισχυρή:9, Μέτρια: 3, Μικρή: 1) έτσι ώστε να εντοπιστεί ο βαθμός επιρροής μεταξύ τους. Συνδυάζοντας την βαρύτητα των απαιτήσεων και τους συσχετισμούς προκύπτει και η ιεράρχηση των προδιαγραφών (Πίνακας 20).

Πίνακας 19 Εργαλείο QFD (Quality Function Deployment)

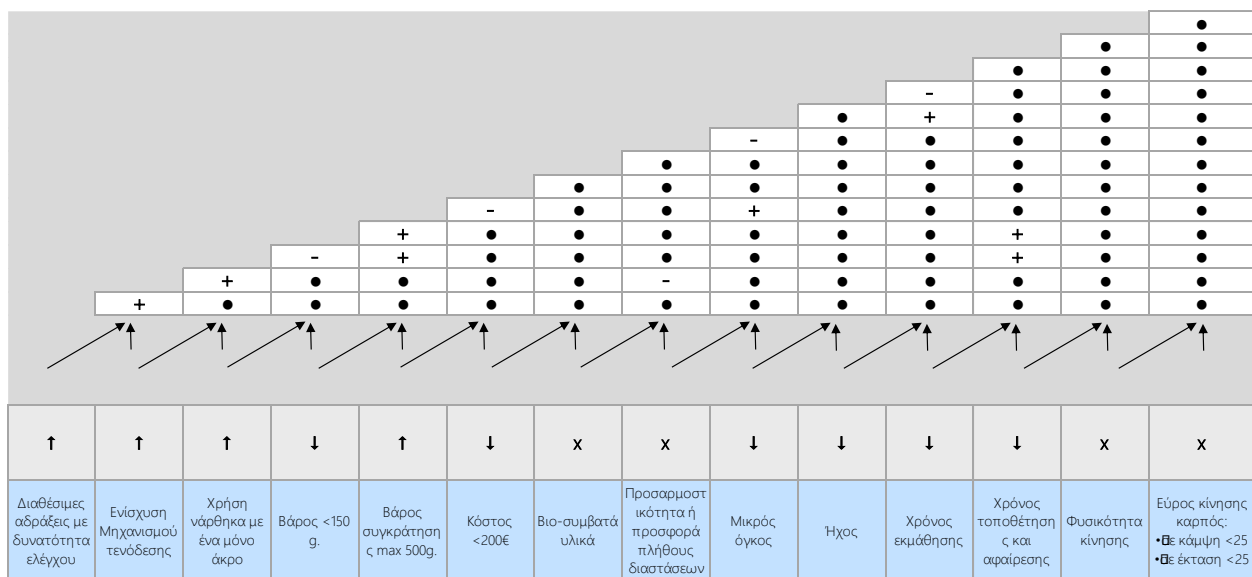


Πίνακας 20 Ιεραρχημένες προδιαγραφές σχεδίασης όπως προέκυψαν από το QFD εργαλείο

Ιεράρχηση	Προδιαγραφές	Technical importance score	Βαρύτητα %	
1	Ενίσχυση Μηχανισμού τενόδεσης	293	14%	Διαισθητικότητα χρήσης, Χαμηλό νοητικό φορτίο κατά την χρήση
2	Διαθέσιμες αδράξεις με δυνατότητα ελέγχου	237	12%	<ul style="list-style-type: none"> •Open/hook •Bwler •Bateral pinch •Tripod
3	Σύντομος χρόνος τοποθέτησης και αφαίρεσης με παράλυτο άκρο	231	11%	Ευκολία τοποθέτησης και αφαίρεσης με χρήση παράλυτου άκρου
4	Χρήση νάρθηκα με ένα μόνο άκρο	224	11%	Ανεξάρτητος έλεγχος
5	Βιο-συμβατά υλικά	213	10%	<ul style="list-style-type: none"> •Αντοχή στην διάβρωση (νερού και ιδρώτα) •Αντοχή στην κόπωση •Πλικά που δεν προκαλούν ερεθισμούς και εφίδρωση
6	Βάρος βοηθήματος	206	10%	<150 g.
7	Διακριτικός όγκος και αισθητική	144	7%	
8	Βάρος συγκράτησης	140	7%	max 500g.
9	Σύντομος χρόνος εκμάθησης	137	7%	
10	Προσαρμοστικότητα ή προσφορά πλήθους διαστάσεων	86	4%	
11	Εύρος κίνησης	45	2%	καρπός: <ul style="list-style-type: none"> •Ε κάμψη <25 μοίρες •Ε έκταση <25 μοίρες
12	Κόστος	27	1%	<200€
13	Αθόρυβο	27	1%	
14	Φυσικότητα κίνησης	25	1%	Προσαρμοστικότητα σχήματος κατά την άδραξη

Τέλος ορίστηκαν οι συσχετίσεις των προδιαγραφών ώστε να εντοπιστούν οι σχέσεις ενίσχυσης (+) και εξασθένησης (-) μεταξύ τους (Πίνακας 21).

Πίνακας 21 Συσχετίσεις μεταξύ των προδιαγραφών



6.5 ΣΥΛΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΣΧΕΔΙΑΣΗΣ

Βασικότερο αναμενόμενο αποτέλεσμα του σχεδιασμού αποτελεί η προαγωγή της υπάρχουσας λειτουργικότητας του άνω άκρου, προσφέροντας τέσσερις βασικούς τύπους αδράξεων που θα επιτρέπουν στους χρήστες να εκτελούν τις ΔΚΖ με χρήση πληθώρας αντικειμένων.

Οι τέσσερις τύποι αδράξεων που επιλέχθηκαν ως οι πιο κυρίαρχοι είναι (Εικόνα 44):

- Η δυνατή άδραξη
- Η άδραξη hook (ανοιχτή θέση του χεριού με τα δάκτυλα σε μικρή κάμψη)
- Η πλευρική ακριβής άδραξη
- Η tripod άδραξη

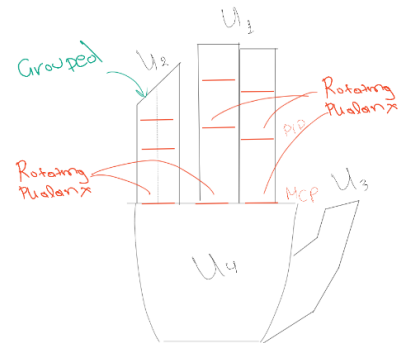


Εικόνα 44 Τέσσερις βασικές δυνατότητες άδραξης

Μια πρόκληση που προκύπτει με την παροχή πολλαπλών αδράξεων είναι ο τρόπος με τον οποίο θα γίνεται η επιλογή του επιθυμητού τύπου άδραξης. Βασική προϋπόθεση σε αυτή την περίπτωση είναι η διατήρηση του νοητικού φόρτου σε χαμηλά επίπεδα και για τον λόγο αυτό η διαδικασία επιλογής και ρύθμισης θα πρέπει να είναι όσο πιο απλή γίνεται και να μην διαφοροποιείται σε μεγάλο βαθμό από την νοητική διεργασία που έχει συνηθίσει να ακολουθεί ο χρήστης.

Για την επίτευξη του παραπάνω έγινε σύγκριση μεταξύ των αδράξεων και εντοπίστηκε ότι η μόνη βασική διαφορά τους έγκειται στην κίνηση του παράμεσου και του μικρού. Πιο συγκεκριμένα στην δυνατή, την hook και την πλευρική άδραξη (δηλαδή στις τρεις από τις τέσσερις αδράξεις) τα δυο αυτά δάκτυλα ακολουθούν σε ταυτόχρονη κίνηση τα υπόλοιπα, ενώ στην tripod άδραξη βρίσκονται σε στατική πλήρη κάμψη. Σύμφωνα με αυτήν την διαπίστωση επιλέχθηκε η διάσπαση του χεριού σε 4 ανεξάρτητα μέρη (Εικόνα 45):

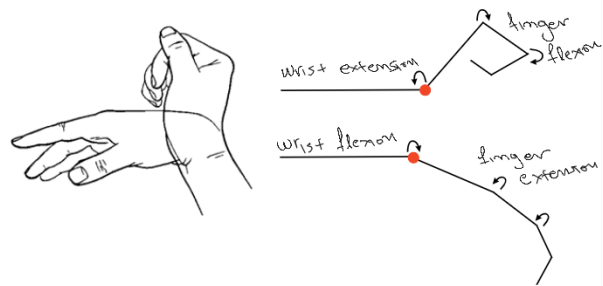
- Το U1 που αποτελείται από τον δείκτη και τον μέσο όπου θα κινούνται πάντα ταυτόχρονα.
- Το U2 που αποτελείται από τον παράμεσο και τον μικρό όπου θα κινούνται επίσης ταυτόχρονα.
- Το U3 που αποτελείται από τον αντίχειρα που θα παραμένει στατικός σε κάμψη, τέτοια έτσι ώστε να μπορεί να υπάρχει ελαφρά επαφή με τον δείκτη κατά την πλευρική ακριβή άδραξη.
- Το U4 που αποτελείται από την παλάμη.



Εικόνα 45 Διάσπαση χεριού σε 4 ανεξάρτητα μέρη

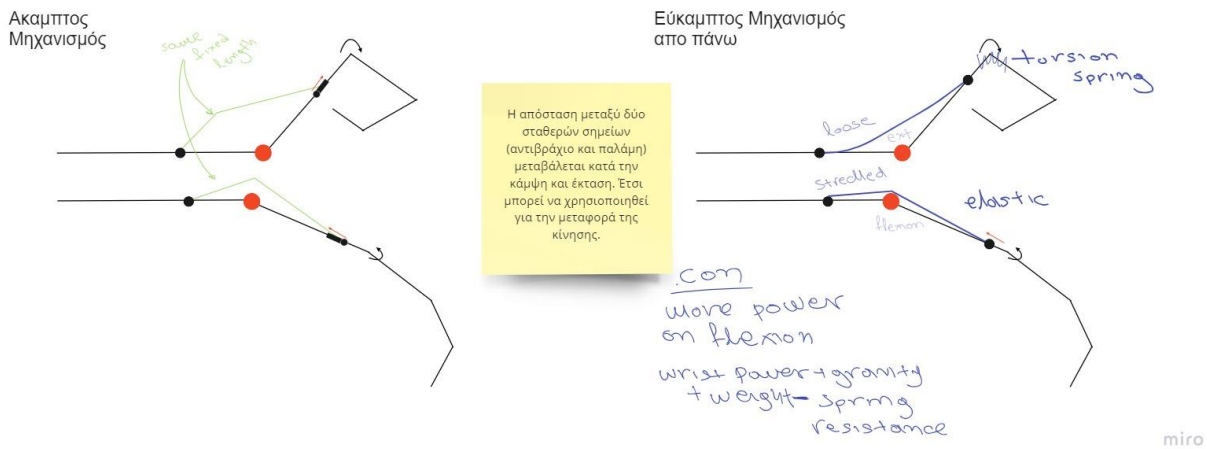
Με αυτόν τον τρόπο για την δυνατή, την hook και την πλευρική άδραξη τα U1 και U2 θα κινούνται ταυτόχρονα, αλλά για την tripod θα περιορίζεται η κίνηση του U2.

Το νοητικό φορτίο κατά την άδραξη είναι επίσης ένας πολύ σημαντικός παράγοντας που επηρεάζει τον σχεδιασμό. Όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα, προκειμένου να διατηρηθεί το νοητικό φορτίο κατά την χρήση σε χαμηλά επίπεδα, θα πρέπει ο τρόπος λειτουργίας του βοηθήματος να ακολουθεί και να ενισχύει την υφιστάμενη κινησιολογία, χωρίς να απαιτεί εκμάθηση και χρήση νέας νοητικής διεργασίας. Η υφιστάμενη κινησιολογία για το συγκεκριμένο απευθυνόμενο κοινό είναι ο μηχανισμός τενόδεσης όπου κατά την κάμψη και έκταση του καρπού τα δάκτυλα εκτείνονται και κάμπτονται αντίστοιχα όπως φαίνεται στην (Εικόνα 46).



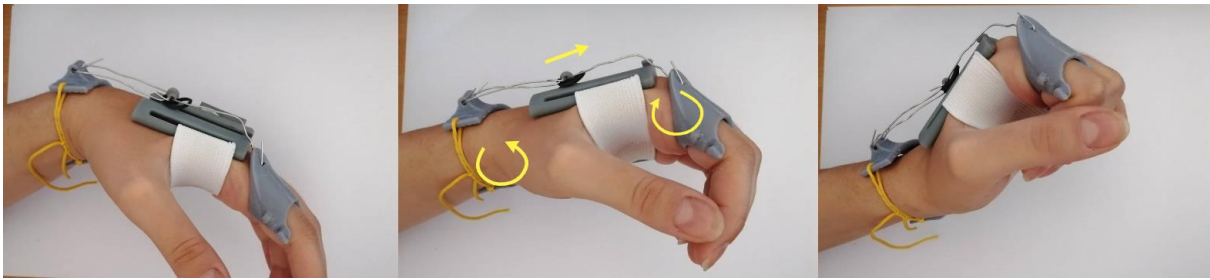
Εικόνα 46 Περιγραφή κίνησης αρθρώσεων MT

Ακολουθώντας την κινησιολογία του MT (Εικόνα 46) για την μετάδοση της κίνησης από τον καρπό στην πρώτη φάλαγγα των δακτύλων μελετήθηκαν δύο διαφορετικές περιπτώσεις μηχανισμών, ο άκαμπτος και ο εύκαμπτος (Εικόνα 47). Κοινό χαρακτηριστικό και των δύο μηχανισμών είναι η αξιοποίηση της μεταβαλλόμενης απόστασης ενός σημείου πάνω στο αντιβράχιο και ενός σημείου στο πίσω μέρος της παλάμης.



Εικόνα 47 Περιγραφή άκαμπτου (αριστερά) και εύκαμπτου μηχανισμού (δεξιά)

Στον άκαμπτο μηχανισμό γίνεται χρήση άκαμπτων μεταλλικών στοιχείων που ενώνουν το σταθερό σημείο πάνω στο αντιβράχιο, με ένα slider που βρίσκεται στο πάνω μέρος της παλάμης έτσι ώστε κατά την κάμψη και έκταση το slider να μπορεί να κυλίσει προς τον καρπό ή προς τα δάκτυλα αντίστοιχα και να σπρώξει ή να τραβήξει το δάκτυλο (Εικόνα 48).

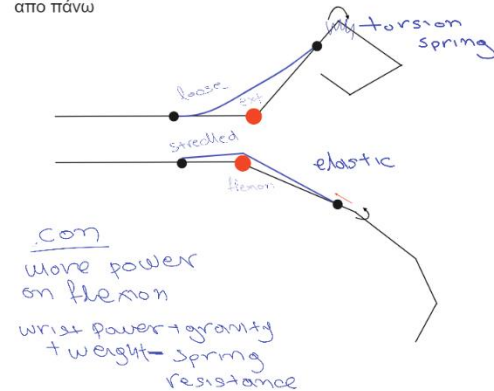


Εικόνα 48 Μακέτα άκαμπτου μηχανισμού μεταφοράς κίνησης από τον καρπό στην πρώτη φάλαγγα δακτύλου

Ο εύκαμπος μηχανισμός αποτελείται από σκληρό πλαστικό νήμα που συνδέει δύο σταθερά σημεία ένα πάνω στο αντιβράχιο και ένα στο πίσω μέρος της παλάμης.

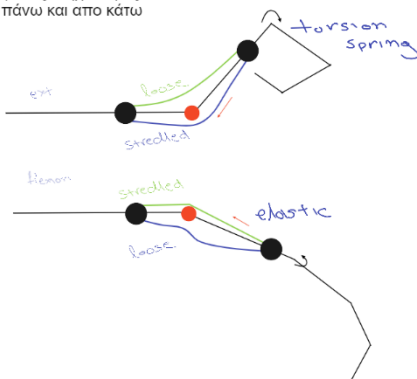
Αρχικά μελετήθηκε η περίπτωση όπου δεν υπάρχουν εξαρτήματα στο κάτω μέρος της παλάμης που ενδεχομένως θα παρεμποδίζουν την άδραξη (Εικόνα 49). Σε αυτή την περίπτωση κατά την κάμψη του καρπού τα δύο σημεία απομακρύνονται με αποτέλεσμα να τεντώνει το νήμα και να τραβάει/εκτίνει την πρώτη φάλαγγα του δακτύλου. Στην έκταση του καρπού από την άλλη θα πρέπει να υπάρχει κάποιο είδος ελατηρίου που θα επιστρέφει το δάκτυλο σε κάμψη. Το πρόβλημα που προκύπτει σε αυτήν την περίπτωση είναι ότι για την κάμψη του καρπού θα πρέπει η δύναμη που θα ασκηθεί να είναι τέτοια που να μπορεί να αντισταθμίσει την αντίσταση του ελατηρίου. Επομένως σε ένα αδύναμο χέρι αυτός ο μηχανισμός δεν μπορεί να λειτουργήσει.

Εύκαμπος Μηχανισμός από πάνω



Εικόνα 49 Εύκαμπος μηχανισμός με τοποθέτηση στο πάνω μέρος του χεριού

Εύκαμπος Μηχανισμός από πάνω και από κάτω

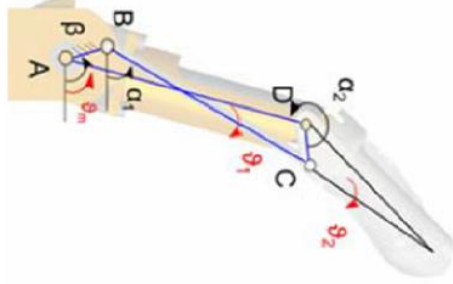
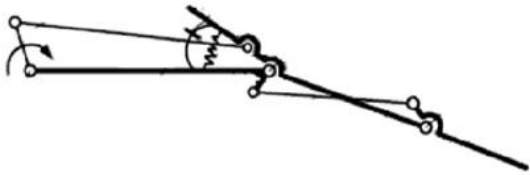
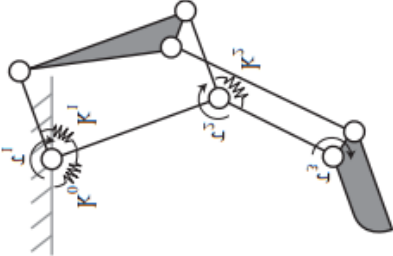


Εικόνα 50 Εύκαμπος μηχανισμός με τοποθέτηση στο πάνω και στο κάτω μέρος του χεριού

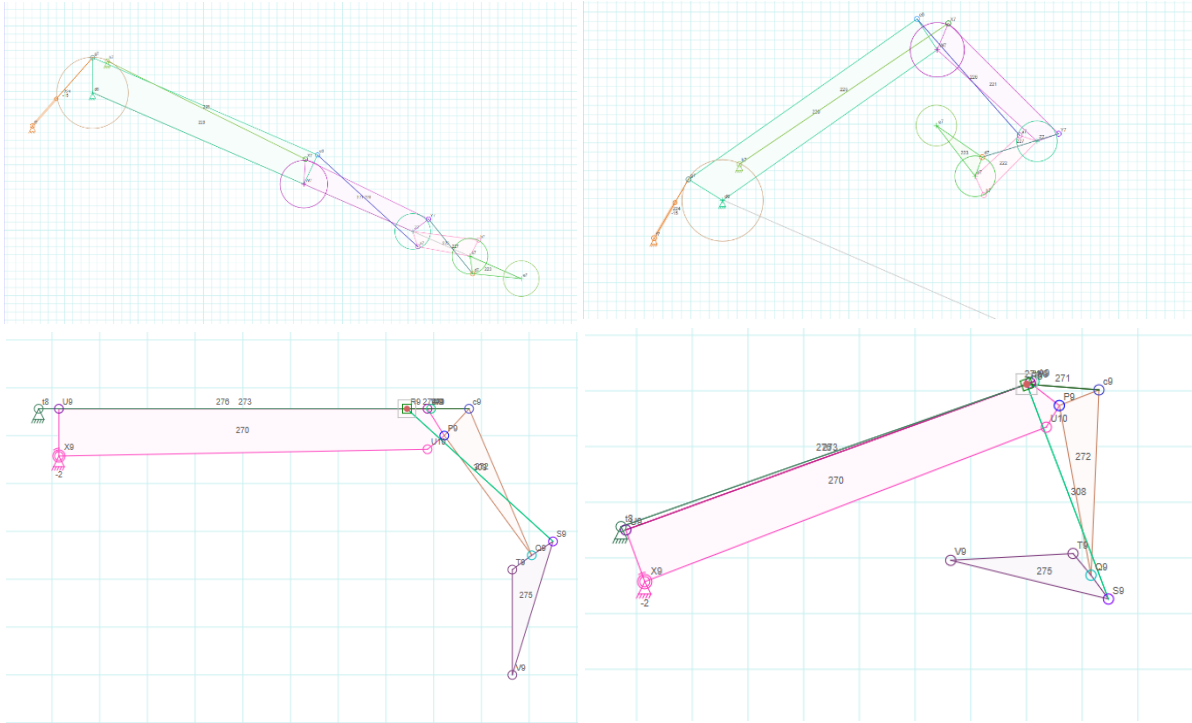
Μία δεύτερη περίπτωση που μελετήθηκε για τον εύκαμπο μηχανισμό είναι η χρήση ενός ακόμη νήματος στο κάτω μέρος του χεριού, έτσι ώστε να μην χρειάζεται ελατήριο επιστροφής (Εικόνα 50). Με αυτόν τον τρόπο μπορεί να παρεμποδίζεται σε ένα βαθμό η χρήση της παλάμης, αλλά εξασφαλίζεται καλύτερος έλεγχος της δύναμης. Με έναν κατάλληλο σχεδιασμό, όπως για παράδειγμα η χρήση υλικού με grip, ίσως μπορέσει να λυθεί αυτό το πρόβλημα.

Το επόμενο στάδιο της σχεδίασης αφορά την σχεδίαση μηχανισμού μετάδοσης κίνησης από την πρώτη φάλαγγα του δακτύλου στις υπόλοιπες για την περίπτωση του άκαμπτου μηχανισμού. Για τον σχεδιασμό αυτού του μηχανισμού έγινε έρευνα πάνω στα ρομποτικά βοηθήματα. Οι περισσότεροι μηχανισμοί προσθετικών βοηθημάτων αποτελούνται από μηχανισμούς 4 αρθρωτών ράβδων (four-bar linkages) που κατηγοριοποιούνται σε coupled four-bar linkages που επιτρέπουν την προσαρμογή σχήματος πριν την άδραξη και σε under-actuated four-bar linkages που επιτρέπουν την προσαρμογή σχήματος κατά την άδραξη. Κάποιοι από τους μηχανισμούς που μελετήθηκαν φαίνονται στον Πίνακα 22.

Πίνακας 22 Μηχανισμοί δακτύλων ρομποτικών προσθετικών άκρων

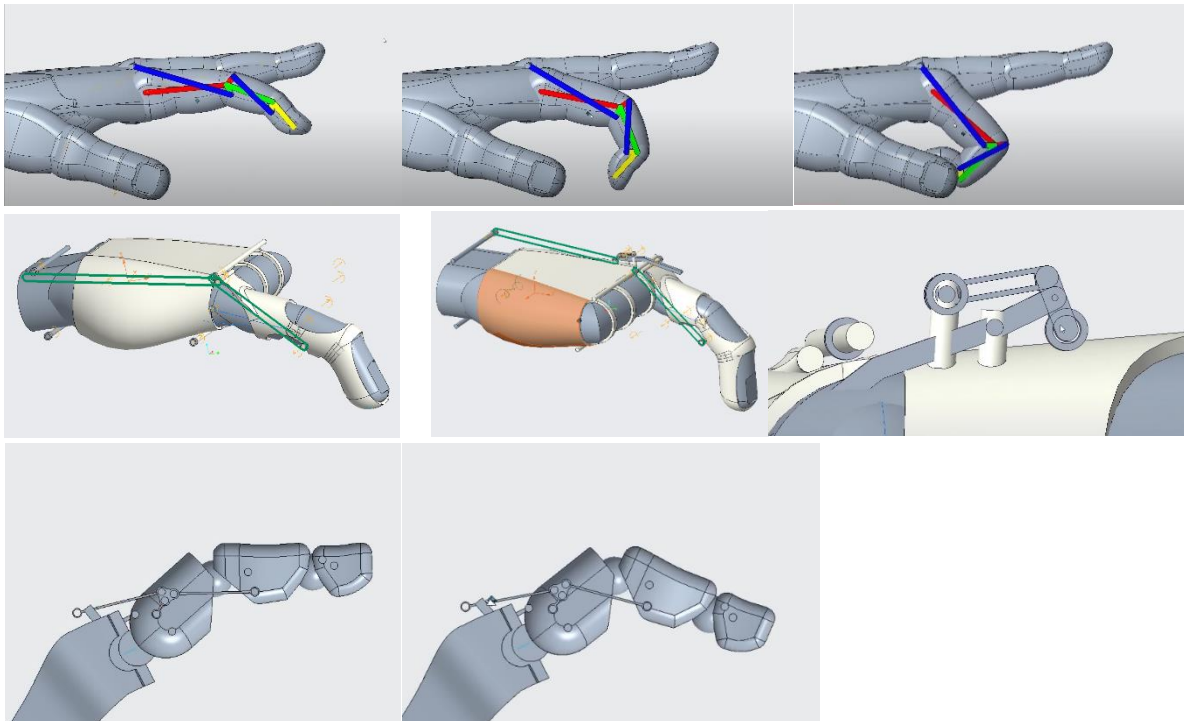
	<p>S-finger από τους Imbinto et al. Ένας βαθμός ελευθερίας Ένας Coupled four-bar linkage</p>
	<p>Από τους Yang et al. Δύο βαθμοί ελευθερίας Ένας Coupled four-bar linkage Ένας Under-actuated four-bar linkage</p>
	<p>Από τους by Hirano et al. Τρεις βαθμοί ελευθερίας Δύο Under-actuated four-bar linkages</p>

Για την μελέτη της κίνησης αυτών των μηχανισμών, αλλά και για τον σχεδιασμό πιο εξατομικευμένων λύσεων, δημιουργήθηκαν προσομοιώσεις των μηχανισμών σε ένα πρόγραμμα διδιάστατης σχεδίασης, όπως φαίνεται ενδεικτικά στην Εικόνα 52. Ο λόγος που επιλέχθηκε μια τέτοιου είδους προσομοίωση είναι η δυσκολία καθορισμού των τιμών των μεταβλητών των αρθρώσεων με δεδομένη την τροχιά και τον προσανατολισμό της κίνησης (αντίστροφη κινηματική).



Εικόνα 52 Κινηματικές προσομοιώσεις μηχανισμών

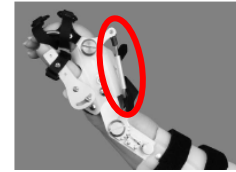
Στην συνέχεια έγιναν δοκιμές στον τρισδιάστατο χώρο ώστε να εκτιμηθεί καλύτερα ο τρόπος λειτουργίας και ο όγκος του μηχανισμού (Εικόνα 51).



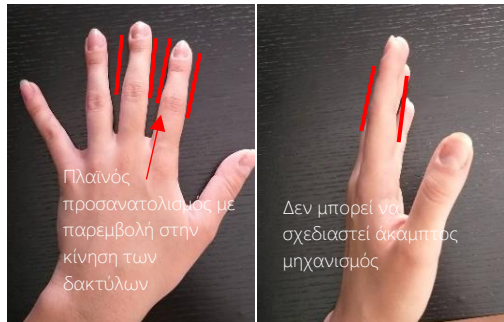
Εικόνα 51 Δοκιμές τρισδιάστατου σχεδιασμού μηχανισμών

Από τις προσπάθειες τρισδιάστατης μοντελοποίησης προέκυψε ότι η χρήση ενός άκαμπτου μηχανισμού δημιουργεί πρόβλημα όγκου γεγονός που δεν συνάδει με τις προδιαγραφές σχεδίασης (Πίνακας 20).

Πιο συγκεκριμένα, για τον μηχανισμό του καρπού προέκυψε ότι η χρήση των τεσσάρων αρθρωτών ράβδων για την μετάδοση της κίνησης του καρπού σε κάθε δάκτυλο δημιουργεί πρόβλημα όγκου που παρατηρείται σε άλλα αντίστοιχα βοηθήματα (Εικόνα 53).



Εικόνα 53 Πρόβλημα όγκου WHO βοηθημάτων



Εικόνα 54 Προβλήματα άκαμπτου μηχανισμού δακτύλων

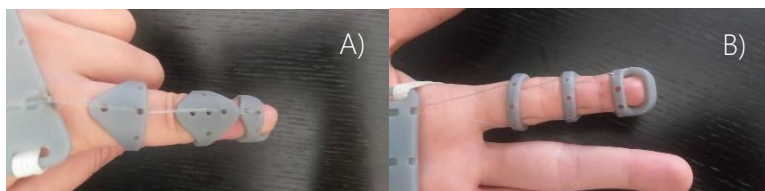
Για τον μηχανισμό των δακτύλων προέκυψε ότι δεν υπάρχει δυνατότητα προσαρμογής του στην πάνω και κάτω επιφάνεια του δακτύλου λόγω της αρχιτεκτονικής του μηχανισμού, ενώ στην αντίθετη περίπτωση (πλαϊνή τοποθέτηση) μειώνεται ο ενδιάμεσος χώρος των δακτύλων με αποτέλεσμα να δυσκολεύεται η κίνηση μεταξύ τους (Εικόνα 54). Σε αντίθεση με τα προσθετικά βοηθήματα, που προτιμάται αυτός ο προσανατολισμός, δεν υπάρχει το φυσικό δάκτυλο να καταλαμβάνει όγκο και ο μηχανισμός ενσωματώνεται στο προσθετικό δάκτυλο .

Επομένως ως λογική συνέχεια των παραπάνω συμπερασμάτων επιλέχθηκε ο σχεδιασμός ενός εύκαμπτου μηχανισμού (Εικόνα 50) για τα δάκτυλα που δεν απαιτεί περίπλοκους και ογκώδεις μηχανισμούς. Για την μελέτη αυτού του μηχανισμού έγιναν μακέτες με χρήση τρισδιάστατης σχεδίασης και εκτύπωσης (Εικόνα 55).



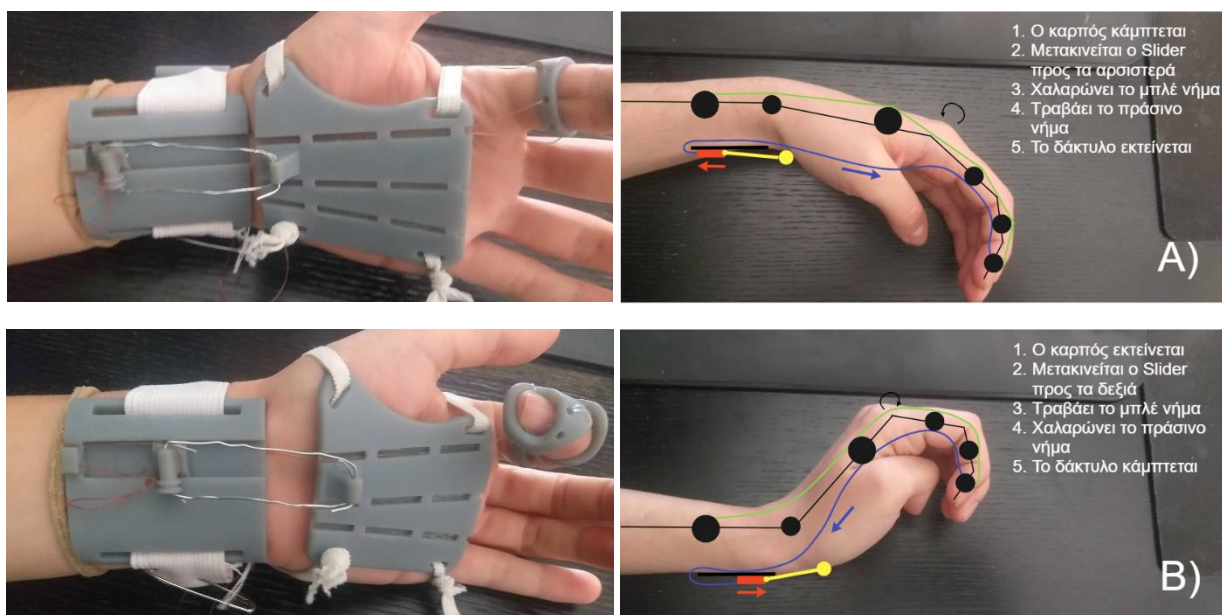
Εικόνα 55 Τρεις όψεις μακέτας

Αρχικά διευρενήθηκαν τα βέλτιστα σημεία των δακτύλων από τα οποία θα περνάει το νήμα για να μπορούν να καμφθούν και να εκταθούν με πλήρες εύρος κίνησης και την ελάχιστη δυνατή προσπάθεια. Για τον λόγο αυτό σχεδιάστηκαν δακτυλίδια με περιμετρικές οπές ώστε να μπορεί να εξετασθεί η κάθε μία ξεχωριστά. Για την έκταση του δακτύλου διαπιστώθηκε ότι με την χρήση ενός νήματος στο πάνω μέρος μπορεί να επιτευχθεί η επιθυμητή κινησιολογία (Εικόνα 56 A). Για την κάμψη του δακτύλου διαπιστώθηκε ότι για την βέλτιστη κινησιολογία είναι απαραίτητη η χρήση δύο νημάτων στο κάτω μέρος του δακτύλου όπως φαίνεται στην Εικόνα 56 B.

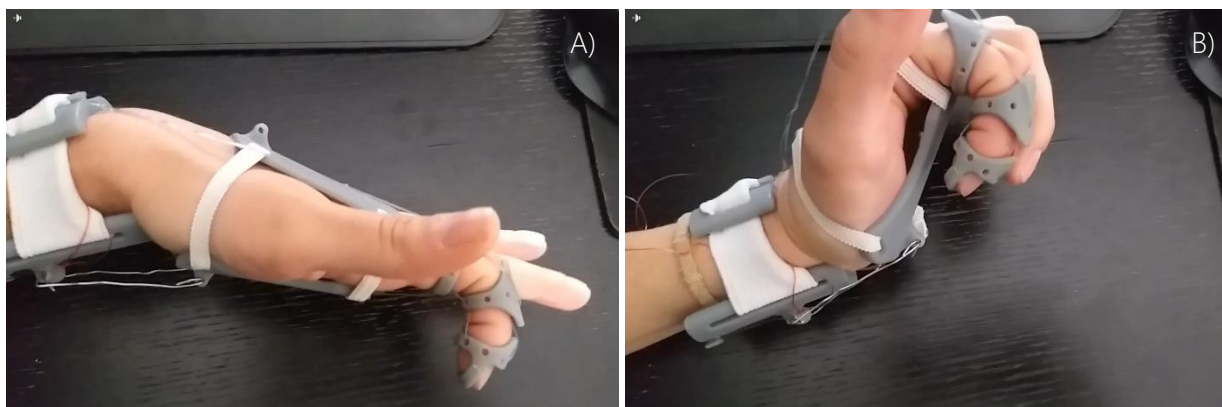


Εικόνα 56 Βέλτιστη τοποθέτηση νήματος στα δακτυλίδια της μακέτας A) για έκταση και B) για κάμψη του δακτύλου

Στην συνέχεια διερευνήθηκε ο μηχανισμός μετάδοσης κίνησης του καρπού στα δάκτυλα, με βάση το προσχέδιο που αναλύθηκε παραπάνω (Εικόνα 50). Έτσι σχεδιάστηκε ένας άκαμπτος μηχανισμός μεταξύ της παλάμης και του αντιβραχίου, ώστε κατά την κάμψη και την έκταση του καρπού να μετακινείται ο slider του αντιβραχίου προς τα αριστερά (Εικόνα 57 A) και δεξιά αντίστοιχα (Εικόνα 57 B), χαλαρώνοντας και τεντώνοντας αντίστοιχα το νήμα των δακτύλων.



Εικόνα 57 Άκαμπτος μηχανισμός μακέτας A) σε κάμψη και B) σε έκταση καρπού



Εικόνα 58 Μακέτα A) σε κάμψη και B) έκταση καρπού

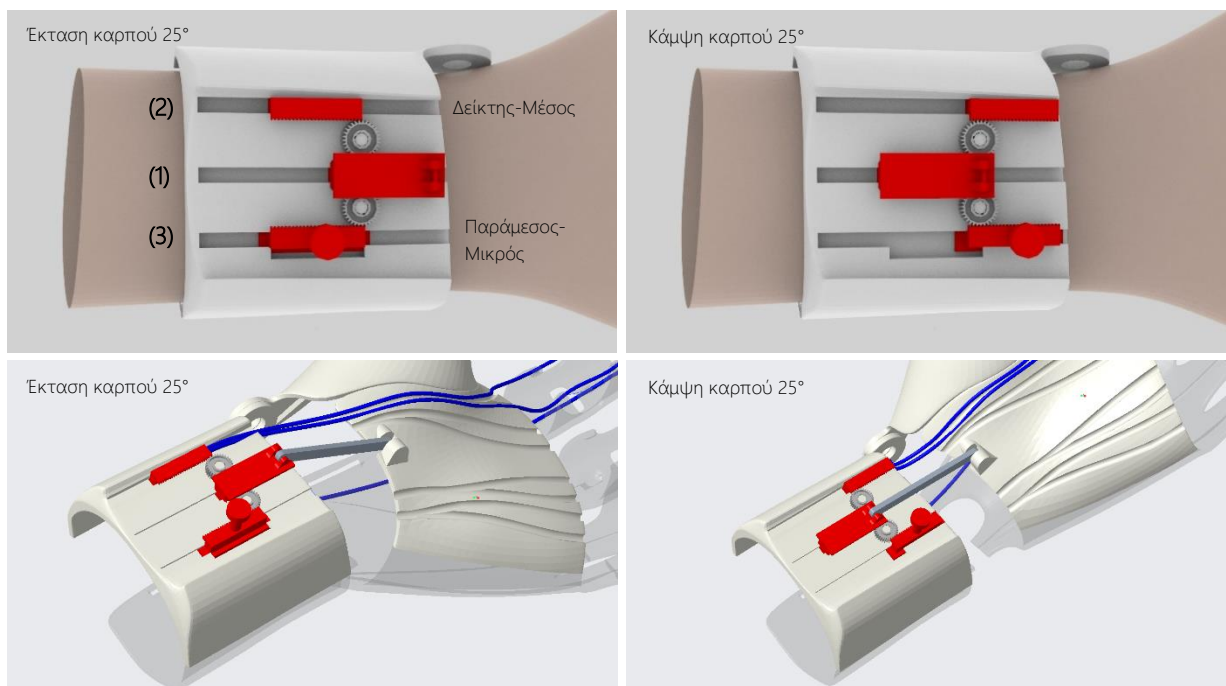
Από την μακέτα διαπιστώθηκε ότι για να επιτευχθεί η κινησιολογία του MT (Εικόνα 46), θα πρέπει ο μηχανισμός μετάδοσης κίνησης από τον καρπό στα δάκτυλα να επιτρέπει την αντίθετη κατεύθυνση κίνησης του slider και του νήματος, όπως είναι εμφανές και στην Εικόνα 57 (κόκκινα και μπλε βέλη).

Έτσι σύμφωνα με τις παραπάνω παρατηρήσεις προχώρησε ο τρισδιάστατος σχεδιασμός για την ανάπτυξη ολοκληρωμένων σχεδίων που ακολουθούν τις προδιαγραφές σχεδίασης.

6.6 ΙΔΕΑΣΜΟΣ

6.6.1 ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΚΑΡΠΟΥ ΣΤΑ ΔΑΚΤΥΛΑ

Αρχικά σχεδιάστηκε ο βασικός μηχανισμός μετάδοσης κίνησης του καρπού στα δάκτυλα. Για να μπορέσει να επιτευχθεί η αντίθετη κατεύθυνση κίνησης του καρπού και του νήματος, όπως αναφέρθηκε νωρίτερα, χρησιμοποιήθηκαν γρανάζια μεταξύ τριών slider (1), ένα που συνδέεται με την παλάμη μέσω άκαμπτου συνδέσμου, ένα που συνδέεται με τα νήματα του δείκτη και του μέσου (2) (U1 Εικόνα 45) και ένα που συνδέεται με τα νήματα του παράμεσου και του μικρού (3) (U2 Εικόνα 45), όπως φαίνεται στην Εικόνα 59.

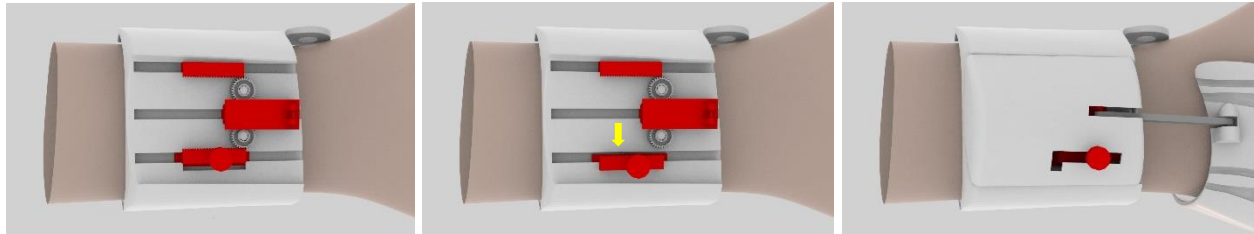


Εικόνα 59 Αρχιτεκτονική μηχανισμού μηχανικού βοηθήματος

6.6.2 ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΡΥΘΜΙΣΗΣ TRIPOD ΑΔΡΑΞΗΣ

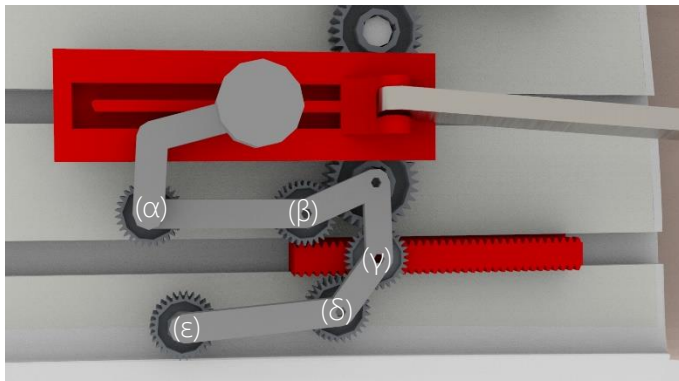
Στην συνέχεια διερευνήθηκαν τρόποι με τους οποίους θα επιτυγχάνεται η tripod άδραξη, μέσω της ακινητοποίησης του παράμεσου και του μικρού (U2 Εικόνα 45) σε κάμψη. Για την επίτευξη αυτής της λειτουργίας δημιουργήθηκαν δύο διαφορετικά σχέδια μηχανισμών. Στο πρώτο (Εικόνα 60) και πιο απλοποιημένο, η ακινητοποίηση πραγματοποιείται με την απεμπλοκή του αντίστοιχου slider από το γρανάζι κίνησης. Για να διασφαλιστεί η απεμπλοκή στην θέση πλήρους

κάμψης των δακτύλων, σχεδιάστηκε ειδική εγκοπή στην αντίστοιχη θέση του διαδρόμου κύλισης του slider και μία αντίστοιχη εγκοπή στο καπάκι του μηχανισμού όπου θα γίνεται η χειροκίνητη ρύθμιση, όπως φαίνεται στην Εικόνα 60.



Εικόνα 60 Σχέδιο 1^ο για ρύθμιση tripod άδραξης

Στο δεύτερο σχέδιο (Εικόνα 62) για την ακινητοποίηση του παράμεσου και του μικρού (U2 Εικόνα 45) σε πλήρη κάμψη, χρησιμοποιούνται πέντε επιπλέον γρανάζια (α,β,γ,δ,ε) (Εικόνα 61). Ο λόγος που επιλέχθηκε αυτή η διαμόρφωση είναι η δυνατότητα κίνησης του (3) (Εικόνα 62) είτε ίδιας κατεύθυνσης με το (1), εμπλέκοντας τα γρανάζια (α) και (β), είτε αντίθετης κατεύθυνσης,

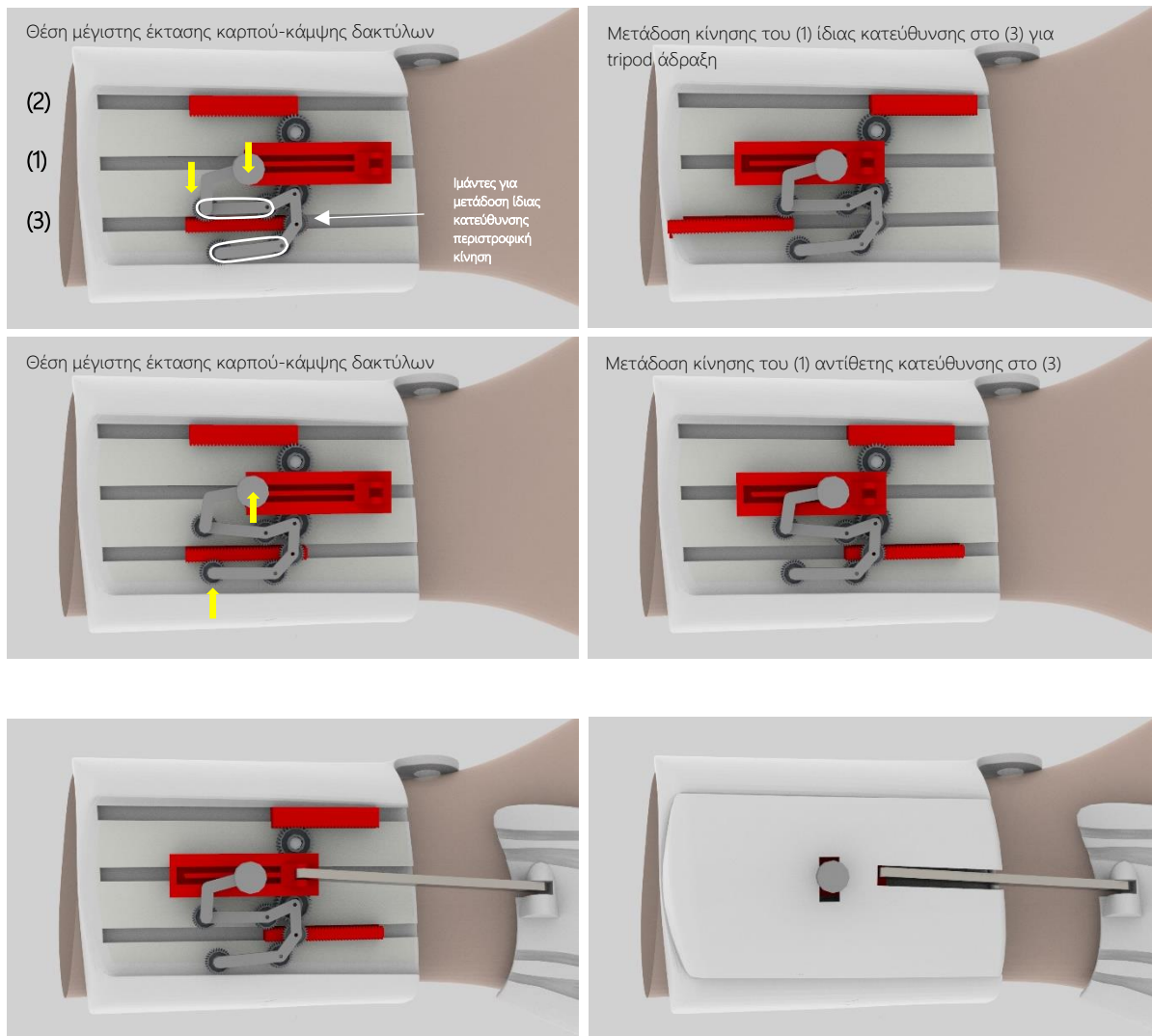


Εικόνα 61 Γρανάζια 2^{ου} σχεδίου για ρύθμιση tripod άδραξης

εμπλέκοντας τα γρανάζια (γ),(δ) και (ε) για εκτέλεση της tripod άδραξης (Εικόνα 62). Η χειροκίνητη ρύθμιση για tripod άδραξη επιτυγχάνεται μέσω μοχλού που περιστρέφει και τα πέντε γρανάζια (γκρί βάση) ανάλογα με το ποια χρειάζεται να εμπλακούν και να μεταδώσουν κίνηση. Για να διασφαλιστεί η εμπλοκή και απεμπλοκή των επιθυμητών γραναζιών στην θέση όπου τα δάκτυλα βρίσκονται σε πλήρη κάμψη, σχεδιάστηκαν αυλάκια στην πάνω

επιφάνεια του slider (1) όπου η αλλαγή μπορεί να επιτραπεί στην συγκεκριμένη σχετική θέση των (1) και (3) (Εικόνα 62).

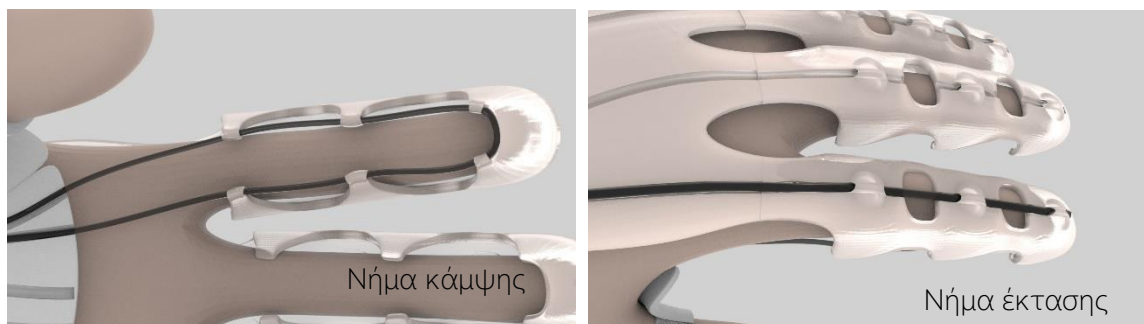
Τα γρανάζια (α) και (ε) λειτουργούν ως προεκτάσεις των (β) και (δ) αντίστοιχα, επομένως για να εξασφαλιστεί ίδιας κατεύθυνσης περιστροφική κίνηση συνδέονται με ιμάντα (Εικόνα 62).



Εικόνα 62 Σχέδιο 2^ο για ρύθμιση tripod άδραξης

6.6.3 ΝΗΜΑΤΑ ΔΑΚΤΥΛΩΝ

Για τα νήματα των δακτύλων επιλέχθηκε ο σχεδιασμός εύκαμπτων θηκών που αφήνουν ακάλυπτο το κάτω μέρος των δακτύλων, ώστε να εξασφαλιστεί όσο το δυνατόν περισσότερη επιφάνεια δακτύλου για άδραξη, κυρίως λόγω των αντιολισθητικών του ιδιοτήτων (καθώς δεν υπάρχει το αίσθημα της αφής). Στο πάνω μέρος της θήκης υπάρχουν οπές στα σημεία των τριών φαλαγγών ώστε να μην παρεμποδίζεται η κάμψη του δακτύλου. Για την κάμψη του δακτύλου, το νήμα διατρέχει την θήκη μέσα από τις ειδικές οπές που υπάρχουν στο κάτω μέρος σε σημεία που προέκυψαν από την μακέτα ως τα πιο κατάλληλα. Αντίστοιχα για την έκταση του δακτύλου το νήμα βρίσκεται στο πάνω μέρος της θήκης (Εικόνα 63).



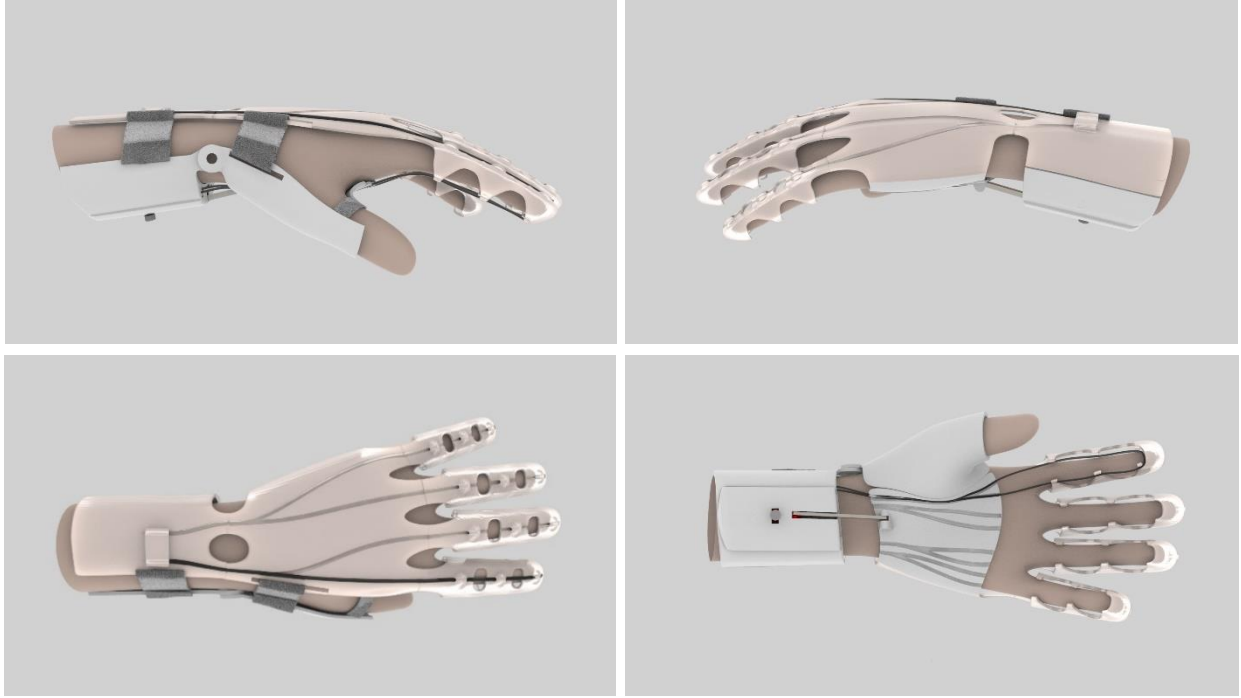
Εικόνα 63 Νήματα μηχανικού βοηθήματος

6.6.4 ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΚΑΙ ΑΦΑΙΡΕΣΗ

Για την τοποθέτηση και την αφαίρεση το βοήθημα διασπάστηκε σε δύο μέρη, το πάνω που αποτελείται από εύκαμπτο υλικό ώστε να διευκολύνεται η κάμψη και έκταση του καρπού και των 4^{ων} δακτύλων και το κάτω που αποτελείται από άκαμπτο υλικό πάνω στο οποίο υπάρχει ο μηχανισμός και η άρθρωση του καρπού. Η διαμόρφωση αυτή επιλέχθηκε λόγω της μόνιμης κάμψης που έχουν τα δάκτυλα των ασθενών με KNM. Με αυτόν τον τρόπο το επάνω εύκαμπτο μέρος μπορεί διπλώσει προς το πλάι έτσι ώστε να μπορεί να τοποθετηθεί το χέρι, να έρθουν τα δάκτυλα σε έκταση με την βοήθεια της επιφάνεια στην οποία ακουμπά το βοήθημα (π.χ. τραπέζι) και στην συνέχεια να επιστρέψει το πάνω μέρος στην αρχική θέση, αγκαλιάζοντας τα δάκτυλα (Εικόνα 64).



Εικόνα 64 Τοποθέτηση μηχανικού βοηθήματος



Εικόνα 65 Όψεις μηχανικού βοηθήματος

7 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΞΕΛΙΞΗ

Η σχεδίαση των υπαρχόντων μηχανικών βοηθημάτων για ασθενείς με κάκωση στο A5 (με ατελή βλάβη C ή D ή μετά από χειρουργική επέμβαση καθήλωσης τένοντος «tenodesis»), A6 (ατελή ή πλήρη βλάβη) και A7 αυχενικό σπόνδυλο (ατελή ή πλήρη βλάβη), παραμένει σχεδόν αμετάβλητη από την δεκαετία του '60 και τα περιθώρια βελτίωσής τους είναι φαινομενικά περιορισμένα. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την διερεύνηση διαφορετικών προσεγγίσεων (ρομποτικών βοηθημάτων eeg και emg τεχνολογίας) αντιμετώπισης της παράλυσης των άνω άκρων, που μέχρι σήμερα είναι αρκετά κοστοβόρες και σε κάποιες περιπτώσεις (π.χ. eeg τεχνολογία) μη αξιόπιστες.

Η συγκεκριμένη εργασία περιγράφει την σχεδίαση ενός εξελιγμένου μηχανικού βοηθήματος για ασθενείς με κάκωση στο A5-A7 αυχενικούς σπονδύλους, βασισμένο σε ένα διαφορετικού τύπου μηχανισμό. Βασικές παράμετροι εξέλιξης του εν λόγω μηχανικού βοηθήματος αφορούν α) την δυνατότητα επιπλέον τριών αδράξεων (power, open-hook και lateral grip), πέραν της tripod που χρησιμοποιείται ήδη από τα συμβατικά βοηθήματα, ενισχύοντας τον MT (μηχανισμό τενόδεσης) που χρησιμοποιούν ήδη οι ασθενείς, β) την μείωση του όγκου και του βάρους, με την χρήση νημάτων (αντί μεταλλικών ράβδων) και νέων υλικών μικρότερου πάχους, μικρότερης ακαμψίας και μικρότερης σκληρότητας για την σχεδίαση του νάρθηκα, γ) την βελτίωση της διακριτικότητας του σχεδιασμού, καθώς δεν υπάρχουν μεταλλικά και άλλα άκαμπτα στοιχεία που παράγουν ήχο κατά την τριβή τους και ταυτόχρονα μπορούν να χρησιμοποιηθούν νέα υλικά, με μεγαλύτερη ποικιλία υφών, χρωμάτων και ιδιοτήτων, σε σχέση με τα υφιστάμενα υλικά και δ) την δυνατότητα εξατομικευμένης προσαρμογής, καθώς το μήκος των νημάτων, σε αντίθεση με εκείνο των μεταλλικών ράβδων, μπορεί να προσαρμοστεί ανάλογα με τις ιδιότητες του χεριού σε ουδέτερη θέση (π.χ. claw hand, δηλαδή ουδέτερη θέση δακτύλων σε κάμψη) για να φέρουν τα δάκτυλα στην επιθυμητή θέση.

Το σχέδιο του εξελιγμένου μηχανικού βοηθήματος που υλοποιήθηκε, προσφέρει περισσότερο μία προοπτική βελτίωσης των υπαρχόντων βοηθημάτων, παρά ένα ολοκληρωμένο λειτουργικό προϊόν. Για τον λόγο αυτό, υπάρχουν πολλά ανοιχτά ερωτήματα που χρειάζεται να διερευνηθούν σε επίπεδο λεπτομερειακού σχεδιασμού. Πιο συγκεκριμένα, οι βελτιστοποιήσεις που περιεγράφηκαν παραπάνω, απορρέουν από τον προτεινόμενο μηχανισμό που υλοποιήθηκε στο στάδιο του ιδεασμού. Ωστόσο, χρειάζεται να αξιολογηθεί η αποδοτικότητα και λειτουργικότητα του μηχανισμού, καθώς καθορίζει αντίστοιχα όλες τις παραμέτρους εξέλιξης. Ο βασικότερος τομέας αξιολόγησης αφορά την αποτελεσματικότητα επίτευξης των αδράξεων, δηλαδή το κατά πόσο μπορεί να επιτευχθεί η επιθυμητή κάμψη και έκταση δακτύλων, εντός του περιορισμένου εύρους γωνιών κάμψης και έκτασης του καρπού. Ως ενδεικτική λύση προτείνεται η αξιοποίηση γρاناζιών, καθώς ανάλογα με την διάμετρο και το πλήθος τους προσφέρουν δυναμικά την δυνατότητα ελέγχου της επιθυμητής κάμψης και έκτασης δακτύλων, ωστόσο δεν έχει ελεγχθεί πειραματικά. Επιπλέον στον μηχανισμό, χρειάζεται να αξιολογηθεί και ο τρόπος με τον οποίο γίνεται η ρύθμιση της tripod άδραξης, μία δυνατότητα που προσφέρει μεγάλη υπεροχή έναντι των υπαρχόντων βοηθημάτων. Για την αξιολόγηση αυτής της λειτουργίας, θα πρέπει να ελεγχθεί αντίστοιχα η αρχιτεκτονική του μηχανισμού, αλλά και ο τρόπος με τον οποίο θα επιλέγει

ο χρήστης την επιθυμητή άδραξη (π.χ. χρήση κάποια ειδικής λαβής ή κάποιου κουμπιού). Περαιτέρω θέματα εξέλιξης αφορούν τις παραμέτρους του βάρους, του όγκου, της διακριτικότητας και της αισθητικής. Τέλος, θα πρέπει να διερευνηθεί ο τρόπος με τον οποίο θα τοποθετείται και θα αφαιρείται το βοήθημα, διότι λόγω της προσφερόμενης δυνατότητας πλήθους αδράξεων, άρα και της συμμετοχής περισσότερων δακτύλων, η εφαρμογή του βοηθήματος σε κάθε δάκτυλο είναι μια πρόκληση. Το προτεινόμενο σχέδιο προσφέρει μια ενδεικτική λύση στον συγκεκριμένο τομέα, αλλά χρήζει επιπλέον μελέτης και σχεδίασης.

Συνεπώς συνοψίζοντας τα παραπάνω, υπάρχουν μεγάλα περιθώρια εξέλιξης της συγκεκριμένης ιδέας σε πολλά επίπεδα. Πιο συγκεκριμένα κρίνεται απαραίτητη, α) η μελέτη της λειτουργικότητας σε πραγματικό περιβάλλον χρήσης και η αξιολόγησή της μέσω παρατηρήσεων πεδίου και συνεντεύξεων με τους ασθενείς, β) η μελέτη της αποτελεσματικότητας των αδράξεων, σε επίπεδο δύναμης, εύρους κίνησης και πλήθους αστοχιών, γ) η μελέτη της ιδανικής θέσης του αντίχειρα για υποστήριξη των αδράξεων, δ) η μελέτη του τρόπου εύκολης και γρήγορης αυτόνομης τοποθέτησης και αφαίρεσης του βοηθήματος, ζ) η μελέτη των υλικών για αντοχή στην κόπωση και υποστήριξη των ασκούμενων δυνάμεων και τέλος ε) η μελέτη των υλικών για την εξασφάλιση της υγείας του χεριού και της αισθητικής ικανοποίησης των ασθενών.

8 ΠΗΓΕΣ

1. Anderson, K. D. (2004). Targeting recovery: priorities of the spinal cord-injured population. *Journal of Neurotrauma*, 21(10), 1371–1383. <https://doi.org/10.1089/neu.2004.21.1371>
2. Biering-Sørensen, F., & Kirshblum, S. (2018). International perspectives on spinal cord injury care. In S. Kirshblum and V. W. Lin (Eds.) *Spinal cord medicine* (pp. 1007–1022). Springer Publishing Company. <https://doi.org/10.1891/9780826137753.0060>
3. Crewe N. M., & Krause J. S. (2009). Spinal cord injury. in M. G. Brodwin, F. W. Siu, J. Howard, & E. R. Brodwin (Eds.) *Medical, psychosocial and vocational aspects of disability*, 3rd Ed. (pp. 289–304). Athens, GA: Elliott & Fitzpatrick, Inc. <https://www.proquest.com/docview/2532207721?pq-origsite=gscholar&fromopenview=true>
4. Bullock, I. M., Ma, R. R., & Dollar, A. M. (2013). A hand-centric classification of human and robot dexterous manipulation. In *IEEE Transactions on Haptics*, 6(2), 129–144. <https://doi.org/10.1109/TOH.2012.53>
5. Bullock, I. M., Zheng, J. Z., De La Rosa, S., Guertler, C., & Dollar, A. M. (2013). Grasp frequency and usage in daily household and machine shop tasks. *IEEE Transactions on Haptics*, 6(3), 296–308. <https://doi.org/10.1109/TOH.2013.6>
6. Cornwell, A. S., Liao, J. Y., Bryden, A. M., & Kirsch, R. F. (2012). Standard task set for evaluating rehabilitation interventions for individuals with arm paralysis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 49(3), 395–403. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2011.03.0040>
7. Curtin, M. (1999). An analysis of tetraplegic hand grips. *British Journal of Occupational Therapy*, 62(10), 444–450. <https://doi.org/10.1177/030802269906201002>
8. Cutkosky, M. R., & Howe, R. D. (1990). Human grasp choice and robotic grasp analysis. In S. T. Venkataraman & T. Iberall (Eds.) *Dextrous robot hands* (pp. 5–31). New York: Springer-Verlag. https://doi.org/10.1007/978-1-4613-8974-3_1
9. Dieter, G. E., & Schmidt, L. C. (2013). *Engineering design*, 5th Ed. New York: McGraw-Hill.
10. Difonzo, E., Zappatore, G., Mantriota, G., & Reina, G. (2020). Advances in finger and partial hand prosthetic mechanisms. *Robotics*, 9(4), 80. <https://doi.org/10.3390/robotics9040080>
11. Mısırlıoğlu, T. Ö., & Karamehmetoğlu, S. S. (2019). Hand function in tetraplegia. In M. T. Duruöz (Ed.), *Hand function: a practical guide to assessment*. Istanbul: Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-17000-4>
12. Eastman Kodak Company. (1983). *Ergonomic design for people at work* (Vol. 1). Belmont, CA: Lifetime Learning Publications.
13. Edwards, S. J., Gallen, D. B., McCoy-Powlen, J. D., & Suarez, M. A. (2018). Hand grasps and manipulation skills: clinical perspective of development and function (pp. 149–205). Thorofare, NJ: SLACK Incorporated.
14. Feix, T., Pawlik, R., Schmiedmayer, H. B., Romero, J., & Kragic, D. (2009, June). A comprehensive grasp taxonomy. In *Proceedings of Robotics, Science and Systems: Workshop on Understanding the Human Hand for Advancing Robotic Manipulation*. <http://ieeexplore.ieee.org/document/7243327/>

15. Feix, T., Romero, J., Schmiedmayer, H., Dollar, A. M., & Kragic, D. (2016). The GRASP taxonomy of human grasp types. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 46(1), 66–77. <https://doi.org/10.1109/THMS.2015.2470657>
16. Floris, L., Dif, C., & Le Mouel, M. (2002). The tetraplegic patient and the environment. In V. R. Hentz, & C. LeClercq (Eds.) *Surgical rehabilitation of the upper limb in tetraplegia* (pp. 45–55). Philadelphia, PA: W.B. Saunders.
17. Ford, J. R., & Duckworth, B. (1987). *Physical management for the quadriplegic patient*, 2nd Ed. (333–376). Philadelphia, PA: Davis. <https://doi.org/10.1093/ptj/56.11.1312>
18. Geethanjali, P. (2016). Myoelectric control of prosthetic hands: state-of-the-art review. *Medical Devices: Evidence and Research*, 9, 247–255. <https://doi.org/10.2147/MDER.S91102>
19. Harvey, L. (1996). Principles of conservative management for a non-orthotic tenodesis grip in tetraplegics. *Journal of Hand Therapy*, 9(3), 238–242. [https://doi.org/10.1016/S0894-1130\(96\)80087-1](https://doi.org/10.1016/S0894-1130(96)80087-1)
20. Harvey, L. (2008). *Management of spinal cord injuries: a guide for physiotherapists* (pp. 93–106). Philadelphia, PA: Elsevier.
21. Hetz, S. P., Latimer, A. E., & Martin Ginis, K. A. (2009). Activities of daily living performed by individuals with SCI: relationships with physical fitness and leisure time physical activity. *Spinal Cord*, 47(7), 550–554. <https://doi.org/10.1038/sc.2008.160>
22. Howell, J. (2019). Principles and components of upper limb orthoses. In J. B. Webster, & D. P. Murphy (Eds.) *Atlas of Orthoses and Assistive Devices* (pp. 134-145.e1). Philadelphia, PA: Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-48323-0.00012-3>
23. Hilliard, M. J., An, K. N., Moran, S. L., & Berger R. A. (2008) Biomechanics of the upper limb. In J. D. Hsu, J. W. Michael, & J. R. Fisk (Eds.). *AAOS Atlas of orthoses and assistive devices*, 4th Ed. (pp. 169–178). Philadelphia, PA: Mosby Elsevier.
24. Johanson, M. E., & Murray, W. M. (2002). The unoperated hand: the role of passive forces in hand function after tetraplegia. *Hand Clinics*, 18(3), 391–398. [https://doi.org/10.1016/S0749-0712\(02\)00035-5](https://doi.org/10.1016/S0749-0712(02)00035-5)
25. Jung, H. Y., Lee, J., & Shin, H. I. (2018). The natural course of passive tenodesis grip in individuals with spinal cord injury with preserved wrist extension power but paralyzed fingers and thumbs. *Spinal Cord*, 56(9), 900–906. <https://doi.org/10.1038/s41393-018-0137-4>
26. Kang, Y., Park, Y., Lee, B. S., & Park, H. S. (2013). Biomechanical evaluation of wrist-driven flexor hinge orthosis in persons with spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 50(8), 1129–1137. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2012.10.0189>
27. Kashef, S. R., Amini, S., & Akbarzadeh, A. (2020). Robotic hand: A review on linkage-driven finger mechanisms of prosthetic hands and evaluation of the performance criteria. *Mechanism and Machine Theory*, 145, 103677. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2019.103677>
28. Keller, A. D., Taylor, C. L., & Zahm, V. (1947). *Studies to determine the functional requirements for hand and arm prosthesis*, Department of Engineering, University of California at Los Angeles.

29. Weir, R. F. & Sensiger, J. W. (2009). The design of artificial arms and hands for prosthetic applications. In M. Kutz (Ed.) *Biomedical engineering and design handbook: Applications*, 2nd Ed. (pp. 537-598). New York: McGraw-Hill.
30. Lee, K., & Jung, M. (2015). Ergonomic evaluation of biomechanical hand function. *Safety and Health at Work*, 6(1), 9–17. <https://doi.org/10.1016/j.shaw.2014.09.002>
31. Liu, J., Feng, F., Nakamura, Y. C., & Pollard, N. S. (2014). A taxonomy of everyday grasps in action. In *Proceedings of IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 573–580. <https://doi.org/10.1109/HUMANOIDS.2014.7041420>
32. Maynard, F. M., Bracken, M. B., Creasey, G., Ditunno, J. F., Donovan, W. H., Ducker, T. B., Garber, S. L., Marino, R. J., Stover, S. L., Tator, C. H., Waters, R. L., Wilberger, J. E., & Young, W. (1997). International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. *Spinal Cord*, 35(5), 266–274. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100432>
33. National Spinal Cord Injury Statistical Center. (2018). Annual Statistical Report for the Spinal Cord Injury Model Systems. <https://www.nscisc.uab.edu/reports.aspx>
34. Nichols, P. J., Peach, S. L., Haworth, R. J., & Ennis, J. (1978). The value of flexor hinge hand splints. *Prosthetics and Orthotics International*, 2(2), 86–94. <https://doi.org/10.1080/03093647809177775>
35. Rashid, M., Sulaiman, N., Abdul Majeed, A. P. P., Musa, R. M., Ahmad, F. A., Bari, B. S., & Khatun, S. (2020). Current status, challenges, and possible solutions of EEG-based brain-computer interface: a comprehensive review. *Frontiers in Neurorobotics*, 14:25. <https://doi.org/10.3389/FNBOT.2020.00025/FULL>
36. Rout, B. K., & Prasanth, C. (2020). Modified wrist driven flexor hinge splint for C6 quadriplegic patients. *International Journal of Health Sciences and Research*, 10(9), 260–263. https://www.ijhsr.org/IJHSR_Vol.10_Issue.9_Sep2020/35.pdf
37. Hedge, A. (1997). Design of hand-operated devices. In N. A. Stanton (Ed.) *Human factors In consumer products* (pp. 203-221). London: Taylor & Francis. <https://www.taylorfrancis.com/books/9781482272888>
38. Vergara, M., Sancho-Bru, J. L., Gracia-Ibáñez, V., & Pérez-González, A. (2014). An introductory study of common grasps used by adults during performance of activities of daily living. *Journal of Hand Therapy*, 27(3), 225–234. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2014.04.002>
39. Eastman Kodak Company: *Kodak's Ergonomic Design for People at Work* (2003). New Jersey: John Wiley & Sons. <https://doi.org/10.1002/9780470172469>
40. Zheng, J. Z., De La Rosa, S., & Dollar, A. M. (2011). An investigation of grasp type and frequency in daily household and machine shop tasks. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 6(3), 4169–4175. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2011.5980366>
41. Νταουντάκη, Γ., & Πιττάκα, Ι. (2017). Η επίδραση στην ισορροπητική ικανότητα ειδικού προγράμματος άσκησης σε παραπληγικούς αθλητές μπάσκετ [Πτυχιακή εργασία, ΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας]. Ιδρυματικό Καταθετήριο Αθηνά ΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας. <http://repository.library.teimes.gr/xmlui/handle/123456789/6102>

9 ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Το συγκεκριμένο παράρτημα αφορά τα δημογραφικά στοιχεία που συνέλλεξε το National Spinal Cord Injury Statistical Center (2018) από 33.406 ασθενείς με Κ.Ν.Μ., μεταξύ του 2016 και του 2018. Τα συγκεκριμένα στοιχεία αφορούν όλα τα επίπεδα κάκωσης. Στο [παράρτημα 12.3](#) συνοψίζονται τα στατιστικά στοιχεία της κάκωσης αυχενικού επιπέδου.

9.1 Κ.Ν.Μ. ΑΝΑ ΦΥΛΕΤΙΚΗ ΟΜΑΔΑ

	Racial Group							
n (%)	Caucasian	African American	Native American	Asian	Other	Declined	Unkn	Total
Total	22,593 (67.6)	7,578 (22.7)	313 (0.9)	581 (1.7)	627 (1.9)	24 (0.1)	1,690 (5.1)	33,406

9.2 ΑΙΤΙΟΛΟΓΙΑ Κ.Ν.Μ

	Etiology							
n (%)	Vehicular	Violence	Sports	Falls	Med/surg	Other	Unkn	Total
Total	14,083 (42.2)	5,677 (17.0)	3,367 (10.1)	7,562 (22.6)	956 (2.9)	1,718 (5.1)	43 (0.1)	33,406

9.3 ΕΠΙΔΙΜΙΟΛΟΓΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑ ΑΥΧΕΝΙΚΟ ΣΠΟΝΔΥΛΟ Κ.Ν.Μ.

	Cervical Neurologic Level									
n (% of all lesions)	C01	C02	C03	C04	C05	C06	C07	C08	C Unkn	Sub-Total
Total	374 (1.2)	685 (2.2)	1,100 (3.5)	4,811 (15.3)	4,769 (15.1)	3,175 (10.1)	1,573 (5.0)	596 (1.9)	79 (0.3)	17,162 (54.4)

9.4 ΝΕΥΡΟΛΟΓΙΚΗ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΒΛΑΒΗΣ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ (ASIA, American Spinal Injury Association) ΑΝΑ ΑΥΧΕΝΙΚΟ ΣΠΟΝΔΥΛΟ Κ.Ν.Μ.

AIS n (%)	Neurologic Level at Discharge									Total
	C01	C02	C03	C04	C05	C06	C07	C08	C Unkn	
Complete (A)	141 (37.7)	243 (35.5)	359 (32.6)	1,851 (38.5)	1,592 (33.4)	1,201 (37.8)	551 (35.0)	175 (29.4)	20 (25.3)	6,133 (35.7)
Sensory only (B)	13 (3.5)	45 (6.6)	87 (7.9)	611 (12.7)	616 (12.9)	530 (16.7)	251 (16.0)	99 (16.6)	7 (8.9)	2,259 (13.2)
Non-functional motor (C)	54 (14.4)	78 (11.4)	178 (16.2)	717 (14.9)	579 (12.1)	386 (12.2)	197 (12.5)	68 (11.4)	9 (11.4)	2,266 (13.2)
Functional motor (D)	165 (44.1)	312 (45.5)	459 (41.7)	1,588 (33.0)	1,924 (40.3)	1,028 (32.4)	550 (35.0)	248 (41.6)	23 (29.1)	6,297 (36.7)
Unkn	1 (0.3)	7 (1.0)	17 (1.5)	44 (0.9)	58 (1.2)	30 (0.9)	24 (1.5)	6 (1.0)	20 (25.3)	207 (1.2)
Total	374	685	1,100	4,811	4,769	3,175	1,573	596	79	17,162

9.5 ΟΙΚΟΓΕΝΙΑΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΤΗΝ ΠΕΡΙΟΔΟ Κ.Ν.Μ.

n (%)	Marital Status at Injury								Total
	Single	Married	Divorced	Separated	Widowed	Signifi- cant other	Other	Unkn	
Total	16,921 (50.7)	10,984 (32.9)	3,131 (9.4)	1,100 (3.3)	867 (2.6)	154 (0.5)	38 (0.1)	211 (0.6)	33,406

9.6 ΟΙΚΟΓΕΝΕΙΑΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΑΝΑ ΕΤΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ Κ.Ν.Μ.

Change in Marital Status n (%)	Post-Injury Year										
	1	5	10	15	20	25	30	35	40	45	Total
No change	9,077 (92.6)	5,478 (85.4)	4,082 (84.3)	3,147 (83.9)	2,825 (84.4)	2,631 (83.7)	2,142 (82.9)	1,263 (84.7)	419 (87.1)	10 (90.9)	31,074
Divorce	206 (2.1)	371 (5.8)	236 (4.9)	167 (4.5)	160 (4.8)	136 (4.3)	111 (4.3)	52 (3.5)	14 (2.9)	0 (0.0)	1,453
Marriage	180 (1.8)	275 (4.3)	282 (5.8)	211 (5.6)	202 (6.0)	193 (6.1)	152 (5.9)	76 (5.1)	17 (3.5)	0 (0.0)	1,588
Widowed	37 (0.4)	55 (0.9)	44 (0.9)	25 (0.7)	21 (0.6)	41 (1.3)	31 (1.2)	24 (1.6)	12 (2.5)	1 (9.1)	291
Divorce + Marriage	23 (0.2)	47 (0.7)	47 (1.0)	63 (1.7)	57 (1.7)	75 (2.4)	72 (2.8)	33 (2.2)	8 (1.7)	0 (0.0)	425
Widowed + Marriage	0 (0.0)	6 (0.1)	5 (0.1)	4 (0.1)	4 (0.1)	8 (0.3)	11 (0.4)	6 (0.4)	0 (0.0)	0 (0.0)	44
Divorce, marriage + Widowed	4 (0.0)	2 (0.0)	0 (0.0)	1 (0.0)	1 (0.0)	3 (0.1)	5 (0.2)	1 (0.1)	0 (0.0)	0 (0.0)	17
Significant other	100 (1.0)	72 (1.1)	54 (1.1)	66 (1.8)	29 (0.9)	22 (0.7)	34 (1.3)	27 (1.8)	8 (1.7)	0 (0.0)	412
Other	47 (0.5)	36 (0.6)	35 (0.7)	12 (0.3)	13 (0.4)	14 (0.4)	15 (0.6)	2 (0.1)	0 (0.0)	0 (0.0)	174
Unkn	131 (1.3)	70 (1.1)	58 (1.2)	56 (1.5)	35 (1.0)	22 (0.7)	11 (0.4)	7 (0.5)	3 (0.6)	0 (0.0)	393
Total	9,805	6,412	4,843	3,752	3,347	3,145	2,584	1,491	481	11	35,871

9.7 ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΙΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΑΝΑ ΕΤΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ Κ.Ν.Μ.

Occupational Status n (%)	Post-Injury Year										Total
	1	5	10	15	20	25	30	35	40	45	
Work	3,135 (12.4)	2,895 (20.5)	2,206 (26.6)	1,711 (30.5)	1,395 (32.9)	1,124 (33.9)	832 (32.2)	461 (30.9)	137 (28.5)	3 (27.3)	13,899
Homemaker	404 (1.6)	269 (1.9)	187 (2.3)	122 (2.2)	73 (1.7)	66 (2.0)	67 (2.6)	36 (2.4)	11 (2.3)	1 (9.1)	1,236
OJT	32 (0.1)	19 (0.1)	8 (0.1)	3 (0.1)	6 (0.1)	1 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	69
Workshop	13 (0.1)	5 (0.0)	7 (0.1)	2 (0.0)	1 (0.0)	3 (0.1)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	31
Student	3,743 (14.8)	2,068 (14.7)	532 (6.4)	185 (3.3)	99 (2.3)	44 (1.3)	15 (0.6)	10 (0.7)	0 (0.0)	0 (0.0)	6,696
Unemployed	13,656 (54.1)	6,555 (46.5)	3,927 (47.3)	2,540 (45.3)	1,912 (45.1)	1,374 (41.5)	945 (36.6)	471 (31.6)	130 (27.0)	4 (36.4)	31,514
Retired	1,706 (6.8)	1,086 (7.7)	661 (8.0)	455 (8.1)	332 (7.8)	326 (9.8)	406 (15.7)	324 (21.7)	109 (22.7)	0 (0.0)	5,405
Retired, disability*	70 (0.3)	106 (0.8)	75 (0.9)	74 (1.3)	38 (0.9)	40 (1.2)	29 (1.1)	41 (2.7)	37 (7.7)	1 (9.1)	511
Retired, non-disability*	91 (0.4)	68 (0.5)	38 (0.5)	34 (0.6)	20 (0.5)	13 (0.4)	10 (0.4)	31 (2.1)	27 (5.6)	2 (18.2)	334
Other	1,759 (7.0)	749 (5.3)	498 (6.0)	381 (6.8)	307 (7.2)	289 (8.7)	264 (10.2)	111 (7.4)	26 (5.4)	0 (0.0)	4,384
Unkn	637 (2.5)	283 (2.0)	155 (1.9)	100 (1.8)	52 (1.2)	31 (0.9)	16 (0.6)	6 (0.4)	4 (0.8)	0 (0.0)	1,284
Total	25,246	14,103	8,294	5,607	4,235	3,311	2,584	1,491	481	11	65,363

9.8 ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΙΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ (κωδικοί απογραφής θέσεων εργασίας)
ΑΝΑ ΕΤΟΣ ΜΕΤΑ ΤΗΝ Κ.Ν.Μ.

Job Census Code n (%)	Post-Injury Year										Total
	1	5	10	15	20	25	30	35	40	45	
Management, business, financial	345 (3.5)	285 (4.4)	255 (5.3)	237 (6.3)	269 (8.0)	245 (7.8)	213 (8.2)	135 (9.1)	44 (9.1)	2 (18.2)	2,030
Computer, engineer, science*	28 (0.3)	14 (0.2)	14 (0.3)	25 (0.7)	15 (0.4)	13 (0.4)	16 (0.6)	18 (1.2)	10 (2.1)	0 (0.0)	153
Education, legal, communication, art/media*	22 (0.2)	16 (0.2)	13 (0.3)	16 (0.4)	11 (0.3)	15 (0.5)	12 (0.5)	15 (1.0)	15 (3.1)	0 (0.0)	135
Healthcare practitioners and technicians*	7 (0.1)	13 (0.2)	13 (0.3)	13 (0.3)	5 (0.1)	8 (0.3)	3 (0.1)	2 (0.1)	1 (0.2)	0 (0.0)	65
Services	118 (1.2)	106 (1.7)	73 (1.5)	62 (1.7)	56 (1.7)	43 (1.4)	24 (0.9)	11 (0.7)	3 (0.6)	0 (0.0)	496
Sales and related	131 (1.3)	150 (2.3)	139 (2.9)	96 (2.6)	75 (2.2)	75 (2.4)	54 (2.1)	24 (1.6)	6 (1.2)	0 (0.0)	750
Office and admin support	120 (1.2)	153 (2.4)	142 (2.9)	142 (3.8)	122 (3.6)	130 (4.1)	84 (3.3)	40 (2.7)	11 (2.3)	0 (0.0)	944
Farming, fishing and forestry	33 (0.3)	28 (0.4)	17 (0.4)	18 (0.5)	13 (0.4)	18 (0.6)	16 (0.6)	5 (0.3)	0 (0.0)	0 (0.0)	148
Construction/extraction*	4 (0.0)	4 (0.1)	3 (0.1)	4 (0.1)	1 (0.0)	2 (0.1)	2 (0.1)	0 (0.0)	1 (0.2)	0 (0.0)	21
Install/maintain/repair	34 (0.3)	34 (0.5)	21 (0.4)	16 (0.4)	16 (0.5)	8 (0.3)	6 (0.2)	4 (0.3)	3 (0.6)	0 (0.0)	142
Production*	2 (0.0)	5 (0.1)	1 (0.0)	1 (0.0)	2 (0.1)	0 (0.0)	1 (0.0)	1 (0.1)	1 (0.2)	0 (0.0)	14
Transportation and material moving	29 (0.3)	25 (0.4)	16 (0.3)	9 (0.2)	14 (0.4)	11 (0.3)	12 (0.5)	3 (0.2)	4 (0.8)	1 (9.1)	124
Military specific	5 (0.1)	3 (0.0)	1 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	1 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	10
Professional specialty**	367 (3.7)	316 (4.9)	343 (7.1)	316 (8.4)	347 (10.4)	369 (11.7)	298 (11.5)	163 (10.9)	31 (6.4)	0 (0.0)	2,550
Technicians and related support**	69 (0.7)	75 (1.2)	71 (1.5)	57 (1.5)	54 (1.6)	60 (1.9)	46 (1.8)	23 (1.5)	2 (0.4)	0 (0.0)	457
Precision production, craft, and repair**	75 (0.8)	67 (1.0)	66 (1.4)	56 (1.5)	36 (1.1)	39 (1.2)	29 (1.1)	13 (0.9)	3 (0.6)	0 (0.0)	384
Handlers, equipment cleaners, helpers, and laborers**	26 (0.3)	22 (0.3)	15 (0.3)	10 (0.3)	6 (0.2)	10 (0.3)	10 (0.4)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	99
N/A, not working	8,140 (83.0)	4,972 (77.5)	3,535 (73.0)	2,582 (68.8)	2,229 (66.6)	2,050 (65.2)	1,736 (67.2)	1,024 (68.7)	340 (70.7)	8 (72.7)	26,616
Unkn	250 (2.5)	124 (1.9)	105 (2.2)	92 (2.5)	76 (2.3)	48 (1.5)	22 (0.9)	10 (0.7)	6 (1.2)	0 (0.0)	733
Total	9,805 (27.3)	6,412 (17.9)	4,843 (13.5)	3,752 (10.5)	3,347 (9.3)	3,145 (8.8)	2,584 (7.2)	1,491 (4.2)	481 (1.3)	11 (0.0)	35,871

9.9 ΕΤΗΣΙΟ ΟΙΚΟΓΕΝΕΙΑΚΟ ΕΙΣΟΔΗΜΑ ΑΝΑ ΕΤΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ Κ.Ν.Μ.

Family Household Income n (%)	Post-Injury Year										
	1	5	10	15	20	25	30	35	40	45	Total
<\$25,000	2,902 (41.7)	2,214 (45.0)	1,607 (42.9)	1,384 (42.1)	1,310 (44.2)	889 (42.1)	600 (38.3)	408 (33.5)	134 (28.3)	2 (18.2)	11,450
\$25,000-\$49,999	1,472 (21.2)	978 (19.9)	891 (23.8)	761 (23.2)	628 (21.2)	412 (19.5)	297 (18.9)	285 (23.4)	112 (23.6)	5 (45.5)	5,841
\$50,000-\$74,999	815 (11.7)	550 (11.2)	426 (11.4)	406 (12.4)	361 (12.2)	268 (12.7)	191 (12.2)	160 (13.1)	66 (13.9)	0 (0.0)	3,243
\$75,000 or more	1,153 (16.6)	792 (16.1)	555 (14.8)	553 (16.8)	536 (18.1)	445 (21.1)	372 (23.7)	286 (23.5)	127 (26.8)	3 (27.3)	4,822
Participant doesn't know	368 (5.3)	183 (3.7)	104 (2.8)	77 (2.3)	43 (1.5)	40 (1.9)	27 (1.7)	16 (1.3)	9 (1.9)	0 (0.0)	867
Declined	242 (3.5)	198 (4.0)	161 (4.3)	103 (3.1)	86 (2.9)	60 (2.8)	81 (5.2)	64 (5.3)	26 (5.5)	1 (9.1)	1,022
Total	6,952	4,915	3,744	3,284	2,964	2,114	1,568	1,219	474	11	27,245

9.10 ΤΟΠΟΣ ΚΑΤΟΙΚΙΑΣ ΑΝΑ ΕΤΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ Κ.Ν.Μ.

Residence n (%)	Post-Injury Year										
	1	5	10	15	20	25	30	35	40	45	Total
Private residence	23,090 (91.5)	13,204 (93.6)	7,914 (95.4)	5,388 (96.1)	4,091 (96.6)	3,217 (97.2)	2,508 (97.1)	1,453 (97.5)	468 (97.3)	11 (100.0)	61,344
Hospital	126 (0.5)	26 (0.2)	7 (0.1)	5 (0.1)	2 (0.0)	5 (0.2)	1 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	172
Nursing home	988 (3.9)	417 (3.0)	220 (2.7)	121 (2.2)	81 (1.9)	46 (1.4)	47 (1.8)	17 (1.1)	8 (1.7)	0 (0.0)	1,945
Group living situation	322 (1.3)	186 (1.3)	47 (0.6)	23 (0.4)	12 (0.3)	6 (0.2)	5 (0.2)	2 (0.1)	1 (0.2)	0 (0.0)	604
Correctional institution	34 (0.1)	15 (0.1)	9 (0.1)	6 (0.1)	4 (0.1)	2 (0.1)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	70
Hotel/motel	55 (0.2)	8 (0.1)	4 (0.0)	1 (0.0)	2 (0.0)	0 (0.0)	2 (0.1)	3 (0.2)	0 (0.0)	0 (0.0)	75
Homeless	18 (0.1)	6 (0.0)	4 (0.0)	3 (0.1)	0 (0.0)	1 (0.0)	1 (0.0)	1 (0.1)	0 (0.0)	0 (0.0)	34
Assisted living	48 (0.2)	31 (0.2)	7 (0.1)	7 (0.1)	8 (0.2)	8 (0.2)	10 (0.4)	6 (0.4)	2 (0.4)	0 (0.0)	127
Other	34 (0.1)	5 (0.0)	5 (0.1)	4 (0.1)	4 (0.1)	2 (0.1)	3 (0.1)	4 (0.3)	2 (0.4)	0 (0.0)	63
Unkn	531 (2.1)	205 (1.5)	77 (0.9)	49 (0.9)	31 (0.7)	24 (0.7)	7 (0.3)	5 (0.3)	0 (0.0)	0 (0.0)	929
Total	25,246	14,103	8,294	5,607	4,235	3,311	2,584	1,491	481	11	65,363