



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΣΤΕΡΕΑΣ ΕΛΛΑΔΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ

ΜΕΛΕΤΗ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ ΡΟΜΠΟΤΙΚΗΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ
«Προσθετική τεχνητών άνω και κάτω άκρων»

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ



ΤΣΙΜΠΙΔΑ ΒΑΣΙΛΙΚΗ

Επιβλέπων
Δρ. ΦΟΥΡΛΑΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

ΛΑΜΙΑ 2008

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η ολοκλήρωση αυτής της πτυχιακής υλοποιήθηκε με την υποστήριξη ενός αριθμού ανθρώπων στους οποίους θα ήθελα να εκφράσω τις θερμότερες ευχαριστίες μου. Πρώτα από όλους θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα της παρούσας πτυχιακής εργασίας, αξιότιμο Καθηγητή, κύριο Γεώργιο Φούρα που μου παρείχε τη δυνατότητα να καταπιαστώ με ένα τόσο σύγχρονο και εξαιρετικού ενδιαφέροντος θέμα με ποικίλες προεκτάσεις. Η εκπόνηση της συγκεκριμένης πτυχιακής εργασίας θα ήταν αδύνατη χωρίς την πολύτιμη βοήθεια και τη γενικότερη καθοδήγηση και στήριξή του.

Παράλληλα θα ήθελα να ευχαριστήσω τον αξιόλογο Καθηγητή της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, κύριο Βασίλειο Σταματόπουλο που με βοήθησε να κατανοήσω το θέμα πληρέστερα, έχοντας ο ίδιος εξειδικευμένη γνώση στο συγκεκριμένο αντικείμενο, τον Πατήρ-Καθηγητή Δωρόθεο Αγγέλη για την παροχή χρήσιμων πληροφοριών με σκοπό την διεξοδικότερη διερεύνηση του θέματος, καθώς και έναν αριθμό ατόμων για το υλικό που μου παρείχαν.

Κλείνοντας, θα ήθελα να εκφράσω τις πιο θερμές μου ευχαριστίες στη συνεργάτιδα και φίλη Αναστασία Τσιλιγκιρίδου για την άψογη συνεργασία και την αμέριστη συμπαράσταση. Τέλος, θα ήταν παράβλεψη αν δεν ευχαριστούσα και τις αδερφές μου για τη συνεχή υποστήριξή τους.

Τσιμπίδα Βασιλική

Ιούνιος 2008

ABSTRACT

The purpose of this study is the robotic applications in Medicine, focusing on Prosthetics artificial upper and low limbs. The study is organized in four chapters. In chapter one, the robotic terms are presented, including the structure and the categories of robotic manipulators, the direct cinematic problem, the control of position, speed, movements, and the sensors, as well as the programming of robotic manipulators. In chapter two, the types of artificial limbs are presented, the cost of prostheses, the factors which determine the selection of prosthesis and the type of joint, the materials of prosthesis and the companies constructing artificial limbs. In chapter three, the artificial upper limbs are introduced. Specifically, the following are presented: the Blackfingers hand, the Iowa hand, a miniaturized hydraulic actuation system for artificial hands, different types of actuators and mechanisms for upper limb prostheses and the targeted reinnervation for enhanced prosthetic arm function in a woman with a proximal amputation. In chapter four, are presented the types of prosthetic legs, the prosthetic knee, the knee socket-residual limb interface, the failure of prosthetic components, the standards for prosthesis testing and the application of a robot in the Total knee Replacement Procedure.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	ii
ABSTRACT	iii
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	iv
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	8
1. ΕΝΝΟΙΕΣ ΡΟΜΠΟΤΙΚΗΣ.....	10
1.1 Εισαγωγή	10
1.2 Δομή και Κατηγορίες Ρομποτικών Βραχιόνων	11
1.2.1 Δομικά χαρακτηριστικά ρομποτικών βραχιόνων	11
1.2.2 Κατηγορίες ρομποτικών βραχιόνων	13
1.3 Ευθύ Κινηματικό Πρόβλημα	16
1.3.1 Κινηματικά προβλήματα	16
1.3.2 Κινηματικές εξισώσεις των ρομποτικών βραχιόνων.....	17
1.3.3 Κινηματική αλυσίδα	18
1.3.4 Προσανατολισμός του εργαλείου τελικής δράσης	19
1.4 Έλεγχος ρομποτικών βραχιόνων	19
1.4.1 Ενεργοποιητές	20
1.4.2 Έλεγχος θέσης και ταχύτητας ρομποτικών βραχιόνων	22
1.4.3 Έλεγχος κινήσεων	22
1.4.4 Αυτόματος έλεγχος των ρομποτικών βραχιόνων	23
1.5 Προγραμματισμός Ρομποτικού Έργου.....	26
1.5.1 Αλγόριθμοι ελέγχου	26
1.5.2 Υλικό H-Y και Λογισμικό	28
1.6 Αισθητήρες ρομποτικών βραχιόνων.....	31

2. ΤΕΧΝΗΤΑ ΜΕΛΗ	32
2.1 Εισαγωγή	32
2.2 Τύποι Τεχνητών Άκρων	33
2.3 Κόστος Προσθέσεων	34
2.4 Παράγοντες καθορισμού πρόθεσης και άρθρωσης	35
2.4.1 Παράγοντες που καθορίζουν την επιλογή μιας πρόθεσης.....	35
2.4.2 Παράγοντες που καθορίζουν τον τύπο της άρθρωσης	35
2.5 Υλικά προθέσεων	35
2.6 Εταιρίες κατασκευής τεχνητών μελών	37
3. ΤΕΧΝΗΤΑ ΑΝΩ ΑΚΡΑ	40
3.1 Blackfingers: Ένα τεχνητό χέρι που αντιγράφει το ανθρώπινο χέρι στη δομή, στο μέγεθος και στις λειτουργίες.....	41
3.1.1 Η δομή του ανθρώπινου χεριού	41
3.1.2 Η δομή του τεχνητού χεριού	43
3.1.3 Οι ενεργοποιητές τεχνητού χεριού.....	44
3.1.4 Η αίσθηση χεριού	45
3.1.5 Έλεγχος τεχνητού χεριού	46
3.1.6 Συμπεράσματα.....	48
3.2 Προσθετική χεριού πολλών δακτύλων- Το χέρι IOWA	48
3.2.1 Σχέδιο και Ανάλυση Προσθετικής χεριού	48
3.2.2 Το χέρι IOWA	51
3.2.3 Πλεονεκτήματα και Μειονεκτήματα του χεριού IOWA.....	53
3.2.4 Συμπέρασμα	54
3.3 Ανάπτυξη ενός μικρογραφημένου υδραυλικού συστήματος ώθησης τεχνητών χεριών	55
3.3.1 Δομή του Υδραυλικού Συστήματος.....	56
3.3.2 Συστατικά του Υδραυλικού Συστήματος	58
3.3.2.1 Εύκαμπτοι ρευστοί ενεργοποιητές.....	58
3.3.2.2 Μικρογραφημένες υδραυλικές αντλίες.....	59
3.3.2.3 Βαλβίδες	61

3.3.2.4	Ρευστά Χαρακτηριστικά	62
3.3.3	Συμπέρασμα	62
3.4	Μελέτη των διαφορετικών τύπων και μηχανισμών για προσθέσεις άνω άκρων.....	62
3.4.1	Ενεργοποιητές	63
3.4.2	Πολυμερή	65
3.4.3	Μηχανισμοί	66
3.4.3.1	Διαβίβαση μέσω καλωδίων.....	66
3.4.3.2	Πολλαπλή διαβίβαση μηχανισμού.....	67
3.4.4	Συμπέρασμα	68
3.5	Στοχευόμενη αναδιάταξη νεύρων (επανανεύρωση) για την ενισχυμένη λειτουργία προσθετικού βραχίονα σε μια γυναίκα με κεντρικό ακρωτηριασμό.....	69
3.5.1	Οι διαδικασίες TMR και TSR.....	70
3.5.2	Μέθοδοι.....	72
3.5.2.1	Ασθενής.....	72
3.5.2.2	Διαδικασία χειρουργικής επέμβασης.....	72
3.5.3	Αποτελέσματα της χειρουργικής επέμβασης.....	76
3.5.4	Σύγκριση συμβατικής και πειραματικής πρόσθεσης.....	80
3.5.5	Συμπέρασμα	82
4.	ΤΕΧΝΗΤΑ ΚΑΤΩ ΑΚΡΑ	84
4.1	Πρόσθεση κάτω άκρου	85
4.1.1	Επίπεδα ακρωτηριασμού κάτω άκρου και συστατικά πρόσθεσης....	85
4.1.2	Προσθετικά πόδια.....	86
4.1.2.1	Τύποι προσθετικών ποδιών	87
4.1.3	Προσθετικό γόνατο	89
4.1.4	Διεπαφή υποδοχής γονάτου- υπόλοιπου άκρου	89
4.1.5	Αποτυχία των προσθετικών συστατικών.....	90
4.1.6	Πρότυπα για τη δοκιμή πρόσθεσης.....	90
4.1.7	Μελλοντικές εξελίξεις.....	91
4.2	Η εφαρμογή ενός ρομπότ στη διαδικασία συνολικής αντικατάστασης γονάτου.....	92

4.2.1	Συνολική Αντικατάσταση Γονάτου (Total Knee Replacement)	92
4.2.2	Μηχανική αντίληψη	95
4.2.3	Η κεφαλή του ρομπότ.....	96
4.2.4	Το σώμα του ρομπότ	97
4.2.5	Συμπέρασμα	98
ΕΠΙΛΟΓΟΣ		99
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ		101

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Σκοπός της εργασίας αυτής είναι η μελέτη εφαρμογών της Ρομποτικής στην Ιατρική, εστιάζοντας στην Προσθετική τεχνητών άνω και κάτω άκρων. Σύμφωνα με τις εκτιμήσεις του Παγκόσμιου Οργανισμού Υγείας (ΠΟΥ) το ποσοστό των ανθρώπων με φυσική αναπηρία που χρειάζονται προσθέσεις ή ορθώσεις είναι 0.8% του συνολικού πληθυσμού. Για τις προσθετικές περιπτώσεις, οι κυριότερες αιτίες ακρωτηριασμού περιλαμβάνουν συγγενείς ασθένειες, διαβήτη, ασθένειες περιφερειακών αγγείων, τραύμα και όγκο. Μια σημαντική μείωση στον αριθμό των ακρωτηριασμών είναι απίθανο να συμβεί στο κοντινό μέλλον. Απαιτείται προσπάθεια για την υγειονομική περίθαλψη και την κοινωνική φροντίδα αυτών των ανθρώπων.

Η δομή της εργασίας διαμορφώνεται σε τέσσερα κεφάλαια που περιλαμβάνουν τα ακόλουθα.

Στο πρώτο κεφάλαιο, παρουσιάζονται αναλυτικά οι έννοιες της Ρομποτικής, οι οποίες περιλαμβάνουν τη δομή και τις κατηγορίες των ρομποτικών βραχιόνων, το ευθύ κινηματικό πρόβλημα, τον έλεγχο θέσης, ταχύτητας και κινήσεων, τους αισθητήρες ρομποτικών βραχιόνων και τον προγραμματισμό του ρομποτικού έργου.

Στο δεύτερο κεφάλαιο, γίνεται μια εισαγωγή στα τεχνητά μέλη και αναφέρονται λεπτομερώς οι τύποι των τεχνητών άκρων, το κόστος των προσθέσεων, οι παράγοντες που καθορίζουν την επιλογή πρόθεσης και τον τύπο άρθρωσης, τα υλικά πρόθεσης καθώς και οι εταιρίες κατασκευής τεχνητών μελών.

Στο τρίτο κεφάλαιο, γίνεται μια εισαγωγή στα τεχνητά άνω άκρα. Συγκεκριμένα, παρουσιάζονται το χέρι Blackfingers, το χέρι IOWA, ένα υδραυλικό σύστημα ώθησης, οι τύποι και οι μηχανισμοί για προσθέσεις άνω άκρων και η στοχευόμενη αναδιάταξη νεύρων για την ενισχυμένη λειτουργία προσθετικού βραχίονα σε μια γυναίκα με κεντρικό ακρωτηριασμό.

Στο τέταρτο κεφάλαιο, εισάγονται τα τεχνητά κάτω άκρα και μελετώνται οι τύποι των προσθετικών ποδιών, το προσθετικό γόνατο, η διεπαφή υποδοχής γονάτου-

υπόλοιπου άκρου, η αποτυχία των προσθετικών συστατικών, τα πρότυπα για τη δοκιμή πρόσθεσης καθώς και η εφαρμογή ενός ρομπότ στη διαδικασία συνολικής αντικατάστασης γονάτου.

1^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΕΝΝΟΙΕΣ ΡΟΜΠΟΤΙΚΗΣ

1.1 Εισαγωγή

Ο όρος "ρομπότ" γεννήθηκε το 1921 από τον τσέχο συγγραφέα Karel Capek που ανέβασε το θεατρικό έργο με τίτλο "Rossum's Universal Robots". Από τότε, τα ρομπότ απέκτησαν όλο και μεγαλύτερη σημασία τόσο στην ανθρώπινη φαντασία όσο και στην πραγματικότητα. Η λέξη "**Ρομπότ**" προέρχεται από την τσέχικη λέξη "robota" που σημαίνει «καταναγκαστική εργασία». Η έννοια του ρομπότ εξελίχθηκε με την πάροδο του χρόνου και από τις απλές μηχανές που μπορούσαν να εκτελέσουν στερεότυπες και επαναλαμβανόμενες κινήσεις, η επιστημονική φαντασία έφτασε στα υψηλής νοημοσύνης ανδροειδή, δηλαδή ρομπότ που συμπεριφέρονται όπως οι άνθρωποι.

Σύμφωνα με τον Διεθνή Οργανισμό Τυποποίησης (ISO), το ρομπότ είναι αυτοματοποιημένη, ως προς τις κινήσεις στο χώρο, επαναπρογραμματιζόμενη, πολυλειτουργική χειριστική διάταξη που έχει περισσότερους από ένα άξονες, ικανούς να χειρίζονται υλικά, εξαρτήματα, εργαλεία ή εξειδικευμένες διατάξεις μέσω μεταβλητών προγραμματιζόμενων κινήσεων για την εκτέλεση σειράς εργασιών. Ρομποτική είναι ο τεχνολογικός κλάδος που έχει ως αντικείμενο την έρευνα, το σχεδιασμό και τη λειτουργία των ρομπότ. Η ανάπτυξη της ρομποτικής έχει καταστήσει δυνατή τα τελευταία έτη τη συνεχώς αυξανόμενη χρήση των

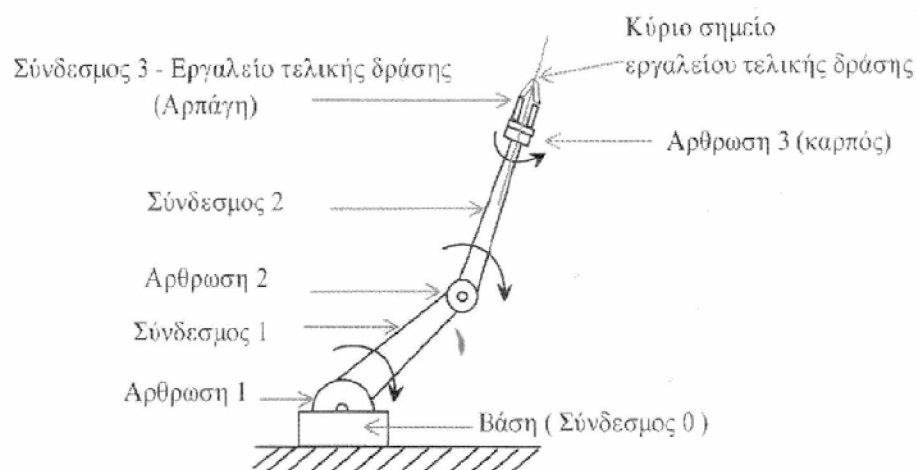
ρομπότ σε πολλούς παραγωγικούς τομείς και κυρίως στη βιομηχανία, στην ιατρική, την αεροναυπηγική κ.α. [4,6]

Νεότετη εξέλιξη στον τομέα της ρομποτικής αποτελεί το λεγόμενο "ευφρές ρομπότ", που χάρη στη χρησιμοποίηση της τεχνητής νοημοσύνης είναι ικανό να διεισπεραιώνει σύνθετα και πολύπλοκα καθήκοντα. Πρωτοποριακά εργοστάσια ως προς την ευρύτατη χρήση ρομπότ θεωρούνται το εργοστάσιο Buick City στο Φλιντ του Μίσιγκαν, το IBM στο Λεξινγκτον κ.ά.

1.2 Δομή και Κατηγορίες Ρομποτικών Βραχιόνων

1.2.1 Δομικά χαρακτηριστικά ρομποτικών βραχιόνων

Ο ρομποτικός βραχίονας αποτελείται από τη βάση, τις αρθρώσεις και τους συνδέσμους, όπως απεικονίζεται στο σχήμα 1. Η βάση είναι στερεωμένη στο περιβάλλον εργασίας του ρομπότ. Στη βάση είναι συνδεδεμένη αλυσίδα αρθρώσεων-συνδέσμων που καταλήγει στο εργαλείο τελικής δράσης. Οι σύνδεσμοι είναι στερεά σώματα, που αποτελούν το σκελετό του ρομπότ. Οι αρθρώσεις είναι μηχανισμοί που επιτρέπουν τη σχετική κίνηση μεταξύ των συνδέσμων. Το εργαλείο τελικής δράσης είναι το εργαλείο με το οποίο το ρομπότ εκτελεί εργασίες.

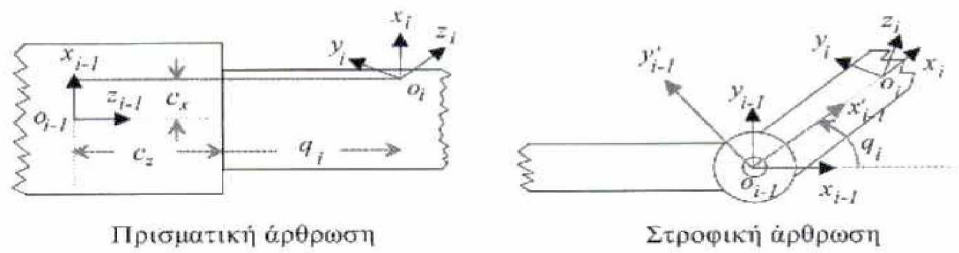


Σχήμα 1. Ρομποτικός βραχίονας

Ανάλογα με την εργασία που θα εκτελέσει ο ρομποτικός βραχίονας, προσαρμύζονται σε αυτόν διάφορα εργαλεία τελικής δράσης (π.χ. ηλεκτροσυγκολλητές, κατσαβίδια, ραντιστές μπογιάς). Το πιο σύνηθες εργαλείο τελικής δράσης είναι η αρπάγη. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι συχνά το εργαλείο τελικής δράσης είναι πακτωμένο σε μεταλλική βάση που απολήγει συνήθως σε κοχλία, ο οποίος προσαρμύζεται στην τελευταία άρθρωση του ρομποτικού βραχίονα. Το εργαλείο τελικής δράσης μαζί με τη βάση στήριξής του σχηματίζουν ενιαίο στερεό σώμα που αποτελεί τον τελευταίο σύνδεσμο του ρομποτικού βραχίονα. Σε πολλές εφαρμογές υπάρχει ένα σημείο του εργαλείου τελικής δράσης, όπως, για παράδειγμα, η μύτη σε ένα κατσαβίδι ή το σημείο ένωσης των δακτύλων μιας αρπάγης, η θέση του οποίου είναι σημαντική για την αποτελεσματική εκτέλεση της εργασίας του ρομποτικού βραχίονα. Το σημείο αυτό ονομάζεται κύριο σημείο του εργαλείου τελικής δράσης. Είναι προφανές ότι η θέση του κύριου σημείου του εργαλείου τελικής δράσης μπορεί να μεταβάλλεται ανάλογα με την εφαρμογή που εκτελεί ο ρομποτικός βραχίονας. Οι σύνδεσμοι καθώς και οι αρθρώσεις αριθμούνται από τη βάση προς το εργαλείο τελικής δράσης.

Οι κύριες κατηγορίες αρθρώσεων είναι οι στρωφικές και οι πρισματικές. Οι στρωφικές αρθρώσεις επιτρέπουν σχετική στρωφή μεταξύ δύο γειτονικών συνδέσμων, ενώ οι πρισματικές αρθρώσεις επιτρέπουν σχετική μετατόπιση (σε ευθεία γραμμή) μεταξύ δύο γειτονικών συνδέσμων, όπως φαίνεται στο σχήμα 2.

Εκτός από τις στρωφικές και πρισματικές αρθρώσεις (βασικές αρθρώσεις) υπάρχουν και άλλα είδη αρθρώσεων, όπως παραδείγματος χάριν οι σφαιρικές. Τέτοιες σύνθετες αρθρώσεις αναλύονται γεωμετρικά σε υπέρθεση δύο ή και περισσότερων από τις βασικές αρθρώσεις. Έτσι, η σφαιρική άρθρωση αναλύεται σε δύο στρωφικές με κάθετους άξονες στρωφής. Γι' αυτό το λόγο, στην ανάλυση ρομποτικών συστημάτων κάθε σύνθετη άρθρωση μελετάται στην αναλυμένη μορφή της, δηλαδή σαν υπέρθεση των βασικών αρθρώσεων, που την αποτελούν.



Σχήμα 2. α) Πρισματική άρθρωση β) Στροφοική άρθρωση

1.2.2 Κατηγορίες ρομποτικών βραχιόνων

Ένας χωρικός μηχανισμός (σύστημα επιμέρους στερεών σωμάτων με σχετική κίνηση μεταξύ τους) γίνεται ρομποτικός βραχίονας όταν διαθέτει τα ακόλουθα δύο επιπλέον στοιχεία:

- (α) Συσκευές ενεργοποίησης (Ενεργοποιητές) της κίνησης των επιμέρους τμημάτων.
- (β) Σύστημα παραγωγής και αποστολής εντολών εκτέλεσης έργου προς τους ενεργοποιητές. Το σύστημα αυτό που αποτελεί τον "εγκέφαλο" του βραχίονα υλοποιείται σε ηλεκτρονικούς υπολογιστές (H-Y) ή μικροελεγκτές (μC).

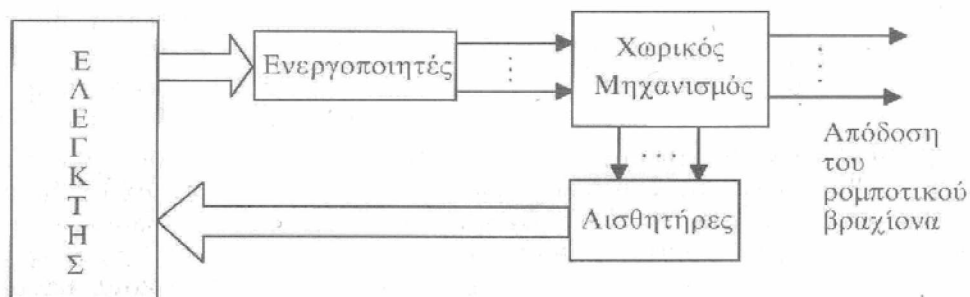
Αναλύοντας τους ρομποτικούς βραχίονες από την οπτική της θεωρίας συστημάτων και ανάλογα με τον τύπο ελέγχου, οι ρομποτικοί βραχίονες διακρίνονται σε δύο κατηγορίες:

- i) Ανοικτού βρόχου
- ii) Κλειστού βρόχου

Τα ρομποτικά συστήματα κλειστού βρόχου παρουσιάζουν μεγαλύτερο πρακτικό ενδιαφέρον και χαρακτηρίζονται από δύο επιπλέον στοιχεία εκτός από τα στοιχεία (α) και (β) που διαχωρίζουν το ρομποτικό βραχίονα από το χωρικό μηχανισμό, όπως φαίνεται και στο σχήμα 3. Τα επιπλέον στοιχεία είναι:

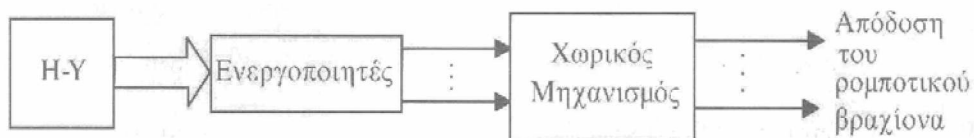
- (γ) Όργανα μέτρησης (Αισθητήρες) της σχετικής ή απόλυτης κίνησης (θέση, ταχύτητα, επιτάχυνση) των συνδέσμων του βραχίονα.

(δ) Σύστημα Αυτομάτου Ελέγχου (ΣΑΕ) της κίνησης του ρομποτικού βραχίονα, το οποίο είναι εγκατεστημένο στον "εγκέφαλο" (π.χ. στον Η-Υ) του ρομποτικού βραχίονα. Το σύστημα ελέγχου (ή ελεγκτής) αξιοποιεί την πληροφορία των αισθητήρων και με βάση την πληροφορία αυτή διαμορφώνει τις εντολές προς τους ενεργοποιητές.



Σχήμα 3. Χονδρικό διάγραμμα ρομποτικού βραχίονα κλειστού βρόχου

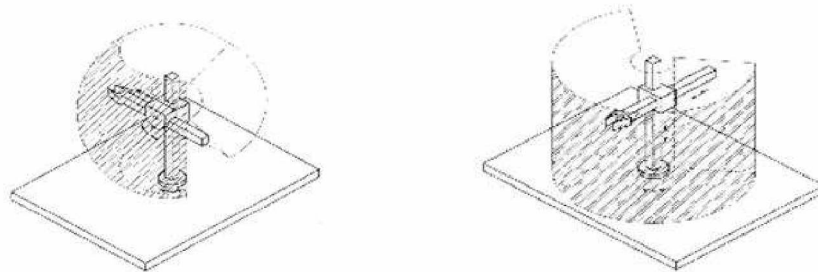
Τα ρομποτικά συστήματα ανοικτού βρόχου εκτελούν "τυφλά" τις εντολές που ο Η-Υ στέλνει στους ενεργοποιητές, δηλαδή χωρίς να έχουν αντίληψη της απόδοσης του ρομποτικού βραχίονα, όπως φαίνεται στο σχήμα 4. Τα ρομποτικά συστήματα ανοικτού βρόχου δεν παρουσιάζουν εύρωστη συμπεριφορά σε πρακτικές εφαρμογές και ιδιαίτερα σε εκείνες που ο βραχίονας αλληλεπιδρά σημαντικά με το εξωτερικό περιβάλλον.[1]



Σχήμα 4. Χονδρικό διάγραμμα ρομποτικού βραχίονα ανοικτού βρόχου

Ανάλογα με τον τύπο των αρθρώσεων του χωρικού μηχανισμού, οι ρομποτικοί βραχίονες διακρίνονται σε:

- (i) Καρτεσιανούς (μόνο πρισματικές αρθρώσεις)
- (ii) Σφαιρικούς (μια σφαιρική άρθρωση και μια πρισματική)
- (iii) Κυλινδρικούς (μια στροφική άρθρωση και δύο πρισματικές)
- (iv) Τύπου SCARA (Selective Compliant Articulated Robot for Assembly) (μια πρισματική άρθρωση και δύο τουλάχιστον στροφικές αρθρώσεις με παράλληλους άξονες στροφής) και
- (v) Αρθρωτούς (μόνο στροφικές αρθρώσεις)
- (vi) Gantry



Σχήμα 5. α) Σφαιρικός βραχίονας β) Κυλινδρικός Βραχίονας

Είναι προφανές ότι οι κατάλληλοι συνδυασμοί των παραπάνω κατηγοριών συνθέτουν ρομποτικούς βραχίονες πολύπλοκων τύπων ανάλογα με τη φαντασία του σχεδιαστή και τις ανάγκες του πρακτικού προβλήματος που καλείται να επιλύσει. Τέλος, ανάλογα με τον τύπο κίνησης, τα ρομπότ ταξινομούνται σε:

- (i) ρομπότ σημείου-προς-σημείου και
- (ii) ρομπότ συνεχούς δρόμου

Ένα τυπικό σύστημα σημείο προς σημείο (ΣΠΣ) υπάρχει σε ένα ρομπότ σημειακής συγκόλλησης. Στη γενική περίπτωση κατά τη λειτουργία ΣΠΣ το ρομπότ κινείται σε μία θέση που ορίζεται αριθμητικά, στην οποία σταματάει και το τελικό στοιχείο δράσης εκτελεί την επιθυμητή εργασία ενώ το ρομπότ είναι σταματημένο. Όταν συμπληρωθεί η εργασία, το ρομπότ κινείται στο επόμενο σημείο και ο κύκλος επαναλαμβάνεται. [7]

Στα ρομπότ συνεχούς δρόμου ή καμπύλης (ΣΔ) το εργαλείο εκτελεί την εργασία του ενώ το ρομπότ (οι άξονες) βρίσκεται σε κίνηση. Στα ρομπότ (ΣΔ) όλοι οι άξονες κινούνται ταυτόχρονα, καθένας με διαφορετική ταχύτητα. Οι ταχύτητες αυτές συντονίζονται από τον υπολογιστή έτσι ώστε να ληφθεί η απαραίτητη τροχιά (δρόμος).[2]

1.3 Ευθύ Κινηματικό Πρόβλημα

Στην ενότητα αυτή παρουσιάζεται και επιλύεται το ευθύ κινηματικό πρόβλημα (ή ορθό κινηματικό πρόβλημα) των ρομπότ, με μια μεθοδολογία γενική και απλή η οποία οδηγεί στο αποτέλεσμα με μοναδικό τρόπο. Αναλύεται η κινηματική αλυσίδα, επιλέγοντας τα συστήματα συντεταγμένων που αντιστοιχούν σε κάθε σύνδεσμο του ρομποτικού βραχίονα με τρόπο μοναδικό, δηλαδή σε συγκεκριμένη θέση και με συγκεκριμένο προσανατολισμό. Ο μοναδικός αυτός τρόπος επιλογής ονομάζεται μέθοδος Denavit- Hartenberg. Η μέθοδος αυτή είναι η πιο διαδεδομένη συστηματική μέθοδος που επιλύει το ευθύ κινηματικό πρόβλημα θέσης, δηλαδή προσδιορίζει τη θέση του εργαλείου τελικής δράσης ως προς το χώρο εργασίας. Ο προσδιορισμός της θέσης του εργαλείου τελικής δράσης γίνεται προσδιορίζοντας τις συντεταγμένες ενός προκαθορισμένου σημείου του ως προς το χώρο εργασίας. [3]

1.3.1 Κινηματικά προβλήματα

Τα κινηματικά προβλήματα που σχετίζονται με ένα ρομποτικό βραχίονα είναι δύο:

α) Ευθύ κινηματικό πρόβλημα. Με δεδομένες τις μεταβλητές των αρθρώσεων ενός ρομποτικού βραχίονα, να προσδιοριστούν η θέση και ο προσανατολισμός του εργαλείου τελικής δράσης του ρομποτικού βραχίονα ως προς το ακίνητο σύστημα συντεταγμένων του χώρου εργασίας.

β) Αντίστροφο κινηματικό πρόβλημα. Με δεδομένη τη θέση και τον προσανατολισμό του εργαλείου τελικής δράσης του ρομποτικού βραχίονα, ως προς

το ακίνητο σύστημα συντεταγμένων του χώρου εργασίας, να προσδιοριστούν οι μεταβλητές των αρθρώσεων του.

Το ευθύ κινηματικό πρόβλημα των ταχυτήτων του εργαλείου τελικής δράσης διατυπώνεται ως εξής: Για συγκεκριμένες μεταβλητές και ταχύτητες των αρθρώσεων, να βρεθούν η γωνιακή ταχύτητα και η ταχύτητα μετατόπισης του εργαλείου τελικής δράσης ως προς το σύστημα συντεταγμένων του χώρου εργασίας.

Το ευθύ κινηματικό πρόβλημα των επιταχύνσεων του εργαλείου τελικής δράσης διατυπώνεται ως εξής: Για συγκεκριμένες μεταβλητές, ταχύτητες και επιταχύνσεις των αρθρώσεων, να βρεθούν η γωνιακή επιτάχυνση και η επιτάχυνση μετατόπισης του εργαλείου τελικής δράσης ως προς το σύστημα συντεταγμένων του χώρου εργασίας.[1]

1.3.2 Κινηματικές εξισώσεις των ρομποτικών βραχιόνων

Γενικά, η μετατόπιση της άρθρωσης i συμβολίζεται με q_i , όπου $q_i = \theta_i$ για περιστροφική άρθρωση και $q_i = d_i$ για πρισματική άρθρωση. Η θέση και ο προσανατολισμός του συνδέσμου i ως προς τον σύνδεσμο $i-1$ είναι συνάρτηση του q_i και ορίζεται από την 4×4 μήτρα μετασχηματισμού $A_i^{i-1}(q_i)$.

Η κινηματική εξίσωση ενός βραχίονα δίνει τη θέση και τον προσανατολισμό του τελευταίου συνδέσμου ως προς το σύστημα συντεταγμένων της βάσης και προφανώς περιέχει τις μετατοπίσεις q_1, q_2, \dots, q_n όλων των αρθρώσεων. Έτσι, η θέση και ο προσανατολισμός του τελικού συνδέσμου (δηλαδή του τελικού στοιχείου δράσης ή αρπάγης) ως προς τη βάση καθορίζεται από το μετασχηματισμό:

$$T = A_1^0(q_1) A_2^1(q_2) \dots A_n^{n-1}(q_n)$$

Η σχέση αυτή καλείται κινηματική εξίσωση του ρομπότ και δίνει τη συναρτησιακή σχέση ανάμεσα στη θέση και τον προσανατολισμό του τελευταίου συνδέσμου και τις θέσεις/προσανατολισμούς όλων των συνδέσμων που περιέχει το ρομπότ. [2]

1.3.3 Κινηματική αλυσίδα

Η κινηματική ενός ρομπότ μπορεί να αναλυθεί στα επιμέρους κινηματικά προβλήματα των συνδέσμων του ρομπότ. Η αλυσίδα συνδέσμων και αρθρώσεων ενός ρομπότ αντιστοιχεί σε μια αλυσίδα κινηματικών προβλημάτων που καλείται κινηματική αλυσίδα.

Η μελέτη της κινηματικής αλυσίδας στηρίζεται στην ακόλουθη βασική παραδοχή:
Κάθε άρθρωση έχει ένα μόνο βαθμό ελευθερίας (γωνία ή μετατόπιση) που συμβολίζεται με τη μεταβλητή q_i .

Ο δείκτης i αντιστοιχεί στην i -οστή άρθρωση του ρομπότ.

Η παραπάνω παραδοχή δεν περιορίζει τη γενικότητα του προβλήματος, με την έννοια ότι κάθε άρθρωση με βαθμούς ελευθερίας περισσότερους του ενός μπορεί να αναλυθεί σε επιμέρους αρθρώσεις ενός βαθμού ελευθερίας (π.χ. μια σφαιρική άρθρωση μπορεί να αναλυθεί σε δύο στρωφικές αρθρώσεις).

Για κάθε ρομποτικό βραχίονα ισχύουν οι ακόλουθοι ορισμοί για τη διάταξη των συνδέσμων και των αρθρώσεων, καθώς και για την επιλογή των συστημάτων συντεταγμένων.

α) Διάταξη:

i. Η βάση στην οποία είναι στηριγμένος ο ρομποτικός βραχίονας καλείται σύνδεσμος 0.

ii. Ο σύνδεσμος που είναι συνδεδεμένος με τη βάση καλείται σύνδεσμος 1.

iii. Η άρθρωση μεταξύ του συνδέσμου 0 και του συνδέσμου 1 καλείται άρθρωση 1.

iv. Η άρθρωση μεταξύ του συνδέσμου $i-1$ και του συνδέσμου i καλείται άρθρωση i ($i=1,2,\dots,n$).

v. Το εργαλείο τελικής δράσης (π.χ. αρπάγη), μαζί με τη ράβδο στήριξής του, αποτελούν τον τελευταίο (n -οστό) σύνδεσμο.

β) Συστήματα συντεταγμένων: Σε κάθε σύνδεσμο i (στερεό σώμα) αντιστοιχεί ένα σύστημα συντεταγμένων προσαρμοσμένο στο σύνδεσμο, έστω $\{ o_i \ x_i \ y_i \ z_i \}$. [1]

1.3.4 Προσανατολισμός του εργαλείου τελικής δράσης

Σε πολλές ρομποτικές εφαρμογές για την ορθή εκτέλεση μιας εργασίας απαιτείται εκτός από τη γνώση της θέσης του εργαλείου τελικής δράσης και η γνώση του προσανατολισμού του. Έτσι, προσδιορίζεται όχι μόνο η θέση του εργαλείου τελικής δράσης, αλλά και η κατεύθυνση στην οποία αυτή δρα.

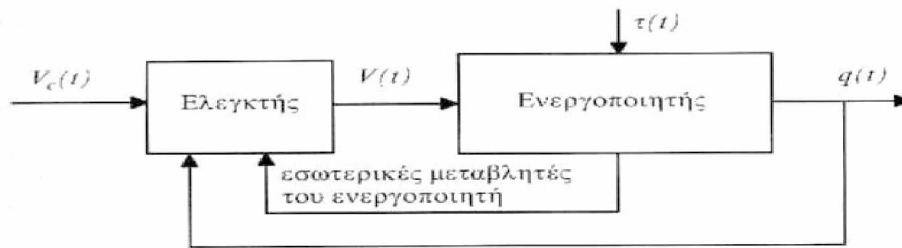
Όπως είναι γνωστό, ο προσδιορισμός της θέσης και του προσανατολισμού ενός στερεού σώματος ανάγεται στη γνώση της θέσης τριών σημείων του στερεού σώματος, τα οποία δεν βρίσκονται στην ίδια ευθεία.

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι σε περίπτωση που η κίνηση του ρομποτικού βραχίονα γίνεται σε δύο διαστάσεις, τότε ο προσανατολισμός του εργαλείου τελικής δράσης έχει νόημα μόνο στο επίπεδο κίνησης του ρομποτικού βραχίονα. Στην περίπτωση αυτή αρκεί να επιλεγούν δύο μόνο σημεία του εργαλείου τελικής δράσης, τα οποία να βρίσκονται πάνω στο επίπεδο κίνησης.

Το εργαλείο τελικής δράσης είναι συχνά πακτωμένο σε μια ράβδο στήριξης μαζί με την οποία αποτελούν τον τελευταίο σύνδεσμο του ρομποτικού βραχίονα. Είναι προφανές ότι ο προσανατολισμός του εργαλείου τελικής δράσης είναι ίδιος με τον προσανατολισμό του τελευταίου συνδέσμου. Έτσι, για τον προσδιορισμό του προσανατολισμού του εργαλείου τελικής δράσης, θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν δυο σημεία του τελευταίου συνδέσμου που δεν βρίσκονται επάνω στο εργαλείο τελικής δράσης.[1]

1.4 Έλεγχος ρομποτικών βραχιόνων

Σκοπός της ενότητας αυτής είναι η εισαγωγή στις τεχνικές έλεγχου θέσης, ταχύτητας και κινήσεων ρομποτικών βραχιόνων, οι οποίες στηρίζονται στον επιτυχή έλεγχο θέσης των ενεργοποιητών των ρομποτικών βραχιόνων, καθώς και στον αυτόματο έλεγχο. Παρουσιάζονται επίσης, οι πιο συνηθισμένοι τύποι ενεργοποιητών που χρησιμοποιούνται στους ρομποτικούς βραχίονες.



Σχήμα 6. Χονδρικό διάγραμμα νόμου ελέγχου ενεργοποιητή

1.4.1 Ενεργοποιητές

Η μεταβολή των μεταβλητών των αρθρώσεων υλοποιείται από τους ενεργοποιητές που είναι προσαρμοσμένοι σε κάθε άρθρωση. Οι ενεργοποιητές που χρησιμοποιούνται στους ρομποτικούς βραχίονες είναι δυναμικά συστήματα που δέχονται σαν είσοδο ένα ηλεκτρικό σήμα και δίνουν σαν έξοδο την μεταβλητή της άρθρωσης. Το ηλεκτρικό σήμα συνήθως παράγεται από ηλεκτρονικούς υπολογιστές (Η-Υ). Οι ενεργοποιητές επιτυγχάνουν την επιθυμητή τιμή της μεταβλητής της άρθρωσης ασκώντας στο σύνδεσμο που ακολουθεί την άρθρωση κατάλληλη γενικευμένη δύναμη (δύναμη ή ροπή).

Οι πιο συνηθισμένοι τύποι ενεργοποιητών που συναντώνται στους ρομποτικούς βραχίονες είναι οι υδραυλικοί ενεργοποιητές και κυρίως οι ηλεκτρικοί κινητήρες. Οι τελευταίοι διακρίνονται σε κινητήρες συνεχούς ρεύματος και κινητήρες εναλλασσόμενου ρεύματος.

Οι υδραυλικοί ενεργοποιητές μετατρέπουν ένα ηλεκτρικό σήμα σε ανάλογο σήμα πίεσης, που παράγεται με την χρήση υγρού. Η πίεση του υγρού χρησιμοποιείται στη συνέχεια για την γραμμική ή περιστροφική κίνηση κατάλληλων μηχανισμών. Ένας υδραυλικός ενεργοποιητής αποτελείται από τρία επιμέρους τμήματα. Το πρώτο τμήμα παρέχει το υγρό υπό πίεση. Το δεύτερο τμήμα χρησιμοποιεί την παροχή του υγρού για να ρυθμίσει την πίεση σε επίπεδα ανάλογα με το ηλεκτρικό σήμα που δέχεται από τον ελεγκτή. Τέλος, το τρίτο τμήμα μετατρέπει την πίεση σε γραμμική ή περιστροφική κίνηση ανάλογου μεγέθους.

Οι ηλεκτρικοί κινητήρες είναι συσκευές που μετατρέπουν την ηλεκτρική ενέργεια σε κινητική. Οι κινητήρες αποτελούνται από δυο βασικά τμήματα, το στάτορα, που είναι συνήθως ακίνητο στερεό σώμα, και το ρότορα που είναι κινούμενο – ως προς τον στάτορα- σώμα. Ο στάτορας είτε είναι μόνιμος μαγνήτης, είτε έχει τυλίγματα αγωγών που διαρρέονται από ρεύμα. Το ανάλογο ισχύει και για το ρότορα. Η περίπτωση στην οποία και οι δύο είναι μόνιμοι μαγνήτες αποκλείεται. Η αλληλεπίδραση των μαγνητικών πεδίων του ρότορα και του στάτορα προκαλεί την εμφάνιση μαγνητικών δυνάμεων (ροπών), κάτω από την επίδραση των οποίων περιστρέφεται ο ρότορας. Στον ρότορα, εκτός από τις ηλεκτρομαγνητικές δυνάμεις ασκούνται ακόμη δυνάμεις από το φορτίο. Με τον όρο φορτίο εννοείται το στερεό σώμα που είναι συνδεδεμένο στο ρότορα και κινείται εξαιτίας της κίνησης του ρότορα.

Όπως αναφέρθηκε, οι ηλεκτρικοί κινητήρες διακρίνονται σε κινητήρες συνεχούς ρεύματος και σε κινητήρες εναλλασσόμενου ρεύματος. Οι κινητήρες συνεχούς ρεύματος στηρίζονται στην αρχή ότι όταν στερεό σώμα διαρρέεται από ρεύμα εντός μαγνητικού πεδίου ασκείται δύναμη επάνω του. Η αρχή αυτή συνήθως καλείται νόμος Faraday. Στους κινητήρες συνεχούς ρεύματος ο ρότορας τοποθετείται μέσα στο μαγνητικό πεδίο του στάτορα που δημιουργείται είτε από μόνιμο μαγνήτη, είτε από τη διέλευση συνεχούς ρεύματος μέσα από τα τυλίγματα του στάτορα. Τα τυλίγματα του ρότορα (οπλισμός του ρότορα) τροφοδοτούνται επίσης με ρεύμα (ρεύμα οπλισμού). Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την εμφάνιση μαγνητικών δυνάμεων επάνω στο ρότορα, που προκαλούν την περιστροφή του.

Η λειτουργία των κινητήρων εναλλασσόμενου ρεύματος στηρίζεται και αυτή στο νόμο του Faraday. Στους κινητήρες εναλλασσόμενου ρεύματος, ο ρότορας δεν δέχεται εξωτερική τροφοδοσία με ηλεκτρική τάση. Ο στάτορας έχει τυλίγματα που διαρρέονται από εναλλασσόμενα ρεύματα με διαφορά φάσης μεταξύ τους. Αυτό έχει σαν αποτελέσματα την περιστροφή του μαγνητικού πεδίου που περιβάλλει τον ρότορα. Έτσι, εμφανίζονται επαγωγικά ρεύματα στις περιελίξεις του ρότορα. Τα μαγνητικά πεδία που προκαλούνται από αυτά τα επαγωγικά ρεύματα στο ρότορα τείνουν να ευθυγραμμιστούν με τα αντίστοιχα του στάτορα. Η κατεύθυνση

περιστροφής του ρότορα καθορίζεται από τη σχέση προήγησης– καθυστέρησης φάσης μεταξύ των ρευμάτων που διαρρέουν τα τυλίγματα του στάτορα.

1.4.2 Έλεγχος θέσης και ταχύτητας ρομποτικών βραχιόνων

Ο έλεγχος θέσης και ταχύτητας ρομποτικών βραχιόνων αποσκοπεί στην επίτευξη επιθυμητής θέσης και προσανατολισμού, καθώς και επιθυμητών ταχυτήτων για το εργαλείο τελικής δράσης. Η επιθυμητή θέση και προσανατολισμός, καθώς και η επιθυμητή γωνιακή ταχύτητα και ταχύτητα μετατόπισης καθορίζονται από τις ανάγκες της εκάστοτε εφαρμογής. Το πρόβλημα εμπλουτίζεται αν εκτός από τα επιθυμητά χαρακτηριστικά για το εργαλείο τελικής δράσης συμπεριληφθούν και χαρακτηριστικά για τους υπόλοιπους συνδέσμους (συνήθως σε μορφή τεχνικών περιορισμών). Το πρόβλημα θέσης, προσανατολισμού και ταχυτήτων για το εργαλείο τελικής δράσης επιλύεται συνδυάζοντας την αναλυτική επίλυση του αντίστροφου κινηματικού προβλήματος θέσης και προσανατολισμού του ρομποτικού βραχίονα, με τον τέλειο έλεγχο εξόδου για τους ενεργοποιητές του ρομποτικού βραχίονα. [5]

1.4.3 Έλεγχος κινήσεων

Για να υλοποιηθούν οι εντυπωσιακές εφαρμογές των robots είναι αναγκαία η κίνησή τους μέσω ηλεκτροκινητήρων και ο έλεγχός τους μέσω ηλεκτρονικών αυτοματισμών. Στα σύγχρονα βιομηχανικά robots για την κίνησή τους και τον έλεγχό τους χρησιμοποιούνται σερβοκινητήρες, σερβοενισχυτές κι ελεγκτές θέσης. Υπάρχουν ακόμα και πιο μοντέρνοι μηχανισμοί για να υλοποιούν και τις απλές απαιτήσεις όπως οι κινήσεις κατά ένα μόνο άξονα. Τέτοιοι είναι τα ηλεκτρομηχανικά έμβολα και οι γραμμικοί και τηλεσκοπικοί οδηγοί με ιμάντα. Υπάρχουν δύο βασικοί τύποι ελέγχου των ρομποτικών συστημάτων, ο σημειακός και ο συνεχής. Τα robots σημειακού ελέγχου προγραμματίζονται να κινούνται σε προκαθορισμένα σημεία στο χώρο, κινούμενα από το ένα σημείο στο άλλο σε μια συνεχή γραμμή και είναι κατάλληλα κυρίως για εργασίες φόρτωσης και

αποφόρτωσης εξαρτημάτων είτε σε διάφορες φάσεις μιας παραγωγικής διαδικασίας στην βιομηχανία είτε σε διάφορες μηχανολογικές κατασκευές μέσω εργαλειομηχανών. Τα robots συνεχούς ελέγχου μπορούν να ακολουθήσουν την πορεία μιας συνεχούς γραμμής. Συγκρίνουν τα δεδομένα τους με τα αποτελέσματα με την πάροδο του χρόνου και αποθηκεύουν πολύ περισσότερες πληροφορίες, ώστε να μπορούν να εκτελούν ομαλές συνεχείς κινήσεις πάνω στην ελεγχόμενη πορεία. Στα μηχανήματα αυτά απαιτείται ένας ξεχωριστός σχεδιασμός του συστήματος οδήγησης. Το σύστημα οδήγησης μπορεί να αποτελείται από ένα κύλινδρο με έμβολο πνευματικό ή υδραυλικό, ή από κοχλία με περιτόχλιο. Τα υδραυλικά συστήματα κατορθώνουν να αναπτύξουν πολύ μεγάλες δυνάμεις αλλά και ισχύς σε σχετικά μικρές θέσεις. Τα ηλεκτρικά συστήματα χρησιμοποιούνται πιο πολύ σε μικρές μηχανές χωρίς ωστόσο να καταφέρουν να φτάσουν μέχρι σήμερα την υψηλή ακρίβεια.[1]

1.4.4 Αυτόματος έλεγχος των ρομποτικών βραχιόνων

Ο αυτόματος έλεγχος των ρομπότ περιλαμβάνει τον έλεγχο μιας απλής άρθρωσης, τον έλεγχο στο χώρο του τελικού στοιχείου δράσης, τον προβλεπτικό έλεγχο βασισμένο σε εσωτερικά μοντέλα, τον σθεναρό και προσαρμοστικό έλεγχο, τον συμμορφούμενο και τον έλεγχο πλεοναζόντων ρομπότ.

Με γνωστές τις δυναμικές εξισώσεις ενός ρομπότ, ο σκοπός του αυτομάτου ελέγχου μιας απλής άρθρωσης είναι να εξασφαλίσει την ικανοποίηση από την τροχιά του ρομπότ επιθυμητών προδιαγραφών. Οι κλασικές μέθοδοι ελέγχου των βιομηχανικών ρομπότ στηρίζονται στο μοντέλο της συνάρτησης μεταφοράς και σχεδιάζουν τον έλεγχο κάθε άρθρωσης ξεχωριστά. Τα βιομηχανικά ρομπότ οδηγούνται από ηλεκτρικούς ή υδραυλικούς κινητήρες. Ένας ηλεκτρικός κινητήρας συνεχούς ελεγχόμενου έχει υψηλό λόγο ροπής-ισχύος, ομαλή λειτουργία χαμηλής ταχύτητας, γραμμική χαρακτηριστική ροπής-ταχύτητας και μικρές σταθερές χρόνου.

Ο έλεγχος στο χώρο του τελικού στοιχείου δράσης είναι επίσης γνωστός ως έλεγχος αναλυμένης κίνησης, γιατί οι κινήσεις των κινητήρων των αρθρώσεων συνδυάζονται

και αναλύονται σε ξεχωριστά ελεγχόμενες κινήσεις του τελικού στοιχείου δράσης κατά μήκος των παγκοσμίων αξόνων συντεταγμένων. Η επιθυμητή κίνηση του ρομπότ καθορίζεται από μια τροχιά σε καρτεσιανές συντεταγμένες, ενώ οι βρόχοι ελέγχου των κινητήρων απαιτούν τα σήματα αναφοράς να δίνονται ο σε συντεταγμένες αρθρώσεων.

Ο έλεγχος στο χώρο του τελικού στοιχείου δράσης περιλαμβάνει τον έλεγχο αναλυμένης ταχύτητας, επιτάχυνσης και δύναμης. Αναλυτικά, ο έλεγχος αναλυμένης ταχύτητας (EAT) σημαίνει ότι οι αρθρώσεις κινούνται ταυτόχρονα σε διαφορετικές ταχύτητες, τέτοιες ώστε να προκύπτει επιθυμητή σταθερή κίνηση του τελικού στοιχείου δράσης ως προς οποιοδήποτε παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων. Ο έλεγχος αναλυμένης επιτάχυνσης (EAE) επεκτείνει την ιδέα του EAT έτσι ώστε να συμπεριλάβει και την επιτάχυνση. Ουσιαστικά είναι ένας εναλλακτικός τρόπος ελέγχου της θέσης του τελικού στοιχείου δράσης ενός ρομπότ με ανατροφοδότηση στο χώρο των συντεταγμένων (μεταβλητών) αυτού. Τέλος, ο έλεγχος αναλυμένης δύναμης (EAD) στηρίζεται στη σχέση ανάμεσα στην αναλυμένη δύναμη F που παίρνουμε από έναν αισθητήρα δύναμης στο τελικό στοιχείο δράσης και στις ροπές/δυνάμεις των αρθρώσεων.

Μια μορφή ελέγχου της κατηγορίας των αλγορίθμων προβλεπτικού ελέγχου που βασίζονται σε εσωτερικά μοντέλα είναι ο προβλεπτικός συναρτησιακός έλεγχος (ΠΣΕ). Ο ΠΣΕ έχει τρία βασικά στοιχεία: α) ένα δυναμικό εσωτερικό μοντέλο για την προσομοίωση της μελλοντικής συμπεριφοράς του συστήματος, β) μια τροχιά αναφοράς για την ομαλή μετάβαση του συστήματος από την παρούσα πραγματική θέση στην επιθυμητή θέση και γ) έναν αλγόριθμο (νόμο) ελέγχου ο οποίος εξασφαλίζει μια βέλτιστη μετάβαση της εξόδου του συστήματος όσο γίνεται πιο κοντά στην τροχιά αναφοράς. Ο τύπος του εσωτερικού μοντέλου που πρέπει να χρησιμοποιηθεί εξαρτάται από τη φύση και τη δομή του υπό έλεγχο συστήματος και μπορεί να είναι ένα μοντέλο στο χώρο κατάστασης, ένα ολοκληρωτικό μοντέλο (μοντέλο συνέλιξης) ή ένα αναδρομικό μοντέλο. Εξαρτάται επίσης, από την περίοδο δειγματοληψίας και την υπολογιστική δύναμη που είναι διαθέσιμη για τον έλεγχο.

Πολλά βιομηχανικά συστήματα ανάμεσα στα οποία συγκαταλέγονται και τα ρομπότ έχουν βραδέως μεταβαλλόμενες παραμέτρους που πολλές φορές περιέχουν και αβεβαιότητα. Μια μεθοδολογία ελέγχου τέτοιων συστημάτων είναι ο σθεναρός έλεγχος ο οποίος απαιτεί την εκ των προτέρων γνώση των ορίων μέσα στα οποία μεταβάλλονται οι παράμετροι. Όσο πιο ακριβείς είναι οι τιμές των ορίων αυτών που χρησιμοποιούνται στο σχεδιασμό τόσο πιο καλή είναι η σθεναρότητα του συστήματος ελέγχου. Σε πολλές όμως περιπτώσεις η γνώση των ορίων αυτών δεν είναι διαθέσιμη ή είναι ανακριβής. Η εναλλακτική μεθοδολογία ελέγχου που μπορεί να αντιμετωπίσει με επιτυχία τις περιπτώσεις αυτές είναι ο προσαρμοστικός έλεγχος, ο οποίος περιέχει πάντα έναν αλγόριθμο εκτίμησης (αναγνώρισης) των μεταβαλλόμενων αγνώστων παραμέτρων του συστήματος σε πραγματικό χρόνο. Οι δύο βασικές μεθοδολογίες σχεδίασης προσαρμοστικών συστημάτων ελέγχου είναι :

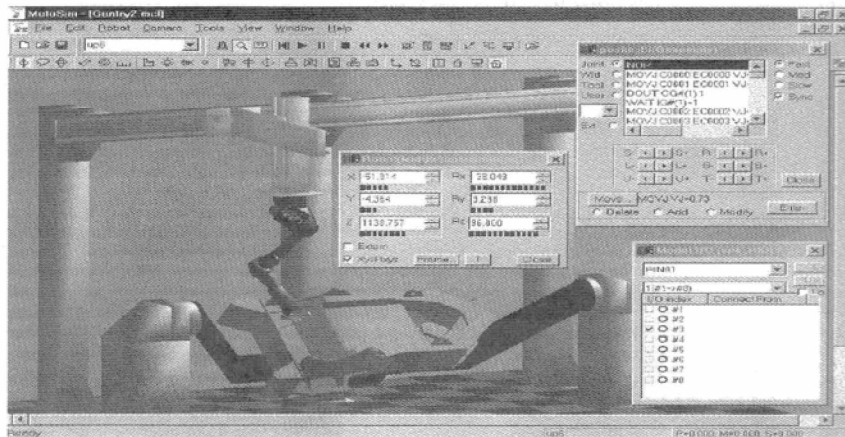
- α) Η μεθοδολογία προσαρμοστικού ελέγχου μοντέλο αναφοράς (ΠΕΜΑ) και
- β) Η μεθοδολογία του αυτοσυντονιζόμενου ελέγχου (ΑΣΕ) .

Σε εφαρμογές που το ρομπότ έρχεται σε άμεση επαφή με το περιβάλλον του και πρέπει να εξασκήσει σε αυτό ορισμένη δύναμη/ ροπή με το τελικό στοιχείο δράσης, ο έλεγχος θέσης ή ο απλός έλεγχος τροχιάς δεν είναι αρκετός. Στην περίπτωση αυτή πρέπει να χρησιμοποιηθεί " συμμορφούμενος έλεγχος κίνησης ".

Τέλος τα ρομπότ πλεονασμού έχουν μεγαλύτερη ευελιξία και εφαρμοσιμότητα (είναι κατάλληλα για περισσότερες εφαρμογές). Πιο συγκεκριμένα, έχουν την ικανότητα να αποφεύγουν εμπόδια, ιδιόμορφες θέσεις και να εκτελούν διάφορες ειδικές ενέργειες όπως είναι η ισοζυγισμένη κίνηση ανάμεσα σε διάφορες ταχύτητες των αρθρώσεων και η εκτέλεση εργασιών πίσω από εμπόδια. Βεβαίως, τα ρομπότ πλεονασμού χρειάζονται περισσότερες αρθρώσεις και κινητήρες, είναι βαρύτερα και απαιτούν πιο πολύπλοκους αλγορίθμους ελέγχου με αυξημένες υπολογιστικές απαιτήσεις. Έτσι στην πράξη τα ρομπότ πλεονασμού πρέπει να χρησιμοποιούνται εκεί που πραγματικά είναι τελείως απαραίτητα.[2]

1.5 Προγραμματισμός Ρομποτικού Έργου

Ο ηλεκτρονικός υπολογιστής (Η-Υ) είναι το στοιχείο που προσδίδει την ειδοποιό διαφορά μεταξύ ρομπότ και χωρικού μηχανισμού. Στον Η-Υ εκτελούνται οι σημαντικότερες διαδικασίες για την εκτέλεση του επιθυμητού έργου του ρομποτικού βραχίονα. Οι διαδικασίες αυτές είναι: α) ο προγραμματισμός και η ιεράρχηση των επιμέρους εργασιών στις οποίες αναλύεται το έργο που θα εκτελέσει ο ρομποτικός βραχίονας, β) ο σχεδιασμός της τροχιάς ή των τροχιών που πρέπει να ακολουθεί το ρομπότ, γ) ο αλγόριθμος ελέγχου του ρομποτικού βραχίονα, δηλαδή ο αλγόριθμος που στοχεύει στην επίτευξη ή την προσέγγιση επιθυμητής τροχιάς εντός αρκετών ορίων και δ) η επεξεργασία των σημάτων που προέρχονται από τους αισθητήρες του ρομπότ και ιδιαίτερα η επεξεργασία των εικόνων που προέρχονται από κάμερες που μαγνητοσκοπούν ή φωτογραφίζουν το ρομπότ.



Εικόνα 1. Λογισμικό προγραμματισμού και προσομοίωσης

1.5.1 Αλγόριθμοι ελέγχου

Οι διάφοροι αλγόριθμοι ελέγχου για τον έλεγχο ρομποτικών βραχιόνων υλοποιούνται σε διάφορες γλώσσες προγραμματισμού και στηρίζονται σε διάφορες προσεγγίσεις που αποσκοπούν στο να ακολουθεί ο βραχίονας επιθυμητή τροχιά. Μερικές από τις σημαντικότερες προσεγγίσεις ρομποτικού ελέγχου είναι οι εξής:

- Έλεγχος με αντιστροφή των δυναμικών εξισώσεων (Inverse dynamics control) ή Έλεγχος υπολογιζόμενης ροπής (Computed torque control). Η μέθοδος βασίζεται

στη γραμμικοποίηση ή/και την αποσύζευξη των δυναμικών εξισώσεων του ρομποτικού βραχίονα.

- Έλεγχος βασισμένος στις μεθόδους Lyapunov (Lyapunov based control). Η προσέγγιση αυτή στοχεύει στην ασυμπτωτική ευστάθεια του ρομποτικού βραχίονα, ανεξάρτητα από το αν οι εξισώσεις περιγραφής είναι γραμμικές ή μη γραμμικές, αποσυζευγμένες ή όχι. Η μελέτη των ιδιοτήτων ευστάθειας του βραχίονα βασίζεται στην πρώτη ή τη δεύτερη μέθοδο Lyapunov.

- Έλεγχος βασισμένος σε ιδιότητες παθητικότητας (Passivity based control). Η προσέγγιση αυτή βασίζεται στις ιδιότητες παθητικότητας των δυναμικών εξισώσεων του βραχίονα, γεγονός που εξασφαλίζει μεγαλύτερη ευρωστία.

- Εύρωστος έλεγχος (Robust control). Η προσέγγιση αυτή λαμβάνει υπόψη την αβεβαιότητα στη μοντελοποίηση του ρομποτικού βραχίονα που μπορεί να οφείλεται είτε σε μη μοντελοποιημένες δυναμικές συνιστώσες (π.χ. μη γραμμικότητες) είτε σε αβεβαιότητα στις παραμέτρους του βραχίονα (π.χ. ροπές αδράνειας). Οι μέθοδοι εύρωστου ελέγχου αποσκοπούν στην επίτευξη ικανοποιητικής απόδοσης παρά την ύπαρξη αβεβαιότητας.

- Προσαρμοστικός έλεγχος (Adaptive control). Η προσέγγιση βασίζεται στην εφαρμογή μεθόδων ταυτοποίησης σε πραγματικό χρόνο και την μεταβολή, επίσης σε πραγματικό χρόνο, των παραμέτρων του ελεγκτή ανάλογα με τα αποτελέσματα της ταυτοποίησης. Η προσέγγιση αυτή χρησιμοποιείται όταν οι παράμετροι των δυναμικών εξισώσεων του ρομποτικού βραχίονα είναι άγνωστες ή μεταβάλλονται αργά με το χρόνο.

Παρά τις πολλές προσεγγίσεις ελέγχου ρομποτικών βραχιόνων, οι δομές των ελεγκτών που χρησιμοποιούνται είναι συνήθως τύπου PD, τύπου PID (Proportional+Integral+Derivative term) ή τύπου P. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι στον έλεγχο ρομποτικών βραχιόνων συναντώνται συχνά κλασικές προσεγγίσεις πολυμεταβλητού ελέγχου.

1.5.2 Υλικό Η-Υ και Λογισμικό

Οι συνήθεις μηχανές εκτέλεσης των διαδικασιών προγραμματισμού έργου, όρασης και σχεδιασμού τροχιάς είναι προσωπικοί υπολογιστές, σταθμοί εργασίας (workstations) ή βιομηχανικοί υπολογιστές πραγματικού χρόνου. Οι συνήθεις μηχανές στις οποίες εκτελούνται οι αλγόριθμοι ελέγχου είναι οι παραπάνω υπολογιστικές μηχανές καθώς και μηχανές χαμηλού επιπέδου, όπως οι μικροελεγκτές (μCs), οι Προγραμματιζόμενοι Λογικοί Ελεγκτές (PLCs) και οι Επεξεργαστές Ψηφιακού Σήματος (DSPs).

Η συνήθης πρακτική σε ένα εργοστάσιο εξοπλισμένο με ρομποτικούς βραχίονες είναι η ύπαρξη μιας ισχυρής υπολογιστικής μονάδας (με 2 ή 3 παράλληλους επεξεργαστές για λόγους ασφαλείας) και ένα κατάλληλο δίκτυο (δίκτυο κατακεντρωμένου ελέγχου) τοπικών ελεγκτών προσαρμοσμένων στη βάση του ρομποτικού βραχίονα. Στην ισχυρή υπολογιστική μονάδα εκτελούνται οι διαδικασίες προγραμματισμού έργου, επεξεργασίας εικόνας και σχεδιασμού τροχιάς, καθώς και η διαδικασία του επιβλέποντα ελεγκτή (supervisory control). Στους τοπικούς ελεγκτές, συνήθως PLCs ή μCs, υλοποιούνται συνήθως ελεγκτές πεδίου τριών όρων (PID). Το δίκτυο είναι τύπου αστέρα και η διακίνηση της πληροφορίας γίνεται με καταμερισμό χρόνου στην κεντρική υπολογιστική μονάδα. Σε μεγάλες βιομηχανικές μονάδες με πολλά ρομπότ χρησιμοποιούνται συνήθως και μορφοτροπέις (transducers) για τη βελτίωση του καταμερισμού χρόνου στους επεξεργαστές της κεντρικής υπολογιστικής μονάδας. Ο γενικός κανόνας είναι ότι οι απαιτήσεις σε υπολογιστική δύναμη και πολυμορφία υπολογιστικών συστημάτων εξαρτάται από τις διαστάσεις της αλυσίδας παραγωγής και την απαιτούμενη ακρίβεια και ταχύτητα εκτέλεσης των εργασιών κάθε ρομποτικού βραχίονα.

Οι τοπικοί ελεγκτές (PLCs ή μCs), καθώς και οι DSPs, προγραμματίζονται σε γλώσσες assembly, γλώσσες μηχανής, διαγράμματα κλίμακας (ladder diagrams) ή γλώσσα C:

- Γλώσσες μηχανής: Προγραμματισμός με ακολουθίες δυαδικών ψηφίων. Οι εντολές (ακολουθίες δυαδικών ψηφίων) εξαρτώνται από την αρχιτεκτονική του επεξεργαστή που χρησιμοποιείται.

- Γλώσσες Assembly: Προγραμματισμός με εντολές που αποτελούν συμβολική αναπαράσταση των αντίστοιχων εντολών γλώσσας μηχανής. Έτσι διευκολύνουν τον προγραμματισμό και τη δυνατότητα κατανόησης του προγράμματος, παρέχοντας στον προγραμματιστή εξίσου ισχυρές δυνατότητες με τη γλώσσα μηχανής. Προφανώς, οι γλώσσες assembly εξαρτώνται, όπως και οι αντίστοιχες γλώσσες μηχανής, από την αρχιτεκτονική του επεξεργαστή που χρησιμοποιείται.

- Διαγράμματα επαφών (ladder diagrams): Τα διαγράμματα επαφών χρησιμοποιούνται συχνά για τον προγραμματισμό PLCs. Είναι γλώσσες προγραμματισμού με λίγες δυνατότητες, καθώς οι εντολές τους αποτελούν κυρίως υλοποίηση λογικών εντολών και εντολών εισόδου/εξόδου.

- Γλώσσα C: Ευρέως διαδεδομένη γλώσσα προγραμματισμού υψηλού επιπέδου, στην οποία θα γίνει αναφορά στη συνέχεια.

Η σύγχρονη βιομηχανία λογισμικού προσφέρει πλειάδα πακέτων λογισμικού που επιτρέπουν στο χρήστη να προγραμματίσει και να εκτελέσει τις διαδικασίες Η-Υ των ρομπότ σε εύχρηστο και φιλικό περιβάλλον. Είναι ενδιαφέρον να σημειωθεί ότι έχουν ήδη αναπτυχθεί ειδικά λειτουργικά συστήματα για τον προγραμματισμό ρομποτικών διεργασιών. Σε πλειάδα βιομηχανικών και βιοτεχνικών εφαρμογών ο προγραμματισμός των ρομποτικών διαδικασιών γίνεται με γλώσσες υψηλού επιπέδου, όπως BASIC, LISP, PROLOG, ADA και C. Οι γλώσσες υψηλού επιπέδου χαρακτηρίζονται από ομαδοποίηση εντολών γλώσσας μηχανής σε εντολές ανωτέρου επιπέδου οι οποίες (εκτός ελαχίστων εξαιρέσεων) είναι ανεξάρτητες από την αρχιτεκτονική του επεξεργαστή. Το πλεονέκτημα των γλωσσών υψηλού επιπέδου είναι η ικανότητα εκτέλεσης πολύπλοκων και σύνθετων ενεργειών με απλό και άμεσο τρόπο. Το μειονέκτημα είναι ότι σε κάποιες περιπτώσεις είναι πιθανό ο προγραμματιστής να μην έχει άμεση αίσθηση του χρονισμού των επιμέρους διεργασιών, ούτε και απόλυτο έλεγχο των λειτουργιών της μηχανής.

- Η γλώσσα Basic (Beginner's All-purpose Symbolic Introductory Code) συναντάται συνήθως σε εκπαιδευτικά ρομπότ όπως τα Hero 1, Hero 2000, ή τα εκπαιδευτικά ρομπότ της Fischertechnik. Επιπλέον συναντάται σε βιομηχανικά ρομπότ τριών συνδέσμων της Intellex.

- Η γλώσσα Forth είναι ειδικά κατασκευασμένη για άμεση προσπέλαση στην αρχιτεκτονική του επεξεργαστή με εντολές που μεταφράζονται κατευθείαν σε αντίστοιχες κινήσεις μηχανισμών. Άλλωστε η γλώσσα Forth κατασκευάστηκε για τον προγραμματιστικό έλεγχο γιγάντιων τηλεσκοπίων. Είναι φιλική στο χρήστη και συναντάται συχνά σε ρομπότ ερευνητικού- αναπτυξιακού χαρακτήρα. Παρόλα αυτά η διάδοσή της είναι περιορισμένη γιατί μεταγενέστερες γλώσσες κάλυψαν πολλά από τα πλεονεκτήματά της.
- Η γλώσσα Lisp είναι ειδικά κατασκευασμένη (MIT 1950) για την επεξεργασία λέξεων και φράσεων χρησιμοποιώντας φιλοσοφία δυναμικής απεικόνισης στη μνήμη. Είναι γλώσσα κατάλληλη για επεξεργασία μεγάλου όγκου δεδομένων (μεγάλη βάση δεδομένων) και για αυτό χρησιμοποιείται για την κατασκευή προγραμμάτων τεχνητής νοημοσύνης και επεξεργασία εικόνας. Όσο τα προγράμματα ελέγχου των ρομπότ στηρίζονται σε συστήματα τεχνητής νοημοσύνης και τα δεδομένα των αισθητήρων απαιτούν ευφυή επεξεργασία για να γίνουν χρήσιμη πληροφορία, η γλώσσα Lisp αποτελεί κατάλληλη προγραμματιστική λύση. Η Lisp επιτρέπει τη χρήση εντολών που αντιστοιχούν σε ολόκληρες διεργασίες (π.χ. Put-on A B).
- Η γλώσσα Prolog είναι κατάλληλη για το σχηματισμό δομημένων συνόλων λογικών κανόνων λειτουργίας που οδηγούν σε αποτελεσματική δράση ανάλογα με τα δεδομένα του εξωτερικού περιβάλλοντος. Θεωρείται ιδανική γλώσσα για τον προγραμματισμό έμπειρων συστημάτων που επιτρέπουν τον έλεγχο των ρομπότ σε ασαφές περιβάλλον.
- Η γλώσσα Ada αναπτύχθηκε στις ΗΠΑ με στόχο κυρίως στρατιωτικές εφαρμογές. Θεωρείται γλώσσα κατάλληλη όχι μόνο για στρατιωτικά ρομπότ αλλά και για βιομηχανικά ρομπότ. Οι δυνατότητές της είναι τεράστιες και αναμένεται να χρησιμοποιηθεί σε πολλά μελλοντικά λειτουργικά συστήματα ρομποτικών βραχιόνων.
- Η γλώσσα C (διαδεδομένη σε όλα τα γνωστά υπολογιστικά συστήματα) χρησιμοποιείται σε ρομποτικά λειτουργικά συστήματα λόγω του ότι επιτρέπει την ανάπτυξη συστημάτων τεχνητής νοημοσύνης αλλά ταυτόχρονα και την άμεση πρόσβαση στην αρχιτεκτονική του επεξεργαστή. Επιπλέον, διευκολύνει την

εισαγωγή ρουτινών αριθμητικής ανάλυσης που εκτελούνται με σημαντική ακρίβεια και απλότητα.[1]

1.6 Αισθητήρες ρομποτικών βραχιόνων

Το σύστημα των αισθητήρων δίνει στο ρομπότ την ικανότητα να ανιχνεύσει διάφορα πράγματα στο περιβάλλον του. Οι αισθητήρες είναι τα "μάτια" και τα "αυτιά" του ρομπότ που του επιτρέπουν να λειτουργεί ανεξάρτητα από τον ανθρώπινο έλεγχο.

Υπάρχουν δύο βασικοί τύποι αισθητήρων, οι αναλογικοί και οι ψηφιακοί. Και οι δύο αυτοί τύποι διαφέρουν ελαφρώς στη λειτουργία και την εφαρμογή. Οι πρώτοι παράγουν μια συνεχής τιμή εξόδου, ενώ οι δεύτεροι έχουν μόνο δύο καταστάσεις, που συχνά ονομάζονται "on" και "off".

Αναλυτικά, οι αισθητήρες δύναμης-ροπής είναι ελάσματα τα οποία παραμορφώνονται και συνδέονται με ποτενσιόμετρα. Παρέχουν πληροφορία μόνο τοπική αλλά με μεγάλη ακρίβεια, προσφέρονται για εργασίες που εμπεριέχουν επαφή και είναι χρήσιμοι σε συνδυασμό με οπτικούς αισθητήρες. Οι αισθητήρες αφής παρέχουν πληροφορία για το σχήμα ενός αντικειμένου και για τη δύναμη που ασκούν τα ρομποτικά χέρια για να το κρατήσουν. Τέλος, υπάρχουν οι αισθητήρες προσέγγισης (proximity) που χρησιμοποιούνται για τον ιμάντα και για την περιστρεφόμενη τράπεζα.

2^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΤΕΧΝΗΤΑ ΜΕΛΗ

2.1 Εισαγωγή

Τα τεχνητά μέλη είναι κατασκευές ή μηχανισμοί που έχουν σχεδιαστεί και κατασκευαστεί για την αντικατάσταση φυσικών μελών που έχουν ακρωτηριαστεί από διάφορες αιτίες. Ο βασικός στόχος μιας πρόθεσης, κάθε είδους, είναι να βελτιώσει ή να υποκαταστήσει τη λειτουργία του εκλιπόντος μέλους. Η έρευνα έχει επικεντρωθεί στην επέκταση του σχεδιασμού και της κατασκευής των υπαρχόντων προσθετικών μελών, ώστε να πλησιάσουν περισσότερο το ανθρώπινο. Οι λειτουργίες που θέλουμε να αντιγράψουμε είναι το περπάτημα, η κάμψη, η στροφή, η επιστροφή ενέργειας και στρεπτικές ικανότητες. Την σύγχρονη εποχή τα τεχνητά πόδια παρόμοια με τα φυσικά, λειτουργούν αποθηκεύοντας και ξοδεύοντας ενέργεια. Με αυτό τον τρόπο το περπάτημα και οι διάφορες φυσικές λειτουργίες του ποδιού γίνονται πιο εύκολα και ξεκούραστα. Τα σύγχρονα τεχνητά μέλη που μιμούνται ικανοποιητικά τις ανθρώπινες δυνατότητες απαιτούν μεγάλους σε μέγεθος ελεγκτές, ενώ το μέγεθος και η μάζα τους δεν είναι τόσο κοντά στα προσδοκώμενα. Ένα από τα βασικά χαρακτηριστικά ώστε η σύνδεση του τεχνητού μέλους με το σώμα να είναι πετυχημένη είναι η καλή ποιότητα επιφάνειας στην άκρη του κολοβώματος. Ο έλεγχος τεχνητών μελών από την ανθρώπινη σκέψη είναι πολύ κοντά. Ο μυοηλεκτρικός έλεγχος που κάνει χρήση ισχύος από τον ανθρώπινο μύ και από

ηλεκτρικά ερεθίσματα αποτελεί άνετο και φυσικό τρόπο για τον έλεγχο του μέλους. Επίσης υπάρχει η δυνατότητα ηλεκτρικής ενεργοποίησης αυτόνομων αισθητήρων που θα παρέχουν την αίσθηση της αφής στο χρήστη τεχνητού μέλους. Μικρά ηλεκτρόδια από ανοξείδωτο ατσάλι τοποθετούνται στο δέρμα όπου "αισθάνονται" την ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών. Αυτά τα σήματα ενισχύονται ηλεκτρονικά και χρησιμοποιούνται για να κινήσουν το χέρι σύμφωνα με την επιθυμία του χρήστη. Οι ερευνητές εργάζονται πάνω στην ανάπτυξη microchip τεχνητής σύναψης που θα μπορεί να λειτουργήσει ως συνδετικός κρίκος μεταξύ προσθετικού μέλους και εγκεφάλου. Μολονότι αυτή η τεχνολογία είναι σε πολύ πρώιμα στάδια ανάπτυξης οι ειδικοί πιστεύουν ότι αυτό το chip θα έχει ένα αυξανόμενο ρόλο σε όλους τους τύπους των προσθετικών συσκευών.

2.2 Τύποι Τεχνητών Άκρων

Υπάρχουν τέσσερις κύριοι τύποι τεχνητών άκρων. Αυτοί περιλαμβάνουν τις προσθέσεις κνήμης, μηρού, τις ακτινωτές και τις βραχιόνιες. Ο τύπος πρόσθεσης εξαρτάται από ποιο μέρος του άκρου λείπει.

Μια κνημιαία πρόσθεση είναι ένα τεχνητό άκρο που αντικαθιστά το τμήμα του ποδιού που λείπει κάτω από το γόνατο. Οι ακρωτηριασμένοι κνήμης είναι συνήθως ικανοί να επανακτήσουν κανονική μετακίνηση ευκολότερα από κάποιον με ακρωτηριασμό μηρού, λόγω του μεγάλου μέρους στη διατήρηση του γονάτου, το οποίο επιτρέπει την ευκολότερη μετακίνηση.

Μια μηριαία πρόσθεση είναι ένα τεχνητό άκρο που αντικαθιστά το τμήμα του ποδιού που λείπει πάνω από το γόνατο. Οι ακρωτηριασμένοι μηρού μπορεί να έχουν μια πολύ δύσκολη περίοδο επανάκτησης της κανονικής μετακίνησης. Γενικά, ένας ακρωτηριασμένος μηρού πρέπει να χρησιμοποιεί περίπου 80% περισσότερη ενέργεια για να περπατήσει από ένα άτομο με δύο ολόκληρα πόδια. Αυτό οφείλεται στις περιπλοκές στη μετακίνηση που συνδέεται με το γόνατο.

Μια ακτινωτή πρόσθεση είναι ένα τεχνητό άκρο που αντικαθιστά τον βραχίονα που λείπει κάτω από τον αγκώνα. Δύο κύριοι τύποι προσθετικών συσκευών είναι διαθέσιμοι. Το καλώδιο που ενεργοποιεί τα άκρα να κινούνται με την ένωση ενός

λουριού και ενός καλωδίου γύρω από τον αντίθετο ώμο του χαλασμένου βραχίονα και οι μυοηλεκτρικοί βραχίονες. Αυτοί λειτουργούν με την αίσθηση μέσω ηλεκτροδίων, όταν κινούνται οι μύες στον ανώτερο βραχίονα, αναγκάζοντας το τεχνητό χέρι να ανοίξει ή να κλείσει.

Μια βραχιόνια πρόσθεση είναι ένα τεχνητό άκρο που αντικαθιστά τον βραχίονα που λείπει πάνω από τον αγκώνα. Οι ακρωτηριασμένοι βραχιόνιου δοκιμάζουν μερικά από τα ίδια προβλήματα των ακρωτηριασμένων μηρού, λόγω των παρόμοιων περιπλοκών που συνδέονται με τη μετακίνηση του αγκώνα. Αυτό κάνει τη μίμηση της σωστής κίνησης με ένα τεχνητό άκρο πολύ δύσκολη.



2.3 Κόστος Προσθέσεων

Οι προσθέσεις αντιβραχιόνιου και κνήμης κοστίζουν χαρακτηριστικά μεταξύ των \$6.000 και \$8.000, ενώ οι προσθέσεις μηρού και βραχιόνιου κοστίζουν περίπου \$10.000 έως \$15.000 και μπορεί μερικές φορές να φθάσουν στις δαπάνες \$35.000. Το κόστος ενός τεχνητού άκρου επαναλαμβάνεται επειδή τα τεχνητά άκρα αντικαθίστανται συνήθως κάθε 3-4 έτη λόγω της φθοράς κατά τη χρήση τους. Επιπλέον, εάν το τεχνητό άκρο έχει τα κατάλληλα ζητήματα, τότε πρέπει να αντικατασταθεί μέσα σε μερικούς μήνες.

2.4 Παράγοντες καθορισμού πρόθεσης και άρθρωσης

2.4.1 Παράγοντες που καθορίζουν την επιλογή μιας πρόθεσης

- A. Το σημείο του ακρωτηριασμού
- B. Η κατάσταση του κολοβώματος
- Γ. Το βάρος του σώματος του ατόμου
- Δ. Ο βαθμός ενεργητικότητας του ατόμου
- E. Η ηλικία του ατόμου
- ΣΤ. Η επαγγελματική του ασχολία
- Z. Το πνευματικό του επίπεδο
- H. Το επίπεδο νοημοσύνης

2.4.2 Παράγοντες που καθορίζουν τον τύπο της άρθρωσης

- A. Βάρος σώματος ακρωτηριασμένου
- B. Βαθμός ενεργητικότητας – δραστηριότητας
- Γ. Ηλικία ακρωτηριασμένου
- Δ. Το σημείο του ακρωτηριασμού

2.5 Υλικά προθέσεων

Ήδη από το 1980 ερευνητές παγκοσμίως έχουν επικεντρώσει την έρευνα στο σχεδιασμό ανατομικών θηκών (των άνω τμημάτων του τεχνητού μέλους) και την εύρεση κατάλληλων υλικών για την όσο το δυνατόν πιο άνετη σύναψη.

Τα υλικά από τα οποία αποτελείται μια πρόθεση μπορεί να είναι:

A. Ξύλο

B. Πλαστικοποιημένο ξύλο

Γ. Ξύλο με επένδυση δέρματος

Δ. Πλαστική ύλη

E. Ευλοαλουμίνιο

ΣΤ. Διαφόρων τύπων σωλήνες (αλουμινίου, τιτανίου, ατσάλιού)

Z. Αφρώδες υλικό

H. Υψηλής πυκνότητας πολυαιθυλένιο για τις αρθρώσεις

Θ. Ίνες άνθρακα (ανθρακονήματα)

I. Ατσάλι

K. Τιτάνιο

Λ. Αλουμίνιο

Αναλυτικά:

Ξύλο: καλό για θερμές χώρες, δεν ιδρώνει το κολόβωμα. Μπορεί να είναι ελαφρύ. Έχει ικανοποιητική αντοχή. Η σύνδεση με τις αρθρώσεις καλή.

Ξύλο πλαστικοποιημένο: η επικάλυψη με πλαστική ύλη κάνει το ξύλο πιο ανθεκτικό και η πρόθεση είναι αισθητικώς καλύτερη.

Ξύλο με επένδυση δέρματος: αισθητικώς καλύτερη η πρόθεση.

Πλαστική ύλη: πιο ανθεκτική από το ξύλο. Το υλικό όμως αυτό είναι βαρύτερο όταν είναι συμπαγές.

Ευλοαλουμίνιο: μεταλλική κάλυψη από αλουμίνιο και ξύλινο το μηριαίο τμήμα.

Σήμερα γίνεται ευρεία χρήση ελαστομερών σιλικόνης για την παραγωγή ενός μαλακού στρώματος που θα παρέχει άνεση στον ασθενή και θα κάνει τη σύνδεση στιβαρή και ελαφριά. Αυτό το στρώμα συνήθως προσδένεται στο εσωτερικό της

θήκης με μια μηχανική συσκευή που παρέχει δυνατότητα κίνησης στο μέλος. Όταν ο ασθενής θέλει να το αφαιρέσει τότε απλά πιέζει ένα κομβίο και αυτό αποσυνδέεται από τη θήκη. Τελευταία οι ερευνητές έχουν ανάπτυξη μια ποικιλία σε μορφή παχύρρευστο gel που μετριάζουν την πίεση που δέχεται το κολόβωμα, ενώ διατηρούν τα χαρακτηριστικά στιβαρότητας και άνεσης.

2.6 Εταιρίες κατασκευής τεχνητών μελών

Οι προθέσεις και τα τεχνητά μέλη έχουν φέρει επαναστατικές αλλαγές στο χώρο της ορθοπαιδικής, καθώς συμβάλλουν άμεσα όχι μόνο αισθητικά αλλά και λειτουργικά στην ποιότητα ζωής των ατόμων με ειδικές ανάγκες. Ορισμένες εταιρίες κατασκευής τεχνητών μελών είναι η Festo, η Ossur και η Ottobock.

Συγκεκριμένα, η εταιρεία Festo προσπάθησε να αντιγράψει την ανθρώπινη φύση. Τα οστά του ανθρώπινου χεριού από τα δάχτυλα μέχρι την άρθρωση του ώμου έχουν αντιγραφεί, ενώ έκπληξη προκαλεί η χρήση τεχνητών μυών για την κίνησή του σε αντίθεση με άλλα μοντέλα που χρησιμοποιούν μοτέρ και άλλους μηχανισμούς για να επιτύχουν μια όσο γίνεται πιο φυσική κίνηση. Η τεχνολογία που κρύβεται μέσα στους μυς ονομάζεται Fluidic Muscle και χρησιμοποιείται ήδη στην βιομηχανία σε συνδυασμό με την καινοτομία της Festo (ειδικές βαλβίδες) που επιτρέπουν την ρύθμιση με μεγάλη ακρίβεια της δύναμης που ασκείται, αλλά και με ειδικό λογισμικό έχουν επιτύχει μια πάρα πολύ καλή προσομοίωση της ανθρώπινης κίνησης. Η εταιρεία σκέφτεται την ανάπτυξη και άλλων τμημάτων του σώματος όπως λαιμός, πλάτη, ισχίο.

Ο σκοπός της εταιρίας Ossur είναι να κατασκευάσει προσθετικές συσκευές που θα μιμούνται τη λειτουργία του ανθρώπινου σώματος, όσο το δυνατόν περισσότερο, και θα επιτρέπουν στους ανθρώπους να ζουν μια ζωή χωρίς περιορισμούς. Η Ossur σχεδιάζει και παράγει προσθετικές συσκευές υψηλής ποιότητας, επικεντρώνοντας σε μια άνετη και βέλτιστη απόδοση για τους χρήστες. Μερικά από τα προϊόντα της εταιρίας αυτής είναι το Rheo Knee, το Power Knee και το Proprio Foot, όπως παρουσιάζονται στην εικόνα 1. Το Rheo Knee είναι ο πρώτος μικροεπεξεργαστής που χρησιμοποιεί τη δύναμη της τεχνητής νοημοσύνης. Μαθαίνει πως περπατάει ο

χρήστης και ανταποκρίνεται αμέσως στις αλλαγές της ταχύτητας. Το Power Knee χρησιμοποιείται για ακρωτηριασμούς πάνω από το γόνατο και προσφέρει επίπεδα λειτουργικότητας και απόδοσης. Τέλος, το πιο πρόσφατο προϊόν της εταιρίας Ossur είναι το Proprio Foot, το οποίο αντικαθιστά τη λειτουργία του μυός που χάθηκε εξαιτίας ενός ακρωτηριασμού, επιτρέποντας στους ακρωτηριασμένους να εκτελούν φυσιολογικές λειτουργικές δραστηριότητες μέσω της αίσθησης, της σκέψης και της δράσης. Η χρήση της Βιονικής Τεχνολογίας της Ossur στις προσθετικές λύσεις σκοπεύει στην αύξηση της λειτουργικότητας και της ασφάλειας. Τα προϊόντα της ανέρχονται σε προσιτές τιμές, π.χ. το Proprio Foot κοστίζει περίπου \$25.000-\$30.000.



Εικ.1. α) Rhee knee



β) Power knee

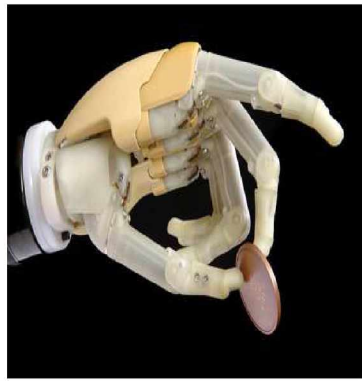


γ) Proprio foot

Ορισμένα από τα προϊόντα της Ottobock είναι το Hanger ComfortFlex™ Socket System, το C-Leg και το i-Limb Hand, όπως φαίνονται στην εικόνα 2. Το πρώτο βελτιώνει τον έλεγχο σημείο-προς-σημείο, αυξάνει τη σταθερότητα και μειώνει την περιστροφή της υποδοχής στο υπόλοιπο άκρο, το δεύτερο παρουσιάζει το πρώτο και μοναδικό μικροεπεξεργαστή που ελέγχει το υδραυλικό γόνατο και το τρίτο προϊόν είναι η μοναδική προσθετική συσκευή άνω άκρων που μιμείται τη σωστή κίνηση και την ακρίβεια του ανθρώπινου χεριού. [81]



Εικόνα. 2. *a) C-leg*



β) i-Limb Hand

3^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΤΕΧΝΗΤΑ ΑΝΩ ΑΚΡΑ

Οι προθέσεις άνω άκρων αποτελούν ένα δύσκολο και σημαντικό μέρος της ορθοπεδικής, καθώς λειτουργικά και αισθητικά τα άνω άκρα είναι δυσκολότερο να αποκατασταθούν πλήρως. Πλέον με την ανάπτυξη μυοηλεκτρικών χειρών, αρθρώσεων, καρπού και αγκώνα, καθώς και με μια ευρεία σειρά μηχανικών συσκευών η κάθε περίπτωση ακρωτηριασμού μπορεί να αντιμετωπιστεί με μέγιστο λειτουργικό αποτέλεσμα. Το αισθητικό αποτέλεσμα αντιμετωπίζεται με επικάλυψη σιλικόνης, προσδίδοντας στην πρόθεση αίσθηση και εμφάνιση φυσικού μέλους.

Σκοπός του κεφαλαίου αυτού είναι η παρουσίαση του χεριού Blackfingers [8], το οποίο μελετήθηκε από τους Michele Folgheraiter και Giuseppina Gini της Πολυτεχνικής Σχολής στο Μιλάνο και του χεριού IOWA [9], το οποίο σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε στο πανεπιστήμιο του Iowa και μελετήθηκε από τους Jingzhou Yang, Esteban Pena Pitarch, Karim Abdel-Malek, Amos Patrick και Lars Lindkvist. Στη συνέχεια του κεφαλαίου αυτού παρουσιάζεται ένα υδραυλικό σύστημα ώθησης τεχνητών χειρών [10], το οποίο μελετήθηκε από τους A. Kargov, T. Werner, C. Pylatiuk, και S. Schulz στο Ινστιτούτο Πληροφορικής στη Γερμανία και τύποι και μηχανισμοί για προσθέσεις άνω άκρων [11], η μελέτη των οποίων στηρίχθηκε στο άρθρο των Vanderlei O. Del Cura, Fransérgio L. Cunha, Manoel L. Aguiar και Alberto Cliquet, Jr. του Πανεπιστημίου του Σάο Πάουλο στη Βραζιλία. Τέλος, περιγράφεται η στοχευόμενη αναδιάταξη νεύρων για

την ενισχυμένη λειτουργία προσθετικού βραχίονα σε μια γυναίκα με κεντρικό ακρωτηριασμό [12], η μελέτη της οποίας βασίστηκε στο άρθρο των Todd A. Kuiken, Laura A. Miller, Robert D. Lipschutz, Blair A. Lock, Kathy Stubblefield, Paul D. Marasco, Ping Zhou και Gregory A. Dumanian.

3.1 Blackfingers: Ένα τεχνητό χέρι που αντιγράφει το ανθρώπινο χέρι στη δομή, στο μέγεθος και στις λειτουργίες

Η κατασκευή ενός τεχνητού χεριού, ικανό να αναπαραγάγει τις λειτουργίες του ανθρώπινου χεριού εφαρμόζεται στην ανθρωποειδή ρομποτική. Στην πραγματικότητα, τα τεχνητά χέρια δεν αναπαράγουν ακριβώς την ανατομία και τη φυσιολογία ενός φυσικού χεριού και μέχρι τώρα δεν έχει βρεθεί καμία κατασκευή ενός χεριού που να είναι συνολικά ίδια με αυτή του ανθρώπινου σε αριθμό και σε οργάνωση αρθρώσεων, σε βάρος, σε διαστάσεις και σε λειτουργία. [16, 17]

Στην ενότητα αυτή περιγράφεται η δομή του ανθρώπινου χεριού, συγκρινόμενη με αυτή του τεχνητού χεριού καθώς και οι ενεργοποιητές και ο έλεγχος που χρησιμοποιούνται για τη λειτουργία του χεριού αυτού. Ακόμη, παρουσιάζεται ένα νέο χέρι, το λεγόμενο Blackfingers, το οποίο αντιγράφει πιστά το ανθρώπινο χέρι σε μέγεθος, σε οργάνωση βαθμών ελευθερίας (d.o.f.) και σε έλεγχο.

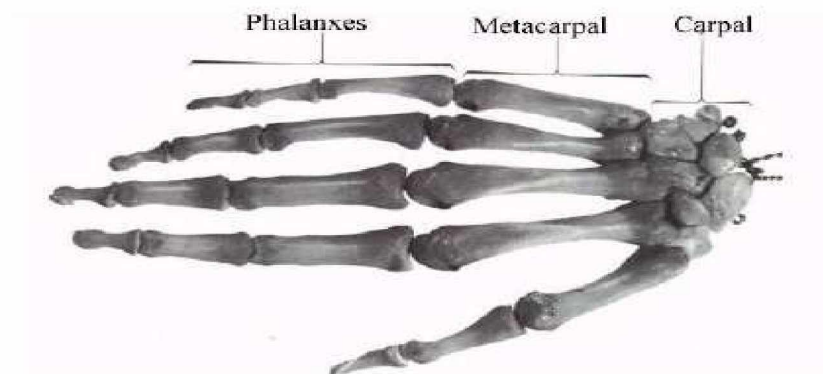
3.1.1 Η δομή του ανθρώπινου χεριού

Το ανθρώπινο χέρι είναι το σύστημα που πρέπει να μελετηθεί για την ανάπτυξη ενός εύκαμπτου ρομποτικού συστήματος λαβής. Οι πιο ενδιαφέρουσες περιοχές είναι οι ακόλουθες τρεις: α) η οστεολογική για τη μελέτη του σκελετού, β) η ορθολογική για τη μελέτη των αρθρώσεων και των συνδέσμων και γ) η μυολειτουργική για τη μελέτη των τενόντων, των μυών και τη γενική τους λειτουργία. [18..21]

Τα κύρια κόκαλα του χεριού, όπως απεικονίζονται στην εικόνα 1, διαιρούνται σε τρία μέρη: α) δάχτυλο, β) μετακάρπιο και γ) καρπός. Από το άκρο του δακτύλου βρίσκουμε την ακραία φάλαγγα, τη μεσαία και την πρώτη, η οποία συνδέεται με το μετακάρπιο κόκαλο. Τα δάχτυλα είναι όλα ίσα, εκτός από τον αντίχειρα, ο οποίος

έχει μόνο δύο φάλαγγες. Τα μετακάρπια κόκαλα αποτελούν την παλάμη και συνδέονται με τα καρπικά κόκαλα, οι κινήσεις των οποίων επιτρέπουν στο χέρι να περιστραφεί σε σχέση με το βραχίονα. Τα μετακάρπια κόκαλα παρουσιάζουν μια ασυμμετρία, με μια ημισφαιρική επιφάνεια που συνδέεται με τα καρπικά κόκαλα και με μια σφαιρική επιφάνεια που συνδέεται με την πρώτη φάλαγγα.

Οι ενώσεις στο χέρι ονομάζονται ακραία εσοφαλαγγική, πρώτη και μετακαρποφαλαγγική ένωση (MP). Κάθε ένωση χαρακτηρίζεται από τη γεωμετρία των επιφανειών επαφής και από μια μέγιστη γωνία. Οι κινήσεις του χεριού είναι διαφορετικών ειδών, καθώς κάθε δάχτυλο μπορεί να κινηθεί στο επίπεδο του χεριού (προσαγωγή) για να πάει πιο κοντά στο διάμεσο άξονα, μπορεί να κινηθεί μακριά από τον άξονα (απαγωγή) και τέλος μπορεί να λυγίσει και να επεκταθεί. Ο αντίχειρας είναι ικανός να κινηθεί αντίθετα από τα άλλα δάχτυλα.



Εικόνα 1. Τα κόκαλα του χεριού οργανώνονται σε τρία μέρη.

Οι σύνδεσμοι στη παλάμη συνδέονται με τα μετακάρπια και τα καρπικά κόκαλα. Και μπορούν να εμποδίσουν μερικές κινήσεις των μετακαρπίων κοκάλων για να δώσουν μια πιο άκαμπτη δομή στην παλάμη. Οι φάλαγγες συνδέονται με τους μειωμένους συνδέσμους σύνδεσης.

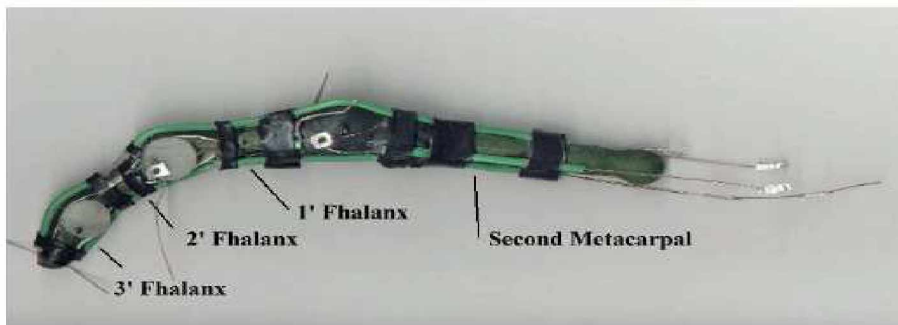
Οι τένοντες συνδέουν τους μυς και τα κόκαλα με διαφορετικούς τρόπους. Αποτελούνται εσωτερικά από κολλαγόνο και είναι ελαστικοί, ώστε να μπορούν να τοποθετήσουν τα δάχτυλα στην αρχική θέση μετά από μια κάμψη.

Υπάρχουν δύο σύνολα μυών που ενεργούν στο χέρι, οι εξωτερικοί, που βρίσκονται στο αντιβράχιο και οι εσωτερικοί, που είναι λιγότερο ισχυροί και τοποθετούνται στο χέρι. Οι εσωτερικοί μύες είναι υπεύθυνοι για το μεγαλύτερο μέρος της επιδεξιότητας και της ευελιξίας του χεριού.

3.1.2 Η δομή του τεχνητού χεριού

Ένα ρομποτικό χέρι κατασκευάζεται συνήθως από ένα φθηνό υλικό, τον χάλυβα. Το υλικό που επιλέγεται για τα κόκαλα είναι το Nyloil, που είναι σταθερό και έχει χαμηλή τριβή. Τα ελαφρύτερα και μαλακότερα υλικά είναι απαραίτητα για το ανθρωπόμορφο χέρι. Οι ενώσεις στο ανθρώπινο χέρι είναι δύο ειδών, σφαιρικές ή κυλινδρικές. Οι πρώτες είναι το είδος των ενώσεων που συνδέουν το μετακάρπιο με την πρώτη φάλαγγα και που παρέχουν στην πράξη δύο βαθμούς ελευθερίας με ένα περιορισμένο πεδίο τιμών. Όλες οι άλλες ενώσεις είναι κυλινδρικές.

Ένα σχετικό πρότυπο χεριού είναι το χέρι Utah/MIT, του οποίου οι σφαιρικές ενώσεις έχουν ληφθεί με δύο κάθετες κυλινδρικές ενώσεις. Η επιλογή αυτή είναι μηχανικά καλή, αλλά μακριά από το ανθρώπινο χέρι. Στο χέρι μας όλες οι ενώσεις έχουν ληφθεί με μια ειδική κοπή της δομής κοκάλου, η οποία αντιγράφει πιστά τις φυσικές μορφές των τμημάτων επαφής. Οι σύνδεσμοι λαμβάνονται με ελαστικές ζώνες που συνδέουν τις ενώσεις επιτρέποντας σε αυτούς μια περιορισμένη κίνηση, ενώ οι τένοντες λαμβάνονται με καλώδια σιδήρου που καλύπτονται με 0,5 mm του Teflon. Το μεταλλικό μέρος έχει μια δομή πτυχής για να παρουσιάσει χαμηλή αντίσταση στην κάμψη και υψηλή στην επέκταση. Οι τένοντες με ένα λιπαντικό παρεμβάλλονται σε μια θήκη σιλικόνης και είναι συνδεδεμένοι με τα κόκαλα μέσω μικρών βιδών. Για να καταστήσουν τους τένοντες συνδεδεμένους με τα κόκαλα έχουν εφαρμοστεί πλαστικές ζώνες. Στην ακόλουθη εικόνα (εικόνα 2) παρουσιάζεται ένα τεχνητό δάχτυλο.



Εικόνα 2. Τεχνητό δάχτυλο.

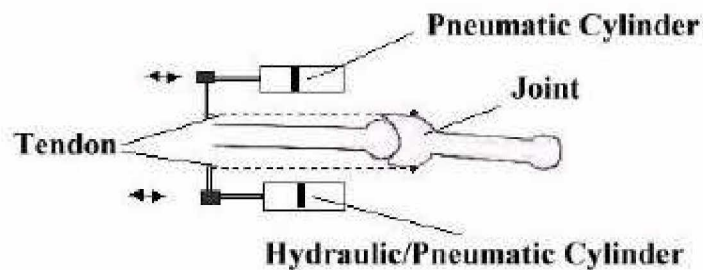
3.1.3 Οι ενεργοποιητές τεχνητού χεριού

Οι φυσικοί ενεργοποιητές είναι οι μύες, η δομή των οποίων είναι αρκετά σύνθετη. Υπάρχει ένας μεγάλος αριθμός ινών που τους δημιουργούν. Η διαμόρφωση ενός μυός μπορεί να γίνει με δύο βασικά συστατικά που ενεργούν παράλληλα, το ένα είναι ένα ελαστικό συστατικό, ενώ το άλλο είναι μια σειρά από ένα ελαστικό και ένα συστατικό συστατικό. Το ελαστικό συστατικό είναι παράλληλο λόγω των συνδετικών ιστών γύρω από τις ίνες, ενώ το άλλο σε σειρά λόγω των τενόντων.

Με διαφορετικά φορτία ο μυς παρουσιάζει μια εκθετική αύξηση του μήκους. Όταν το νευρικό σύστημα στέλνει την εντολή συστολής, το μέρος της συστολής αρχίζει να μικραίνει, το ελαστικό μέρος στη σειρά επιμηκύνει αργά και έτσι οι τένοντες υπόκεινται σε μια ομαλή αύξηση στην ένταση. Όταν το συστατικό στοιχείο επιστρέφει στην αρχική θέση, το ελαστικό μέρος ακολουθεί με μια χρονική καθυστέρηση. Η ταχύτητα αυτού του φαινομένου εξαρτάται από το φορτίο εφαρμογής και είναι υψηλότερη όταν η δύναμη είναι μηδενική (κανένα φορτίο) και μηδέν όταν η δύναμη είναι μέγιστη. Για το χέρι οι μύες απαιτούν 80 έως 200 ms για να ολοκληρώσουν μια συστολή με μέγιστη ταχύτητα και το μέγιστο φορτίο για έναν μυ ποικίλλει από 2 έως 5 Kg/cm². Γίνεται φανερό ότι η κατασκευή των τεχνητών μυών με αυτό το είδος συμπεριφοράς είναι πολύ δύσκολη.

Από όλα τα είδη ενεργοποιητών έχουν εξεταστεί οι κλασικοί πνευματικοί, οι υδραυλικοί, οι ηλεκτρικοί καθώς επίσης και οι πιο σύγχρονες ίνες NiTi (νικελίου-

πιτανίου) και οι ρευστοί-πνευματικοί. Οι τένοντες κινούνται με έναν γραμμικό τρόπο, γι' αυτό είναι απαραίτητη η παραγωγή μιας γραμμικής κίνησης. Οι δύο ενεργοποιητές που χρησιμοποιούνται κυρίως στην ολοκλήρωση είναι οι πνευματικοί και οι υδραυλικοί. Στον πνευματικό κύλινδρο είναι εύκολο να τεθεί η πίεση, αλλά δύσκολο να ρυθμιστεί η θέση του κυλίνδρου, ενώ στον υδραυλικό κύλινδρο ισχύει το αντίθετο. Η ολοκλήρωση και των δύο μπορεί να προσφέρει μια λύση. Το σχήμα ενός ενεργοποιητή απεικονίζεται στο σχήμα 1.



Σχήμα 1. Ενεργοποιητής για μια ένωση.

3.1.4 Η αίσθηση χεριού

Οι αισθητήριοι δέκτες στο χέρι είναι διαφορετικών ειδών. Υπάρχουν οι μετα-δέκτες καθώς επίσης και οι προ-δέκτες, οι οποίοι είναι παρόντες στο χέρι. Οι μετατροπείς είναι μηχανικοί, ηλεκτρικοί, φωτο-ηλεκτρικοί και θερμο-ηλεκτρικοί. Ένας μεγάλος αριθμός δεικτών στέλνει συνεχώς πληροφορίες για την πίεση των μυών και των τενόντων. Τα περισσότερα από τα σήματα δεν γίνονται αντιληπτά, αλλά δίνουν πληροφορίες για τη κίνηση των δακτύλων. Οι δέκτες οργανώνονται σε σειρά και παράλληλα με τις ίνες μυών.

Η αφή, η θερμότητα και τα σήματα πόνου παρέχονται από πολλούς δέκτες στο δέρμα. Οι σημαντικότεροι αισθητήρες για το βασικό έλεγχο είναι η θέση των τενόντων, η πίεση στους τένοντες και η επαφή με άλλα αντικείμενα. Η θέση μετρείται από ένα μικρο-ποτενσιόμετρο με 150 V της μέγιστης τάσης, ενώ η πίεση μετρείται

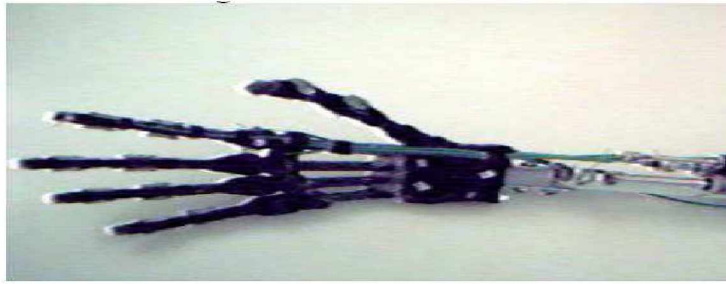
με τη χρήση δύο αισθητήρων, όπου ο πρώτος δίνει μόνο την παρουσία και ο δεύτερος μια συνεχής τιμή.

3.1.5 Έλεγχος τεχνητού χεριού

Το πρώτο βήμα στο σχέδιο ελέγχου είναι συνήθως ο καθορισμός του κινηματικού προτύπου. Έπειτα κρίνεται απαραίτητη η κατασκευή των μητρών για τον μετασχηματισμό των θέσεων και των προσανατολισμών που εκφράζονται στα συστήματα αναφοράς του καρπού, της πρώτης (θεωρώντας μηδενικές τις μετακινήσεις των μετακάρπιων κοιλάων) και της δεύτερης φάλαγγας. Το επόμενο βήμα είναι η εύρεση της σχέσης μεταξύ της θέσης μιας ένωσης και της πίεσης τενόντων. Μια γενική ένωση έχει δύο τένοντες που συνδέονται και με τις δύο πλευρές στις δεδομένες θέσεις. Η σχέση μεταξύ της γωνίας της ένωσης και της θέσης τενόντων υπολογίζεται από τη γεωμετρία της ένωσης.

Πρέπει επίσης να υπολογιστεί η θέση του άκρου δακτύλου όσον αφορά το τελευταίο ισοδύναμο σύστημα. Εντούτοις, οι ίδιοι τένοντες ωθούν τη δεύτερη και την ακραία φάλαγγα. Έτσι, μπορεί να βρεθεί πειραματικά η σχέση κίνησης του τεχνητού χεριού χωρίς την επαφή δακτύλου. Παρατηρείται ότι οι δύο τελευταίες φάλαγγες κινούνται με διαφορετικά μήκη τενόντων και ενώ η μετακίνηση της δεύτερης φάλαγγας είναι σχεδόν γραμμική με το μήκος του τένοντα, η ακραία φάλαγγα αρχίζει τη μετακίνηση μετά από μια στιγμή και πηγαίνει γρήγορα στην τελική θέση. Στο ανθρώπινο χέρι, η ακραία φάλαγγα κινείται συνήθως για να προσαρμοστεί στα αντικείμενα και μια παρόμοια συμπεριφορά ακολουθεί και το πρωτότυπο του τεχνητού χεριού.

Οι μήτρες μετασχηματισμού, ο πίνακας για την μετακίνηση της ακραίας φάλαγγας και τα γεωμετρικά στοιχεία αποτελούν το κινηματικό πρότυπο. Φυσικά, το κινηματικό πρότυπο είναι πάρα πολύ ακατέργαστο για να κατασκευάσει έναν παραδοσιακό ελεγκτή, θεωρώντας επίσης ότι η ευελιξία των υλικών και ο υψηλός αριθμός ενώσεων περιπλέκουν τη δυναμική του χεριού.



Εικόνα 3. Το χέρι Blackfingers

Στο ανθρώπινο βιολογικό σύστημα ο εγκέφαλος και ο νωτιαίος μυελός συνθέτουν το νευρικό σύστημα. Όπως σε όλα τα σπονδυλωτά, ο έλεγχος κινήσεων διανέμεται σε πολλά κέντρα. Ένας μυς λαμβάνει τους νευρικούς σφυγμούς από τις νευρικές ίνες των κινητήριων νευρώνων. Οι σφυγμοί ρυθμίζονται και από τα σήματα των απομακρυσμένων δεκτών (αντανάκλαση) και από τα κέντρα μηχανής εγκεφάλου. Οι ανακλαστικές ενέργειες εξαρτώνται μόνο από το νωτιαίο μυελό. Το απλούστερο βιολογικό σύστημα ελέγχου είναι το ανακλαστικό τόξο, το οποίο δεν περιλαμβάνει τη δραστηριότητα εγκεφάλου και παρουσιάζει μερικά βασικά χαρακτηριστικά, όπως ο ανακλαστικός χρόνος, η περιοχή αντανάκλασης και η ανακλαστική παρεμπόδιση.

Οι αντανάκλασεις διακρίνονται σε αντανάκλασεις με εξωτερικά ερεθίσματα και σε αντανάκλασεις με εσωτερικά. Η σημαντικότερη αντανάκλαση με εσωτερικά ερεθίσματα είναι η μυοτατική αντανάκλαση, η οποία προέρχεται από τις νευρομυϊκές ίνες. Αυτή χαρακτηρίζεται από δύο φάσεις, η πρώτη είναι μια γρήγορη συστολή και ακολουθείται από μια χαμηλότερη και πιο μακροχρόνια συστολή που σταθεροποιεί το μυ σε ένα δεδομένο μήκος. Οι μυοτατικές αντίστροφες αντανάκλασεις αρχίζουν από τα όργανα Golgi, πηγαίνουν στα νωτιαία κέντρα και εμποδίζουν τους κινητικούς νευρώνες ενός δεδομένου μυός. Αυτή η αντανάκλαση στοχεύει στη διατήρηση μιας ασφαλούς πίεσης στους τένοντες.

Το σύστημα ελέγχου παρέχει μόνο τα ανακλαστικά τόξα. Οι μυοτατικές και αντίστροφες μυοτατικές αντανάκλασεις επίσης εφαρμόζονται. Όλοι οι χαμηλού επιπέδου ελεγκτές οργανώνονται σε μια ιεραρχία, καθώς ο ελεγκτής υψηλού επιπέδου μπορεί να εμποδίσει τις αντανάκλασεις, και η μυοτατική αντίστροφη αντανάκλαση μπορεί να εμποδίσει τη μυοτατική αντανάκλαση.

3.1.6 Συμπεράσματα

Η μελέτη των φυσικών συστημάτων μπορεί να προσφέρει ενδιαφέρουσες λύσεις σε πολλά προβλήματα ρομποτικής. Εντούτοις, πρωταρχικός στόχος είναι περισσότερο η αναπαραγωγή του φυσικού χεριού και λιγότερο η δημιουργία κάποιου νέου ρομποτικού χεριού. Διαπιστώνεται ότι πολλές φυσικές λύσεις μπορούν να εφαρμοστούν και ότι η μελλοντική πορεία στοχεύει στην ανάπτυξη του ελεγκτή για το πλήρες χέρι στην κατεύθυνση της αυτόνομης ρομποτικής.

3.2 Προσθετική χεριού πολλών δακτύλων- Το χέρι IOWA

Στην ενότητα αυτή παρουσιάζονται το σχέδιο και η ανάλυση μιας προσθετικής χεριού πολλών δακτύλων. Βασικός στόχος της ενότητας αυτής είναι να εισάγει το χέρι IOWA, να επεξηγήσει το μοναδικό μηχανισμό που χρησιμοποιείται για να ωθήσει κάθε ένωση και να παρουσιάσει την ανάλυση που χρησιμοποιείται στον έλεγχο του χεριού. Ακόμη, εξετάζεται πειραματικά ένα πρωτότυπο δάχτυλο, τα αποτελέσματα του οποίου επικυρώνονται και δημιουργείται η προσθετική χεριού. Αυτό το νέο σχέδιο, ενώ παρουσιάζει μια εναλλακτική λύση χαμηλότερου κόστους, επιτρέπει την ώθηση και τον έλεγχο του χεριού πολλών δακτύλων με σχετικά υψηλούς βαθμούς ελευθερίας.

3.2.1 Σχέδιο και Ανάλυση Προσθετικής χεριού

Ο σχεδιασμός προσθετικών άνω άκρων ελεγχόμενων από το σώμα έχει να επιδείξει λίγες, ενδεχομένως, σημαντικές ανακαλύψεις από την αρχή της δεκαετίας του '60. Άτομα με ακρωτηριασμούς εκφράζουν τη δυσαρέσκεια τους για την τρέχουσα κατάσταση της τεχνολογίας προσθετικής άνω άκρων [21...27], σημειώνοντας τις ανεπάρκειες στις προσθέσεις τους.

Οι προσθέσεις των άνω άκρων, είτε έχουν τη μορφή γάντζου, είτε τη μορφή χεριού και ωθούνται από το σώμα ή από κάποια εξωτερική δύναμη. Στις Ηνωμένες Πολιτείες, περίπου το 70% των χρηστών φορούν γάντζους. Έξω από τις Ηνωμένες Πολιτείες, ειδικά στις αναπτυσσόμενες χώρες, υπάρχει μεγαλύτερη προτίμηση για

τις προσθέσεις σε μορφή χεριού. Συγκριτικά με τους γάντζους, τα προσθετικά χέρια γενικά προσφέρουν λιγότερη λειτουργία και διάρκεια με μεγαλύτερο βάρος και κόστος. Εντούτοις, πολλά άτομα επιλέγουν χέρια και όχι γάντζους, κυρίως για αισθητικούς λόγους [28].

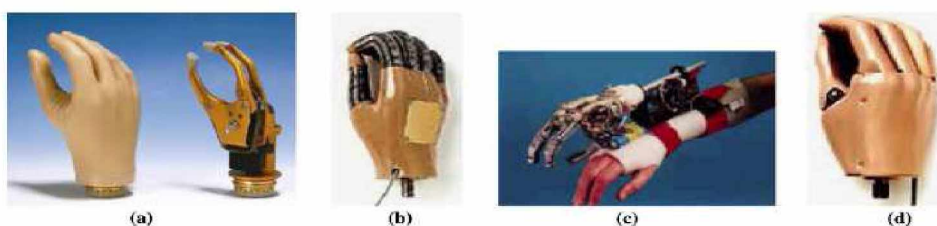
Η ανάπτυξη μιας πρόσθεσης άνω άκρου που μπορεί να γίνει αισθητή, ως μέρος του σώματος, απέχει από την πραγματικότητα. Στην πραγματικότητα, οι τρέχουσες εμπορικές προσθέσεις χεριών είναι ανίκανες να παρέχουν επαρκή λειτουργία αρπάγματος-σφίξης. Ένα από τα κύρια προβλήματα των τρεχουσών διαθέσιμων συσκευών είναι η έλλειψη βαθμών ελευθερίας (DOFs).

Το χέρι που αναλύεται στην ενότητα αυτή αποτελείται από πέντε δάκτυλα, τα οποία εκτελούν πολλές ενέργειες. Τα τέσσερα από αυτά έχουν δύο αρθρώσεις, ενώ ο αντίχειρας τρεις. Κάθε άρθρωση σχεδιάζεται, χρησιμοποιώντας έναν νέο ευέλικτο μηχανισμό, που βασίζεται στη φόρτωση ενός ελατηρίου συμπίεσης και στις εγκάρσιες και αξονικές κατευθύνσεις με τη χρήση συστημάτων καλωδίου-αγωγού. Η περιστροφική κίνηση μετασχηματίζεται στην συμπεριφορά του τένοντα, η οποία επιτρέπει τη θέση των ενεργοποιητών μακριά από το βραχίονα (π.χ., σε μια ζώνη γύρω από τη μέση).

Καταδεικνύεται ότι το πρότυπο Haringx χρησιμοποιείται για να υπολογίσει τη λύση της εγκάρσιας κάμψης κάθε τμήματος δακτύλου σε μια γενική μορφή, ενώ το πρότυπο άκαμπτων στοιχείων χρησιμοποιείται για να υπολογίσει τα χαρακτηριστικά κάμψης τριών διαστάσεων. Είναι εμφανές ότι το κόστος χειρισμού για μια τέτοια συσκευή είναι σχετικά χαμηλό συγκριτικά με την εμπορική προσθετική.

Μερικά παραδείγματα για την έρευνα των χεριών πολλών δακτύλων μπορούν να βρεθούν στην εργασία του Hanafusa και Asadas [29], του Okada [30] και του Skinner [31]. Το χέρι Okada είναι ένα χέρι τριών δακτύλων, οδηγούμενων από καλώδιο που ολοκλήρωσε στόχους, όπως ενώνοντας ένα παξιμάδι με μία βίδα. Το χέρι Hanafusa και Asadas έχει τρία ελαστικά δάκτυλα, οδηγούμενα από μια απλή μηχανή, με τρία νύχια για να μπορούν να πιάνουν διάφορα ακανόνιστα αντικείμενα. Αργότερα, στην κατηγορία των χεριών πολλών δακτύλων περιλαμβάνονται το χέρι Salisbury (Stanford/JPL hand) [32], το χέρι Utah/MIT, το χέρι NYU [33] και το ερευνητικό χέρι Styx [34].

Το χέρι Salisbury είναι ένα χέρι τριών δακτύλων (αντίχειρας και άλλα δύο), όπου ο αντίχειρας αντιτίθεται από τα άλλα δύο. Κάθε δάκτυλο έχει τρεις βαθμούς ελευθερίας και οι αρθρώσεις είναι καλώδια που οδηγούνται από ηλεκτρικές μηχανές. Το χέρι Utah/MIT έχει τέσσερα δάκτυλα (τρία δάκτυλα και έναν αντίχειρα) σε μια ανθρωπομορφική στερεοδιάταξη. Κάθε δάκτυλο έχει τέσσερις βαθμούς ελευθερίας και το χέρι είναι καλώδιο που οδηγείται από τα πνευματικά έμβολα. Το χέρι NYU είναι ένα μη-ανθρωπόμορφο επίπεδο χέρι με τέσσερα δάκτυλα που κινείται σε ένα επίπεδο και οδηγείται από βηματικές μηχανές. Το Styx είναι ένα χέρι δύο δακτύλων με κάθε δάκτυλο να έχει δύο ενώσεις και να οδηγούνται σε ευθεία κατεύθυνση. Όπως το χέρι NYU, έτσι και το χέρι Styx χρησιμοποιήθηκε ως πεδίο δοκιμής για την εκτέλεση πειραμάτων ελέγχου σε χέρια πολλών δακτύλων. Μερικά ενεργά και παθητικά προσθετικά χέρια παρουσιάζονται στην εικόνα 4.



Εικόνα 4. α) Χέρι Ottobock, β) Χέρι Becker, γ) Χέρι PMR, δ) Χέρι APRL

Οι εμπορικά διαθέσιμες προσθετικές διατάξεις, όπως η Otto Bock SeneorHand, καθώς επίσης και τα πολυσύνθετα σχέδια χεριού [35...40] είναι μακριά από την παροχή των ικανοτήτων χειρισμού του ανθρώπινου χεριού [41]. Αυτό οφείλεται σε πολλούς διαφορετικούς λόγους. Παραδείγματος χάριν, στα προσθετικά χέρια η ενεργός κάμψη είναι περιορισμένη σε δύο ή τρεις ενώσεις, οι οποίες ενεργοποιούνται από μια μηχανή κίνησης, ενεργώντας ταυτόχρονα στις μετακαρποφαλαγγικές (MCP) ενώσεις του αντίχειρα, του δείκτη και του μέσου δακτύλου, ενώ άλλες ενώσεις μπορούν να κάμψουν μόνο παθητικά.

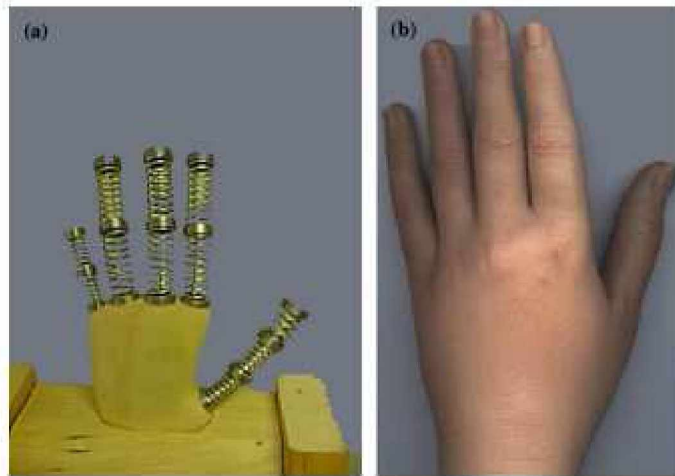
Κατά τη διάρκεια των προηγούμενων 20 ετών, η μυσηλεκτρικά ελεγχόμενη πρόσθεση χεριού για τα παιδιά, που εισήχθη πρώτα από τους ερευνητές της

Σουηδίας και των Κάτω Χωρών [42...47], έχει γίνει μια από τις τυποποιημένες προσθετικές συσκευές για τα παιδιά με μια μονόπλευρη ατέλεια στο κάτω μέρος του αγκώνα. Αυτός ο τύπος πρόσθεσης κάλλιστα γίνεται αποδεκτός, λόγω της εμφάνισής του και της απουσίας ενός ελέγχου, παρά τα μειονεκτήματα που εμφανίζει, όπως η βαριά και αργή ταχύτητα λειτουργίας καθώς και το μέγεθός της που απαγορεύουν στα παιδιά να τοποθετήσουν ένα μακρύ κολόβωμα αντιβράχιων. Οι πρόσφατες πρόοδοι περιλαμβάνουν ειδικούς παράγοντες σχετικούς με το εθελοντικό σφίξιμο [48...50], την υποάρθρωση [51], την πολυλειτουργικότητα ενός χεριού [52] και τις δυνάμεις στα δάχτυλα [53].

3.2.2 Το χέρι IOWA

Η προσθετική του χεριού IOWA σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε στο πανεπιστήμιο του Iowa, χρησιμοποιώντας μια νέα προσέγγιση στο σχέδιο των πολυτμηματικών ενώσεων με στόχο να ωθήσει κάθε δάχτυλο με τη χρήση ενός συστήματος καλωδίου-αγωγού. Κάθε τμήμα ενός δακτύλου ενεργοποιείται από ένα σύστημα καλωδίου-αγωγού που οδηγείται μέσω δύο ή τριών μηχανικών ελατηρίων που ενεργούν και ως δομή και ως κινούμενες ενώσεις του χεριού. Κάθε ευέλικτο στοιχείο έχει τη δυνατότητα να περιστρέφεται (να κάμπτεται), ενώ παράλληλα ενεργοποιείται από έναν απλό μηχανισμό καλωδίου-αγωγού, ο οποίος μεταφέρει τη γραμμική δύναμη στην πλευρική και αξονική απόκλιση. Αυτή η στερεοδιάταξη είναι παρόμοια με αυτή των τενόντων κάμψης στο ανθρώπινο χέρι.

Το χέρι IOWA, όπως απεικονίζεται στην εικόνα 5, αποτελείται από πέντε ενεργά δάχτυλα, κάθε ένα από τα οποία είναι ικανό να κάμψει τις μετακαρποφαλαγγιές (MCP), τις κεντρικές μεσοφαλαγγιές (PIP) και τις ακραίες μεσοφαλαγγιές (DIP) αρθρώσεις. Αυτές οι αρθρώσεις προσφέρουν κάμψεις χαμηλής τριβής, αντιστεκόμενες στην πλευρική απόκλιση. Με τρεις αρθρώσεις σε κάθε δάχτυλο, αυτό το σχέδιο αντιπροσωπεύει μια σημαντική αλλαγή από τα τρέχοντα προσθετικά χέρια που κάμπτουν σε μόνο δύο MCP ενώσεις και σε καμία από τις PIP και DIP ενώσεις.



Εικόνα 5. α) Το χέρι IOWA - χωρίς γάντι, β) Το χέρι IOWA – με αισθητικό γάντι

Πράγματι, τα περισσότερα τρέχοντα προσθετικά χέρια κάμπτουν μόνο στην MCP ένωση σε κάθε ένα από τα πρώτα δύο δάκτυλα. Τα υπόλοιπα δύο δάκτυλα είναι χαρακτηριστικά παθητικά. Η κάμψη δακτύλου, επομένως, δε μιμείται ακριβώς τη κίνηση του ανθρώπινου χεριού. Προηγούμενα σχέδια που χρησιμοποίησαν τις πολλαπλές φάλαγγες και τις ενώσεις μέσα σε κάθε δάχτυλο για να βελτιώσουν την κίνηση του δακτύλου έχουν αποδειχθεί απογοητευτικές.

Κάθε δάκτυλο περιλαμβάνει συνδέσεις συμπίεσης, καλώδια, αγωγούς και ελατήρια, όπου το κάθε ένα ενεργεί ως ένωση. Η άσκηση μιας δύναμης έντασης σε ένα καλώδιο μέσω του αγωγού θα παραγάγει μια παραμόρφωση στο ελατήριο και στη διατέμνουσα και στη συμπιεσμένη μορφή. Οι συνδέσεις συμπίεσης ενεργούν ως συνδεδεμένοι κάτοχοι για το καλώδιο και ως ανασταλτήρες για τον αγωγό, δεδομένου ότι το ελατήριο λυγίζει προς τα μέσα. Το χέρι IOWA διαθέτει σημαντικά μικρότερο βάρος. Με τη σωστή επιλογή των υλικών, η ολοκληρωμένη προσθετική χεριού θα ζύγιζε 90 γρ. Αυτό είναι περίπου το μισό από την ενδοσκελετική [54] προσθετική που ζυγίζει 203 γρ. και το ένα τέταρτο από το χέρι Otto Bock που ζυγίζει 390 γρ. και το χέρι APRL που ζυγίζει 421 γρ., όπως παρουσιάστηκαν προηγουμένως στην εικόνα 4, όπου οι τρέχοντες γάντζοι που γίνονται από τον Hosmer Dorrance, συμπεριλαμβανομένου του αλουμινίου

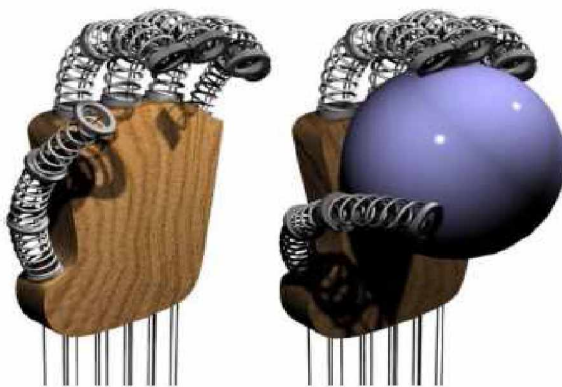
προτύπου 5XA και του ανοξείδωτου χάλυβα προτύπου 5X, ζυγίζουν 113 και 213 γρ., αντίστοιχα.

3.2.3 Πλεονεκτήματα και Μειονεκτήματα του χεριού IOWA

Το απλοϊκό σχέδιο του χεριού IOWA παράγει σημαντικά οφέλη στο χρήστη. Παρακάτω, απαριθμούνται ορισμένα από αυτά.

α) Προσαρμοστικές λαβές και επιδεξιότητα: Το αρθρωτό σχέδιο του χεριού επιτρέπει μια ποικιλία γωνιών σε κάθε δάχτυλο και σε κάθε άρθρωση. Η ανθρώπινη ανατομία επιτρέπει τη δυνατότητα λαβής σύνθετης γεωμετρίας, χρησιμοποιώντας περίπλοκο συγχρονισμένο έλεγχο των πέντε δακτύλων. Για την αποφυγή ενός τέτοιου σχήματος ελέγχου, κρίθηκε προτιμότερο να επιτραπεί μια μεταβλητή προσαρμοσμένη γωνία στη βάση κάθε σύνδεσης συμπίεσης.

β) Ρεαλιστική κίνηση δακτύλου: Δεδομένης της προσαρμογής του χεριού και δεδομένων των μοναδικών σταθερών παραμέτρων σχεδίου με τα ανθρωπομετρικά μέτρα του χρήστη, το χέρι θα δρα με μεγάλη ακρίβεια, όπως απεικονίζεται στην εικόνα 6.



Εικόνα 6. Πρόσθεση του χεριού IOWA αρπάγματος-σφιξής

γ) Έμφυτη ελαστικότητα: Ένα ανθρώπινο χέρι δεν είναι άκαμπτο, αλλά επιτρέπει καλή ευελιξία σε συνθήκες χαλάρωσης και μερική ευελιξία σε συνθήκες πίεσης. Το χέρι IOWA παρέχει επαρκή ελαστικότητα. Τα χαρακτηριστικά της ακαμψίας προσαρμόζονται κατάλληλα για να ταιριάζουν στην προτίμηση του χρήστη.

δ) Καλά αισθητικά χαρακτηριστικά: Με ένα εμπορικό αισθητικό γάντι, το χέρι IOWA διαθέτει αποδεικτική αισθητική. Το πρώτο και μοναδικό χέρι, που σχεδιάστηκε από αυτήν την ομάδα, ταιριάζει με το μέγεθος ενός ενήλικα άνδρα. Υπάρχουν πολλές θεωρήσεις που πρέπει να εξετάζονται εάν ένα χέρι πρόκειται να σχεδιαστεί για μια γυναίκα ή ένα παιδί και ειδικότερα πρέπει να εξετάζονται, η δύναμη στην αναλογία βάρους, οι δυνάμεις ενεργοποιητών, η ελαστικότητα καθώς και το βάρος.

ε) Ανεξάρτητη ενεργοποίηση ένωσης: Η κάμψη κάθε στοιχείου ελατηρίου ελέγχεται ανεξάρτητα. Αυτό επιτρέπει στο χρήστη να χειριστεί κάθε τμήμα, αλλά και επιτρέπει στο σύστημα ελέγχου να εισαγάγει τη σύζευξη μεταξύ της PIP και της DIP άρθρωσης, όπως συμβαίνει και σε ένα κανονικό χέρι.

στ) Οι ενεργοποιητές μπορούν να τοποθετηθούν οπουδήποτε πάνω στο σώμα, όχι όμως πάνω στον βραχίονα: Το σύστημα καλωδίου-αγωγού (παρόμοιο με αυτό που χρησιμοποιείται σε ένα σύστημα φρένου ενός ποδηλάτου) επιτρέπει την ενεργοποίηση του στοιχείου ελατηρίου με αποτέλεσμα οι ενεργοποιητές να τοποθετούνται οπουδήποτε, τυπικά στη ζώνη γύρω από τη μέση.

ζ) Η αναλογία της μετάδοσης της δύναμης είναι υψηλή με αποτέλεσμα να επιτρέπει τη δύναμη σφιξίματος στα δάχτυλα: Το σύστημα καλωδίου-αγωγού παρέχει καλή αναλογία μετάδοσης ανάμεσα στον ενεργοποιητή και στο χέρι. Η δύναμη σφιξίματος στα δάχτυλα επιτυγχάνεται, όμως, ο καλός έλεγχος πέρα από την κίνηση μεταξύ των δύο δακτύλων είναι δύσκολος να επιτευχθεί και απαιτείται εξάσκηση.

3.2.4 Συμπέρασμα

Στην εργασία αυτή παρουσιάστηκε η ανάλυση και ο σχεδιασμός ενός νέου χεριού πολλών δακτύλων. Αποδείχθηκε ότι η κάμψη ενός ελατηρίου συμπίεσης υλοποιείται ως σύνθετη ένωση σε κάθε τμηματική σύνδεση ενός δακτύλου. Πέντε δάχτυλα ενεργοποιούνται, κάθε ένα με τρεις βαθμούς ελευθερίας DOFs. Αποδείχθηκε επίσης, ότι η φόρτωση ενός ελατηρίου συμπίεσης και στις εγκάρσιες και αξονικές κατευθύνσεις και η χρησιμοποίηση των συστημάτων καλωδίου-αγωγού επιτρέπουν τον ελέγξιμο χειρισμό του χεριού IOWA, όμως διατηρούν την έμφυτη

ελαστικότητα σε κάθε δάχτυλο, που είναι σημαντικό για πιάσιμο και χειρισμό αντικειμένων. Τέλος, διαπιστώθηκε ότι η μεταφορά κίνησης του σύρματος μέσω του καλωδίου-αγωγού μετασχηματίζεται σε μια πλευρική κάμψη με μια σχετική μετακίνηση και μια περιστροφή του τμήματος δακτύλου. Πράγματι, αυτό το σχέδιο επιτρέπει τη θέση των ενεργοποιητών μακριά από το χέρι.

3.3 Ανάπτυξη ενός μικρογραφημένου υδραυλικού συστήματος ώθησης τεχνητών χεριών

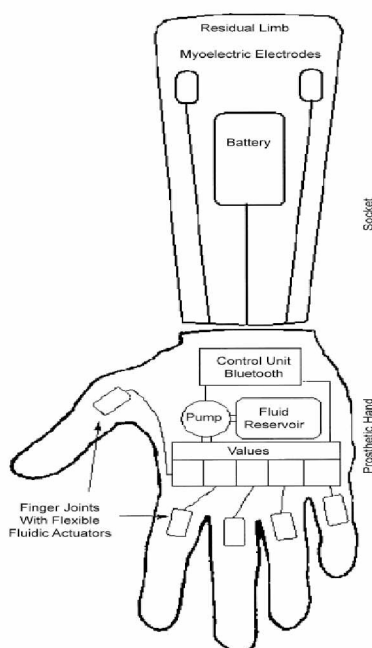
Η ενότητα αυτή θα παρουσιάσει ένα μικρογραφημένο υδραυλικό σύστημα που χρησιμοποιείται για την ώθηση των τεχνητών χεριών. Το σύστημα αυτό αναπτύχθηκε ως εναλλακτική λύση των σημερινών συνήθως χρησιμοποιημένων ηλεκτρομηχανικών προσθετικών συστημάτων ώθησης. Τα πρωτότυπα των υδραυλικών ώθημένων χεριών εξετάστηκαν από ασθενείς υπό την υποστήριξη των ορθοπεδικών εταιριών. Οι πιο πρόσφατες υδραυλικές προσθέσεις έχουν πλεονεκτήματα στην κατασκευή, στο σχέδιο και στην απόδοση, συμπεριλαμβανομένης της προσαρμοστικότητας κατά τη διάρκεια αρπάγματος-σφίξης των αντικειμένων. Τα συστατικά του νέου αυτού υδραυλικού συστήματος ώθησης και τα τεχνικά χαρακτηριστικά τους θα είναι ενδιαφέροντα για τους ειδικούς στην τεχνολογία αυτοματοποίησης, την ανάπτυξη ενεργοποιητών, τη μηχανική, την προσθετική και την αποκατάσταση.

Στο μεταξύ, οι σύγχρονες τεχνολογίες παραγωγής και τα υλικά έχουν επιτρέψει την ανάπτυξη των υδραυλικών προσθετικών χεριών που ικανοποιούν τις απαιτήσεις, όπως το συμπαγές σχέδιο, η ασφάλεια, η ελεγχιμότητα η απλότητα της χρήσης και η αυτονομία από εξωτερικούς μηχανισμούς. Η προσαρμοστική λαβή είναι ένα πρόσθετο κριτήριο στο σχέδιο των προσθετικών χεριών [55]. Η εφαρμογή της απαιτεί μια αύξηση στους βαθμούς ελευθερίας που επεκτείνει το εύρος της κίνησης και επιτρέπει τους διαφορετικούς τύπους λαβής για τα προσθετικά χέρια. Κατά συνέπεια, τα υδραυλικά καθοδηγούμενα προσθετικά χέρια μπορούν να είναι ανταγωνιστικά με τα ηλεκτρικά καθοδηγούμενα, όσον αφορά στη λειτουργία των προσθετικών συσκευών.

3.3.1 Δομή του Υδραυλικού Συστήματος

Όπως έχει ήδη προαναφερθεί, η σύγχρονη τεχνολογία οδήγησε στην ανάπτυξη του υδραυλικού συστήματος ώθησης τεχνητών χεριών ως εναλλακτική λύση των συμβατικών ηλεκτρικά οδηγούμενων συστημάτων.

Η σχηματική δομή ενός υδραυλικά ωθημένου προσθετικού συστήματος παρουσιάζεται στο σχήμα 2. Αυτό αποτελείται από τα ακόλουθα γενικά συστατικά: α) μια υδραυλική αντλία, μια ρευστή δεξαμενή, πέντε ηλεκτρικές βαλβίδες και μια ηλεκτρονική μονάδα, που ενσωματώνονται στο μετακάρπιο του νέου προσαρμοστικού χεριού, β) οκτώ εύκαμπτους ρευστούς ενεργοποιητές του συμπαγούς σχεδίου, οι οποίοι είναι ενσωματωμένοι στις αρθρώσεις δακτύλων και γ) μια μπαταρία για παροχή ηλεκτρικού ρεύματος και δύο μυοηλεκτρικά ηλεκτροδία που τοποθετούνται στην υποδοχή.



Σχήμα 2. Δομή Υδραυλικού Συστήματος

Σύμφωνα με την έννοια του σχεδίου του ηλεκτρουδραυλικού συστήματος, το τεχνητό χέρι δεν χρειάζεται άλλα εξωτερικά συστατικά για τη λειτουργία του, εκτός

από μια επαναφορτιζόμενη μπαταρία λιθίου και μωσηλεκτροδία που τοποθετούνται μέσα στην υποδοχή για να έρθουν σε επαφή με το δέρμα του χρήστη. Οι ενώσεις αυτής της πρόσθεσης ωθούνται από εύκαμπτους ρευστούς ενεργοποιητές που συνδέονται με τις μικροβαλβίδες. Μερικοί ενεργοποιητές συνδέονται, όπως η βάση των ενώσεων των δακτύλων IV-V και των δακτύλων II-III. Οι ενεργοποιητές του αντίχειρα μπορούν να ελεγχθούν ανεξάρτητα ο ένας από τον άλλον. Συνεπώς, το πρωτότυπο προσθετικό χέρι μπορεί να ολοκληρώσει μέχρι πέντε πρότυπα λαβής: τη δύναμη, την ακρίβεια, τον γάντζο και το τέντωμα του δακτύλου δείκτη.

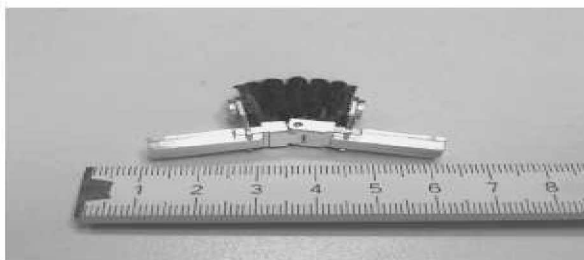
Τα πρότυπα λαβής προκαθορίζονται στη μονάδα ελέγχου του χεριού και ολοκληρώνονται ως ακολούθως. Αρχικά, η ηλεκτρονική μονάδα λαμβάνει τα σήματα ελέγχου από το χρήστη. Το σύστημα ελέγχου του προσθετικού χεριού συλλέγει τα σήματα ελέγχου από τους μυς των άνω άκρων μέσω των μωσηλεκτροδίων [56]. Η μονάδα ελέγχου είναι αρμόδια για την ανάλυση των σημάτων ελέγχου, την επιλογή των προγραμματισμένων εκ των πρότερων προτύπων λαβής και τη λειτουργία της υδραυλικής αντλίας και των βαλβίδων. Κατόπιν, η υδραυλική αντλία παράγει τη ρευστή πίεση στους ενεργοποιητές και οι ηλεκτρικές βαλβίδες ελέγχουν τη δράση του ενεργοποιητή. Ανάλογα με τον τύπο λαβής που επιλέγεται, οι αντίστοιχοι ενεργοποιητές θα γεμίσουν και η άρθρωση θα κινηθεί. Η αντλία και οι βαλβίδες θα ελεγχθούν επίσης από την ηλεκτρονική χεριού. Η ηλεκτρονική μονάδα αποτελείται από ένα custom-made, ένα multilayer και από έναν μικρού μεγέθους πίνακα κυκλωμάτων που τοποθετείται στο μετακάρπιο του χεριού. Περιλαμβάνει έναν προγραμματισμένο μικροελεγκτή (τύπος PIC16F877 από Microchip Technology Inc., ΗΠΑ), οδηγούς για τις βαλβίδες και την αντλία, έναν αναλογικό-ψηφιακό μετατροπέα και ένα τμηματικό RS232 και διεπαφές Bluetooth για την αλλαγή των θέσεων του ελεγκτή.

3.3.2 Συστατικά του Υδραυλικού Συστήματος

3.3.2.1 Εύκαμπτοι ρευστοί ενεργοποιητές

Το σχέδιο των τεχνητών χεριών και η αποτελεσματική λειτουργία τους εξαρτώνται κατά ένα μεγάλο μέρος από τα χαρακτηριστικά της αρχής του ενεργοποιητή που χρησιμοποιείται. Τα χαρακτηριστικά αυτά περιλαμβάνουν την πυκνότητα, το βάρος, την προσαρμογή και την αποδοτικότητα. Οι υδραυλικά οδηγούμενοι ενεργοποιητές χρησιμοποιούνται ευρέως σε εφαρμογές αυτοματοποίησης, δεδομένου ότι παρέχουν μια άριστη αναλογία της δύναμης προς το βάρος. Εντούτοις, οι υδραυλικοί ενεργοποιητές που καλύπτουν όλες τις απαιτήσεις ενός προσθετικού χεριού δεν ήταν διαθέσιμοι στο παρελθόν. Συνεπώς, δημιουργήθηκαν νέοι εύκαμπτοι ρευστοί ενεργοποιητές το 1999 και παρουσιάστηκαν λεπτομερώς αργότερα [57]. Οι πρώτοι ενεργοποιητές αποτελούνταν από λεπτές πλαστικές ταινίες σε ένα πολύ συμπαγές σώμα δύο στρωμάτων με δύο χωρισμένα τμήματα. Αυτό οδήγησε στην επίτευξη της περιστροφικής κίνησης. Μέχρι σήμερα δημιουργήθηκαν πολλά διαφορετικά πρωτότυπα ενεργοποιητών, βασισμένα σε αυτήν την αρχή [58].

Ο τρέχων εύκαμπτος ρευστός ενεργοποιητής αποτελείται από έναν ενισχυμένο εύκαμπτο φυσητήρα που διαμορφώνει ένα κλειστό ελαστικό τμήμα. Και οι δύο άκρες είναι συνδεδεμένες με τις στερεές συναρμολογήσεις που συνδέονται με τους μοχλούς μιας ένωσης. Και οι δύο αυτές συναρμολογήσεις είναι εξοπλισμένες με έναν συνδετήρα για τη γραμμή παροχής ρευστής ουσίας. Ένας ειδικός ιστός καλύπτει το φυσητήρα για να μειώσει την ακτινωτή επέκταση του ενεργοποιητή υπό πίεση. Η αξονική επέκταση του εύκαμπτου φυσητήρα ασκεί μια δύναμη ώθησης στις συναρμολογήσεις της άρθρωσης, δεδομένου ότι ο ενεργοποιητής είναι διογκωμένος με το ρευστό. Αυτοί οι ενεργοποιητές έχουν μια συμπαγή διάσταση 12mm σε διάμετρο και 16mm σε μήκος, όπως φαίνεται στην εικόνα 7. Ως εκ τούτου, μπορούν



Εικόνα 7. Το πρωτότυπο του εύκαμπτου ρευστού ενεργοποιητή με μια τεχνητή ένωση.

να ενσωματωθούν άμεσα στις αρθρώσεις. Αυτό εξασφαλίζει μια άμεση σύνδεση του ενεργοποιητή με την άρθρωση, εύκολη αντικατάσταση και συντήρηση. Το χαμηλό βάρος και η έμφυτη προσαρμογή αποτελούν σημαντικά χαρακτηριστικά αυτού του ενεργοποιητή. Επιπλέον, η μορφωποιημένη κατασκευή επιτρέπει την ανεξαρτησία των ενεργοποιητών και της θέσης της άρθρωσης στο τεχνητό χέρι. Συνεπώς, οι ενεργοποιητές μπορούν να ανταλλαχθούν ή ο αριθμός των βαθμών ελευθερίας μπορεί να αλλαχθεί. Αυτό μπορεί να είναι χρήσιμο κατά τον επανασχεδιασμό του χειριστή τέλους για την ειδική εφαρμογή χωρίς την ανακατασκευή ολόκληρου του συστήματος.

3.3.2.2 Μικρογραφημένες υδραυλικές αντλίες

Μια μεγάλη ποικιλία των μεγεθών των υδραυλικών αντλιών είναι εμπορικά διαθέσιμη. Η κατάλληλη επιλογή της αντλίας εξαρτάται σημαντικά από την εφαρμογή, καθώς επίσης και από τις απαιτήσεις του συστήματος. Μια υδραυλική αντλία είναι αρμόδια για την παραγωγή πίεσης στο υδραυλικό σύστημα ώθησης και για την αποδοτική παροχή πίεσης στους ρευστούς ενεργοποιητές.

Ορισμένα από τα χαρακτηριστικά που σχετίζονται με την επιλογή της υδραυλικής αντλίας για τις προσθετικές συσκευές άνω άκρων είναι: α) η αντλία πρέπει να τοποθετείται στη μετακάρπια περιοχή του χεριού μαζί με τις βαλβίδες, τη ρευστή δεξαμενή και την ηλεκτρονική ελέγχου. Ως εκ τούτου, οι διαστάσεις της αντλίας δεν πρέπει να υπερβαίνουν έναν όγκο 20 cm³, β) η τάση λειτουργίας δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 7.4V για να εξασφαλίσει συμβατότητα με τις εμπορικά διαθέσιμες μονάδες παροχής ηλεκτρικού ρεύματος που χρησιμοποιούνται για τις προσθετικές

συσκευές άνω άκρων, γ) δεδομένου ότι το ρεύμα παρέχεται από τους συσσωρευτές, η κατανάλωση ισχύος της αντλίας δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 5W για να εξασφαλίσει έναν μέσο χρόνο λειτουργίας του χειριού για μια ημέρα, δ) μια πίεση του φραγμού 6 απαιτείται από τους ρευστούς ενεργοποιητές για να παραγάγει μια ικανοποιητική δύναμη λαβής, ε) ένας ρυθμός ροής 600 ml/min είναι απαραίτητος για την προσέγγιση μιας ικανοποιητικής ταχύτητας πιασίματος και για τους οκτώ ενεργοποιητές, στ) ένα άλλο σημαντικό κριτήριο είναι η εκπομπή θορύβου. Κατά τη χρησιμοποίηση της πρόσθεσης, ο θόρυβος μπορεί να είναι πολύ ενοχλητικός. Εντούτοις, ένα επίπεδο 40-50 dB θα είναι αποδεκτό.

Πριν από την επιλογή μιας υδραυλικής αντλίας, συγκρίνονται διαφορετικοί τύποι αντλιών με μικρές διαστάσεις και χαμηλό βάρος. Η αρχή λειτουργίας της αντλίας οδήγησε στη χρήση μιας αντλίας οδοντωτού τροχού, η οποία βασίστηκε στο κριτήριο των μικρών διαστάσεων, αποδεκτών για τις προσθετικές συσκευές. Συγκριτικά με άλλες αρχές αντλιών, οι αντλίες οδοντωτού τροχού εμφανίστηκαν να είναι η καλύτερη εναλλακτική λύση, αφού παρέχουν μεγάλη αποδοτικότητα, χαμηλό βάρος, άντληση διπλής κατεύθυνσης και απλή κατασκευή. Οι αντλίες οδοντωτού τροχού μπορούν να υποδιαιρεθούν σε εσωτερικές και εξωτερικές αντλίες. Και οι δύο σχεδιάστηκαν και χρησιμοποιήθηκαν για την πρόσθεση χειριών. Η εξωτερική αντλία οδοντωτού τροχού περιέχει δύο τροχούς που συνδέονται ο ένας με τον άλλον και οργανώνονται σε δύο κυλινδρικές κοιλότητες με λίγη τριβή, ενώ στην εσωτερική αντλία οδοντωτού τροχού, ο οδηγός-τροχός καθοδηγεί έναν μεγαλύτερο δακτύλιο δοντιών. Μεταξύ του οδοντωτού τροχού και του δακτυλίου δοντιών υπάρχει ένα δρεπανοειδές στοιχείο στο χώρο της αντλίας, το οποίο παρέχει τη σφράγιση των κοιλοτήτων δοντιών.

Το επόμενο βήμα στην επιλογή μιας κατάλληλης υδραυλικής αντλίας ήταν μια σύγκριση των εναλλακτικών λύσεων των αντλιών οδοντωτού τροχού. Ελάχιστες αντλίες οδοντωτού τροχού είναι κατάλληλες για την εφαρμογή τους στην προσθετική. Τα στάδια ανάπτυξης της εσωτερικής αντλίας οδοντωτού τροχού είναι παρόμοια με εκείνα της εξωτερικής. Οι δαπάνες βελτιστοποίησης οδήγησαν την εσωτερική αντλία σε ένα μικρότερο μέγεθος, αλλά δεν αύξησαν την απόδοση. Με βάση τα κριτήρια της εκπομπής θορύβου, του ρυθμού ροής, της κατανάλωσης

ισχύος και της διάστασης η υδραυλική εξωτερική αντλία οδοντωτού τροχού επιλέχθηκε για την ολοκλήρωση στο μικρογραφημένο υδραυλικό σύστημα.

3.3.2.3 Βαλβίδες

Όπως οι υδραυλικές αντλίες, έτσι και οι κατάλληλες υδραυλικές βαλβίδες επιλέχθηκαν από το πλήθος των διαθέσιμων εναλλακτικών λύσεων. Οι ακόλουθες απαιτήσεις καθιερώθηκαν για το σχέδιο των υδραυλικών βαλβίδων κατά τη διάρκεια της ανάπτυξης του συστήματος ώθησης. Αυτές είναι: α) οι βαλβίδες πρέπει να έχουν μικρές διαστάσεις για να επιτρέπουν την ενσωμάτωση όλων των βαλβίδων στην πρόσθεση, β) η τάση λειτουργίας δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 7.4V, καθώς αυτό καθιστά τις βαλβίδες συμβατές με τις εμπορικά διαθέσιμες μονάδες παροχής ηλεκτρικού ρεύματος που χρησιμοποιούνται για τις προσθετικές συσκευές άνω άκρων, γ) οι βαλβίδες πρέπει να έχουν χαμηλή κατανάλωση ισχύος για την παροχή ηλεκτρικού ρεύματος της πρόσθεσης χειριού, δ) ένας ελάχιστος ρυθμός ροής των 8 ml/s πρέπει να είναι επιτεύξιμος για να εξασφαλίσει δυναμικές μετακινήσεις σε όλα τα ωθημένα δάχτυλα χειριού, ε) οι βαλβίδες πρέπει να λειτουργούν σε μια μέγιστη πίεση των 10 φραγμών.

Ελάχιστες εναλλακτικές λύσεις των βαλβίδων στην αγορά ικανοποίησαν αυτές τις απαιτήσεις. Μια από τις καλύτερα ταιριασμένες βαλβίδες από την άποψη του μεγέθους και του ρυθμού ροής ήταν μια βαλβίδα 3/2-way (FAS, Switzerland, type picosol) που μπορεί να χρησιμοποιηθεί είτε υδραυλικά είτε πνευματικά. Οι υδραυλικές βαλβίδες χωρίζουν τη γραμμή παροχής ρευστού μεταξύ μιας υδραυλικής αντλίας και των ενεργοποιητών. Υπό πραγματικές συνθήκες, το επίπεδο πίεσης διαφέρει συνεχώς διογκώνοντας και αποδιογκώνοντας τους ρευστούς ενεργοποιητές. Ως εκ τούτου, οι υδραυλικές βαλβίδες πρέπει να επιτρέψουν μια απόλυτη διακοπή της παροχής ρευστού για τις αρθρώσεις δακτύλου για να σταθεροποιούν σε μια καθορισμένη θέση κατά τη διάρκεια της λαβής.

3.3.2.4 Ρευστά Χαρακτηριστικά

Ένα ρευστό, συνθετικό, μη τοξικό και βιοσυμβατό λάδι με ιξώδες 3.7mPa και πυκνότητα 0,94 γ/cm³ σε 25°C χρησιμοποιήθηκε για το σύστημα ώθησης. Αυτό το λάδι μπορεί να λειτουργήσει σε μια ευρεία ποικιλία θερμοκρασίας που το καθιστά κατάλληλο για την εφαρμογή στο υδραυλικό σύστημα. Το λάδι σιλικόνης είναι ένα κατάλληλο λιπαντικό, όπου η διάβρωση της αντλίας οδοντωτού τροχού μπορεί να αποφευχθεί. Το νερό έχει ιξώδες 1mm²/s και πυκνότητα 0,998 γ/cm³. Επιπλέον, μια θετική πλευρά του λαδιού σιλικόνης είναι ότι μπορεί να ταξινομηθεί ως καθυστερημένη κοιλότητα.

3.3.3 Συμπέρασμα

Στην ενότητα αυτή παρουσιάστηκε το πρόσφατα αναπτυγμένο μικρογραφημένο υδραυλικό σύστημα, που επιτρέπει τη ρύθμιση της γεωμετρίας και της λειτουργίας του τεχνητού χεριού. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως βάση για την κατασκευή ενός λειτουργικού πρωτοτύπου του υδραυλικού τεχνητού χεριού. Αυτό το χέρι μπορεί να εξεταστεί κλινικά προς χρήση από ανθρώπους με έλλειψη άκρων και να εφαρμοστεί για τη ρομποτική υπηρεσιών ως τεχνητή πένσα. Τα προσθετικά πρωτότυπα αναπτύσσονται σε συνεργασία με τους ορθοπαιδικούς στη Γερμανία, που λαμβάνουν υπόψη οποιοδήποτε αίτημα από τους ασθενείς. Παραδείγματος χάριν, οι λειτουργίες αρπάγματος-σφίξης του τεχνητού βραχίονα μπορούν είτε να προσαρμοστούν για τις υπαίθριες εργασίες, όπως ένας δασοφύλακας, είτε για τις εσωτερικές εφαρμογές στο γραφείο. Κάθε πρόσθεση μπορεί να κατασκευαστεί από τυποποιημένα συστατικά, συμπεριλαμβανομένων του συστήματος ώθησης και της προσαρμογής στον ασθενή.

3.4 Μελέτη των διαφορετικών τύπων και μηχανισμών για προσθέσεις άνω άκρων

Η έρευνα στον τομέα των ενεργοποιητών και των μηχανισμών έχει παρουσιάσει σταθερά αναπτυσσόμενες τεχνολογικές προόδους σε προσθέσεις εξωτερικά ενεργών

άνω άκρων. Κατά μήκος των ενεργοποιητών, οι πρόοδοι περιλαμβάνουν την χρήση των πιεζοηλεκτρικών υλικών, ειδικά κράματα μετάλλου, πολυμερή και εφαρμογές νέας μηχανής, ενώ οι πρόοδοι στους μηχανισμούς περιλαμβάνουν μηχανικά σχέδια που βασίζονται στην ανατομία του ανθρώπινου χεριού και βελτιώσεις στον τρόπο με τον οποίο τα διάφορα συστατικά συνδυάζονται. Αυτές οι προσπάθειες στοχεύουν στην ανάγκη για ανθρωπομορφικές και λειτουργικές προσθετικές συσκευές που επιτρέπουν στους ασθενείς να εκτελούν βασικές καθημερινές εργασίες πιο εύκολα.

Η ενότητα αυτή περιγράφει τεχνικά τους διάφορους τύπους ενεργοποιητών και μηχανισμών, καταγράφοντας τα κύρια χαρακτηριστικά τους, τις εφαρμογές, τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα και την τρέχουσα κατάσταση της έρευνας στον τομέα της αποκατάστασης των λειτουργιών άνω άκρων μέσω της χρήσης ενεργών προσθέσεων. Οι συγκρίσεις αυτών των συσκευών γίνονται με κύρια κριτήρια την δημιουργία και την λειτουργία που απαιτούνται για να πετύχουν άριστη προσθετική εκτέλεση.

3.4.1 Ενεργοποιητές

Υπάρχουν αρκετοί τύποι ενεργοποιητών, καθένας από τους οποίους έχει τα δικά τους ιδιαίτερα χαρακτηριστικά. Θα πρέπει να είναι ελαφρείς, να είναι μικροί σε μέγεθος, να καταναλώνουν λίγη ενέργεια, να λειτουργούν σιωπηλά, να δημιουργούν ένα ελάχιστο ποσό θερμότητας, να προσφέρουν γρήγορη αντίδραση και να είναι εύκολοι στον έλεγχο. Μερικοί από αυτούς διατίθενται εμπορικά και άλλοι βρίσκονται ακόμη υπό ανάπτυξη. Σύμφωνα με τις αρχές εργασίας, οι ενεργοποιητές ταξινομούνται σε συμβατικούς, υδραυλικούς και μη συμβατικούς ενεργοποιητές.

Οι συμβατικοί ενεργοποιητές αποτελούνται από μια ομάδα, της οποίας η αρχή εργασίας έγκειται στο φαινόμενο του ηλεκτρομαγνητισμού. Με βάση αυτό το φαινόμενο, ένα σπείραμα κάτω από ένα μαγνητικό πεδίο δημιουργεί μια δύναμη F όταν ένα ηλεκτρικό ρεύμα ρέει μέσω αυτού (νόμος Faraday). Αυτοί οι ενεργοποιητές βασίζονται στην μηχανή DC (direct current).[59]

Στους υδραυλικούς ενεργοποιητές ανήκει το τεχνικό λάστιχο μικρού-μυός που χρησιμοποιεί υδραυλική ενέργεια. Μεταφέρει τη μηχανική ενέργεια που παράγεται

από μια DC μηχανή σε μια ρευστή ουσία, χρησιμοποιώντας έναν κύλινδρο για την παραγωγή μιας υδραυλικής δύναμης, η οποία ευθύνεται για την πίεση αυτής της ρευστής πίεσης. Οι Lee and Shimoyama χρησιμοποίησαν έναν μικροσωλήνα για να εφοδιάσουν ένα τεχνητό λάστιχο μικρού-μυός με υδραυλική δύναμη.[60]

Η αρχή λειτουργίας των μη συμβατικών ενεργοποιητών βασίζεται σε φαινόμενα που σχετίζονται άμεσα με την ατομική δομή υλικών, όπως οι ιδιότητες μερικών κραμάτων μετάλλου, πιεζοηλεκτρικών υλικών και πολυμερών τύπου gel χημικών μιγμάτων.

Στους μη συμβατικούς ενεργοποιητές ανήκουν οι πιεζοηλεκτρικοί ενεργοποιητές, οι οποίοι βασίζονται σε πιεζοηλεκτρικά υλικά που μετατρέπουν τις μηχανικές μετατοπίσεις σε ηλεκτρική ενέργεια. Ένα πιεζοηλεκτρικό υλικό γίνεται ηλεκτρικά πολωμένο όταν μια ποικιλία εφαρμόζεται, δημιουργώντας ένα ηλεκτρικό δίπολο. Αυτό το αποτέλεσμα είναι γνωστό ως ευθύ πιεζοηλεκτρικό αποτέλεσμα και το μέγεθος του είναι ανάλογο με την εφαρμόσιμη ποικιλία. Εναλλακτικά, όταν ένα ηλεκτρικό πεδίο εφαρμόζεται σε ένα πιεζοηλεκτρικό υλικό, αυτό παράγει μια μηχανική μετατόπιση. Αυτοί οι ενεργοποιητές έχουν υψηλή πυκνότητα δύναμης που επιτρέπει σε αυτούς να είναι μικροί σε μέγεθος και χαμηλοί σε μάζα, αλλά έχουν μια υψηλή ροπή στρέψης.[61]

Η περιστροφή είναι μια μηχανή που αποτελείται από έναν ενεργό στάτορα (πιεζοηλεκτρικό υλικό) και έναν παθητικό ρότορα στον οποίο ο στάτορας, όταν εμφανίζει μια διαφορά στο δυναμικό, κατευθύνεται προς τα εμπρός και στο τέλος των δυνάμεων του στάτορα ο ρότορας μετακινείται προοιωνώντας αυτόν να περιστραφεί γύρω από τον άξονα του σε απάντηση στην σκληρή τριβή που παράγεται ανάμεσα στον ενεργοποιητή και στον ρότορα. Στην διαδρομή της επιστροφής του η τριβή μειώνεται και σχετίζεται σε έναν συνδυασμό του τύπου των ηλεκτρικών ταλαντώσεων που εφαρμόζεται. Αυτό δημιουργεί μια κολπώδης κίνηση που δεν είναι γραμμική στην άκρη του ενεργοποιητή, εμποδίζοντας έτσι τον ρότορα από την περιστροφή στην αντίθετη κατεύθυνση. Συγκριτικά με τις ηλεκτρομαγνητικές μηχανές, αυτοί οι ενεργοποιητές είναι μικροί και έχουν μια δυνατή έξοδο ροπής στρέψης, αλλά είναι δύσκολο να κατασκευαστούν και σχετικά κοστίζουν. Η ανάγκη για συμπαγείς ελαφρείς ενεργοποιητές για προσθέσεις άνω

άκρων δημιουργεί περιστροφικά πιεζοηλεκτρικές μηχανές και έναν τύπο κατασκευής εφαρμόσιμο στις προσθώσεις.

3.4.2 Πολυμερή

Συσταλτικά πολυμερή gel: Το gel προσφέρει μια εναλλακτική μέθοδος ενεργοποίησης και συντίθεται από ένα υλικό που μπορεί να ρυθμίσει ένα λογικό ποσό ποικιλίας μέσω της εφαρμογής της εξωτερικής διέγερσης, όπως η θερμική, χημική ή ηλεκτρική διέγερση. Μια κοινή ιδιότητα για όλα τα gel στο σχέδιο του ενεργοποιητή είναι η μοναδική τους ικανότητα να ρυθμίζουν απότομες αλλαγές στην ένταση. Υπάρχουν ποικίλοι τύποι πολυμερών gel που διαφέρουν στην σύνθεση και στον τύπο διέγερσης που χρησιμοποιείται για να προκληθεί συστολή. Τρία από αυτά τα gel είναι το PAA(ακρυλικό πολυοξύ), το οποίο διεγείρεται από την αλλαγή στο pH, το NIPA (N-isopropylacrylamide), το οποίο διεγείρεται θερμικά και το PAM(polyacrylamide), το οποίο διεγείρεται από ένα ηλεκτρικό πεδίο.[62]

Αυτά τα χαρακτηριστικά αποσπών τα πολυμερή gel για τις εφαρμογές τις ρομποτικής και της αποκατάστασης μέχρι να καταλαμβάνουν λίγο χώρο και να έχουν χαμηλή μάζα, επιτρέποντας περισσότερο συμπαγείς και ελαφριές δομές με αρκετές ενεργές αρθρώσεις, αυξάνοντας έτσι τον αριθμό των βαθμών ελευθερίας της πρόσθεσης χωρίς να καταλαμβάνουν τον εσωτερικό του χώρο.

Ορισμένοι εργάστηκαν για την ανάπτυξη και τη χρήση συσταλτικού πολυμερούς υλικού. Για παράδειγμα, η χρήση του PAM για την μετακίνηση των αρθρώσεων ενός προσθετικού χεριού. Ο στόχος τους ήταν να αναπτύξουν ένα «τεχνητό μύ» που θα μπορούσε να αντικαθιστά μηχανές με χαμηλότερη μάζα και κόστος, που θα μπορούσαν να ελέγχονται από ηλεκτρικά σήματα και που θα ήταν βιοσυμβατά για εμφυτεύσεις. Αυτό το υλικό θα μπορούσε να είναι μια φόρμα ενεργοποιητή που θα αντικαθιστούσε έναν ζωντανό μυ ή θα το βοηθούσε να εκτελέσει τις λειτουργίες του και θα χρησιμοποιούνταν επίσης για να ενεργοποιήσει άμεσα έναν προσθετικό μηχανισμό. Η χρήση του πολυμερούς gel, όπως ένας ενεργοποιητής, παρουσιάζει έναν τρόπο εφαρμογής προσθέσεων για πιο ευκίνητα άνω άκρα με περισσότερους βαθμούς ελευθερίας, μια σημαντική μείωση σε μάζα και εύκολο έλεγχο. Αυτό το

εναλλακτικό υλικό έχει υψηλό δυναμικό για την κατασκευή προσθετικών χεριών λόγω της χωρητικότητας του να προσομοιάζει μερικές από τις κύριες κινήσεις των ζωντανών μυών, όπως η συχνότητα και οι σχέσεις ενέργειας προς περιοχή και δύναμης προς ένταση.[63]

3.4.3 Μηχανισμοί

Οι μηχανισμοί που περιγράφονται εδώ είναι μηχανικές συσκευές που προκαλούν τις κινήσεις των προσθέσεων άνω άκρων να μοιάζουν με αυτές ενός φυσικού χεριού. Μερικές είναι αρθρωτές, ανάλογες σε ένα ανθρώπινο δάχτυλο και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να μετακινήσουν τις αρθρώσεις καλωδίου ή τον ενεργοποιητή άμεσα στο μηχανισμό. Οι μηχανισμοί που αποτελούν μέρος μιας πρόσθεσης πρέπει επίσης να παρουσιάζουν καλά καθορισμένα χαρακτηριστικά, όπως υψηλό βαθμό ελευθερίας, εύκολη και χαμηλού κόστους δημιουργία, εύκολη ενεργοποίηση και ικανότητα να προσομοιάζουν ανθρωπομορφικές κινήσεις.



3.4.3.1 Διαβίβαση μέσω καλωδίων

CT Arm 1 ή 2: Αυτός ο μηχανισμός αποτελείται από τμήματα που συνδέονται σε σειρές από το μέσο των αρθρώσεων. Οι αρθρώσεις μετακινούνται από το μέσο των καλωδίων (τένοντες) που συνδέονται στις τροχαλίες ελέγχου, που ταιριάζουν στα τμήματα. Αυτός ο μηχανισμός μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν ένα τεχνητό δάχτυλο επειδή τα τμήματα του εκπροσωπούν τις φάλαγγες, οι αρθρώσεις τους μοιάζουν με

τις ενώσεις, και τα καλώδια του προσομοιάζουν τους τένοντες ενός φυσικού δακτύλου.

Οι τροχαλίες ελέγχου και τα καλώδια ενεργοποιούν τα διάφορα τμήματα που αποτελούν ένα τεχνητό δάχτυλο, στο οποίο η κίνηση της ένωσης n th παράγεται από το μέσο ενός συστήματος τροχαλίας ελέγχου. Βασισμένη στην κίνηση του τεχνητού δακτύλου, η ακραία ένωση έχει μόνο μια τροχαλία ελέγχου που συνδέεται σε αυτήν, ενώ η μεσαία ένωση έχει δύο τροχαλίες ελέγχου, μία από τις οποίες συνδέεται σε αυτή και η άλλη στο καλώδιο της έλξης της ακραίας ένωσης. Το ίδιο σύστημα χρησιμοποιείται για την κεντρική φάλαγγα .

Στο μηχανισμό που προτάθηκε από κάποιους, ονόμασαν CT Arm type 1 ή 2, τον αριθμό των καλωδίων για ένα μηχανισμό ενός αριθμού n βαθμών ελευθερίας που μπορεί να είναι ίσος με το n , με κάθε μηχανή να μετακινεί ένα καλώδιο ενός βαθμού ελευθερίας (DOF), αναγόντας έτσι το ελαστικό φορτίο στα καλώδια . Η ένταση και στα δύο ζευγάρια καλωδίων μπορεί να καθοδηγείται από μια ένωση. Αυτός ο μηχανισμός μπορεί να απονέμει έναν μεγάλο αριθμό βαθμών ελευθερίας στην πρόσθεση. [64]

Ένας άλλος μηχανισμός που δημιουργήθηκε στο εργαστήριο της Μηχανικής Αποκατάστασης ήταν ο CT Arm 1 (LABCIBER, Sao Carlos School of Engineering, University of Sao Paulo CUSP). Αυτός ο μηχανισμός έχει τρεις βαθμούς ελευθερίας και αποτελείται από τρία τμήματα ή φάλαγγες, κάθε μια από τις οποίες καθοδηγείται από μια μηχανή υπηρεσιών. Το δάχτυλο είναι πολύ ελαφρύ και συμπαγές, καθώς επίσης μπορεί να κατασκευαστεί φθηνά και εύκολα. Χάρη στις εύκολες κινήσεις του, μπορεί να προσομοιώσει τις κινήσεις ενός φυσικού δακτύλου, επιβεβαιώνοντας έτσι τη βιωσιμότητα της εφαρμογής του στις προσθέσεις.

3.4.3.2 Πολλαπλή διαβίβαση μηχανισμού

Αυτός ο ενεργοποιητής αποτελείται από μια μηχανή εύκαμπτου πλακιδίου, ένα σύστημα ένωσης τροχαλίας ελέγχου και άξονα και ένα σύστημα φραγμών. Οι τροχαλίες ελέγχου συνδέονται στον εξωτερικό άξονα της μηχανής εύκαμπτου πλακιδίου, αλλά δεν ενώνεται σε αυτή. Αυτό είναι το σύστημα ένωσης που ενώνει την

τροχαλία ελέγχου και τον άξονα, προκαλώντας την μηχανή εύκαμπτου πλακιδίου να ωθήσει τα καλώδια και να μετακινήσει τα τμήματα του δακτύλου. Όταν ένα τμήμα δακτύλου απεικονίζει την επιθυμητή θέση, το σύστημα φραγμού κλειδώνει την έλξη για να κρατήσει το τμήμα στη θέση επιτρέποντας στον άξονα να μετακινείται ελεύθερα. Στην αντίστροφη κίνηση το σύστημα φραγμού απελευθερώνει την έλξη και ένα ελατήριο προκαλεί το τμήμα να κινηθεί πίσω σε μια διαφορετική θέση που ενεργοποιείται ξανά από το σύστημα φραγμού.

Η πολλαπλή διαβίβαση μηχανισμού (Multiple Transmission Mechanism-MTM) που αναπτύχθηκε προσφάτως μπορεί να ωθήσει διάφορα καλώδια είτε ταυτόχρονα ή ανεξάρτητα το κάθε ένα, από το μέσο των έλξεων, επιτρέποντας έτσι κάθε τμήμα ενός τεχνητού δακτύλου να μετακινείται από το μέσο των καλωδίων που συνδέονται άμεσα στους αντίστοιχους μηχανισμούς.

Αυτός ο ενεργοποιητής και οι ποικίλες έλξεις του που ωθούν τα καλώδια παρέχουν στο προσθετικό χέρι αρκετούς βαθμούς ελευθερίας, βελτιώνοντας τα ανθρωπομορφικά του χαρακτηριστικά. Τα συστήματα ένωσης και φραγμού αποκλείουν τον ενεργοποιητή από το να γίνει συμπαγής για να ταιριάζει στο προσθετικό χέρι, αλλά μπορεί να προσαρμοστεί κατά μήκος της κοιλότητας της πρόσθεσης αποφεύγοντας έτσι την συγκέντρωση του σε μάζα στην προγενέστερη περιοχή με αποτέλεσμα μια πιο ομοιογενής κατανομή μάζας και την διευκόλυνση του χρήστη να προσαρμοστεί στην πρόσθεση.

3.4.4 Συμπέρασμα

Οι βελτιώσεις στις προσθετικές λειτουργίες, όπως ο μεγαλύτερος αριθμός βαθμών ελευθερίας, ο εύκολος έλεγχος των κινήσεων, το ελαφρύ βάρος, ο ανθρωπομορφισμός και η υψηλή εκτέλεση εξαρτώνται άμεσα από τους ενεργοποιητές και τους μηχανισμούς και παρουσιάζονται στην πρόσθεση. Οι καλά ταιριασμένοι ενεργοποιητές και μηχανισμοί διαβεβαιώνουν την άριστη λειτουργία και τον καλύτερο εσωτερικό χώρο μέσα στην πρόσθεση για να προσαρμόσουν τους ηλεκτρονικούς κύκλους ελέγχου και την πηγή δύναμης.

3.5 Στοχευόμενη αναδιάταξη νεύρων (επανανεύρωση) για την ενισχυμένη λειτουργία προσθετικού βραχίονα σε μια γυναίκα με κεντρικό ακρωτηριασμό

Η λειτουργία των τρεχόντων τεχνητών βραχιόνων περιορίζεται από ανεπαρκείς μεθόδους ελέγχου. Η βελτίωση της λειτουργίας αυτής παραμένει μια πρόκληση, ειδικά για τους ακρωτηριασμούς στον αγκώνα ή σε υψηλότερα σημεία, όπου η ανικανότητα είναι μέγιστη. Οι μηχανοποιημένοι γάντζοι, τα χέρια, οι καρποί και οι αγκώνες είναι διαθέσιμοι, αλλά οι υπάρχουσες μέθοδοι ελέγχου είναι ανεπαρκείς.

Αυτήν την περίοδο, τα περισσότερα τροφοδοτημένα τεχνητά άκρα ελέγχονται με την επιφάνεια ηλεκτρομυογράφου (μυολεκτρικά σήματα) από ένα υπόλοιπο ζευγάρι των μυών αγωνιστή-ανταγωνιστή στο ακρωτηριασμένο άκρο[65]. Αυτή η μέθοδος επιτρέπει μόνο σε μια κίνηση να ελεγχθεί σε μια συγκεκριμένη στιγμή. Η λειτουργία του προσθετικού αγκώνα, του καρπού και του χεριού, ή του γάντζου πρέπει να γίνει διαδοχικά. Επιπλέον, οι τρέχουσες μέθοδοι μυοηλεκτρικού ελέγχου δεν έχουν μια φυσική αίσθηση, επειδή οι κεντρικές λειτουργίες μυών (π.χ., ώμος, δικέφαλοι ή τρικέφαλοι μύες) δεν χρησιμοποιούνται κανονικά στις άμεσες μετακινήσεις καρπού ή χεριού. Κατά συνέπεια, αυτές οι μέθοδοι είναι αργές και αδέξιες. Ακόμη, οι τρέχουσες προσθέσεις δεν έχουν καμία εσωτερική αίσθηση της αφής και παρέχουν λίγη αισθητήρια ανατροφοδότηση στο χρήστη.

Στην ενότητα αυτή παρουσιάζεται μια τεχνική που χρησιμοποιεί τις μεταφορές νεύρων στο μυ για την ανάπτυξη των νέων ηλεκτρομυογράφων σημάτων ελέγχου και τη μεταφορά νεύρων στο δέρμα για τη δερματική αισθητήρια ανατροφοδότηση στο ελλείπον χέρι. Η τεχνική αυτή εφαρμόστηκε σε μια γυναίκα με ακρωτηριασμό αριστερού βραχίονα στο βραχιόνιο λαιμό. Τα ωλένια, τα μεσαία, τα μυοδερματικά και τα ακραία ακτινωτά νεύρα μεταφέρθηκαν στα χωριστά τμήματα των θωρακικών και οδοντωτών μυών της. Δύο αισθητήρια νεύρα κόπηκαν και οι ακραίες άκρες αναστομώθηκαν στα ωλένια και μεσαία νεύρα. Μετά από την πλήρη αποκατάσταση, στην ασθενή τοποθετήθηκε μια νέα πρόσθεση που χρησιμοποιεί τις πρόσθετες

στοχευόμενες περιοχές μυών με επανανεύρωση. Έγιναν δοκιμές λειτουργίας και η αίσθηση στο χειρουργημένο δέρμα με επανανεύρωση καθορίστηκε ποσοτικά.

3.5.1 Οι διαδικασίες TMR και TSR

Αναπτύχθηκε μια νέα βιολογική νευρική διεπαφή μηχανής για τα άτομα με ακρωτηριασμούς, αποκαλούμενη στοχευόμενη επανανεύρωση. Η στοχευόμενη επανανεύρωση μυός (Targeted Muscle Reinnervation - TMR) χρησιμοποιεί τα υπόλοιπα νεύρα από ένα ακρωτηριασμένο άκρο και τα μεταφέρει επάνω στις εναλλακτικές ομάδες μυός που δεν είναι βιομηχανικά λειτουργικές, δεδομένου ότι δεν είναι πλέον συνδεδεμένες με τον ελλείποντα βραχίονα. Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας μεταφοράς νεύρου, οι μύες στόχου απονευρώνονται έτσι ώστε να μπορούν να επανανευρωθούν από τα υπόλοιπα νεύρα του βραχίονα που μεταφέρθηκαν προηγουμένως στο βραχίονα πριν από τον ακρωτηριασμό. Οι επανανευρωμένοι μύες κατόπιν χρησιμεύουν ως βιολογικοί ενισχυτές του ακρωτηριασμένου νεύρου [66,67]. Ο υποδόριος ιστός αφαιρείται έτσι ώστε τα μυοηλεκτρικά σήματα επιφάνειας να βελτιστοποιούνται για τη δύναμη και την εστιακή καταγραφή.

Έτσι, η TMR παρέχει τα κατάλληλα σήματα ελέγχου ηλεκτρομυογράφου που συσχετίζονται με τις προηγούμενες λειτουργίες του χαμένου βραχίονα. Παραδείγματος χάριν, η μεταφορά του μεσαίου νεύρου σε ένα τμήμα του θωρακικού μυός παρέχει ένα μυοηλεκτρικό σήμα κλειστού χεριού. Η ασθενής σκέφτεται για το κλείσιμο του χεριού της και το μεσαίο νεύρο που επανανευρώνει το τμήμα του θωρακικού μυός συστέλλεται. Το μυοηλεκτρικό σήμα από το επανανευρωμένο τμήμα μυός χρησιμοποιείται έπειτα για να παρέχει μια εισαγωγή ελέγχου για να κλείσει το μηχανοποιημένο χέρι. Με τη μεταφορά των πολλαπλών νεύρων, τα μυοηλεκτρικά σήματα της TMR επιτρέπουν διαισθητικό και προσαρμοστικό έλεγχο των πολλαπλών αρθρώσεων σε μια προηγμένη πρόσθεση. Η TMR πραγματοποιήθηκε πρώτα σε έναν άνδρα με διμερή απεξάρθρωση ώμου [68,69], αυξάνοντας την απόδοσή του στις τυποποιημένες δοκιμές λειτουργίας κατά τουλάχιστον 250%. Δύο άνδρες με μακροχρόνιους ακρωτηριασμούς είχαν

επιτυχή στοχευόμενη χειρουργική επανανεύρωση με παρόμοια λειτουργικά αποτελέσματα. Η χειρουργική επέμβαση ήταν ανεπιτυχής όμως σε ένα τέταρτο άτομο, λόγω των τραυματισμών νεύρων που ανακαλύφθηκαν κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης.

Ομοίως, η στοχευόμενη αισθητήρια επανανεύρωση (Targeted Sensory Reinnervation - TSR) ενδεχομένως να χρησιμοποιηθεί για να παρέχει μια αίσθηση αφής στο ελλείπον άκρο. Με αυτήν την τεχνική, ένα τμήμα του δέρματος κοντινό ή επικαλύπτομενο της περιοχής της TMR απονευρώνεται και η αναπαραγωγή προσαγωγών ιών νεύρου από το υπόλοιπο χέρι καθιστά ικανή την επανανεύρωση (των νεύρων) σε αυτήν την περιοχή του δέρματος. Κατά συνέπεια, όταν αγγίζεται το δέρμα, ο ακρωτηριασμένος αισθάνεται σαν να αγγίζεται το χέρι του. Αυτή η διαδικασία αποκαλείται μεταφορά αίσθησης και είναι ένας συναρπαστικός μηχανισμός για να παρέχει ενδεχομένως σημαντική αίσθηση στον ακρωτηριασμένο. Παραδείγματος χάριν, οι αισθητήρες στο προσθετικό χέρι θα μπορούσαν να ποσοτικοποιήσουν την πίεση, τη θερμοκρασία και την υφή των αντικειμένων και οι ενεργοποιητές πέρα από το επανανευρωμένο δέρμα θα μπορούσαν να εφαρμόσουν την ανάλογη πίεση, τα θερμικά και τα ερεθίσματα πίσω στο δέρμα της περιοχής TSR, έτσι ώστε ο ακρωτηριασμένος να αισθάνεται τι αγγίζει. Όταν η διαδικασία TSR εφαρμόζεται σε άνδρες ασθενείς τότε αφαιρείται το υποδόριο λίπος, το δέρμα απονευρώνεται και οι προσαγωγές ίνες νεύρου αναπαράγονται μέσω των θωρακικών μυών στο επανανευρωμένο θωρακικό δέρμα, ενώ σε γυναίκες-ασθενείς αφαιρείται λιγότερο υποδόριο λίπος για τη βελτιστοποίηση των μυοηλεκτρικών καταγραφών της επιφάνειας. Για το λόγο αυτό, οι χειρουργικές τεχνικές αναπτύχθηκαν για να λειτουργήσουν και πάνω από την πλευρά του στήθους.

Η στοχευόμενη αισθητήρια επανανεύρωση μπορεί να εφαρμοστεί για να παρέχει μια διακριτή περιοχή για τη μεταφορά αίσθησης, δηλαδή, μια αίσθηση αφής στο ελλείπον άκρο. Το δέρμα στόχου είναι ένας άριστος μετατροπέας για τη δερματική αισθητήρια εισαγωγή στο νευρικό σύστημα. Και παρέχει το περιβάλλον για τους ακρωτηριασμένους προσαγωγούς νευρίτες, για την εύρεση κατάλληλων οργάνων τέλους που παρήγαγαν την κατάλληλη αισθητήρια αντίληψη. Η αίσθηση μεταφοράς αυτής της ασθενούς είχε υψηλή ακρίβεια, δεδομένου ότι

όλες οι δερματικές αισθητήριες μορφές ήταν παρούσες και τα όρια της αντίληψης ήταν σχεδόν κανονικά.

3.5.2 Μέθοδοι

3.5.2.1 Ασθενής

Η ασθενής ήταν μια εικοσιτετράχρονη γυναίκα που είχε έναν τραυματικό ακρωτηριασμό το Μάιο του 2004, που οφείλεται σε ένα ατύχημα μοτοσικιλετών. Είχε δριμύ πλασματικό πόνο άκρου, ο οποίος μειώθηκε με θεραπεία για πάνω από έξι μήνες. Δεδομένου ότι μόνο 3 εκατ. βραχιόνιου της παρέμειναν, τοποθετήθηκε στην ασθενή μια πρόσθεση απεξάρθρωσης ώμου. Η ασθενής έλαβε την πρώτη συμβατική μυοηλεκτρική πρόσθεση τον Οκτώβριο του 2004, σε μια άλλη πόλη. Η συσκευή αποτελούνταν από έναν παθητικό ώμο, έναν μηχανοποιημένο αγκώνα, μια παθητική περιστροφή καρπού και ένα μηχανοποιημένο χέρι. Χρησιμοποίησε τα μυοηλεκτρικά σήματα από τους θωρακικούς και υπόλοιπους τρικέφαλους μυς της για να ενεργοποιήσει διαδοχικά τον προσθετικό αγκώνα και το χέρι. Η ασθενής εκπαιδεύτηκε για να χρησιμοποιήσει τη συσκευή κατά τη διάρκεια της θεραπείας, που διήρξε τρεις μήνες, ξεκινώντας από τον Ιανουάριο του 2005.

3.5.2.2 Διαδικασία χειρουργικής επέμβασης

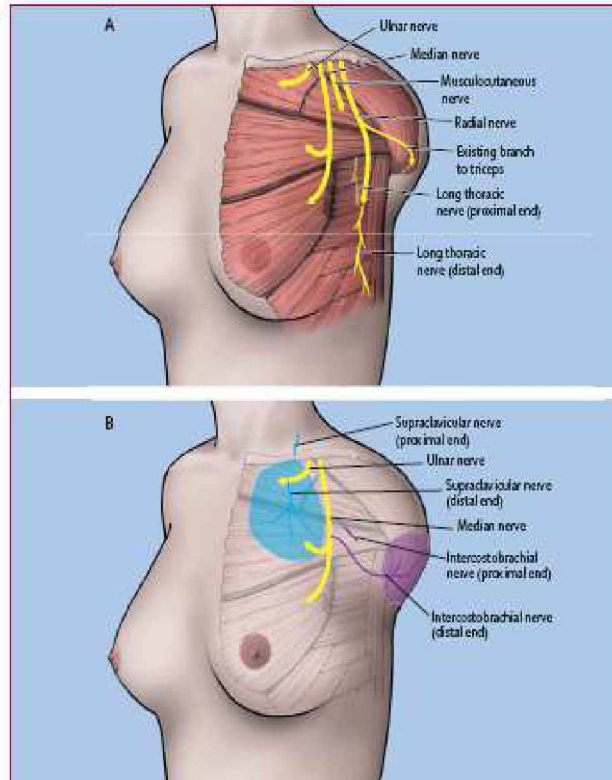
Η στοχευόμενη επανανεύρωση έγινε τον Αύγουστο του 2005, με την έγκριση επιτροπών ηθικής και τη γραπτή ενημερωμένη συγκατάθεση από την ασθενή. Οι κίνδυνοι διαδικασίας περιλάμβαναν τη μόνιμη παράλυση των μυών στόχου, την επανάληψη του πλασματικού πόνου του άκρου και την ανάπτυξη των επίπονων νευρωμάτων. Η χειρουργική επέμβαση έγινε κάτω από τη γενική αναισθησία και χωρίς τη χαλάρωση μυών. Η προηγούμενη τομή ακρωτηριασμού της ασθενούς ανοίχτηκε πάλι. Τα μυοδερματικά, τα μεσαία, τα ωλένια και τα ακτινωτά νεύρα αναγνωρίστηκαν από το διακλαδεδεμένο πρότυπό τους και την περικοπή πίσω στις κανονικές εμφανιζόμενες δέσμες. Ένας κλάδος του ακτινωτού νεύρου που οδηγεί σε

ένα υπόλοιπο τρικέφαλο μυ αναγνωρίστηκε, χρησιμοποιώντας ένα διεγερτικό. Όλο το λίπος και το σημάδι του ιστού πέρα από τον υπόλοιπο τρικέφαλο μυ αποκόπηκε για να βελτιστοποιήσει το μυοηλεκτρικό σήμα επιφάνειας αυτού του μυός.

Η επιθεώρηση της κατώτερης πτυχής του κατακλείδιου κεφαλιού του θωρακικού μυός αποκάλυψε δύο χωριστά κινητήρια νεύρα που εισέρχονται σε αυτό το τμήμα μυός. Δύο μεγάλα (διαμέτρου 1,5 χιλ.) κινητήρια νεύρα βρέθηκαν να νευρώνουν το στερνικό κεφάλι του σημαντικού θωρακικού μυός και το κινητήριο νεύρο στο λιγότερο σημαντικό μυ επίσης, αναγνωρίστηκε. Αυτοί οι κλάδοι του κινητήριου νεύρου διαιρέθηκαν όλοι σε μερικά χιλιοστά από όπου το κινητήριο νεύρο εισήχθη στα τμήματα μυός. Οι κεντρικές άκρες αυτών των νευρών διαχωρίστηκαν και κινητοποιήθηκαν μακριά από το θωρακικό τοίχωμα, έτσι ώστε να μην μπορούν να επανανευρωθούν οι μύες στόχου.

Έπειτα, έγιναν τέσσερις βραχιόνιες μεταφορές πλεγμάτων νευρών, όπως φαίνεται στην εικόνα 8α. Το ωλένιο νεύρο ράφτηκε στο κινητήριο νεύρο του διάμεσου μισού του κατακλείδιου κεφαλιού του σημαντικού θωρακικού μυός και το μυοδερματικό νεύρο ράφτηκε στο πλευρικό κινητήριο νεύρο του ίδιου τμήματος μυός. Το μεσαίο νεύρο διαιρέθηκε κατά το ήμισυ κατά μήκος του εσωτερικού του επινεύριου και οι διασπασμένες καταλήξεις νευρών συναρμολογήθηκαν σε κάθε ένα από τα δύο κινητήρια νεύρα του στερνικού κεφαλιού του σημαντικού θωρακικού μυός. Αυτά τα μεγάλα βραχιόνια πλέγματα νευρών κάλυψαν εντελώς τις περιοχές όπου τα μικρά κινητήρια νεύρα εισήχθησαν στα τμήματα μυών. Το ακτινωτό νεύρο ράφτηκε δίπλα-δίπλα στο μακρύ θωρακικό νεύρο για την επανανεύρωση των ακραίων ολισθήσεων του προηγούμενου οδοντωτού μυός.

Έγιναν, επίσης, δύο αισθητήριες μεταφορές νευρών, όπως φαίνεται στην εικόνα 8β. Το υπερκλείδιο αισθητήριο νεύρο βρέθηκε μέσω μιας χωριστής 3cm εγκάρσιας τομής στο λαιμό. Αυτό το αισθητήριο νεύρο διαιρέθηκε και το κεντρικό τέλος κινητοποιήθηκε για να αποτρέψει την επανανεύρωση του θωρακικού δέρματος. Το ακραίο τέλος διαπεράστηκε στην περιοχή της θωρακικής ανατομής και συναρμολογήθηκε στο τέλος του ωλένιου νεύρου. Το μεσοβραχιόνιο δερματικό νεύρο αναγνωρίστηκε και διαιρέθηκε και το ακραίο τμήμα συναρμολογήθηκε σε παρόμοιο μοντέλο στο μεσαίο νεύρο.



Εικόνα 8. α) Στοχευόμενη επανανεύρωση μύος, β) Στοχευόμενη αισθητήρια επανανεύρωση

Το υποδόριο λίπος λέπταινε σε μια περιοχή διαμέτρου 4cm πέρα από το κατακλείδιο κεφάλι του θωρακικού μύος για να ενισχύσει την επιφάνεια του ηλεκτρομυογράφου. Ομοίως, ένας δίσκος 4cm λίπους πέρα από τον οδοντωτό μυ αποκόπηκε μέσω μιας χωριστής τομής. Ένας αγωγός τοποθετήθηκε, το χειρουργικό πεδίο εκπλήθηκε καλά και οι πληγές έκλεισαν στα στρώματα. Ο αγωγός αφαιρέθηκε δύο ημέρες μετά από την εγχείρηση και η ασθενής επέστρεψε στο σπίτι της τέσσερις ημέρες μετά από την εγχείρηση. Ελέγχθηκε για τα προβλήματα πληγών, πόνου και για την αρχική ανάπτυξη της επανανεύρωσης με τηλεφωνική επικοινωνία περίπου μια φορά κάθε δύο εβδομάδες.

Έγινε δοκιμή ενός κιβωτίου και block [70], στην οποία η ασθενής μετακινούσε τα τετραγωνικά block των 2,5cm από ένα κιβώτιο, πέρα από έναν τοίχο 10cm, σε ένα άλλο κιβώτιο. Η δοκιμή τροποποιήθηκε ελαφρώς, επιτρέποντας στην ασθενή δύο

λεπτά., αντί για ένα λεπτό, για να κινήσει τα blocks. Η ασθενής είχε την άδεια να εξασκηθεί για κάθε δοκιμή για αρκετά λεπτά έως ότου να αισθανθεί άνετα με την εργασία. Η δοκιμή της αξιολόγησης των δεξιοτήτων μηχανής και διαδικασίας (AMPS)[71,72] έγινε από ένα επαγγελματία θεραπευτή.

Μετά από την πειραματική χειρουργική επέμβαση, η ασθενής καθοδηγήθηκε να προσπαθήσει να χρησιμοποιήσει όλες τις πτυχές του ελλείποντος βραχίονά της (αγκώνας, καρπός, χέρι, δάχτυλα) καθημερινά σε μία προσπάθεια να ενεργοποιηθούν οι διαβάσεις και να ενισχυθεί ο μυς. Έγινε δοκιμή ηλεκτρομυογράφου σε εκτενή επιφάνεια. Ένα πλέγμα 128 μονοπολικών ηλεκτροδίων επιφάνειας τοποθετήθηκε πέρα από τους μυς ενδιαφέροντος στο προηγούμενο στήθος της ασθενούς, στο πλευρικό στήθος και στον ώμο. Τα μονοπολικά μυσηλεκτρικά σήματα καταγράφηκαν, καθώς η ασθενής προσπάθησε να ανοίξει το χέρι της, να κλείσει το χέρι της, να λυγίσει τον αγκώνα της και να επεκτείνει τον αγκώνα της, ακολουθώντας μια τηλεοπτική επίδειξη. Δέκα δοκιμές κάθε κίνησης καταγράφηκαν με ένα σύστημα BioSemi Active II (BioSemi, Amsterdam, Netherlands) με δειγματοληψία σε 2 kHz. Η χωρική δραστηριότητα ηλεκτρομυογράφου για κάθε μετακίνηση χαρακτηρίστηκε από τα περιγράμματα διαγραμμάτων, όπου η μέση τιμή των μέσων τετραγώνων τιμών κάθε καναλιού ηλεκτρομυογράφου αναπαριστάται από διαφορετικά χρώματα. Τα ηλεκτρόδια επιφάνειας τοποθετήθηκαν στην προσθετική υποδοχή της ασθενούς στα σημεία που αντιστοιχούν στο μέγιστο εύρος επιφάνειας για κάθε μετακίνηση αγκώνα και χεριού. Στην αξιολόγηση της αισθητήριας χειρουργικής επέμβασης, η ασθενής κλήθηκε να δείξει τις περιοχές του στήθους της, όπου η μεταφορά αίσθησης για μεμονωμένα σημεία ήταν η πιο διακεκριμένη. Οι θέσεις των σημείων καταγράφηκαν σε ένα σχηματικό διάγραμμα του στήθους της με ένα αντιπροσωπευτικό πλέγμα. Ο χαρακτήρας της αισθητήριας χειρουργικής επέμβασης καθορίστηκε ποσοτικά για κάθε τύπο αισθητήριου αντίληψης. Τα όρια ελαφριάς αφής καθορίστηκαν με το μονό συνθετικό δίκτυο [73]. Η ισχυρή και η ασθενής ευαισθησία καθορίστηκαν σε είκοσι επιλεγμένα σημεία κατανομημένα πέρα από την περιοχή μεταφοράς με ένα φορητό νευρόμετρο (Owen Mumford, Marietta, GA, ΗΠΑ). Η δυνατότητα να ανιχνευθεί η δόνηση αξιολογήθηκε με τη πίεση ενός C128 στα διάφορα σημεία στο

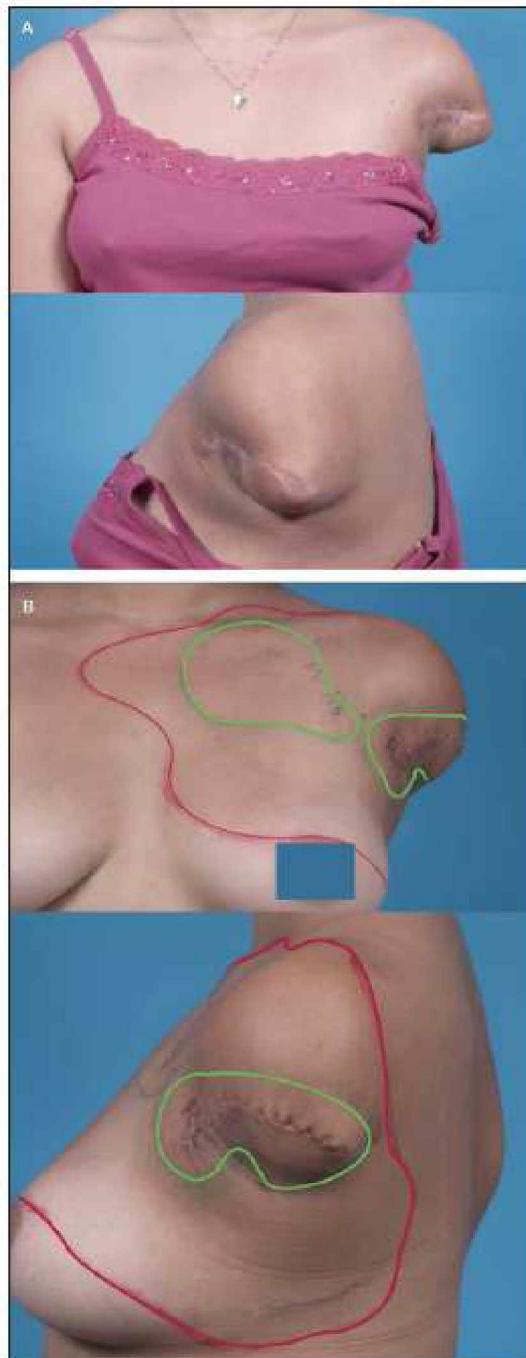
στήθος. Τα όρια θερμοκρασίας αξιολογήθηκαν σε δύο θέσεις πέρα από την περιοχή μεταφοράς με ένα TSA II NeuroSensory Analyzer (Medoc, Ramat-Yishai, Israel)[74]. Το κανονικό ετερόπλευρο στήθος και η δεξιά παλάμη της ασθενούς χρησίμευσαν ως περιοχές ελέγχου.

Οι κλινικές επιπτώσεις της TSR είναι συναρπαστικές. Υπάρχει η δυνατότητα για να παρέχει τη σημαντική ελαφριά αφή, τη βαθμολογημένη πίεση, την υφή, την ανίχνευση άκρων και τη θερμική ανατροφοδότηση στους ακρωτηριασμένους κατά τρόπο διαισθητικό. Παραδείγματος χάριν, η αντίληψη της αφής ενός αντικειμένου μπορεί να παρέχει την επιβεβαίωση στόχου και η βαθμολογημένη ανατροφοδότηση δύναμης σχετίζεται με το πόσο σκληρά ο χρήστης συμπιέζει ένα αντικείμενο. Και οι δύο έχουν μεγάλη λειτουργική αξία. Αυτή η ασθενής είχε μια σωματική οργάνωση, τέτοια ώστε σε διαφορετικές περιοχές του δέρματος της TSR αισθάνθηκε διαφορετικά τα δάχτυλά της ή τον αντίχειρα. Αυτό το περιστατικό μπορεί να επιτρέψει τη χρήσιμη αισθητήρια ανατροφοδότηση για πολλαπλές περιοχές του χεριού. Οι αισθητήρες θα μπορούσαν να τοποθετηθούν σε κάθε προσθετικό ψηφίο και να εφαρμόσουν την αισθητήρια ανατροφοδότηση στις αντίστοιχες περιοχές του επανανευρωμένου δέρματος. Ίσως, η σημαντικότερη πτυχή της TSR είναι ψυχολογική. Επιτρέποντας στους ασθενείς μια αντίληψη για την αίσθηση της αφής θα μπορούσε να τους βοηθήσει να ενσωματώσουν την πρόσθεσή τους στη εικόνα τους κατά τρόπο θετικότερο και να συνδεθούν καλύτερα με το φυσικό και κοινωνικό περιβάλλον τους.

3.5.3 Αποτελέσματα της χειρουργικής επέμβασης

Μετά την εγχείρηση, ο πλασματικός πόνος του άκρου της ασθενούς επέστρεψε σε έναν μικρότερο βαθμό, αλλά αντιμετωπίστηκε με τη θεραπεία μέσα σε τέσσερις εβδομάδες. Καμία άλλη περιπλοκή δεν εμφανίστηκε. Η χειρουργική επέμβαση δεν προκάλεσε καμία παραμόρφωση, όπως φαίνεται στην εικόνα 9. Μια περιοχή πλάτους 11cm και ύψους 9cm αναισθητοποιήθηκε στο ανώτερο στήθος της ασθενούς. Στο πλευρικό θωρακικό τοίχωμά της, μόνο μια στενή ζώνη γύρω από τη χειρουργική περιοχή αναισθητοποιήθηκε.

Η ασθενής είχε την πρώτη ένδειξη της επανανεύρωσης μυών περίπου τρεις μήνες μετά από τη χειρουργική επέμβαση. Μπορούσε να αισθανθεί τους μυς του στήθους της, όταν προσπάθησε να κλείσει το χέρι της ή να κάμψει τον αγκώνα της. Σε πέντε μήνες, οι ισχυρές συστολές μυών μπορούσαν να ειδωθούν και να ψηλαφιστούν. Η εκτενής δοκιμή ηλεκτρομυογράφου έγινε έξι μήνες μετά από τη χειρουργική επέμβαση μετά από την πλήρη επανανεύρωση μυών. Τα σήματα καταγράφτηκαν από όλες τις περιοχές μεταφοράς νεύρων.



*Εικόνα 9. α) Πριν τη χειρουργική επέμβαση, β) Μετά τη χειρουργική επέμβαση
Η πράσινη γραμμή δηλώνει την ευαίσθητη περιοχή, ενώ η κόκκινη την περιοχή στην οποία
άλλαξε η αίσθηση.*

Ακόμη, έγινε μια νέα πειραματική πρόσθεση, η οποία αποτελούνταν από έναν μηχανοποιημένο αγκώνα με έναν αυτοματοποιημένο ελεγκτή βραχιόνα (Liberating Technologies, Holliston, MA, USA), μια μηχανοποιημένη περιστροφή καρπού και ένα μηχανοποιημένο χέρι (Otto Bock, Minneapolis, MN, USA), όπως φαίνεται στην εικόνα 10. Η πρόσθεση είχε παθητικά τμήματα ώμου. Ο αυτοματοποιημένος βραχιόνας ήταν προγραμματισμένος για να χρησιμοποιεί τις μυοηλεκτρικές εισαγωγές από τους μύς της TMR για να ελέγξει το μηχανοποιημένο χέρι και τον αγκώνα. Δύο επιθέματα (μαξιλάρια) ευαίσθητης πίεσης τοποθετήθηκαν στην υποδοχή της ασθενούς που χρησιμοποίησε για να ελέγξει το μηχανοποιημένο καρπό της, επιτρέποντας, ανεξάρτητα, αναλογικό και ταυτόχρονο έλεγχο και των τριών αρθρώσεων.



Εικόνα 10. Πειραματική πρόσθεση που αποτελείται από έναν μηχανοποιημένο αγκώνα, καρπό και χέρι με παθητικά τμήματα ώμου.

Με την εκπαίδευση, η ασθενής έγινε ειδική στη χρήση του προσθετικού μέσα σε λίγες ημέρες. Ήταν σε θέση να ενεργοποιεί ταυτόχρονα το χέρι, τον καρπό και τον αγκώνα. Ανέφερε ότι η λειτουργία του χεριού και του αγκώνα ήταν πολύ διαισθητική, καθώς όταν σιέφτηκε το άνοιγμα και το κλείσιμο του χεριού, την

κάμψη του αγκώνα ή την αποκατάσταση του αγκώνα, η πρόσθεση αποκρίθηκε αναλόγως. Η ασθενής ήταν σε θέση να ενεργοποιήσει την περιστροφή του καρπού με τα κουμπιά ευαίσθητης πίεσης ταυτόχρονα με την κίνηση του χεριού και του αγκώνα. Εντούτοις, σπάνια έκανε κάτι τέτοιο, επειδή η γνωστική επιβάρυνση για τον έλεγχο και των τριών ενώσεων ταυτόχρονα ήταν υψηλή.

Το υπερκλείδιο δερματικό νεύρο αναστομώθηκε στο τέλος της πλευράς στο ωλένιο νεύρο και μια αίσθηση του τετάρτου και του πέμπτου δαχτύλου αναμενόταν στο επανανευρωμένο πρόσθιο θωρακικό δέρμα. Εντούτοις, το προηγούμενο θωρακικό δέρμα σαφώς επανανευρώθηκε και από τους μεσαίους και από τους ωλένιους προσαγωγούς. Τα διορατικά πεδία της αφής ήταν αρκετά σύνθετα. Όταν η ασθενής αγείχτηκε σε ένα ενιαίο σημείο, αντιλήφθηκε την αίσθηση σε γειτονικές ή απομακρυσμένες περιοχές των διαφορετικών σημείων και στη παλάμη της.

Όλες οι μορφές της δερματικής αίσθησης παρουσιάστηκαν. Εντούτοις, η αίσθηση της φαγούρας σε απάντηση στην αφή του δέρματος-στόχου ενέμεινε. Το χαμηλότερο όριο στο οποίο η ελαφριά αφή θα μπορούσε να γίνει αντιληπτή στην επανευρωμένη περιοχή ήταν 0,4g. Με την αυξανόμενη πίεση, η ασθενής αισθάνθηκε μια αυξανόμενη ένταση αίσθησης φαγούρας, δηλαδή, ήταν σε θέση να αισθανθεί τη βαθμολογημένη πίεση. Είχε τα κατάλληλα όρια για τη θερμή και κρύα αίσθηση μέσα στην επανευρωμένη περιοχή. Στα 19 από τα 20 επιλεγμένα σημεία πέρα από την περιοχή μεταφοράς, η ασθενής ήταν ικανή να διαφοροποιήσει σωστά την ισχυρή και ασθενή αίσθηση, και ήταν επίσης ικανή να αντιληφθεί τη δόνηση στο επανευρωμένο δέρμα. Η υποκίνηση κάθε ενός από τους προαναφερθέντες τύπους μορφών αίσθησης μέσα στην επανευρωμένη περιοχή ερμηνεύθηκε από την ασθενή, σαν να συνέβαινε στο ελλείπον χέρι της.

3.5.4 Σύγκριση συμβατικής και πειραματικής πρόσθεσης

Κατά την διάρκεια της προεγχειρητικής δοκιμής, η ασθενής χρησιμοποιούσε τη συμβατική πρόσθεσή της για επτά μήνες. Η δοκιμή με τη συμβατική πρόσθεσή της παρουσίασε φτωχή λειτουργία, όπως είναι χαρακτηριστικό με αυτό το επίπεδο

ακρωτηριασμού. Οι λειτουργικές ειβάσεις της βελτιώθηκαν σε όλες τις περιοχές επτά εβδομάδες μετά την έναρξη της εκπαίδευσης της πειραματικής ελεγχόμενης πρόσθεσης TMR.

Η ασθενής ήταν πολύ ικανοποιημένη με το αισθητικό αποτέλεσμα της χειρουργικής επέμβασης και ενθουσιασμένη για τη βελτίωση στον έλεγχο των άκρων της. Αν και προσπάθησε αρχικά να χρησιμοποιήσει την αρχική συμβατική πρόσθεσή της σε κανονική βάση, είπε ότι ήταν μάταιο και δύσκολο να λειτουργήσει. Η χρήση της στη συμβατική πρόσθεση μειώθηκε μόνο 1-2 φορές ανά μήνα, όταν φόρεσε τη συσκευή κυρίως για αισθητικούς λόγους. Ανέφερε ότι η πειραματική πρόσθεσή της ήταν πολύ ευκολότερη και φυσικότερη στη χρήση της από ότι ήταν η συμβατική πρόσθεση. Περιέγραψε τον έλεγχο ως διαισθητικό. Σκέφτηκε για τη χρήση του χεριού ή του αγκώνα της και η πρόσθεση αποκριθήκε κατάλληλα. Στο απονευρωμένο προηγούμενο θωρακικό δέρμα έγινε επανανεύρωση από τα ωλένια και από τα μεσαία νεύρα. Η ασθενής είχε την πρώτη ένδειξη της αισθητήριας επανανευρώσεως τρεις μήνες μετά από τη χειρουργική επέμβαση. Ανέφερε μια αίσθηση φαγούρας στο ελλείπον χέρι της, όταν το στήθος της αγγιχτηκε. Σε πέντε μήνες, οποιοδήποτε ερέθισμα που εφαρμόστηκε στο αναίσθητο προηγούμενο θωρακικό δέρμα έγινε αντιληπτό, σαν να γινόταν στο ελλείπον χέρι της. Μετά από περίπου 6 μήνες, ανέπτυξε μια σχετικά εξασθενημένη αίσθηση του μεσαίου δακτύλου της στο πλευρικό θωρακικό τοίχωμα.

Η λειτουργία της πειραματικής πρόσθεσης βελτιώθηκε ουσιαστικά, όπως παρουσιάζεται από μια αύξηση στην ταχύτητα και στην αποδοτικότητα της κίνησης. Αυτό το σύστημα έχει ευδιάκριτα πλεονεκτήματα, όπως α) είναι σχετικά απλό να εφαρμοστεί, β) κανένα υλικό δεν εμφυτεύεται στο σώμα που θα μπορούσε να σπάσει, απαιτώντας πρόσθετη χειρουργική επέμβαση και γ) η τεχνική μπορεί να χρησιμοποιηθεί με την υπάρχουσα μυοηλεκτρική προσθετική τεχνολογία.

Ένα χαρακτηριστικό που αποτελεί πρόβλημα ακρωτηριασμών ώμου είναι ότι οι προσθέσεις έχουν περιορισμένη λειτουργία και είναι αρκετά βαριές (οι προσθέσεις της ασθενούς ζύγιζαν μόλις πάνω από 6kg). Ο βελτιωμένος έλεγχος οδήγησε στη βελτίωση της κατάστασης και επομένως στην ικανοποίηση της ασθενούς. Η νέα συσκευή είχε παρόμοιο βάρος και εξάρτηση. Οι 4-5 ώρες χρήσης ανά ημέρα από

την ασθενή θεωρείται βαριά χρήση για ένα μονομερές κεντρικό ακρωτηριασμό. Εντούτοις, η πρόσθεση είναι ακόμα ένα εργαλείο που η ασθενής χρησιμοποιεί όταν απαιτείται και νιώθει άνετα. Ενδεχομένως, οι βελτιώσεις στις προσθέσεις βραχιόνων θα κάνουν τις συσκευές περισσότερο ελαφριές και άνετες, αυξάνοντας κατά συνέπεια το χρόνο για τον οποίο μπορούν να φορεθούν άνετα.

3.5.5 Συμπέρασμα

Σε αυτήν τη μελέτη χρησιμοποιήθηκε μια εμπορικά διαθέσιμη πρόσθεση με τους απλούς αλγορίθμους βασισμένους στο μέγεθος της επιφάνειας ηλεκτρομυογράφου για να ελέγξουν μόνο τον αγκώνα και το χέρι ενός βαθμού ελευθερίας. Εντούτοις, τα υπόλοιπα νεύρα του βραχίονα περιέχουν όλες τις εντολές ελέγχου για τη σύνθετη μετακίνηση του αγκώνα, του καρπού, του αντίχειρα και των δαχτύλων. Ένα μεγάλο μέρος αυτών των πληροφοριών μεταφέρεται στο μυ της TMR, κατά συνέπεια η δυνατότητα υπάρχει για την περαιτέρω βελτίωση στον έλεγχο, την επιδεξιότητα, και τη λειτουργία των τεχνητών βραχιόνων. Οι προηγμένοι αλγόριθμοι επεξεργασίας σήματος έχουν χρησιμοποιηθεί για να εξαγάγουν περισσότερες πληροφορίες από τα υπόλοιπα άκρα στους ετερόπλευρους ακτινωτούς ακρωτηριασμούς, που παρουσιάζουν βελτιωμένο, διαισθητικό έλεγχο της περιστροφής καρπού, κάμψη καρπού και κινήσεις χεριού [75,76]. Η έρευνα είναι υπό εξέλιξη για να γίνει εφαρμογή κλινικά αυτών των αλγορίθμων στους προηγμένους τεχνητούς βραχίονες που υπόσχονται την περαιτέρω βελτίωση στον έλεγχο και τη λειτουργία. Μια άλλη αναπτυσσόμενη τεχνολογία που θα μπορούσε να ωφελήσει την TMR είναι τα εμφυτεύσιμα μυσηλεκτρικά συστήματα [77]. Η τηλεμετρία των ενδομυϊκών μυσηλεκτρικών σημάτων θα μπορούσε να αυξήσει την πρόσβαση στους μύς κάτω από το υποδόριο λίπος, τον ιστό στήθους και τους βαθύτερους μύς, να βελτιώσει το περιεχόμενο και τη σταθερότητα των πληροφοριών, συγκρινόμενα με τα μυσηλεκτρικά σήματα επιφάνειας και να αυξήσει την ευρωστία αυτής της διεπαφής μηχανής νεύρων.

Μια ερώτηση-κλειδί για την εφαρμογή της στοχευόμενης επανανεύρωσης είναι πόσο καιρό τα ακρωτηριασμένα νεύρα παραμένουν βιώσιμα. Τα εθελοντικά

σήματα μπορούν να καταγραφούν από τους κινητικούς νευρώνες πολλά χρόνια μετά από τον ακρωτηριασμό και η διέγερση ενός νεύρου μετά από τον ακρωτηριασμό [78] θα παραγάγει μια αντίληψη για την αίσθηση στο ελλείπον άκρο. Μερικοί νευρίτες χάνονται με το χρόνο, αλλά οι εκτιμήσεις του χρόνου που λαμβάνονται ποικίλλουν [79]. Το ποσοστό των βιώσιμων νευριτών που απαιτούνται είναι άγνωστο, αλλά μια μεγάλη υπερβολή και των μηχανικών και των αισθητήριων νευριτών μεταφέρεται. Η διαδικασία μπορεί πιθανώς να αναληφθεί επιτυχώς πολλά έτη μετά από τον αρχικό ακρωτηριασμό.

Από τη μελέτη αυτή ακόμη, αποδείχθηκε ότι η στοχευόμενη επανανεύρωση βελτίωσε την προσθετική λειτουργία και την ευκολία της χρήσης σε αυτήν την ασθενή, ενώ η στοχευόμενη αισθητήρια επανανεύρωση παρέχει μια πιθανή διάβαση για τη σημαντική αισθητήρια ανατροφοδότηση. Τέλος, πρέπει να εξακριβωθεί εάν η αίσθηση μένει αμετάβλητη ή εάν ο χαρακτήρας, ο εντοπισμός και η σωματολογική οργάνωση της αίσθησης αλλάζουν με το χρόνο και τη χρήση.

4^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΤΕΧΝΗΤΑ ΚΑΤΩ ΑΚΡΑ

Η πρόθεση είναι μια αντικατάσταση για ένα ελλείπον μέρος του σώματος. Ένας ακρωτηριασμένος κάτω άκρου πρέπει να ταιριάζει με μια εξωτερική πρόθεση στο υπόλοιπο άκρο για την αποκατάσταση της κινητήριας λειτουργίας και της φυσιολογικής του εμφάνισης. Μια επιτυχής αντικατάσταση πρέπει να καλύψει τις λειτουργικές απαιτήσεις με τη μέγιστη εφικτή άνεση, παρέχοντας μια φυσιολογική εμφάνιση.

Οι μεγάλες πρόοδοι στο σχέδιο και την κατασκευή της πρόθεσης κάτω άκρου έχουν γίνει από την αρχή της δεκαετίας του '80. Μια μεγάλη κατανόηση των ανατομικών, των φυσιολογικών, των κινησιολογικών αρχών και των αρχών εφαρμοσμένης μηχανικής έχει καταστήσει τις προσθέσεις πιο άνετες, λειτουργικές και αισθητικά αποδεκτές. Οι εφαρμογές των αρχών εφαρμοσμένης μηχανικής στην προσθετική έχουν οδηγήσει σε σύγχρονες θεωρίες σχεδίου υποδοχής, ποικίλων νέων μηχανισμών άρθρωσης και προσθετικών ποδιών, καλύτερης χρήσης προηγμένων υλικών και νέων μεθόδων. Αυτές έχουν προωθήσει γρήγορα τις αποδόσεις των προσθέσεων και επιτρέπουν στους ακρωτηριασμένους να αποκαταστήσουν καλύτερα τις χαμένες λειτουργίες και να επιτύχουν νέες φυσικές ολοκληρώσεις.

Με τη βελτίωση των προσθετικών τεχνικών, όλο και περισσότεροι ακρωτηριασμένοι επιλέγουν να χρησιμοποιήσουν πρόθεση για να αποκαταστήσουν τη χαμένη λειτουργία και την εμφάνισή τους. Η ζήτηση στην αγορά για τις προσθέσεις κάτω

άκρου αυξάνεται, όχι μόνο σε αριθμό αλλά και σε ποιότητα. Η αξιοπιστία της προσθετικής τεχνολογίας έχει κερδίσει την αυξανόμενη προσοχή.

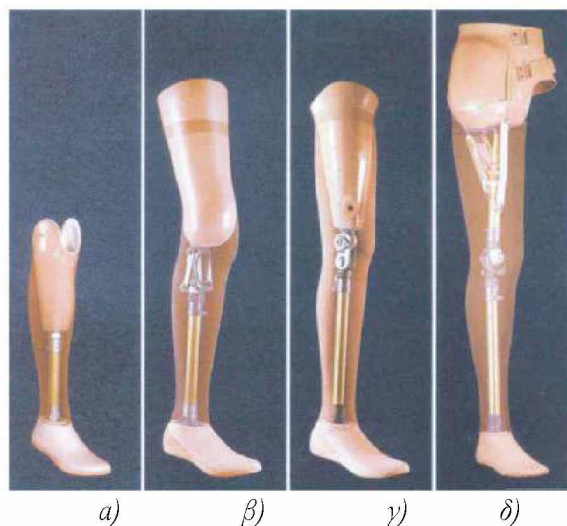
4.1 Πρόσθεση κάτω άκρου

4.1.1 Επίπεδα ακρωτηριασμού κάτω άκρου και συστατικά πρόσθεσης

Ο ακρωτηριασμός της κάτω ακρότητας μπορεί να εκτελεστεί στο επίπεδο της πύελου, της άρθρωσης ισχίου (Tooms και Hampton, 1981), του μηρού (Mooney και Quigley, 1981 Gottschalk, 1999), της άρθρωσης γονάτου (McCullough et Al, 1981a Duerksen et Al, 1990 Pinzur και Bowker, 1999), της κνήμης (McCullough et Al, 1981b Smith και Ferguson, 1999), της άρθρωσης αστραγάλου (Pinzur, 1999) ή στο επίπεδο ποδιού (Early, 1999). Μεταξύ αυτών, οι πιο συνηθισμένοι ακρωτηριασμοί γίνονται στο επίπεδο της κνήμης και του μηρού.

Οι προσθέσεις είναι απαραίτητες για την αποκατάσταση των ακρωτηριασμένων (Geertzen et Al, 2001). Η εικόνα 1 παρουσιάζει τις χαρακτηριστικές προσθέσεις για τα διαφορετικά επίπεδα του ακρωτηριασμού. Η προσθετική υποδοχή, το υλικό διεπαφής, ο μηχανισμός αναστολής, η επέκταση του πυλώνα, η προσθετική άρθρωση και το προσθετικό πόδι είναι τα σημαντικότερα συστατικά μιας χαρακτηριστικής πρόσθεσης κάτω άκρου. Η προσθετική υποδοχή με το ενδιάμεσο υλικό επένδυσής της περιέχει και προστατεύει το υπόλοιπο. Παρέχει επίσης ένα σημείο σύνδεσης για την επέκταση του πυλώνα και τα άλλα συστατικά. Το υλικό διεπαφής υπόλοιπου-υποδοχής παρέχει μια επίδραση μείωσης και ανακατανέμει την πίεση διεπαφής μεταξύ του υπόλοιπου και της προσθετικής υποδοχής. Προστατεύει τις ευαίσθητες περιοχές πίεσης του υπόλοιπου και ρυθμίζει τις δυνάμεις σνάφειας. Ένας μηχανισμός αναστολής απαιτείται για να κρατήσει την υποδοχή επάνω στο σώμα. Ανάλογα με το επίπεδο ακρωτηριασμού, η πρόσθεση κάτω άκρου μπορεί να περιλάβει ένα προσθετικό ισχίο, ένα γόνατο και μια άρθρωση αστραγάλου. Το προσθετικό πόδι είναι η τελική συσκευή της πρόσθεσης που συναντά το έδαφος. Ο ακρωτηριασμένος εφαρμόζει δυνάμεις μέσω της υποδοχής για να ελέγξει την

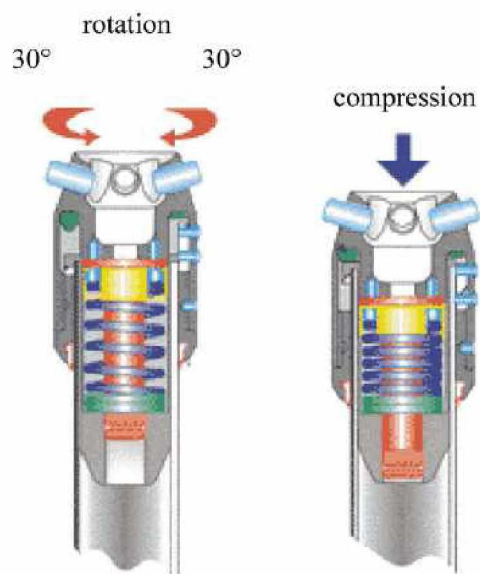
πρόσθεση. Η προσθετική άρθρωση επιτρέπει τον προσδιορισμό θέσης της τελικής συσκευής σε σχέση με το υπόλοιπο άκρο σε διαφορετικές στιγμές κατά τη διάρκεια των διάφορων δραστηριοτήτων.



Εικόνα 1. Προσθέσεις κάτω άκρου για διαφορετικά επίπεδα ακρωτηριασμού.
α) Κνημιαία, β) Μέσω-γονάτου, γ) Μηριαία και δ) Μέσω-ισχίου

4.1.2 Προσθετικά πόδια

Το προσθετικό πόδι παρέχει δύναμη στην υποδοχή και στο υπόλοιπο άκρο. Ένας αξονικός και ένας περιστροφικός μηχανισμός μπορεί να ενσωματωθεί στην υποδοχή για να μειώσει τις κάθετες και τις περιστροφικές επιδράσεις. Ο τηλεσκοπικός και ο περιστροφικός πυλώνας μπορεί να παρέχει και αξονική συμπίεση και περιστροφή κατά τη διάρκεια του βηματισμού, όπως φαίνεται στην εικόνα 2. Επιτρέπει μια κάθετη μετακίνηση για να διευκολύνει την ομαλή κάθετη επιβράδυνση, μια βελτιωμένη ώθηση για μακρινή κίνηση και εύκολη κυλιόμενη κίνηση. Ο απομονωτής ελαστομερούς συμπίεσης παρέχει μια προοδευτική στάση στο τέλος της κάθετης διαδρομής. Η περιστροφική ανθεκτικότητα είναι ανεξάρτητη από την κάθετη μετατόπιση και ελέγχεται από μια θερμοπλαστική περιστροφική ράβδο. Επιτρέπει επίσης την περιστροφή από την ουδέτερη θέση σε κάθε κατεύθυνση. [13]



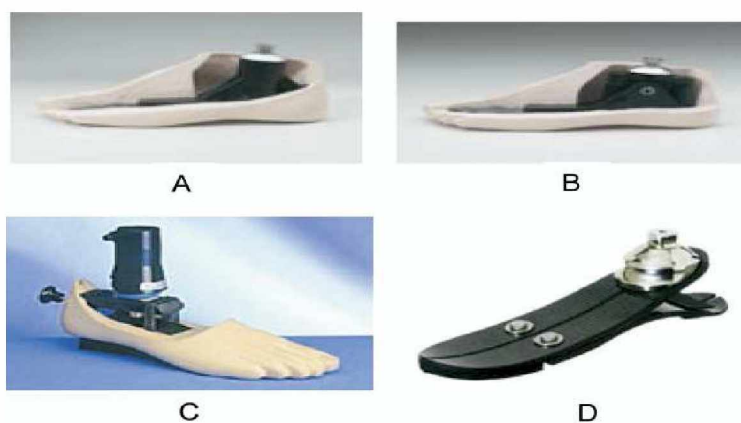
Εικόνα 2. Τηλεσκοπικός και περιστροφικός πυλώνας.

4.1.2.1 Τύποι προσθετικών ποδιών

Ένα προσθετικό πόδι πρέπει να παρέχει τις λειτουργίες προσομοίωσης της άρθρωσης, την κατάλληλη τοποθέτηση της υποδοχής, ένα σταθερό βάρος στη βάση του στηρίγματος, την προσομοίωση μυός και την αισθητική. Υπάρχουν ουσιαστικά τέσσερα διαφορετικά σχέδια προσθετικών ποδιών, όπως φαίνεται στην εικόνα 3. Το πιο συχνά χρησιμοποιούμενο πόδι είναι το Sach (ή solid ankle cushion heel), όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 3Α, το οποίο αποτελείται από μια άκαμπτη πτέρνα που καλύπτεται από έναν ημι-ασυμπίεστο αφρό και από μια συνθετική σφηνοειδής λαστιχένια πτέρνα, η οποία συμπιέζεται όταν εφαρμόζεται βάρος, επιτρέποντας στο πόδι να πλησιάσει το έδαφος. Λόγω του ότι η πτέρνα είναι άκαμπτη, το πόδι Sach δεν παρέχει οπισθοκάμψη. Τα πόδια Sach είναι σχετικά φθηνά και η κατασκευή τους καλύπτει ένα μεγάλο εύρος μεγέθους. [14]

Τα αρθρωτά σχέδια επιτρέπουν την κίνηση στο πόδι που συμβαίνει γύρω από μια άρθρωση στην περιοχή που ανταποκρίνεται στον ανατομικό αστραγάλο. Υπάρχουν δυο παραλλαγές αρθρωτού σχεδίου, ο μονός και ο πολλαπλός άξονας. Ο μονός άξονας, όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 3Β, περιλαμβάνει έναν εγκάρσιο άξονα

αστραγάλου, που επιτρέπει στο πόδι να κινηθεί στην πελματιαία κάμψη και την οπισθοκάμψη με όλες τις κινήσεις να εκτελούνται γύρω από τον μονό άξονα. Ο πολλαπλός άξονας προσθετικών ποδιών, όπως φαίνεται στην εικόνα 3C, επιτρέπει κινήσεις προς όλες τις κατευθύνσεις, πελματιαία κάμψη, οπισθοκάμψη, αναστροφή και μια μικρή ποσότητα περιστροφής γύρω από τον κάθετο άξονα. Αν και υπάρχει μεγάλο γεωγραφικό πλάτος, η αυξανόμενη κίνηση μπορεί να δημιουργήσει αστάθεια σε ασθενείς με ακραίο συντονισμό και μια αύξηση στη λειτουργία μπορεί να επιφέρει κόστος στην αύξηση του μεγέθους και του βάρους. Νέες εκδόσεις τώρα παραποιοούνται από σύνθετες δομές άνθρακα για να μειώσουν το βάρος.



Εικόνα 3. A) Sach foot, B) Single axis foot, C) Poly axis foot και D) LP Vari Flex Foot

Τα προσθετικά πόδια σχεδιάζονται συνήθως για περπάτημα, αλλά πολλοί νεαροί ακρωτηριασμένοι ενεργών κάτω άκρων έχουν εκφράσει την ανάγκη να είναι περισσότερο ενεργά τα κάτω άκρα. Αυτό είχε ως αποτέλεσμα τη δημιουργία μιας νέας γενιάς προσθετικών ποδιών, τα λεγόμενα πόδια αποθήκευσης ενέργειας, όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 3D. Τα πόδια αποθήκευσης ενέργειας ενσωματώνουν έναν μηχανισμό απορρόφησης υποδοχής με μια μορφή εύκαμπτης πτέρνας που αποθηκεύει ενέργεια για να χρησιμοποιηθεί κατά τη διάρκεια κίνησης δακτύλου και επιτρέπουν μια πιο ρευστή κίνηση, η οποία παράγει ένα περισσότερο φυσιολογικό βήδισμα. [80]

4.1.3 Προσθετικό γόνατο

Υπάρχουν αρκετοί διαθέσιμοι τύποι προσθετικών γονάτων που ελέγχονται από μικροεπεξεργαστή, όπως το Endolite Intelligent Prosthesis Plus (Chas Blatchford & Sons), το Power Knee (Seattle Limb Systems) και το πιο πρόσφατο C-Leg γόνατο (από την εταιρία OttoBock). Το C-Leg, όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 4, είναι μια προηγμένη πρόθεση που ελέγχεται από επεξεργαστή, που χρησιμοποιεί έναν υδραυλικό κύλινδρο για να παρέχει καλύτερο έλεγχο και ποικίλη υδραυλική θέση στη φάση ελέγχου. Εμφανίζει επίσης καλύτερη αποδοτικότητα στην ταχύτητα κάμψης και στην ταχύτητα επέκτασης. [81]



Εικόνα 4. Το C-leg

4.1.4 Διεπαφή υποδοχής γονάτου- υπόλοιπου άκρου

Η υποδοχή είναι ένα από τα πιο σημαντικά συστατικά της πρόθεσης κάτω άκρου, επειδή επιτυγχάνει άμεση επαφή με το υπόλοιπο άκρο και σχηματίζει τη διεπαφή ανθρώπου-συσσκευής. Η υποδοχή πρέπει να σχεδιάζεται για να καλύπτει τις λειτουργικές απαιτήσεις, όπως ικανοποιήσιμη διαβίβαση φορτίου μεταξύ του ανθρώπινου σώματος και της πρόθεσης, μεγάλη σταθερότητα της πρόθεσης στο υπόλοιπο άκρο και ικανότητα του ακρωτηριασμένου να ασκεί αποδοτικό έλεγχο πάνω στην πρόθεση.

Υπάρχουν γενικά δύο τύποι υποδοχών μηρού, η τετράπλευρη υποδοχή και η ισχιακή περιεκτική υποδοχή. Η πρώτη επιτρέπει άμεσο ισχιακό βάρος, με ένα σχετικά οριζόντιο χείλος, που προκαλεί μια κάθετη πίεση στο ισχίο και είναι κατάλληλη για μεγάλη αντοχή των υπόλοιπων κολοβωμάτων με άθικτους προσαγωγούς μυς, ενώ η δεύτερη έχει ένα περίγραμμα στο μεσαίο χείλος που ηρεμεί το ισχίο και συστήνεται για ασθενείς που συμμετέχουν σε αθλήματα υψηλής δραστηριότητας και τρεξίματος και για ασταθή κολοβώματα και προτιμάται για αμφίπλευρους ακρωτηριασμένους μηρούς.[82]

4.1.5 Αποτυχία των προσθετικών συστατικών

Οι περισσότερες αποτυχίες που συνδέονται με τη χρήση μιας πρόσθεσης έχουν σχέση με τη διεπαφή της υποδοχής. Ένα μη κατάλληλο ταιριασμα στην υποδοχή μπορεί να προκαλέσει ταλαιπωρία ή ζημιά στο δέρμα. Οι αποτυχίες των προσθετικών συστατικών μπορεί να οφείλεται σε προβλήματα σχεδιασμού, στη χρήση ακατάλληλων συστατικών ή στην ελλιπή συγκρότηση.

Τα περισσότερα συστατικά μέταλλου, ειδικά οι προσαρμοστές, θα μπορούσαν να αποτύχουν από τη κούραση. Είναι σημαντικό να μειωθεί η συγκέντρωση πίεσης που προκαλείται από την αλλαγή μορφής και τις δυνάμεις επαφής σε αυτές τις συνδέσεις. Η αποτυχία λόγω του σχεδίου μπορεί να μειωθεί από ένα βέλτιστο σχέδιο των συστατικών χρησιμοποιώντας υπολογιστικές αναλύσεις.

Για να αποφευχθούν οι αποτυχίες προσθέσεων, η κανονική επιθεώρηση συντήρησης είναι σημαντική. Οι συστατικές αποτυχίες πρέπει να αναφερθούν κατά τρόπο συστηματικό, έτσι ώστε οι κατασκευές να μπορούν να σημειώνουν τις ιδιαίτερα τρωτές περιοχές των αποτυχιών στα σχέδιά τους. Αυτό θα διευκολύνει τις βελτιώσεις σχεδίου και θα αποτρέψει παρόμοια γεγονότα στο μέλλον.

4.1.6 Πρότυπα για τη δοκιμή πρόσθεσης

Οι δομικές δοκιμές των συστατικών είναι σημαντικά αναπόσπαστα τμήματα της διαδικασίας σχεδίου και ανάπτυξης της πρόσθεσης κάτω άκρων. Οι δομικές δοκιμές των συστατικών της πρόσθεσης απαιτούνται για να εξασφαλίσουν τη δομική

ακεραιότητα, τη διάρκεια της πρόσθεσης και την ασφάλεια της χρήσης τους από τους ακρωτηριασμένους (πρότυπα του ISO 10328, 1996). Ένας από τους στόχους της προτυποποίησης είναι να διευκολυνθεί η ανταλλαγή των προϊόντων και των υπηρεσιών μέσω της εξάλειψης του τεχνικού εμποδίου στο εμπόριο.

Οι ανησυχίες για τη δομική ασφάλεια των προσθέσεων κάτω άκρων έχουν οδηγήσει σε μια σειρά προσπαθειών στους κανονισμούς και την προτυποποίηση. Η συνεδρίαση της Διεθνούς Κοινωνίας για την Προσθετική και την Ορθωτική (International Society for Prosthetics and Orthotics, ISPO) το 1978 αναθεώρησε τις εμπειρίες της δομικής δοκιμής των προσθέσεων κάτω άκρων και αντιπαρέβαλε τα στοιχεία όσον αφορά τις ενέργειες δύναμης και στιγμής που διαβιβάστηκαν στον αστραγάλο και το γόνατο της πρόσθεσης που λήφθηκε στα εργαστήρια ανάλυσης βηματισμού (Πρότυπα για τις Προσθέσεις Κάτω Άκρων, 1978). Αυτές οι προσπάθειες αναπτύχθηκαν περαιτέρω από το Διεθνή Οργανισμό Προτυποποίησης (ISO), με συνέπεια τα πρότυπα του 1996 για τη δομική δοκιμή των προσθέσεων κάτω άκρων.

4.1.7 Μελλοντικές εξελίξεις

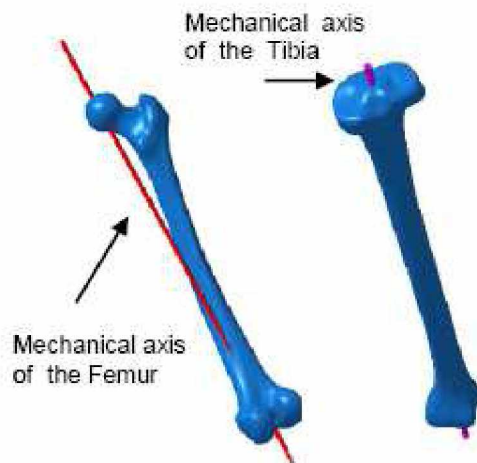
Η εφαρμογή της τεχνολογίας υπολογιστών στην προσθετική έχει βελτιώσει το σχέδιο και την κατασκευή των προσθετικών υποδοχών. Υπάρχουν μικροεπεξεργαστές που έχουν χρησιμοποιηθεί για τον έλεγχο γονάτου, όπως το ευφρές γόνατο (Endolite) και το C-leg (Otto Bock Orthopaedic Industry). Οι εξωτερικά τροφοδοτημένες προσθέσεις κνήμης έχουν αναπτυχθεί για να αποκαταστήσουν τις χαμένες λειτουργίες των μυών της κνήμης. Οι περαιτέρω εξελίξεις, όπως ο καλύτερος έλεγχος στην μετακίνηση γονάτου και αστραγάλου, αξίζουν να εξερευνηθούν για να βελτιώσουν την απόδοση της πρόσθεσης.

4.2 Η εφαρμογή ενός ρομπότ στη διαδικασία συνολικής αντικατάστασης γονάτου

Στην ενότητα αυτή παρουσιάζεται η διαδικασία συνολικής αντικατάστασης γονάτου (TKR), καθώς και το σχέδιο ενός ρομπότ που μπορεί εύκολα να χειριστεί στο χειρουργικό δωμάτιο. Το ρομπότ παρουσιάζει μια υβριδική δομή που επιτρέπει με έναν απλό τρόπο να πραγματοποιήσει τα διαφορετικά επίπεδα περιχοπής κοινάλων για να εμφυτεύσει την πρόθεση στον γόνατο του ασθενή. Το μέγεθος και το βάρος του ρομπότ καθιστούν τη λειτουργία του ευκολότερη στο χειρουργικό δωμάτιο. Το περιεχόμενο της ενότητας αυτής βασίζεται στο άρθρο των Stefano Bruni, Pietro Cerveri και Ivan Espinosa της Πολυτεχνικής Σχολής στο Μιλάνο.

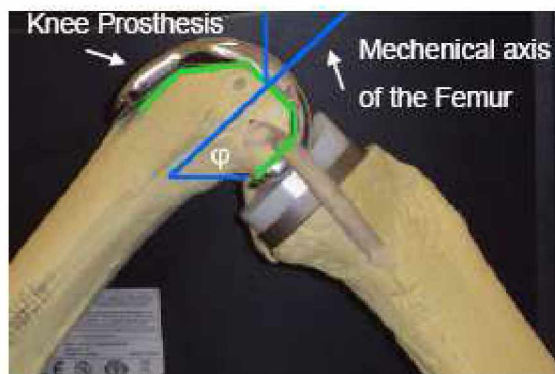
4.2.1 Συνολική Αντικατάσταση Γονάτου (Total Knee Replacement)

Η διαδικασία συνολικής αντικατάστασης γονάτου (TKR) είναι μια κοινή πρακτική στην ορθοπαιδική [15]. Αυτή η διαδικασία προτείνεται μόνο όταν ο ασθενής παρουσιάζει μια συνολική δυσλειτουργία του γονάτου και πραγματοποιείται με την παρεμβολή μιας πρόθεσης που θα αντικαταστήσει όλο το ανατομικό γόνατο. Ο μηχανικός άξονας του μηρού είναι η γραμμή μεταξύ του κέντρου της κυκλικής κεφαλής του μηρού και του κέντρου του γονάτου, ενώ ο μηχανικός άξονας της κνήμης είναι η γραμμή μεταξύ του κέντρου της κνήμης και του κέντρου του αστραγάλου κατά 54% της απόστασης μεταξύ του πλευρικού διάμεσου κοινάλου [83,84,85], όπως φαίνεται στο σχήμα 1.



Σχήμα 1. Μηχανικός άξονας του μηρού και της κνήμης.

Το φορτίο μεταξύ του ισχίου και του γονάτου διαβιβάζεται στην κατεύθυνση του μηχανικού άξονα του μηρού, ενώ το φορτίο μεταξύ του αστραγάλου και του γονάτου διαβιβάζεται στην κατεύθυνση των μηχανικών αξόνων της κνήμης [86,87,88]. Οι μηχανικοί άξονες του μηρού και της κνήμης μπορούν να καθοριστούν, εισάγοντας σημεία αναφοράς ή δείκτες στον ασθενή. Οι εικόνες αυτών των δεικτών συλλέγονται με ένα σύνολο καμερών και η θέση των δεικτών καθορίζεται, χρησιμοποιώντας τις φωτογραμμομετρικές τεχνικές. Αυτό το σύστημα χρησιμοποιείται συχνά στην ορθοπαιδική και καλείται σύστημα πλοήγησης [89,90,91]. Το σύστημα πλοήγησης βοηθάει το χειρουργό να παρεμβάλει την πρόθεση που ευθυγραμμίζεται με το μηχανικό άξονα του μηρού, όπως φαίνεται στο σχήμα 2.



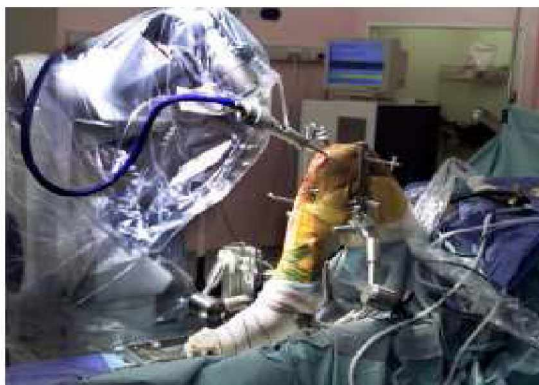
Σχήμα 2. Μηχανικός άξονας του μηρού που ευθυγραμμίζεται με τον άξονα της πρόθεσης.

Γενικά, οι περικοπές κοιάλων στο γόνατο του ασθενή εκτελούνται από το χειρουργό, χρησιμοποιώντας ειδικούς οδηγούς κοπής, οι οποίοι μπορούν να προσανατολιστούν από ένα σύστημα πλοήγησης, μειώνοντας έτσι το χρόνο διαδικασίας. Αυτή η μέθοδος παρουσιάζει καλά αποτελέσματα στη διαδικασία TKR. Σε μερικές περιπτώσεις όμως, ο χρόνος διαδικασίας περικοπής κοιάλου διαρκεί περισσότερο από 45 λεπτά.

Μερικοί χειρουργοί επιλύουν τις περικοπές κοιάλων γονάτου, χρησιμοποιώντας ρομπότ με καλά αποτελέσματα. Μερικά από αυτά είναι το Robodoc [92,93], το Caspar [1] και το Acrobot [94,95]. Αυτά τα ρομπότ παρουσιάζουν μια δομή υψηλότερη από ένα μέτρο. Το Robodoc έχει μια δομή SCARA με έναν ειδικό τμηματικό end-effector, το Acrobot μια τμηματική δομή με έναν επίσης ειδικό end-effector και ο Caspar είναι μια βιομηχανική προσαρμογή του Staubli XR- 90. Το Acrobot έχει έναν συνεταιριστικό έλεγχο μεταξύ του χειρουργού και του ρομπότ και το σύστημα λειτουργεί μόνο σε έναν περιορισμένο χώρο εργασίας που καθορίζεται από το χειρουργό, αποτρέποντας τα μειονεκτήματα του συστήματος. Από την άλλη μεριά, το Robodoc και το Caspar παρουσιάζουν ένα σχέδιο αυτόματου ελέγχου για να πραγματοποιηθεί η περικοπή του κοιάλου στον ασθενή και βοηθούνται με έναν προηγούμενο προγραμματισμό και με τεχνικές πλοήγησης. Αναλυτικά, στην περίπτωση του Caspar έχουν αναφερθεί μερικά μειονεκτήματα, ενώ στην περίπτωση του Robodoc έχουν αναφερθεί περισσότερες από 12000 διαδικασίες με καλά αποτελέσματα.

Πρόσφατα, είχε αναπτυχθεί ένα μικροσκοπικό ρομπότ για τις εφαρμογές της ορθοπεδικής που παρουσιάζει μια παράλληλη δομή [96]. Στην περίπτωση της χειρουργικής επέμβασης γονάτου, το μικροσκοπικό παράλληλο ρομπότ δεν πραγματοποιεί την περικοπή κοιάλου της TKR, αλλά έχει σχεδιαστεί για τη διαδικασία μηριαίας επιγονατίδας [97]. Γενικά, τα σειριακά ρομπότ που χρησιμοποιούνται στη διαδικασία TKR έχουν μεγάλες διαστάσεις, με αποτέλεσμα μερικοί χειρουργοί να δυσκολεύονται. Αυτά τα ρομπότ απαιτούν ειδικές διαδικασίες στον ασθενή, όπως η εισαγωγή των μεταλλικών καρφιστών αναφοράς στο μηριαίο

κόκαλο και χρησιμοποιούν επίσης, μια μέθοδο σταθεροποίησης κοκάλου κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης περικοπής του, όπως φαίνεται στην εικόνα 5.



Εικόνα 5. Ορθοπαιδική χειρουργική επέμβαση με τη χρήση του ρομπό Caspar.

4.2.2 Μηχανική αντίληψη

Η ανάπτυξη ενός ρομπότ ολοκληρώνεται με τις επόμενες παραμέτρους σχεδίου:

α) το ρομπότ πρέπει να είναι ελαφρύ, β) δεν πρέπει να έχει ειδικές απαιτήσεις στο χειρουργικό δωμάτιο, γ) η διαδικασία σταθεροποίησης πρέπει να παρουσιάζει μια ελάχιστη ζημία στον ασθενή, και δ) η δομή του ρομπότ πρέπει να είναι άκαμπτη και σταθερή.

Για τη χειρουργική επέμβαση της συνολικής αντικατάστασης γονάτου (TKR) σχεδιάστηκε ένα ρομπότ. Εάν, για την καθοδήγηση του end-effector του ρομπότ, χρησιμοποιείται ένα ρομπότ σειριακής γεωμετρίας που κινείται από ηλεκτρικές μηχανές, που σε αυτήν την περίπτωση είναι ένα κάθετο τρυπάνι, τότε θα φθάσουμε να αναπτύξουμε ένα ρομπότ μεγάλης διάστασης. Οι μεγάλες του διαστάσεις, όμως, δεν ολοκληρώνουν τις παραμέτρους σχεδίου, για να ενισχύσουν την ακρίβεια κατά τη διάρκεια της περικοπής κοκάλου, καθώς η δομή του ρομπότ πρέπει να είναι άκαμπτη και σταθερή και να έχει μικρότερες διαστάσεις σε σύγκριση με τα σειριακά χειρουργικά ρομπότ της ορθοπαιδικής που αναπτύχθηκαν ήδη.

Γενικά, ο παράλληλος μηχανισμός παρουσιάζει υψηλότερη σταθερότητα και ακαμψία από τον σειριακό [98,99,100] και σε μερικές περιπτώσεις παρουσιάζει

μικρότερες διαστάσεις. Χρησιμοποιώντας αυτά τα γεγονότα, μπορούμε να επιλέξουμε μια παράλληλη γεωμετρία που θα είναι η κεφαλή του ρομπότ για να κρατάει τον end-effector. Δεν πρέπει, όμως, όλη η δομή του ρομπότ να είναι ένας παράλληλος μηχανισμός. Χωρίς καμία αμφιβολία στην περίπτωση αυτής της διαδικασίας, θα φθάσουμε να αναπτύξουμε μια μεγάλη δομή χωρίς μειωμένες διαστάσεις, οι οποίες δεν θα ολοκληρώσουν τις παραμέτρους σχεδίου. Για να αναπτύξουμε αυτό το ρομπότ αποφασίζουμε να χρησιμοποιήσουμε μια υβριδική γεωμετρία με μια παράλληλη κεφαλή και ένα σειριακό σώμα.

4.2.3 Η κεφαλή του ρομπότ

Η κεφαλή του ρομπότ προσανατολίζει τον end-effector στο χώρο για να εκτελέσει τις περιοχές κοιλίου στον ασθενή. Γενικά, το μόσχευμα της πρόσθεσης για την TKR έχει πέντε διαφορετικά επίπεδα που έρχονται σε επαφή με το κόκαλο, όπως φαίνεται στο σχήμα 2. Ο end-effector πρέπει να ακολουθήσει την επιφάνεια αυτών των επιπέδων κατά τη διάρκεια της διαδικασίας περιοχής. Θα είναι βέλτιστο να συλλάβει έναν μηχανισμό που μπορεί να ακολουθήσει την περιοχική επιπέδων με απλό τρόπο, αφού οι παράλληλοι μηχανισμοί μπορούν εύκολα να ακολουθήσουν την επιφάνεια ενός επιπέδου [101...104]. Οι ελάχιστοι βαθμοί ελευθερίας (DOF) για να επιτύχουν τον προσανατολισμό του χώρου, αφαιρώντας την περιστροφή του end-effector για τον κατάλληλο άξονά του, είναι δύο.

Η κεφαλή του ρομπότ παρουσιάζει, επίσης, μια κάθετη μετακίνηση που επιτρέπει να απομακρύνει ή να φέρει πιο κοντά τον end-effector στο γόνατο του ασθενούς. Επιτρέπει επίσης έναν χειρισμό χεριού από τον χειρουργό και παρουσιάζει τρεις οδηγούς, όπου κάθε ένας έχει δύο γραμμικούς αποστειρωμένους οδηγούς SKF LLRHS 15 SU. Η κεφαλή έχει τρεις γραμμικές αποστειρωμένες μηχανές Danharen ICD05-050, οι οποίες παρουσιάζουν υψηλή συνεχής δύναμη 87N με χαμηλή μάζα 0,95κιλ., με ακρίβεια 10(μ/μm) μικρών και 3 συνδέσεις που ενώνονται στον end-effector. Οι ενώσεις μεταξύ των μηχανών και των συνδέσεων είναι περιστροφικές, ενώ οι ενώσεις μεταξύ των συνδέσεων και του end-effector είναι σφαιρικές. Οι

ανεξάρτητες μετακινήσεις των μηχανών θα προσανατολίσουν τον end-effector για να φθάσουν στο επίπεδο περικοπής κοκάλου με έναν φυσικό τρόπο.

4.2.4 Το σώμα του ρομπότ

Ο πιθανός αριθμός των διαφορετικών στερεοδιατάξεων που επιτρέπουν τη θέση στο χώρο, χρησιμοποιώντας πρισματικές ή περιστροφικές αρθρώσεις, είναι 8. Κάθε μια από αυτές τις στερεοδιατάξεις παρουσιάζει τις ακολουθίες αξόνων της, φέρνοντας 24 διαφορετικές επιλογές δομής για την ανάπτυξη του σώματος του ρομπότ. Αποφασίσαμε να χρησιμοποιήσουμε μια καρτεσιανή πλατφόρμα PPP, που αποτελείται από τρεις μηχανικούς οδηγούς με μια γραμμική μηχανή ο καθένας. Ο πρώτος οδηγός (G1) επιτρέπει την κίνηση του ρομπότ κατά μήκος του χειρουργικού κρεβατιού, ο δεύτερος οδηγός (G2) επιτρέπει την κίνησή του κατά μήκος της κάθετης κατεύθυνσης και ο τρίτος οδηγός (G3) επιτρέπει την κίνησή του σε διατέμνουσα/ εγκάρσια κατεύθυνση. Αυτή η δομή παρουσιάζει ακαμψία και την ίδια χρονική στιγμή είναι φορητή και μπορεί να τοποθετηθεί στο χειρουργικό κρεβάτι.

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται οι διαστάσεις του ρομπότ (πίνακας 1) και οι παράμετροι περικοπής κοκάλου από το ρομπότ (πίνακας 2).

Πίνακας 1. Οι διαστάσεις του ρομπότ.

Body	Length in cm
G1	51.20
G2	76.80
G3	51.20
Head	
link	12.00
Head Guide	19.20
Mass of the end-effector with mill	1.45 Kg
Material	TiAl ₃
Total Mass of the robot	52 kg

Πίνακας 2. Παράμετροι περιτομής κοκάλου από το ρομπότ.

Precision of the cut	± 0.01 cm
Speed during the bone cut	0.10 cm/s
Positioning speed	5.00 cm/s
Operational range of Continuous force of the Head motors during the bone cut	10.00-60.00 N

4.2.5 Συμπέρασμα

Από την ενότητα αυτή διαπιστώνουμε ότι τα πλεονεκτήματα που παρουσιάζονται από αυτό το ρομπότ είναι οι μειωμένες διαστάσεις, η απλή μορφή και ο εύκολος χειρισμός του από το χειρουργικό προσωπικό. Το ρομπότ σχεδιάζεται για να λειτουργεί αυτόματα σε έναν περιορισμένο χώρο εργασίας που καθορίζεται από το χειρουργό. Το μέγεθος και το βάρος του ρομπότ καθιστούν τη λειτουργία του ευκολότερη στο χειρουργικό δωμάτιο. Τέλος, αυτά τα χαρακτηριστικά είναι τα σαφή πλεονεκτήματα αυτής της μηχανής, καθώς το σύστημα πλοήγησης διαβιβάζει στο ρομπότ τη διανυσματική κατεύθυνση του μηχανικού άξονα του μηρού.

ΕΠΙΛΟΓΟΣ

Κατά τη διάρκεια των προηγούμενων δεκαετιών, συναρπαστικές πρόοδοι έχουν γίνει στον τομέα της προσθετικής. Τέτοιες εξελίξεις περιλαμβάνουν αυτοματοποιημένη διαχείριση, ανάλυση βηματισμού, προηγμένα νέα υλικά, σχέδιο υποδοχής με τη βοήθεια υπολογιστή και προηγμένες τεχνικές κατασκευής. Ο θεμελιώδης στόχος της προσθετικής έρευνας είναι να επιτευχθεί βέλτιστη λειτουργία. Η ενοργάνωση και η διαμόρφωση υπολογιστών είναι χρήσιμες στη διαφύση για το τι συνθήκες επικρατούσαν προηγουμένως μέσα στις προσθετικές υποδοχές. Ακόμα, οι νοσοκομειακοί γιατροί βρίσκονται αντιμέτωποι όλο και περισσότερο με τα νέα σχέδια και τα υλικά προσθέσεων που δεν έχουν το όφελος των μακροχρόνιων ιστοριών επιτυχούς εφαρμογής.

Η εφαρμογή της τεχνολογίας υπολογιστών στην προσθετική έχει βελτιώσει το σχέδιο και την κατασκευή των προσθετικών υποδοχών. Υπάρχουν μικροεπεξεργαστές που έχουν χρησιμοποιηθεί για τον έλεγχο γονάτου, όπως το ευφές γόνατο (Endolite) και το C-leg (Otto Bock Orthopaedic Industry). Οι εξωτερικά τροφοδοτημένες προσθέσεις κνήμης έχουν αναπτυχθεί για να αποκαταστήσουν τις χαμένες λειτουργίες των μυών της κνήμης. Οι περαιτέρω εξελίξεις, όπως ο καλύτερος έλεγχος στην μετακίνηση γονάτου και αστραγάλου, αξίζουν να εξερευνηθούν για να βελτιώσουν την απόδοση της πρόθεσης.

Η ριζικότερη αλλαγή της νέας προσθετικής ανάπτυξης είναι η άμεση σκελετική σύνδεση των προσθέσεων άκρων με τα μοσχεύματα. Αυτή η μέθοδος προλαμβάνει την ανάγκη για την προσθετική υποδοχή μέσω των διαδερματικών σταθερών εξαρτημάτων τιτανίου που μεταφέρει το φορτίο από την πρόθεση άμεσα στο σκελετικό κόκαλο. Ενώ η οστική ολοκλήρωση μπορεί προφανώς να καταστήσει αμφισβητήσιμο το πρόβλημα που σχετίζεται με την πρόθεση/την διεπαφή υπόλοιπου άκρου, ακόμη και αυτή η ριζική ανάπτυξη στην κατάσταση προόδου πιθανώς μόνο θα άλλαζε τη θέση και τον τύπο του προβλήματος διεπαφής. Οι νέες προκλήσεις θα προέκυπταν στις διεπαφές μετάλλου-κοιάλου και μετάλλου-

δέρματος. Η τελευταία συμβολή είναι ιδιαίτερα σημαντική επειδή πρέπει τεχνητά να παρέχει το κρίσιμο εμπόδιο δέρματος στο περιβάλλον.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Ελληνόγλωσση

- [1]. Κουμπούλης Φώτης Ν., Μέρτζιος Βασίλης Γ., Εισαγωγή στη Ρομποτική, έκδ. Παπασωτηρίου.
- [2]. Τζαφέστας Σπύρος Γ. Ρομποτική, Ανάλυση και Έλεγχος, τόμος 1, Αθήνα 1994.
- [3]. Σταυρακάκη Γ., Ροβηθάκη Γ., Εισαγωγή στη Ρομποτική, έκδ. Τζιόλα

Ξενόγλωσση

- [4]. Fu K.S. Gonzalez R.C., Lee C.S.G., Robotics, Control, Sensing, Vision, and Intelligence, ed. McGRAW-HILL
- [5]. Ghosh Bijoy K., Xi Ning, Tarn T.J., Control in Robotics and Automation, Sensor-Based Integration, ed. Academic Press
- [6]. Illip John, Introduction to Robotics, ed. Mckerrow
- [7]. Robert Parkin, Applied Robotic Analysis, 1991

Επιστημονικά Άρθρα

- [8]. Michele Folgheraiter, Giuseppina Gini, Blackfingers: an Artificial Hand that Copies Human Hand in Structure, Size, and Functions, DEI, Politecnico di Milano, piazza Leonardo. da Vinci 32, I-20133 Milano, Italy, 2000
- [9]. Jingzhou Yang^a, Esteban Pena Pitarch^b, Karim Abdel-Malek^a, Amos Patrick^a, Lars Lindkvist^c, A multi-fingered hand prosthesis, ^aDigital Humans Laboratory, Center for Computer-Aided Design, The University of Iowa, 116 Engineering Research Facility, Iowa City, IA 52242-1000, USA, ^bDepartament Enginyeria Mecanica, Universitat Politecnica De Catalunya (UPC), Av. Bases de Manresa, 61–73, 08240 Manresa, Spain, ^cMachine and Vehicle Design, Chalmers University of Technology, Sweden, January 2004
- [10]. Kargov A., Werner T., Pylatiuk C., Schulz S., Development of a miniaturised hydraulic actuation system for artificial hands, Institute for Applied Computer Science, Forschungszentrum Karlsruhe, Germany, 2007
- [11]. Vanderlei O. Del Cura^a, Fransérgio L. Cunha^b, Manoel L. Aguiar^a and Alberto Cliquet, Jr.^c, Study of the Different Types of Actuators and Mechanisms for Upper Limb Prostheses, ^aControl & Power Electronic Lab, Dept. of Electrical Engineering, University of São Paulo at São Carlos, ^bBiocybernetics & Rehabilitation Engineering Lab, Dept. of Electrical Engineering, University of São Paulo at São Carlos, São Carlos and ^cDept. of Orthopedics and Traumatology, Faculty of Medical Sciences, State Univ. of Campinas, Campinas, SP, Brazil, 2003
- [12]. Todd A. Kuiken, Laura A. Miller, Robert D. Lipschutz, Blair A. Lock, Kathy Stubblefield, Paul D. Marasco, Ping Zhou, Gregory A. Dumanian, Targeted reinnervation for enhanced prosthetic arm function in a woman with a proximal amputation: a case study, Lancet, 2007

- [13]. Mak A. F.-T, Zhang M. and Leung A. K.-L., *Artificial Limbs*, The Hong Kong Polytechnic University, People's Republic of China, 2000
- [14]. Paul CY Tang-MD, Karim Ravji-DPM, Jonathan J. Key-DPM, David B. Mahler-CPO, Peter A. Blume-DPM, Bauer Sumpio-MD, PhD, FACS, *Let Them Walk! Current Prosthesis Options for Leg and Foot Amputees*, The Department of Surgery, Yale University School of Medicine, New Haven, October 2007
- [15]. Stefano Bruni, Pietro Cerveri and Ivan Espinosa, *An Application of an Hybrid Robot in the Total Knee Replacement Procedure*, Politecnico di Milano, Italia, June 2007

ΠΑΓΚΟΣΜΙΟΣ ΙΣΤΟΣ

<http://www.google.com>
<http://www.in.gr/tech/robot.asp>
<http://en.wikipedia.org>
<http://www.sciencedirect.com>
<http://www.springerlink.com>
<http://www.ossur.com/prosthetics>
<http://www.ottobockus.com>
<http://www.scirus.com>
<http://www.kifidis.gr/GR/index.htm>
<http://www.biomed.ntua.gr>
<http://www.acrobot.co.uk>
<http://www.cranfield.ac.uk/sims/materials/nanotech/piezoelectric.html>
<http://www.robotdoc.com>
<http://www.bbraun.com>
<http://www.orthosoft.ca>
<http://www.societyofrobots.com>
<http://journals.cambridge.org>
<http://www.technology.newscientist.com>
<http://www.sensorweb.com>
<http://www.robotics.lu.se>
<http://www.disabled.com>
<http://www.everydayrobots.com>
<http://www.jbiomech.com>
<http://nereus.mech.ntua.gr>
<http://www.ingenta.com>
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>
<http://iiu.teikav.edu.gr/iiv/index.htm>
<http://www.tm.teiher.gr/erobot>

Παράρτημα Αναφορών Επιστημονικών Άρθρων

- [16] Craig, J. J., Introduction to robotics, AddisonWesley (1986)
- [17] McKerrow, J. P., Introduction to robotics, Addison Wesley (1991).
- [18] Bairati A., Human Anatomy (in Italian), Minerva Medica, Italy, (1980)..
- [19] Craig, J. J., Introduction to robotics, AddisonWesley (1986)
- [20] Field, D., Anatomy, palpation and surface markings, Butterworth Heinemann, (1987).
- [21] G. Figliolini, M. Ceccarelli, A motion analysis for one d.o.f. anthropomorphic finger mechanism, in: Proceedings of DETCTM 98, Atlanta, 1998.
- [22] G. Guo, X. Qian, W.A. Gruver, Single degree of freedom multi-function prosthetic hand mechanism with an automatically variable speed transmission, in: 22nd Biennial Mechanisms Conference ASME 1992, Robotics, Spatial Mechanisms and Mechanical Systems, ASME Design Engineering Division DE v 45, 1992, pp. 149/154.
- [23] J.L. Herder, J.C. Cool, D.H. Plettenburg, Voluntary pinching, in: Conference Book IXth World Congress ISPO, Amsterdam, The Netherlands, ISPO Publications, Copenhagen, Denmark, 1998, pp. 466–468.
- [24] J.L. Herder, J.C. Cool, D.H. Plettenburg, Methods for reducing energy dissipation in cosmetic gloves, J. Rehabil. Res. Dev. 35 (2) (1998) 201–209.
- [25] P.J. Kyberd, P.H. Chappell, The southampton hand, an intelligent myoelectric prosthesis, J. Rehabil. Res. Develop. 31 (4) (1994) 326–334.
- [26] P.J. Kyberd, M. Evans, S. te Winkel, An intelligent anthropomorphic hand, with automatic grasp, Robotica 16 (1998) 531–536.
- [27] E.F. Murphy, Manipulators and upper-extremity prosthetics, Bulletin of Prosthetics Research, Fall: 107–117. NASA, 1985, Low friction joint for robot fingers, I NASA Tech Briefs, 1964, p. 140.

- [28] R. Doshi, C. Yeh, M. LeBlanc, The design and development of a gloveless endoskeletal prosthetic hand, *J. Rehabil. Res. Develop.* 35 (4) (1998) 388–395.
- [29] H. Hanafusa, H. Asada, A robotic hand with elastic fingers and its application to assembly process, MIT Press, 1982, pp. 337–360.
- [30] T. Okada, Computer control of multijointed finger system for precise object-handling, *IEEE Trans. Syst. Man Cybernet.* SMS-12 (3) (1982) 289–299.
- [31] F. Skinner, Designing a multiple prehension manipulator, *J. Mech. Eng.* 97 (9) (1975) 30–37.
- [32] M.T. Mason, J.K. Salisbury, *Robot Hands and the Mechanics of Manipulation*, MIT Press, 1985.
- [33] J. Demmel, G. Lafferriere, J. Schwartz, M. Sharir, Theoretical and experimental studies using a multifinger planar manipulator, in: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1988, pp. 390–395.
- [34] R.M. Murray, S.S. Sastry, Control experiments in planar manipulation and grasping, in: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1990, pp. 624–629.
- [35] P.J. Agnew, Functional effectiveness of a myoelectric prosthesis compared with a functional split hook prosthesis: a single subject experiment, *Prost. Orth. Int.* 5 (1981) 92–96.
- [36] S.E. Baek, S.H. Lee, J.H. Chang, Design and control of a robotic finger for prosthesis hands, in: *Proc. Int. Conf. Intelligent Robots and Systems*, 1999, pp. 113–117.
- [37] M.E. Cupo, S.J. Sheredos, Clinical evaluation of a new, above elbow, body powered prosthesis arm: a final report, *J. Rehabil. Res. Dev.* 35 (1998) 338–395.
- [38] R. Doshi, C. Yeh, M. LeBlanc, The design and development of a gloveless endoskeletal prosthetic hand, *J. Rehabil. Res. Develop.* 35 (4) (1998) 388–395.

- [39] P.J. Kyberd, M. Evans, S. te Winkel, An intelligent anthropomorphic hand, with automatic grasp, *Robotica* 16 (1998) 531–536.
- [40] D.H. Silcox, M.D. Rooks, R.R. Vogel, L.L. Fleming, Myoelectric prosthesis, *J. Bone Joint Surg.* 75 (1993) 1781–1789.
- [41] M.R. Cutkosky, *Robotic Grasping and Fine Manipulation*, Kluwer Academic Publishers, Boston, 1985.
- [42] J.C. Cool, J. Kruit, Myopneumatic hand prosthesis for children, *J. Med. Eng. Technol.* 13 (1989) 129–133.
- [43] J. Kruit, J.C. Cool, Body powered hand prosthesis with low operating power for children, *J. Med. Eng. Technol.* 13 (1/2) (1989) 129–133.
- [44] J.P. Kuntz, *Rolling Link Mechanisms*, PhD thesis, Delft University of Technology, 1995.
- [45] N.G.A. van Leerdam, *The Swinging UTX Orthosis*, Biomechanical Fundamentals and Conceptual Design, PhD thesis, University of Twente, Enschede, The Netherlands, 1993.
- [46] T. Lalibert_e, C.M. Gosselin, Simulation and design of underactuated mechanical hands, *Mech. Mach. Theory* 33 (1/2) (1998) 39–57.
- [47] D.H. Plettenburg, Myopneumatic hand prosthesis for children, *J. Rehabil. Sci.* 1 (1988) 135–137.
- [48] J.L. Herder, J.C. Cool, D.H. Plettenburg, Voluntary pinching, in: *Conference Book IXth World Congress ISPO*, Amsterdam, The Netherlands, ISPO Publications, Copenhagen, Denmark, 1998, pp. 466–468.
- [49] J.L. Herder, J.C. Cool, D.H. Plettenburg, Methods for reducing energy dissipation in cosmetic gloves, *J. Rehabil. Res. Dev.* 35 (2) (1998) 201–209.
- [50] B. Radocy, Voluntary closing control: a successful new design approach to an old concept, *Clin. Prost. Orth.* 10 (2) (1986) 82–86.
- [51] T. Lalibert_e, C.M. Gosselin, Simulation and design of underactuated mechanical hands, *Mech. Mach. Theory* 33 (1/2) (1998) 39–57.

- [52] R. Vinet, Y. Lozach, N. Beadry, G. Drouin, Design methodology for a multifunctional hand prosthesis, *J. Rehabil. Res. Develop.* 32 (4) (1995) 316–324.
- [53] V.-D. Nguyen, Constructing force-closure grasps, *Int. J. Robot. Res.* 7 (3) (1988) 3–16.
- [54] R. Doshi, C. Yeh, M. LeBlanc, The design and development of a gloveless endoskeletal prosthetic hand, *J. Rehabil. Res. Develop.* 35 (4) (1998) 388–395.
- [55] A. Kargov, C. Pylatiuk, J. Martin, S. Schulz, L. Döderlein, A Comparison of the grip force distribution in natural hands and in prosthetic hands, in: *Disability and Rehabilitation*, No. 12, vol. 26, Taylor & Francis Ltd., UK, 2004, pp. 705–711.
- [56] M. Reischl, C. Pylatiuk, R. Mikut, Individual control concepts for multifunctional hand prostheses, *Orthopädie-Technik Quarterly* 1 (2005) 12–14.
- [57] S. Schulz, C. Pylatiuk, G. Bretthauer, A new class of flexible fluidic actuators and their applications in medical engineering, *Automatisierungstechnik* 47 (8) (1999), pp. 390–395.
- [58] S. Schulz, C. Pylatiuk, A. Kargov, R. Oberle, H. Klosek, T. Werner, W. Rößler, H. Breitwieser, G. Bretthauer, Fluidically driven robots with biologically inspired actuators, in: *Proc. of the 8th International Conference on Climbing and Walking Robots (CLAWAR 2005)*, London, UK, 13–15 September, 2005, 2005, p. 39.
- [59] Carrozza MC, Dario P, Lazzarini R, Massa B, Zecca M, Roccella S, Sacchetti R. An actuator system for a novel biomechatronic prosthetic hand. In: *Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators*, Germany: 2000;276–80.
- [60] Lee YK, Shimoyama I. A micro rubber artificial muscle driven by a micro compressor for artificial limbs. In: *Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators*, Germany: 2000;272–5.

- [61] Nanotechnology-Materials & Microsystems Development -Piezoelectric Motors. Available at: <http://www.cranfield.ac.uk/sims/materials/nanotech/piezoelectric.html>. Accessed on January 1, 2001.
- [62] Brock DL. Review of Artificial Muscle Based on Contractile Polymers. Available at: <http://www.ai.mit.edu/projects/muscle/pubs.html>. Accessed on Feb 6, 2001.
- [63] Sakamoto MY, Duek EAR, Zavaglia CAC, Cliquet Jr. A. A myoelectric hand prosthesis driven by polymers. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Brazil, 1994.
- [64] Ma S, Hirose S, Yoshinada H. Design and experiments for a coupled tendon-driven manipulator. *IEEE Control Systems*, 1993;30–6.
- [65] Sears HH. Trends in upper-extremity prosthetics development. In: Atlas of Limb Prosthetics, St Louis: Mosby; 1992.
- [66] Hoff er JA, Loeb GE. Implantable electrical and mechanical interfaces with nerve and muscle. *Ann Biomed Eng* 1980; **8**: 351–60.
- [67] Kuiken TA, Childress DS, Rymer WZ. The hyper-reinnervation of rat skeletal muscle. *Brain Res* 1995; **676**: 13–123.
- [68] Kuiken TA, Dumanian GA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA. The use of targeted muscle reinnervation for improved myoelectric prosthesis control in a bilateral shoulder disarticulation amputee. *Prosthet Orthot Int* 2004; **28**: 245–53.
- [69] Hijjawi JB, Kuiken TA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA, Dumanian GA. Improved myoelectric prosthesis control accomplished using multiple nerve transfers. *Plast Reconstr Surg* 2006; **118**: 1573–78.
- [70] Mathiowetz V, Volland G, Kashman N, Waver K. Adult norms for the box and blocks test of manual dexterity. *Am J Occ Ther* 1985; **89**: 386–91.
- [71] Fisher AG. Assessment of motor and process skills. In: Development, standardization and administration manual. Colorado: Three StarPress, 2003.

- [72] Fisher AG. The assessment of IADL motor skills. An application of many faceted Rasch analysis. *Am J Occ Ther* 1993; 319–29.
- [73] Bell JA. Sensibility testing: current concepts. In: Rehabilitation of the hand. St Louis: Mosby-Year Book, 1995.
- [74] Dyck PJ, O'Brien PC, Johnson DM, Klein C, Dyck JB. Quantitative sensation testing. In: Peripheral neuropathy. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2005.
- [75] Huang Y, Englehart K, Hudgins B, Chan AD. A Gaussian mixture model based classification scheme for myoelectric control of powered upper limb prostheses. *IEEE Trans Biomed Eng* 2005; **52**: 1801–11.
- [76] Chu JU, Moon I, Mun, MS. A real-time EMG pattern recognition system based on linear-nonlinear feature projection for a multifunction myoelectric hand. *IEEE Trans Biomed Eng* 2006; **53**: 2232–39.
- [77] Lowery MM, Weir RF, Kuiken TA. Simulation of intramuscular EMG signals detected using implantable myoelectric sensors (IMES). *IEEE Trans Biomed Eng* 2006; **53**: 1926–33.
- [78] Dhillon GS, Horch K. Direct neural sensory feedback and control of a prosthetic arm. *IEEE Trans Neural Syst Rehab Eng* 2005; **13**: 468–72.
- [79] Sunderland S. Nerves and nerve injuries. New York: Churchill Livingstone, 1978.
- [80] Hittenberger, Drew A. The Seattle foot. *Orthotics Prosthetics* 1986;40:17–23.
- [81] www.ottobockus.com
- [82] Schuch CM, Pritham CH. Current transfemoral sockets. *Clin Orthoped Related Res* 1999;361:48–54.
- [83] A M Digioia, B.Jaramaz, F. Picard, Lutz-peter Nolte, Computer and Robotic assisted Knee Surgery, Oxford University Press 2004
- [84] Damian Mc Comark, Mechanical Axes Deviations, Measurements and Consequences, internal report Atlanta Rite Hospital USA 2005
- [85] Kenneth A.Krackow, management of fixed deformity at total Knee Arthroplasty, Williams and Wilkins Maryland USA

- [86] A M Digioia, B.Jaramaz, F. Picard, Lutz-peter Nolte, Computer and Robotic assisted Knee Surgery, Oxford University Press 2004
- [87] Damian Mc Comark, Mechanical Axes Deviations,Measurements and Consequences, internal report Atlanta Rite Hospital USA 2005
- [88] Kenneth A.Krackow, management of fixed deformity at total Knee Artrosplasty, Williams and wilkens Maryland USA
- [89] A M Digioia, B.Jaramaz, F. Picard, Lutz-peter Nolte, Computer and Robotic assisted Knee Surgery, Oxford University Press 2004
- [90] www.bbraun.com
- [91] www.orthosoft.ca
- [92] Russell H. Taylor, Lectures onRobotic Joint Replacement Surgery, Dept. of Computer ScienceCenter, Johns Hopkins University 2001
- [93] www.robodoc.com
- [94] M. Jakopec, F. R. y. Baena, S. J. Harris, P. Gomes, J. Cobb and B. L. DavieS ‘The "Hands-on" Orthopaedic Robot "Acrobot": Early Clinical Trials of Total Knee Replacement Surgery’, IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION, Special Issue on Medical Robotics, 19(5), pp.902-911, 2003
- [95] www.acrobot.co.uk
- [96] M. Shoham et al. ‘Bone Mounted miniature robot for Surgical procedures’ IEET Trans on R&A Vol 19,N 5 October 2003
- [97] Nabil Simaan ‘*Analysis and Synthesis of Parallel Robots for Medical Applications*’ M.Sc. Thesis - Technion-Israel Institute of Technology Mechanical Engineering Department, 2002
- [98] M. Jakopec, F. R. y. Baena, S. J. Harris, P. Gomes, J. Cobb and B. L. DavieS ‘The "Hands-on" Orthopaedic Robot "Acrobot": Early Clinical Trials of Total Knee Replacement Surgery’, IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION, Special Issue on Medical Robotics, 19(5), pp.902-911, 2003
- [99] www.acrobot.co.uk

- [100] M. Shoham et al. '*Bone Mounted miniature robot for Surgical procedures*' IEET Trans on R&A Vol 19,N 5 October 2003
- [101] M. Grotahn, B. Heimann, J. Kuehn, H. Grendel, '*Dynamics of Robots with parallel Structure*' Proceedings of the 11th IFToMM World Congress, Taijin Cina April 2004.
- [102] G. Legnani. 'Robotica Industriale' Editrice Ambrosiana 2003
- [103] Z.Yang T. Huang 'Dynamical Modeling and trail Tracking control of miniature reconfigurable parallel machine' proceedings of the 11t h IFToMM world congress, Tianjin China 2004
- [104] M. Callegari, P. Marzetti, B. Olivieri 'Kinematics of a parallel mechanism for the generation of spherical Motions' ARK 2004, 449- 458 kluwer Academic Publishers 2004