



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΙΓΑΙΟΥ
Τμήμα Μηχανικών Σχεδίασης
Προϊόντων και Συστημάτων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟ ΤΗΣ ΡΟΠΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΑΝΑΠΗΡΙΚΟΥ ΑΜΑΞΙΔΙΟΥ**

ΜΑΛΛΙΑΡΟΣ ΙΩΑΝΝΗΣ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: Παρασκευάς Παττανίκος

ΣΥΡΟΣ 2007

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Παρασκευά Παπανίκο, επιβλέποντα καθηγητή της παρούσας διπλωματικής εργασίας, για τη σημαντική υποστήριξη και καθοδήγησή του.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου για τη σημαντική στήριξη που μου προσέφερε καθ' όλη τη διάρκεια αυτής μου της προσπάθειας.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1. Εισαγωγή	3
1.1 Πρόλογος	3
1.2 Σκοπός της εργασίας	5
1.3 Δομή της εργασίας	6
2. Βιβλιογραφική ανασκόπηση	8
2.1 Τραυματισμοί από την χρήση του αναπηρικού αμαξιδίου	9
2.2 Μηχανική ανάλυση της προώθησης του αναπηρικού αμαξιδίου	13
2.3. Η προώθηση του αναπηρικού αμαξιδίου με διαφορετικές σχεδιαστικές προσεγγίσεις	23
2.4 Αναλυτική μοντελοποίηση της μηχανικής της προώθησης	24
3. Μοντελοποίηση	27
3.1 Περιγραφή του τρόπου μοντελοποίησης	27
3.2 Περιγραφή του συστήματος χρήστης-αναπηρικό αμαξίδιο	30
3.3 Περιγραφή των στοιχείων του συστήματος	31
3.4 Περιγραφή του Εμβιομηχανικού Μοντέλου	36
4. Κινηματική ανάλυση	40
4.1 Παραδοχές της ανάλυσης	40
4.2 Οι εισροές του κινηματικού μοντέλου	41
4.3 Το κινηματικό μοντέλο	44
5. Αποτελέσματα κινηματικού μοντέλου	48
5.1 Αποτελέσματα ανάλυσης 1	48
5.2 Αποτελέσματα ανάλυσης 2	50
5.3 Αποτελέσματα ανάλυσης 3	53
5.4 Παραμετρικές αναλύσεις	55
6. Στατική ανάλυση	61
6.1 Σχέσεις μεταξύ ροπών και δυνάμεων	62
6.2 Αποτελέσματα στατικής ανάλυσης	64
6.3 Υπολογισμός της μέγιστης ροπής κίνησης	73
7. Συμπεράσματα	76
Βιβλιογραφία	78

1. Εισαγωγή

1.1 Πρόλογος

Ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας (W.H.O.) ορίζει ως βλάβη (*impairment*) «την οποιαδήποτε απώλεια ή ανωμαλία στην ψυχολογική, σωματική ή ανατομική δομή και λειτουργία» [1]. Όταν αυτή η δυσκολία καταλήγει σε αδυναμία «να εκτελέσει κάποιος μία δραστηριότητα με τρόπο που θεωρείται φυσιολογικός για όλους τους ανθρώπους», τότε αυτή η δυσκολία αποτελεί πρόβλημα (*disability*) (π.χ. προβλήματα στην επικοινωνία, στην ακοή, στην κίνηση ή στο χειρισμό αντικειμένων). Η αναπηρία (*handicap*) είναι το αποτέλεσμα της βλάβης ή του προβλήματος, όταν το άτομο αδυνατεί να ανταποκριθεί στο φυσιολογικό του ρόλο. Σύμφωνα με αυτούς τους ορισμούς, μία αναπηρία δεν αποτελεί χαρακτηριστικό ενός ατόμου, αλλά είναι μία περιγραφή της σχέσης του ατόμου με το περιβάλλον (W.H.O.). Για παράδειγμα, ένα άτομο που γεννιέται χωρίς τα άνω άκρα (η βλάβη), ενδεχομένως να μη μπορεί να γράψει ή να αυτοεξυπηρετηθεί με τρόπο κανονικό (το πρόβλημα). Εάν αυτό το άτομο δε συμμετέχει στο σχολείο ή στην εργασία λόγω της δυσκολίας και του προβλήματος, τότε αυτό τελεί υπό αναπηρία. Παρ' όλη τη δυσκολία, το άτομο αυτό μπορεί να είναι ικανό να εκτελέσει καθημερινές δραστηριότητες, χρησιμοποιώντας τα πόδια ή το στόμα του ή χρησιμοποιώντας τεχνητά μέλη, προκειμένου να ξεπεράσει τις συνθήκες αναπηρίας.

Η προσέγγιση αυτή που μεταθέτει την αναπηρία από το άτομο στο περιβάλλον, προσδίδει μία πολύ σημαντική πλευρά στο ρόλο της Υποστηρικτικής Τεχνολογίας, δηλαδή, στη μείωση της αρνητικής επίδρασης των βλαβών / προβλημάτων, ώστε αυτά να μην καταλήγουν να αποτελούν αναπηρία. Ακόμη, η περιγραφή αυτή των δυσκολιών των ατόμων τονίζει τις δυσλειτουργίες που απορρέουν από τις δυσκολίες αυτές και δεν εστιάζει στους περιορισμούς των ατόμων αυτών. Η Υποστηρικτική Τεχνολογία, σ' αυτό το πλαίσιο αξιοποιείται, προκειμένου να υποστηρίξει τη λειτουργικότητα των ατόμων με δυσκολίες, ώστε η σχέση τους με το περιβάλλον να μην καταλήγει σε «αναπηρία».

Σε αυτό το πλαίσιο, πρέπει να ενταχτεί και η σημασία της μελέτης και της ανάλυσης της υποστηρικτικής τεχνολογίας, ώστε να μας οδηγήσουν στον σχεδιασμό των προϊόντων που αξιοποιούν τις δυνατότητες των χρηστών, με σκοπό τη βελτιστοποίηση της διαδραστικότητάς τους με το περιβάλλον. Εστιάζοντας σε μία εφαρμογή της υποστηρικτικής τεχνολογίας σε αυτή την εργασία, επιλέχτηκε η μελέτη και η ανάλυση του αναπηρικού αμαξιδίου. Σύμφωνα με την παραπάνω προσέγγιση, θα προσπαθήσουμε να εστιάσουμε στο σύστημα χρήστης-αναπηρικό αμαξίδιο, με σκοπό την εύρεση των περιορισμών που δημιουργεί στο χρήστη, δηλαδή τη μετάβαση της αναπηρίας στο περιβάλλον (αναπηρικό αμαξίδιο).

Η αναγνώριση των προβλημάτων θα μας οδηγήσει σε σχεδιαστικές λύσεις, καθώς και στον καθορισμό σχεδιαστικών προτύπων (*design guidelines*), χωρίς να εστιάζει στους περιορισμούς των χρηστών, αλλά στις δυνατότητές τους. Γι' αυτόν το λόγο, επιλέχτηκε να ασχοληθούμε συγκεκριμένα με την μελέτη του χειροκίνητου αναπηρικού αμαξιδίου, το οποίο αξιοποιεί τις δυνατότητες του χρήστη, με τρόπον ώστε, να του επιτρέπει την αυτοεξυπηρέτησή του και την ανταπόκρισή του στο φυσιολογικό του ρόλο.

Η εμβιομηχανικές μελέτες για την ανάλυση της προώθησης του χειροκίνητου αναπηρικού αμαξιδίου έχει αυξηθεί κατά πολύ την τελευταία δεκαετία. Η προσπάθεια των προηγούμενων ερευνών έχει τυπικά δύο κατευθύνσεις: Η πρώτη αναφέρεται στη βελτίωση της μηχανικής απόδοσης της προώθησης (η αναλογία της παραγόμενης δύναμης σε σχέση με την κατανάλωση οξυγόνου), και η δεύτερη, στην κατανόηση όσο το δυνατόν περισσότερων συνιστωσών, σχετικών με την αλληλεπίδραση χρήστη - αναπηρικού αμαξιδίου, με αποτέλεσμα να στραφούμε στα μυοσκελετικά προβλήματα που συνδέονται με τη χρήση αυτού[2]. Η μηχανική αποδοτικότητα στη φάση της προώθησης του αναπηρικού αμαξιδίου είναι πολύ χαμηλή, τόσο, που φτάνει μόνο στο 10% [3].

Υπάρχουν αρκετές έρευνες για το σύστημα «χειροκίνητο αναπηρικό αμαξίδιο – χρήστης», οι περισσότερες από τις οποίες έχουν γίνει για ιατρικούς σκοπούς, με γνώμονα την αποφυγή τραυματισμών των άνω άκρων, που δημιουργούνται κατά την διάρκεια της προώθησης, λόγω του ότι τα άνω άκρα είναι αυτά που καταπονούνται περισσότερο κατά την προώθηση ενός χειροκίνητου αναπηρικού αμαξιδίου [4]. Πολλές μελέτες [5,6] μας δείχνουν, ότι οι τραυματισμοί των άνω άκρων εμφανίζονται πολύ πιο συχνά σε χρήστες τέτοιων αμαξιδίων. Οι μελέτες αυτές εστιάζουν στη σύνδεση της χρήσης του αναπηρικού αμαξιδίου με τους τραυματισμούς που προκαλούν, με σκοπό να προσδιοριστούν στο μέγιστο δυνατό, οι παράγοντες οι οποίοι συντελούν σε αυτούς τους τραυματισμούς, κάτι που έχει ως συνέπεια την ανάλυση του μηχανισμού προώθησης.

Ένας αριθμός από μελέτες έχει εξετάσει την κινηματική των άνω άκρων [7-15], τη δραστηριότητα των μυών κατά τη διάρκεια της προώθησης [15-20] και τις δυνάμεις που ασκούνται στο handrim (η στεφάνη μέσω της οποίας μεταδίδεται η δύναμη από το χρήστη στο αμαξίδιο) [20-24]. Οι μελέτες αυτές μας παρέχουν αρκετά χρήσιμες πληροφορίες, που σχετίζονται με την κατανόηση, τόσο του τρόπου λειτουργίας των άνω άκρων, τα οποία παράγουν τη ροπή κίνησης, όσο και των αλληλεπιδράσεων που αναπτύσσονται από το χρήστη στο αναπηρικό αμαξίδιο και αντιστρόφως.

1.2 Σκοπός της εργασίας

Ο σκοπός της παρούσας εργασίας, είναι η ανάπτυξη ενός εμβιομηχανικού μοντέλου (*biomechanical model*), που να είναι σε θέση να υπολογίζει την ροπή κίνησης ενός αναπηρικού αμαξιδίου. Η χρήση του μοντέλου μας επιτρέπει να υπολογίσουμε την επίδραση των βασικών σχεδιαστικών παραμέτρων του αναπηρικού αμαξιδίου στις ροπές και δυνάμεις που ασκεί ο χρήστης, με τελικό σκοπό τη βελτιστοποίηση του αμαξιδίου.

Η παρούσα εργασία βασίστηκε στην ανάγκη να δημιουργηθεί μία εμβιομηχανική ανάλυση του συστήματος «χειροκίνητο αναπηρικό αμαξίδιο –

χρήστης», με σκοπό τον υπολογισμό της ροπής κίνησης που δημιουργείται από το χρήστη. Η αλληλεπίδραση του ανθρώπου-χρήστη με την αναπηρική καρέκλα λαμβάνει χώρα σε μεγάλο βαθμό, ώστε, επιβάλλεται να μελετηθεί ως ένα σύστημα.

Η ανάλυση έγινε με γνώμονα τη δημιουργία σχεδιαστικών προτύπων (*design guidelines*), γι' αυτό μελετήθηκε με τέτοιο τρόπο, ώστε να καθίσταται δυνατό να υπολογίζεται η ροπή κίνησης όταν έχουμε διαφορετικές σχεδιαστικές προσεγγίσεις. Για την επίτευξη μιας τέτοιας προσέγγισης, η μελέτη έγινε με παραμέτρους, που ορίζουν το σχεδιασμό του αναπηρικού αμαξιδίου. Αναπτύχθηκε ένα παραμετρικό εμβιομηχανικό μοντέλο, ώστε η ανάλυση των παραμέτρων να καθορίσει το σχεδιασμό του αναπηρικού αμαξιδίου με τη μέγιστη μηχανική αποδοτικότητα.

Οι κύριες μεταβλητές που εξετάστηκαν στην παρούσα εργασία είναι η θέση του τροχού και η θέση του καθίσματος, ούτως ώστε να προσδιοριστούν οι αλλαγές για τη διαμόρφωση του αναπηρικού αμαξιδίου, οι οποίες επηρεάζουν το κόστος ενέργειας και τη μηχανική απόδοση στην προώθησή του [7,16,19]. Αυτές οι εμβιομηχανικές μεταβλητές, που σύμφωνα με τις μελέτες, επηρεάζουν την προώθηση σε αρκετά μεγάλο βαθμό, έχουν μελετηθεί ξεχωριστά και για ιατρικούς λόγους. Το εμβιομηχανικό μοντέλο που αναπτύχθηκε σε αυτή την μελέτη, υπολογίζει τη ροπή κίνησης του αναπηρικού αμαξιδίου, λαμβάνοντας ως παραμέτρους αυτές τις μεταβλητές, ώστε να θέσει τις βάσεις για τον καθορισμό τους και την δημιουργία σχεδιαστικών προτύπων.

1.3 Δομή της εργασίας

Στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται μια βιβλιογραφική ανασκόπηση σχετικά με τις υπάρχουσες τεχνικές ανάλυσης του συστήματος χρήστη - αναπηρικό αμαξίδιο. Στο τρίτο κεφάλαιο παρουσιάζεται η μέθοδος ανάλυσης του συστήματός μας, η μελέτη των στοιχείων του, καθώς και ο τρόπος που έγινε η μοντελοποίηση. Στο τέταρτο κεφάλαιο περιγράφεται η κινηματική ανάλυση του μοντέλου και ο τρόπος υλοποίησής της, ενώ τα αποτελέσματά της

παρουσιάζονται στο πέμπτο κεφάλαιο. Ο υπολογισμός των αναπτυσσόμενων ροπών κίνησης, χρησιμοποιώντας τη στατική ανάλυση, περιγράφεται στο έκτο κεφάλαιο. Τα γενικά συμπεράσματα της εργασίας και κάποιες προτάσεις για μελλοντική έρευνα αναφέρονται στο έβδομο κεφάλαιο.

2. Βιβλιογραφική ανασκόπηση

Ο αριθμός των μελετών σχετικά με την εμβιομηχανική ανάλυση της προώθησης του χειροκίνητου αναπηρικού αμαξιδίου έχει αυξηθεί κατά πολύ την τελευταία δεκαετία. Οι ερευνητικές προσπάθειες επικεντρώνονται σε δύο σημεία: το πρώτο είναι η βελτίωση της μηχανικής απόδοσης της προώθησης (αναλογία της παραγόμενης δύναμης σε σχέση με την κατανάλωση οξυγόνου) και το δεύτερο, η καλύτερη κατανόηση της αλληλεπίδρασης του χρήστη με το αναπηρικό αμαξίδιο, ούτως ώστε να αντιμετωπιστούν τα μυοσκελετικά προβλήματα, τα οποία συνδέονται με τη χρήση του αναπηρικού αμαξιδίου[2]. Η μηχανική αποδοτικότητα στη φάση της προώθησης του αναπηρικού αμαξιδίου είναι πολύ χαμηλή, τόση που φτάνει μόνο στο 10% [3].

Κάθε χρόνο, διάφορες συνθήκες οδηγούν δεκάδες χιλιάδες ανθρώπους στην αναγκαιότητα της απόκτησης και χρήσης αναπηρικού αμαξιδίου, για πρώτη φορά, προκειμένου να βοηθηθούν να συνεχίσουν τη ζωή τους [25]. Αυτός ο πληθυσμός περιλαμβάνει τόσο ηλικιωμένους ανθρώπους με αναπηρίες, όσο και άτομα με περιορισμένες κινητικές ικανότητες, όπως αυτά με τραυματισμούς του νωτιαίου μυελού, πολλαπλές σκληρώσεις και παραλύσεις [26]. Όσο αυξάνεται ο αριθμός αυτού του πληθυσμού, η μακροζωία του επίσης αυξάνεται με τη βελτίωση της ιατρικής διαχείρισης (*medical management*) των παραπληγικών και άλλων ασθενών [27]. Ως αποτέλεσμα, τα αναπηρικά αμαξίδια έχουν γίνει σύνηθες φαινόμενο στην κοινωνία μας, ως το απαραίτητο μέσον μετακίνησης ατόμων με ειδικές ανάγκες. Η εμβέλεια της χρήσης του αναπηρικού αμαξιδίου, κυμαίνεται από τις μικρές μετακινήσεις εντός του σπιτιού, έως σε μεγάλες κινητικές δραστηριότητες, όπως αγώνες Μαραθώνιου.

Με τη δυνατότητα μιας τέτοιας κινητικότητας, τα αναπηρικά αμαξίδια είναι μοναδικά στο να βελτιώσουν τη λειτουργική ανεξαρτησία των ατόμων με ειδικές ανάγκες και είναι ένα αναπόσπαστο τμήμα της ιατρικής αποκατάστασης των ατόμων με αναπηρίες. Εντούτοις, παρά τη διάδοση και την τεράστια χρησιμότητα των αναπηρικών αμαξιδίων, είναι σχετικά λίγη η δημοσιευμένη

βιβλιογραφία η οποία είναι διαθέσιμη για τη μελέτη του σχεδιασμού και της χρήσης του χειροκίνητου αναπηρικού αμαξιδίου. Οι επιστήμονες αποκατάστασης και οι βιοϊατρικοί μηχανικοί έχουν ερευνήσει την εμβιομηχανική προώθηση αναπηρικών αμαξιδίων προκειμένου να αποτραπούν οι οστεομυϊκοί τραυματισμοί.

Οι περισσότερες έρευνες για το σύστημα: «χειροκίνητο αναπηρικό αμαξίδιο – χρήστης» έχουν γίνει για ιατρικούς σκοπούς, με γνώμονα την αποφυγή τραυματισμών των άνω άκρων, τα οποία διατρέχουν τον μεγαλύτερο κίνδυνο τραυματισμού κατά την προώθηση ενός χειροκίνητου αναπηρικού αμαξιδίου[4]. Πολλές μελέτες [5,6] μας δείχνουν ότι οι τραυματισμοί των άνω άκρων εμφανίζονται πολύ συχνότερα σε χρήστες αναπηρικών αμαξιδίων. Οι μελέτες αυτές, εστιάζουν στη σύνδεση της χρήσης του αναπηρικού αμαξιδίου με τους τραυματισμούς που αυτή προκαλεί, ώστε να εντοπισθούν οι παράγοντες οι οποίοι δημιουργούν αυτούς τους τραυματισμούς, και ως συνέπεια αυτών των μελετών προκύπτει η ανάλυση του μηχανισμού της προώθησης.

Ένας αριθμός από μελέτες έχει εξετάσει την κινηματική των άνω άκρων [7-15], τη δραστηριότητα των μυών κατά τη διάρκεια της προώθησης [15-20] και τις δυνάμεις που ασκούνται στο handrim [20-24]. Οι μελέτες αυτές μας παρέχουν αρκετά χρήσιμες πληροφορίες για την κατανόηση τόσο του τρόπου λειτουργίας των άνω άκρων, τα οποία παράγουν τη ροπή κίνησης, όσο και της αλληλεπίδρασης που λαμβάνει χώρα μεταξύ χρήστη και αναπηρικού αμαξιδίου.

2.1 Τραυματισμοί από την χρήση του αναπηρικού αμαξιδίου

Οι παραπληγικοί ασθενείς βασίζονται σχεδόν αποκλειστικά στα άνω άκρα τους για την κίνησή τους, όπως για παράδειγμα, η χρήση ενός αναπηρικού αμαξιδίου [27]. Πολλές μελέτες έδειξαν ότι οι χρήστες χειροκίνητων αναπηρικών αμαξιδίων είχαν σοβαρές παθήσεις στην άρθρωση του ώμου [5,25,37-34], και βρέθηκε ότι έπασχαν από χρόνιες παθήσεις όπως το "σύνδρομο

υπακρωμιακής προστριβής” (*impingement syndrome*¹ [25,29], την ρήξη του μυοτενοντίου πετάλου² [25] ή την τενοντίτιδα της μακράς κεφαλής του δικεφάλου βραχιονίου³ [25]. Μελέτες τεκμηριώνουν επίσης, ότι η χρήση αναπηρικών αμαξιδίων ευθύνεται και για τις διαταραχές των άνω άκρων σε αθλητές που τα χρησιμοποιούν [28-30,32,35,36]. Η εξαντλητική επαναλαμβανόμενη χρήση, βρέθηκε ότι είναι κύριος παράγοντας του πόνου και των τραυματισμών που δημιουργούνται στην άρθρωση του ώμου των χρηστών αναπηρικών αμαξιδίων [33].

Οι αθλητές που χρησιμοποιούν αναπηρικά αμαξίδια είναι ευπαθείς σε τραυματισμούς του ώμου, που σχετίζονται με την υπερβολική χρήση, όπως στο σύνδρομο υπακρωμιακής προστριβής του ώμου [29,32]. Ωστόσο, η δημιουργία της έλλειψης ισορροπίας των μυών του ώμου, που συσχετίζονται με την αδυναμία της σταθεροποίησης της κεφαλής του βραχιονίου (του περιστρέφοντος και του προσαγωγού μυός), μπορεί επίσης να είναι παράγοντες της ανάπτυξης και της διαίωνισης του συνδρόμου υπακρωμιακής προστριβής του μυοτενοντίου πετάλου στους αθλητές αναπηρικών αμαξιδίων [29,32].

¹ Προστριβή του μυοτενοντίου πετάλου των στροφέντων του ώμου και του ακρωμιοκορακοειδούς τόξου.

² Το μυοτενοντίο πέταλο του ώμου σχηματίζεται από τη συνένωση των καταφυτικών τενόντων του υπερακανθίου, υπακανθίου, ελάσσονος στρογγύλου και υποπλατίου μυός.

³ Οι τένοντες αυτοί, μαζί με τον τένοντα της μακράς κεφαλής του δικεφάλου βραχιονίου σταθεροποιούν την κεφαλή του βραχιονίου στην ωμογλήνη. Το ακρωμιοκορακοειδές τόξο σχηματίζεται από το ακρώμιο, τον ακρωμιοκορακοειδή σύνδεσμο και την κορακοειδή απόφυση.

Το καρπικό σύνδρομο σωλήνα⁴ (*Carpal Tunnel Syndrome-CTS*) είναι το συνηθέστερο σε χρήστες αναπηρικών αμαξιδίων [27,28,31,34-36]. Ένας παράγοντας που πιθανό να δημιουργεί το CTS είναι ο τρόπος της κίνησης του καρπού κατά την διάρκεια της κίνησης της προώθησης, η οποία μπορεί να δημιουργεί μεγάλες γωνίες του καρπού και ως εκ τούτου να αναπτύσσονται μεγάλες καμπτικές δυνάμεις μεταξύ του καρπού και των δακτύλων. Σε συνδυασμό με τον επαναληπτικό χαρακτήρα της κίνησης, μπορεί να είναι καταστρεπτικό για τον μαλακό μανδύα του καρπού [20]. Η σχέση μεταξύ των μυοσκελετικών προβλημάτων και της χρήσης της αναπηρικής καρέκλας, είναι προφανής. Μερικές αναφορές αποκαλύπτουν ότι οι πόνοι στον ώμο των χρηστών, άρχισαν με την χρήση του αναπηρικού αμαξιδίου[5,30].

Οι Nichols et al. [33] είναι μεταξύ των πρώτων, που τονίζουν τους κινδύνους των οστεο-μυικών προβλημάτων λόγω της χρήσης του αναπηρικού αμαξιδίου. Από τη μελέτη ενός μεγάλου πληθυσμού (N=491) με προβλήματα στην σπονδυλική στήλη, βρέθηκε ότι οι χρήστες αναπηρικών αμαξιδίων παρουσιάζουν πολύ περισσότερες διαταραχές του συστήματος 'ώμος – χέρι', σε σχέση με τον υπόλοιπο πληθυσμό. Το 50% των χρηστών αναπηρικών αμαξιδίων ανέφερε σοβαρά προβλήματα στην άρθρωση του ώμου. Ο αριθμός των προβλημάτων επηρεάζεται από την ηλικία και το χρόνο χρήσης του αναπηρικού αμαξιδίου.

4 Με τον όρο Σύνδρομο του Καρπιαίου Σωλήνα περιγράφουμε την παγίδευση του Μέσου νεύρου του χεριού, στην πορεία του μέσα από το καρπιαίο σωλήνα. Ο καρπιαίος σωλήνας είναι ένα στενό μονοπάτι στην περιοχή του καρπού, που αποτελείται από οστά, συνδέσμους καθώς και τους μύες και τένοντες που κινούν τα δάκτυλα του χεριού. Συνήθως η παγίδευση του μέσου νεύρου προκαλείται λόγω οιδήματος στην περιοχή. Το οίδημα τις περισσότερες φορές οφείλεται σε τεντονίτιδα, δηλαδή σε εκφυλιστικές αλλοιώσεις, στους τένοντες των καμπτήρων μυών των δακτύλων σαν αποτέλεσμα υπερκόπωσης. Άλλες αιτίες είναι κάταγμα στην περιοχή με εξάρθρωση, μόλυνση, κάκωση του ίδιου του νεύρου κ.α.

Οι Jackson et al. [36] πραγματοποίησαν μία ηλεκτροδιαγνωστική μελέτη⁵ ώστε να καθορίσουν τους τραυματισμούς στο μέσο νεύρο του καρπού, σε 33 παίκτες του basket με αναπηρικό αμαξίδιο. Βρέθηκε ότι το 30% των αθλητών είχαν συμπτώματα του CTS, και για το 70% από αυτούς υπήρξε και ηλεκτροδιαγνωστική επιβεβαίωση.

Τα προβλήματα από την υπερβολική χρήση των άνω άκρων έχουν περιγραφεί και σε γενικές περιπτώσεις πληθυσμών, κυρίως σε εργάτες βιομηχανιών που εκτελούν επαναλαμβανόμενες εργασίες μικρής χρονικής διάρκειας. Οι εργάτες αυτοί υπέφεραν συχνά από την πάθηση συσσωρευτικού τραύματος⁶ (*Cumulative Trauma Disorder*). Αυτό μας δείχνει ότι εκτός από το μέγεθος της

⁵ Παθολογικές καταστάσεις ή τραυματισμοί κινητικών νεύρων ή μυών, προκαλούν αλλαγές στη ανταπόκρισή τους στον ηλεκτρικό ερεθισμό. Αυτές οι αλλαγές αποτελούν μια υπολογίσιμη βοήθεια στην διάγνωση της έκτασης της βλάβης, αλλά και στον σχεδιασμό της αποκατάστασης.

⁶ (*Cumulative Trauma Disorder*) στην Αυστραλία και το Η. Βασίλειο είναι γνωστές ως κακώσεις των άκρων που προέρχονται από επαναλαμβανόμενη καταπόνηση (*Repetitive Strain Injuries*) καθώς και ως σύνδρομο υπερβολικής επαγγελματικής δραστηριότητας (*Occupational Overuse Syndrome*), στην Ιαπωνία αναφέρονται ως αυχενοβραχιόνιο σύνδρομο (*Cervicobrachial Syndrome*) και τέλος στις Σκανδιναβικές χώρες ως παθήσεις μυοσκελετικής καταπόνησης (*Belastningssjukdomar*). Οι διαφορές αυτές της ονομασίας στις διάφορες χώρες αντανακλούν και τη διαφορετική θεώρηση που αναπτύχθηκε γύρω από αυτές τις παθήσεις σε διάφορα σημεία του πλανήτη. Υπήρξαν διαφορετικές αντιλήψεις όσον αφορά τα αίτια που τις προκαλούν με αποτέλεσμα αφενός η έρευνα να εστιασθεί σε διαφορετικά σημεία και αφετέρου τα μέτρα που ελήφθησαν για την αντιμετώπισή τους να διαφέρουν από χώρα σε χώρα. Αποτέλεσμα αυτών των διαφορετικών αντιλήψεων είναι να έχουμε σήμερα μια σχετικά πολύπλευρη εικόνα για τις αιτίες που προκαλούν τις μυοσκελετικές παθήσεις και του τρόπου πρόληψης και αντιμετώπισης τους [39].

εφαρμοζόμενης δύναμης για την εκτέλεση μιας εργασίας, σημαντικοί παράγοντες είναι επίσης η διάρκεια και η επαναληψιμότητα [37,38]. Είναι φανερό ότι η προώθηση του αναπηρικού αμαξιδίου είναι ένας τύπος επαναλαμβανόμενης εργασίας, στην όποια τα άνω άκρα είναι αυτά που καταπονούνται περισσότερο.

2.2 Μηχανική ανάλυση της προώθησης του αναπηρικού αμαξιδίου

Κινηματική ανάλυση

Η αποδοτικότητα του χρήστη του χειροκίνητου αναπηρικού αμαξιδίου είναι ένα συνηθισμένο θέμα έρευνας τις τελευταίες τρεις δεκαετίες. Η βιβλιογραφία που είναι διαθέσιμη είναι επικεντρωμένη στην φυσιολογία [40-42] και οι σχετικές μελέτες για την κίνηση είναι ελάχιστες. Οι μελέτες κινησιολογίας αναφέρονται κυρίως σε τεχνητά μέλη. Ο βασικός λόγος είναι ότι τα άνω άκρα δεν έχουν τυπικά συνδεθεί με την κίνηση όπως τα κάτω άκρα. Επιπλέον, η τεχνική της μελέτης των κάτω άκρων έχουν οριστεί σε μεγάλο βαθμό ενώ για τα άνω άκρα βρίσκονται στα πρώιμα στάδια της ανάπτυξης. Ωστόσο, ο αριθμός των χρηστών των αναπηρικών αμαξιδίων είναι πολλές φορές μεγαλύτερος από τον αριθμό των χρηστών τεχνητών μελών. Η προώθηση του αναπηρικού αμαξιδίου παρέχει μία ειδική πρόκληση για τους μελετητές, διότι δεν είναι μια κίνηση δισδιάστατη και πρέπει να μελετηθεί στις τρεις διαστάσεις. Η μοντελοποίηση σε τρεις διαστάσεις είναι πολύ πιο πολύπλοκη και ευαίσθητη σε λάθη, απ' ό,τι σε ένα δισδιάστατο μοντέλο που χρησιμοποιείται σε πολλές προηγούμενες μελέτες [8,15,19,43-45]. Λίγες μελέτες χρησιμοποιούν ολοκληρωμένη, τριών διαστάσεων περιγραφή για την κινηματική που εμπλέκεται στην προώθηση του αναπηρικού αμαξιδίου για μία ή για όλες τις αρθρώσεις του καρπού, του ώμου και του αγκώνα. Παρόλα αυτά, πρόσφατες μελέτες που χρησιμοποιούν τρισδιάστατες αναλύσεις, έχουν γνωστοποιήσει σημαντικά τόξα της κίνησης στα τρία επίπεδα της κίνησης, οι οποίες μας δείχνουν την ανάγκη της τρισδιάστατης κινηματικής ανάλυσης [12,13,23,45]. Εντούτοις, λόγω της πολυπλοκότητας της τρισδιάστατης ανάλυσης, είναι πολύ δύσκολη η τρισδιάστατη παραμετρική ανάλυση της επίδρασης των διαφόρων σχεδιαστικών παραμέτρων στην κινηματική και στατική συμπεριφορά του αναπηρικού αμαξιδίου.

Γενικότερα, κατά την διάρκεια της φάσης της προώθησης, ο ώμος έχει κίνηση με κατεύθυνση προς τα εμπρός, μειώνοντας την εσωτερική περιστροφή και την απαγωγή. Σε αντίθεση με την κίνησή του, ο ώμος αλλάζει από την κίνηση της έκτασης στην κίνηση της κάμψης [8,9,12,13,47]. Ο αγκώνας, στην αρχή της προώθησης, πηγαίνει από την θέση της κάμψης σε μία μεγαλύτερη κάμψη. Στην μέση της προώθησης ο αγκώνας αρχίζει να εκτείνεται μέχρι το τέλος της προώθησης.

Η συμμετρία της κίνησης των αρθρώσεων και των δύο άνω άκρων έχει, επίσης, απασχολήσει τους ερευνητές. Οι Goosey et al.[43] βρήκαν ότι υπάρχει συμμετρία των δύο άνω άκρων κατά την διάρκεια της προώθησης στην κίνηση του αγκώνα. Προτείνουν ότι το αξίωμα για την συμμετρία της κίνησης του αγκώνα των δύο άνω άκρων ισχύει και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε περαιτέρω μελέτες.

Κίνηση του αναπηρικού αμαξιδίου κατά την διάρκεια της προώθησης

Η επαναλαμβανόμενη καταπόνηση, που δημιουργεί τραυματισμούς, είναι αξιοσημείωτα σύνηθες φαινόμενο για τους χρήστες αναπηρικών αμαξιδίων. Είναι κοινώς αποδεκτό ότι κατά την διάρκεια της προώθησης, ένα μέρος της, είναι υπεύθυνο για τους τραυματισμούς των αρθρώσεων των άνω άκρων. Αν και τα μυοσκελετικά προβλήματα των άνω άκρων είναι συνήθη σε χρήστες αναπηρικών αμαξιδίων, υπάρχει μόνο ένα μικρό μέρος δημοσιευμένων δεδομένων της εμβιομηχανικής ανάλυσης του αναπηρικού αμαξιδίου. Τα δεδομένα μας δείχνουν τη σχέση μεταξύ των φορτίων που ασκούνται στα άνω άκρα και τον αυξανόμενο κίνδυνο για μυοσκελετικά προβλήματα. Τα δεδομένα αυτά είναι πολύ περιορισμένα στις δημοσιευμένες εμβιομηχανικές μελέτες. Για την απόκτηση τέτοιων κινητικών δεδομένων απαιτούνται πιο περίπλοκες διαδικασίες [7,49,50] απ' ό,τι για την απόκτηση των κινηματικών δεδομένων και πρέπει να παρέχουν μια καλύτερη αντίληψη του παθολογικού μηχανισμού [21-23,48].

Μέτρηση δυνάμεων και ροπών στο handrim

Για την εμβιομηχανική ανάλυση, που αφορά στα άνω άκρα, δεν υπάρχει ένα τυποποιημένο μηχάνημα για τη μέτρηση της δύναμης και της ροπής, όπως η πλατφόρμα για την ανάλυση του βαδίσματος. Μερικά εργαστήρια έχουν αναπτύξει εργαλεία για την ανάλυση του χειροκίνητου αναπηρικού αμαξιδίου τα οποία είναι ανάλογα με το σύστημα της πλατφόρμας για το βάδισμα [7,49-51].

Οι Asato et al.[7] ανέπτυξαν ένα σύστημα για τη δυναμική μέτρηση δυνάμεων και ροπών και την συλλογή κινητικών δεδομένων. Το σύστημα αυτό αναπτύχθηκε για την καταγραφή των δυνάμεων και των ροπών που ασκούνται στο handrim, τα οποία αρχειοθετούνται και αναλύονται για την επεξήγηση των κινητικών πληροφοριών προς ανάλυση. Χρησιμοποιήθηκαν δέκα ενήλικες, μεταξύ των οποίων τέσσερις άνδρες χρήστες αναπηρικών αμαξιδίων και τρεις άνδρες και τρεις γυναίκες χωρίς κινητικά προβλήματα. Οι μετρήσεις έγιναν με τη χρήση δυναμόμετρων και με μαγνητοσκόπηση από την οποία αποκτήθηκαν τα ψηφιοποιημένα κινηματικά δεδομένα.

Οι Cooper et al.[49] ανέπτυξαν εργαλεία για την ανάλυση της εμβιομηχανικής των άνω άκρων κατά την διάρκεια της χειροκίνητης προώθησης του αναπηρικού αμαξιδίου. Ανάμεσα στα εργαλεία υπάρχει ένα σύστημα που επιτρέπει την κατευθείαν μέτρηση των δυνάμεων καθώς και τις αντίστοιχες ροπές. Οι αναλυτικές τεχνικές που παρουσιάστηκαν επιτρέπουν τον υπολογισμό εφαπτομενικών και ακτινικών δυνάμεων, τον προσδιορισμό του σημείου της άσκησης της δύναμης και της ροπής που ασκείται από το χέρι. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το σημείο όπου ασκείται η δύναμη μπορεί να υπολογιστεί από τα κινητικά (δυναμικά) δεδομένα. Συγκρίνοντας το σημείο που ασκείται η δύναμη στην δεύτερη άρθρωση του μετακαρπίου συνδέσμου, όπως υπολογίζεται από κινηματικά δεδομένα, προκύπτει μια διαφορά της τάξης των 10 μοιρών με τις μεγαλύτερες αποκλίσεις να παρουσιάζονται στην αρχή και το τέλος της προώθησης. Η ανάλυση των μεθόδων για τον υπολογισμό της ασκούμενης εφαπτομενικής δύναμης, έδειξε ότι χρησιμοποιώντας το σημείο που ασκείται η δύναμη, παρέχει μεγαλύτερη ακρίβεια μετρήσεων, απ' ότι της

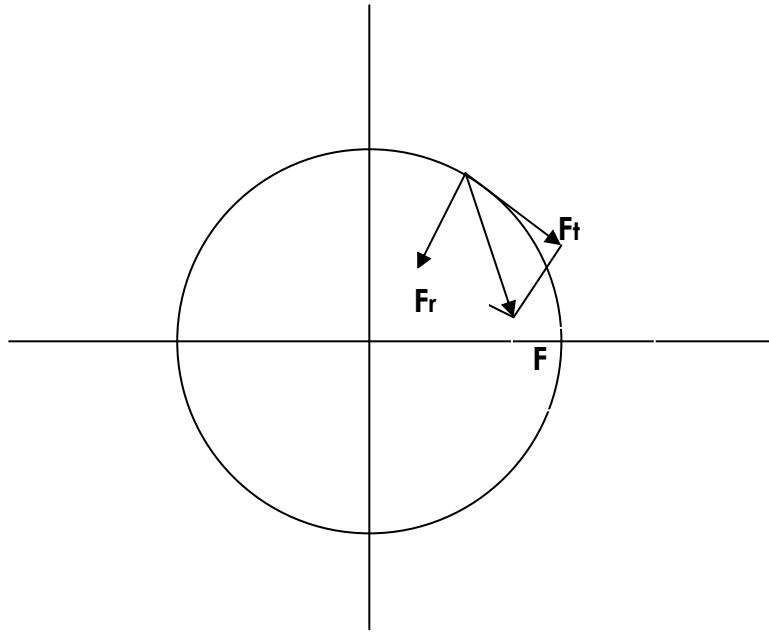
προηγούμενης μεθόδου που προϋποθέτει την μηδαμινή συνεισφορά της ροπής του χεριού. Η διαφορά των υπολογισμών της ροπής του χεριού με τις δύο μεθόδους είναι της τάξης των 0.6Nm.

Οι Wu et al.[50] σχεδίασαν και επαλήθευσαν ένα σύστημα με ενόργανο τροχό για τρισδιάστατη κινητική ανάλυση των άνω άκρων κατά την διάρκεια της προώθησης αναπηρικού αμαξιδίου. Το σύστημα επιτρέπει την απευθείας μέτρηση των δυνάμεων και ροπών, οι οποίες αναπτύσσονται σε δυναμικό σύστημα τριών διαστάσεων, πάνω στο handrim, κατά την διάρκεια της προώθησης με εργαστηριακές μετατροπές όπως σε εξωτερικό χώρο. Στην δυναμική ανάλυση, ο ενόργανος τροχός παρείχε τις μετρούμενες δυνάμεις και ροπές με την αντίστροφη δυναμική ανάλυση, χρησιμοποιώντας μαγνητοσκοπημένα κινηματικά δεδομένα.

Δυνάμεις και ροπές στο handrim

Είναι σημαντικό να καταλάβουμε το πώς δημιουργούνται οι δυνάμεις που ασκούνται στο handrim, γιατί αυτό μας παρέχει πληροφορίες για το πώς αυτές οι δυνάμεις συνδέονται με τη βελτιστοποίηση της αποδοτικότητας, βελτιώνοντας της απόδοση και αναγνωρίζοντας το μηχανισμό με τον οποίο προκαλούνται οι τραυματισμοί, ώστε να καταστεί δυνατή η ανάπτυξη μιας τεχνικής με την οποία να αποτρέπονται οι τραυματισμοί.

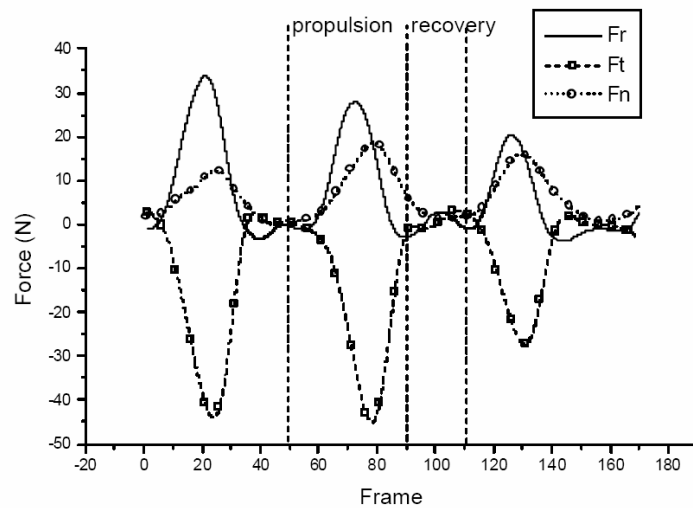
Η συνισταμένη δύναμη F που ασκείται στο handrim χωρίζεται σε τρεις συνιστώσες, τις F_t , F_r και F_n (σχήμα 2.1-2.2). Η F_t είναι η συνιστώσα της δύναμης που ασκείται εφαπτομενικά στο handrim, η F_r είναι η συνιστώσα της δύναμης που ασκείται στην ακτινική κατεύθυνση του handrim και η F_n είναι η συνιστώσα που ασκείται κάθετα στο επίπεδο του handrim. Ο λόγος της προωθητικής δύναμης F_t με την συνισταμένη F καθορίζει την απόδοση της κίνησης.



σχήμα 2.1

Οι συνιστώσες δυνάμεις της F στο επίπεδο του handrim.

Μια μεγαλύτερη προωθητική δύναμη αντιστοιχεί με μία αποδοτικότερη τεχνική [52]. Από το Σχήμα 2.2 παρατηρούμε ότι η μεγαλύτερη σε μέτρο δύναμη είναι η εφαπτομενική F_t , ενώ η μικρότερη η F_n [23,47]. Για τις F_n και F_r , υπάρχει βέβαια μία απότομη άνοδος στην αρχή της προώθησης [47].



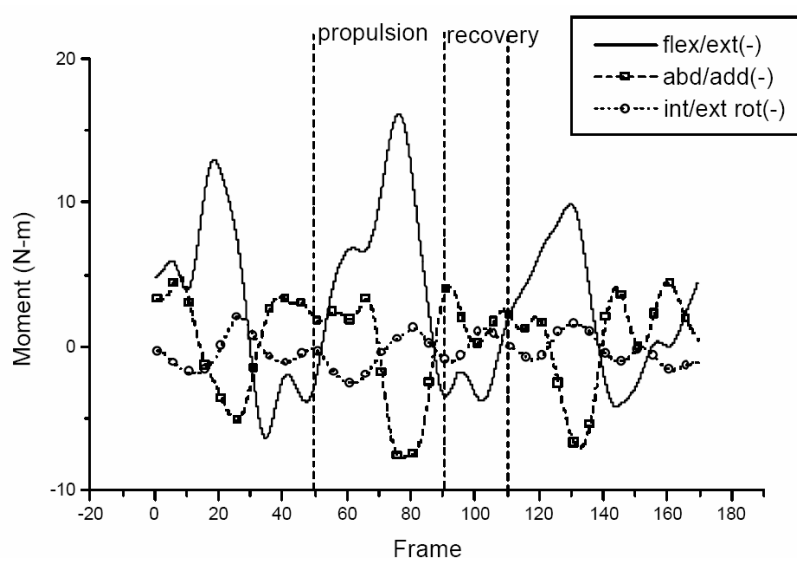
σχήμα 2.2

Η δύναμη στο handrim κατά την διάρκεια της προώθησης [50].

Οι Robertson et al.[23] ερεύνησαν τις δυνάμεις που δημιουργούνται κατά την διάρκεια της προώθησης του αναπηρικού αμαξιδίου. Οι εφαπτομενικές δυνάμεις ήταν μεγαλύτερες σε σχέση με τις ακτινικές, και ο μέσος λόγος της εφαπτόμενης δύναμης σε σχέση με την κινητήρια δύναμη ήταν περίπου στο 75%, ενώ οι ακτινικές δυνάμεις περίπου στο 22%.

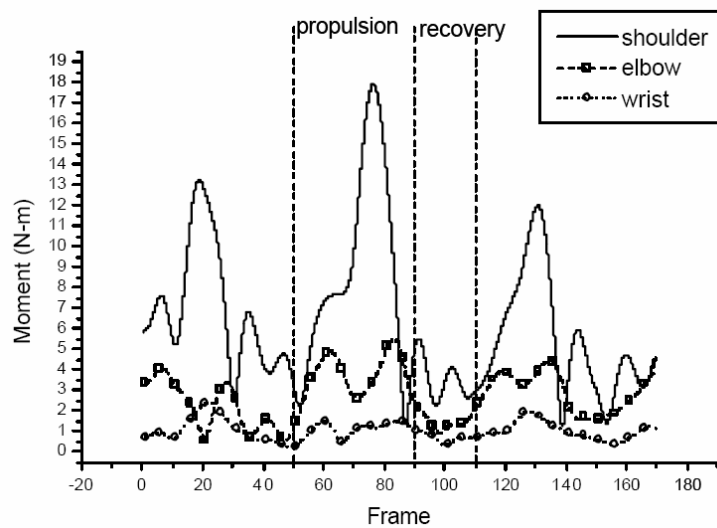
Δυνάμεις και ροπές στις αρθρώσεις

Οι δυνάμεις και οι ροπές στις αρθρώσεις μπορούν να υπολογιστούν με την χρήση της αντίστροφης δυναμικής ανάλυσης [22,23,53,54]. Σε αυτή την περίπτωση, ο υπολογισμός γίνεται χρησιμοποιώντας το διάγραμμα ελευθέρου σώματος κάθε τμήματος θεωρώντας όλες οι εξωτερικές δυνάμεις και ροπές. Η μέγιστη ροπή της άρθρωσης του ώμου είναι μεγαλύτερη στην κίνηση της έκτασης και μικρότερη για τις κινήσεις επαγωγής και εσωτερικής περιστροφής [22,55] (σχήμα 2.3). Η μέγιστη ροπή στην άρθρωση του αγκώνα είναι μεγαλύτερη στην έκταση [23,55]. Η κύρια ροπή της άρθρωσης του καρπού που συνεισφέρει στην κίνηση είναι αυτή της έκτασης [53,55]. Οι μεγαλύτερες ροπές ασκούνται από την άρθρωση του ώμου, ακολουθούμενες από τις ροπές του αγκώνα και του καρπού [23,54,55] (σχήμα 2.4).



σχήμα 2.3

Η εσωτερική ροπή του ώμου κατά την διάρκεια της προώθησης αναπηρικού αμαξιδίου [22,55].



σχήμα 2.4

Οι εσωτερικές ροπές των τριών αρθρώσεων των άνω άκρων κατά την διάρκεια της προώθησης αναπηρικού αμαξιδίου [22,55].

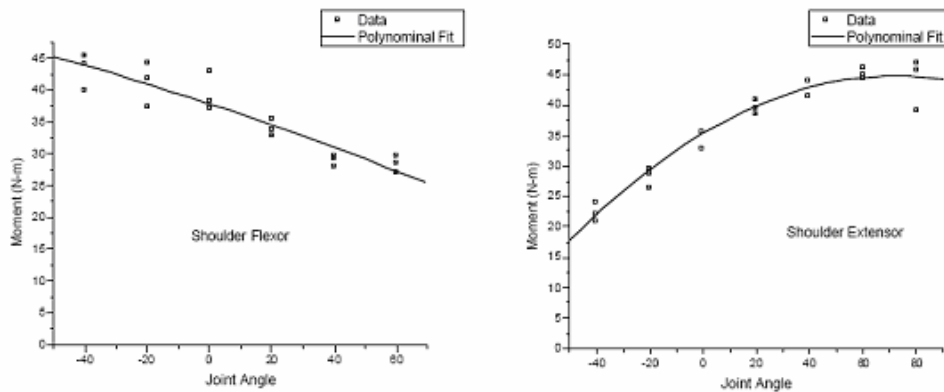
Οι Boninger et al.[21] προσπάθησαν να κατανοήσουν πληρέστερα τον μηχανισμό που κρύβεται πίσω από το Σύνδρομο του Καρπιαίου Σωλήνα σε χρήστες αναπηρικών αμαξιδίων. Χρησιμοποιήθηκαν τριάντα τέσσερις άνθρωποι με παραπληγία που χρησιμοποιούν το αναπηρικό αμαξίδιο για τις μετακινήσεις τους. Προώθησαν τα δικά τους αναπηρικά αμαξίδια, στα οποία

είχε προστεθεί δυναμόμετρο, με δύο διαφορετικές ταχύτητες, 0,9m/sec και 1,8m/sec. Συλλέχτηκαν τα εμβιομηχανικά δεδομένα και από τις δύο ταχύτητες χρησιμοποιώντας ένα handrim με αισθητήρια όργανα για την δύναμη και την ροπή και ένα σύστημα ανάλυσης της δύναμης. Τα αποτελέσματα της μελέτης δείχνουν ότι το συνολικό βάρος συνδέεται με τις δυνάμεις στο handrim και τη λειτουργία του μέσω νεύρου. Ανεξάρτητα από το βάρος των ανθρώπων, η εμβιομηχανική του handrim ήταν συνδεδεμένη με την λειτουργία του μέσου νεύρου. Καταλήγουν στο ότι με την απώλεια βάρους και με αλλαγές στην εμβιομηχανική του handrim, μπορεί να αποφευχθεί το Σύνδρομο του Καρπιαίου Σωλήνα σε χρήστες αναπηρικών αμαξιδίων.

Ο Guo [56] χρησιμοποίησε ένα ενόργανο αναπηρικό αμαξίδιο για την μέτρηση των ροπών και των δυνάμεων που αναπτύσσονται στο handrim κατά την διάρκεια της προώθησης. Η ακτίνα του handrim του αμαξιδίου που χρησιμοποίησε ήταν 25,4cm και ήταν σε σταθερή θέση, ώστε να μην επιτρέπεται να κινηθεί προς τα εμπρός, έτσι ώστε οι χρήστες να ασκούν μέγιστη δύναμη. Οι μετρήσεις έγιναν σε πέντε διαφορετικές θέσεις άσκησης δύναμης του χεριού σε σχέση με την γωνία του handrim, στις 120°, 105°, 90°, 75° και 60°. Χρησιμοποιήθηκαν πέντε χρήστες για τον προσδιορισμό της μέγιστης προσπάθειας σε κάθε μία από τις πέντε θέσεις. Οι χρήστες ήταν άνδρες, με μέση ηλικία 32,5 χρονών, για τους οποίους καταγράφηκαν τα ανθρωπομετρικά τους στοιχεία, δηλαδή τα μήκη βραχίονα και αντιβραχίου, καθώς και η θέση του ώμου σε σχέση με το κέντρο του handrim. Καταγράφηκαν οι ροπές που αναπτύχθηκαν στις αρθρώσεις, ώμου (ώμου κάμψης/ώμου έκτασης) και αγκώνα (αγκώνα κάμψης/ αγκώνα έκτασης), οι οποίες καθορίζονται από την γωνία της αντίστοιχης άρθρωσης και της κίνησης που ασκεί ο χρήστης (κάμψη/έκταση) (σχήματα 2.5 – 2.6). Οι μετρήσεις έγιναν με δυναμόμετρο και τα αποτελέσματα προσεγγίστηκαν με πολυωνυμικές συναρτήσεις.

Οι Finley et al.[57] χρησιμοποίησαν ένα ενόργανο αναπηρικό αμαξίδιο, με εργόμετρο και τρισδιάστατη ανάλυση της κίνησης για την συλλογή κινηματικών και δυναμικών δεδομένων των αρθρώσεων. Οι μετρήσεις έγιναν

σε 47 χρήστες αναπηρικών αμαξιδίων (15 με αναπηρία και 32 χωρίς αναπηρία). Βρέθηκε ότι οι χρήστες με αναπηρία, είχαν μεγαλύτερη συχνότητα προώθησης και μειωμένο τον χρόνο επαφής με το handrim καθώς και μικρότερες μέγιστες τιμές στις γωνίες στις αρθρώσεις του ώμου, αγκώνα και καρπού. Η προώθηση τους επίσης περιλάμβανε μειωμένη απώλεια ενέργειας, μειωμένες δυνάμεις και ροπές των αρθρώσεων και των αντίστοιχων δυνάμεων και ροπών στο handrim. Οι μετρήσεις έγιναν για το 60% της μέγιστης τιμής της δύναμης που μπορούσαν να ασκήσουν οι χρήστες (από προηγούμενη δοκιμή που είχε γίνει με μέγιστη προσπάθεια από τους χρήστες). Για όλες τις αναλύσεις χρησιμοποιήθηκαν τα δεδομένα από το δεξιό χέρι ενώ τα δυναμικά και κινηματικά δεδομένα αφορούσαν τρεις προωθήσεις.

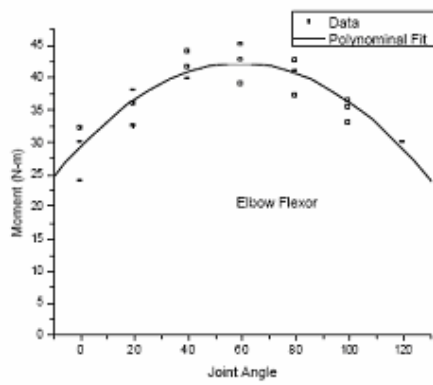


$$Y=37.8581-0.15965*X-0.000272*X^2$$

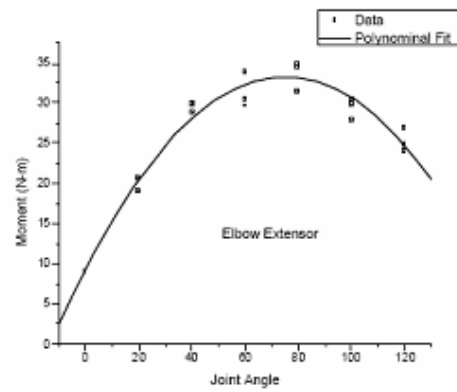
$$Y=35.07381+0.26373*X-0.00181*X^2$$

σχήμα 2.5

Η ροπή που δημιουργείται στην άρθρωση του ώμου σε σχέση με την γωνία και την κίνηση κάμψη / έκταση (flexor / extensor) αντίστοιχα [56].



$$Y=28.85556+0.43940*X-0.00364*X^2$$



$$Y=9.07937+0.6406*X-0.00426*X^2$$

σχήμα 2.6

Η ροπή που δημιουργείται στην άρθρωση του αγκώνα σε σχέση με την γωνία και την κίνηση κάμψη / έκταση (flexor / extensor) αντίστοιχα [56].

2.3. Η προώθηση του αναπηρικού αμαξιδίου με διαφορετικές σχεδιαστικές προσεγγίσεις

Η σχέση μεταξύ της σχεδίασης του αναπηρικού αμαξιδίου και της απόδοσης έχει μελετηθεί ως προς τα χαρακτηριστικά όπως το ύψος του καθίσματος [16,46,58], τη θέση του άξονα του τροχού [16,46], τις βοηθητικές ρόδες [19], τη διάμετρος του σωλήνα του handrim [61], το σχήμα του handrim [59], την εξωτερική διάμετρος του handrim [60] και το βάρος του αναπηρικού αμαξιδίου [9,62].

Οι van der Woude et al.[58] μελέτησαν το πώς επηρεάζει το ύψος του καθίσματος στο καρδιοπνευμονικό σύστημα και στην κινηματική κατά την διάρκεια της κύλισης του handrim. Εννέα μη χρήστες αναπηρικού αμαξιδίου χρησιμοποιήθηκαν σε ένα πείραμα σε ένα μηχανοκίνητο αμαξίδιο. Έγιναν τέσσερις δοκιμές με διαφορετικά καθορισμένα ύψη καθίσματος, στις 100°, 120°, 140° και 160° της έκτασης του ώμου (οι χρήστες κάθονταν χωρίς κλίση του κορμού, με τα χέρια στο κεντρικό σημείο του handrim, δηλαδή σε γωνία 90°). Η μέση μηχανική αποδοτικότητα βρέθηκε μεγαλύτερη για χαμηλές θέσεις του καθίσματος και για 100° και 120° της έκτασης του αγκώνα. Αυτό ανταποκρίνεται με την μεγαλύτερη κατανάλωση οξυγόνου που παρατηρήθηκε στις 140° και 160° μοίρες έκτασης του αγκώνα. Ταυτόχρονα, παρατηρήθηκε μείωση του εύρους της προώθησης κατά 15 με 20 μοίρες με αυξανόμενο το ύψος του καθίσματος, με αποτέλεσμα την μείωση του χρόνου προώθησης. Με την αύξηση του ύψους του καθίσματος, παρατηρήθηκε ότι ο κορμός του χρήστη μετακινείται προς τα εμπρός και η άρθρωση του αγκώνα αλλάζει σε κίνηση έκτασης.

Οι Masse et al.[16] ερεύνησαν τον τρόπο προώθησης πέντε ανδρών με παραπληγία για έξι διαφορετικές θέσεις καθίσματος. Οι θέσεις ορίστηκαν από ένα συνδυασμό τριών οριζόντιων μετακινήσεων και δύο κάθετων χρησιμοποιώντας αγωνιστικά αναπηρικά αμαξίδια. Η κινηματική ανάλυση έδειξε ότι οι κινήσεις των αρθρώσεων των άνω άκρων ήταν πιο ομαλές σε χαμηλές θέσεις, καθώς έφταναν στην έκταση στην ακολουθία καρπός - ώμος -

αγκώνα. Επίσης, η γωνιακή ταχύτητα του αγκώνα βρέθηκε να είναι λιγότερο απότομη στις πίσω-χαμηλές θέσεις.

Οι Richer et al.[63] μελέτησαν τη σχέση μεταξύ της θέσης του καθίσματος και της εμβιομηχανικής προώθησης χρησιμοποιώντας ένα στατικό μοντέλο δύο διαστάσεων. Το μοντέλο έχει ως εισροές το μήκος των χεριών των χρηστών, τη θέση του ώμου, το μέγεθος του handrim και την κατανομή της δύναμης. Ως εκροή έχουμε, την κινηματική των αρθρώσεων, την γωνία που ασκείται η πίεση, τη συχνότητα της πίεσης και τις ροπές στις αρθρώσεις. Η μείωση των αποστάσεων μεταξύ του ώμου και του άξονα συνδέεται με την αύξηση της γωνίας πίεσης, τη μείωση της συχνότητας πίεσης, την μείωση της ροπής του ώμου και την αύξηση της ροπής έκτασης του αγκώνα. Προτείνεται ότι οι μελλοντικές έρευνες για τον ρόλο της θέσης του καθίσματος στη εμβιομηχανική προώθηση θα πρέπει να εμπεριέχουν και την κινηματική και την κινητική των άνω άκρων.

2.4 Αναλυτική μοντελοποίηση της μηχανικής της προώθησης

Οι διακυμάνσεις στις τεχνικές προώθησης από χρήστες χειροκίνητων αναπηρικών αμαξιδίων, λόγω των διαφορετικών παθήσεων και των διαφορετικών τύπων αναπηρικών αμαξιδίων, κάνουν την ανίχνευση των διαφορών στην τεχνική σχεδόν αδύνατη. Εντούτοις, οι διαφορές αυτές μπορούν να μοντελοποιηθούν αναλυτικά, δεδομένου ότι οι μεταβλητές μπορούν να γίνουν αντικείμενο συστηματικού χειρισμού και τα αποτελέσματα του μπορούν εύκολα να ποσοτικοποιηθούν.

Οι van der Helm et al.[18] ανέπτυξαν και χρησιμοποίησαν ένα οστεο-μυϊκό μοντέλο που προσομοιώνει τη δύναμη των μυών στον ώμο κατά τη διάρκεια της προώθησης της αναπηρικής καρέκλας. Μέτρησαν τις στατικά εφαρμοζόμενες δυνάμεις στο handrim για πέντε διαφορετικές θέσεις του χεριού και για πέντε διαφορετικά επίπεδα φόρτισης ανά θέση. Οι θέσεις των άνω άκρων και οι δυνάμεις που μετρήθηκαν στο handrim εισήχθησαν σε ένα αντίστροφο μηχανικό μοντέλο, το οποίο υπολογίζει τις δυνάμεις των μυών

χρησιμοποιώντας ένα κριτήριο βελτιστοποίησης, δηλαδή την ελαχιστοποίηση των τάσεων που δέχονται οι μύες. Σε αντίθεση με την δυναμική ανάλυση, οι μέγιστες ροπές βρέθηκαν για το πάνω σημείο του handrim. Η κατεύθυνση της δύναμης κατά τη διάρκεια της στατικής προώθησης ήταν περισσότερο εφαπτομενική στο handrim σε σχέση με την δυναμική προώθηση.

Οι Rozendal και Veeger [64] προσομοίωσαν την κατεύθυνση της δύναμης στο handrim βασιζόμενοι στα δεδομένα του πειράματος με χρήστες αναπηρικών καρεκλών. Πρότειναν ότι μια δύναμη που παράγεται εφαπτομενικά στο handrim θα μπορούσε να έχει μεγαλύτερη μηχανική απόδοση, ενώ μια δύναμη πιο κάθετη στην γραμμή, από το χέρι στον αγκώνα ή από το χέρι στον ώμο, θα είχε περισσότερο μυοσκελετικό κόστος στους μύες των δύο αρθρώσεων. Χρησιμοποίησαν το λόγο της μηχανικής απόδοσης με το μυοσκελετικό κόστος ως κριτήριο βελτιστοποίησης για την εύρεση της διεύθυνσης της εφαρμοζόμενης δύναμης. Οι διευθύνσεις της δύναμης στην αρχή και τέλος της προώθησης συμφωνούν με τις πειραματικές μετρήσεις. Βρέθηκε ότι ο λόγος της μηχανικής απόδοσης με το μυοσκελετικό κόστος είναι μέγιστος στην τελική φάση της προώθησης, που σημαίνει ότι σε αυτή τη φάση έχουμε ανάπτυξη μεγαλύτερων εφαπτομενικών δυνάμεων. Αυτό διέφερε από τα αποτελέσματα της δυναμικής προώθησης αναπηρικών καρεκλών, όπου τη μεγαλύτερη δύναμη που εφαρμόζεται στο handrim τη βρίσκουμε στην φάση της μέσης της προώθησης.

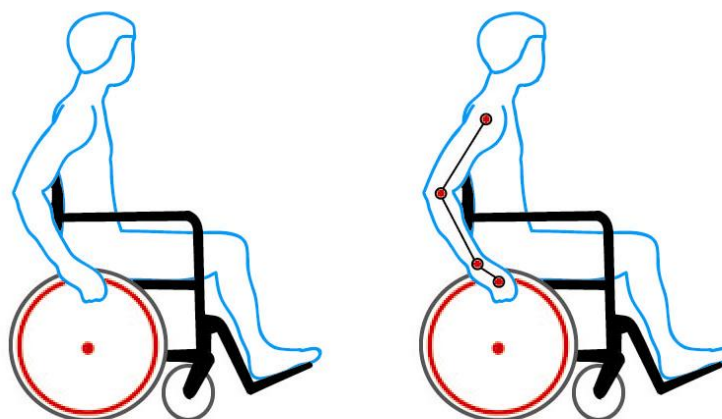
Ο Guo [56] ανέπτυξε ένα δισδιάστατο μοντέλο βελτιστοποίησης για την μεγιστοποίηση της ροπής κίνησης του αναπηρικού αμαξιδίου. Το μοντέλο δημιουργήθηκε, ώστε να δέχεται τα χαρακτηριστικά του υπό μελέτη πληθυσμού, δηλαδή των δυνάμεων και ροπών που δημιουργούνται στις αρθρώσεις σε συνάρτηση με γωνία τους, ώστε να υπολογιστεί η βέλτιστη διεύθυνση άσκησης της δύναμης για κάθε στιγμή της προώθησης. Αυτή η βέλτιστη διεύθυνση καθορίζεται από την επίλυση ενός γραμμικού προβλήματος βελτιστοποίησης, με κριτήριο την μεγιστοποίηση της ροπής κίνησης του αμαξιδίου. Η ροπή κίνησης δημιουργείται από τις ροπές των αρθρώσεων του ώμου και του αγκώνα ανάλογα με τις τιμές των γωνιών τους.

Από την παραπάνω βιβλιογραφική ανασκόπηση προκύπτει ότι έχουν γίνει αρκετές αναλυτικές μελέτες της μηχανικής της προώθησης καθώς και πειραματικές μελέτες για τη μέτρηση των δυνάμεων και ροπών κίνησης. Εντούτοις, τα περισσότερα μοντέλα είναι πολύ πολύπλοκα και εφαρμόζονται σε καθορισμένες συνθήκες, με αποτέλεσμα να μην μπορούν να δώσουν άμεσες πληροφορίες για την επίδραση διαφόρων παραμέτρων στην κινηματική και στατική συμπεριφορά του συστήματος χρήστης-αναπηρικό αμαξίδιο. Το μόνο μοντέλο που προσπάθησε να δώσει τις παραπάνω πληροφορίες ήταν το μοντέλο του Guo [56]. Εντούτοις το μοντέλο αυτό θεωρεί σταθερό τον ώμο και δεν παίρνει υπόψη σωστά ούτε τη στατική ισορροπία ούτε τον τύπο της κίνησης των αρθρώσεων (κάμψη/έκταση). Σκοπός της παρούσης εργασίας είναι να αναπτύξει ένα δισδιάστατο μοντέλο (βασισμένο στο μοντέλο του Guo) που μπορεί να δώσει άμεσα και με μεγαλύτερη ακρίβεια την κινηματική και στατική συμπεριφορά του συστήματος χρήστης/αναπηρικό αμαξίδιο.

3. Μοντελοποίηση

3.1 Περιγραφή του τρόπου μοντελοποίησης

Στην παρούσα μελέτη, αναπτύχθηκε ένα δισδιάστατο παραμετρικό μοντέλο υπολογισμού της ροπής κίνησης αναπηρικού αμαξιδίου. Η μελέτη λαμβάνει το ανθρώπινο χέρι σαν έναν αρθρωτό μηχανισμό, όπως ένας ρομποτικός βραχίονας τριών βαθμών ελευθερίας, που κινείται σε δύο διαστάσεις. Ο τρόπος αυτός της μοντελοποίησης, όπου το χέρι λαμβάνεται ως ρομποτικός βραχίονας, έχει χρησιμοποιηθεί από αρκετές μελέτες, όπως αναφέρθηκε στην βιβλιογραφική αναφορά του δευτέρου κεφαλαίου (σχήμα 3.1).

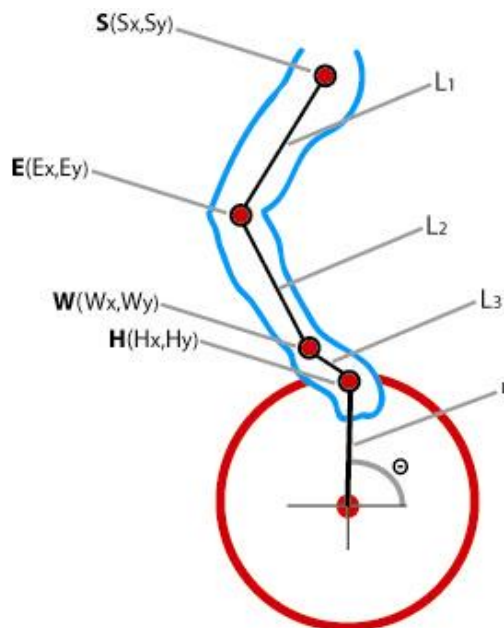


σχήμα 3.1

Τρόπος μοντελοποίησης: αναγωγή του ανθρώπινου χεριού σε ένα ρομποτικό βραχίονα τριών βαθμών ελευθερίας.

Με αυτόν τον τρόπο ανάγουμε τις ανοιχτές κινηματικές αλυσίδες στερεών σωμάτων (*links*) που έχουμε σε ένα ρομποτικό βραχίονα, στα τμήματα του χεριού, που είναι ο βραχίονας (L_1), το αντιβραχίονιο (L_2) και η παλάμη (L_3), και τις συνδέσεις (*joints*) στις αρθρώσεις του χεριού, δηλαδή του ώμου $S(S_x, S_y)$, του αγκώνα $E(E_x, E_y)$ και του καρπού $W(W_x, W_y)$ και ως τελικό σημείο του βραχίονα, το σημείο όπου η παλάμη εφάπτεται με το Handrim

$H(H_x, H_y)$, και που ορίζεται από την γωνία Θ του Handrim και την ακτίνα του (r) (σχήμα 3.2).



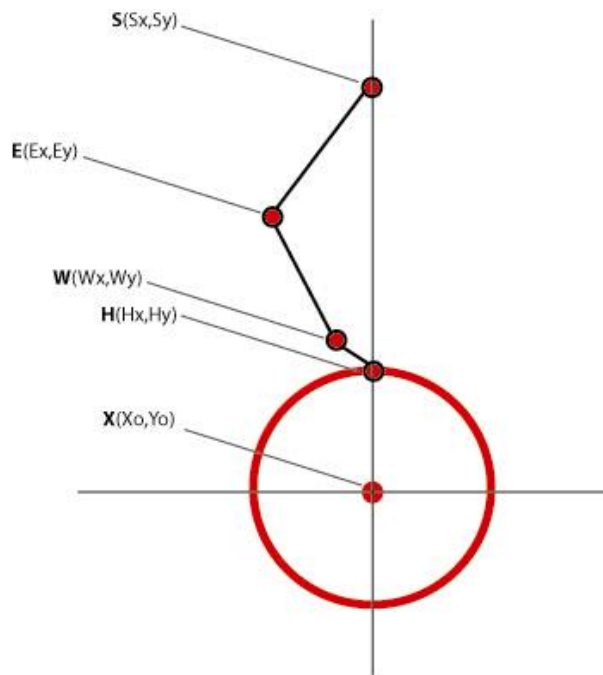
σχήμα 3.2

Ανάλυση των στοιχείων του συστήματός μας

Ως βάση του βραχίονα θεωρήθηκε το σημείο του ώμου του χρήστη $S(S_x, S_y)$, ενώ το τελικό στοιχείο δράσης (*end-effector*) είναι το σημείο της παλάμης που εφάπτεται στο Handrim $H(H_x, H_y)$ του αναπηρικού αμαξιδίου, δηλαδή το σημείο όπου ασκείται η δύναμη. Ως σύστημα συντεταγμένων χρησιμοποιήθηκε το καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων με κέντρο των αξόνων το κέντρο του Handrim (σχήμα 3.3).

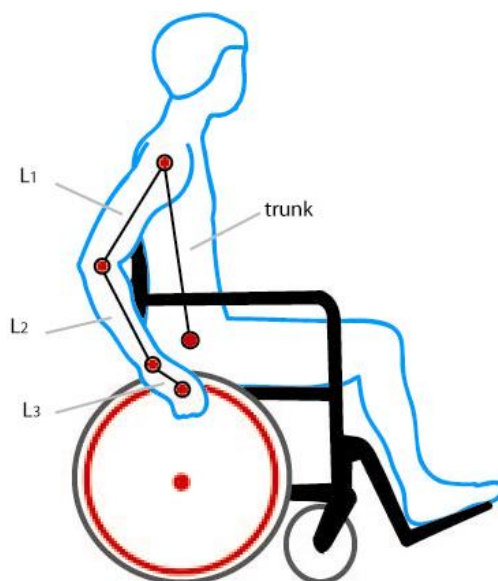
Για την ανάπτυξη του μοντέλου έτσι ώστε, να επιτευχθεί μία πληρέστερη προσομοίωση, θεωρήθηκε και η κίνηση του κορμού του χρήστη (*trunk*) (σχήμα 3.4). Με την εισαγωγή αυτή της παραμέτρου στο μοντέλο μας, έχουμε την κίνηση του ώμου καθ' όλη την διάρκεια της προώθησης, όπως γίνεται και στην πραγματική κίνηση του χρήστη στο αναπηρικού αμαξιδίου. Ο χρήστης κινεί όλο τον κορμό του, κάτι που επηρεάζει την κινηματική, και ως συνέπεια, τη ροπή κίνησης. Αυτό συνεπάγεται την αλλαγή της θέσης της αρχής της

κινηματικής μας αλυσίδας, δηλαδή το σημείο της άρθρωσης του ώμου $S(S_x, S_y)$, καθ' όλη την διάρκεια της προώθησης. Αυτός ο τρόπος μοντελοποίησης, ξεφεύγει από την κλασική στατική ανάλυση, δημιουργώντας ένα ψευδοστατικό μοντέλο, ώστε να καταφέρουμε να πλησιάσουμε τη δυναμική ανάλυση.



σχήμα 3.3

Η αναγωγή των στοιχείων του μοντέλου στο καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων, με αρχή των αξόνων το κέντρο του Handrim $X(X_0, Y_0)$



σχήμα 3.4

Προσθήκη στον τρόπο μοντελοποίησης και του κορμού(trunk)

3.2 Περιγραφή του συστήματος χρήστη-αναπηρικό αμαξίδιο

Το σύστημα λειτουργεί ως εξής: Ο χρήστης παράγει τη δύναμη, η οποία μεταδίδεται μέσω του Handrim στην ρόδα, η οποία κινεί το σύστημα. Η δύναμη του χρήστη παράγεται κατ' εξοχήν στα χέρια του (άνω άκρα), συγκεκριμένα από τις ροπές που αναπτύσσονται στις αρθρώσεις του ώμου, του αγκώνα και του καρπού. Οι ροπές αυτές δημιουργούν την κινητήρια δύναμη που καταλήγει μέσω της παλάμης στην επιφάνεια του Handrim. Αυτή είναι η κινητήρια δύναμη όλου του συστήματος. Η παραγόμενη αυτή δύναμη είναι αποτέλεσμα τριών ροπών: του ώμου, του αγκώνα και του καρπού και δημιουργεί την κινητήρια ροπή στο κέντρο του Handrim, δηλαδή στον άξονα της ρόδας.

Βλέπουμε ότι το σύστημά μας αποτελείται από δύο βασικά στοιχεία, τον χρήστη και το αναπηρικό αμαξίδιο. Στη μελέτη μας, ενδιαφέρει η ανάλυση της αλληλεπίδρασης που δημιουργείται μεταξύ των δύο στοιχείων, και που ως αποτέλεσμα έχει την κίνηση του συστήματός μας. Ο χρήστης είναι αυτός που παράγει την δύναμη, αλλά ο σχεδιασμός του αναπηρικού αμαξιδίου είναι αυτός που καθορίζει την κατανομή της δύναμης.

Αναλύοντας τα δύο μέρη του συστήματος, θα μπορέσουμε να βρούμε τους εμβιομηχανικούς παράγοντες που επηρεάζουν την προώθηση του χειροκίνητου αναπηρικού αμαξιδίου και να ορίσουμε τις παραμέτρους του μοντέλου.

3.3 Περιγραφή των στοιχείων του συστήματος

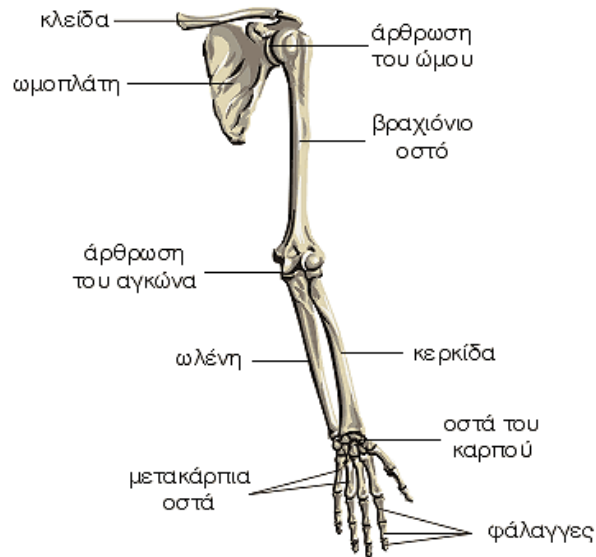
Άνθρωπος – χρήστης: Τα χαρακτηριστικά και οι ικανότητες του χρήστη που επηρεάζουν την προώθηση του αναπηρικού αμαξιδίου, είναι βασικές παράμετροι που θα πρέπει να μελετηθούν, ώστε να κατανοήσουμε πώς συμπεριφέρονται στο υπό μελέτη σύστημα. Για την ανάλυση του συστήματος απαιτούνται στοιχεία από την εργονομία, την ιατρική και τη μηχανική. Από την εργονομία αντλήθηκαν όλα τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά, ώστε να έχουμε τα μήκη των στοιχείων του ανθρώπινου σώματος που χρειαζόμαστε για τη μελέτη. Τα ανθρωπομετρικά στοιχεία που λαμβάνουν μέρος στην αλληλεπίδραση του συστήματός μας, και χρησιμοποιούνται από το εμβιομηχανικό μοντέλο είναι:

1. Τα μήκη του βραχίονα, του αντιβραχίου και της παλάμης.
2. Οι αρθρώσεις που μοντελοποιήθηκαν είναι οι εξής: η άρθρωση του ώμου, του αγκώνα, του κορμού και του καρπού. (σχήμα 3.5).

Είναι σημαντικό να καταλάβουμε πως οι δυνάμεις παράγονται από το άτομο και εφαρμόζονται στο Handrim του αμαξιδίου, γιατί αυτό θα μπορούσε να μας παρέχει πληροφορίες για το πώς αυτές οι δυνάμεις συνδέονται με τη βελτιστοποίηση της αποδοτικότητας και την βελτίωση της επίδοσης [56].

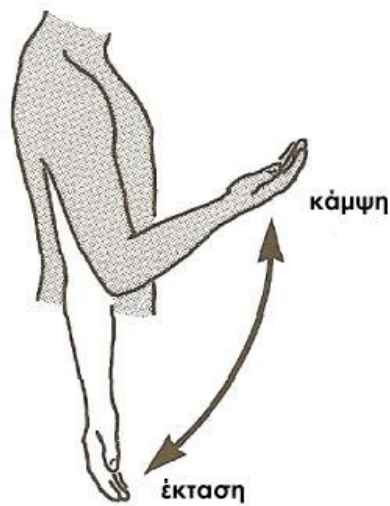
Για τη μελέτη των ροπών που δημιουργούνται στις αρθρώσεις του χεριού, έγινε μία ανάλυση των μυών του. Η ανάλυση μας έδειξε ότι για συγκεκριμένες κινήσεις, δραστηριοποιούνται διαφορετικοί μύες που έχουν και διαφορετικές μέγιστες τιμές ροπών που μπορούν να ασκήσουν. Για το δισδιάστατο μοντέλο, οι κινήσεις που δεχόμαστε ότι μπορεί να κάνει κάθε άρθρωση είναι οι κινήσεις της κάμψης (*Flexion*) και της έκτασης (*Extension*) όπως βλέπουμε στην

άρθρωση του αγκώνα (σχήμα 3.6). Ίδιου τύπου κινήσεις έχουμε και στις αρθρώσεις του ώμου και του καρπού.



σχήμα 3.5

Οστά του άνω άκρου



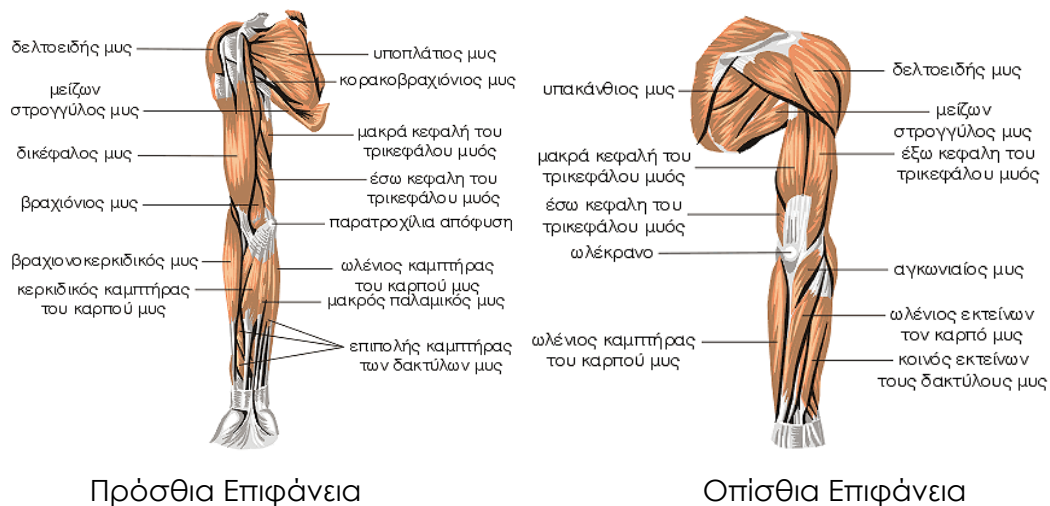
σχήμα 3.6

Η κίνηση της κάμψης και της έκτασης στην άρθρωση του αγκώνα

Βέβαια οι κινήσεις που επιτρέπονται από κάθε άρθρωση, εκτός από αυτές που αναφέραμε, της κάμψης και της έκτασης, είναι ακόμα: η απαγωγή, η προσαγωγή, η έσω και η έξω στροφή [66]. Αν μοντελοποιούσαμε το σύστημα

μας σε τρεις διαστάσεις, θα έπρεπε να ενταχθούν και οι παραπάνω κινήσεις των αρθρώσεων, καθώς για κάθε κίνηση δραστηριοποιούνται και διαφορετικοί μύες, με διαφορετικές τιμές δύναμης (και ροπής) που μπορούν να ασκήσουν.

Για να κατανοήσουμε περισσότερο την πολυπλοκότητα της μυϊκής λειτουργίας, παραθέτουμε το ποιοι μύες ενεργοποιούνται κατά την περίπτωση της κίνησης της κάμψης και της έκτασης του ώμου (σχήμα 3.7). Η κίνηση της κάμψης γίνεται με τη συνεργασία του ακρωμιακού και κλειδικού τμήματος του δελτοειδούς μυός, των δύο κεφαλών του δικεφάλου βραχιονίου μυός, του κορακοβραχιονίου μυός, του κλειδικού τμήματος του ελάσσονα θωρακικού μυός και του υπερακάνθιου μυός. Ο υπακάνθιος, ο υποπλάτιος και ο ελάσσονας στρογγύλος ενισχύουν σε μικρό βαθμό την κίνηση της κάμψης [66]. Η κίνηση της έκτασης γίνεται με τη συνδυασμένη παρεμβολή του ακανθικού τμήματος του δελτοειδούς μυός, του μείζονα στρογγύλου και του πλατέος ραχιαίου μυός, καθώς επίσης με τη μακρά κεφαλή του τρικεφάλου βραχιονίου μυός [66].



σχήμα 3.7

Οι μύες των άνω άκρων (πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια)

Αναπηρικό αμαξίδιο: ο σχεδιασμός του αναπηρικού αμαξιδίου επηρεάζει την κατανομή της δύναμης που ασκεί ο χρήστης. Η τοποθέτηση των στοιχείων του, δηλαδή ο σχεδιασμός, είναι αυτά που καθορίζουν τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά του συστήματός μας.

Στην ανάλυση μας, που ως σκοπό έχει τον υπολογισμό της ροπής κίνησης, θα πρέπει να μελετήσουμε τα στοιχεία του αναπηρικού αμαξιδίου που επηρεάζουν την παραγωγή της ροπής κίνησης. Όπως αναφέρθηκε και πιο πάνω, ο χρήστης παράγει την δύναμη και μέσω του Handrim μεταφέρεται στην ρόδα του αμαξιδίου η ροπή κίνησης. Το Handrim είναι το βασικό μέρος της διάδρασης, από το οποίο ο χρήστης ελέγχει το αναπηρικό αμαξίδιο [56]. Επομένως, η ανάλυση του στοιχείου του Handrim θα μας προσφέρει τα στοιχεία που χρειαζόμαστε για την μελέτη μας. Βασικό στοιχείο του Handrim που μελετήθηκε, είναι η θέση του. Από αρκετές μελέτες, έχουμε δει ότι μία αλλαγή σε κάποιο από αυτά τα στοιχεία, έχει ως συνέπεια την αλλαγή της κινηματικής του χεριού και την αλλαγή των δυνάμεων που ασκεί.

Εργονομία του Καθίσματος

Ύψος

Το ύψος του καθίσματος θεωρείται ιδανικό όταν οι μηροί είναι παράλληλοι με την επιφάνεια του καθίσματος, το πόδι σχηματίζει γωνία 90 μοιρών με το πάτωμα και τα πέλματα εφάπτονται στο πάτωμα. Αν το ύψος είναι μεγαλύτερο του κανονικού τότε ασκείται πίεση στο κάτω μέρος των μηρών με αποτέλεσμα το άτομο να έχει πρησμένα πόδια και έντονη ενόχληση. Αν το ύψος είναι μικρότερο του κανονικού τότε το άτομο που κάθεται καμπουριάζει προς τα εμπρός, τα πόδια του καταλαμβάνουν περισσότερο χώρο και δεν μπορεί να σηκώνεται και να κάθεται εύκολα. Οι διαστάσεις ποικίλουν από 38 ως 48 εκατοστά στους ενήλικες. Σημαντικό είναι σε αυτό το ύψος να προσθέσουμε το ύψος των υποδημάτων και της ένδυσης του καθίσματος (περίπου 2,5 εκατοστά). Επομένως συνίσταται ένα ύψος στα 38 ως 56 εκατοστά με δυνατότητα προσαρμογής 11,4 εκατοστών. Αν στο κάθισμα δεν μπορούμε να

ρυθμίσουμε το ύψος του τότε είναι προτιμότερο να έχουμε ένα χαμηλό κάθισμα παρά ένα ψηλό [67].

Βάθος

Η επιλογή του κατάλληλου βάθους βοηθά στην σωστή υποστήριξη της οσφυϊκής χώρας αφού η πλάτη του καθισμένου εφάπτεται με την πλάτη της καρέκλας. Αν το κάθισμα είναι βαθύ ο καθήμενος κυρτώνει την οσφυϊκή του χώρα προς τα εμπρός για να μην του ασκείτε πίεση και έτσι δεν στηρίζει την πλάτη του. Ακόμα δέχεται πίεση στο πίσω μέρος της κνήμης και είναι πιο δύσκολο να σηκωθεί. Αν το κάθισμα είναι ρηχό τότε θα προεξέχουν τα γόνατα προς τα εμπρός και ένα μέρος του μηρού θα μείνει αστήρικτο πράγμα που δεν είναι τόσο σοβαρό. Άρα το ιδανικό βάθος είναι αυτό που είναι λιγότερο από την απόσταση από το πίσω μέρος των γλουτών ως το εσωτερικό της κνήμης. Αν το βάθος δεν μπορεί να ρυθμιστεί από το κάθισμα τότε δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 43 εκατοστά [67].

Πλάτος

Το πλάτος του καθίσματος προσδιορίζεται με βάση τις γυναικείες διαστάσεις (95% του γυναικείου πληθυσμού). Το πλάτος έχει ως σκοπό την στήριξη των ισχίων και του κατώτερου μέρους του κορμού. Ένα στενό κάθισμα περιορίζει τις κινήσεις και τις αλλαγές στις στάση του σώματος. Το ελάχιστο πλάτος προτείνεται στα 46 εκατοστά συμπεριλαμβανομένων και των ρούχων. Η δέσμευση για το μεγαλύτερο πλάτος προέρχεται από το πρόβλημα του χώρου ιδιαίτερα αν τα καθίσματα είναι το ένα δίπλα στο άλλο [67].

Πλάτη

Η πλάτη παίζει σημαντικό ρόλο στο κάθισμα αφού στηρίζει την οσφυϊκή χώρα και ξεκουράζει την σπονδυλική στήλη. Η τοποθέτηση της πλάτης σε ύψος θα πρέπει να είναι από 15 ως 25 εκατοστά από την συμπιεσμένη επιφάνεια του καθίσματος με δυνατότητα προσαρμογής. Το ελάχιστο ύψος της πλάτης του καθίσματος θα πρέπει να είναι 45 εκατοστά πάνω από την συμπιεσμένη

επιφάνεια του καθίσματος και το πλάτος της θα πρέπει να είναι 36 εκατοστά το λιγότερο. Αν η πλάτη του καθίσματος έχει μεγάλο ύψος τότε στηρίζει και του ώμους αλλά περιορίζει τις κινήσεις του σώματος. Αν η πλάτη είναι κοίλη τότε μπορεί και παρέχει πλευρική υποστήριξη του σώματος [67].

3.4 Περιγραφή του Εμβιομηχανικού Μοντέλου

Το εμβιομηχανικό μοντέλο που αναπτύχθηκε στην συγκεκριμένη μελέτη, είναι ένα σύνολο από μοντέλα, που ο συνδυασμός τους μας προσφέρει την εμβιομηχανική ανάλυση του συστήματος χρήστη – αναπηρικό αμαξίδιο, για τον υπολογισμό της ροπής κίνησης.

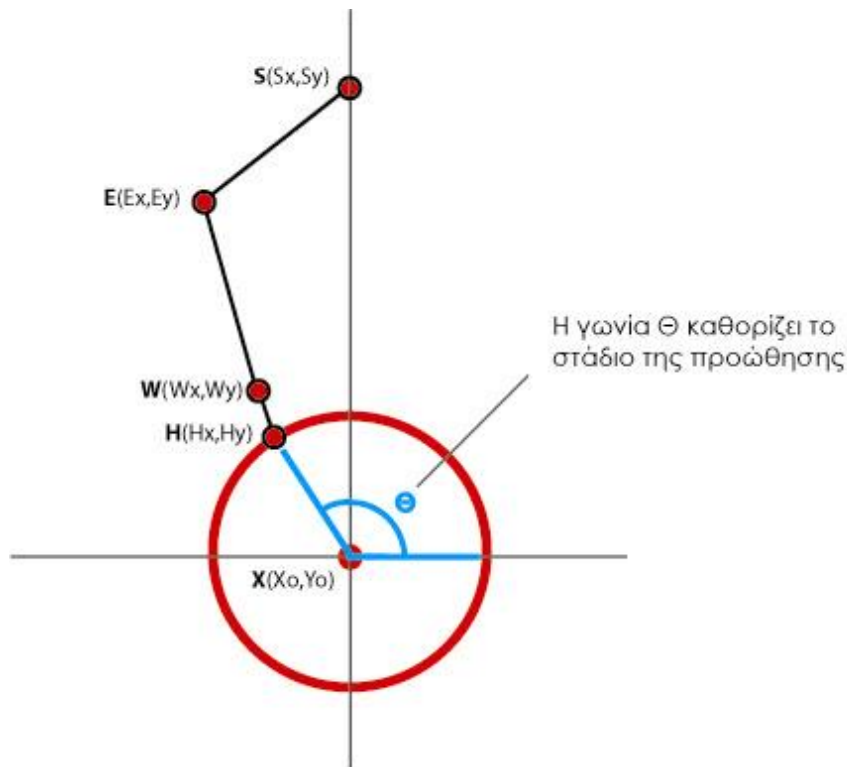
Το εμβιομηχανικό μοντέλο, χωρίζεται σε δύο βασικές ενότητες, την κινηματική ανάλυση και την στατική ανάλυση. Η κινηματική ανάλυση, αναλύει την κινηματική του συστήματος και υπολογίζει τις θέσεις των σημείων του χεριού, ενώ η στατική ανάλυση, υπολογίζει τις ροπές που δημιουργούνται στο σύστημά μας. Το εμβιομηχανικό μοντέλο, όπως αναφέρθηκε και στον τρόπο της μοντελοποίησής του (παράγραφος 3.1), είναι ένα δισδιάστατο παραμετρικό μοντέλο.

Χρησιμοποιήθηκε δισδιάστατο μοντέλο, διότι σύμφωνα με τις έρευνες [13,18,56,64], οι δυνάμεις που ασκούνται στον άξονα z, είναι αμελητέες, σε σχέση με τις δυνάμεις που αναπτύσσονται στον x και y άξονα και η αναλογία αυτή είναι αντιστρόφως ανάλογη με την εμπειρία του χρήστη [13,18]. Βέβαια, προσπαθήσαμε να απλοποιήσουμε τη μοντελοποίηση, ώστε να αποφευχθεί μία σύνθετη ανάλυση δυνάμεων, η οποία πιθανόν να μας έδινε μη ακριβή αποτελέσματα, λόγω της πολύπλοκης φύσης της δομής του συστήματος.

Η παραμετρικότητα του μοντέλου μας παρέχει την δυνατότητα να μελετήσουμε το πώς επηρεάζεται το σύστημα μας, όταν μεταβάλουμε τις εισροές του. Η ανάλυση της σχέσεως των παραμέτρων σε συνδυασμό με τη δημιουργία της ροπής κίνησης, θα μας προσφέρει τον καθορισμό των παραμέτρων, έτσι ώστε να πετύχουμε τη βελτιστοποίηση του σχεδιασμού, ως προς την μηχανική αποδοτικότητα.

Το εμβιομηχανικό μοντέλο, υπολογίζει τη ροπή κίνησης που δημιουργείται σε μία προώθηση και τον τρόπο με τον οποίο αυτή μεταβάλλεται κατά την διάρκειά της. Μια προώθηση ορίζεται, ως η κίνηση του χεριού από τη στιγμή που η παλάμη εφάπτεται στο handrim και αρχίζει να ασκεί δύναμη, μέχρι το σημείο που χάνει την επαφή της και παύει να ασκεί δύναμη. Κατά κύριο λόγο σε ιατρικές έρευνες [3-16,19-22,30,38] η προώθηση εμπεριέχει και την φάση της ανάκτησης (*recovery time*), που χρησιμοποιείται περισσότερο σε αναλύσεις του ενεργειακού μοντέλου της κίνησης και των τεχνικών της προώθησης του χρήστη. Στην μελέτη μας δεχόμαστε ως προώθηση μόνο την φάση που ο χρήστης ασκεί δύναμη, διότι το μοντέλο δεν έχει σκοπό την βελτίωση της τεχνικής της προώθησης του χρήστη, αλλά την μελέτη της διάδρασης του χρήστη με το αναπηρικό αμαξίδιο. Το στάδιο της προώθησης ορίζεται από την γωνία του handrim (Θ) (σχήμα 3.8).

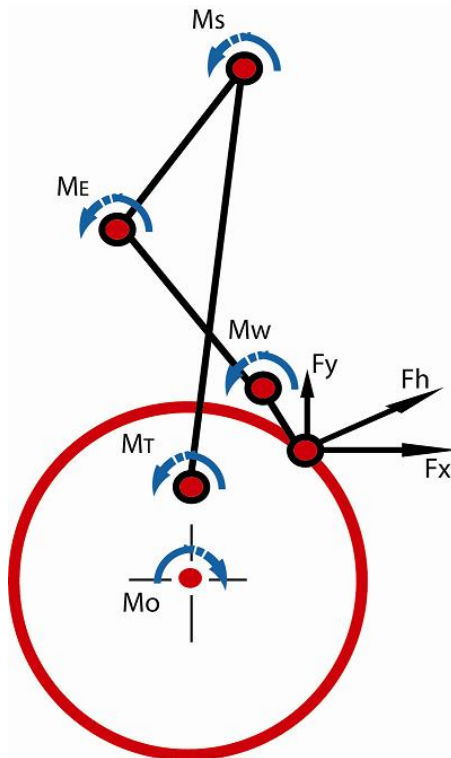
Η πρώτη φάση της ανάλυσης, είναι η μελέτη της κίνησης του χεριού, για τον υπολογισμό των θέσεων κάθε σημείου του. Για τη μελέτη αυτή αναπτύχθηκε ένα κινηματικό μοντέλο, ώστε να μας παρέχει τις θέσεις των στοιχείων του χεριού, που θα τροφοδοτήσει το στατικό μοντέλο για τον υπολογισμό των ροπών του συστήματος.



σχήμα 3.8

Στην εμβιομηχανική ανάλυση η φάση της προώθησης ορίζεται από την γωνία Θ του handrim

Η στατική ανάλυση που αναπτύχθηκε υπολογίζει τις ροπές που δημιουργούνται στο σύστημά μας. Οι δυνάμεις που ασκούνται από τους μύες του χεριού, δημιουργούν τις ροπές στις αρθρώσεις (M_S, M_E, M_T, M_W), και η μεταφορά τους στο τελικό σημείο του χεριού, όπου εφάπτεται με το Handrim $H(H_x, H_y)$, δημιουργεί την κινητήρια δύναμη F_h ή όπως ονομάζεται σε πολλές μελέτες “Δραστική δύναμη” (*effective force*) [3-12, 23-28, 46-50], με συνιστώσες της, τις F_x και F_y , στους αντίστοιχους άξονες x και y . Από τις δυνάμεις αυτές μπορούμε να υπολογίσουμε τη ροπή κίνησης M_0 που δημιουργείται στο κέντρο του Handrim (X_0, Y_0) (σχήμα 3.9).



σχήμα 3.9

Ανάλυση των ροπών του συστήματος και της δύναμης που ασκείται στο Handrim

Για τη μελέτη των ροπών που δημιουργούνται στις αρθρώσεις του χεριού, έγινε μία ανάλυση των μυών του. Η ανάλυση αυτή, όπως αναφέρεται στην ανάλυση του συστήματος άνθρωπος – χρήστης (παράγραφο 3.3), μας έδειξε ότι για συγκεκριμένες κινήσεις, δραστηριοποιούνται διαφορετικοί μύες, που έχουν και διαφορετικές μέγιστες τιμές ροπών που μπορούν να ασκήσουν. Σε ένα δισδιάστατο εμβιομηχανικό μοντέλο, οι ροπές που δημιουργούνται προέρχονται από τους μύες κάμψης (*flexor*) και έκτασης (*extensor*) και δημιουργούν στις αρθρώσεις τις αντίστοιχες ροπές κάμψης και έκτασης, δηλαδή τις ροπές του ώμου M_{SF} , M_{SE} , του αγκώνα M_{EF} , M_{EE} και του καρπού M_{WF} , M_{WE} . Οι μύες της κάμψης, ενεργοποιούνται όταν υπάρχει κίνηση προς τα εμπρός του αντίστοιχου τμήματος του χεριού και έκτασης όταν έχουμε κίνηση προς τα πίσω, αντίστοιχα. Ο διαχωρισμός αυτός των ροπών έγινε, διότι προκαλούνται από διαφορετικούς μύες και έχουν διαφορετικές μέγιστες τιμές (βάσει της φυσιολογίας).

4. Κινηματική ανάλυση

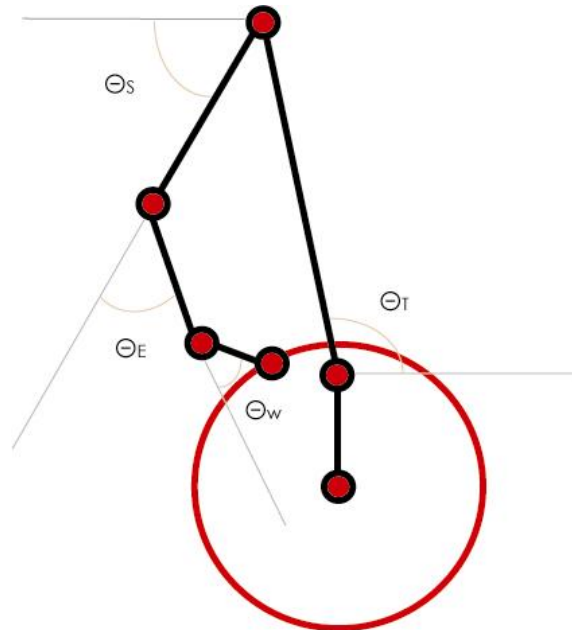
Δημιουργήθηκε ένα παραμετρικό δισδιάστατο κινηματικό μοντέλο για την εύρεση των θέσεων και των γωνιών των στοιχείων του χεριού καθ' όλη την διάρκεια της προώθησης. Το κινηματικό μοντέλο υπολογίζει τις συντεταγμένες των αρθρώσεων και τις γωνίες των στοιχείων του χεριού, δηλαδή τις συντεταγμένες του αγκώνα $E(E_x, E_y)$ και του καρπού $W(W_x, W_y)$, καθώς και τις γωνίες του βραχίονα (Θ_S), του αντιβραχίου (Θ_E) και της παλάμης (Θ_W). Τα βασικά δεδομένα του κινηματικού μοντέλου είναι οι συντεταγμένες του ώμου $S(S_x, S_y)$, το σημείο που ο χρήστης έρχεται σε επαφή με το handrim $H(H_x, H_y)$, και τα μήκη των τμημάτων του χεριού, δηλαδή το μήκος του βραχίονα (L_1), του αντιβραχίου (L_2), του κορμού (L_0) και της παλάμης (L_3), όπως έχουν οριστεί στο κεφάλαιο 3.

Επειδή οι κινηματικές λύσεις, στην περίπτωση τριών βαθμών ελευθερίας, είναι άπειρες, είναι αναγκαίο να δοθεί αρχικά η τιμή μιας γωνίας κατά τη διάρκεια μιας προώθησης, χρησιμοποιώντας αποτελέσματα από πειραματικές μετρήσεις. Για τον υπολογισμό των γωνιών που θα μας δώσουν τις θέσεις των στοιχείων του χεριού, χρησιμοποιήσαμε τις εξισώσεις της αντίστροφης κινηματικής ανάλυσης (*inverse kinematics*).

4.1 Παραδοχές της ανάλυσης

Σύμφωνα τη βιβλιογραφία [68], σε μία συνήθη προώθηση, ο χρήστης του αναπηρικού αμαξιδίου ασκεί τη δύναμη στο handrim σε ένα εύρος γωνιών $\pm 30^\circ$ από τον κάθετο νοητό άξονα, που ξεκινάει από το σημείο που βρίσκεται η άρθρωση του ώμου ως το κέντρο του handrim. Η γωνία αυτή έχει οριστεί ως γωνία γ και ορίζεται απευθείας από την γωνία Θ του σχήματος 3.8 με τη σχέση $\gamma = 90^\circ - \Theta$ για την περίπτωση που ο ώμος είναι πάνω στον κατακόρυφο άξονα από το κέντρο του handrim, δηλαδή $S_x = 0$. Στις άλλες

περιπτώσεις ($Sx \neq 0$) ως αρχή της προώθησης θεωρούμε τη θέση $\gamma = -30^\circ$ και ως τέλος τη θέση $\gamma = 30^\circ$. Οι γωνίες του ώμου (Θ_s), του αγκώνα (Θ_E), του καρπού (Θ_w) και του κορμού (Θ_T) έχουν ορισθεί ως τις σχετικές γωνίες, που φαίνονται στο σχήμα 4.1.



σχήμα 4.1

Οι γωνίες των στοιχείων του συστήματος

4.2 Οι εισροές του κινηματικού μοντέλου

Το κινηματικό μοντέλο δέχεται ως εισροές - δεδομένα, τις παραμέτρους: μήκος βραχίονα (L_1), μήκος αντιβραχίου (L_2), μήκος παλάμης (L_3), το ύψος του ώμου (L_0), θέση καθίσματος (C_x, C_y), την ακτίνα του handrim (r) και το εύρος των τιμών που παίρνουν οι γωνίες του καρπού (Θ_w) και του κορμού (Θ_T), όπως καθορίζονται από εργονομικές και πειραματικές μετρήσεις. Ως αρχή των αξόνων ορίζεται το κέντρο του handrim.

Οι εισροές είναι οι παράμετροι του κινηματικού μοντέλου. Οι παράμετροι του μοντέλου είναι αυτές που θα ορίσουν τα σχεδιαστικά πρότυπα και θα

καθορίσουν τον σχεδιασμό του αναπηρικού αμαξιδίου. Ο καθορισμός των μεταβλητών θα γίνει από την ανάλυση των αποτελεσμάτων του εμβιομηχανικού μοντέλου. Η ακτίνα του handrim, η γωνία του τροχού σε σχέση με το κάθισμα, η θέση του τροχού και κάποιοι άλλοι παράγοντες επιδρούν στην εργονομία της διαδικασίας [3].

Το κινηματικό μοντέλο, αναλύει την κινησιολογία που θα προκύψει από τις αλλαγές των παραμέτρων και παρέχει τις θέσεις των στοιχείων στο εμβιομηχανικό μοντέλο ανάλυσης των ροπών. Οι παράμετροι έχουν ορισθεί με τέτοιο τρόπο στο σύστημά μας, ώστε αλλάζοντάς τους, ανάλογα με το υπό μελέτη πληθυσμό, να λαμβάνουμε διαφορετικά αποτελέσματα, δηλαδή την κινησιολογία που έχουμε ανάλογα με τον εκάστοτε σχεδιασμό. Οι παράμετροι που δέχεται το μοντέλο χωρίζονται σε ανθρωπομετρικές και μηχανολογικές.

Ανθρωπομετρικές παράμετροι:

Οι ανθρωπομετρικές παράμετροι του μοντέλου, λαμβάνονται από εργονομικές και πειραματικές μελέτες και είναι συγκεκριμένες για κάθε ομάδα μελέτης. Για την κάθε μελέτη, αρκεί ο σχεδιαστής να τοποθετήσει τα εργονομικά χαρακτηριστικά της ομάδας που έχει ορίσει ως απευθυνόμενο κοινό (*target group*).

Μήκος του Βραχίονα (L_1), Αντιβραχιόνιου (L_2), Μήκος παλάμης (L_3) και Ύψος ώμου (L_0):

Είναι παράμετροι που αλλάζουν ανάλογα με τα εργονομικά στοιχεία του πληθυσμού που μελετάμε και δεν χρησιμοποιούνται ως παράμετροι βελτιστοποίησης της αποδοτικότητας του εμβιομηχανικού μοντέλου. Ως μήκος βραχίονα (L_1) ορίζεται η απόσταση από την άρθρωση του ώμου έως την άρθρωση του αγκώνα, ως μήκος αντιβραχιόνιου (L_2) η απόσταση από την άρθρωση του αγκώνα έως αυτή του καρπού, ως μήκος παλάμης (L_3) η απόσταση από την άρθρωση του καρπού έως το 2^ο μετακάρπιο οστό, που είναι το σημείο όπου εφάπτεται το χέρι του χρήστη με το handrim. Ύψος ώμου

(L_0) είναι το μήκος του κορμού από το σημείο του καθίσματος έως την άρθρωση του ώμου (σχήμα 4.2). Αυτή η μεταβλητή ορίζεται στα εργονομικά δεδομένα ως «ύψος ώμου για καθιστή στάση».

Γωνία καρπού (Θ_w) και γωνία κορμού (Θ_T): Όπως ήδη αναφέρθηκε στο 3^ο κεφάλαιο, για την καλύτερη προσομοίωση της κίνησης και γενικότερα του συστήματος, προστέθηκαν στο μοντέλο δύο βαθμοί ελευθερίας, η γωνία του καρπού (Θ_w) και η γωνία του κορμού (Θ_T), όπως ορίζονται στο σχήμα 4.1. Η προσθήκη των δύο επιπλέον βαθμών ελευθερίας δεν επιτρέπει μία μόνο κινηματική λύση και είναι αναγκαίο να ορίσουμε εξ' αρχής τους δύο νέους βαθμούς ελευθερίας. Για τον καθορισμό του εύρους των τιμών που παίρνουν αυτές οι δύο γωνίες κατά την διάρκεια της προώθησης χρησιμοποιήθηκαν πειραματικές μετρήσεις από τη βιβλιογραφία.

Μηχανολογικές παράμετροι:

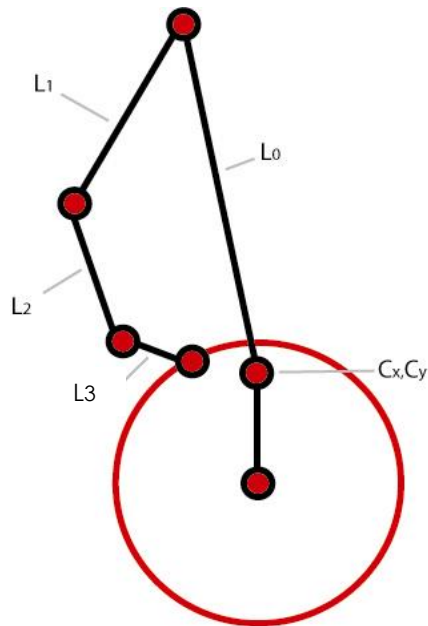
Ως μηχανολογικές παράμετροι του κινηματικού μοντέλου, λαμβάνουμε τα κατασκευαστικά στοιχεία, που μπορούμε να μεταβάλλουμε ώστε να μελετήσουμε το πώς επηρεάζουν τη ροπή κίνησης, η οποία υπολογίζεται από το στατικό μοντέλο.

Ακτίνα του handrim (r):

Είναι η παράμετρος που καθορίζει το μέγεθος της ακτίνας του handrim. Ως αρχική τιμή, λαμβάνουμε το μέγεθος της ακτίνας, πάνω στο οποίο έχουν γίνει οι πειραματικές μελέτες και αφορούν στο συγκεκριμένο υπό μελέτη αμαξίδιο.

Θέση καθίσματος (C_x, C_y):

Είναι οι παράμετροι που καθορίζουν τη θέση του καθίσματος (σχήμα 4.2). Είναι καθαρά σχεδιαστικές παράμετροι, που η τροποποίησή τους, μας επιτρέπει να μελετήσουμε το πώς επηρεάζει ένας διαφορετικός σχεδιασμός την κινηματική και συνεπώς τη ροπή κίνησης, δηλαδή την αποδοτικότητα του.



σχήμα 4.2

Ορισμός των στοιχείων και της θέσης του καθίσματος

4.3 Το κινηματικό μοντέλο

Όπως αναφέραμε στην προηγούμενη ενότητα, η θέση του καθίσματος (C_x, C_y), το ύψος ώμου (L_0), τα μήκη των στοιχείων του χεριού (L_1), (L_2), (L_3) και οι γωνίες του καρπού (Θ_W) και του κορμού (Θ_T) καθορίζονται αρχικά είτε ως σχεδιαστικές παράμετροι, είτε ως εργονομικές και πειραματικές. Στη συνέχεια, αναφέρονται τα βήματα για τον υπολογισμό όλων των άλλων κινηματικών παραμέτρων.

Η θέση του ώμου καθορίζεται από τις σχέσεις:

$$S_x = C_x + L_0 \cos(\Theta_T) \quad (4.1)$$

$$S_y = C_y + L_0 \sin(\Theta_T) \quad (4.2)$$

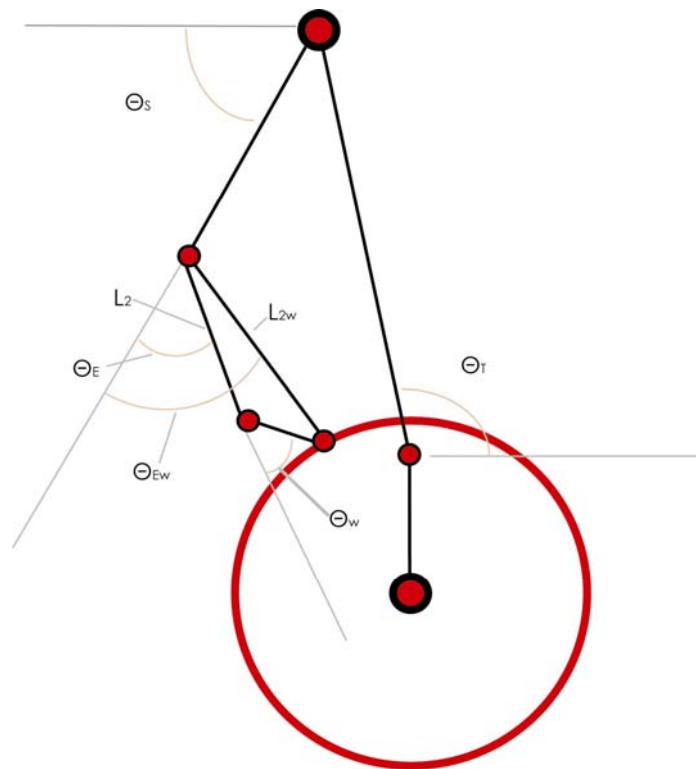
και η θέση της επαφής με το handrim από τις σχέσεις:

$$H_x = r \cos(\Theta) = r \cos(90 - \gamma) \quad (4.3)$$

$$H_y = r \sin(\Theta) = r \sin(90 - \gamma) \quad (4.4)$$

Ανάλογα με τη φάση της προώθησης που μελετάμε, δηλαδή τη γωνία του handrim (Θ), έχουμε μία διαφορετική τελική θέση και ως εκ τούτου διαφορετικές θέσεις και γωνίες στο χέρι, τις οποίες υπολογίζουμε, για κάθε φάση της προώθησης, μέσω των εξισώσεων της αντίστροφης κινηματικής.

Το κινηματικό μοντέλο, που προσομοιώνει έναν επίπεδο χειριστή τριών βαθμών ελευθερίας, έχει ως συνέπεια πολλαπλές λύσεις από τη μη γραμμικότητα του συστήματος των εξισώσεων αντίστροφης κινηματικής. Έχοντας τη γωνία του καρπού (Θ_w) ως δεδομένο, ανάγουμε τη μοντελοποίηση σε ένα μοντέλο με δύο βαθμούς ελευθερίας, όπως φαίνεται στο σχήμα 4.3.



σχήμα 4.3

Η αναγωγή του μοντέλου σε δύο βαθμούς ελευθερίας

Ο δεύτερος βαθμός ελευθερίας καθορίζεται από το μήκος L_{2w} και τη γωνία Θ_{Ew} . Το μήκος L_{2w} καθορίζεται από τα μήκη L_2 και L_3 καθώς και τη γωνία Θ_w από τη σχέση:

$$L_{2w} = \sqrt{L_2^2 + L_3^2 - 2L_2L_3 \cos(180 - \Theta_w)} \quad (4.5)$$

Η ευθεία κινηματική ανάλυση για τον επίπεδο χειριστή δύο βαθμών ελευθερίας του σχήματος 4.3 είναι:

$$H_x = (S_x - (L_1 + L_{2w} \cos(\Theta_{Ew})) \cos(\Theta_S)) + ((L_{2w} \sin(\Theta_{Ew})) \sin(\Theta_S)) \quad (4.6)$$

$$H_y = (S_y - (L_{2w} \sin(\Theta_{Ew})) \cos(\Theta_S)) - ((L_1 + L_{2w} \cos(\Theta_{Ew})) \sin(\Theta_S)) \quad (4.7)$$

Η επίλυση ως προς τη γωνία Θ_{Ew} μας δίνει:

$$\cos(\Theta_{Ew}) = \frac{((S_x - H_x)^2 + (S_y - H_y)^2 - L_1^2 - L_{2w}^2)}{(2L_1L_{2w})} = D \quad (4.8)$$

Επειδή, λόγω της φυσιολογίας του αγκώνα, πρέπει $0^0 \leq \Theta_{Ew} \leq 180^0$, δεχόμαστε ότι:

$$\sin(\Theta_{Ew}) = \sqrt{1 - D^2} \quad (4.9)$$

και άρα, η γωνία του αγκώνα καθορίζεται από τη σχέση:

$$\Theta_{Ew} = ATAN2(\cos \Theta_{Ew}; \sin \Theta_{Ew}) \quad (4.10)$$

Για την επίλυση συστημάτων τριγωνομετρικών εξισώσεων, πέραν των γνωστών τριγωνομετρικών συναρτήσεων (ημίτονο, συνημίτονο, εφαπτομένη, κλπ.) και των αντιστρόφων τους, χρησιμοποιείται ευρύτατα η συνάρτηση $ATAN2(x, y)$, η οποία ορίζεται ως η αντίστροφη εφαπτομένη με δύο ορίσματα, x και y . Η συνάρτηση αυτή επιστρέφει την τιμή της γωνίας Θ , της οποίας η εφαπτομένη ισούται με $\frac{x}{y}$ και επιπλέον, το ημίτονο και το συνημίτονό της έχουν το πρόσημο των x και y αντίστοιχα. Συχνά, τα x και y έχουν τέτοιες τιμές, ώστε να ισχύει ότι: $x^2 + y^2 = 1$. Στην περίπτωση αυτή η

συνάρτηση $ATAN2(x, y)$ επιστρέφει την τιμή της γωνίας Θ , της οποίας το ημίτονο ισούται με το x και το συνημίτονο με το y . Η συνάρτηση $ATAN2(x, y)$, έχει το πλεονέκτημα ότι προσδιορίζει και το τεταρτημόριο στο οποίο βρίσκεται η ζητούμενη γωνία, επιστρέφοντας μονοσήμαντη λύση. Αντίθετα, η γνωστή συνάρτηση $ATAN$ (ή \tan^{-1}) δίνει δύο λύσεις που διαφέρουν κατά 180° .

Για τη γωνία του ώμου βρίσκουμε:

$$\cos(\Theta_S) = ((S_y - H_y)(L_{2w} \sin(\Theta_{Ew})) + ((S_x - H_x)(L_1 + L_{2w} \cos(\Theta_{Ew}))) \quad (4.11)$$

$$\sin(\Theta_S) = ((S_x - H_x)(-L_{2w} \sin(\Theta_{Ew})) + ((S_y - H_y)(L_1 + L_{2w} \cos(\Theta_{Ew}))) \quad (4.12)$$

$$\Theta_S = ATAN2(\cos(\Theta_S); \sin(\Theta_S)) \quad (4.13)$$

Η πραγματική γωνία του αγκώνα Θ_E υπολογίζεται θεωρώντας το νόμο των ημιτόνων στο τρίγωνο που ορίζεται από τα μήκη L_2 , L_3 και L_{2w} (σχήμα 4.3) ως

$$\Theta_E = \Theta_{Ew} - \Theta_W + \sin^{-1}\left(\frac{L_2}{L_{2w}} \sin(180 - \Theta_W)\right) \quad (4.14)$$

Από την απλή τριγωνομετρία υπολογίζουμε τις θέσεις του αγκώνα και του καρπού:

$$E_x = S_x - L_1 \cos(\Theta_S) \quad (4.15)$$

$$E_y = S_y - L_1 \sin(\Theta_S) \quad (4.16)$$

$$W_x = E_x + L_2 \cos(180 + \Theta_E + \Theta_S) \quad (4.17)$$

$$W_y = E_y + L_2 \sin(180 + \Theta_E + \Theta_S) \quad (4.18)$$

5. Αποτελέσματα κινηματικού μοντέλου

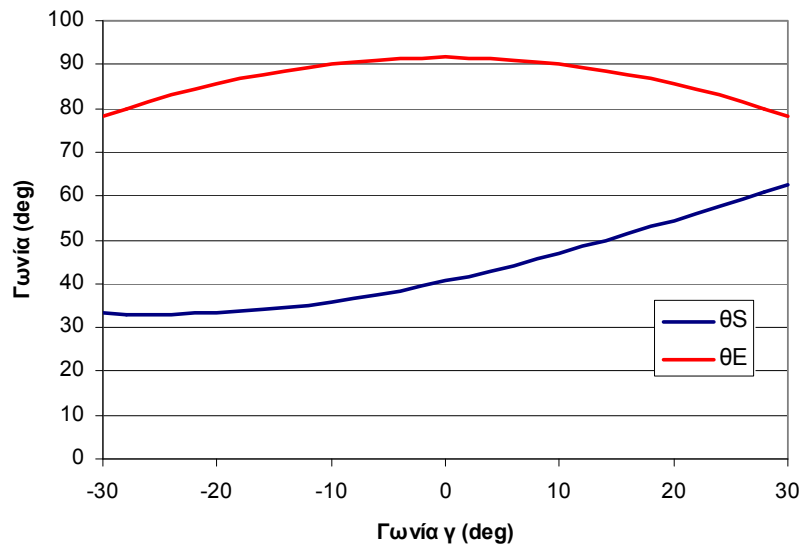
Ένα πολύ σημαντικό στοιχείο προς μελέτη είναι η ανάλυση των αποτελεσμάτων του κινηματικού μοντέλου. Όλη η κινηματική διαφαίνεται σε αυτά τα αποτελέσματα και βάσει αυτών θα προσδιοριστεί η κίνηση την οποία κάνει η κάθε άρθρωση κατά την διάρκεια της προώθησης. Η παρουσίαση της κίνησης των στοιχείων του χεριού θα μας επιτρέψει να βρούμε σε ποια φάση της προώθησης έχουμε την κίνηση της κάμψης (*flexion*) ή της έκτασης (*extension*) στις αρθρώσεις, ώστε να τροφοδοτήσουμε ανάλογα το στατικό μοντέλο. Θα πρέπει να υπάρχει απόλυτη κατανόηση της κίνησης των αρθρώσεων, διότι αυτή προσδιορίζει τον τρόπο λειτουργίας του μηχανισμού του χεριού. Από τα αποτελέσματα που θα παρουσιασθούν, θα γίνει αντιληπτό το πώς αλληλεπιδρά η κίνηση του χεριού και ως συνέπεια η παραγόμενη ροπή κίνησης, σε διαφορετικές σχεδιαστικές απόψεις.

Θα παρουσιαστούν τα κινηματικά αποτελέσματα από τρεις αναλύσεις: την πρώτη, όπου έχουμε δύο βαθμούς ελευθερίας (δεν θεωρούμε κίνηση του καρπού) και σταθερό τον κορμό καθ' όλη την διάρκεια της προώθησης, την δεύτερη που έχουμε τρεις βαθμούς ελευθερίας και πάλι σταθερό τον κορμό και η τρίτη που είναι και η πιο ολοκληρωμένη, με τρεις βαθμούς ελευθερίας και κίνηση του κορμού. Οι παράμετροι που χρησιμοποιήθηκαν είναι [56]: $L_0 = 0.585m$, $L_1 = 0.302m$, $L_2 = 0.292m$, $L_3 = 0.05m$, $r = 0.254m$, $C_x = 0$ και $C_y = 0.119m$.

5.1 Αποτελέσματα ανάλυσης 1

Η πρώτη ανάλυση έγινε με δύο βαθμούς ελευθερίας, ώστε να έχουμε σύγκριση με το μοντέλο της ανάλυσης του Guo [56], που έχει οριστεί και μοντελοποιηθεί με δύο βαθμούς ελευθερίας. Η σύγκριση θα γίνει και με τα αποτελέσματα του μοντέλου αλλά και με τις πειραματικές μετρήσεις που περιλαμβάνονται στη μελέτη του. Στην ανάλυση 1 θεωρούμε ότι $\Theta_w = \Theta_T = 0$ και χρησιμοποιώντας

τις σχέσεις του κεφαλαίου 4 υπολογίζουμε τις γωνίες Θ_S και Θ_E συναρτήσει της γωνίας Θ ή $\gamma = 90 - \Theta$. Οι γωνίες των αρθρώσεων παρουσιάζονται στο σχήμα 5.1.



σχήμα 5.1

Ανάλυση 1^η – Οι γωνίες των αρθρώσεων του ώμου (Θ_S) και του αγκώνα (Θ_E)

Σχετικά με την γωνία του ώμου (Θ_S), παρατηρούμε ότι στην αρχή της προώθησης ($\gamma \leq -24^\circ$), έχουμε μία πολύ μικρή μείωση, ενώ γενικότερα για την υπόλοιπη φάση της προώθησης έχουμε μία συνεχή αύξηση. Αυτό μας δείχνει ότι στην αρχή έχουμε πολύ μικρή κίνηση έκτασης (*extension*) και στη συνέχεια την κίνηση της κάμψης (*flexion*). Η φυσιολογική ανάλυση της κίνησης, μας δείχνει ότι η άρθρωση του ώμου στην αρχή κάνει την κίνηση της έκτασης για να προσδιορίσει τη θέση του υπόλοιπου χεριού και στη συνέχεια αρχίζει να συνεισφέρει στην κίνηση. Το εύρος τιμών που παίρνει είναι από τις 33° , που το συναντάμε στην αρχή της προώθησης, έως τις 62° στο τέλος της προώθησης. Η αύξηση της γωνίας είναι ανάλογη με αυτή της προώθησης. Η μείωση στις έξι πρώτες μοίρες της προώθησης είναι της τάξης των $0,5^\circ$ (από $33,8^\circ$ για $\gamma = 30^\circ$ μέχρι $33,3^\circ$ για $\gamma = -24^\circ$).

Η γωνία του αγκώνα (Θ_E), σε αντίθεση με την αντίστοιχη του ώμου (Θ_S), παρουσιάζει μέγιστη τιμή για $\gamma = 0^0$. Από την αρχή της προώθησης μέχρι την μέση φάση της προώθησης έχουμε αύξηση της γωνίας (κάμψη), και από $\gamma = 0^0$ μέχρι το τέλος της προώθησης έχουμε αντίθετη κίνηση, δηλαδή έκταση. Βλέπουμε ότι η γωνία παίρνει συμμετρικές τιμές γύρω από την μέση τιμή της γωνίας προώθησης $\gamma = 0^0$. Αυτό φυσιολογικά μπορεί να ερμηνευτεί ως εξής: στην αρχή ο αγκώνας περιστρέφεται με κάμψη, ώστε να κινήσει το handrim προς τα πάνω και στην συνέχεια με έκταση για να το περιστρέψει προς τα κάτω. Στο κεντρικό σημείο, που ο αγκώνας αλλάζει την κίνησή του, έχουμε κρίσιμο σημείο, για να προσδιοριστεί αν έχουμε κάμψη ή έκταση.

Συμπερασματικά για την ανάλυση 1 έχουμε:

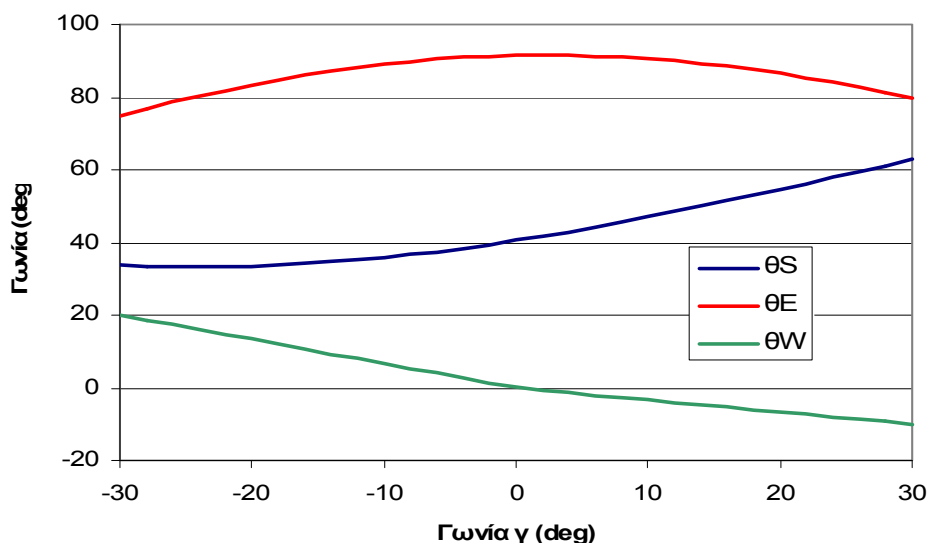
$$\begin{aligned} \Theta_S = \textit{extension} & \quad -30^0 \leq \gamma \leq -24^0 \\ \Theta_S = \textit{flexion} & \quad -24^0 \leq \gamma \leq 30^0 \end{aligned} \quad (4.19)$$

$$\begin{aligned} \Theta_E = \textit{flexion} & \quad -30^0 \leq \gamma \leq 0^0 \\ \Theta_E = \textit{extension} & \quad 0^0 \leq \gamma \leq 30^0 \end{aligned} \quad (4.20)$$

5.2 Αποτελέσματα ανάλυσης 2

Στη δεύτερη περίπτωση έχουμε μία ανάλυση τριών βαθμών ελευθερίας, του ώμου, του αγκώνα και του καρπού. Η προσθήκη της τρίτης άρθρωσης στην μοντελοποίηση, δημιουργεί μία διαφορετική κινηματική, καθώς αλλάζει και ο μηχανισμός της κίνησης. Όπως αναφέρθηκε, για το εύρος των τιμών της γωνίας του καρπού (Θ_w) κατά τη διάρκεια της προώθησης, χρησιμοποιούνται πειραματικά δεδομένα [57]. Οι τιμές της κυμαίνονται από $\Theta_w = 20^0$ για $\gamma = -30^0$ σε $\Theta_w = 0^0$ για $\gamma = 0^0$ και τελικά $\Theta_w = -10^0$ για $\gamma = 30^0$. Σε όλη τη διάρκεια της

προώθησης έχουμε μείωση της γωνίας και άρα, κίνηση έκτασης, όπως φαίνεται στο σχήμα 5.2.



σχήμα 5.2

Ανάλυση 2^η – Οι γωνίες των αρθρώσεων του ώμου (Θ_S),

Του αγκώνα (Θ_E) και του καρπού (Θ_W)

Η γωνία του ώμου (Θ_S), σε αυτήν την ανάλυση, παραμένει στα ίδια πλαίσια με αυτά της πρώτης ανάλυσης, διότι η προσθήκη του καρπού δεν επηρεάζει τη γωνία του ώμου, αλλά μόνο του αγκώνα.

Στη γωνία του αγκώνα (Θ_E), βλέπουμε ότι υπάρχει ακριβώς η ίδια κατανομή με αυτήν που είχε και στην πρώτη ανάλυση, αλλά έχουμε μια μικρή διαφοροποίηση στο εύρος των τιμών. Η διαφοροποίηση στις τιμές είναι τις τάξεως της 1^{ης} ανάλυσης, κάτι που δεν διαφοροποιεί πολύ την κινηματική ανάλυση. Άλλωστε, η κίνηση αλλάζει ακριβώς στο ίδιο σημείο, στη μέση της προώθησης. Μια μικρή διαφορά, είναι ότι ενώ στην πρώτη ανάλυση η αρχική γωνία ήταν ίση με την τελική, κάτι τέτοιο δεν ισχύει στην δεύτερη ανάλυση, διότι η κλίση του καρπού δεν είναι ανάλογη στα δύο τμήματα της προώθησης, αρχικό και τελικό (στο πρώτο έχει ένα εύρος τιμών 20° και στο δεύτερο 10°).

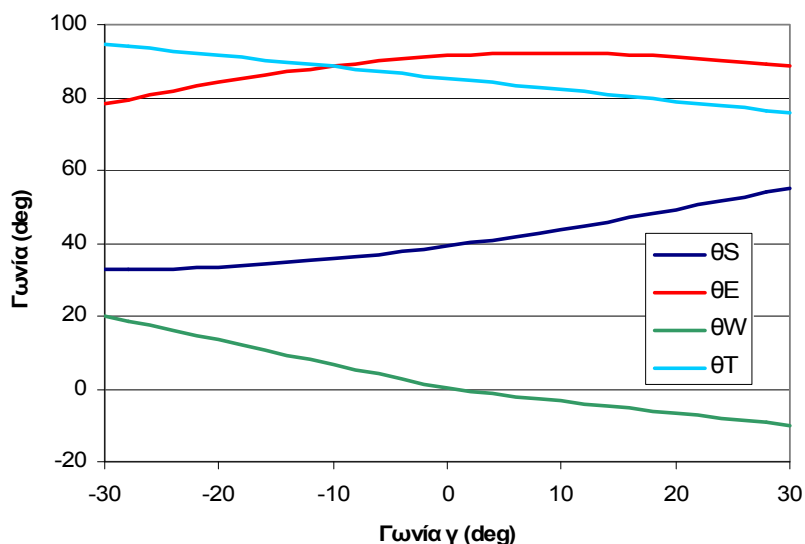
Συμπερασματικά για την ανάλυση 2 έχουμε:

$$\begin{aligned} \Theta_S = \textit{extension} & \quad -30^0 \leq \gamma \leq -24^0 \\ \Theta_S = \textit{flexion} & \quad -24^0 \leq \gamma \leq 30^0 \end{aligned} \quad (4.21)$$

$$\begin{aligned} \Theta_E = \textit{flexion} & \quad -30^0 \leq \gamma \leq 0^0 \\ \Theta_E = \textit{extension} & \quad 0^0 \leq \gamma \leq 30^0 \end{aligned} \quad (4.22)$$

5.3 Αποτελέσματα ανάλυσης 3

Η τρίτη ανάλυση αναφέρεται στην κινηματική όταν έχουμε τέσσερις βαθμούς ελευθερίας συμπεριλαμβανομένης και της κίνησης του κορμού (*trunk*). Σε αυτή την ανάλυση παρατηρούνται αρκετές διαφοροποιήσεις, σε σχέση με τις δύο προηγούμενες, διότι η προσθήκη ακόμα ενός βαθμού ελευθερίας παίζει πολύ μεγάλο ρόλο στην κινηματική της αλυσίδας μας, αφού μετακινεί το αρχικό σημείο της, την άρθρωση του ώμου $S(S_x, S_y)$. Οι γωνίες των αρθρώσεων κατά την διάρκεια της προώθησης παρουσιάζονται στο σχήμα 5.3.



σχήμα 5.3

Ανάλυση 3^η – Οι γωνίες των αρθρώσεων του ώμου (Θ_s),
του αγκώνα (Θ_E), του καρπού (Θ_w) και του κορμού (Θ_T)

Η γωνία του καρπού έχει ακριβώς το ίδιο εύρος και διακύμανση με την 2^η ανάλυση, αφού τις τιμές τις έχουμε λάβει ως δεδομένο από πειραματικές μετρήσεις [57], καθώς και τις γωνίες που παίρνει η κλίση του κορμού (Θ_T), οι οποίες κυμαίνονται από $\Theta_T = 95^0$ για την αρχή της προώθησης $\gamma = -30^0$ και φτάνει γραμμικά στο τέλος της προώθησης $\gamma = 30^0$ στην τιμή $\Theta_T = 75^0$. Δηλαδή, έχουμε μία διακύμανση -5^0 έως 15^0 από τον κάθετο άξονα που περνάει από το κέντρο του handrim.

Σχετικά με την γωνία του ώμου (Θ_s), παρατηρούμε μία συνεχή αύξηση με την φάση της προώθησης. Στην αρχή της προώθησης έχει την τιμή $\Theta_s = 32^0$ και καταλήγει στις $\Theta_s = 55^0$ στην τελική φάση. Αυτό σημαίνει, ότι η κίνηση του ώμου είναι σε φάση κάμψης. Συγκρίνοντας με τις προηγούμενες αναλύσεις παρατηρούμε ότι η κίνηση του κορμού ομαλοποιεί την κίνηση του ώμου, αφού η αναγκαία αρχική φάση της έκτασης πραγματοποιείται από την κίνηση του κορμού προς τα πίσω. Το εύρος των τιμών της, που είναι 23^0 , μας δείχνει ότι έχουμε μία πολύ πιο ομαλή κίνηση, σε σχέση με τις άλλες αναλύσεις, όπου το εύρος τιμών είναι 30^0 .

Η κίνηση του κορμού επηρεάζει σημαντικά και την γωνία του αγκώνα, στην οποία δεν παρατηρούμε πια την απόλυτη συμμετρία που είχαμε στις προηγούμενες αναλύσεις. Η μέγιστη τιμή είναι περίπου $\Theta_E = 92^0$ για τη γωνία προώθησης $\gamma = 10^0$. Το εύρος τιμών δεν επηρεάζεται σημαντικά.

Συμπερασματικά για την ανάλυση 3 έχουμε:

$$\Theta_s = \text{flexion} \quad -30^0 \leq \gamma \leq 30^0 \quad (4.23)$$

$$\begin{aligned}
\Theta_E = \textit{flexion} & & -30^0 \leq \gamma \leq 10^0 \\
\Theta_E = \textit{extension} & & 10^0 \leq \gamma \leq 30^0
\end{aligned}
\tag{4.24}$$

5.4 Παραμετρικές αναλύσεις

Για να μελετήσουμε το πώς μεταβάλλεται η κινηματική των στοιχείων του χεριού όταν έχουμε μια διαφορετική σχεδιαστική προσέγγιση, στη συνέχεια μελετήθηκε η επίδραση της θέσης του καθίσματος, δηλαδή η μετακίνησή του κατά τους άξονες x και y .

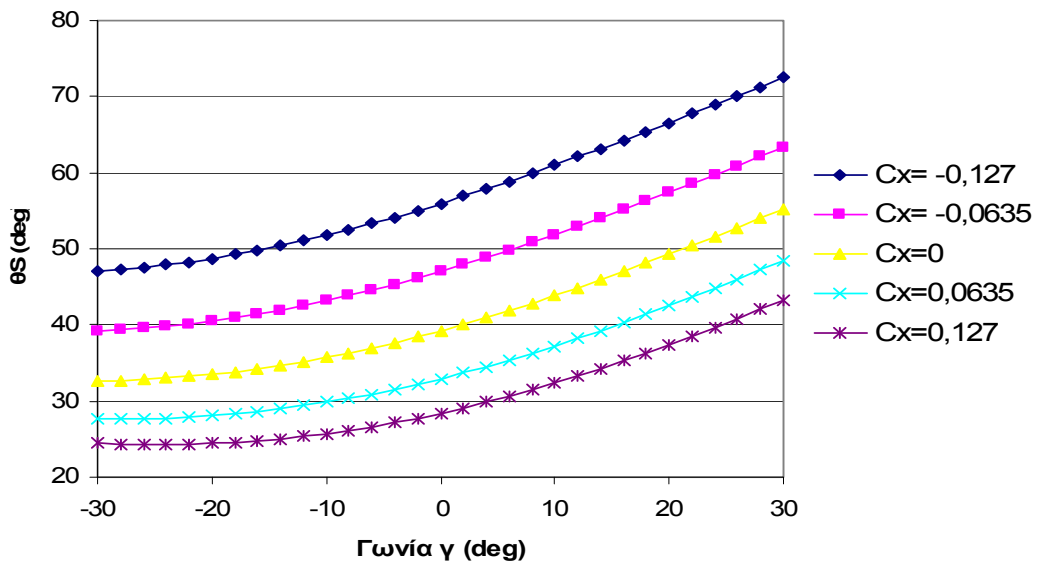
Μετατοπίσεις στον x άξονα της θέσης του καθίσματος

Στα σχήματα 5.4 και 5.5, φαίνεται πως επηρεάζει τις γωνίες του ώμου (Θ_S) και του αγκώνα (Θ_E), αντίστοιχα, η μετακίνηση του καθίσματος στον x άξονα. Παρατηρούμε ότι η γωνία του ώμου αυξάνεται με τη μετακίνηση του καθίσματος προς τα πίσω (αρνητικά x). Σε όλες τις περιπτώσεις ο ώμος εκτελεί κίνηση κάμψης, εκτός από την περίπτωση $C_x = -0.127m$ όπου, παρατηρείται κίνηση έκτασης στην αρχή της προώθησης. Είναι χαρακτηριστικό ότι η αύξηση της γωνίας του ώμου είναι ανάλογη με την μετακίνηση της θέσης του καθίσματος. Σχετικά με τη γωνία του αγκώνα παρατηρούμε μείωση για θετικές τιμές του C_x (μετακίνηση εμπρός) ενώ για αρνητικές τιμές έχουμε μόνο μικρές αλλαγές. Εντούτοις, είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι με τη μετακίνηση του καθίσματος προς τα εμπρός αλλάζει η θέση της μέγιστης τιμής της γωνίας του αγκώνα με αποτέλεσμα να μεγαλώνει το διάστημα της προώθησης που ο αγκώνας εκτελεί την κίνηση κάμψης. Αυτό αναμένεται να επηρεάσει τη στατική ανάλυση και την προβλεπόμενη ροπή κίνησης.

Μετατοπίσεις στον y άξονα της θέσης του καθίσματος

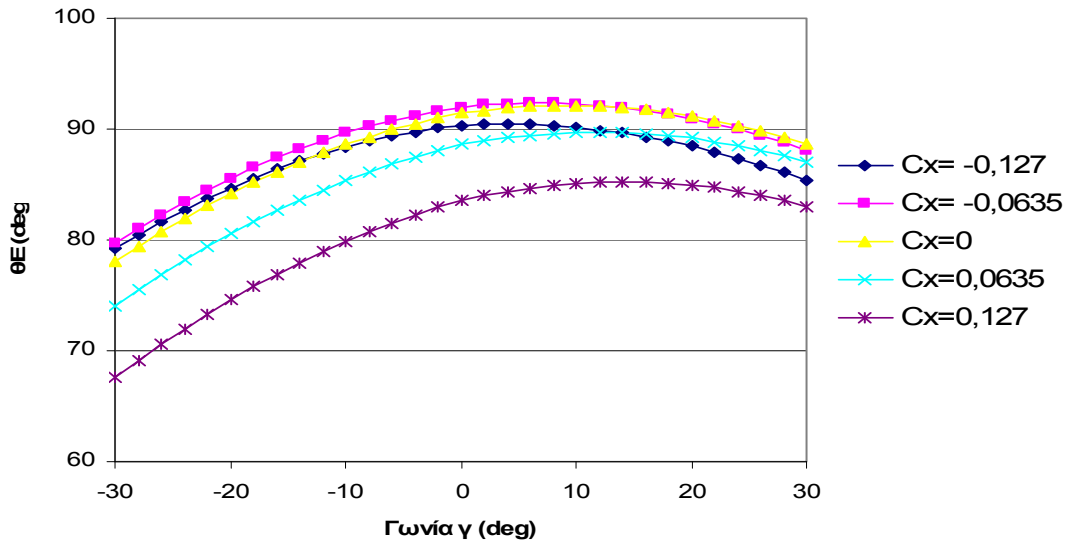
Στα σχήματα 5.6 και 5.7, φαίνεται πως επηρεάζει τις γωνίες του ώμου (Θ_S) και του αγκώνα (Θ_E), αντίστοιχα, η μετακίνηση του καθίσματος στον y άξονα.

Και οι δύο γωνίες αλλάζουν γραμμικά με τη μετακίνηση του καθίσματος, με τη διαφορά, ότι η γωνία του ώμου αυξάνεται με την μετακίνηση του καθίσματος προς τα πάνω, ενώ η γωνία του αγκώνα μειώνεται. Παρατηρούμε επίσης ότι η μετακίνηση του καθίσματος στην κατακόρυφη διεύθυνση δεν επηρεάζει καθόλου τον τρόπο κίνησης του ώμου και του αγκώνα (κάμψη ή έκταση).



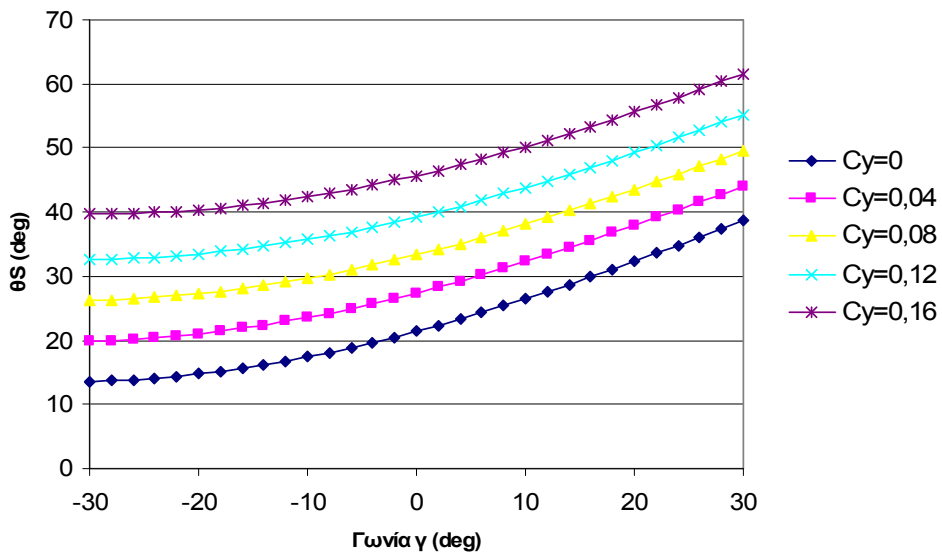
σχήμα 5.4

Οι γωνίες του ώμου (Θ_s) σε πέντε διαφορετικές θέσεις του άξονα χ



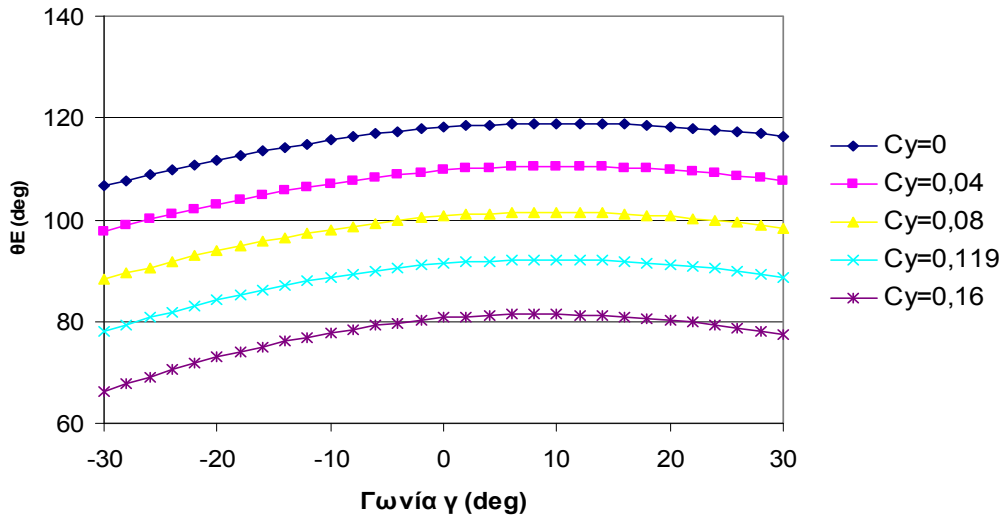
σχήμα 5.5

Οι γωνίες του ακρόνα (Θ_E) σε πέντε διαφορετικές θέσεις του άξονα χ



σχήμα 5.6

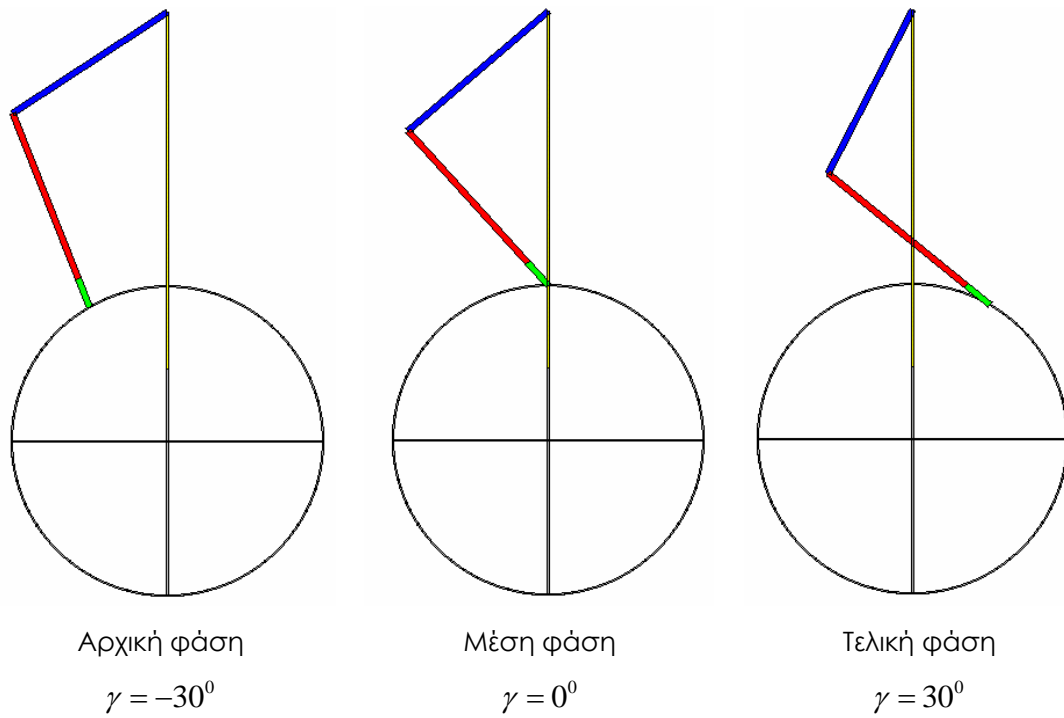
Οι γωνίες του ώμου (Θ_S) σε πέντε διαφορετικές θέσεις του άξονα γ



σχήμα 5.7

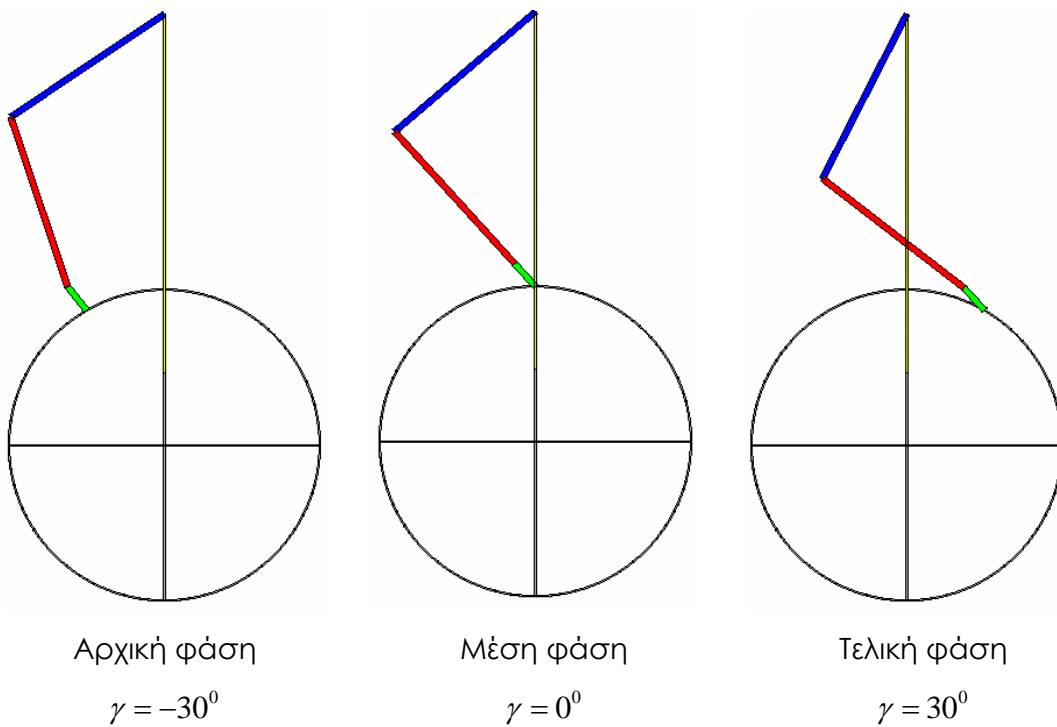
Οι γωνίες του αγκώνα (Θ_E) σε πέντε διαφορετικές θέσεις του άξονα γ

Στα παρακάτω (σχήματα 5.8, 5.9 και 5.10) παρουσιάζονται σχηματικά τα αποτελέσματα του κινηματικού μοντέλου για τις τρεις αναλύσεις και για τις γωνίες επαφής $\gamma = -30, 0, 30^\circ$. Η βασική παρατήρηση είναι ότι, η κίνηση προς τα εμπρός γίνεται, είτε από τον ώμο (όταν δεν επιτρέπουμε κίνηση του κορμού – αναλύσεις 1 και 2) είτε με το συνδυασμό της κίνησης του ώμου και του κορμού (ανάλυση 3).



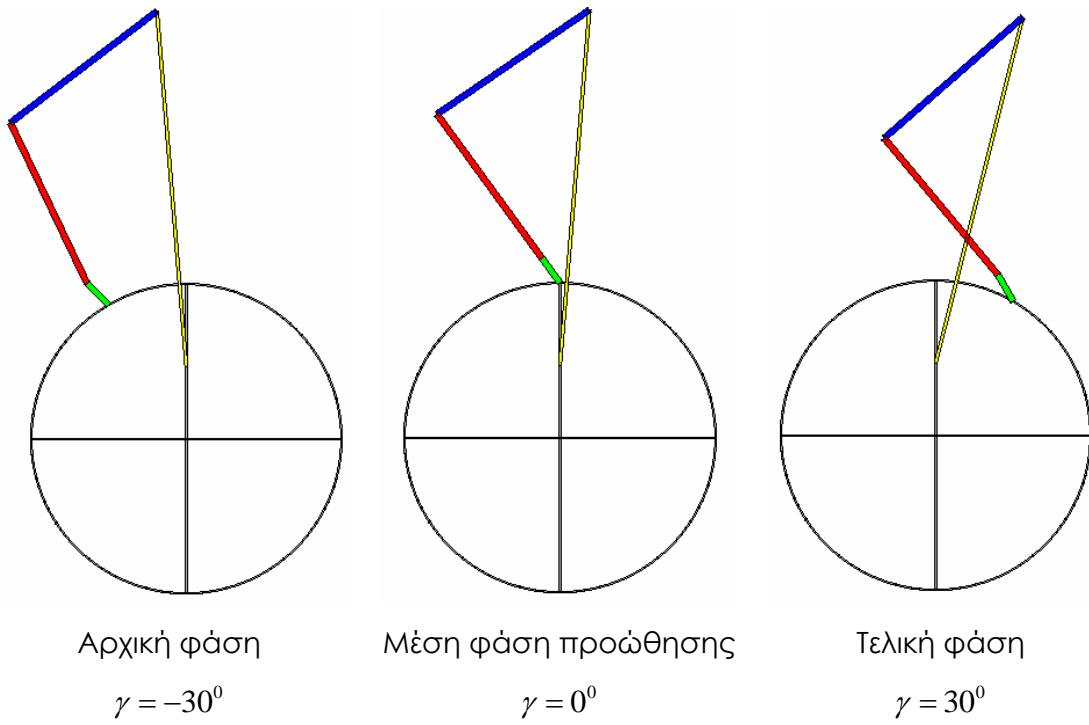
Σχήμα 5.8

Σχηματική αναπαράσταση των αποτελεσμάτων του κινηματικού μοντέλου για την ανάλυση 1



Σχήμα 5.9

Σχηματική αναπαράσταση των αποτελεσμάτων του κινηματικού μοντέλου για την ανάλυση 2

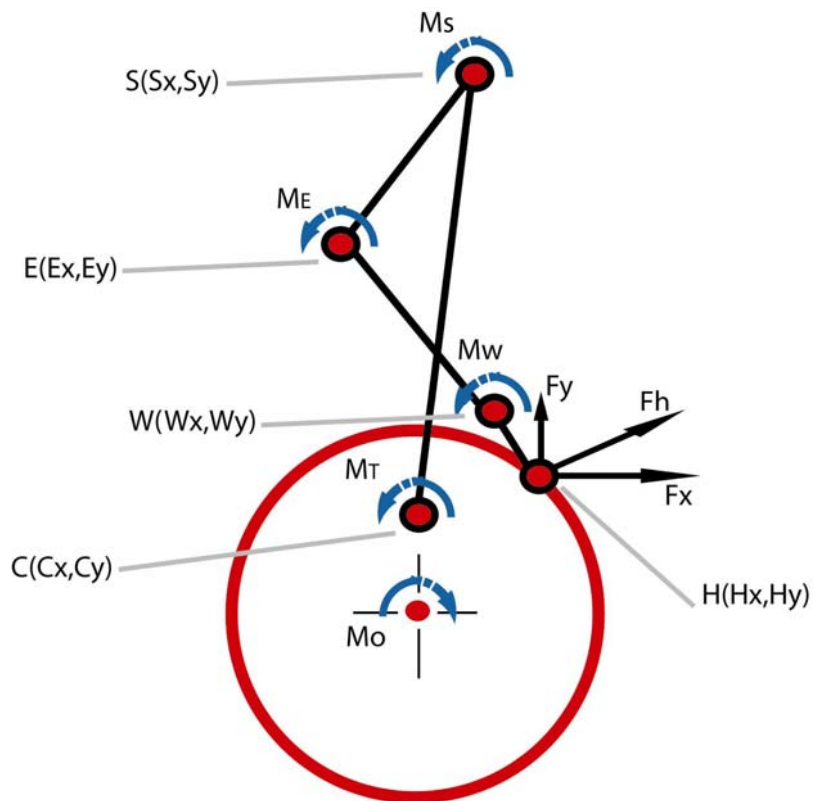


Σχήμα 5.10

Σχηματική αναπαράσταση των αποτελεσμάτων του κινηματικού μοντέλου για την ανάλυση 3

6. Στατική ανάλυση

Σκοπός της στατικής ανάλυσης είναι ο υπολογισμός των δυνάμεων που ασκεί ο χρήστης στο αναπηρικό αμαξίδιο και στη συνέχεια, ο υπολογισμός της ροπής κίνησης. Θεωρούμε ότι σε κάθε άρθρωση ασκείται από τους αντίστοιχους μύες μια ροπή και ότι όλες αυτές οι ροπές έχουν ως αποτέλεσμα την εφαρμογή της δύναμης F_h στο handrim. Οι ροπές που ασκούνται παρουσιάζονται στο σχήμα 6.1 και είναι: η ροπή του κορμού (M_T), η ροπή του ώμου (M_S), η ροπή του αγκώνα (M_E), και η ροπή του καρπού (M_W). Η θετική φορά των ροπών, όπως φαίνεται στο σχήμα 6.1, αντιστοιχεί σε κίνηση κάμψης (flexion). Αρνητική τιμή των ροπών αντιστοιχεί σε κίνηση έκτασης (extension).



σχήμα 6.1

Οι ροπές που αναπτύσσονται στις αρθρώσεις

6.1 Σχέσεις μεταξύ ροπών και δυνάμεων

Θεωρώντας ισορροπία για κάθε τμήμα ξεχωριστά, μπορούμε να βρούμε τις σχέσεις ανάμεσα στις ροπές και στην αναπτυσσόμενη δύναμη στο handrim. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι οι συνιστώσες της δύναμης F_x και F_y που εφαρμόζονται στο χρήστη έχουν αντίθετη φορά από αυτές που φαίνονται στο σχήμα 6.1 (δράση-αντίδραση).

Ισορροπία στο τμήμα από handrim στον καρπό

$$M_W + F_x(H_y - W_y) + F_y(W_x - H_x) = 0 \quad (6.1)$$

Ισορροπία στο τμήμα από handrim στον αγκώνα

$$M_E + M_W + F_x(H_y - E_y) + F_y(E_x - H_x) = 0 \quad (6.2)$$

Ισορροπία στο τμήμα από handrim στον ώμο

$$M_S + M_E + M_W + F_x(H_y - S_y) + F_y(S_x - H_x) = 0 \quad (6.3)$$

Ισορροπία στο τμήμα από handrim στο κάθισμα

$$M_T + M_S + M_E + M_W + F_x(H_y - C_y) + F_y(C_x - H_x) = 0 \quad (6.4)$$

Με δεδομένες τις συντεταγμένες των διαφόρων σημείων από την κινηματική ανάλυση, οι παραπάνω σχέσεις μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την εύρεση των δυνάμεων F_x και F_y σε κάθε φάση της προώθησης του αναπηρικού αμαξιδίου. Η ροπή κίνησης υπολογίζεται από τη σχέση

$$M_o = F_x H_y - F_y H_x \quad (6.5)$$

Οι ροπές των αρθρώσεων προέρχονται από εργονομικές μετρήσεις και έχει βρεθεί ότι οι πιο σημαντικές είναι οι ροπές του ώμου και του αγκώνα. Η ροπή του καρπού είναι μικρότερη αλλά λόγω της πολύ κοντινής απόστασης από το handrim μπορεί να συνεισφέρει στις αναπτυσσόμενες δυνάμεις. Η ροπή του κορμού αγνοείται σχεδόν σε όλες τις αναλύσεις στη βιβλιογραφία.

Θεωρώντας ότι $M_T = 0$ και $M_W = 0$, οι σχέσεις (6.2) και (6.3) γίνονται

$$M_E + F_x(H_y - E_y) + F_y(E_x - H_x) = 0 \quad (6.6)$$

$$M_S + M_E + F_x(H_y - S_y) + F_y(S_x - H_x) = 0 \quad (6.7)$$

Επιλύοντας τις (6.6) και (6.7) ως προς τις συνιστώσες της δύναμης βρίσκουμε

$$F_x = f_{xs}M_S + f_{xe}M_E \quad (6.8)$$

$$F_y = f_{ys}M_S + f_{ye}M_E \quad (6.9)$$

όπου

$$f_{xs} = \frac{E_x - H_x}{D}, \quad f_{xe} = \frac{E_x - S_x}{D}, \quad f_{ys} = \frac{E_y - H_y}{D}, \quad f_{ye} = \frac{E_y - S_y}{D}$$

και

$$D = (H_y - E_y)(S_x - E_x) - (E_x - H_x)(E_y - S_y)$$

Αντικαθιστώντας τις σχέσεις (6.8) και (6.9) στην (6.5), η ροπή κίνησης είναι

$$M_o = m_s M_S + m_e M_E \quad (6.10)$$

όπου

$$m_s = f_{xs}H_y - f_{ys}H_x \quad \text{και} \quad m_e = f_{xe}H_y - f_{ye}H_x$$

Θεωρώντας γνωστές τις ροπές των αρθρώσεων από εργονομικές μελέτες μπορούμε να υπολογίσουμε τη ροπή κίνησης από την εξίσωση (6.10). Για να υπολογίσουμε την επίδραση της ροπής του καρπού μπορούμε, προσεγγιστικά, να αντικαταστήσουμε στις παραπάνω σχέσεις την M_E με την $M_E + M_W$.

Για τον υπολογισμό της ροπής κίνησης θεωρήθηκαν δύο περιπτώσεις για τις τιμές των ροπών των αρθρώσεων. Στην πρώτη περίπτωση θεωρούμε ότι οι ροπές των αρθρώσεων μεταβάλλονται ανάλογα με τη γωνία της άρθρωσης [56]. Οι σχέσεις που συνδέουν τις ροπές του ώμου και του αγκώνα με τις αντίστοιχες γωνίες των αρθρώσεων έχουν παρουσιαστεί στα σχήματα 2.5 και 2.6. Στη δεύτερη περίπτωση οι ροπές θεωρούνται σταθερές κατά τη διάρκεια της κίνησης και ίσες με τη μέγιστη τιμή τους. Οι τιμές αυτές φαίνονται στον πίνακα 6.1 [69]. Στα παρακάτω σχήματα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του μοντέλου χρησιμοποιώντας τις τρεις αναλύσεις που περιγράφηκαν στο κεφάλαιο 4. Τα αποτελέσματα συγκρίνονται με το μοντέλο του Guo [56], καθώς και με πειραματικές μετρήσεις.

Πίνακας 6.1

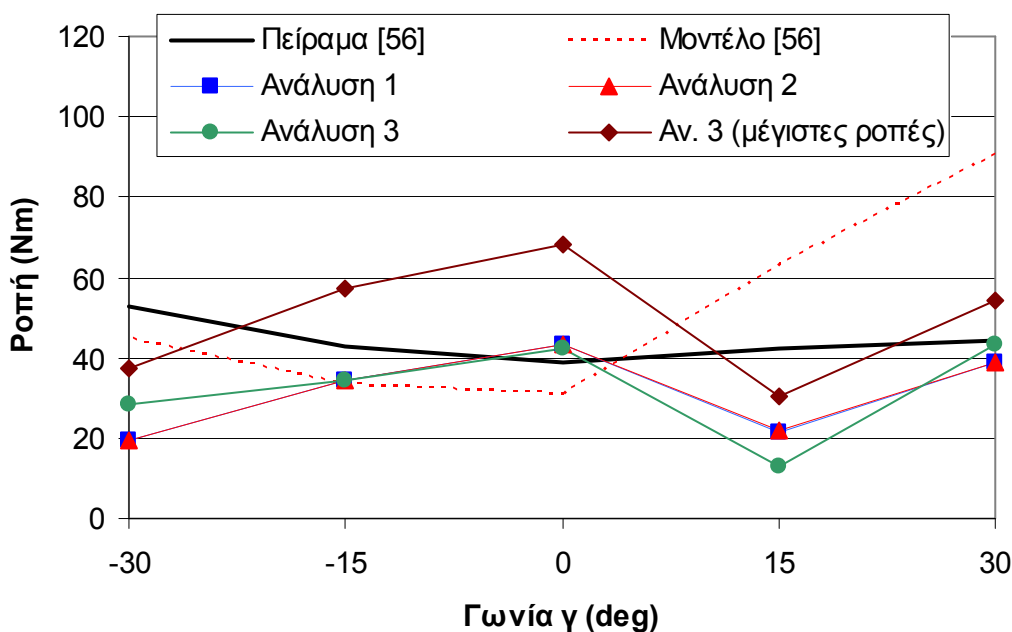
Οι μέγιστες ροπές που αναπτύσσονται στις αρθρώσεις [69]

Άρθρωση / κίνηση	Μέγιστη μέση ροπή (Nm)
Καρπός / κάμψη	7,3
Καρπός / έκταση	12,5
Αγκώνας / κάμψη	66,5
Αγκώνας / έκταση	44,8
Όμος / κάμψη	61,5
Όμος / έκταση	67,8

6.2 Αποτελέσματα στατικής ανάλυσης

Τα αποτελέσματα της στατικής ανάλυσης παρουσιάζονται στα επόμενα σχήματα. Στο σχήμα 6.2 φαίνονται οι αναπτυσσόμενες ροπές κίνησης κατά τη διάρκεια της προώθησης, όπως μετρήθηκαν πειραματικά και όπως υπολογίστηκαν από το μοντέλο του Guo [56] και από το μοντέλο της παρούσης εργασίας και για τις τρεις αναλύσεις. Για την ανάλυση 3 οι ροπές

υπολογίστηκαν και για την περίπτωση των σταθερών μέγιστων ροπών των αρθρώσεων. Το πρώτο που μπορούμε να παρατηρήσουμε από το σχήμα είναι ότι δεν υπάρχει διαφορά μεταξύ των αναλύσεων 1 και 2 και, επομένως, η κίνηση του καρπού δεν επηρεάζει τη ροπή κίνησης. Η κίνηση του κορμού (ανάλυση 3) επηρεάζει σημαντικά τα αποτελέσματα. Και οι τρεις αναλύσεις, με μεταβλητές τις ροπές των αρθρώσεων, υποεκτιμούν την τιμή της ροπής, όπως μετρήθηκε πειραματικά. Αν θεωρήσουμε τις μέγιστες ροπές των αρθρώσεων, τότε υπερεκτιμούμε την αναπτυσσόμενη ροπή κίνησης. Το μοντέλο του Guo [56] δίνει σαφώς λιγότερο ακριβείς προβλέψεις από το παρόν μοντέλο, ιδιαίτερα στην τελική φάση της προώθησης. Ο λόγος είναι ότι στο μοντέλο αυτό δε θεωρήθηκε σωστά το είδος της κίνησης (κάμψη-έκταση), ενώ δεν ελήφθη υπόψη και η κίνηση του κορμού (ή αντίστοιχα η κίνηση του ώμου).

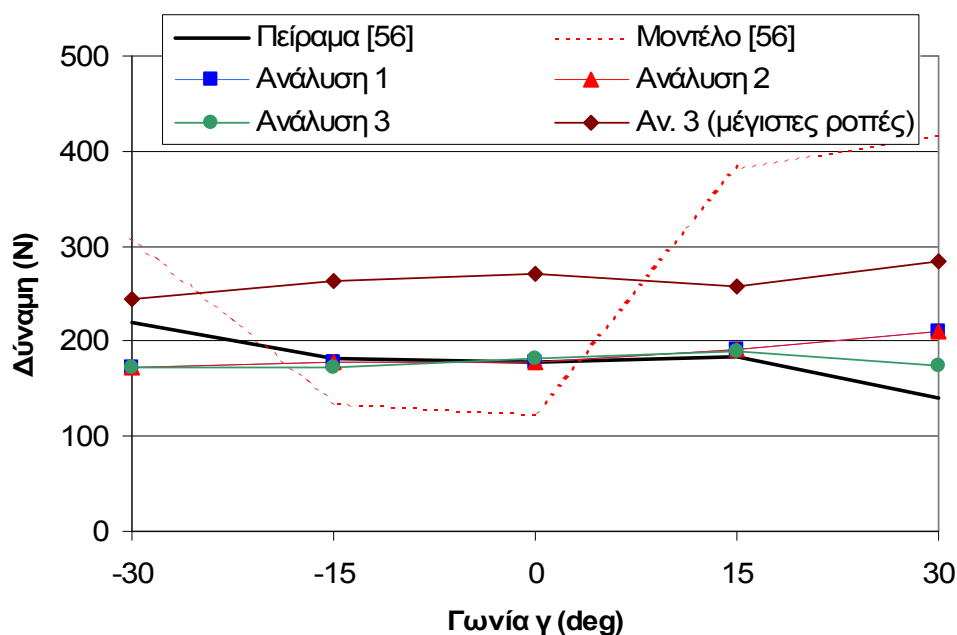


σχήμα 6.2

Μεταβολή της ροπής κίνησης κατά την διάρκεια της προώθησης

Όσον αφορά τη συνισταμένη δύναμη κατά τη διάρκεια της προώθησης, τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στο σχήμα 6.3. Η ανάλυση 3, με μεταβλητές τις ροπές των αρθρώσεων, δίνει παρά πολύ καλές προβλέψεις. Το μοντέλο του Guo [56], στην περίπτωση των δυνάμεων, δίνει πολύ φτωχές προβλέψεις.

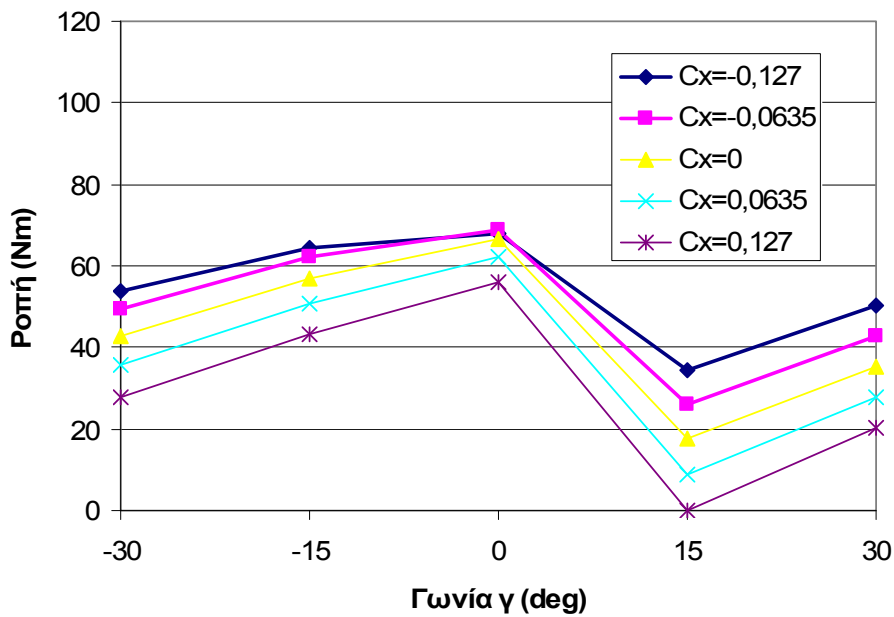
Θα πρέπει να τονιστεί, ότι οι τιμές των δυνάμεων και των ροπών υπολογίστηκαν για $M_w = 0$. Αν θεωρήσουμε τις μέγιστες τιμές της ροπής του καρπού, οι αλλαγές στις υπολογιζόμενες δυνάμεις και ροπές είναι πολύ μικρές (λιγότερο από 5%). Στην παραμετρική μελέτη που ακολουθεί, θεωρήθηκαν οι τιμές της ροπής του καρπού από τον πίνακα 6.1.



σχήμα 6.3

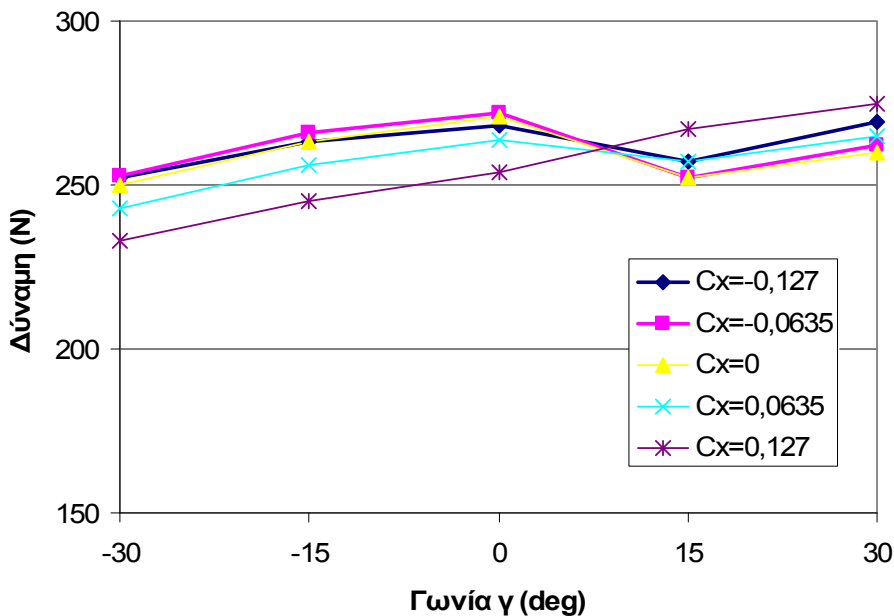
Μεταβολή της δύναμης κατά την διάρκεια της προώθησης

Η επίδραση της οριζόντιας θέσης του καθίσματος στις αναπτυσσόμενες ροπές κίνησης φαίνονται στο σχήμα 6.4 για μέγιστες ροπές των αρθρώσεων. Παρατηρούμε ότι η ροπή αυξάνεται σημαντικά, όσο το κάθισμα τοποθετείται προς τα πίσω και μάλιστα καθ' όλη τη διάρκεια της προώθησης. Αναφορικά με τις δυνάμεις, οι αντίστοιχες μεταβολές είναι πολύ μικρότερες, όπως φαίνεται στο σχήμα 6.5. Οι ροπές και οι δυνάμεις, ως συνάρτηση της θέσης του καθίσματος για μεταβλητές ροπές αρθρώσεων, παρουσιάζονται στα σχήματα 6.6 και 6.7, αντίστοιχα. Οι ίδιες παρατηρήσεις μπορούν να γίνουν με τη διαφορά ότι η επίδραση της θέσης του καθίσματος μειώνεται όταν θεωρούμε μεταβλητές τις ροπές στις αρθρώσεις.



σχήμα 6.4

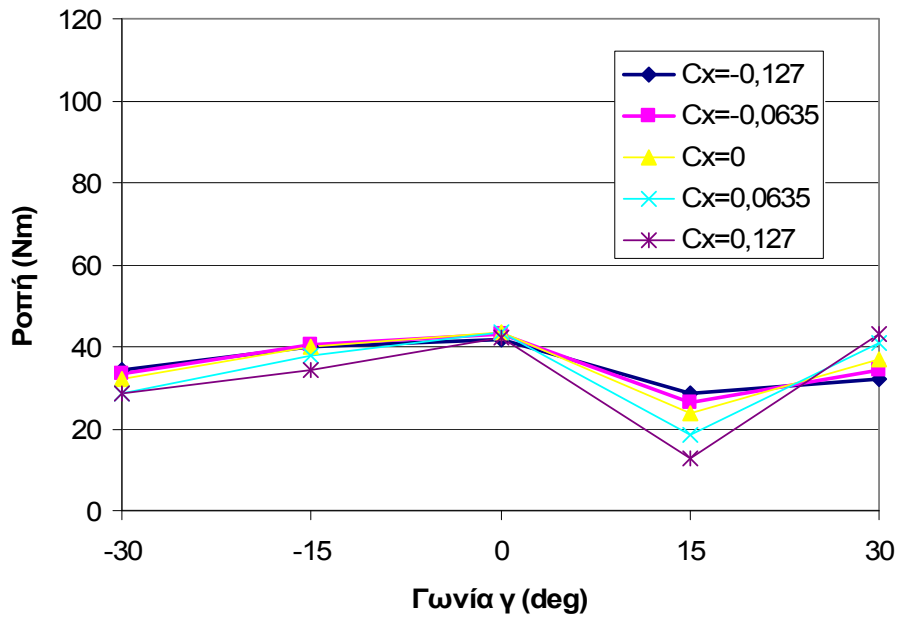
Κατανομή της ροπής κίνησης για διαφορετικές θέσεις του καθίσματος (κατά τον άξονα x) και για μέγιστες ροπές αρθρώσεων



σχήμα 6.5

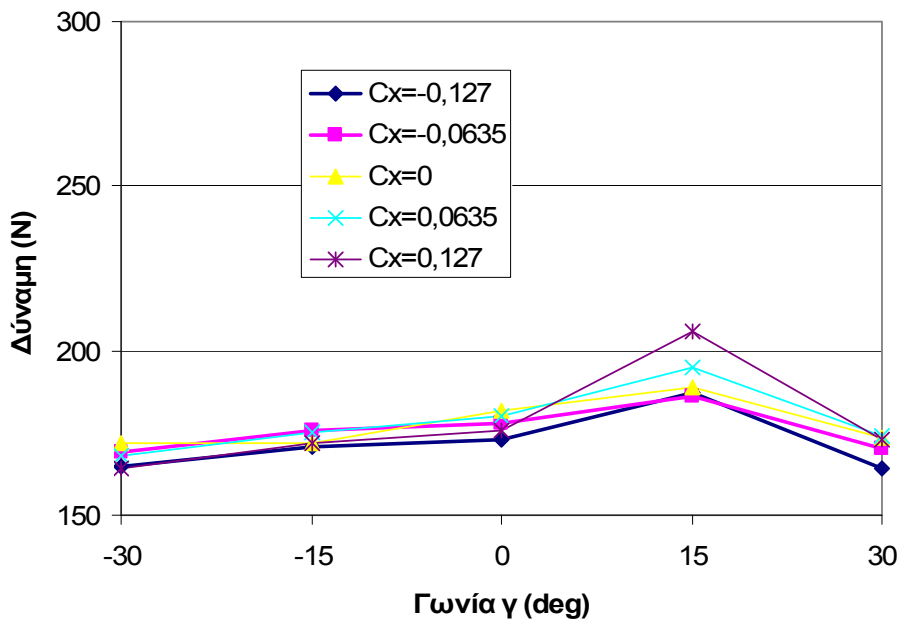
Κατανομή της δύναμης για διαφορετικές θέσεις του καθίσματος (κατά τον άξονα x) και για

μέγιστες ροπές αρθρώσεων



σχήμα 6.6

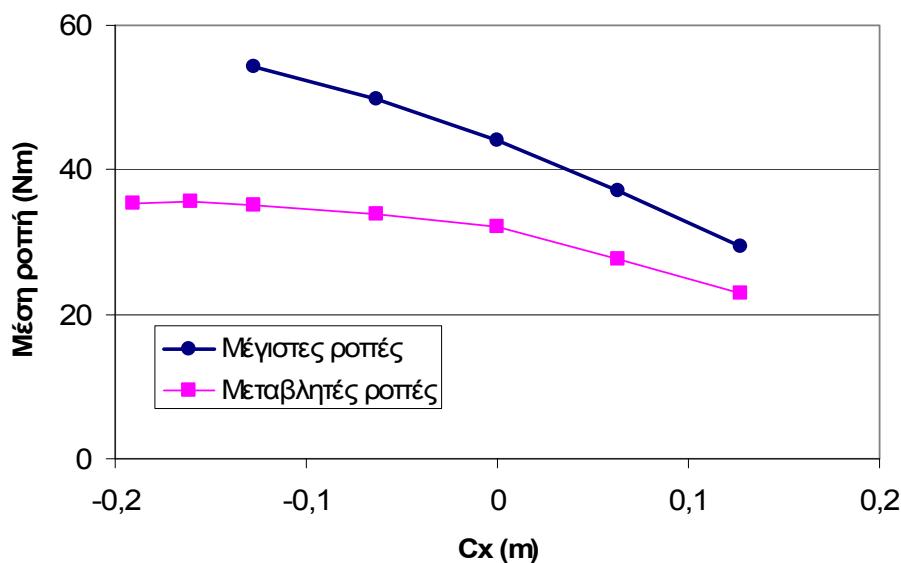
Κατανομή της ροπής κίνησης για διαφορετικές θέσεις του καθίσματος (κατά τον άξονα x) και για μεταβλητές ροπές αρθρώσεων



σχήμα 6.7

Κατανομή της δύναμης για διαφορετικές θέσεις του καθίσματος (κατά τον άξονα x) και για μεταβλητές ροπές αρθρώσεων

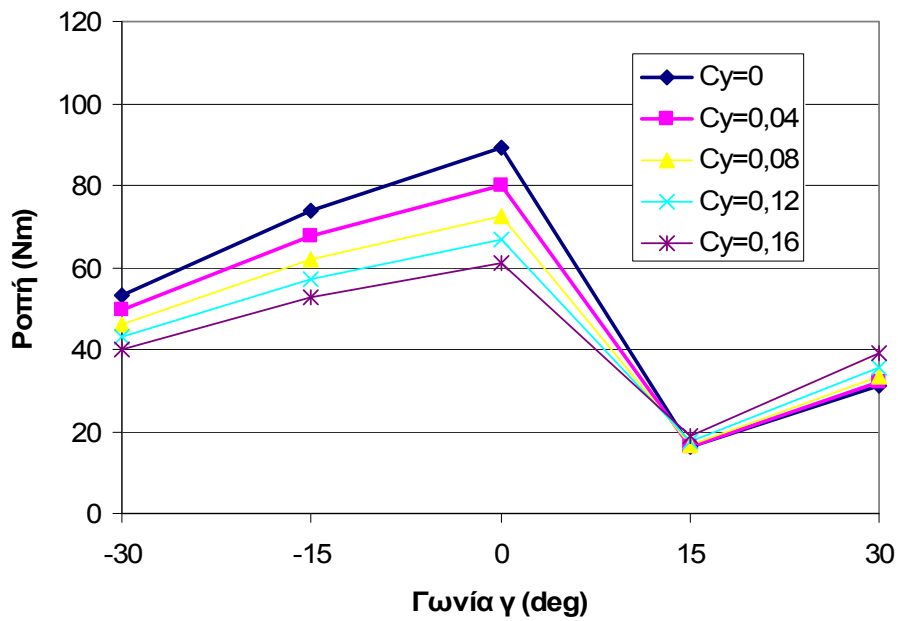
Αν θεωρήσουμε τις μέσες τιμές της ροπής κατά τη διάρκεια της προώθησης, τότε στο σχήμα 6.8 φαίνεται καθαρότερα η μεγάλη αύξηση της ροπής, όσο το κάθισμα τοποθετείται προς τα πίσω, στην περίπτωση των μέγιστων ροπών των αρθρώσεων και η μικρότερη αύξηση της, στην περίπτωση των μεταβλητών αρθρώσεων. Μάλιστα στη δεύτερη περίπτωση φαίνεται ότι υπάρχει ένα μέγιστο για $C_x = -0.16m$.



σχήμα 6.8

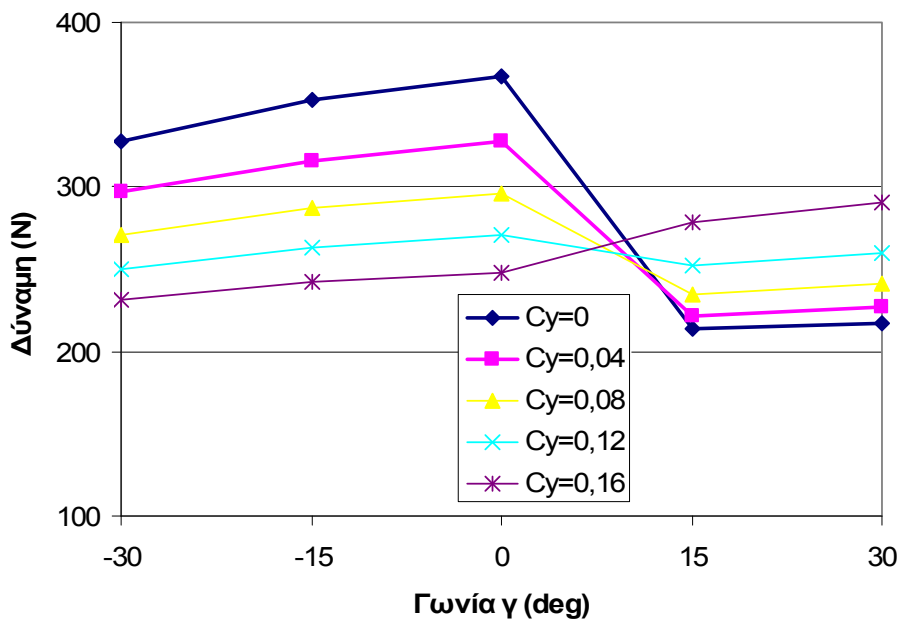
Μέση ροπή ως συνάρτηση της θέσης του καθίσματος (άξονας x)

Τα αντίστοιχα αποτελέσματα για την περίπτωση της κατακόρυφης θέσης του καθίσματος παρουσιάζονται στα σχήματα 6.9-6.13. Η ροπή αυξάνεται όσο το κάθισμα τοποθετείται πιο χαμηλά, ενώ στην περίπτωση αυτή έχουμε και σημαντική μεταβολή των δυνάμεων. Από το σχήμα 6.13 φαίνεται ότι η μεταβολή της ροπής είναι περίπου ίδια, είτε θεωρούμε τις μέγιστες ροπές των αρθρώσεων είτε μεταβλητές ροπές.



σχήμα 6.9

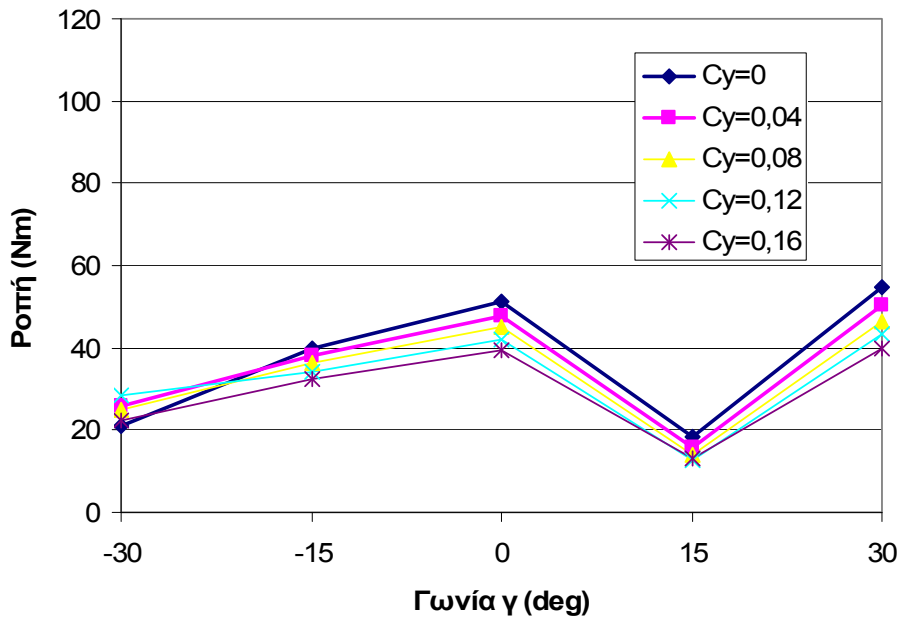
Κατανομή της ροπής κίνησης για διαφορετικές θέσεις του καθίσματος (κατά τον άξονα γ) και για μέγιστες ροπές αρθρώσεων



σχήμα 6.10

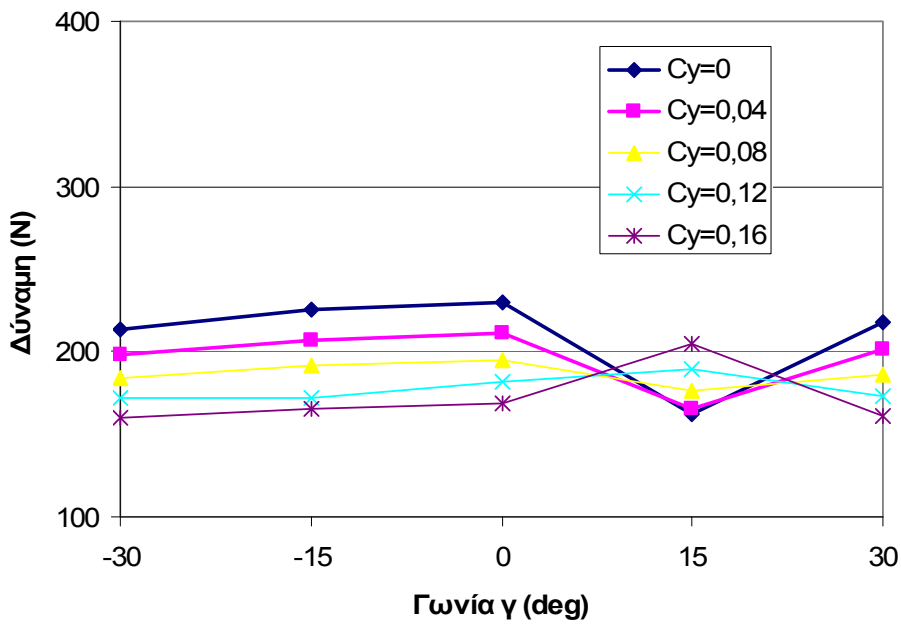
Κατανομή της δύναμης για διαφορετικές θέσεις του καθίσματος (κατά τον άξονα γ) και για

μέγιστες ροπές αρθρώσεων



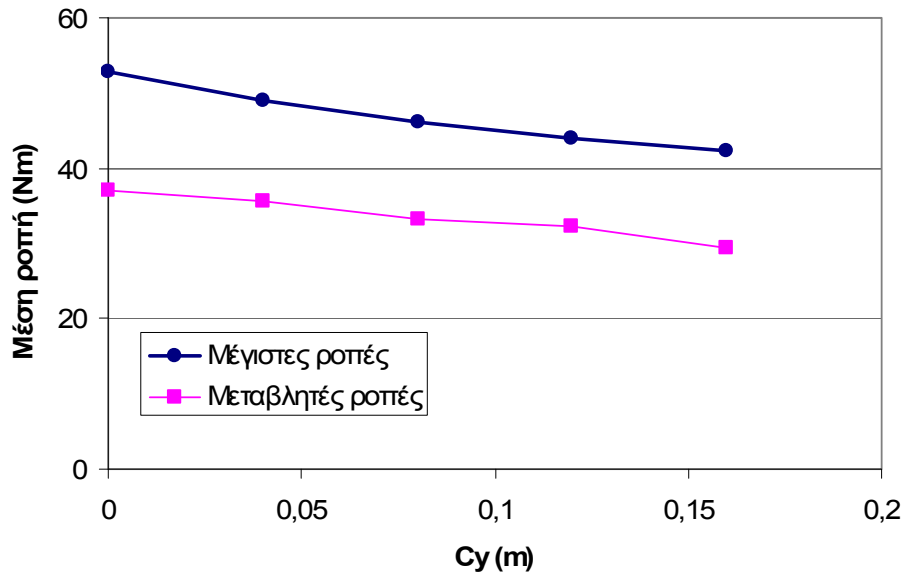
σχήμα 6.11

Κατανομή της ροπής κίνησης για διαφορετικές θέσεις του καθίσματος (κατά τον άξονα γ) και για μεταβλητές ροπές αρθρώσεων



σχήμα 6.12

Κατανομή της δύναμης για διαφορετικές θέσεις του καθίσματος (κατά τον άξονα y) και για μεταβλητές ροπές αρθρώσεων



σχήμα 6.13

Μέση ροπή ως συνάρτηση της θέσης του καθίσματος (άξονας y)

6.3 Υπολογισμός της μέγιστης ροπής κίνησης

Η εξίσωση (6.10) μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να υπολογιστούν οι μέγιστες ροπές κίνησης κατά τις διάφορες φάσεις προώθησης του αναπηρικού αμαξιδίου. Επειδή η ροπή κίνησης πρέπει να είναι θετική και συγχρόνως είναι γραμμικός συνδυασμός των ροπών των αρθρώσεων, έχουμε τις εξής περιπτώσεις (θετική τιμή των ροπών των αρθρώσεων σημαίνει κίνηση κάμψης, ενώ αρνητική τιμή κίνηση έκτασης):

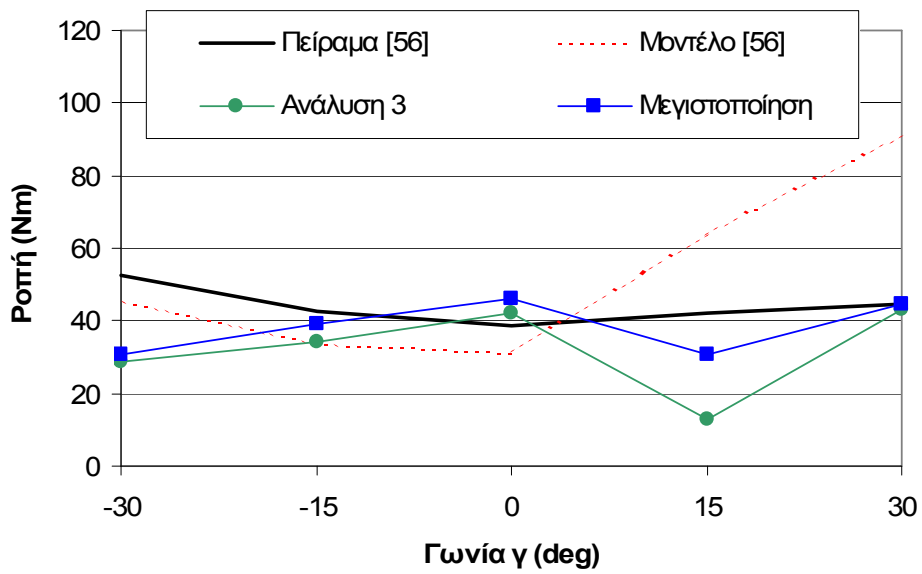
Μεγιστοποίηση της $M_o = m_s M_S + m_e M_E$

Αν $m_s M_S \geq 0$ και $m_e M_e \geq 0$ τότε $M_o^{\max} = m_s M_S + m_e M_E$

Αν $m_s M_S \geq 0$ και $m_e M_e < 0$ τότε $M_o^{\max} = m_s M_S$

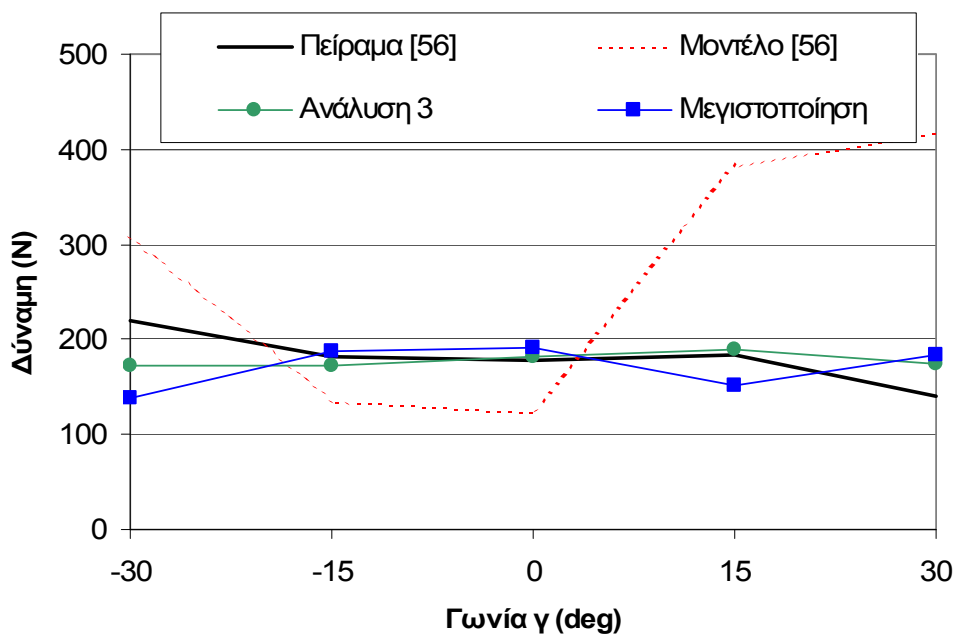
Αν $m_s M_S < 0$ και $m_e M_e \geq 0$ τότε $M_o^{\max} = m_e M_E$

Θεωρώντας τις παραπάνω σχέσεις, υπολογίζονται τις μέγιστες ροπές κίνησης για μεταβλητές ροπές των αρθρώσεων (ανάλυση 3) που παρουσιάζονται στο σχήμα 6.14, παρατηρούμε ότι η μέγιστη ροπή προσεγγίζει καλύτερα τα πειραματικά αποτελέσματα. Πιθανολογείται ότι αυτό συμβαίνει, διότι κατά τη διάρκεια των πειραμάτων [56] ζητήθηκε από τους χρήστες να εφαρμόσουν τη μεγαλύτερη δυνατή δύναμη. Επειδή τα πειράματα ήταν «στατικά», δεν αναμένεται ότι οι ροπές μπορούν να φτάσουν σε αυτές τις μέγιστες τιμές κατά τη διάρκεια μιας πραγματικής προώθησης του αναπηρικού αμαξιδίου. Για την περίπτωση της μεγιστοποίησης των ροπών κίνησης, έχουμε μικρές μεταβολές στις δυνάμεις, όπως φαίνεται στο σχήμα 6.15.



σχήμα 6.14

Μέγιστη ροπή κατά την διάρκεια της προώθησης



σχήμα 6.15

Δυνάμεις κατά την διάρκεια της προώθησης θεωρώντας τη μέγιστη ροπή

7. Συμπεράσματα

Στην εργασία αυτή αναπτύχθηκε ένα εμβιομηχανικό μοντέλο για τον υπολογισμό της ροπής κίνησης ενός αναπηρικού αμαξιδίου. Η χρήση του μοντέλου μας επιτρέπει να υπολογίσουμε την επίδραση των βασικών σχεδιαστικών παραμέτρων του αναπηρικού αμαξιδίου στις ροπές και δυνάμεις που ασκεί ο χρήστης, με τελικό σκοπό τη βελτιστοποίηση του αμαξιδίου. Τα αποτελέσματα του μοντέλου συγκρίθηκαν με άλλα μοντέλα, καθώς και με πειραματικές μετρήσεις από τη βιβλιογραφία. Τα κύρια συμπεράσματα της εργασίας συνοψίζονται ως εξής:

- Η πιο σημαντική παράμετρος, ως προς την ακρίβεια του υπολογισμού της ροπής κίνησης, είναι η σωστή εκτίμηση του τρόπου κίνησης των αρθρώσεων (κάμψη / έκταση).
- Η κίνηση του καρπού (καθώς και η ροπή του) δεν επηρεάζει τις αναπτυσσόμενες δυνάμεις και ροπές.
- Η κίνηση του κορμού επηρεάζει σημαντικά τις αναπτυσσόμενες δυνάμεις και ροπές επιφέροντας αλλαγές στον τρόπο κίνησης των αρθρώσεων.
- Θεωρώντας σταθερή τιμή των ροπών των αρθρώσεων, υπολογίζουμε μεγάλη μεταβολή της ροπής κίνησης κατά τη διάρκεια της προώθησης, ενώ αντίθετα, θεωρώντας μεταβλητές ροπές των αρθρώσεων, υπολογίζουμε πιο ομαλοποιημένη κατανομή της ροπής κίνησης.
- Η σχετική θέση του καθίσματος ως προς το handrim επηρεάζει σημαντικά τη ροπή κίνησης. Μέγιστη μέση ροπή έχουμε όταν το κάθισμα είναι χαμηλά και πίσω (σχετικά με την κίνηση του αμαξιδίου)

Προτάσεις για μελλοντική έρευνα

Από τα αποτελέσματα της εργασίας, καθώς και από τη βιβλιογραφική ανασκόπηση, προκύπτουν τα ακόλουθα θέματα, τα οποία μπορούν να αποτελέσουν αντικείμενο περαιτέρω έρευνας στο πεδίο της μηχανικής ανάλυσης αναπηρικών αμαξιδίων:

- Μελέτη της μεταφοράς ροπής και δυνάμεων, από το handrim στον αγκώνα και τον ώμο.
- Περαιτέρω παραμετρικές μελέτες και καθορισμός των σχεδιαστικών προτύπων, με γνώμονα τη μεγιστοποίηση της αναπτυσσόμενης ροπής και την ελαχιστοποίηση της απαιτούμενης ενέργειας.
- Τρισδιάστατη κινηματική και στατική/δυναμική ανάλυση του συστήματος χρήστης / αναπηρικό αμαξίδιο, με σκοπό τον καθορισμό των περιορισμών του δισδιάστατου μοντέλου.

Βιβλιογραφία

- [1] World Health Organization. www.who.int
- [2] Brian R. Kotajarvi, MS, PT; Michelle B. Sabick. The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics *J Rehabil Res Dev* 2004 May;41(3B):403-14
- [3] Guo LY, Su FC, Wu HW, An KN. Mechanical energy and power flow of the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, Volume 18, Issue 2, Pages 106-114
- [4] Stefan van Drogelen, DirkJan (H.E.J.) Veeger, Edmond Angelot, Luc H.V. van der Woude, Thomas W. Janssen. Mechanical Strain in the Upper Extremities During Wheelchair Related Activities. 4th Meeting of the International Shoulder Group, Cleveland, OH, June 17-18,2002
- [5] Curtis K A, Drysdale G A, Lanza R D, Kolber M, Vitolo R S, West R. Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80: 453-7.
- [6] Pentland W E, Twomey L T. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part I. *Paraplegia* 1994; 32: 211-8.
- [7] Asato KT, Cooper RA, Robertson RN, Ster JF. SMARTWheels: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1993;40(12):1320-24.
- [8] Bednarczyk JH, Sanderson DJ. Kinematics of wheelchair propulsion in adults and children with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75(12):1327-34.
- [9] Bednarczyk JH, Sanderson DJ. Limitations of kinematics in the assessment of wheelchair propulsion in adults and children with spinal cord injury. *Phys Ther.* 1995;75(4): 281-89.
- [10] Cappozzo A, Felici F, Figura F, Marchetti M, Ricci B. Prediction of ramp traversability for wheelchair dependent individuals. *Paraplegia.* 1991;29(7):470-78.

- [11] Dallmeijer AJ, Kappe YJ, Veeger DH, Janssen TW, van der Woude LH. Anaerobic power output and propulsion technique in spinal cord injured subjects during wheelchair ergometry. *J Rehabil Res Dev.* 1994;31(2):120–28.
- [12] Davis JL, Growney ES, Johnson ME, Iuliano BA, An KN. Three-dimensional kinematics of the shoulder complex during wheelchair propulsion: a technical report. *J Rehabil Res Dev.* 1998;35(1):61–72.
- [13] Rao SS, Bontrager EL, Gronley JK, Newsam CJ, Perry J. Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1996;4(3):152–60.
- [14] Rudins A, Laskowski ER, Growney ES, Cahalan TD, An KN. Kinematics of the elbow during wheelchair propulsion: a comparison of two wheelchairs and two stroking techniques. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78(11):1204–10.
- [15] Sanderson DJ, Sommer HJ 3rd. Kinematic features of wheelchair propulsion. *J Biomech.* 1985;18(6):423–29.
- [16] Masse LC, Lamontagne M, O'Riain MD. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *J Rehabil Res Dev.* 1992;29(3):12–28.
- [17] Mulroy SJ, Gronley JK, Newsam CJ, Perry J. Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77(2):187–93.
- [18] van der Helm FC, Veeger HE. Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *J Biomech.* 1996;29(1):39–52.
- [19] Veeger HE, van der Woude LH, Rozendaal LA. The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 1989;26(2):37–46.
- [20] Veeger HE, Meershoek LS, van der Woude LH, Langenhoff JM. Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 1998;35(3):305–13.

- [21] Boninger ML, Cooper RA, Baldwin MA, Shimada SD, Koontz A. Wheelchair handrim kinetics: body weight and median nerve function. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999; 80(8):910–15.
- [22] Kulig K, Rao SS, Mulroy SJ, Newsam CJ, Gronley JK, Bontrager EL. Shoulder joint kinetics during the push phase of wheelchair propulsion. *Clin Orthop.* 1998;354:132–43.
- [23] Robertson RN, Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD. Handrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77(9):856–64.
- [24] Rodgers MM, Russell PJ, Keyser RE, Parker JA, Gorman PH. Effects of training on joint and handrim kinetics in wheelchair users. 21st Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, 1997, Clemson, SC. p. 206–7.
- [25] Bayley JC, Cochran TP, Sledge CB. The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *Journal of Bone & Joint Surgery – American Volume* 1987;69(5):676-8
- [26] Phillips L, Nicosia A. An overview... with reflections past and present of a consumer. *Journal of Rehabilitation Research & Development – Clinical Supplement* 1990(2): 1 -7.
- [27] Gellman H, Sie I, Waters RL. Late complications of the weight – bearing upper extremity in the paraplegic patient. *Clin Orthop* 1988(233):132-5.
- [28] Burnham R, Chan M, Hazlett C, Laskin J, Steadward R. Acute median nerve dysfunction from wheelchair propulsion: the development of a model and study of the effect of hand protection. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75(5)513-8.
- [29] Burnham RS, May L, Nelson E, Steadward R, Reid DC. Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. *Am J Sports Med* 1993;21(2):238 – 42.
- [30] Curtis KA, Black K. Shoulder pain in female wheelchair basketball players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1999;29(4)225-31.
- [31] Dalyan M, Cardenas DD, Gerard B. Upper extrimity pain after spinal cord injury. *Spinal Cord* 1999;37(3) 191-5.

- [32] Miyahara M, Sleivert GG, Gerard DF. The relationship of strength and muscle balance to shoulder pain and impingement syndrome in elite quadriplegic wheelchair rugby players. *Int J Sports Med* 1998;19(3)210–4.
- [33] Nichols PJ, Norman PA, Ennis JR. Wheelchair user's shoulder? Shoulder pain in patients with spinal cord lesions. *Scand J Rehabil Med* 1979;11(1):29-32.
- [34] Sie IH, Waters RL, Adkins RH, Gellman H. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73(1)44-8.
- [35] Burnham RS, Steadward RD. Upper extremity peripheral nerve entrapments among wheelchair athletes: prevalence, location, and risk factors. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75(5):519-24.
- [36] Jackson DL, Hynninen BC, Caborn DN, McLean J. Electrodiagnostic study of carpal tunnel syndrome in wheelchair basketball players. *Clin J Sport Med* 1996;6(1)27-31.
- [37] Chaffin DB, Anderson GBJ. *Occupational Biomechanics*. New York: John Wiley & Sons; 1991.
- [38] Putz – Anderson V. *Cumulative trauma disorders: a manual for musculo- skeletal diseases of the upper limbs*. London: Taylor & Francis; 1988.
- [39] Sanders M.J., "History of Work-related Musculoskeletal Disorders. In: *International Encyclopedia of Ergonomics and Human Factors*", ed. W. Karwowski, Vol 1, 2001.
- [40] Dreisinger TE, Londeree BR. Wheelchair exercise: a review. *Paraplegia* 1982;20(1)20-34.
- [41] Glaser RM. Exercise and locomotion for the spinal cord injured. *Exercise & Sport Sciences Reviews* 1985;13:263-303.
- [42] Shephard RJ. Sports medicine and the wheelchair athlete. *Sports Med* 1988;5(4):226-47.
- [43] Goosey VL, Campbell IG. Symmetry of the elbow kinematics during racing wheelchair propulsion. *Ergonomics* 1998;41(12):1819-20.

- [44] Veeger D, van der Woude LH, Rozendal RH. Wheelchair propulsion technique at different speeds. *Scand J Rehabil Med* 1989;21(4):197-203.
- [45] Veeger HE, van der Woude LH, Rozendal RH. Within – cycle characteristics of the wheelchair push in sprinting on a wheelchair ergometer. *Med Sci Sports Exerc* 1991;23(2):264-71.
- [46] Hughes CJ, Weimar WH, Sheth PN, Brubaker CE. Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of a seat position and user – to – chair interface. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73:263-9.
- [47] Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD, Rudy TE. Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. *Spinal Cord* 1998;36(6)418-26.
- [48] Boninger ML, Cooper RA, Robertson RN, Shimada SD. Three – dimensional pushrim forces during two speeds of wheelchair propulsion. *Am J Phys Med Rehabil* 1997;76(5) 420-6.
- [49] Cooper RA, Robertson RN, VanSickle DP, Boninger ML, Shimada SD. Methods for determining three – dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. *J Rehabil Res Dev* 1997;34(2):162-31.
- [50] Wu HW, Berglund LJ, Su FC, Yu B, Westreich A, Kim KJ. An instrumented wheel for kinetic analysis of wheelchair propulsion. *J Biomech Eng* 1998;120(4):533-5.
- [51] Wu HW, Su FC, Berglund L, Chang YW, An KN. Development and Testing of a System Measuring Manual Wheelchair Propulsion Dynamics. *Chin J Med Biol Eng* 1996;16(3):244-256.
- [52] van der Woude LH, Bakker WH, Elkhuisen JW, Veeger HE, Gwinn T. Propulsion technique and anaerobic work capacity in elite wheelchair athletes: cross – sectional analysis. *Am J Phys Med Rehabil* 1998;77(3):222 – 34.
- [53] Boninger ML, Cooper RA, Robertson RN, Rudy TE. Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: an analysis using a local coordinate system. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78(4)364 – 72.

- [54] Su FC, Lin LT, Wu HW, Chou YL, Westreich A, An KN. Three – dimensional dynamic analysis of wheelchair propulsion. *Chin J Med Biol Eng* 1993;13(4):329-342.
- [55] Rodgers MM, Tummarakota S, Lieh J. Three – Dimensional Dynamic Analysis of Wheelchair Propulsion. *J App Biomech* 1998;14:80-92.
- [56] Guo L.Y. Load optimization in wheelchair propulsion, Doctoral thesis, National Cheng Kung University, Taiwan, 2002.
- [57] Finley MA, Rasch EK, Keyser RE, Rodgers MM. The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. *J Rehabil Res Dev.* 2004;41(3B):285 – 95.
- [58] van der Woude LH, Veeger DJ, Rozendal RH, Sargeant TJ. Seat height in Handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev* 1989;26(4):31-50.
- [59] Gaines RF, La WH. Users' responses to contoured wheelchair handrims. *J Rehabil Res Dev* 1989;23(3):57-62.
- [60] van der Woude LH, Veeger HE, Rozendal RH, van Ingen Schenau GJ, Rooth F, van Nierop P. Wheelchair racing: effects of rim diameter and speed on physiology and technique. *Med Sci Sports Exerc* 1988;20(5):492 – 500.
- [61] van der Linden ML, Valent L, Veeger HE, van der Woude LH. The effect of wheelchair handrim tube diameter on propulsion efficiency and force application (tube diameter and efficiency in wheelchairs). *IEEE Trans Rehabil Eng* 1996;4(3):123-32.
- [62] Ruggles DL, Cahalan T, An KN. Biomechanics of wheelchair propulsion by able – bodies subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75(5):540-4.
- [63] Richter WM. The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: a quasi-static model-based approach. *Med Eng Phys.* 2001;23(10):707–12.
- [64] Rozendal LA, Veeger DE. Force direction in manual wheel chair propulsion: balance between effect and cost. *Clin Biomech* 2000;15(Suppl 1): S39 – 41.
- [65] Εμίρης Δ.Μ., Κουλουριώτης Δ.Ε.. Ρομποτική. Αθήνα 2004.

- [66] Χριστοφοράκης Ι.Ι. Η σημασία της αύλακας του δικεφάλου βραχιόνιου μυός στον προσανατολισμό της βραχιόνιας πρόθεσης στα κατάγματα του ώμου, Διδακτορική διατριβή, Πανεπιστήμιο Κρήτης, 2002.
- [67] Λαΐος Λ., Γιαννακούρου Σιούταρη Μ. Σύγχρονη Εργονομία, Αθήνα 2003.
- [68] Rasmussen J, Søren TC, Damsgaard M, and de Zee M. The role of mechanics and optimization in ergonomics. Proceedings of the 5th ASMO-UK/ISSMO conference, Aalborg University, 2004.
- [69] Sabick MB, Kotajarvi BR, An K-N. a new method to quantify demand on the upper extremity during manual wheelchair propulsion. Arch Phys Med Rehabil 2004; 85: 1151-9.