



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

**Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση
παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές
στην φυσιοθεραπεία**

Χρήστος Η. Συρσελούδης

ΑΘΗΝΑ
ΙΟΥΝΙΟΣ 2011

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση
παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Χρήστος Η. Συρσελούδης

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: Ιωάννης Εμίρης, Καθηγητής ΕΚΠΑ

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ:

Ιωάννης Εμίρης, Καθηγητής ΕΚΠΑ

Νικόλαος Καλουππίδης, Καθηγητής ΕΚΠΑ

Νικόλαος Μισυρλής, Καθηγητής ΕΚΠΑ

ΕΠΤΑΜΕΛΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Ιωάννης Εμίρης,
Καθηγητής ΕΚΠΑ

Νικόλαος Καλουππίδης,
Καθηγητής ΕΚΠΑ

Νικόλαος Μισυρλής,
Καθηγητής ΕΚΠΑ

Θεοχάρης Θεοχάρης,
Καθηγητής ΕΚΠΑ

Κωνσταντίνος Τζαφέστας,
Επίκουρος Καθηγητής ΕΜΠ

Δημήτριος Τσακίρης,
Ερευνητής Β', Ινστιτούτο Πληροφορικής-ΙΤΕ

David Daney,
Ερευνητής Γ', INRIA Sophia-Antipolis, France

Ημερομηνία εξέτασης: 1 Ιουνίου 2011

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η διατριβή επικεντρώνεται στη σχεδίαση μιας ρομποτικής πλατφόρμας, ικανής να παρέχει κινήσεις φυσιοθεραπείας σε ασθενείς με παθήσεις του αστραγάλου. Αρχικά έγινε λεπτομερής αναζήτηση της βιβλιογραφίας σχετικά με τη δομή και την κινηματική του ποδιού, και τις υπάρχουσες προσεγγίσεις από τον χώρο της ρομποτικής και της εμβιομηχανικής. Το αντικείμενο της διατριβής είναι πρωτότυπο τόσο για την ερευνητική ομάδα όσο και για το Τμήμα, με συνέπεια να απαιτηθεί εκτεταμένη αναζήτηση στην βιβλιογραφία και συνεργασία με ειδικούς της εμβιομηχανικής και φυσιοθεραπείας. Για την μοντελοποίηση της άρθρωσης του αστραγάλου χρησιμοποιήθηκε η θεώρηση των 2 αξόνων. Επιπλέον, πραγματοποιήθηκαν πειραματικές μετρήσεις σε σύνολο ανθρώπων για να συμπληρωθεί ένα σύνολο σχεδιαστικών απαιτήσεων και προδιαγραφών για μια ρομποτική συσκευή που θα εκτελεί τις κινήσεις του ποδιού. Με βάση τις προδιαγραφές που τέθηκαν, το τελικό συμπέρασμα κατέδειξε σημαντικά πλεονεκτήματα μιας υβριδικής παράλληλης-σειριακής προσέγγισης, έναντι ενός κλασικού παράλληλου ρομποτό. Έτσι προτάθηκε μια νέα και πρωτότυπη ρομποτική πλατφόρμα με υβριδική δομή και μηχανική προσαρμογή, και πραγματοποιήθηκε ο παραμετρικός σχεδιασμός της. Ο μηχανισμός αυτός υπερτερεί σε προσαρμοστικότητα, ασφάλεια, απλότητα και κόστος έναντι των προηγούμενων. Τέλος, αναπτύχθηκε μια μέθοδος αναγνώρισης των κινηματικών παραμέτρων της άρθρωσης του αστραγάλου, η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη ρύθμιση της ρομποτικής συσκευής πριν την έναρξη των ασκήσεων. Το πρόβλημα προσεγγίστηκε από την σκοπιά της βαθμονόμησης σειριακών ρομποτό. Επειδή είναι δύσκολο να μετρηθούν οι εσωτερικές γωνίες περιστροφής αρχικά δοκιμάστηκε η αλγεβρική απαλοιφή μεταβλητών αλλά η δυσκολία στον υπολογισμό της απαλοίφουσας οδήγησε στην εφαρμογή μιας μη γραμμικής και μιας γραμμικής τεχνικής ταιριάσματος σημείων σε 3-διάστατους κύκλους. Η μέθοδος χρησιμεύει και για την βαθμονόμηση των παραμέτρων γενικότερων εμβιομηχανισμών όπου δεν είναι δυνατή η μέτρηση ποσοτήτων, όπως γωνιών περιστροφής εντός του ανθρώπινου σώματος.

ΘΕΜΑΤΙΚΗ ΠΕΡΙΟΧΗ: Ρομποτική

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: αστράγαλος, φυσιοθεραπεία, παράλληλα ρομποτό, υβριδικό παράλληλο-σειριακό ρομποτό, σχεδιασμός ρομποτό, βαθμονόμηση, ταιρίασμα σημείων, ελάχιστα τετράγωνα

ABSTRACT

This dissertation is focused in the design of a robotic platform, capable to provides rehabilitation exercises to patients with ankle diseases. Initially, became a detailed search of the literature with regard to the structure and kinematics of the foot, and the existing approaches from the field of robotics and biomechanics. The subject of this dissertation is original so much for the research team what for the Department, so that was required extensive search of the literature and collaboration with experts from the field of biomechanics and physiotherapy. For the modelling of ankle articulation was used the regard of 2 axes. Moreover, experimental measurements were carried out in a group of human subjects in order to be completed a total of design requirements and specifications, for a robotic mechanism that will executes the movements of the foot. With regard to specifications that were established, the final conclusion showed important advantages of the hybrid parallel-serial approach, against a classic parallel robotic mechanism. Therefore, it was proposed a new and original robotic platform with hybrid parallel-serial structure and mechanic adaptation while its parametric design was carried out. This mechanism is superior in adaptability, safety, simplicity and cost against the precedents. Finally, was developed a method of identification of kinematics parameters of the ankle joint complex, which can be used for the tuning of a rehabilitation robot before the beginning of exercises. The problem was approached by the viewpoint of serial robots calibration. Because it is difficult to be measured the internal angles of foot rotations, we were initially tried the algebraic elimination of variables but the difficulty in the resultant calculation, led us to the application of a non-linear and a linear technique of points fitting to 3-dimensional circles. The method is also useful for the identification of kinematics parameters of more general biomechanisms where it is not possible the measurement of certain quantities, as the angles of rotation inside the human body.

SUBJECT AREA: Robotics

KEYWORDS: ankle, physiotherapy, parallel robots, hybrid parallel-serial robot, robot design, calibration, fitting, least squares

Στην Οικογένειά μου

Ευχαριστίες

Η παρούσα διδακτορική διατριβή εκπονήθηκε στο εργαστήριο Γεωμετρικών και Αλγεβρικών Αλγορίθμων του Τμήματος Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών του Πανεπιστημίου Αθηνών υπό την επίβλεψη του καθηγητή κ. Γιάννη Εμίρη και υποστηρίχθηκε από το πρόγραμμα ΠΕΝΕΔ 2003 της Γενικής Γραμματείας Έρευνας και Τεχνολογίας με κ.ε. 70/03/8473, συγχρηματοδοτούμενο από την Ευρωπαϊκή Ένωση (75%) και εθνικούς πόρους (25%).

Θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές ευχαριστίες μου σε όσους συνέβαλλαν στην ολοκλήρωση της παρούσας διατριβής και συγκεκριμένα: τους κ. Βατίστα Αθανάσιο, Λίλα Θεόδωρο και Μαγλαρά Άρτεμις από την εταιρεία Reflexion, τους Dr. David Daney, Dr. Jean-Pierre Merlet από το INRIA-Sopria Antipolis της Γαλλίας, για τις χρήσιμες συζητήσεις που είχαμε σχετικά με τον σχεδιασμό και την βαθμονόμηση παράλληλων ρομπότ, τον Dr. Costantinos Maganaris από το Manchester Metropolitan University της Αγγλίας για θέματα σχετικά με την δομή και κινηματική του ποδιού, τον Dr. Manuel Armada από το IAI-CSIC της Ισπανίας για θέματα ρομποτικής και ελέγχου. Επίσης, τον καθηγητή κ. Θεοχάρη Θεοχάρη και τον υ/δ Παύλο Σταύρου από το εργαστήριο Γραφικών του τμήματος Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών για την παροχή του εξοπλισμού και τη βοήθεια στις πειραματικές μετρήσεις. Τέλος, τα υπόλοιπα μέλη του εργαστηρίου Γεωμετρικών και Αλγεβρικών Αλγορίθμων, Χρήστο Κοναξή, Γιώργο Τζούμα και Ηλία Τσιγαρίδα για την πολύ καλή συνεργασία που είχαμε σε όλο αυτό το διάστημα.

Χρήστος Η. Συρσελούδης
Αθήνα, Ιούνιος 2011

Περιεχόμενα

Κατάλογος Σχημάτων	15
Κατάλογος Πινάκων	19
1 Εισαγωγή	21
1.1 Φυσιοθεραπεία του αστραγάλου	21
1.2 Δομή και μοντελοποίηση του αστραγάλου	22
2 Το πρόβλημα του σχεδιασμού και οι προδιαγραφές ενός ρομποτικού μηχανισμού φυσιοθεραπείας	33
2.1 Εισαγωγή	33
2.2 Βασικοί τύποι ρομπότ	34
2.3 Το πρόβλημα του σχεδιασμού ρομπότ	35
2.4 Δομική σύνθεση	36
2.5 Παραμετρική σύνθεση	37
2.6 Κινηματική του ποδιού	38
2.6.1 Κινηματική σειριακού ρομποτικού βραχίονα	39
2.6.2 Κινηματική μοντελοποίηση του ποδιού	40
2.6.3 Πειραματική μελέτη του ποδιού	44
2.7 Καθορισμός σχεδιαστικών προδιαγραφών	48
3 Σχεδιασμός μιας νέας υβριδικής σειριακής-παράλληλης ρομποτικής πλατφόρμας φυσιοθεραπείας	57
3.1 Εισαγωγή	57
3.2 Υπάρχοντες φυσιοθεραπευτικοί μηχανισμοί	58
3.2.1 Ο μηχανισμός "Rutgers Ankle"	59
3.2.2 Μηχανισμοί βασισμένοι σε ρομπότ τύπου Τρίποδα	60

3.2.3	Μια αναδιαμορφώσιμη πλατφόρμα 4 β.ε	61
3.2.4	Ρομπότι τύπου exoskeleton	62
3.3	Μελέτη και σχεδίαση ενός ρομποτικού φυσιοθεραπευτικού μηχανισμού	63
3.3.1	1ος υποψήφιος μηχανισμός: Agile-Eye	64
3.3.2	2ος υποψήφιος μηχανισμός: Τρίποδας με 4 β.ε (3RPS/R)	65
3.3.3	Ηβριδική σειριακή-παράλληλη ρομποτική πλατφόρμα με 2 β.ε.	67
3.3.4	Συμπεράσματα	81

4 Αναγνώριση των κινηματικών παραμέτρων της άρθρωσης του αστραγάλου 83

4.1	Εισαγωγή	83
4.2	Αναγνώριση παραμέτρων του αστραγάλου χωρίς μέτρηση των εσωτερικών γωνιών	86
4.2.1	Αλγεβρικές τεχνικές	86
4.2.2	Αναγνώριση με ταίριασμα σε 3-διάστατους κύκλους	89
4.2.3	Μη γραμμική αναγνώριση	90
4.2.4	Γραμμική αναγνώριση	96
4.2.5	Υπολογισμός των παραμέτρων D-H	102
4.3	Αποτελέσματα	103
4.3.1	Αποτελέσματα εξομοίωσης	104
4.3.2	Πειραματικά αποτελέσματα	107
4.4	Συμπεράσματα	111

Βιβλιογραφία 117

Κατάλογος σχημάτων

1.1 Άσκηση φυσιοθεραπείας ελαστικής ζώνης.	22
1.2 Άσκηση φυσιοθεραπείας ταλαντευόμενης σανίδας.	23
1.3 Κινήσεις του ποδιού σε σχέση με τον αστράγαλο.	24
1.4 Πλευρική όψη των οστών του ποδιού.	25
1.5 Κάτοψη των οστών του ποδιού.	26
1.6 Σχετικές θέσεις του άξονα UAJ με τον κατακόρυφο άξονα της κνήμης.	29
1.7 Σχετικές θέσεις του άξονα UAJ με την μέση γραμμή του ποδιού.	29
1.8 Σχετικές θέσεις του άξονα STJ με την μέση γραμμή του ποδιού.	30
1.9 Σχετικές θέσεις των αξόνων UAJ και STJ με προβολή στο οριζόντιο επίπεδο.	30
1.10 Σχετικές πραγματικές θέσεις των αξόνων UAJ και STJ.	31
1.11 Σχετικές θέσεις του άξονα STJ με το οριζόντιο επίπεδο.	31
2.1 Σειριακό ρομπότ 3-αξόνων τύπου Puma.	34
2.2 Παράλληλο ρομπότ τύπου Gough-Stewart.	35
2.3 Τοποθέτηση σχετικών πλαισίων με την μέθοδο Denavit-Hartenberg.	40
2.4 Οι άξονες περιστροφής του αστραγάλου και τα σημεία ορισμού.	41
2.5 Τοποθέτηση σχετικών πλαισίων της μεθόδου D-H στο μοντέλο Dul-Johnson.	43
2.6 Επιφάνεια μετακίνησης.	44
2.7 Επιφάνεια προσανατολισμού.	45
2.8 Ο σαρωτής Mephisto3D.	46
2.9 Στιγμιότυπα του ποδιού σε ακραίες θέσεις.	46
2.10 Ο αδρανειακός αισθητήρας κίνησης MTi.	47
2.11 Dorsiflexion-plantarflexion γωνίες.	53
2.12 Inversion-eversion γωνίες.	53

2.13	Γωνίες σε περιστροφή του ποδιού.	53
2.14	Dorsiflexion-plantarflexion γωνιακές ταχύτητες.	54
2.15	Inversion-eversion γωνιακές ταχύτητες.	54
2.16	Γωνιακές ταχύτητες σε περιστροφή του ποδιού.	54
2.17	Dorsiflexion-plantarflexion γραμμικές επιταχύνσεις.	55
2.18	Inversion-eversion γραμμικές επιταχύνσεις.	55
2.19	Γραμμικές επιταχύνσεις σε περιστροφή του ποδιού.	55
3.1	Ο φυσιοθεραπευτικός μηχανισμός Rutgers Ankle βασισμένος σε πλατφόρμα Stewart [25].	59
3.2	Η αρχιτεκτονική του λογισμικού του Rutgers Ankle [25].	60
3.3	Τρίποδας με έναν κεντρικό άξονα στήριξης [39].	60
3.4	Διπλή αναδιαμορφώσιμη πλατφόρμα με 4β.ε. [96].	62
3.5	Η πλατφόρμα 3-UPS/RR [73].	63
3.6	Το παράλληλο ρομπότ Agile-Eye με 3 περιστροφικούς βαθμούς ελευθερίας.	64
3.7	Τρίποδας (3RPS) με έναν επιπλέον άξονα περιστροφής στην κινούμενη πλατφόρμα.	66
3.8	Ηβριδική σειριακή-παράλληλη ρομποτική πλατφόρμα με 2 β.ε.	72
3.9	Microscribe3D συσκευή μέτρησης συντεταγμένων.	76
3.10	Αποστάσεις D_1 (μαύρες μπάρες), και D_2 (άσπρες μπάρες), μετρημένες σε 19 εθελοντές.	77
3.11	Το ρομπότ σε 2 διαφορετικές θέσεις.	78
3.12	Οι ροπές της πλατφόρμας σε καθαρή dorsiflexion περιστροφή.	79
3.13	Οι ροπές της πλατφόρμας σε καθαρή inversion περιστροφή.	80
3.14	Ταχύτητα του ενεργοποιητή 1 σε καθαρή dorsiflexion περιστροφή.	80
3.15	Ταχύτητα του ενεργοποιητή 2 σε καθαρή dorsiflexion περιστροφή.	80
3.16	Ταχύτητα του ενεργοποιητή 1 σε καθαρή eversion περιστροφή.	81
3.17	Ταχύτητα του ενεργοποιητή 2 σε καθαρή eversion περιστροφή.	81
4.1	Επίπεδο παράλληλο ρομπότ.	87
4.2	Απεικόνιση 3-διάστατου κύκλου σε 2-διάστατο.	99
4.3	Σύγκριση μεταξύ μεθόδων ταιριάσματος 2-διάστατων κύκλων.	100
4.4	Απεικόνιση σε σφαίρα <i>Riemann</i> [49].	101

4.5	Οι D-H παράμετροι σε δύο διαδοχικούς άξονες.	103
4.6	Ο δείκτης O_4 στο ταίριασμα επιπέδου.	106
4.7	Ο δείκτης O_4 στο ταίριασμα σφαίρας.	106
4.8	Σφάλματα στις εκτιμώμενες παράμετρους D-H από τις 2 μεθόδους με θόρυβο ($\sigma = 0.04$).	108
4.9	Τροχιές του ποδιού στις κινήσεις dorsiflexion-plantarflexion και inversion- eversion.	109
4.10	Διαφορές μεταξύ μη γραμμικής και γραμμικής εκτίμησης.	111

Κατάλογος πινάκων

2.1	Μετρήσεις αποστάσεων μεταξύ των σημείων $P_i[cm]$	42
2.2	Οι Denavit-Hartenberg παράμετροι του μοντέλου του ποδιού.	42
2.3	Περιοχή κινήσεων ενός σημείου στο πέλμα κάτω από τον αστράγαλο.	43
2.4	Περιοχή γωνιών προσανατολισμού του ποδιού.	44
2.5	Περιοχές κίνησης του ποδιού που μετρήθηκαν με τον σαρωτή Mephisto3D.	47
2.6	Γωνίες προσανατολισμού στην κίνηση dorsiflexion- plantarflexion.	48
2.7	Γραμμικές επιταχύνσεις στην κίνηση dorsiflexion- plantarflexion.	48
2.8	Γωνιακές ταχύτητες στην κίνηση dorsiflexion- plantarflexion.	49
2.9	Γωνίες προσανατολισμού στην κίνηση inversion- eversion.	49
2.10	Γραμμικές επιταχύνσεις στην κίνηση inversion- eversion.	50
2.11	Γωνιακές ταχύτητες στην κίνηση inversion- eversion.	50
2.12	Γωνίες προσανατολισμού σε πλήρη περιστροφή του ποδιού.	51
2.13	Γραμμικές επιταχύνσεις σε πλήρη περιστροφή του ποδιού.	51
2.14	Γωνιακές ταχύτητες σε πλήρη περιστροφή του ποδιού.	52
4.1	Μη γραμμική εκτίμηση των D-H παραμέτρων του ποδιού με θόρυβο ($\sigma = 0.04$)	106
4.2	Χαρακτηριστικά της μη γραμμικής εκτίμησης με θόρυβο ($\sigma = 0.04$)	107
4.3	Γραμμική εκτίμηση των παραμέτρων D-H του ποδιού με θόρυβο ($\sigma =$ 0.04)	107
4.4	Γραμμική εκτίμηση με θόρυβο ($\sigma = 0.04$)	107
4.5	Πειραματική μη γραμμική εκτίμηση των παραμέτρων D-H του ποδιού.	109
4.6	Χαρακτηριστικά πειραματικής μη γραμμικής εκτίμησης.	110
4.7	Πειραματική γραμμική εκτίμηση των παραμέτρων $D - H$ του ποδιού.	110
4.8	Χαρακτηριστικά πειραματικής γραμμικής εκτίμησης.	110

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

Η συνεχώς εξελισσόμενη περιοχή της ρομποτικής έχει επιφέρει διείσδυση των ρομποτικών εφαρμογών σε πολλές επιστημονικές περιοχές. Οι ιατρικές εφαρμογές της ρομποτικής είναι ένας κλάδος με έντονο ερευνητικό ενδιαφέρον τα τελευταία χρόνια π.χ. ρομποτική χειρουργική, φυσιοθεραπεία κ.τ.λ. Πολλοί ερευνητές έχουν επικεντρωθεί στην φυσιοθεραπεία με εφαρμογή ρομποτικών μηχανισμών και έχουν παρουσιάσει έναν σημαντικό αριθμό εφαρμογών στην διεθνή βιβλιογραφία. Στόχος μας εδώ είναι να μελετήσουμε και να σχεδιάσουμε έναν κατάλληλο ρομποτικό μηχανισμό για την φυσιοθεραπεία παθήσεων του αστραγάλου.

Για τον λόγο αυτό θα παρουσιαστεί αρχικά μια συνοπτική περιγραφή των κυριότερων φυσιοθεραπευτικών μεθόδων και ασκήσεων του αστραγάλου που εφαρμόζονται από τους φυσιοθεραπευτές. Επίσης, η λεπτομερής παρουσίαση της ανατομίας και κινηματικής του αστραγάλου είναι απαραίτητη για να γίνουν κατανοητές οι απαιτήσεις που θα πρέπει να καλύπτει μια ρομποτική συσκευή φυσιοθεραπείας.

1.1 Φυσιοθεραπεία του αστραγάλου

Οι ασκήσεις φυσιοθεραπείας που εκτελούνται κυρίως από φυσιοθεραπευτές αλλά και από τους ασθενείς μόνους τους, είναι απλές επαναλαμβανόμενες κινήσεις. Μια σύνοψη ασκήσεων φυσιοθεραπείας του αστραγάλου με οξύ διάστρεμμα ή χρόνια αστάθεια προτείνουν οι Mattacola κ.α. [52]. Συγκεκριμένα, περιγράφουν ένα πρόγραμμα αποκατάστασης του αστραγάλου που ξεκινά από βασικές κινήσεις και καταλήγει σε προχωρημένες ασκήσεις παίρνοντας υπόψιν εμπειρικά δεδομένα από την βιβλιογραφία και την κλινική πρακτική.

Σε πρώιμα στάδια αποκατάστασης του αστραγάλου προτείνονται βασικές ασκήσεις κίνησης και ισομετρικές ή ισοτονικές ασκήσεις ενδυνάμωσης. Σε ενδιάμεσα στάδια μπορούν να προστεθούν ασκήσεις κιναισθησίας (proprioception). Προχωρημένη αποκατάσταση μπορεί να επικεντρωθεί σε αθλητικά-εξειδικευμένες ασκήσεις για προετοιμασία αθλητών σε αγώνες.

Οι ασκήσεις αυτές βασίζονται κυρίως σε ταλαντευόμενες σανίδες, κύλινδρους αφρού, βάδισμα και ελαστικές ζώνες [67]. Οι ελαστικές ζώνες είναι από τις απλούστερες συσκευές κατασκευασμένες από πολλαπλές ίνες λάστιχου. Οι κύλινδροι αφρού λειτουργούν σαν ασταθείς επιφάνειες οι οποίες επιδρούν στην βελτίωση της ισορροπίας. Οι ταλαντευόμενες σανίδες είναι κυκλικοί δίσκοι πάνω σε μια ημισφαιρική θέση περιστροφής και βοηθούν στην βελτίωση της ισορροπίας και κιναισθησίας. Οι Freeman κ.α [22] προτείνουν τις ασκήσεις με ταλαντευόμενη σανίδα για να μειώσουν τις επιπτώσεις της αστάθειας μετά το στραμπούληγμα. Με τις απλές αυτές συσκευές μπορεί ο ασθενής να εκτελέσει απλές και επαναλαμβανόμενες ασκήσεις στο ιατρείο αλλά ακόμα και στο σπίτι (εικ. 1.1, 1.2). Το ότι οι κινήσεις φυσιοθεραπείας του



Σχήμα 1.1: Άσκηση φυσιοθεραπείας ελαστικής ζώνης.

αστραγάλου είναι απλές και επαναλαμβανόμενες ενισχύουν την πεποίθηση ότι οι ασκήσεις μπορούν να εκτελεστούν κάλλιστα από έναν ρομποτικό μηχανισμό.

1.2 Δομή και μοντελοποίηση του αστραγάλου

Ο ανθρώπινος αστράγαλος έχει μια σύνθετη πολυ-αρθρωτή δομή. Το κεντρικό οστό είναι ο αστράγαλος (talus). Τα περικλείοντα οστά είναι η φτέρνα (calcaneus),



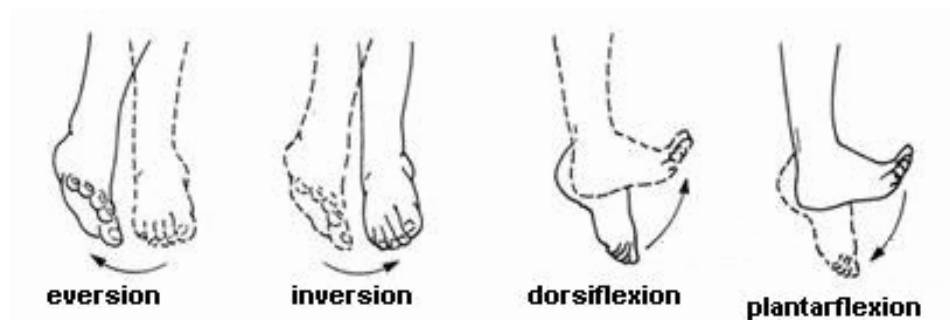
Σχήμα 1.2: Άσκηση φυσιοθεραπείας ταλαντευόμενης σανίδας.

ο σκαφοειδής (navicular) και ο κυβοειδής (cuboid) και είναι υπεύθυνα για την περιστροφή της σύνθετης άρθρωσης του αστραγάλου στον 3-διάστατο χώρο. Τα οστά του κάτω μέρους του ποδιού φαίνονται στις εικόνες 1.4 και 1.5. Το άνω τμήμα του οστού του αστραγάλου (talus) αρθρώνει με την γάμπα (shank) μέσω των οστών της κνήμης (tibia) και της περόνης (fibula). Αυτή είναι η *άνω άρθρωση* του αστραγάλου (upper ankle joint - UAJ) και υποστηρίζει την περιστροφική κίνηση dorsiflexion-plantarflexion. Να σημειωθεί ότι ο UAJ αναφέρεται και ως talocrural joint. Οι κινήσεις μεταξύ των μπροστινών οστών είναι αυστηρά συζευγμένες. Η άλλη βασική κίνηση του ποδιού σε σχέση με τον αστράγαλο (talus) θεωρείται ως περιστροφή γύρω από την *κάτω άρθρωση* του αστραγάλου (subtalar joint - STJ) η οποία υποστηρίζει την περιστροφική κίνηση inversion-eversion. Να σημειωθεί ότι ο STJ αναφέρεται και ως talocalcaneal joint. Εμείς εδώ θα χρησιμοποιήσουμε τους όρους UAJ, STJ ενώ οι όροι talocrural και talocalcaneal αναφέρονται κυρίως σε εργασίες άλλων ερευνητών. Επομένως οι βασικές περιστροφικές κινήσεις του ποδιού σε σχέση με τον αστράγαλο είναι οι εξής δύο: dorsiflexion-plantarflexion και inversion-eversion και φαίνονται στην εικόνα 1.3

Τα μεγέθη των οστών του ποδιού και οι σχετικές θέσεις μεταξύ τους καθώς και ο προσανατολισμός των δύο βασικών αξόνων καθορίζει την κινηματική του αστραγάλου. Άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν την περιστροφή του αστραγάλου είναι π.χ. το σχήμα των επιφανειών των αρθρώσεων, οι θέσεις των δύο βασικών αξόνων περιστροφής κ.τ.λ. Περιορισμοί και αντίσταση στις κινήσεις του ποδιού επιβάλλονται κυρίως από τους συνδέσμους (ligaments), τα περικάρπια (capsules) και τους τένοντες (tendons).

Ένας σημαντικός αριθμός μοντέλων διαφορετικής πολυπλοκότητας έχουν ανα-

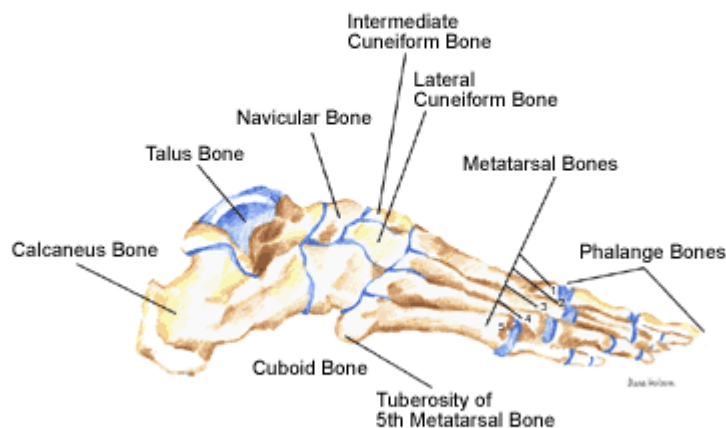
Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 1.3: Κινήσεις του ποδιού σε σχέση με τον αστράγαλο.

πτυχθεί που προσπαθούν να βελτιώσουν την κατανόηση την μηχανικής του αστραγάλου. Κάθε μοντέλο μιας άρθρωσης συνήθως έχει εμπνευσθεί από την μηχανική με βάση κάποιο μηχανικό ανάλογο (π.χ. στροφική άρθρωση, σφαιρική άρθρωση, universal joint), η οποία συμπεριφέρεται με παρόμοιο τρόπο με μια βιολογική άρθρωση. Μια ανασκόπηση των μοντέλων αυτών δίνουν οι Dettwyler κ.α στο [18] και τα σημαντικότερα από αυτά περιγράφονται στην συνέχεια. Μερικά πρώτα μοντέλα προτάθηκαν από τους Manter [51], Isman και Inman [37, 35], Wright κ.α. [95], και άλλους. Πολλοί ερευνητές συμπεριέλαβαν στα μοντέλα τους τους 2 ανατομικούς άξονες του αστραγάλου talocrural και subtalar άξονα έτσι ώστε τα μοντέλα τους να είναι 2 βαθμών ελευθερίας (β.ε.). Οι Dul και Johnson [20] προτείνουν ένα μοντέλο 2 β.ε. για το πόδι μοντελοποιώντας το σαν σειριακό ρομποτικό βραχίονα (manipulator) 3 τμημάτων: γάμπα(shank), αστράγαλο(talus) και πόδι(foot). Η ιδέα πίσω από αυτό το μοντέλο είναι η απλή διασύνδεση των τριών τμημάτων με ιδανικές περιστροφικές αρθρώσεις, οι άξονες των οποίων μπορούν να καθοριστούν από ανατομικά σημεία επάνω στο πόδι. Τα σημεία που ορίζουν τον upper ankle άξονα είναι τα medial και lateral malleolus. Για τον προσανατολισμό του subtalar άξονα οι Dul και Johnson υποστηρίζουν ότι ορίζεται από το εξωτερικό κάτω σημείο του οστού της φτέρνας (calcaneus) και το ανώτερο σημείο του σκαφοειδούς οστού (navicular). Η κίνηση του ποδιού σε σχέση με τη γάμπα μπορεί να εκφραστεί μαθηματικά με 2 μεταβλητές και ένα σύνολο σταθερών δομικών παραμέτρων. Οι Scott και Winter [75] βασίστηκαν στην ίδια ιδέα θεωρώντας ότι ο αστράγαλος αποτελείται από 2 μονοκεντρικούς 1 β.ε. περιστροφικούς άξονες, ο talocrural και ο talocalcaneal joint, και επαληθεύουν αυτόν τον ισχυρισμό. Σαν αποτέλεσμα ποσοτικοποιούν τις περιστροφικές κινήσεις του κάθε άξονα κατά το περπάτημα και βρήκαν μεταβλητότητα στην περιστροφή και στις ροπές στα μετρούμενα δείγματα. Οι Van den Bogert

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

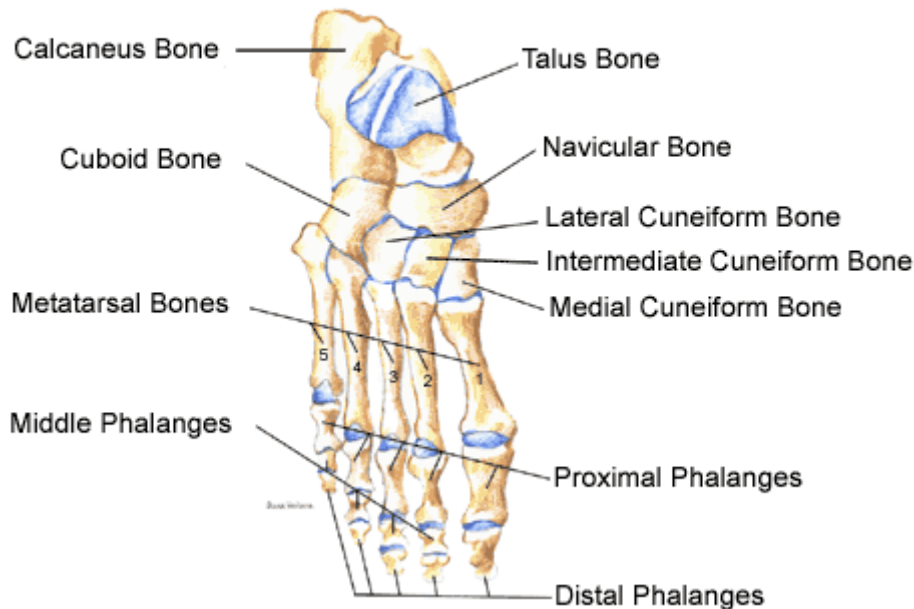


Σχήμα 1.4: Πλευρική όψη των οστών του ποδιού.

κ.α. [91] έκαναν αναγνώριση των 2 σταθερών αξόνων των αστραγάλων 14 ανθρώπων. Χρησιμοποίησαν ελάχιστα τετράγωνα για να προσδιορίσουν την θέση και προσανατολισμό των 2 αξόνων. Η κινηματική δομή του αστραγάλου χαρακτηρίζεται από 12 παραμέτρους και έναν 4×4 πίνακα μετασχηματισμού. Οι συγγραφείς παρατηρούν την μεταβλητότητα των αξόνων μεταξύ των ανθρώπων ειδικά για τον προσανατολισμό του subtalar και talocrural joint και υποθέτουν ότι η τεχνική βελτιστοποίηση παρουσιάζει κάποια αβεβαιότητα στον εντοπισμό των αξόνων.

Με βάση την γνώση ότι ο αστράγαλος δεν μπορεί να μοντελοποιηθεί ακριβώς από ένα 2 β.ε. μοντέλο 2 αξόνων, μια προσπάθεια να γίνει αυτό θα οδηγήσει σε μειωμένη ακρίβεια. Πηγαίνοντας ένα βήμα παραπέρα μπορεί κανείς να σκεφτεί τον αστράγαλο σαν μια γενική άρθρωση που έχει 6 β.ε. με το shank-τμήμα και το foot-τμήμα, 3 μεταφορικούς και 3 περιστροφικούς. Ωστόσο, δεδομένου ότι τα οστά μιας άρθρωσης είναι σε επαφή με επιφάνειες χόνδρων καθορισμένου σχήματος και οι σύνδεσμοι του αστραγάλου ορίζουν σημεία στα οστά, τα μονοπάτια κίνησης μιας τέτοιας περιγραφής, θα δείχνουν ένα αρκετά διαφορετικό σχήμα στον 6-διάστατο χώρο. Μελέτες όπως αυτή, κάνουν στην σύμβαση του αστραγάλου οι Grood και Suntay [29], η οποία αναπτύχθηκε για το γόνατο αλλά μπορεί να εφαρμοστεί επίσης στον αστράγαλο. Πό-

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 1.5: Κάτοψη των οστών του ποδιού.

σφατα, ο Siegler [78] προτείνει μια προτυποποίηση του συστήματος συντεταγμένων του άξονα του αστραγάλου με στόχο να μπορούν μελλοντικά αποτελέσματα ερευνητών να γίνουν συγκρίσιμα. Αγνοώντας τις συνιστώσες μεταφοράς (translational), μπορεί κάποιος να περιγράψει τον προσανατολισμό του foot-τμήματος σε σχέση με τον shank-τμήμα. Μια τέτοια περιγραφή μπορεί να βρεθεί στο [4], όπου οι Arkarian κ.α μοντελοποίησαν τον γοφό (hip), το γόνατο (knee) και τον αστράγαλο σαν γενική περιστροφική άρθρωση με 3 β.ε., ή στο Areblad κ.α. [5], Soutas-Little κ.α. [79], Kerple κ.α. [40], Moseley κ.α. [62], Hunt κ.α. [34]. Τέτοια περιγραφή μπορεί να εξυπηρετήσει καλά στην σχετική περιστροφή μεταξύ των τμημάτων του σώματος. Ωστόσο, εάν υπάρχουν περισσότερες από μία αρθρώσεις μεταξύ 2 τμημάτων, όπως είναι π.χ. η περίπτωση του αστραγάλου και τα 2 τμήματα shank και foot, η προσέγγιση αυτή δεν θα αποκαλύψει την συμβολή της κάθε άρθρωσης στην ολική κίνηση. Οι Thoma κ.α. [88] και Leardini [44, 46] έχουν πρόσφατα διατυπώσει την ιδέα της μοντελοποίησης της άρθρωσης του αστραγάλου με ένα 2-διάστατο μοντέλο του talocrural joint αναπαριστώντας το σαν μια 4-bar κλειστή κινηματική αλυσίδα, όπου 2-bars θεωρούνται σαν τεντωμένοι σύνδεσμοι. Αυτό το μοντέλο του αστραγά-

λου αποφεύγει την ιδέα των 2 αξόνων και δημιουργεί μια καινοτόμο κατηγορία. Τα μοντέλα αυτά είναι σε συμφωνία με τα πειραματικά δεδομένα ακόμα και στην περίπτωση του λυγισμένου γονάτου.

Συνοψίζοντας, βλέπουμε ότι τα πρώτα μοντέλα του αστραγάλου (ενός άξονα) δεν αναπαριστούν την πραγματική κινηματική του ποδιού σε σχέση με τον αστράγαλο, ενώ τα πρόσφατα π.χ. 4-bar, περιγράφουν ορισμένες μόνο κινήσεις π.χ. dorsiflexion-plantarflexion. Επομένως, για την μελέτη μας εδώ θα υιοθετήσουμε το μοντέλο των 2 αξόνων που περιέχει όλες τις βασικές κινήσεις του ποδιού γύρω από τον αστράγαλο. Στο μοντέλο αυτό ο αστράγαλος θεωρείται ότι αποτελείται κινηματικά από 2 άξονες οι οποίοι υποστηρίζουν τις 2 βασικές περιστροφικές κινήσεις του ποδιού γύρω από τον αστράγαλο [20, 68, 91]. Οι δύο αρθρώσεις του αστραγάλου που ορίζουν τους αντίστοιχους άξονες περιστροφής των κινήσεων είναι οι: Upper Ankle Joint (UAJ) και Subtalar Joint (STJ) που υποστηρίζουν τις περιστροφικές κινήσεις dorsiflexion-plantarflexion και inversion-eversion αντίστοιχα.

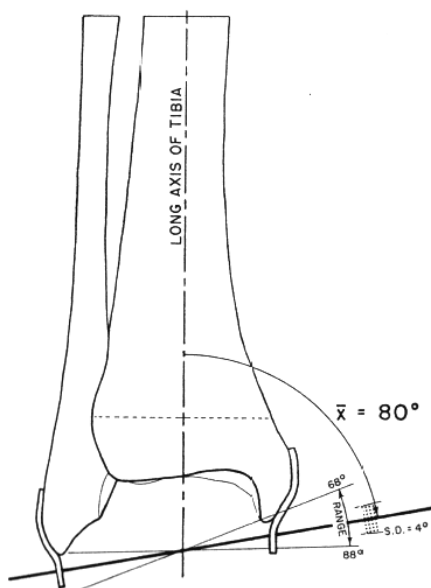
Η θέση και ο προσανατολισμός των αξόνων περιστροφής του ποδιού δεν είναι σταθερός. Έχει διαφορετικές τιμές από άνθρωπο σε άνθρωπο αλλά μεταβάλλεται ελαφρά και κατά την εκτέλεση της κίνησης. Σημαντική θεωρείται η εργασία των Isman και Inman[37] οι οποίοι μέτρησαν τις σχετικές θέσεις και προσανατολισμούς των αξόνων του ποδιού σε 46 διαφορετικούς ανθρώπους και παρουσίασαν τα στατιστικά δεδομένα. Στην συνέχεια παραθέτουμε μερικά στοιχεία από αυτήν την μελέτη για να φανεί η μεταβλητότητα των αξόνων περιστροφής. Επίσης, τα στοιχεία αυτά θα χρησιμοποιηθούν και στον σχεδιασμό ενός ρομποτικού μηχανισμού φυσιοθεραπείας που θα παρουσιαστεί στο κεφάλαιο 3.

Οι σχετικές θέσεις του άξονα UAJ με τον κατακόρυφο άξονα της κνήμης παρουσιάζουν μέση τιμή 80 και βρίσκονται σε μια περιοχή με εύρος 20 με τυπική απόκλιση 4 όπως φαίνονται στην εικόνα 1.6. Οι σχετικές θέσεις του άξονα UAJ με την μέση γραμμή του ποδιού παρουσιάζουν μέση τιμή 84 και βρίσκονται σε μια περιοχή με εύρος 30.5 και τυπική απόκλιση 7 όπως φαίνονται στην εικόνα 1.7. Οι σχετικές θέσεις του άξονα STJ με την μέση γραμμή του ποδιού παρουσιάζουν μέση τιμή 23 και βρίσκονται σε μια περιοχή με εύρος 43 και τυπική απόκλιση 11 όπως φαίνονται στην εικόνα 1.8. Οι σχετικές θέσεις μεταξύ του άξονα UAJ και STJ με προβολή στο οριζόντιο επίπεδο παρουσιάζουν μέση τιμή 61 και βρίσκονται σε μια περιοχή με εύρος 40.5 και τυπική απόκλιση 8 όπως φαίνονται στην εικόνα 1.9. Οι σχετικές πραγματικές θέσεις μεταξύ του άξονα UAJ και STJ παρουσιάζουν μέση τιμή 62 και

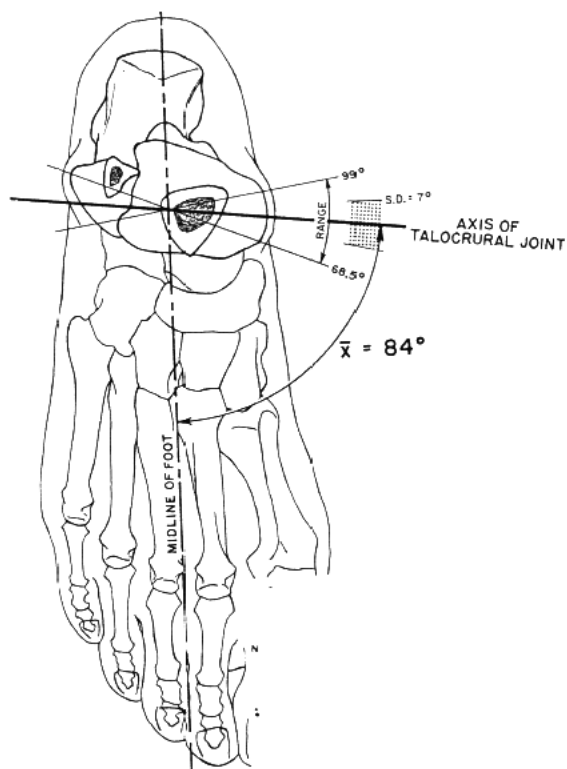
Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

βρίσκονται σε μια περιοχή με εύρος 34 και τυπική απόκλιση 7 όπως φαίνονται στην εικόνα 1.10. Οι σχετικές θέσεις μεταξύ του άξονα STJ και του οριζόντιου επιπέδου παρουσιάζουν μέση τιμή 41 και βρίσκονται σε μια περιοχή με εύρος 48 και τυπική απόκλιση 9 όπως φαίνονται στην εικόνα 1.11.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

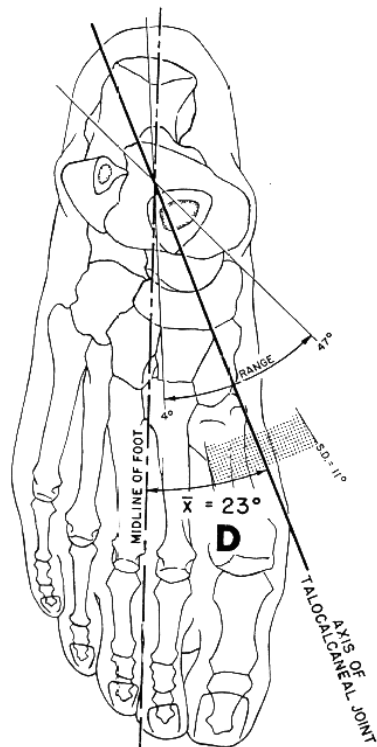


Σχήμα 1.6: Σχετικές θέσεις του άξονα UAJ με τον κατακόρυφο άξονα της κνήμης.

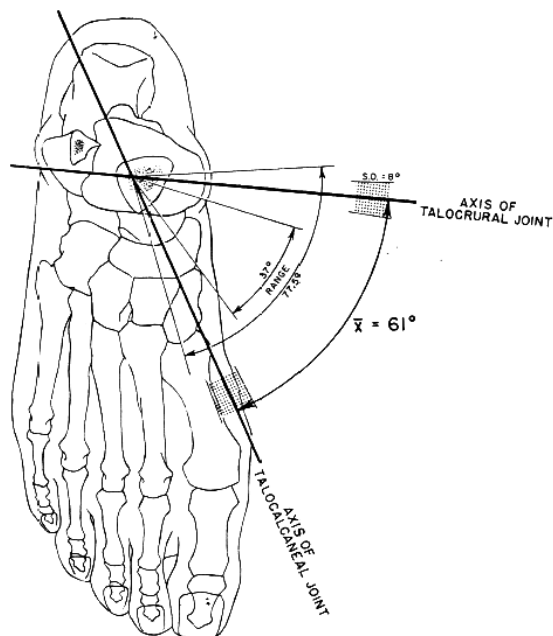


Σχήμα 1.7: Σχετικές θέσεις του άξονα UAJ με την μέση γραμμή του ποδιού.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

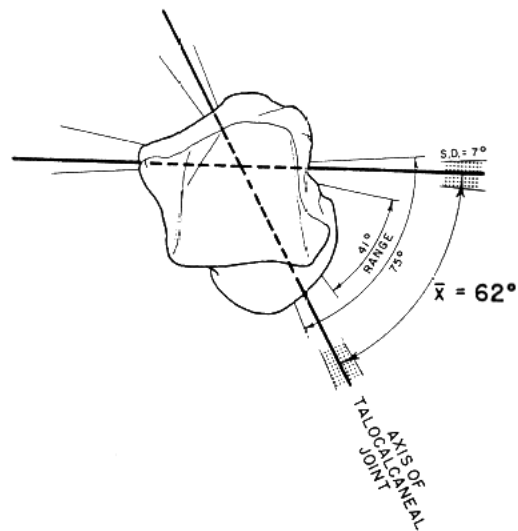


Σχήμα 1.8: Σχετικές θέσεις του άξονα STJ με την μέση γραμμή του ποδιού.

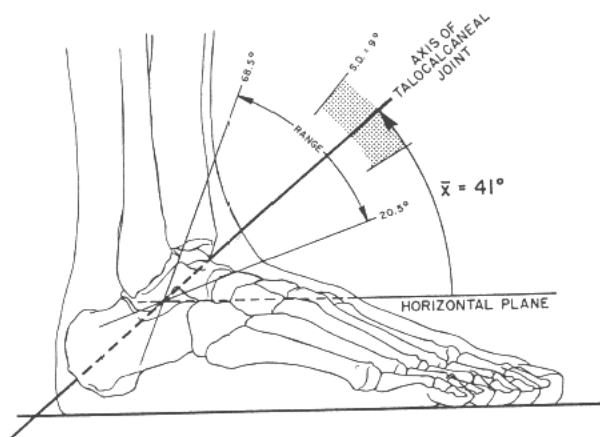


Σχήμα 1.9: Σχετικές θέσεις των αξόνων UAJ και STJ με προβολή στο οριζόντιο επίπεδο.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 1.10: Σχετικές πραγματικές θέσεις των αξόνων UAJ και STJ.



Σχήμα 1.11: Σχετικές θέσεις του άξονα STJ με το οριζόντιο επίπεδο.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Κεφάλαιο 2

Το πρόβλημα του σχεδιασμού και οι προδιαγραφές ενός ρομποτικού μηχανισμού φυσιοθεραπείας

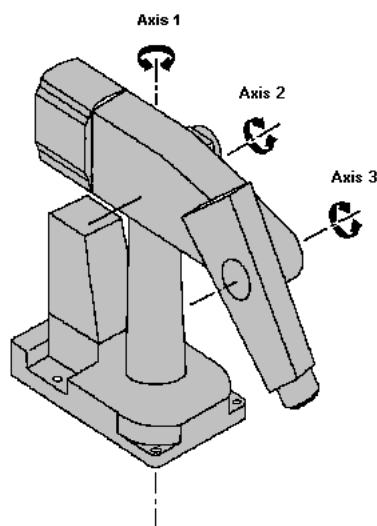
2.1 Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφεται το πρόβλημα του σχεδιασμού ενός ρομπότ με βάση δεδομένες σχεδιαστικές προδιαγραφές και καθορίζονται οι σχεδιαστικές προδιαγραφές για ένα ρομπότ φυσιοθεραπείας του αστραγάλου. Αρχικά περιγράφονται οι βασικοί τύποι των ρομπότ και οι μέθοδοι δομικής και παραμετρικής σύνθεσης που προτείνονται στην υπάρχουσα βιβλιογραφία. Για την εφαρμογή των σχεδιαστικών μεθόδων σε ένα ρομπότ που θα εκτελεί ασκήσεις φυσιοθεραπείας του αστραγάλου, αρχικά αναλύεται η κινηματική του ποδιού σε σχέση με τον αστράγαλο. Η αναζήτηση στην περιοχή της Εμβιομηχανικής προτείνει ως κατάλληλο το κινηματικό μοντέλο των 2 αξόνων της άρθρωσης του αστραγάλου το οποίο υιοθετούμε εδώ για να προσδιορίσουμε το είδος και το εύρος των κινήσεων. Πειραματικές μετρήσεις επάνω στις κινήσεις του ποδιού συμπληρώνουν τα δεδομένα κίνησης του ποδιού. Τελικός στόχος είναι τα αποτελέσματα της κινηματικής μελέτης του ποδιού να καθορίσουν τις σχεδιαστικές προδιαγραφές ενός ρομποτικού μηχανισμού φυσιοθεραπείας.

2.2 Βασικοί τύποι ρομπότ

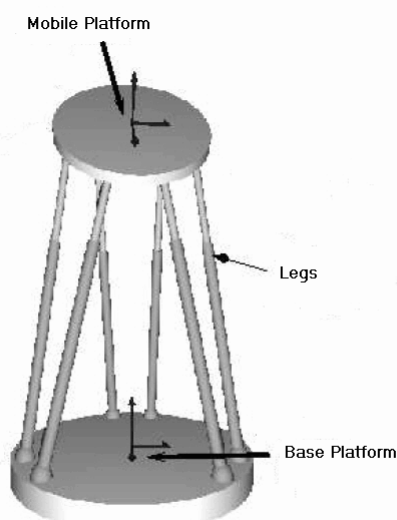
Τα ρομπότ αποτελούνται από στερεά σώματα τους συνδέσμους που συνδέονται μέσω των αρθρώσεων. Οι βασικοί τύποι των ρομπότ ως προς το είδος της κινηματικής αλυσίδας που σχηματίζουν είναι τα *σειριακά ρομπότ* και τα *παράλληλα ρομπότ*. Περαιτέρω διαχωρισμός όπως καρτεσιανά, αρθρωτά, SCARA κ.τ.λ και επίπεδα, σφαιρικά κ.τ.λ. αποτελούν υποκατηγορίες των σειριακών και παράλληλων ρομπότ, λεπτομέρειες των οποίων μπορούν να βρεθούν στην βιβλιογραφία [28, 60]. Οι βασικές ιδιότητες των σειριακών και παράλληλων ρομπότ περιγράφονται στην συνέχεια.

1. **Σειριακά ρομπότ:** Τα σειριακά ρομπότ αποτελούνται από συνδέσμους οι οποίοι ενώνονται διαδοχικά μεταξύ τους με αρθρώσεις σχηματίζοντας ανοικτές κινηματικές αλυσίδες (εικ. 2.1). Με τον τρόπο αυτό οι κινήσεις των αρθρώσεων μεταφέρονται στο ανοικτό άκρο του ρομπότ. Τα ρομπότ αυτά έχουν μεγάλο χώρο εργασίας και εύρος κινήσεων. Αντίθετα, λόγω της δομής τους τα σφάλματα αρθρώσεων μεταφέρονται αθροιστικά στο τελικό άκρο μειώνοντας την ακρίβεια. Παρόμοια, κάθε άρθρωση πρέπει να υποστηρίζει την κίνηση των επόμενων συνδέσμων με αποτέλεσμα την όχι καλή συμπεριφορά σε δυσκαμψία και υψηλές ταχύτητες. Έτσι, τα μειονεκτήματα αυτά τα καθιστούν ακατάλληλα για καθήκοντα που απαιτούν χειρισμό μεγάλων φορτίων, υψηλή ακρίβεια θέσης, ή καθήκοντα που απαιτούν αλλαγή κλίμακας του ρομπότ.



Σχήμα 2.1: Σειριακό ρομπότ 3-αξόνων τύπου Puma.

2. **Παράλληλα ρομπότ:** Τα παράλληλα ρομπότ αποτελούνται από κλειστές κινηματικές αλυσίδες κατά τις οποίες οι αρθρωτοί σύνδεσμοι ενώνονται παράλληλα μεταξύ μιας σταθερής βάσης και μιας κινούμενης πλατφόρμας (εικ. 2.2), κινώντας την πλατφόρμα. Τα παράλληλα ρομπότ έχουν κάποια πλεονεκτήματα έναντι των σειριακών όπως: στιβαρότητα, καλή ικανότητα χειρισμού, ικανότητα χειρισμού μεγάλων φορτίων και καλό λόγο φορτίου προς βάρος. Γενικά, τα κύρια μειονεκτήματά τους είναι ο μικρότερος χώρος εργασίας, το σχετικά περιορισμένο εύρος κινήσεων, καθώς και το σχετικά μεγάλο οικονομικό κόστος.



Σχήμα 2.2: Παράλληλο ρομπότ τύπου Gough-Stewart.

2.3 Το πρόβλημα του σχεδιασμού ρομπότ

Το πρόβλημα του σχεδιασμού ενός ρομπότ με βάση την ικανοποίηση ενός συνόλου προδιαγραφών σχετίζεται με την επιλογή της κατάλληλης αρχιτεκτονικής, γεωμετρικών παραμέτρων, επιλογή ενεργοποιητών κ.τ.λ. [60, 57, 31]. Ο σχεδιασμός είναι μια διαδικασία σύνθεσης που αποτελείται κυρίως από 2 βήματα:

Δομική Σύνθεση: Καθορίζει την γενική διάταξη της μηχανικής δομής του ρομπότ (αρχιτεκτονική). Πιο συγκεκριμένα αφορά στον τύπο και τον αριθμό των αρθρώσεων και των συνδέσμων καθώς και τον τρόπο που αυτά συνδέονται μεταξύ τους, τον αριθμό και το είδος των βαθμών ελευθερίας.

Παραμετρική Σύνθεση: Δεδομένης της αρχιτεκτονικής ενός ρομπότ, καθορίζει τα

μήκη των συνδέσμων, τους άξονες και τις θέσεις των αρθρώσεων καθώς και την επιλογή των ιδιοτήτων των ενεργοποιητών (ταχύτητα, επιτάχυνση, δύναμη/ροπή).

Ο βέλτιστος σχεδιασμός ενός ρομπότ εμπλέκει και τα 2 βήματα σύνθεσης [59]. Η εμπειρία στον σχεδιασμό κλειστών κινηματικών αλυσίδων έχει δείξει ότι υπακούει στον ακόλουθο κανόνα: ένα ρομπότ με εκ των προτέρων κατάλληλη μηχανική δομή αλλά με όχι βέλτιστη διαστασιολόγηση θα έχει χαμηλότερη συμπεριφορά από ένα ρομπότ με καλύτερη διαστασιολόγηση και εκ των προτέρων όχι τόσο καλή επιλογή μηχανικής δομής. Η *πολυκριτηριακή βελτιστοποίηση* είναι ένα θέμα που έχει βρεί ευρεία εφαρμογή στον βέλτιστο σχεδιασμό των ρομπότ [31, 7]. Στην συνέχεια περιγράφονται οι επικρατέστερες μέθοδοι δομικής και παραμετρικής σύνθεσης ρομπότ.

2.4 Δομική σύνθεση

Η δομική σύνθεση αποτελεί βασικό πρόβλημα της θεωρίας μηχανισμών. Ο έλεγχος της κινητικότητας με τον τύπο του *Grübler* [60] αποτελεί την πιο απλή μέθοδο δομικής σύνθεσης. Στην συνέχεια περιγράφονται οι πιο γνωστές μέθοδοι δομικής σύνθεσης [60] που βασίζονται στις ακόλουθες θεωρίες:

1. Θεωρία γράφων (Graph theory): Για δεδομένο αριθμό βαθμών ελευθερίας, αντιμετωπίζει το πρόβλημα της εύρεσης όλων των δυνατών μηχανισμών θεωρώντας τους μηχανισμούς ως γράφους. Η περαιτέρω έρευνα στο αντικείμενο έδειξε ότι η θεωρία γράφων αποτελεί ένα ισχυρό εργαλείο στον χειρισμό γράφων και άρα των μηχανισμών. Ωστόσο στα παράλληλα ρομπότ εμφανίζει προβλήματα που σχετίζονται με τον ισομορφισμό γράφων και την κινητικότητα.
2. Θεωρία ομάδων (Group theory): Τα βασικά βήματα που προτείνει η θεωρία ομάδων για τη δομική σύνθεση παράλληλων ρομπότ είναι: α) ο καθορισμός ενός υποσυνόλου S στο οποίο ανήκει το τελικό στοιχείο δράσης ώστε να έχει τους επιθυμητούς β.ε. β) ορισμός όλων των δυνατών υπο-ομάδων στα οποία ανήκουν οι διάφορες κινηματικές αλυσίδες που αποτελούν τα πόδια του ρομπότ, έτσι ώστε η τομή αυτών των υπο-ομάδων να ανήκει στο S , γ) ορισμός όλων των γεννητόρων κινήσεων αυτών των υπο-ομάδων: αυτοί θα αποτελέσουν τις κινηματικές αλυσίδες του ρομπότ.
3. Θεωρία κοχλίας (Screw theory): Η μέθοδος αυτή ακολουθεί την εξής διαδικασία

σύνθεσης: α) Εύρεση του διανύσματος δυνάμεων $S=(F,M)$ που είναι αμοιβαίο στο επιθυμητό διάνυσμα ταχύτητας (Ω, ν) της κινούμενης πλατφόρμας (δηλ. $\Omega M + \nu F = 0$, όπου Ω, ν τα διανύσματα γωνιακών και γραμμικών ταχυτήτων και F, M τα διανύσματα γραμμικών δυνάμεων και ροπών αντίστοιχα), β) ορισμός του διανύσματος δυνάμεων των κινηματικών αλυσίδων του ρομπότ του οποίου η ένωση συνδέει το S , γ) ορισμός όλων των δυνατών δομών των κινηματικών αλυσίδων που θα παράγουν τις αντίστοιχες δυνάμεις, δ) αν και όλες οι θεωρήσεις των ταχυτήτων και δυνάμεων είναι στιγμιαίες, είναι απαραίτητο να επαληθευτεί ότι η κινητικότητα της πλατφόρμας δεν είναι στιγμιαία.

2.5 Παραμετρική σύνθεση

Ο παραμετρικός σχεδιασμός έχει προσελκύσει το ενδιαφέρον πολλών ερευνητών και επικεντρώνεται κυρίως στον υπολογισμό των παραμέτρων του ρομπότ ώστε να ικανοποιεί ειδικά χαρακτηριστικά του ρομπότ όπως είναι ο χώρος εργασίας, η επιλογή ενεργοποιητών, η ακρίβεια, η δυσκαμψία, κ.τ.λ. Παρακάτω περιγράφονται οι κύριες μέθοδοι παραμετρικής σύνθεσης ρομπότ.

1. Βέλτιστη Διαστασιολόγηση του Ρομπότ: Το πρόβλημα του βέλτιστου σχεδιασμού ενός ρομπότ επιλύεται με το ορισμό μιας συνάρτησης κόστους F ως το βεβαρυσμένο με w_i άθροισμα κάποιων δεικτών συμπεριφοράς P_i :

$$F = \sum_i^n w_i \cdot P_i. \quad (2.1)$$

Οι δείκτες P_i είναι πραγματικές συναρτήσεις οι οποίες ορίζουν μια απόσταση ενός χαρακτηριστικού συμπεριφοράς από μια επιθυμητή τιμή. Οι δείκτες συμπεριφοράς είναι αποκλειστικά συναρτήσεις των σχεδιαστικών παραμέτρων. Το πρόβλημα αυτό επιλύεται συνήθως αριθμητικά με την εύρεση των παραμέτρων που οδηγούν στην ελαχιστοποίηση της F . Βασικό μείνέκτημα της μεθόδου είναι ο προσδιορισμός των δεικτών συμπεριφοράς έτσι ώστε να είναι συνεχείς και παραγωγίσιμες συναρτήσεις των σχεδιαστικών παραμέτρων του ρομπότ για να χρησιμοποιηθούν σωστά από την αριθμητική διαδικασία. Μια άλλη δυσκολία στην παραπάνω μέθοδο του βέλτιστου σχεδιασμού, είναι η κατάλληλη επιλογή των βαρών. Τα βάρη αυτά δείχνουν την προτεραιότητα των δεικτών συμπεριφοράς αλλά και για να κανονικοποιούν την διαφορά των μονάδων. Η επιλογή των

βαρών είναι σημαντικό πρόβλημα, μιας και δεν υπάρχουν κανόνες. Επίσης μικρές αλλαγές στην επιλογή των βαρών μπορούν να οδηγήσουν σε μεγάλες αποκλίσεις των βέλτιστων σχεδιαστικών παραμέτρων.

2. Μεθοδολογία του Χώρου των Παραμέτρων: Ο χώρος των παραμέτρων S^n είναι ένας n -διάστατος χώρος στον οποίο κάθε διάσταση αντιστοιχεί σε μια από τις n σχεδιαστικές παραμέτρους του ρομπότ, οπότε κάθε σημείο του χώρου των παραμέτρων αντιστοιχεί σε ένα σχεδιασμό του ρομπότ. Θεωρώντας την λίστα m σχεδιαστικών προδιαγραφών (R_1, R_2, \dots, R_m) όπου R_i όριζουν την ελάχιστη και μέγιστη τιμή της προδιαγραφής (π.χ. χώρος εργασίας, τροχιές, ακρίβεια, δυσκαμψία κ.τ.λ). Σκοπός είναι να αναπτυχθεί ένας αλγόριθμος ο οποίος θα υπολογίζει την περιοχή Z_i του χώρου παραμέτρων S^n η οποία θα περιέχει τις σχεδιαστικές παραμέτρους που ικανοποιούν τις προδιαγραφές R_i . Η τομή όλων των Z_i θα είναι η τελική λύση στο πρόβλημα του ρομποτικού σχεδιασμού. Η εφαρμογή της μεθόδου επικεντρώνεται στην αντιμετώπιση των παρακάτω δύο προβλημάτων:

- Υπολογισμός των περιοχών Z_i .
- Υπολογισμός της τομής των περιοχών.

Χρήσιμη σε αυτήν την περίπτωση είναι η εφαρμογή της Αριθμητικής Διαστημάτων (Interval Analysis) [38]. Η Αριθμητική Διαστημάτων ορίζει διαστήματα τιμών και επιτρέπει μαθηματικούς χειρισμούς σε αυτά, όπως αποτίμηση συναρτήσεων, υπολογισμός τομών διαστημάτων, επίλυση συστημάτων κ.τ.λ. Η Αριθμητική Διαστημάτων στον σχεδιασμό αλλά και στον βέλτιστο σχεδιασμό παράλληλων ρομπότ έχει εφαρμοστεί στα [59, 31].

2.6 Κινηματική του ποδιού

Με βάση τα θέματα που σχετίζονται με τον σχεδιασμό ενός ρομποτικού μηχανισμού και περιγράφηκαν παραπάνω, για την μελέτη και σχεδίαση ενός ρομποτικού μηχανισμού φυσιοθεραπείας του αστραγάλου κρίνεται πρωτίστως απαραίτητη, η κινηματική μελέτη του ποδιού. Αυτή θα βοηθήσει στο να κατανοηθεί ποιές είναι οι απαραίτητες και επιτρεπτές κινήσεις που θα πρέπει να εκτελεί ένα τέτοιο ρομπότ, καθώς και το πλήθος των β.ε. για την επιλογή της κατάλληλης αρχιτεκτονικής αλλά

και στον παραμετρικό σχεδιασμό του. Με βάση την μελέτη στο κεφάλαιο 1.2 θα υιοθετήσουμε το κινηματικό μοντέλο 2 αξόνων [20, 91] γιατί παριστά όλες τις βασικές κινήσεις του ποδιού γύρω από τον αστράγαλο. Έτσι λοιπόν το πόδι θα μπορεί να περιγραφεί σαν ένας σειριακός ρομποτικός βραχίονας. Στην συνέχεια θα αναλυθεί λεπτομερώς αυτή η μοντελοποίηση ξεκινώντας από την κινηματική των σειριακών ρομποτικών βραχιόνων.

2.6.1 Κινηματική σειριακού ρομποτικού βραχίονα

Ένας σειριακός ρομποτικός βραχίονας αποτελείται από έναν αριθμό στερεών σωμάτων (συνδέσμων) που συνδέονται σειριακά μέσω αρθρώσεων, σχηματίζοντας ανοικτή κινηματική αλυσίδα. Η κινηματική ενός σειριακού ρομποτικού βραχίονα περιγράφεται με την μέθοδο των ομογενών μετασχηματισμών για την περιγραφή των σχετικών θέσεων και προσανατολισμών των συνδέσμων.

Η μέθοδος Denavit-Hartenberg [32] καθώς και οι τροποποιημένες μορφές της μεθόδου [13], έχει βρει ευρεία εφαρμογή στην κινηματική περιγραφή των σειριακών ρομποτικών βραχιόνων γιατί χρησιμοποιεί το ελάχιστο πλήθος παραμέτρων. Η συνήθης μέθοδος Denavit-Hartenberg (D-H) θα χρησιμοποιηθεί εδώ για την ανάθεση των σχετικών πλαισίων αναφοράς. Αρχικά βρίσκεται η κοινή κάθετος δύο διαδοχικών αξόνων περιστροφής, ο άξονας z_i τοποθετείται επάνω στον άξονα της άρθρωσης $i+1$, ο άξονας x_i στην προέκταση της κοινής καθέτου, ενώ ο y_i έτσι ώστε να σχηματίζει δεξιόστροφο ορθοκανονικό σύστημα (εικ. 2.3). Ο πίνακας ομογενούς μετασχηματισμού αποτελείται από τις παρακάτω 4 παραμέτρους:

α_i : η γωνία μεταξύ των αξόνων $i-1$, i κατά την δεξιόστροφη φορά.

d_i : η απόσταση μεταξύ την κοινής καθέτου των $i-1$, i και $i-1$, $i-2$ στον άξονα i .

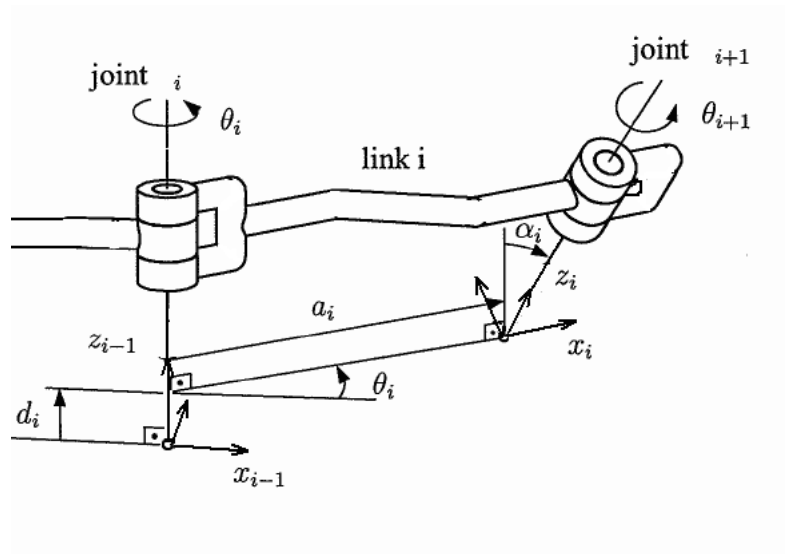
a_i : το μήκος την κοινής καθέτου των αξόνων $i+1$, i .

θ_i : η γωνία στροφής του άξονα x_{i-1} και της κοινής καθέτου (στροφή γύρω από τον άξονα i) κατά την δεξιόστροφη φορά.

Η μετάβαση από το πλαίσιο $x_{i-1}y_{i-1}z_{i-1}$ στο $x_iy_iz_i$ γίνεται με μια σειρά μετατοπίσεων και περιστροφών με αποτέλεσμα η τελικός πίνακας ομογενούς μετασχηματισμού να δίνεται από τον παρακάτω πολλαπλασιασμό:

$$T_{i-1}^i = Rot(z-1, \theta_i) Trans(0, 0, d_i) Trans(a_i, 0, 0) Rot(x, \alpha_i). \quad (2.2)$$

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 2.3: Τοποθέτηση σχετικών πλαισίων με την μέθοδο Denavit-Hartenberg.

Το παραπάνω γινόμενο δίνει τον συνολικό πίνακα ομογενούς μετασχηματισμού T_{i-1}^i ο οποίος περιγράφει τα σημεία του πλαισίου αναφοράς x_i, y_i, z_i σε σχέση με το $x_{i-1}, y_{i-1}, z_{i-1}$ και είναι:

$$T_{i-1}^i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i \sin \theta_i & \sin \alpha_i \sin \theta_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i \cos \theta_i & -\sin \alpha_i \cos \theta_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.3)$$

Για ένα σειριακό βραχίονα με n πλαίσια D-H, ο πίνακας ομογενούς μετασχηματισμού που περιγράφει τα σημεία του τελικού στοιχείου δράσης ως προς το πλαίσιο βάσης, δίνεται από το γινόμενο:

$$T_0^n = T_0^1 T_1^2 \dots T_{n-1}^n. \quad (2.4)$$

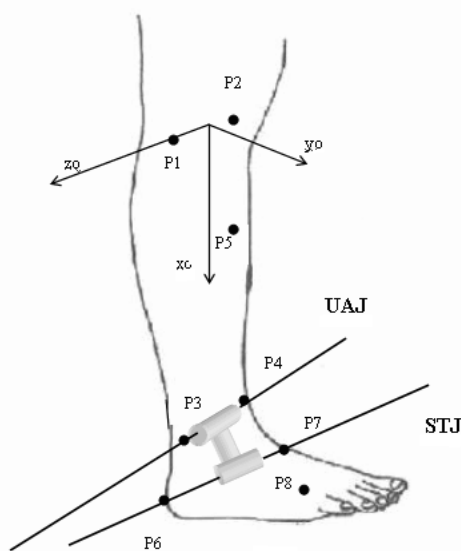
Οι συντεταγμένες ενός δεδομένου σημείου $P = [x \ y \ z \ 1]^T$ στο τελευταίο πλαίσιο αναφοράς, μπορούν να εκφραστούν στο πρώτο πλαίσιο αναφοράς $P_0 = [x_0 \ y_0 \ z_0 \ 1]^T$ με τον εξής πολλαπλασιασμό:

$$P_0 = T_0^n P. \quad (2.5)$$

2.6.2 Κινηματική μοντελοποίηση του ποδιού

Όπως αναπτύχθηκε στο κεφάλαιο 1.2, οι βασικές κινήσεις του ποδιού σε σχέση με τον αστράγαλο γύρω από τους άξονες STJ και UAJ είναι 2 και φαίνονται στην εικόνα

1.3. Αρχικά οι Dul και Johnson για να προσδιορίσουν τις κινηματικές εξισώσεις του ποδιού τοποθέτησαν σημάδια επάνω σε συγκεκριμένα σημεία του ποδιού και μέτρησαν τις σχετικές αποστάσεις. Το πόδι θεωρήθηκε ότι προσεγγίζει ικανοποιητικά ένα σειριακό βραχίονα με 3 συνδέσμους: την γάμπα, τον αστραγάλο και το πόδι. Τα σημεία αυτά καθορίζουν τους άξονες κινήσεων του ποδιού: τα P_1, P_2 ορίζουν τον άξονα περιστροφής του γονάτου, τα P_3, P_4 τον άξονα περιστροφής UAJ και τα P_6, P_7 τον άξονα περιστροφής STJ (εικ. 2.4). Τα ονόματα των σημείων αυτών και οι μετρούμενες αποστάσεις σύμφωνα με τους Dul και Johnson φαίνονται στον πίνακα 2.1.



Σχήμα 2.4: Οι άξονες περιστροφής του αστραγάλου και τα σημεία ορισμού.

Μετά από τριγωνομετρικούς υπολογισμούς προσδιόρισαν τους σχετικούς πίνακες ομογενών μετασχηματισμών με γωνίες Euler και περιγράφουν την κινηματική του ποδιού με 6 παραμέτρους. Η κινηματική περιγραφή του συγκεκριμένου μοντέλου με παραμέτρους D-H αναλύεται από τους Syrseloudis κ.α στο [86], ενώ η τοποθέτηση των σχετικών πλαισίων αναφοράς φαίνεται στο σχήμα 2.5.

Από τους 2 βασικούς άξονες της άρθρωσης του αστραγάλου, ο UAJ υποστηρίζει την περιστροφική κίνηση dorsiflexion-plantarflexion ενώ θεωρείται ότι περνά μέσω των σημείων lateral malleolus(P_3) και medial malleolus(P_4). Η περιστροφή του ποδιού σε σχέση με τον αστράγαλο περί τον STJ, ο οποίος υποστηρίζει την inversion-eversion περιστροφή, θεωρείται ότι περνά μέσω των σημείων calcaneus(P_6) και navicular (P_7). Η μοντελοποίηση D-H αναθέτει τα σχετικά πλαίσια αναφοράς O_i μεταξύ των κι-

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Πίνακας 2.1: Μετρήσεις αποστάσεων μεταξύ των σημείων $P_i[cm]$.

Bony Landmarks	-	P_1	P_2	P_3	P_4	P_5	P_6	P_7
Lateral Epicondyle	P_1	-	-	-	-	-	-	-
Medial Epicondyle	P_2	9.9	-	-	-	-	-	-
Lateral Malleolus	P_3	42.5	42.5	-	-	-	-	-
Medial Malleolus	P_4	42.0	41.4	7.1	-	-	-	-
Tibial Tuberosity	P_5	8.6	10.1	34.8	34.6	-	-	-
Calcaneus Point	P_6	48.2	49.3	7.0	9.5	-	-	-
Navicular Point	P_7	43.0	42.8	8.4	5.0	-	12.0	-
Fifth Metatarsal	P_8	51.4	-	14.7	17.1	-	16.8	12.5

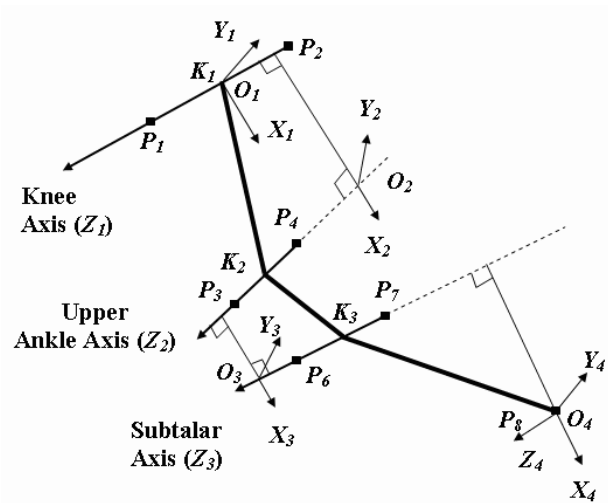
νούμενων συνδέσμων του ποδιού. Το βασικό πλαίσιο O_o τοποθετείται στο γόνατο με τον άξονα z_o να περνά από τα σημεία P_1 , P_2 και αρχή το μέσο αυτών των σημείων. Ο θετικός άξονας x_o τέμνεται με τον UAJ. Το τελευταίο πλαίσιο O_3 είναι στον 5ο μετατάρσιο με τον άξονα z_3 παράλληλο με τον άξονα z_2 του STJ.

Ο πίνακας μετασχηματισμού από το τελευταίο πλαίσιο αναφοράς στο πρώτο, δίνεται από την εξίσωση 2.4 για $n = 3$. Η εξίσωση αυτή δίνει μια παραμετρική έκφραση στην κίνηση ενός σημείου P του ποδιού σε σχέση με το σταθερό πλαίσιο αναφοράς της γάμπας (shank). Οι ανεξάρτητες μεταβλητές του μοντέλου είναι οι γωνίες περιστροφής θ_2 (dorsiflexion-plantarflexion) και θ_3 (inversion-eversion). Σύμφωνα με τον κανόνα του δεξιού χεριού, τα πρόσημα των περιστροφών είναι: dorsiflexion(+), plantarflexion(-), eversion(+) και inversion(-). Οι κινήσεις του αριστερού ποδιού είναι είδωλο-καθρέφτη του δεξιού ποδιού. Οι παράμετροι α_i , a_i και d_i εξαρτώνται από την ανατομία και το μέγεθος του ποδιού.

Πίνακας 2.2: Οι Denavit-Hartenberg παράμετροι του μοντέλου του ποδιού.

Αρθρωση	$a_i[cm]$	$\alpha_i[deg]$	$d_i[cm]$	$\theta_i[deg]$
1	40.949	38.233	-11.401	11.9275
2	3.128	60.216	12.718	10.457
3	12.47	0	-4.075	40.742

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 2.5: Τοποθέτηση σχετικών πλαισίων της μεθόδου D-H στο μοντέλο Dul-Johnson.

Στην περίπτωση της όρθιας στάσης του ποδιού, οι υπολογιζόμενες τιμές $\theta_2 = 10.45^\circ$ και $\theta_3 = 40.74^\circ$, θεωρούνται ως ουδέτερη θέση. Έστω θ_{dp} και θ_{ie} είναι οι καινούριες μεταβλητές που εκφράζουν τις dorsiflexion-plantarflexion και inversion-eversion γωνίες, όπου $\theta_{dp}=0$ και $\theta_{ie}=0$ σε αυτήν τη θέση. Με κατάλληλη αντικατάσταση οι θ_{dp} και θ_{ie} είναι οι μεταβλητές εισόδου του μοντέλου του ποδιού. Ως κοινά αποδεκτές περιοχές κινήσεων θεωρούνται: $-40^\circ \leq \theta_{dp} \leq 25^\circ$ και $-20^\circ \leq \theta_{ie} \leq 20^\circ$ [64, 86].

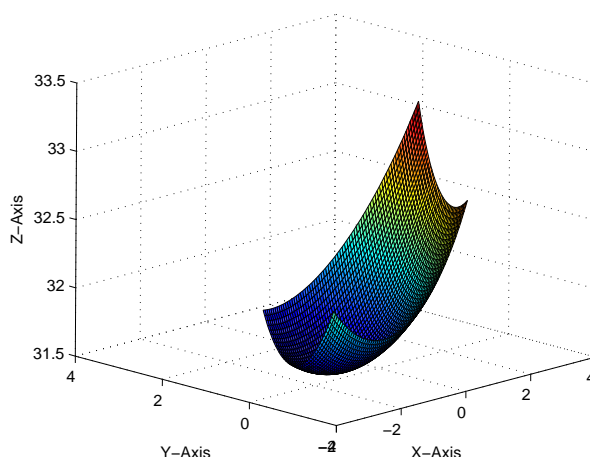
Στο συγκεκριμένο μοντέλο, παίρνοντας όλες τις τιμές των γωνιών περιστροφής θ_{dp}, θ_{ie} μελετάμε ένα σημείο κάτω από τον αστράγαλο στο πέλμα του ποδιού. Το σημείο αυτό, έστω P_f , μας ενδιαφέρει γιατί θα είναι σε επαφή με το κέντρο της ρομποτικής πλατφόρμας. Θεωρούμε ότι το P_f είναι στον θετικό άξονα X_1 έχει απόσταση ίση με του P_6 . Ο χώρος εργασίας του ποδιού μπορεί να μελετηθεί από την κίνηση που διαγράφει το P_f . Το P_f λοιπόν διαγράφει την επιφάνεια μετακίνησης που φαίνεται στην εικόνα 2.6 ενώ τα όρια κινήσεων φαίνονται στον πίνακα 2.3.

Πίνακας 2.3: Περιοχή κινήσεων ενός σημείου στο πέλμα κάτω από τον αστράγαλο.

$\Delta X=56 \text{ mm}$		$\Delta Y=41.7 \text{ mm}$		$\Delta Z=17.3 \text{ mm}$	
<i>Min X</i>	<i>Max X</i>	<i>Min Y</i>	<i>Max Y</i>	<i>Min Z</i>	<i>Max Z</i>
-33.5	22.5	-19.6	22.1	-2.8	14.5

Με τον ίδιο τρόπο, στο συγκεκριμένο μοντέλο, παίρνοντας όλες τις τιμές των

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 2.6: Επιφάνεια μετακίνησης.

Πίνακας 2.4: Περιοχή γωνιών προσανατολισμού του ποδιού.

$\Delta\alpha=30.56 \text{ deg}$		$\Delta\beta=76.58 \text{ deg}$		$\Delta\gamma=62.49 \text{ deg}$	
<i>Min</i> α	<i>Max</i> α	<i>Min</i> β	<i>Max</i> β	<i>Min</i> γ	<i>Max</i> γ
-20.72	9.84	-39.95	36.63	-25.34	37.15

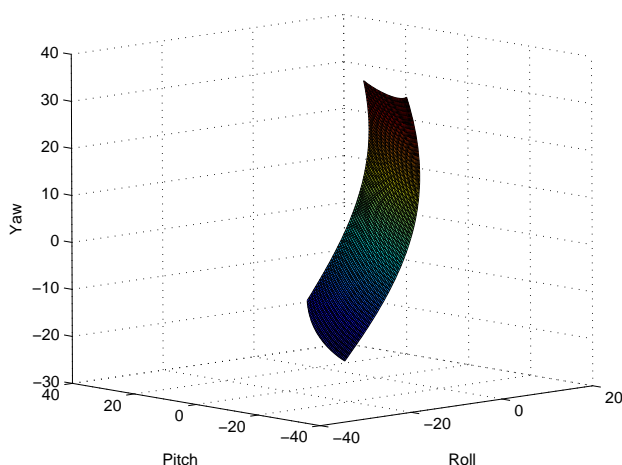
γωνιών περιστροφής θ_{dp}, θ_{ie} , ένα πλαίσιο συντεταγμένων που ορίζεται από το σημείο P_f κάτω από τον αστράγαλο στο πέλμα του ποδιού διαγράφει την επιφάνεια προσανατολισμού που φαίνεται στην εικόνα 2.7. Οι γωνίες περιστροφής roll(α), pitch(β), yaw(γ) και τα όρια κινήσεων φαίνονται στον πίνακα 2.4.

Όπως φαίνεται λοιπόν, το κινηματικό αυτό μοντέλο μας δίνει χρήσιμη πληροφορία σχετικά με την μορφή και το είδος των κινήσεων, τους βαθμούς ελευθερίας καθώς και την μορφή του χώρου εργασίας (μεταφοράς και προσανατολισμού).

2.6.3 Πειραματική μελέτη του ποδιού

Η μελέτη του ποδιού με βάση το μοντέλο Dul-Johnson δεν αρκεί για να καθορίσουμε τις σχεδιαστικές προδιαγραφές ενός ρομπότ. Το μοντέλο βασίζεται σε ένα μόνο πόδι και δίνει πληροφορία μόνο για το είδος, το εύρος των κινήσεων, καθώς και των επιτρεπόμενων τροχιών ενώ δεν παρέχει επιπλέον στοιχεία όπως ταχύτητες, δυνάμεις-ροπές κ.τ.λ.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 2.7: Επιφάνεια προσανατολισμού.

Για τον λόγο αυτό προχωρήσαμε σε μία σειρά πειραματικών μετρήσεων επάνω στα πόδια υγιών ατόμων με χρήση κατάλληλου εργαστηριακού εξοπλισμού, για τον προσδιορισμό και άλλων σχεδιαστικών απαιτήσεων όπως του χώρου εργασίας, ταχυτήτων και ροπών.

α) Μέτρηση χώρου εργασίας:

Για την μέτρηση του χώρου εργασίας που μπορεί να απαιτηθεί από το πόδι, χρησιμοποιήθηκε ο σαρωτής Mephisto3D [56] (εικ. 2.8). Ο σαρωτής αυτός μετά από κατάλληλη βαθμονόμηση μπορεί να φωτογραφήσει 3-διάστατες εικόνες (εικ. 2.9) και με την εισαγωγή των εικόνων σε κατάλληλο πρόγραμμα επεξεργασίας όπως το Rapidform μπορεί να επεξεργαστεί τις συντεταγμένες σημείων των εικόνων. Στην περίπτωση μας μας ενδιαφέρει ένα σημείο στο πέλμα του ποδιού κάτω από τον αστράγαλο. Έτσι καταγράψαμε τις ακραίες θέσεις του δεξιού ποδιού 11 ατόμων και μετρήσαμε τις διαφορές συντεταγμένων ενός σημείου στο πέλμα και κάτω από τον αστράγαλο, για να καθορίσουμε τον χώρο που κινείται το σημείο αυτό. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων δίνονται στον πίνακα 2.5.

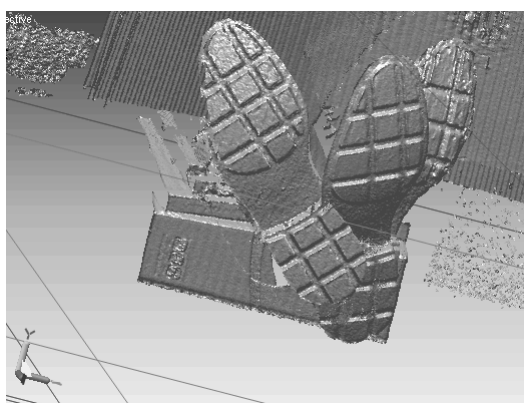
β) Μέτρηση ταχυτήτων:

Για την μέτρηση των ταχυτήτων που μπορούν να αναπτυχθούν από το πόδι χρησιμοποιήθηκε ο αισθητήρας κίνησης MTi [87] (εικ. 2.10). Πρόκειται για έναν αδρανειακό αισθητήρα στερεάς κατάστασης ο οποίος μπορεί να καταγράψει γωνίες περιστροφής σε μορφή γωνιών Euler αλλά και σε quaternions, καθώς και γωνιακές ταχύτητες και γραμμικές επιταχύνσεις.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 2.8: Ο σαρωτής Mephisto3D.



Σχήμα 2.9: Στιγμιότυπα του ποδιού σε ακραίες θέσεις.

Για την καταγραφή των κινήσεων χρησιμοποιήθηκε το δεξί πόδι 5 υγιών ατόμων ενώ ο αισθητήρας MTi δέθηκε στο πέλμα του ποδιού και κάτω από τον αστράγαλο του κάθε ανθρώπου. Η κνήμη κρατήθηκε σταθερή και κατακόρυφη ενώ το πόδι μπορούσε να περιστρέφεται ελεύθερα σε όλες τις κινήσεις. Οι ακόλουθες κινήσεις καταγράφηκαν ανεξάρτητα: dorsiflexion-plantarflexion, inversion-eversion και πλήρους περιστροφή. Τα αποτελέσματα της καταγραφής με τις μέγιστες και ελάχιστες τιμές γωνιών προσανατολισμού, γραμμικών επιταχύνσεων και γωνιακών ταχυτήτων φαίνονται στους πίνακες 2.6-2.8, 2.9-2.11 και 2.12-2.14 αντίστοιχα. Παραδείγματα καταγραφής ενός ατόμου των τροχιών των γωνιών περιστροφής φαίνονται στις εικόνες 2.11-2.13, των γωνιακών ταχυτήτων στις εικόνες 2.14-2.16 και των γραμμικών επιταχύνσεων στις εικόνες 2.17-2.19.

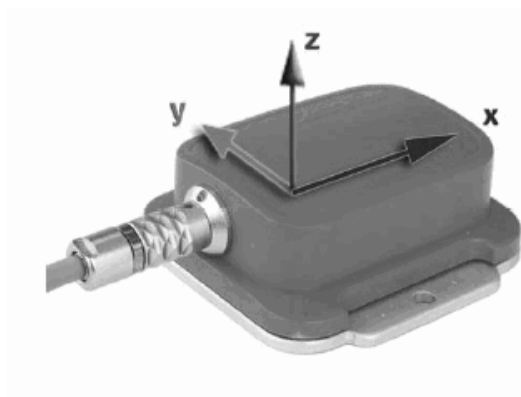
γ) Μέτρηση δυνάμεων:

Για την μέτρηση δυνάμεων και ροπών που αναπτύσσονται στις κινήσεις του ποδιού και επομένως απαιτείται να υποστηριχθούν από μια ρομποτική συσκευή δεν υπήρχε ο αντίστοιχος εργαστηριακός εξοπλισμός και καταφύγαμε στην βιβλιογρα-

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Πίνακας 2.5: Περιοχές κίνησης του ποδιού που μετρήθηκαν με τον σαρωτή Mephisto3D.

Πόδι	$x[mm]$	$y[mm]$	$z[mm]$
1	77.5	88.2	32.8
2	51.8	92.5	18.8
3	83	96.3	74.9
4	85.2	91.3	33.9
5	77.3	83.4	17.6
6	60.9	73.3	26.1
7	52.7	71.4	34
8	87.2	74.3	19.9
9	70.3	49.4	16.7
10	93.3	98.3	20.8
11	103.5	68.1	11.6



Σχήμα 2.10: Ο αδρανειακός αισθητήρας κίνησης MTi.

φία όπου περιγράφονται μετρήσεις στις ροπές που μπορούν να αναπτύξουν στο πόδι οι διάφοροι μύες του [11, 21, 72].

Συγκεκριμένα οι Maganaris κ.α [11] μελέτησαν την ροπή κάμψης-έκτασης που μπορούν να αναπτύξουν οι μύες soleus και tibialis anterior. Αυτοί είναι δύο από τους κύριους dorsiflexors-plantaflexors μύες και η μέγιστη τιμή ροπής που μετρήθηκε ήταν περίπου 121Nm. Επίσης, οι Fukunaga κ.α [21] μέτρησαν τις ολικές ροπές που αναπτύσσουν το σύνολο των plantarflexors-dorsiflexors μυών, ενώ η μέγιστη τιμή η οποία μέτρησαν ήταν περίπου 143Nm.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Πίνακας 2.6: Γωνίες προσανατολισμού στην κίνηση dorsiflexion- plantarflexion.

Πόδι		$a[deg]$	$b[deg]$	$c[deg]$
1	<i>Min</i>	-6.64	-18.16	-10.68
	<i>Max</i>	16.89	53.91	20.68
2	<i>Min</i>	-1.6	-26.31	-4.44
	<i>Max</i>	8.85	31.72	10.23
3	<i>Min</i>	-14.1	-50.63	-9.43
	<i>Max</i>	-9.2	26.83	8.88
4	<i>Min</i>	-16.74	-8.85	-15.23
	<i>Max</i>	4.2	55.48	7.66
5	<i>Min</i>	-27.93	-9.84	-13.84
	<i>Max</i>	3.09	49.91	5.73

Πίνακας 2.7: Γραμμικές επιταχύνσεις στην κίνηση dorsiflexion- plantarflexion.

Πόδι		$a_x[m/s^2]$	$a_y[m/s^2]$	$a_z[m/s^2]$
1	<i>Min</i>	-11.31	-7.51	-7.67
	<i>Max</i>	6	5.13	7.66
2	<i>Min</i>	-2.28	-4.08	-0.89
	<i>Max</i>	6.26	3.41	4.74
3	<i>Min</i>	-13.41	-8.93	-5.92
	<i>Max</i>	18.68	5.73	13.87
4	<i>Min</i>	-12.38	-7.44	-9.81
	<i>Max</i>	2.05	5.96	6.6
5	<i>Min</i>	-8.48	-9.25	-7.68
	<i>Max</i>	3.67	3.29	5.94

2.7 Καθορισμός σχεδιαστικών προδιαγραφών

Με βάση την πλήρη μελέτη του ποδιού, τόσο την θεωρητική βάση του μοντέλου 2 αξόνων Dul-Johnson, όσο και την πειραματική, μπορούμε να καθορίσουμε ένα σύνολο σχεδιαστικών προδιαγραφών και απαιτήσεων για μια ρομποτική συσκευή

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Πίνακας 2.8: Γωνιακές ταχύτητες στην κίνηση dorsiflexion- plantarflexion.

Πόδι		$w_x[rad/s]$	$w_y[rad/s]$	$w_z[rad/s]$
1	<i>Min</i>	-1.98	-5.93	-2.54
	<i>Max</i>	1.38	4.69	2.09
2	<i>Min</i>	-4.51	-5.93	-1.34
	<i>Max</i>	1.32	5.4	1.56
3	<i>Min</i>	-3.07	-8.43	-1.92
	<i>Max</i>	2.43	8.02	2.64
4	<i>Min</i>	-1.93	-6.08	-3.28
	<i>Max</i>	1.56	6.27	2.42
5	<i>Min</i>	-3.08	-5.02	-2.75
	<i>Max</i>	2.85	4.91	2.33

Πίνακας 2.9: Γωνίες προσανατολισμού στην κίνηση inversion- eversion.

Πόδι		$a[deg]$	$b[deg]$	$c[deg]$
1	<i>Min</i>	-24.08	-17.62	-11.59
	<i>Max</i>	26.15	11.72	27.29
2	<i>Min</i>	-28.54	-32.39	-4.32
	<i>Max</i>	20.16	0	18.34
3	<i>Min</i>	-39.01	-42.04	-8
	<i>Max</i>	44.06	4.64	26.72
4	<i>Min</i>	-30.64	-8.41	-27.77
	<i>Max</i>	16.06	13.36	10.53
5	<i>Min</i>	-24.72	-9.12	-23.71
	<i>Max</i>	27.63	22.33	43.39

που θα παρέχει ασκήσεις φυσιοθεραπείας του αστραγάλου. Συνοψίζοντας τα αποτελέσματα των προηγούμενων έχουμε τα παρακάτω.

Δομική σύνθεση: Με βάση το μοντέλο των 2 αξόνων βλέπουμε ότι οι απαραίτητοι βαθμοί ελευθερίας είναι τουλάχιστον 2. Επιπλέον, λόγω της ιδιαιτερότητας και με-

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Πίνακας 2.10: Γραμμικές επιταχύνσεις στην κίνηση inversion- eversion.

Πόδι		$a_x[m/s^2]$	$a_y[m/s^2]$	$a_z[m/s^2]$
1	<i>Min</i>	-14.41	-11.07	-5.07
	<i>Max</i>	12.52	10.95	11.64
2	<i>Min</i>	-0.91	-8.13	-2.67
	<i>Max</i>	6.85	4.08	1.88
3	<i>Min</i>	-10.36	-21.85	-6.97
	<i>Max</i>	12.1	12.74	19.37
4	<i>Min</i>	-6.55	-12.1	-3.69
	<i>Max</i>	5.44	28.94	11.29
5	<i>Min</i>	-10.69	-7.84	-3.36
	<i>Max</i>	2.77	10.79	5.27

Πίνακας 2.11: Γωνιακές ταχύτητες στην κίνηση inversion- eversion.

Πόδι		$w_x[rad/s]$	$w_y[rad/s]$	$w_z[rad/s]$
1	<i>Min</i>	-5.69	-2.97	-5.96
	<i>Max</i>	4.43	4.05	2.75
2	<i>Min</i>	-3.34	-1.18	-1.45
	<i>Max</i>	4.37	0.8	1.83
3	<i>Min</i>	-9.3	-3.36	-4.89
	<i>Max</i>	9.13	3.62	5.43
4	<i>Min</i>	-4.09	-1.67	-4.59
	<i>Max</i>	3.48	1.45	3.8
5	<i>Min</i>	-3.94	-1.98	-7.64
	<i>Max</i>	4.22	1.78	5.72

ταβλητότητας της θέσης και του προσανατολισμού των αξόνων μεταξύ διαφορετικών ατόμων θα πρέπει να δοθεί επιπλέον β.ε ή ικανότητα μηχανικής προσαρμογής.

Παραμετρική σύνθεση: Για την διαστασιολόγηση του κατάλληλου ρομποτ πρέπει να ικανοποιούνται οι ακόλουθες προδιαγραφές.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Πίνακας 2.12: Γωνίες προσανατολισμού σε πλήρη περιστροφή του ποδιού.

Πόδι		$a[deg]$	$b[deg]$	$c[deg]$
1	<i>Min</i>	-17.17	-11.29	-26.07
	<i>Max</i>	41.95	51.88	41.46
2	<i>Min</i>	-20.41	-10.23	-10.97
	<i>Max</i>	40.81	51.94	39.4
3	<i>Min</i>	-17.92	-4.99	-17.49
	<i>Max</i>	66.52	66.57	64.68
4	<i>Min</i>	-24	-6.94	-26.72
	<i>Max</i>	32.24	41.3	25.35
5	<i>Min</i>	-45.79	-3.59	-40
	<i>Max</i>	10.74	53.85	22.8

Πίνακας 2.13: Γραμμικές επιταχύνσεις σε πλήρη περιστροφή του ποδιού.

Πόδι		$a_x[m/s^2]$	$a_y[m/s^2]$	$a_z[m/s^2]$
1	<i>Min</i>	-14.88	-6.32	-10.66
	<i>Max</i>	5.27	12.26	7.83
2	<i>Min</i>	-10.76	-6.62	-5.85
	<i>Max</i>	2.47	6.66	2.25
3	<i>Min</i>	-12.08	-5.63	-7.02
	<i>Max</i>	1.97	10.71	4.75
4	<i>Min</i>	-8.73	-4.98	-4.38
	<i>Max</i>	3.47	8.32	4.26
5	<i>Min</i>	-10.37	-9.29	-7.92
	<i>Max</i>	1.89	9.25	8.18

1. *Χώρος εργασίας:* Με βάση τον πίνακα 2.5 ένας χώρος εργασίας με διαστάσεις $12cm \times 12cm \times 12cm$ θα είναι επαρκής για τις κινήσεις του ποδιού. Επίσης, οι τροχιές που διαγράφει ένα σημείο στο πέλμα κάτω από τον αστράγαλο όταν εκτελεί όλες τις κινήσεις, ανήκουν σε επιφάνειες που δίνονται από τις εικόνες

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

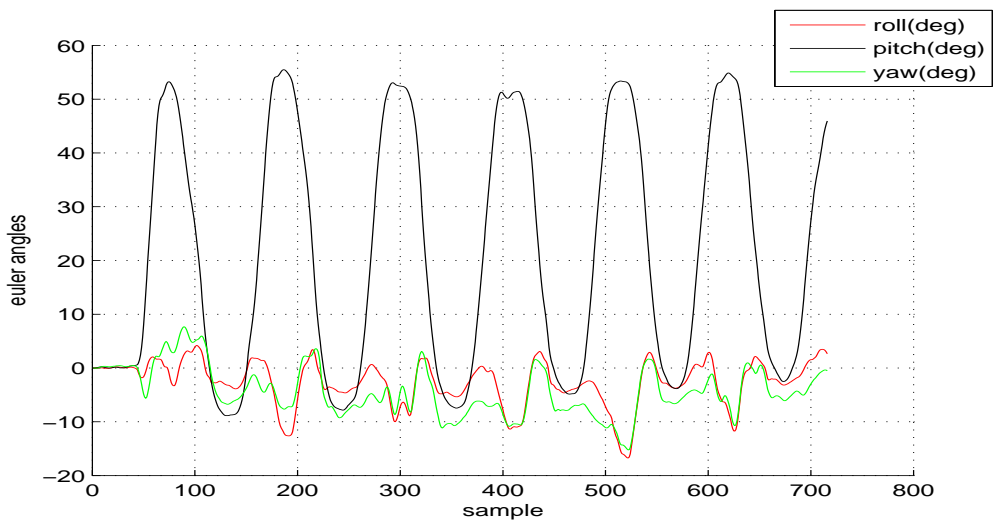
Πίνακας 2.14: Γωνιακές ταχύτητες σε πλήρη περιστροφή του ποδιού.

Πόδι		$w_x [rad/s]$	$w_y [rad/s]$	$w_z [rad/s]$
1	<i>Min</i>	-3.62	-3.17	-3.9
	<i>Max</i>	2.07	3.72	4.22
2	<i>Min</i>	-3.31	-2.97	-4.24
	<i>Max</i>	3.15	3.00	3.05
3	<i>Min</i>	-3.59	-4.76	-3.94
	<i>Max</i>	2.57	4.94	5.08
4	<i>Min</i>	-3.06	-3.03	-3.28
	<i>Max</i>	3.14	4.34	3.63
5	<i>Min</i>	-4.66	-6.84	-6.04
	<i>Max</i>	2.25	3.86	5.05

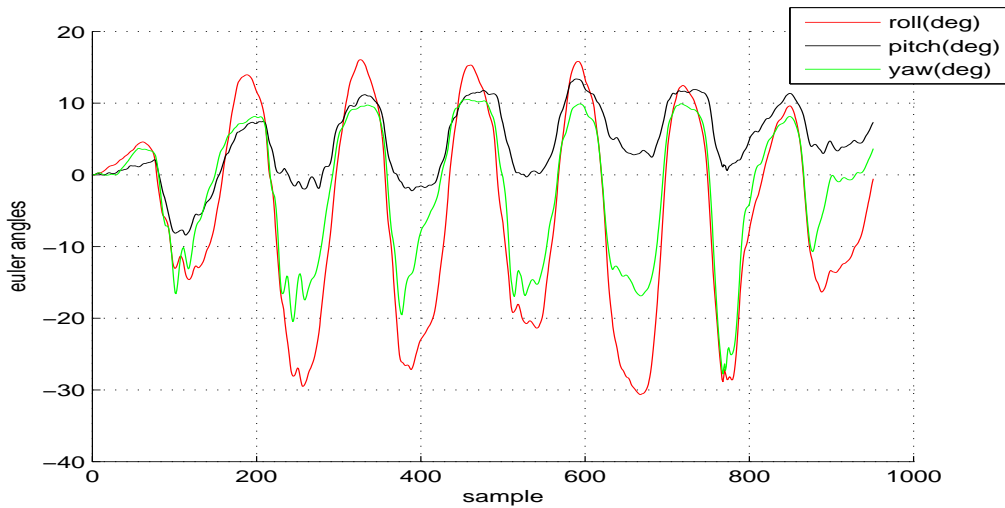
2.6, 2.7 οι οποίες βρίσκονται μέσα σε αυτόν τον χώρο εργασίας.

2. *Ταχύτητα:* Η μέγιστη γωνιακή ταχύτητα στις μετρήσεις ήταν 9.3rad/sec. Επιλέγοντας επομένως ως άνω όριο γωνιακής ταχύτητας τα 10rad/sec καλύπτουμε ένα μεγάλο εύρος απαιτήσεων ταχύτητας.
3. *Δυνάμεις-Ροπές:* Οι κινήσεις του ποδιού γύρω από τον αστράγαλο είναι περιστροφικές και επομένως σημαντικό ρόλο παίζουν οι ροπές και όχι οι γραμμικές δυνάμεις. Επίσης, στις απαιτήσεις των ροπών θέλουμε να υπάρχει υπερδιαστασιολόγηση για να μπορεί το ρομπότ να λειτουργήσει και σε συνθήκες υπερφόρτισης π.χ. άσκηση του βάρους του ασθενούς. Έτσι, επιλέγοντας ως ανώτατο όριο την τιμή των 200Nm καλύπτουμε ένα ευρύ φάσμα ροπών που αναπτύσσεται από το σύνολο των ποδιών, ακόμα και σε συνθήκες υπερφόρτισης.

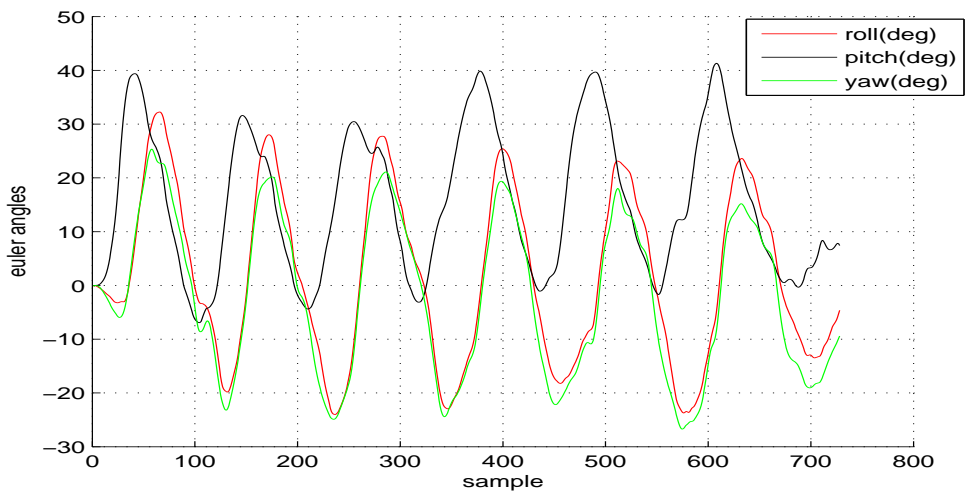
Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 2.11: Dorsiflexion-plantarflexion γωνίες.

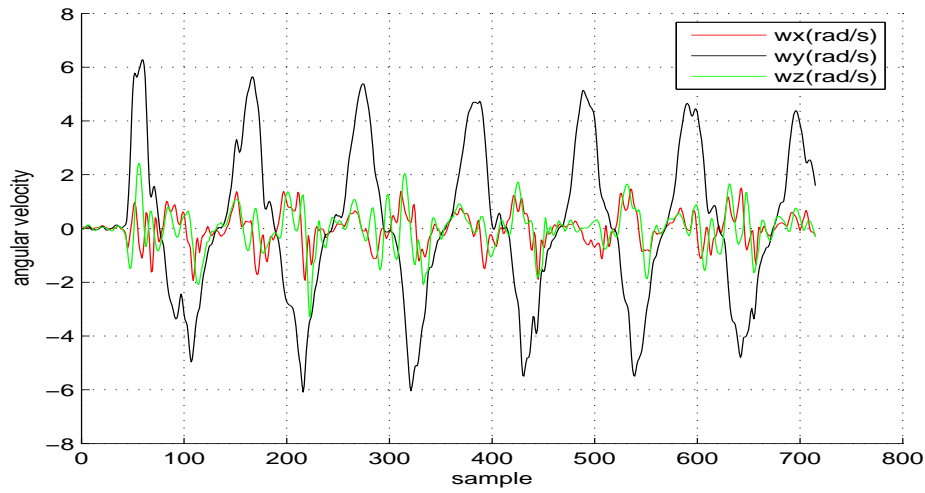


Σχήμα 2.12: Inversion-eversion γωνίες.

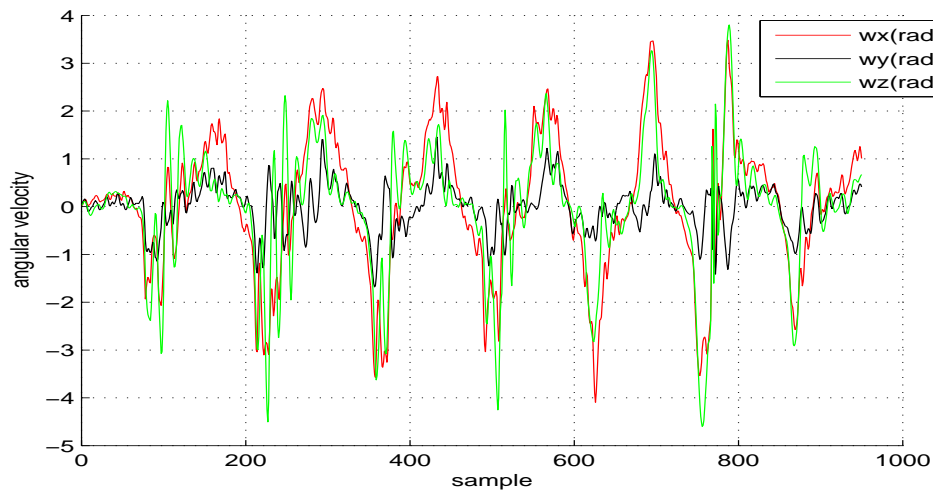


Σχήμα 2.13: Γωνίες σε περιστροφή του ποδιού.

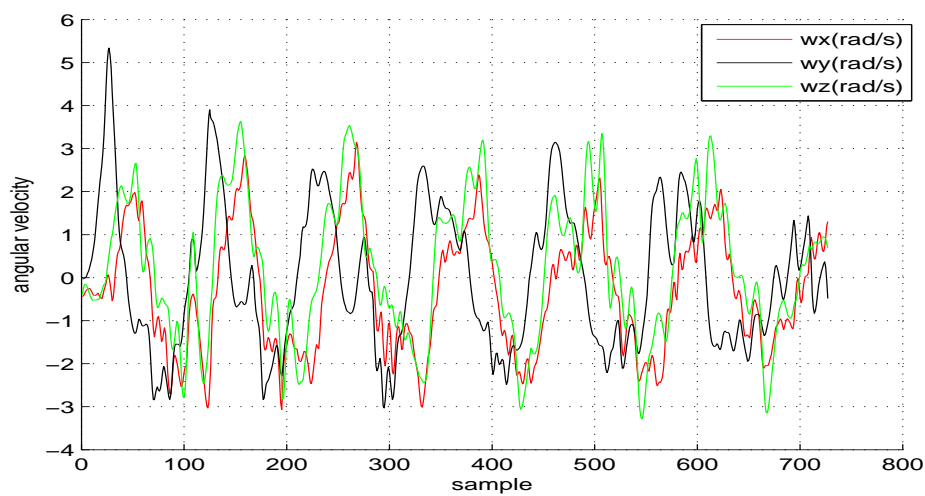
Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 2.14: Dorsiflexion-plantarflexion γωνιακές ταχύτητες.

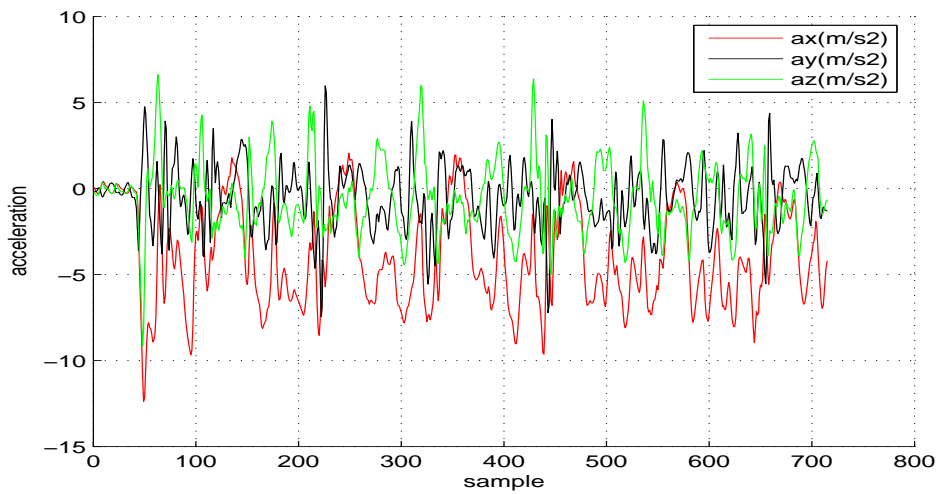


Σχήμα 2.15: Inversion-eversion γωνιακές ταχύτητες.

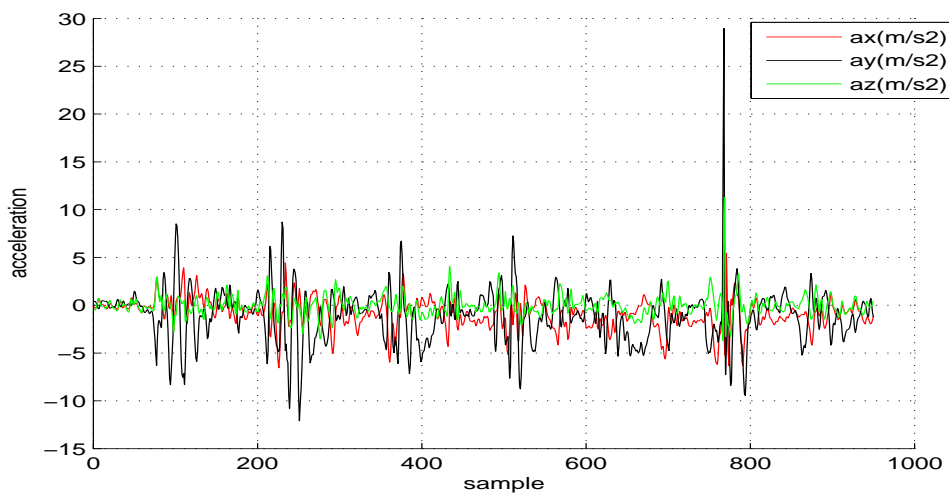


Σχήμα 2.16: Γωνιακές ταχύτητες σε περιστροφή του ποδιού.

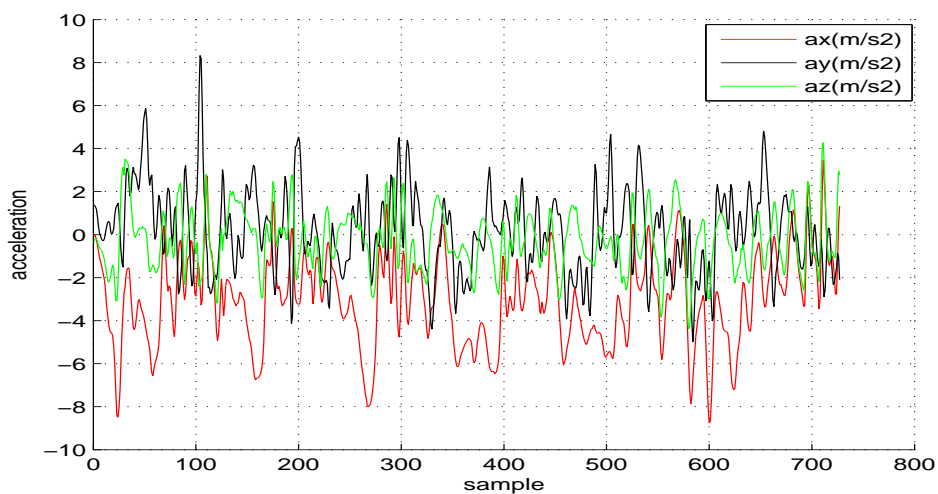
Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 2.17: Dorsiflexion-plantarflexion γραμμικές επιταχύνσεις.



Σχήμα 2.18: Inversion-eversion γραμμικές επιταχύνσεις.



Σχήμα 2.19: Γραμμικές επιταχύνσεις σε περιστροφή του ποδιού.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Κεφάλαιο 3

Σχεδιασμός μιας νέας υβριδικής σειριακής-παράλληλης ρομποτικής πλατφόρμας φυσιοθεραπείας

3.1 Εισαγωγή

Άνθρωποι με κινητικά προβλήματα χρειάζεται να εκτελούν επαναλαμβανόμενες ασκήσεις υπό την επίβλεψη φυσιοθεραπευτή για έναν ορισμένο αριθμό συνεδριών. Οι παθήσεις του αστραγάλου είναι από τις πιο συχνές, οπότε η ύπαρξη ενός κατάλληλου ρομποτικού μηχανισμού φυσιοθεραπείας θα μπορούσε να αποτελέσει λύση στο πρόβλημα. Στο κεφάλαιο αυτό προτείνουμε μια πρωτότυπη ρομποτική πλατφόρμα με 2 βαθμούς ελευθερίας και υβριδική σειριακή-παράλληλη αρχιτεκτονική, η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν συσκευή αποκατάστασης παθήσεων του αστραγάλου. Οι υπάρχουσες ρομποτικές συσκευές φυσιοθεραπείας του αστραγάλου παρουσιάζουν τα ακόλουθα μειονεκτήματα: πλεονάζοντα κινηματικά χαρακτηριστικά, μεγάλο μέγεθος και βάρος και επομένως κόστος, δεν ακολουθούν ακριβώς την κινηματική του ποδιού και άρα μπορεί να εκτελέσουν μη επιτρεπτές κινήσεις για το πόδι. Επομένως, υπάρχει ανάγκη για μια ρομποτική συσκευή η οποία θα είναι όσο το δυνατόν απλή, μεταφέρσιμη, με χαμηλό κόστος κατασκευής και συντήρησης και το σημαντικό, ασφαλής αφού δεν θα μπορεί να εκτελέσει μη επιτρεπτές κινήσεις.

Απλές συσκευές φυσιοθεραπείας του αστραγάλου υπάρχουν σχεδόν σε κάθε κλινική φυσιοθεραπείας. Τέτοιες συσκευές είναι οι ελαστικές ζώνες, οι κύλινδροι αφρού και οι ταλαντευόμενες σανίδες. Οι ελαστικές ζώνες είναι από τις απλούστερες συ-

σκευές κατασκευασμένες από πολλαπλές ίνες λάστιχου. Οι κύλινδροι αφρού λειτουργούν σαν ασταθείς επιφάνειες οι οποίες επιδρούν στην βελτίωση της ισορροπίας. Οι ταλαντευόμενες σανίδες είναι κυκλικοί δίσκοι πάνω σε μια ημισφαιρική θέση περιστροφής και βοηθούν στην βελτίωση της ισορροπίας και κιναισθησίας.

Η μετακίνηση και εξάσκηση σε μια κλινική φυσιοθεραπείας είναι προβληματική για ασθενείς με σοβαρές παθήσεις ή ασθενείς που ζούν σε απομακρυσμένες περιοχές. Οι παραπάνω απλές συσκευές μπορούν να νοικιαστούν στους ασθενείς για εξάσκηση στο σπίτι αλλά δεν διαθέτουν καθόλου διαγνωστικές και δικτυακές ικανότητες οι οποίες θα βοηθούσαν τον φυσιοθεραπευτή να επιβλέπει από μακριά την πρόοδο του ασθενούς. Επίσης οι συσκευές αυτές δεν έχουν αλληλεπίδραση με τον ασθενή και κάνουν την εξάσκηση βαρετή και επαναλαμβανόμενη για τον ασθενή αλλά και για τον φυσιοθεραπευτή. Επίσης, καμία από τις παραπάνω συσκευές δεν μπορεί να καλύψει όλες τις φυσιοθεραπευτικές ασκήσεις. Αποτέλεσμα όλων των παραπάνω είναι να γεννάται το ενδιαφέρον για μια αυτόματη ρομποτική συσκευή η οποία θα μπορεί να εκτελεί ένα πλήθος ασκήσεων φυσιοθεραπείας. Η ρομποτική μπορεί και έχει προτείνει τέτοιες συσκευές στην φυσιοθεραπεία. Επίσης, σε μια ρομποτική συσκευή είναι εύκολο να ενσωματωθούν δυνατότητες τηλεχειρισμού και τηλεκαταγραφής δεδομένων για την εξάσκηση απομακρυσμένων ασθενών και επίβλεψη από τον φυσιοθεραπευτή.

3.2 Υπάρχοντες φυσιοθεραπευτικοί μηχανισμοί

Μετά από εκτεταμένη αναζήτηση στην βιβλιογραφία, βρέθηκε ότι υπάρχει ένας σημαντικός αριθμός ρομποτικών συσκευών που προτείνονται γενικά για την φυσιοθεραπεία. Για παράδειγμα στο πρόγραμμα TELEDOC, αναπτύχθηκε από τους Armada κ.α. [6] ένα πλήρως ελεγχόμενο από Η/Υ σύστημα φυσιοθεραπείας για το άνω χέρι. Πρόσφατα, οι Toth και Ermolaev [89] χρησιμοποίησαν συνηθισμένα, πληθους κλίμακας σειριακά βιομηχανικά ρομπότ για την φυσιοθεραπεία της ασθένειας spastic hemiparetic stroke. Οι Culmer κ.α [65] πρότειναν ένα σειριακό ρομπότ με 3 β.ε. και ένα διπλό σειριακό ρομπότ για την φυσιοθεραπεία του άνω άκρου.

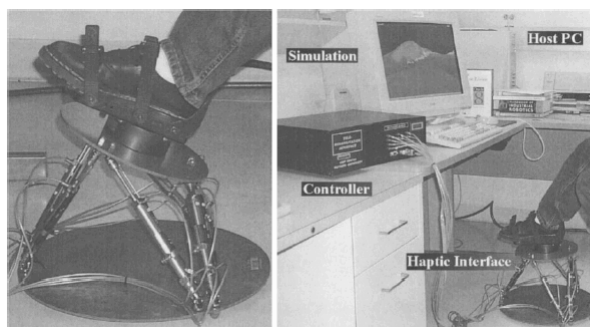
Οι σειριακές ρομποτικές δομές όπως οι παραπάνω, είναι αντικανονικές για την φυσιοθεραπεία του αστραγάλου, ενώ οι ικανότητες δυσκαμψίας των ρομπότ αυτών είναι ανεπαρκείς για μια τέτοια εφαρμογή. Αντίθετα για τη φυσιοθεραπεία του πο-

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

διού, προτείνεται στην βιβλιογραφία ένας αριθμός συσκευών οι οποίες βασίζονται κυρίως σε παράλληλες ρομποτικές πλατφόρμες γιατί παρέχουν τα πλεονεκτήματα που αναφέρθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο. Οι πιο γνωστές από αυτές παρουσιάζονται συνοπτικά παρακάτω.

3.2.1 Ο μηχανισμός "Rutgers Ankle"

Μια από τις πρώτες, πιο γνωστές και εκτεταμένες ρομποτικές εφαρμογές φυσιοθεραπείας έχει γίνει στο πανεπιστήμιο Rutgers με την ανάπτυξη ενός φυσιοθεραπευτικού μηχανισμού του αστραγάλου βασισμένου σε παράλληλη πλατφόρμα 6 βαθμών ελευθερίας τύπου Stewart [25, 81] (εικ. 3.1).

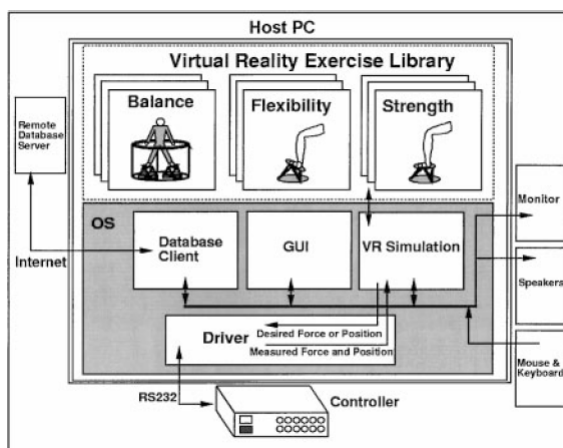


Σχήμα 3.1: Ο φυσιοθεραπευτικός μηχανισμός Rutgers Ankle βασισμένος σε πλατφόρμα Stewart [25].

Το λογισμικό του συστήματος αποτελείται από το χαμηλού επιπέδου λογισμικό ελέγχου που περιλαμβάνει τόσο έλεγχο θέσης όσο και έλεγχο δύναμης για την υποστήριξη όλων των φυσιοθεραπευτικών κινήσεων. Το υψηλού επιπέδου λογισμικό είναι υπεύθυνο για την φυσιοθεραπεία. Βασίζεται σε βιβλιοθήκη ασκήσεων εικονικής πραγματικότητας (Virtual Reality) και περιέχει επίσης την βάση δεδομένων του ασθενούς και τη γραφική διασύνδεση με τον χρήστη (GUI) (εικ. 3.2).

Κύριο μειονέκτημα της πλατφόρμας Stewart είναι ο πλεονασμός των βαθμών ελευθερίας αφού ο αστράγαλος έχει μόνο 2. Αν και ο μηχανισμός έχει σχεδιαστεί για άσκηση στο σπίτι το μεγάλο μέγεθος του ελεγκτή και τα πνευματικά στοιχεία δράσης το κάνουν δύσχρηστο και ογκώδες για εφαρμογή στο σπίτι. Επίσης το πρόγραμμα φυσιοθεραπείας δεν λαμβάνει υπ' όψιν τα ειδικά κινηματικά χαρακτηριστικά του κάθε ασθενούς για την εκτέλεση των ασκήσεων.

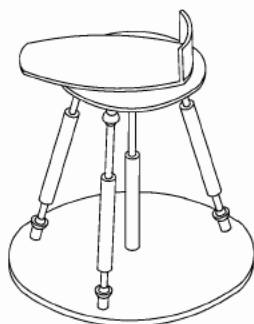
Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 3.2: Η αρχιτεκτονική του λογισμικού του Rutgers Ankle [25].

3.2.2 Μηχανισμοί βασισμένοι σε ρομπότ τύπου Τρίποδα

Πολλοί ερευνητές στην προσπάθειά τους να μειώσουν τα πλεονάζοντα κινηματικά χαρακτηριστικά, έχουν προτείνει ως φυσιοθεραπευτικούς μηχανισμούς του αστραγάλου παράλληλα ρομπότ τύπου Τρίποδα με διάφορες παραλλαγές στην αρχιτεκτονική. Πιο συγκεκριμένα, η δουλειά των Dai κ.α. [39] βασίστηκε στην μελέτη των παθήσεων του αστραγάλου και στην ανατομία του αστραγάλου η οποία αναπαριστάνεται με έναν χώρο προσανατολισμού. Μια περιοχή αυτού του χώρου προσανατολισμού έχει επιλεγεί σαν επιθυμητή περιοχή προσανατολισμού των κινήσεων ενός ρομπότ για την φυσιοθεραπεία του αστραγάλου. Προτάθηκαν τρεις παράλληλοι φυσιοθεραπευτικοί μηχανισμοί τύπου Τρίποδα (3-SPS/SP, 4-SPS/SP) και αναλύθηκαν η κινηματική, οι περιορισμοί και η δυσκαμψία τους (εικ. 3.3).



Σχήμα 3.3: Τρίποδας με έναν κεντρικό άξονα στήριξης [39].

Η ανάλυση δυσκαμψίας και η σύνθεση του μηχανισμού προέρχονται από τις

φυσιοθεραπευτικές ασκήσεις του αστραγάλου. Οι τύπου τρίποδα μηχανισμοί που μελετώνται είναι τριών και τεσσάρων κινητήρων παράλληλες πλατφόρμες και επομένως είναι πλεονάζουσες. Επίσης, η περιστροφές της κινούμενης πλατφόρμας εκτελούνται γύρω από μια κεντρική δοκό πράγμα που δεν επιτρέπει στις κινήσεις να ακολουθούν ακριβώς τις κινήσεις του ποδιού.

Πρόσφατα, ένας 2 β.ε αλλά με πλεονάζοντα χαρακτηριστικά, παράλληλος μηχανισμός για φυσιοθεραπεία του αστραγάλου αναπτύχθηκε από τους Saglia κ.α. [71] και βασίστηκε κυρίως στην προηγούμενη μελέτη των Dai κ.α. [39]. Ο μηχανισμός έχει τα πλεονεκτήματα της μηχανικής και κινηματικής απλότητας σε σύγκριση με υπάρχοντες παράλληλους μηχανισμούς πολλών βαθμών ελευθερίας, ενώ την ίδια στιγμή μπορεί να εκτελεί τις ασκήσεις φυσιοθεραπείας σύμφωνα με τα πρωτόκολλα. Η προτεινόμενη συσκευή επιτρέπει τις κινήσεις *plantar-dorsiflexion* και *inversion-eversion*, χρησιμοποιώντας πλεονασμό ενεργοποίησης για να απαλείψει ιδιομορφίες, και να βελτιώσει την ικανότητα χειρισμού στο χώρο εργασίας (*dexterity*). Ωστόσο, αυτή η συσκευή είναι πλεονάζουσα, που σημαίνει ότι τρεις ενεργοποιητές είναι πλεονάζοντες και αυτό κατά συνέπεια αυξάνει το κόστος.

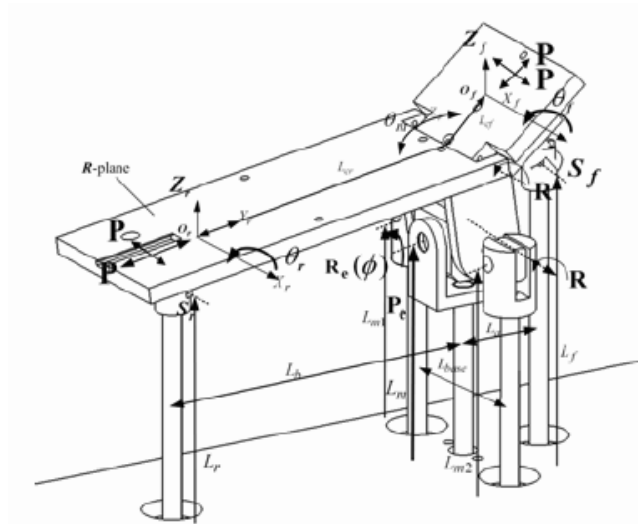
Ένας άλλος μηχανισμός τύπου τρίποδα προτείνεται από τους Liu κ.α στο [50], και περιγράφεται η κινηματική του. Η ρομποτική πλατφόρμα είναι τύπου 3-RSS/S με μια σταθερή κεντρική δοκό στο κέντρο που συνδέεται με την κινούμενη πλατφόρμα μέσω μιας S άρθρωσης. Οι κινήσεις παρέχονται στην πλατφόρμα μέσω των ενεργών R αρθρώσεων της βάσης. Ωστόσο θεωρούν ότι οι κινήσεις του ποδιού γύρω από τον αστράγαλο είναι καθαρές *pitch*, *roll* και *yaw* περιστροφές το οποίο δεν ανταποκρίνεται στο πραγματικό μοντέλο κίνησης του ποδιού που αναλύσαμε στο κεφάλαιο 2.6.

3.2.3 Μια αναδιαμορφώσιμη πλατφόρμα 4 β.ε

Οι Yoon και Ryu [96] πρότειναν μια συσκευή φυσιοθεραπείας του αστραγάλου βασισμένη σε ένα αναδιαμορφώσιμο (*reconfigurable*) παράλληλο ρομπότ. Είναι ένα 4 β.ε. παράλληλο ρομπότ με δύο κινούμενες πλατφόρμες (εικ. 3.4). Επιτρέπει όλες τις επιθυμητές κινήσεις του ποδιού σε σχέση με τον αστράγαλο, περιλαμβάνοντας και κινήσεις των δαχτύλων και της φτέρνας καθώς και τις συνηθισμένες περιστροφές του αστραγάλου. Αυτό επιτυγχάνεται με την σχετική κίνηση της εμπρός και πίσω πλατφόρμας του μηχανισμού καθώς και *pitch* και *roll* κινήσεις. Για την εκτέλεση

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

κάθε είδους κίνησης και ενδυνάμωσης, αναπτύχθηκε ένας ενοποιημένος βασισμένος σε θέση έλεγχος εμπέδησης παίρνοντας υπ' όψιν την επιθυμητή θέση και ταχύτητα. Ωστόσο, αυτή η πλατφόρμα είναι αρκετά πολύπλοκη, βαριά, με δυσκολία στην κατασκευή και μεταφορά. Επίσης, οι καθαρές περιστροφές pitch και roll δεν ταιριάζουν ακριβώς στις περιστροφές του αστραγάλου όπως δείξαμε στο κεφ. 2.6.



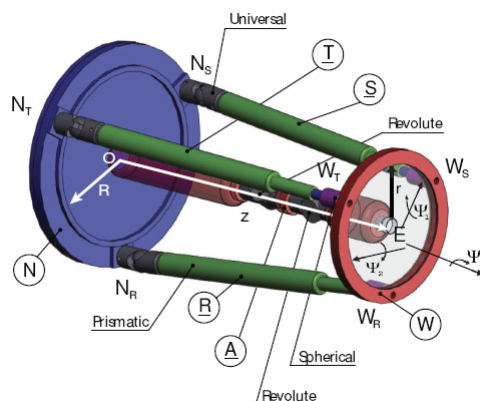
Σχήμα 3.4: Διπλή αναδιαμορφώσιμη πλατφόρμα με 4β.ε. [96].

3.2.4 Ρομπότ τύπου exoskeleton

Πρόσφατα, έχουν γίνει προσπάθειες ώστε να ληφθεί υπόψιν η κινηματική δομή των 2 αξόνων του αστραγάλου και να μειωθούν τα πλεονάζοντα κινηματικά χαρακτηριστικά των ρομπότ. Αυτοί οι φυσιοθεραπευτικοί μηχανισμοί του αστραγάλου έχουν βασιστεί κυρίως σε ρομπότ τύπου exoskeleton τα οποία μπορούν να φορεθούν γύρω από το πόδι. Δύο από αυτά περιγράφονται στην συνέχεια.

Οι Satici κ.α [73] προτείνουν μια παράλληλη ρομποτική πλατφόρμα τύπου- τρίποδα 3-UPS η οποία θα μπορεί να φορεθεί γύρω από το πόδι, και κινείται από 3 πρισματικούς ενεργοποιητές. Η πλατφόρμα έχει πλεονάζοντες β.ε. αλλά όταν έρθει σε επαφή με το πόδι μετατρέπεται σε πλατφόρμα 3-UPS/RR όπου το πόδι προστείνεται ως ένας RR κεντρικός βραχίονας (εικ. 3.5). Η πλατφόρμα προτείνεται για φυσιοθεραπεία και αναγνώριση της εμπέδησης του αστραγάλου. Ωστόσο, η πλατφόρμα αυτή έχει πλεονάζοντες ενεργοποιητές.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 3.5: Η πλατφόρμα 3-UPS/RR [73].

Επίσης, οι Roy κ.α [70] ανέπτυξαν στο MIT τον ρομποτικό μηχανισμό Anklebot με 2 ενεργούς β.ε και έναν παθητικό β.ε. Το Anklebot μπορεί να φορεθεί γύρω από το πόδι και προτείνεται για νευρο-φυσιοθεραπεία και εκτίμηση της δυσκαμψίας του αστραγάλου. Οι περιστροφές του ρομπότ όμως δεν εκτελούνται ακριβώς γύρω από τους άξονες του ποδιού που παρουσιάσαμε στο κεφάλαιο 2.

3.3 Μελέτη και σχεδίαση ενός ρομποτικού φυσιο-θεραπευτικού μηχανισμού

Η ανάλυση της κινηματικής του ποδιού τόσο σε θεωρητικό όσο και πειραματικό επίπεδο και η μελέτη των υπάρχοντων ρομποτικών μηχανισμών φυσιοθεραπείας του αστραγάλου μας δείχνουν ότι οι μηχανισμοί αυτοί είτε έχουν πλεονάζοντα κινηματικά χαρακτηριστικά είτε δεν ακολουθούν την κινηματική του ποδιού. Έτσι η ανάγκη για μια άλλη ρομποτική δομή που θα ταιριάζει με αυτήν του ποδιού, χωρίς πλεονάζοντα κινηματικά χαρακτηριστικά κρίνεται απαραίτητη. Αυτό μας οδήγησε να εξετάσουμε αρχικά 2 υπάρχοντες ρομποτικούς μηχανισμούς (Agile-Eye και 3-RPS) και να καταλήξουμε στην αρχιτεκτονική ενός νέου υβριδικού σειριακού-παράλληλου ρομποτικού μηχανισμού με 2 βαθμούς ελευθερίας και προσαρμοζόμενα μήκη για κατάλληλο ταίριασμα με την θέση των αξόνων του ποδιού του κάθε ασθενούς.

3.3.1 1ος υποψήφιος μηχανισμός: Agile-Eye

Στόχος μας ήταν η επιλογή ενός μηχανισμού με όσο το δυνατόν λιγότερους ενεργοποιητές και λιγότερους βαθμούς ελευθερίας. Αρχικά εξετάστηκε ο μηχανισμός Agile-Eye [26, 27]. Το Agile-Eye (εικ. 3.6) αποτελεί ειδική κατηγορία της κλάσης των σφαιρικών παράλληλων ρομπότ με 3 β.ε. Περιλαμβάνει μια βάση και μια κινούμενη πλατφόρμα που περιστρέφεται γύρω από το κοινό σημείο τομής των περιστροφικών αρθρώσεων αλλά και των τριών αξόνων των κινητήρων του ρομπότ, έχοντας έτσι 3 περιστροφικούς βαθμούς ελευθερίας. Μπορεί να αναπτύξει μεγάλες ταχύτητες περιστροφής και έχει μεγάλο εύρος περιστροφών.

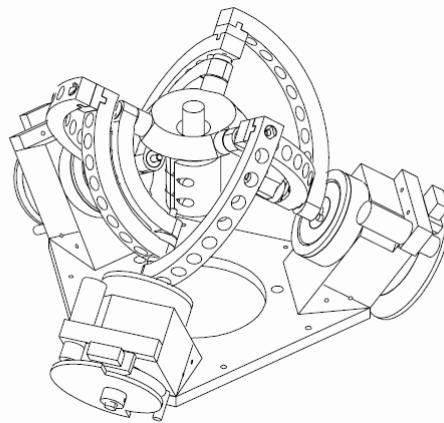
Η αντίστροφη κινηματική του Agile-Eye δίνεται από τις παρακάτω σχέσεις:

$$\tan \theta_1 = \frac{c_2 s_3}{s_1 s_2 s_3 - c_1 c_3}, \quad (3.1)$$

$$\tan \theta_2 = -\frac{s_1 c_2}{c_1 c_2}, \quad (3.2)$$

$$\tan \theta_3 = -\frac{c_1 s_2 c_3 - s_1 s_3}{c_2 c_3}, \quad (3.3)$$

όπου θ_i οι γωνίες των κινητήρων και $c_i = \cos(\phi_i)$, $s_i = \sin(\phi_i)$ ενώ ϕ_i για $i=1,2,3$ είναι οι γωνίες Euler προσανατολισμού της πλατφόρμας. Η εξέταση του Agile-Eye



Σχήμα 3.6: Το παράλληλο ρομπότ Agile-Eye με 3 περιστροφικούς βαθμούς ελευθερίας.

σαν φυσιοθεραπευτικού μηχανισμού έδειξε τα παρακάτω πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα.

Πλεονεκτήματα του μηχανισμού:

- 3 περιστροφικοί βαθμοί ελευθερίας.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

- Ανάπτυξη μεγάλων ταχυτήτων.
- Μεγάλος χώρος εργασίας.

Μειονεκτήματα του μηχανισμού:

- Οι άξονες του ποδιού δεν τέμνονται ακριβώς στο ίδιο σημείο.
- Χρειάζεται ευθυγράμμιση.
- Είναι ευαίσθητος σε μετακινήσεις.

Παρόλα τα πλεονεκτήματα του Agile-Eye, τα μειονεκτήματα είναι αρκετά ισχυρά για να τον απορρίψουμε σαν υποψήφιο φυσιοθεραπευτικό μηχανισμό του αστραγάλου (Syrseloudis και Emiris [84]), και να αναζητήσουμε ένα πιο κατάλληλο ρομπότ.

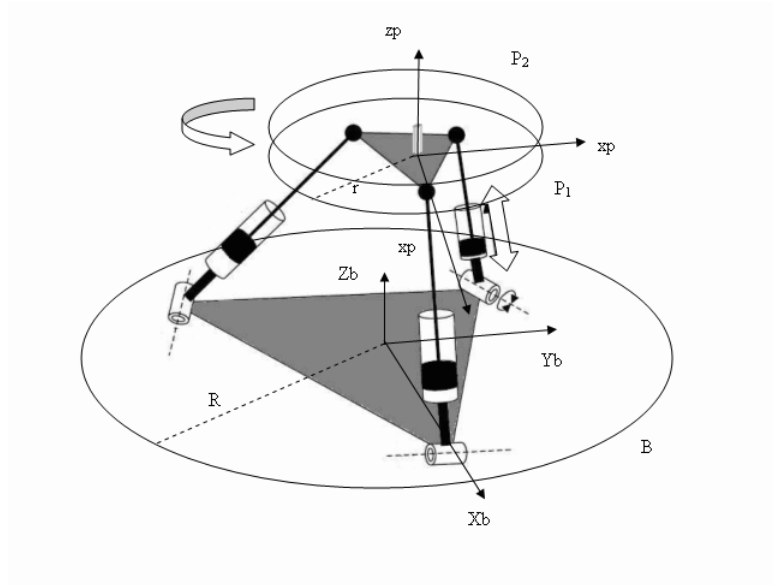
3.3.2 2ος υποψήφιος μηχανισμός: Τρίποδας με 4 β.ε (3RPS/R)

Στην συνέχεια εξετάσαμε ένα παραλληλο ρομπότ με δομή τρίποδα 3-RPS. Η κινηματική του τρίποδα αυτού έχει μελετηθεί από τους Lee και Shah στο [48]. Ο τρίποδας συνδέεται στην βάση με τρεις R (περιστροφικές) αρθρώσεις, με την πλατφόρμα με τρεις S (σφαιρικές) αρθρώσεις ενώ η κίνηση παρέχεται από τρεις P (πρισματικές) αρθρώσεις, ενώ έχει 2 περιστροφικούς βαθμούς ελευθερίας (pitch, roll) και έναν γραμμικό (z). Περιστροφή γύρω από τον z άξονα (yaw) δεν επιτρέπεται. Όπως έχουμε δείξει στο κεφάλαιο της μελέτης του ποδιού η τιμή της yaw γωνίας είναι σημαντική στο πόδι λόγω του διαγώνιου προσανατολισμού του STJ. Για τον σκοπό αυτό έχουμε προσθέσει έναν επιπλέον άξονα περιστροφής (εικ. 3.7) επάνω στην κινούμενη πλατφόρμα P_1 που δίνει ικανότητα περιστροφής στην πλατφόρμα P_2 σε σχέση με την P_1 (Syrseloudis κ.α. [84]).

Η αντίστροφη κινηματική αφορά στον υπολογισμό των μηκών l_i όταν δίνονται ο προσανατολισμός και η μετατόπιση της πλατφόρμας. Έστω α και ϕ οι δύο ανεξάρτητες γωνίες προσανατολισμού της πλατφόρμας, τότε ο πίνακας προσανατολισμού είναι:

$$R = \begin{bmatrix} k_x^2 + k_y^2 C\phi & k_x k_y (1 - C\phi) & k_y S\phi \\ k_x k_y (1 - C\phi) & k_x^2 + k_y^2 C\phi & -k_x S\phi \\ -k_y S\phi & k_x S\phi & C\phi \end{bmatrix}, \quad (3.4)$$

όπου $C\phi = \cos(\phi)$, $S\phi = \sin(\phi)$, $C\alpha = \cos(\alpha)$, $S\alpha = \sin(\alpha)$, $k_x = C\alpha$, $k_y = S\alpha$. Εάν $O_p = [x_c, y_c, z_c]^T$ είναι το κέντρο της κινούμενης πλατφόρμας και $A_i = [x_{A_i}, y_{A_i}, z_{A_i}]$



Σχήμα 3.7: Τρίποδας (3RPS) με έναν επιπλέον άξονα περιστροφής στην κινούμενη πλατφόρμα.

οι συντεταγμένες των αρθρώσεων που ανήκουν στην πλατφόρμα σε σχέση με το σύστημα συντεταγμένων της κινούμενης πλατφόρμας τότε τα μήκη των βραχιόνων υπολογίζονται από την σχέση:

$$l_i^2 = \| R \cdot A_i - B_i + O_p \|^2, \quad (3.5)$$

όπου $i = 1, 2, 3$ και $\| \cdot \|$ η Ευκλείδεια νόρμα. Για δεδομένες γωνίες α, ϕ οι εξαρτημένες συντεταγμένες x_c, y_c του κέντρου της κινούμενης πλατφόρμας σε σχέση με την βάση δίνονται από τις σχέσεις:

$$x_c = \frac{1}{2}r(1 - C\phi)C2\alpha, \quad (3.6)$$

$$y_c = -\frac{1}{2}r(1 - C\phi)S2\alpha. \quad (3.7)$$

Όπως έχουμε δείξει στο κεφάλαιο 2, οι συντεταγμένες ενός σημείου στο πέλμα του ποδιού P_f είναι συναρτήσεις των δύο γωνιών θ_{ie}, θ_{dp} . Οι κινήσεις του τρίποδα ελέγχονται από τις γωνίες α, ϕ . Θα μπορούσε λοιπόν μετά από κατάλληλη επιλογή των α, ϕ και r να ορίζουμε τα x_c, y_c από τις εξισώσεις 3.6, 3.7 έτσι ώστε οι x, y συντεταγμένες ενός σημείου του ποδιού κάτω από τον αστράγαλο και επάνω στο πέλμα, να είναι ισοδύναμες με τις συντεταγμένες του κέντρου της πλατφόρμας αφού το σημείο αυτό ελέγχεται από το ρομπότ. Η τοποθέτηση του ρομπότ στον άξονα z είναι ελεύθερη [48].

Με τον τρόπο αυτό ο τρίποδας με έναν επιπλέον άξονα περιστροφής στην κινούμενη πλατφόρμα φαίνεται να μπορεί να παρακολουθήσει κατά κάποιον τρόπο τις κινήσεις του ποδιού. Εξετάζοντας λεπτομερέστερα τις εξισώσεις 3.6 και 3.7, βλέπουμε ότι για όλες τις γωνίες α η πλατφόρμα διαγράφει κύκλους ακτίνας $\frac{1}{2}r(1 - C\phi)$. Επίσης, διαιρώντας τις δύο εξισώσεις οι συντεταγμένες του κέντρου της πλατφόρμας διαγράφουν τις τροχιές: $y_c = \tan(2\alpha)x_c$. Βλέπουμε ότι στην υπάρχουσα μορφή οι τροχιές που διαγράφει το κέντρο της πλατφόρμας δεν συμφωνούν ακριβώς με αυτές του ποδιού. Βασική ιδέα ήταν να δοθεί μηχανική προσαρμογή μεταβάλλοντας μηχανικά κάποια κορυφή των αρθρώσεων της βάσης ή της πλατφόρμας, επιτρέποντας έτσι τις τροχιές να ταιριάζουν με αυτές του ποδιού. Η απλοποιημένη μορφή της κινηματικής του τρίποδα βασίζεται στην συμμετρία των ισόπλευρων τριγώνων γιατί οι αρθρώσεις βρίσκονται στις κορυφές ενός ισόπλευρου τριγώνου στην βάση όπως και στην κινούμενη πλατφόρμα. Στην προσπάθεια μας να δώσουμε προσαρμοστικότητα μεταβάλλοντας μηχανικά αυτές τις κορυφές η κινηματική του τρίποδα γίνεται ιδιαίτερα πολύπλοκη. Μειονέκτημα λοιπόν είναι η απουσία μηχανικής προσαρμοσιμότητας. Για το λόγο αυτό εγκαταλείψαμε την ιδέα της χρήσης του ως φυσιοθεραπευτικού μηχανισμού του αστραγάλου.

3.3.3 Ηβριδική σειριακή-παράλληλη ρομποτική πλατφόρμα με 2 β.ε.

Μετά την μελέτη της κινηματικής του ποδιού καθώς και των υπάρχοντων μηχανισμών φυσιοθεραπείας που αναλύσαμε προηγουμένως καταλήξαμε τελικά στην σχεδίαση μιας καινούριας ρομποτικής πλατφόρμας 2 βαθμών ελευθερίας και με υβριδική σειριακή-παράλληλη δομή έτσι ώστε οι κινήσεις της να συμφωνούν ακριβώς με αυτές του ποδιού γύρω από τον αστράγαλο. Η προτεινόμενη σχεδίαση μας, δίνει έμφαση στα εξής χαρακτηριστικά:

- Προσαρμοστικότητα στα χαρακτηριστικά του κάθε ποδιού.
- Απλότητα, έτσι ώστε να έχει τον ελάχιστο αριθμό ενεργοποιητών οδηγώντας σε μικρό μέγεθος, βάρος και κόστος κατασκευής και συντήρησης.
- Μηχανική προσαρμοστικότητα και συναρμολογησιμότητα για εύκολη μεταφορά και αποσυναρμολόγηση.

- Ασφάλεια σε σχέση με ανεπίτρεπτες κινήσεις του ποδιού που μπορούν να προκαλέσουν επιπλέον τραυματισμούς στον ασθενή.

Για την καλύτερη εξάσκηση του αστραγάλου απαίτησή μας είναι ο ασθενής να είναι καθισμένος σε έναν πάγκο με την γάμπα κατακόρυφα σταθερή ώστε να περιτρέφεται μόνο το πόδι γύρω από τον αστράγαλο. Επίσης, οι κινήσεις θα πρέπει να είναι συμβατές με τις κινήσεις του ποδιού ώστε να μην τραυματίζει τον ασθενή. Περιστασιακή φόρτιση της συσκευής εάν πατήσει ο ασθενής επάνω στην συσκευή θα προκαλεί επιπλέον δυνάμεις πέραν των ροπών περιστροφής γι' αυτό ο σχεδιασμός όσον αφορά δυνάμεις-ροπές θα πρέπει να είναι υπερτιμημένος. Οι λόγοι που περιγράφηκαν παραπάνω, κάνουν ένα συμβατικό σειριακό ρομπότ ακατάλληλο και ένα συμβατικό παράλληλο ρομπότ πλεονάζων και υπερμεγέθους. Έτσι θα πρέπει να αναζητηθεί μια νέα ρομποτική δομή με ειδική σχεδίαση για το πόδι.

Μετά από αναζήτηση στην περιοχή της εμβιομηχανικής σχετικά με μελέτες της δομής και κινηματικής του ποδιού υιοθετήσαμε το κινηματικό μοντέλο των 2-αξόνων [20, 91] το οποίο μας οδήγησε σε ρομποτική πλατφόρμα με τον ελάχιστο αριθμό των 2 β.ε. Για την κάλυψη των επιπλέον δομικών χαρακτηριστικών του κάθε ποδιού προστέθηκαν στην πλατφόρμα μηχανικά προσαρμοστικά χαρακτηριστικά.

Οι παραπάνω απαιτήσεις οδήγησαν σε μια νέα αρχιτεκτονική υβριδικής σειριακής-παράλληλης πλατφόρμας η οποία θα εκτελεί ασκήσεις φυσιοθεραπείας του αστραγάλου και θα περιέχει τα παραπάνω χαρακτηριστικά. Το νέο ρομπότ αποτελείται από μια παθητική σειριακή κινηματική αλυσίδα με δύο μηχανικά προσαρμοζόμενα μήκη και μια παράλληλη που αποτελείται από δύο πρισματικούς ενεργοποιητές που προσδίδουν την κίνηση στην πλατφόρμα. Σκοπός είναι η πλατφόρμα να παρακολουθεί τις κινήσεις του ποδιού γύρω από τον αστράγαλο χωρίς να έχει πλεονάζοντα κινηματικά χαρακτηριστικά. Αυτό επιτυγχάνεται με την βοήθεια δύο βιδών με τις οποίες γίνεται μηχανική προσαρμογή στις θέσεις των αξόνων του κάθε ποδιού. Η μηχανική αυτή ιδιότητα οδήγησε στην εξάλειψη των πλεοναζόντων ενεργοποιητών.

Η προτεινόμενη αρχιτεκτονική συνδυάζει τα χαρακτηριστικά των σειριακών και παράλληλων ρομπότ με τέτοιο τρόπο ώστε η παθητική σειριακή κινηματική αλυσίδα να δημιουργεί τους περιορισμούς στις κινήσεις. Η παράλληλη παρέχει τις κινήσεις και δέχεται το κύριο φορτίο προσδίδοντας τα πλεονεκτήματα των παράλληλων ρομπότ που είναι η στιβαρότητα, η καλή ικανότητα χειρισμού, η ικανότητα χειρισμού μεγάλων φορτίων και ο καλός λόγος φορτίου προς βάρος. Οι προηγούμενες

αρχιτεκτονικές χρησιμοποιούσαν κυρίως την θεώρηση του αστραγάλου ως σφαιρικής άρθρωσης (π.χ. Dai κ.α.,[39]). Αυτή η προσέγγιση περιέχει μαζί με τις ροπές ασκήσεων και ροπές που μπορούν να προκαλέσουν και ατυχήματα δημιουργώντας πρόβλημα στον ασθενή. Στην προτεινόμενη πλατφόρμα οι άξονες περιστροφής προσαρμόζονται με τους άξονες του αστραγάλου αποκλείοντας έτσι τις ανεπιθύμητες ροπές. Έτσι οι καταλληλότερες συσκευές φαίνεται ότι είναι μια πλατφόρμα Stewart και η προτεινόμενη υβριδική σειριακή-παράλληλη πλατφόρμα.

Τα πλεονεκτήματα της συσκευής είναι: ασφαλέστερη λειτουργία, μικρότεροι και δύο αντί για έξι κινητήρες. Αυτό έχει ως συνέπεια το μειωμένο κόστος, βάρος και απλότητα. Σε σύγκριση με δυνατότητα προσαρμογής στο λογισμικό της πλατφόρμας Stewart, η κύρια διαφορά είναι η μηχανική προσαρμογή πριν την έναρξη των ασκήσεων. Η υβριδική σειριακή-παράλληλη πλατφόρμα είναι πιο ασφαλής από την περίπτωση της λάθους εισαγωγής παραμέτρων στο λογισμικό που θα μπορούσε να οδηγήσει σε ανεπιθύμητες κινήσεις.

Η υβριδική σειριακή-παράλληλη πλατφόρμα έχει τον ελάχιστο αριθμό κινητήρων και επομένως μικρότερο ελεγκτή μειώνοντας το κόστος κατασκευής. Η παθητική σειριακή αλυσίδα δημιουργεί τους περιορισμούς στην παράλληλη ώστε να κινείται ακριβώς όπως το πόδι και με μηχανική προσαρμογή στο πόδι του ασθενούς πριν την έναρξη των ασκήσεων. Έτσι αποφεύγεται πολύπλοκο λογισμικό σχεδιασμού καθηκόντων και τροχιών και το λογισμικό ελέγχου είναι πιο απλό. Επιπλέον είναι πιο ασφαλής από την πλατφόρμα Stewart η οποία μπορεί να προκαλέσει ανεπιθύμητες κινήσεις. Λόγω της απλότητας και του μικρότερου βάρους θα μπορεί να μετακινηθεί σε απομακρυσμένες περιοχές.

Στη συνέχεια θα παρουσιαστεί η αρχιτεκτονική και ο παραμετρικός σχεδιασμός της υβριδικής σειριακής-παράλληλης πλατφόρμας που βασίστηκε στην ανάλυση των κινηματικών παραμέτρων του ποδιού προηγούμενου κεφαλαίου. Επιπλέον, έχουν γίνει επιπρόσθετες μετρήσεις σε σημεία που ορίζουν τις θέσεις των αξόνων του ποδιού για την συμπλήρωση των απαιτήσεων σχεδιασμού. Οι μετρήσεις αυτές ορίζουν τα όρια στα προσαρμοζόμενα μήκη της σειριακής αλυσίδας.

Αρχιτεκτονική και κινηματική της πλατφόρμας

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφεται η αρχιτεκτονική της προτεινόμενης σειριακής-παράλληλης ρομποτικής πλατφόρμας (εικ. 3.8) και αναλύονται τα κινηματικά χαρα-

κτηριστικά της (Syrseloudis κ.α. [85]). Το ρομπότ αποτελείται από μια πλατφόρμα βάσης και μια κινούμενη πλατφόρμα όπως στα περισσότερα παράλληλα ρομπότ. Επάνω στην κινούμενη πλατφόρμα τοποθετείται το πόδι του ασθενούς. Μια κατακόρυφη δοκός συνδέει την βάση του ρομπότ και την κινούμενη πλατφόρμα, μέσω μιας παθητικής σειριακής κινηματικής αλυσίδας. Η σειριακή κινηματική αλυσίδα έχει δομή 2 αξόνων, όμοια με αυτήν της άρθρωσης του αστραγάλου και παρέχει τους περιορισμούς στις κινήσεις. Αποτελείται από μια περιστροφική και μια κυλινδρική άρθρωση για να υποστηρίξει τις περιστροφές γύρω από τους δύο κύριους άξονες του αστραγάλου. Η R_1 είναι μια περιστροφική άρθρωση η οποία είναι συγγραμμική με τον Upper Ankle Joint (UAJ) και η C_2 είναι μια κυλινδρική άρθρωση η οποία είναι συγγραμμική με τον Subtalar Joint (STJ) του ποδιού. Η σειριακή αλυσίδα συνδέεται με την κινούμενη πλατφόρμα και έχει δύο ρυθμιστικές βίδες έτσι ώστε τα αντίστοιχα μήκη D_1 , D_2 να προσαρμόζονται σύμφωνα με τις θέσεις των αξόνων του αστραγάλου του κάθε ασθενούς. Η παράλληλη κινηματική αλυσίδα αποτελείται από δύο πρισματικούς ενεργοποιητές (P-Joints) οι οποίοι συνδέονται με την κινούμενη πλατφόρμα μέσω δύο σφαιρικών αρθρώσεων (S-Joints στα σημεία A_1 , A_2) και με την βάση μέσω δύο universal joints (U-Joints στα σημεία B_1 , B_2).

Η κινητικότητα (mobility) συσχετίζει το πλήθος των βαθμών ελευθερίας της πλατφόρμας με το πλήθος των συνδέσμων και το είδος των αρθρώσεων και εξετάζεται με την εφαρμογή του τύπου του *Grübler* [60]. Έτσι, το πλήθος των βαθμών ελευθερίας N της πλατφόρμας δίνεται από την σχέση:

$$N = 6(n - j - 1) + \sum f_i = 6(8 - 9 - 1) + 14 = 2, \quad (3.8)$$

όπου το n παριστά τον συνολικό αριθμό των στερεών σωμάτων του μηχανισμού μαζί με την βάση, j είναι ο συνολικός αριθμός των αρθρώσεων, και f_i είναι ο αριθμός των βαθμών ελευθερίας της άρθρωσης i .

Για τον προσδιορισμό των κινηματικών εξισώσεων της πλατφόρμας, αρχικά αναθέτουμε το σύστημα συντεταγμένων της βάσης $O_b x_b y_b z_b$ στην σταθερή βάση και το κινούμενο σύστημα $O_p x_p y_p z_p$ στην κινούμενη πλατφόρμα όπως στην εικόνα 3.8. Τα δύο συστήματα είναι παράλληλα όταν η κινούμενη πλατφόρμα είναι στην μηδενική θέση. Λόγω της ύπαρξης της σειριακής κινηματικής αλυσίδας, είναι χρήσιμο να εφαρμόσουμε την μέθοδο Denavit-Hartenberg [32] για την τοποθέτηση των σχετικών πλαισίων συντεταγμένων σε αυτήν και την περιγραφή του μετασχηματισμού των σημείων της πλατφόρμας ως προς την βάση. Επομένως, ο συνολικός πίνακας

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

ομογενούς μετασχηματισμού που απαιτείται για το προσδιορισμό της κινηματικής της πλατφόρμας θα δίνεται από την εξίσωση 3.9. Το $O_o x_o y_o z_o$ είναι το σύστημα της βάσης της σειριακής αλυσίδας και τοποθετείται αυθαίρετα στην δοκό με τον άξονα z_o συγγραμμικό με τον $U A J$ άξονα, και x_o συγγραμμικό με τον z_b , όπως δείχνει η εικόνα 3.8. Η αρχή O_2 του $O_2 x_2 y_2 z_2$ είναι το O_p του πλαισίου της πλατφόρμας και ο άξονας z_2 είναι παράλληλος με τον z_1 (C_1). Ο συνολικός πίνακας ομογενούς μετασχηματισμού T δίνεται από τον πολλαπλασιασμό:

$$T = T_b T_0^1 T_1^2 T_r, \quad (3.9)$$

όπου T_b είναι σταθερός πίνακας που ορίζει τον σχετικό μετασχηματισμό του πλαισίου $O_o x_o y_o z_o$ στο πλαίσιο βάσης $O_b x_b y_b z_b$. Τα σημεία στην πλατφόρμα πρέπει να πολλαπλασιαστούν με έναν επιπλέον πίνακα περιστροφής T_r έτσι ώστε να μετασχηματιστούν στο τελευταίο πλαίσιο D-H της σειριακής αλυσίδας. Οι D-H παράμετροι μπορούν να υπολογιστούν στον H/Y ελέγχου με δεδομένα την θέση και τον προσανατολισμό των δύο αξόνων, με την μέθοδο που θα περιγραφεί παρακάτω στο κεφάλαιο 4.2.5. Συνεπώς η αντίστροφη κινηματική του ρομπότ περιγράφεται από τις επόμενες δύο εξισώσεις:

$$L_1^2 = \|B_1 A_1\|^2 = \|T \cdot A_1 - B_1\|^2, \quad (3.10)$$

$$L_2^2 = \|B_2 A_2\|^2 = \|T \cdot A_2 - B_2\|^2, \quad (3.11)$$

όπου L_1, L_2 είναι τα μήκη των ενεργών συνδέσμων, και $\|\cdot\|$ η Ευκλείδεια νόρμα.

Είναι γνωστό ότι ο προσδιορισμός της κινηματικής Ιακωβιανής παίζει σπουδαίο ρόλο στην μελέτη και τον σχεδιασμό των ρομπότ. Η Ιακωβιανή εμφανίζεται στις εξισώσεις που περιγράφουν την σχέση μεταξύ των ταχυτήτων, επιταχύνσεων και δυνάμεων του τελικού στοιχείου και των ενεργών αρθρώσεων. Επίσης, χρησιμοποιείται για τον εντοπισμό των ιδιόμορφων θέσεων (singular configurations). Στην περίπτωση της υβριδικής σειριακής-παράλληλης ρομποτικής πλατφόρμας οι ταχύτητες της πλατφόρμας και των αρθρώσεων συνδέονται με την εξίσωση:

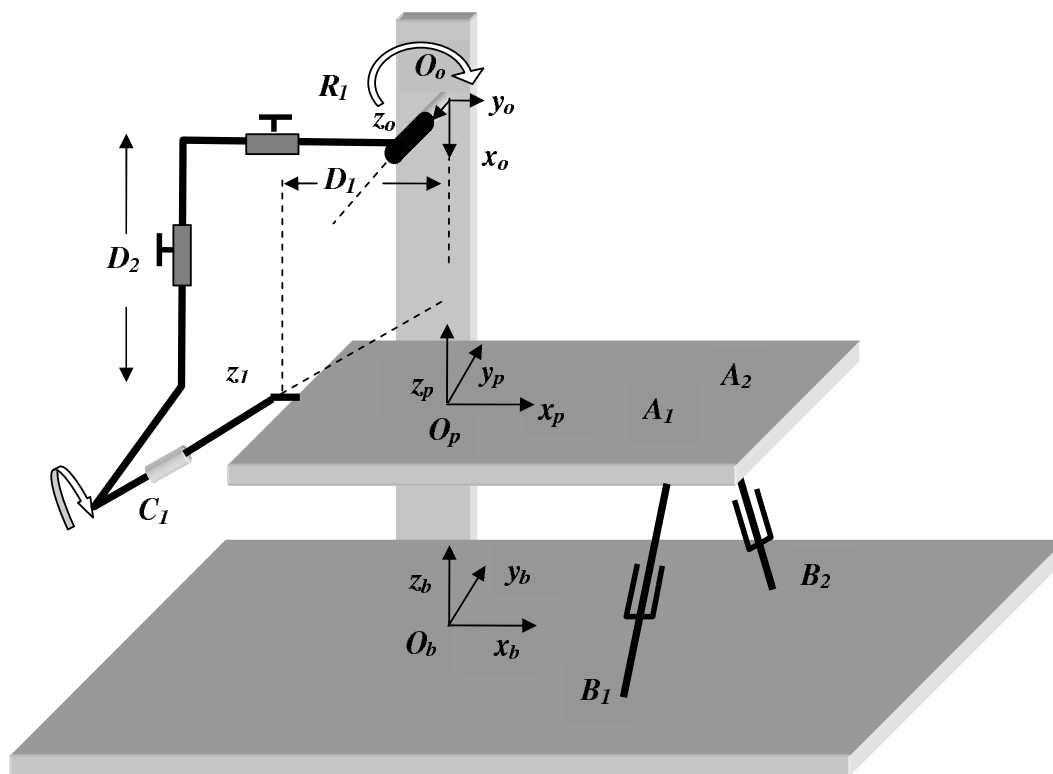
$$[\dot{L}_1 \ \dot{L}_2]^T = J^{-1} [v_x \ v_y \ v_z \ \omega_x \ \omega_y \ \omega_z]^T, \quad (3.12)$$

όπου \dot{L}_1, \dot{L}_2 είναι οι γραμμικές ταχύτητες των ενεργών πρισματικών αρθρώσεων, J^{-1} είναι η 2×6 αντίστροφη Ιακωβιανή, v_x, v_y, v_z είναι οι γραμμικές ταχύτητες και $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ οι γωνιακές ταχύτητες της πλατφόρμας. Να σημειωθεί εδώ, ότι ο όρος J^{-1} δεν

έχει την αυστηρή μαθηματική έννοια του αντιστρόφου τετραγωνικού πίνακα, αλλά δηλώνει την αντίστροφη διαφορική κινηματική που συνδέει τις διαφορικές μετατοπίσεις ανάμεσα στις ενεργές αρθρώσεις με αυτές της κινούμενης πλατφόρμας και στην περίπτωση των παράλληλων ρομπότ υπολογίζεται απευθείας. Ακολουθώντας την διαδικασία των κανονικοποιημένων διανυσμάτων *Plücker* για τον υπολογισμό της αντίστροφης Ιακωβιανής ενός γενικευμένου παράλληλου ρομπότ όπως περιγράφεται στο [60] παίρνουμε:

$$J^{-1} = \begin{bmatrix} n_1 & n_1 \times A_1 O_p \\ n_2 & n_2 \times A_2 O_p \end{bmatrix}, \quad (3.13)$$

όπου n_1, n_2 είναι τα μοναδιαία διανύσματα των $B_1 A_1, B_2 A_2$.



Σχήμα 3.8: Ηβριδική σειριακή-παράλληλη ρομποτική πλατφόρμα με 2 β.ε.

Μετάδοση ταχυτήτων και δυνάμεων

Όταν οι κινητήρες ενεργοποιούνται, οι ταχύτητες και οι δυνάμεις που αναπτύσσουν μεταφέρονται στην κινούμενη πλατφόρμα. Οι σχέσεις μεταξύ των ταχυτήτων-δυνάμεων των ενεργών αρθρώσεων που βρίσκονται οι κινητήρες και της κινούμενης

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

πλατφόρμας, εκφράζονται με τη βοήθεια της Ιακωβιανής και είναι εξαρτημένες από την κάθε θέση. Το διάνυσμα δυνάμεων-ροπών F της πλατφόρμας και το διάνυσμα δυνάμεων των κινητήρων τ σχετίζονται ως εξής:

$$F = J^{-T} \tau. \quad (3.14)$$

Επίσης η σχέση μεταξύ των γραμμικών ταχυτήτων \dot{L} των ενεργών αρθρώσεων και του διανύσματος \dot{X} των γραμμικών και γωνιακών ταχυτήτων της κινούμενης πλατφόρμας είναι:

$$\dot{L} = J^{-1} \dot{X}. \quad (3.15)$$

Δεδομένων των επιθυμητών ταχυτήτων καθώς και των δυνάμεων και ροπών τις οποίες πρέπει να πετυχαίνει η πλατφόρμα, οι μέγιστες τιμές των ταχυτήτων και δυνάμεων των κινητήρων πρέπει να υπολογιστούν στην φάση του σχεδιασμού. Θα χρησιμοποιήσουμε εδώ την κινητο-στατική ανάλυση των παράλληλων ρομποτών που προτείνουν οι Kim και Choi στο [42], όπου ο υπολογισμός των ορίων πλάτους δύναμης και ταχύτητας της πλατφόρμας ανάγεται σε πρόβλημα ιδιοτιμών. Ο λόγος που γίνεται αυτό είναι ότι με την μέθοδο αυτή επιτυγχάνεται αποσύζευξη του προβλήματος σχεδιασμού δυνάμεων σε δύο υποπροβλήματα γραμμικών δυνάμεων και ροπών και αποσύζευξη του προβλήματος σχεδιασμού ταχυτήτων σε δύο υποπροβλήματα γραμμικών και γωνιακών ταχυτήτων. Στην περίπτωση μας αυτό είναι απαραίτητο, γιατί ο σχεδιασμός έτσι μπορεί να γίνει μόνο με βάση τις ροπές και γωνιακές ταχύτητες που είναι διαθέσιμες στις προδιαγραφές του κεφαλαίου 2. Βασικό ρόλο στην ανάλυση αυτή θα παίξει ο πίνακας M , ο οποίος ορίζεται ως εξής:

$$M = J^{-T} J^{-1} = \begin{bmatrix} A & B \\ B^T & C \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

Οι γραμμικές δυνάμεις και ροπές έχουν διαφορετικές μονάδες και επομένως ο υπολογισμός των ορίων πρέπει να αποσυζευχθεί σε δύο υποπροβλήματα μεγιστοποίησης υπό περιορισμούς, ένα για τις δυνάμεις και ένα για τις ροπές.

Με χρήση του πίνακα M τα υποπροβλήματα βελτιστοποίησης μετατρέπονται σε δύο υποπροβλήματα ιδιοτιμών:

$$A \cdot f = a_f^2 \cdot f, \quad (3.17)$$

$$C \cdot m = a_m^2 \cdot m, \quad (3.18)$$

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

όπου A, C είναι οι 3×3 υποπίνακες του M και $f = [f_x \ f_y \ f_z]^T$, $m = [m_x \ m_y \ m_z]^T$ τα 3×1 διανύσματα των γραμμικών δυνάμεων και ροπών της κινούμενης πλατφόρμας αντίστοιχα. Από την εξίσωση 3.17, μπορεί να οριστεί ένα τριδιάστατο ελλειψοειδές μετάδοσης δυνάμεων του οποίου ο κύριος άξονας δίνεται από το f και η ακτίνα από το a_f . Με τον ίδιο τρόπο, η εξίσωση 3.18 ορίζει ένα ελλειψοειδές μετάδοσης ροπών με τον κύριο άξονα να ορίζεται από το m , και ακτίνα από το a_m . Τα όρια των δυνάμεων και των ροπών υπολογίζονται από τις ακόλουθες ανισότητες:

$$\frac{\|f\|}{a_{fmax}} \leq \|\tau\| \leq \frac{\|f\|}{a_{fmin}}, \quad (3.19)$$

$$\frac{\|m\|}{a_{mmax}} \leq \|\tau\| \leq \frac{\|m\|}{a_{mmin}}, \quad (3.20)$$

όπου $\|\cdot\|$ είναι η Ευκλείδεια νόρμα, a_{fmax} και a_{fmin} είναι οι τετραγωνικές ρίζες της μέγιστης και ελάχιστης ιδιοτιμής του A αντίστοιχα, και a_{mmax} και a_{mmin} είναι οι τετραγωνικές ρίζες της μέγιστης και ελάχιστης ιδιοτιμής του C αντίστοιχα. Στα παραπάνω, τ είναι το 2×1 διάνυσμα δυνάμεων των ενεργών αρθρώσεων κινητήρων.

Ακολουθώντας παρόμοια διαδικασία όπως στην μετάδοση των δυνάμεων, η ανάλυση της μετάδοσης ταχυτήτων μπορεί να αποσυσχευθεί σε δύο υποπροβλήματα, ένα για τις γραμμικές ν και ένα για τις γωνιακές ω ταχύτητες:

$$A \cdot \nu = a_\nu^2 \cdot \nu, \quad (3.21)$$

$$C \cdot \omega = a_\omega^2 \cdot \omega, \quad (3.22)$$

όπου A, C είναι οι 3×3 υποπίνακες του M και ν, ω είναι τα 3×1 διανύσματα των γραμμικών και γωνιακών ταχυτήτων της πλατφόρμας. Τα όρια των ταχυτήτων επομένως δίνονται από τις ανισότητες:

$$a_{\nu min} \|\nu\| \leq \|\dot{L}\| \leq a_{\nu max} \|\nu\|, \quad (3.23)$$

$$a_{\omega min} \|\omega\| \leq \|\dot{L}\| \leq a_{\omega max} \|\omega\|, \quad (3.24)$$

όπου $a_{\nu max}$ και $a_{\nu min}$ είναι οι τετραγωνικές ρίζες των μέγιστων και ελάχιστων ιδιοτιμών του A , και $a_{\omega max}$ και $a_{\omega min}$ είναι οι τετραγωνικές ρίζες των μέγιστων και ελάχιστων ιδιοτιμών του C . \dot{L} είναι το 2×1 διάνυσμα των γραμμικών ταχυτήτων που αναπτύσσονται από τις πρισματικές αρθρώσεις. Ο πίνακας M είναι εξαρτώμενος από την θέση του ρομπότ. Διακριτοποιώντας τον χώρο εργασίας του ρομπότ υπολογίζονται για κάθε θέση οι ιδιοτιμές του M , οπότε τα ολικά όρια των δυνάμεων-ροπών καθώς και των ταχυτήτων μπορούν να υπολογιστούν από τις ολικά μέγιστες και ελάχιστες ιδιοτιμές σε ολόκληρο τον χώρο εργασίας του ρομπότ.

Παραμετρικός σχεδιασμός της ρομποτικής πλατφόρμας

Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιαστεί ο παραμετρικός σχεδιασμός της προτεινόμενης υβριδικής σειριακής-παράλληλης πλατφόρμας (Syrseloudis κ.α. [85]). Ο σχεδιασμός αφορά τον υπολογισμό των γεωμετρικών χαρακτηριστικών του ρομπότ έτσι ώστε να ικανοποιούνται ορισμένα κριτήρια (Merlet [58, 60]). Τα κριτήρια αυτά είναι για παράδειγμα, ο χώρος εργασίας που καλύπτεται από το τελικό στοιχείο δράσης, οι επιθυμητες ταχύτητες και επιταχύνσεις, καθώς και η επίτευξη επιθυμητών δυνάμεων για χειρισμό επιθυμητών φορτίων. Βασισμένοι στην προηγούμενη περιγραφή, επιλέχθηκαν οι ακόλουθες τιμές για την αρχική διαστασιολόγηση της συσκευής:

- Κινούμενη πλατφόρμα: $0.40 \times 0.20m$ έτσι ώστε να μπορεί να δεχτεί τα περισσότερα μεγέθη ποδιών.
- Πλατφόρμα βάσης: $0.60 \times 0.40m$, για να μπορεί να στηρίζει την πλατφόρμα.
- Ο πρώτος άξονας z_o τοποθετείται $0.50m$ πάνω από την σταθερή βάση.
- Τα όρια στις περιστροφές των αξόνων της σειριακής αλυσίδας ορίζονται σύμφωνα με τις περιοχές των περιστροφών του ποδιού που περιγράφονται στο Nigg κ.α. [64] και Syrseloudis κ.α. [84] και είναι: $-40^\circ \leq z_o \leq 20^\circ$, και $-20^\circ \leq z_1 \leq 20^\circ$.
- Ο STJ άξονας, και επομένως ο z_1 έχει τον μέσο προσανατολισμό του ποδιού σύμφωνα με μετρήσεις των Isman-Inman [37] και σχηματίζει γωνία 23° με το $x_p z_p$ επίπεδο και γωνία 41° με το $x_p y_p$ επίπεδο.

Ο σχεδιασμός της πλατφόρμας θα βασιστεί κυρίως στις απαιτήσεις σχεδιασμού που προσδιορίζονται στο κεφάλαιο 2. Η δουλειά αυτή επεκτάθηκε για να καλύψει και την συγκεκριμένη πλατφόρμα με επιπρόσθετες μετρήσεις σε έναν αριθμό ποδιών. Οι συντεταγμένες συγκεκριμένων σημείων του ποδιού που ορίζουν τους άξονες της άρθρωσης του αστραγάλου (όπως φαίνονται στην εικόνα 2.5), έχουν μετρηθεί με τη χρήση μιας συσκευής μέτρησης συντεταγμένων 5-αξόνων Microscribe3D Digitizer (εικ. 4.10) [19].

Για τις πειραματικές μετρήσεις χρησιμοποιήθηκε το δεξί πόδι 19 ενήλικων ανθρώπων και των δύο φύλων στην όρθια θέση. Ο UAJ ορίζεται από τα σημεία P_3 (lateral malleolus) και P_4 (medial malleolus), ενώ ο STJ ορίζεται από τα P_6 (calcaneus



Σχήμα 3.9: Microscribe3D συσκευή μέτρησης συντεταγμένων.

point) και P_7 (navicular point) (εικ. 2.5). Για τον υπολογισμό των ορίων στις αποστάσεις D_1 τα σημεία P_3 , P_4 και P_6 προβλήθηκαν στο οριζόντιο επίπεδο. Η κατακόρυφη απόσταση του σημείου προβολής του P_6 από την γραμμή προβολής P_3P_4 ορίζει την απόσταση D_1 . Οι υπολογισθείσες τιμές του D_1 βρέθηκαν στην περιοχή:

$$0.035m \leq D_1 \leq 0.056m, \quad (3.25)$$

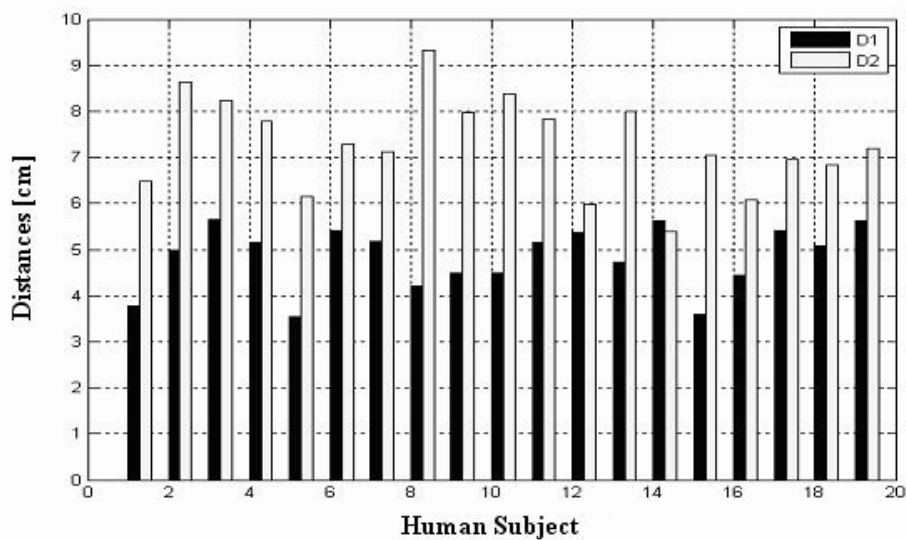
με μέση τιμή $0.0483m$ και τυπική απόκλιση $0.0068m$. Για το υπολογισμό της περιοχής της απόστασης D_2 , η μέση τιμή του ύψους των σημείων P_3 και P_4 από το οριζόντιο επίπεδο έχουν υπολογιστεί. Οι τιμές βρέθηκαν στην εξής περιοχή:

$$0.054m \leq D_2 \leq 0.093m, \quad (3.26)$$

με μέση τιμή $0.0729m$ και τυπική απόκλιση $0.0102m$. Η εικόνα 3.10 δείχνει γραφικά τις τιμές των υπολογισμένων αποστάσεων D_1 , D_2 ανά άνθρωπο.

Οι συντεταγμένες των σημείων A_1 , A_2 στο σύστημα συντεταγμένων της κινούμενης πλατφόρμας είναι $(0.15, -0.06, 0)$ και $(0.15, 0.06, 0)$. Η τοποθέτηση σε αυτές τις θέσεις έγινε για τον εξής λόγο: εάν τα σημεία είναι μακριά από τον άξονα περιστροφής τότε οι ενεργοποιητές θα ασκούν μικρότερες δυνάμεις αλλά μεγαλύτερες ταχύτητες. Αντίστροφα, εάν τα σημεία είναι κοντά στον άξονα περιστροφής τότε οι ενεργοποιητές εξασκούν μεγαλύτερες δυνάμεις και μικρότερες ταχύτητες. Επομένως, τα σημεία επιλέχθηκαν στο μέσον της κινούμενης πλατφόρμας για να υπάρχει ισοστάθμιση στις δυνάμεις και τις ταχύτητες που εξασκούνται από τους κινητήρες. Οι συντεταγμένες των σημείων B_1 , B_2 στη βάση έχουν ανατεθεί στις τιμές $(0.10, -0.15, 0)$

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 3.10: Αποστάσεις D_1 (μαύρες μπάρες), και D_2 (άσπρες μπάρες), μετρημένες σε 19 εθελοντές.

και $(0.10, 0.15, 0)$ αντίστοιχα, του συστήματος συντεταγμένων της βάσης. Οι μονάδες των συντεταγμένων είναι σε m . Όταν η πλατφόρμα κινείται σε όλη την περιοχή των περιστροφών των 2 αξόνων της παθητικής σειριακής αλυσίδας και οι παράμετροι D_1 , D_2 παίρνουν όλες τις τιμές μεταξύ των ορίων που ορίστηκαν παραπάνω, τα μήκη των πρισματικών αρθρώσεων θα βρίσκονται στην περιοχή:

$$0.31m \leq L_1, L_2 \leq 0.56m, \quad (3.27)$$

Έχοντας λοιπόν καθορίσει τις γεωμετρικές παραμέτρους του ρομπότ καθώς και τις επιθυμητές ταχύτητες και δυνάμεις της πλατφόρμας, οι ταχύτητες και δυνάμεις των κινητήρων μπορούν να υπολογιστούν. Οι τιμές αυτών των παραμέτρων μεταφέρονται στην πλατφόρμα και εξαρτώνται από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά, μέσω της Ιακωβιανής. Η πλατφόρμα πρέπει να χειρίζεται τιμές ροπών το πολύ $200Nm$ όπως περιγράφεται στο κεφάλαιο 2. Σύμφωνα με την εξίσωση (3.20) οι δυνάμεις πρέπει να είναι $675N$.

Παρόμοια για τον υπολογισμό των ορίων ταχυτήτων χρησιμοποιήθηκαν οι τιμές που περιγράφονται στο κεφάλαιο 2. Ένας αισθητήρας MTi χρησιμοποιήθηκε για την μέτρηση των γωνιακών ταχυτήτων του ποδιού διαφόρων ατόμων. Ο αισθητήρας δέθηκε στο πέλμα του ποδιού κάτω από τον αστράγαλο και μετρήθηκαν οι ταχύτητες στις εξής κινήσεις: dorsiflexion-plantarflexion, inversion-eversion και πλήρους περιστροφής του ποδιού. Η μέγιστη γωνιακή ταχύτητα ήταν $9.3rad/sec$ και επιλέ-

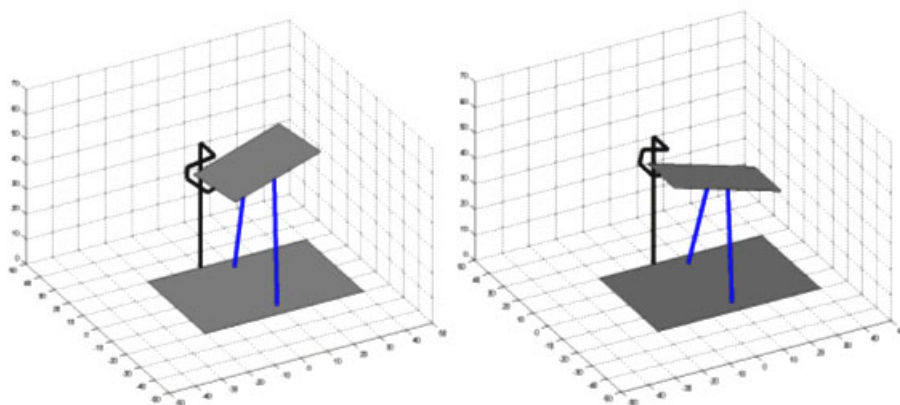
Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

χθηκε ως άνω όριο τα 10rad/sec . Σύμφωνα με την εξίσωση (3.24) οι κινητήρες πρέπει να πετυχαίνουν γραμμικές ταχύτητες τουλάχιστον 2.1m/sec για να πετύχουν το όριο των 10rad/sec .

Μετά τον παραμετρικό σχεδιασμό του ρομπότ που έχει ολοκληρωθεί, μπορεί να γίνει ο επιμέρους μηχανολογικός σχεδιασμός και η σχεδίαση και κατασκευή των διαφόρων τμημάτων. Επίσης, από τον υπολογισμό των ορίων ταχυτήτων-δυνάμεων των πρισματικών αρθρώσεων μπορεί να γίνει η επιλογή των πραγματικών κινητήρων που θα παρέχουν την κίνηση στην πλατφόρμα.

Αποτίμηση του παραμετρικού σχεδιασμού

Στην συνέχεια θα κάνουμε αποτίμηση του παραμετρικού σχεδιασμού του ρομπότ που έγινε προηγουμένως. Για καλύτερη μελέτη και εποπτεία των κινήσεων του ρομπότ, αναπτύχθηκε αρχικά λογισμικό εξομοίωσης σε Matlab GUI που εξομοιώνει την κινηματική της πλατφόρμας. Η εξομοίωση έδειξε ότι οι κινήσεις πραγματικά συμφωνούν με αυτές του ποδιού γιατί οι άξονες του ρομπότ προσαρμόζονται με τις θέσεις των αξόνων του ποδιού. Η πλατφόρμα σε δύο διαφορετικές θέσεις φαίνεται στην εικόνα 3.11.

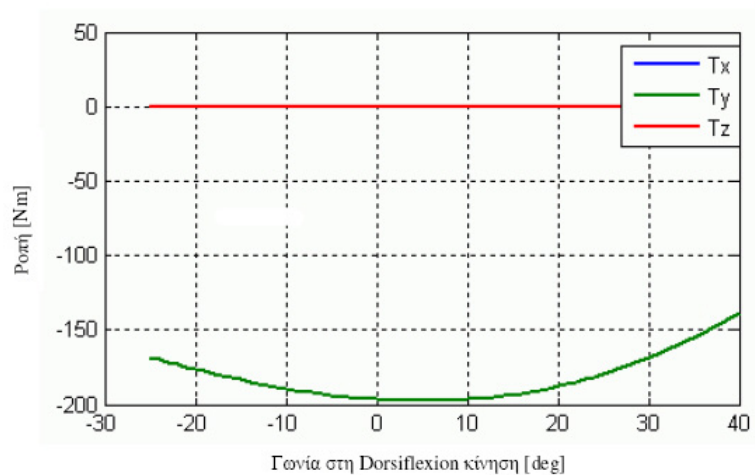


Σχήμα 3.11: Το ρομπότ σε 2 διαφορετικές θέσεις.

Στη συνέχεια η μετάδοση δυνάμεων από τους κινητήρες στην πλατφόρμα δείχνεται γραφικά σύμφωνα με την εξίσωση (3.14). Έχουμε υποθέσει ότι οι κινητήρες ασκούν την μέγιστη γραμμική δύναμη των 675N παράγοντας μια πλήρη dorsiflexion περιστροφή. Το διάνυσμα των ροπών της κινούμενης πλατφόρμας σε σχέση με την dorsiflexion γωνία φαίνεται στην εικόνα (3.12), όπου οι μονάδες των ροπών είναι σε

Nm.

Σε επόμενο βήμα, θεωρήσαμε ότι οι κινητήρες ασκούν την μέγιστη τιμή τους 675N εκτελώντας μια πλήρη eversion περιστροφή. Το διάνυσμα των ροπών της κινούμενης πλατφόρμας σε σχέση με την eversion γωνία απεικονίζεται στην εικόνα (3.13). Οι μονάδες είναι ίδιες με πριν. Είναι εμφανές ότι οι ροπές είναι μικρότερες από 200Nm ικανοποιώντας τις απαιτήσεις σχεδιασμού.



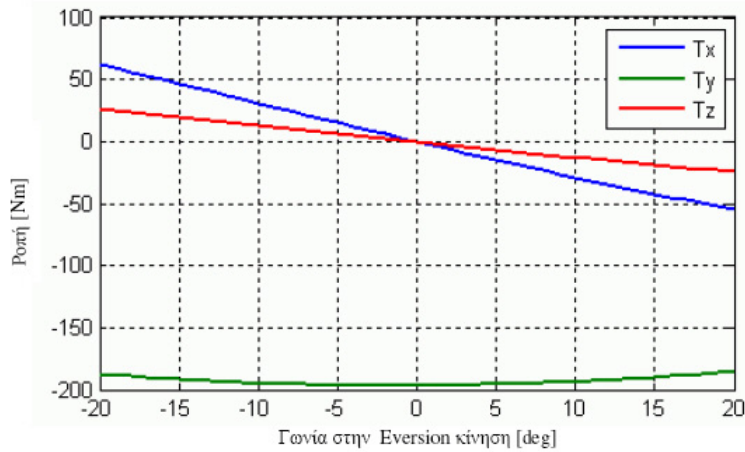
Σχήμα 3.12: Οι ροπές της πλατφόρμας σε καθαρή dorsiflexion περιστροφή.

Στη συνέχεια η μετάδοση ταχυτήτων από τους κινητήρες στην πλατφόρμα δείχνεται γραφικά σύμφωνα με την εξίσωση (3.15). Για την μελέτη της μετάδοσης των ταχυτήτων στο ρομπότ, η πλατφόρμα περιστράφηκε με την μέγιστη γωνιακή ταχύτητα των 10rad/sec εκτελώντας μια πλήρη dorsiflexion κίνηση. Οι γραμμικές ταχύτητες των κινητήρων σε σχέση με την dorsiflexion γωνία δείχνονται γραφικά στις εικόνες 3.14, 3.15 αντίστοιχα. Ο κινητήρας-ενεργοποιητής 1 αναφέρεται στο B_1A_1 και ο κινητήρας-ενεργοποιητής 2 αναφέρεται στο B_2A_2 .

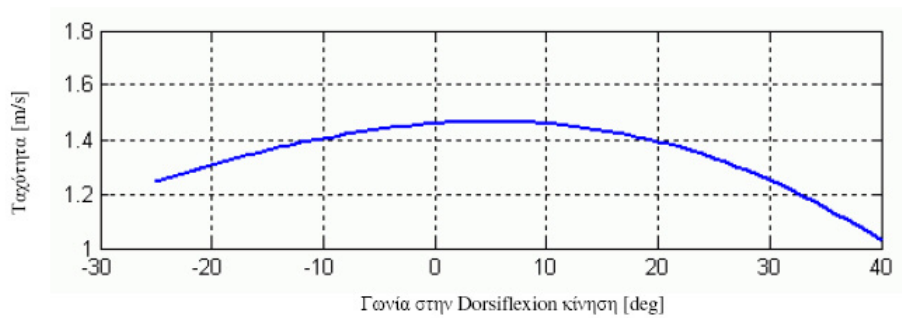
Παρόμοια, η πλατφόρμα θεωρήθηκε ότι περιστράφηκε με την ίδια μέγιστη γωνιακή ταχύτητα, αλλά σε μια πλήρη eversion περιστροφή. Οι αντίστοιχες γραμμικές ταχύτητες των κινητήρων σε σχέση με την eversion γωνία δείχνονται στις εικόνες 3.16, 3.17. Οι γραμμικές ταχύτητες εκφράζονται σε m/sec και οι γωνιακές ταχύτητες σε rad/sec. Όπως φαίνεται οι ταχύτητες είναι μικρότερες από τις μέγιστες επιθυμητές 2.1m/sec που μπορούν να αναπτύξουν οι κινητήρες σύμφωνα με τον σχεδιασμό.

Η εξομοίωση δείχνει ότι το ρομπότ μπορεί να ακολουθήσει τις κινήσεις του ποδιού. Τέλος, η γραφική αναπαράσταση των δυνάμεων-ροπών και ταχυτήτων του ρο-

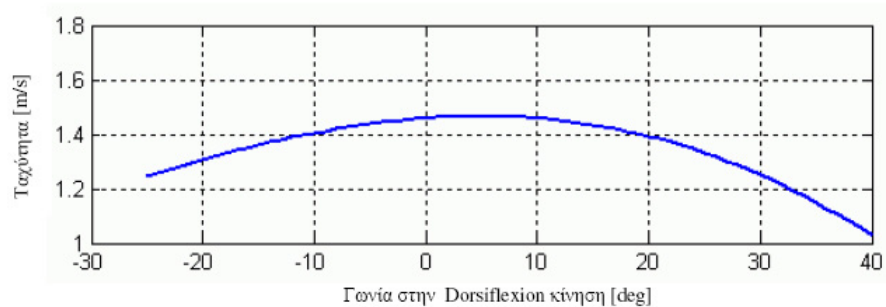
Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 3.13: Οι ροπές της πλατφόρμας σε καθαρή inversion περιστροφή.



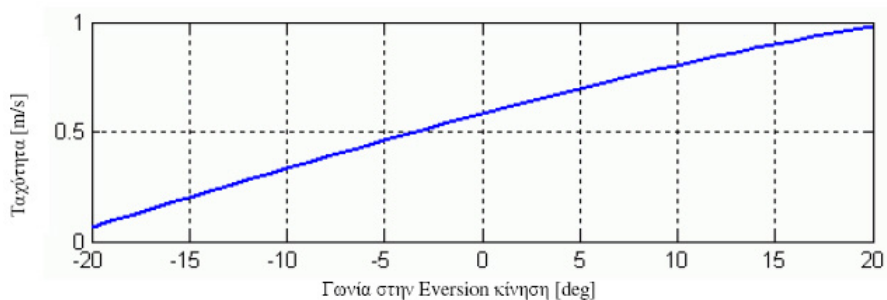
Σχήμα 3.14: Ταχύτητα του ενεργοποιητή 1 σε καθαρή dorsiflexion περιστροφή.



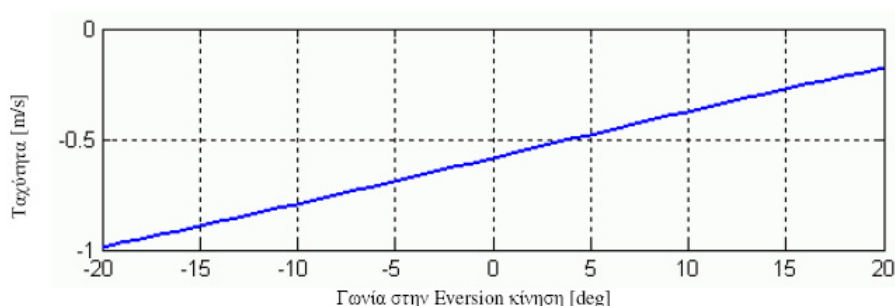
Σχήμα 3.15: Ταχύτητα του ενεργοποιητή 2 σε καθαρή dorsiflexion περιστροφή.

μπότ κινούνται μέσα στα όρια που καθορίζονται από τις απαιτήσεις σχεδιασμού που έχουν οριστεί στο προηγούμενο κεφάλαιο.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 3.16: Ταχύτητα του ενεργοποιητή 1 σε καθαρή eversion περιστροφή.



Σχήμα 3.17: Ταχύτητα του ενεργοποιητή 2 σε καθαρή eversion περιστροφή.

3.3.4 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο αυτό έχει παρουσιαστεί μια καινούρια ρομποτική πλατφόρμα με 2 β.ε. και υβριδική σειριακή-παράλληλη δομή και έγινε ο παραμετρικός σχεδιασμός της. Η προτεινόμενη ρομποτική συσκευή μπορεί να ακολουθήσει τις κινήσεις του ποδιού γύρω από τον αστράγαλο και συνεπώς μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν συσκευή φυσιοθεραπείας για παθήσεις του αστραγάλου. Η δομή του ρομπότ έχει αποφασιστεί μετά από λεπτομερή μελέτη της κινηματικής του ποδιού. Ο κύριος στόχος είναι να αποφύγουμε μειονεκτήματα υπαρχόντων ρομποτικών μηχανισμών τα οποία έχουν συνήθως πλεονάζοντα κινηματικά χαρακτηριστικά, μεγάλο μέγεθος, βάρος και κόστος αλλά εγείρουν και προβλήματα ασφάλειας.

Η προτεινόμενη ρομποτική δομή έχει στόχο να οδηγήσει σε μια πλατφόρμα με τον ελάχιστο αριθμό κινητήρων έτσι ώστε να έχει μικρότερο κόστος. Η υβριδική σειριακή-παράλληλη αρχιτεκτονική επιτρέπει στους παράλληλους πρισματικούς βραχίονες να λειτουργούν σχεδόν όπως οι 2 β.ε. του ποδιού. Η προσθήκη των δύο επιπλέον βιδών προσαρμογής επιτρέπει στην πλατφόρμα να προσαρμόζεται στα κι-

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

νηματικά χαρακτηριστικά του ποδιού του κάθε ασθενούς. Η προσαρμογή γίνεται πριν την έναρξη των ασκήσεων φυσιοθεραπείας.

Τα παραπάνω έχουν τα ακόλουθα πλεονεκτήματα: το λογισμικό σχεδιασμού καθκόντων και τροχιάς είναι απλούστερο όπως και λογισμικό ελέγχου κατά την λειτουργία. Η συσκευή είναι ασφαλέστερη σε σύγκριση με μια πλεονάζουσα πλατφόρμα η οποία μπορεί να εκτελέσει μια μη επιτρεπτή κίνηση. Τέλος, ο παραμετρικός σχεδιασμός της πλατφόρμας έχει γίνει σύμφωνα με τις απαιτήσεις κινήσεων του ποδιού.

Ως μελλοντική δουλειά, θα γίνει ο λεπτομερής μηχανολογικός σχεδιασμός της πλατφόρμας, η επιλογή των κινητήρων και η ανάπτυξη του λογισμικού ελέγχου και διαπροσωπείας με τον χρήστη. Επίσης πρέπει να γίνει εκτεταμένη ανάλυση της δυσκαμψίας του ρομπότ με χρήση πεπερασμένων στοιχείων (ANSYS)[2], ή με την μέθοδο των εικονικών αρθρώσεων (VJM) [66] για να μελετηθεί η συμπεριφορά σε συνθήκες φόρτισης. Η ανάλυση είναι απαραίτητη για την επιλογή του είδους και του πάχους των υλικών που θα χρησιμοποιηθούν, ειδικά στην δοκό και στην παθητική σειριακή αλυσίδα η οποία δέχεται το κύριο μέρος των ροπών που αναπτύσσονται. Επίσης η σειριακή αλυσίδα μπορεί να γίνει περισσότερο προσαρμοστική μηχανικά για να προσαρμόζεται σε περισσότερα χαρακτηριστικά του ποδιού. Η δυναμική μοντελοποίηση της πλατφόρμας είναι επίσης ένα ενδιαφέρον θέμα έρευνας. Μέθοδοι ελέγχου συμμόρφωσης όπως έλεγχος δύναμης, εμπέδησης, κ.τ.λ. μπορούν να μελετηθούν και να δειχθεί ποιές είναι κατάλληλες για ασκήσεις φυσιοθεραπείας. Μετά από όλα αυτά μπορεί να γίνει κατασκευή της ρομποτικής πλατφόρμας και κλινική δοκιμή επάνω σε ασθενείς υπό την επίβλεψη φυσιοθεραπευτή.

Τέλος, η απλότητα του ρομπότ κάνει εύκολο στην συσκευή να προστεθούν ικανότητες τηλε-χειρισμού και ελέγχου καθώς και τηλε-καταγραφής δεδομένων από τις ασκήσεις φυσιοθεραπείας. Επίσης το μικρότερο μέγεθος και βάρος θα επιτρέπουν στην συσκευή να μεταφερθεί εύκολα σε απομακρυσμένες περιοχές όπου οι ασθενείς δεν μπορούν εύκολα να μετακινηθούν.

Κεφάλαιο 4

Αναγνώριση των κινηματικών παραμέτρων της άρθρωσης του αστραγάλου

4.1 Εισαγωγή

Οι ερευνητές της Εμβιομηχανικής προσπαθούν να μοντελοποιήσουν το ανθρώπινο σώμα με μεθόδους μηχανικής. Οι προσπάθειές τους έχουν σαν στόχο την κινηματική και δυναμική μελέτη και εξομοίωση ανθρώπινων μελών. Πολλές εργασίες στην υπάρχουσα βιβλιογραφία περιγράφουν το ανθρώπινο σώμα με μεθόδους και μοντέλα ρομποτικής. Οι σειριακές κινηματικές αλυσίδες είναι κατάλληλες γι' αυτό και ειδικά για την περιγραφή των άνω και κάτω άκρων. Για παράδειγμα, οι Dul-Johnson [20] μοντελοποίησαν το πόδι σαν σειριακό ρομποτικό βραχίονα. Μέτρησαν αποστάσεις συγκεκριμένων σημείων επάνω στο πόδι στην όρθια θέση. Μετά από τριγωνομετρικούς υπολογισμούς καθόρισαν τους πίνακες ομογενών μετασχηματισμών μεταξύ των τμημάτων του ποδιού εκφρασμένες σε γωνίες Euler. Η αναγνώριση των αξόνων περιστροφής των αρθρώσεων των άκρων με τοποθέτηση ειδικών σημείων και παρακολούθηση της τροχιάς κατά την κίνηση, είναι ενδιαφέρον ερευνητικό θέμα. Για παράδειγμα οι Demarais κ.α [17], Halvorsen κ.α. [30], και Gamage κ.α. [23] έχουν προτείνει τέτοιες μεθόδους. Η αναγνώριση των κινηματικών παραμέτρων της άρθρωσης του αστραγάλου είναι απαραίτητη για την ρύθμιση μιας ρομποτικής συσκευής φυσιοθεραπείας.

Εδώ, θέλουμε να προσεγγίσουμε το πρόβλημα της αναγνώρισης των παραμέτρων

της άρθρωσης του αστραγάλου από την σκοπιά της βαθμονόμησης σειριακών ρομπότ επειδή το πόδι μπορεί να προσεγγιστεί με παρόμοιο τρόπο. Η τεχνική αυτή εκτιμά τις πραγματικές παραμέτρους με τη χρήση μιας συσκευής μέτρησης σημείων. Οι υπάρχουσες τεχνικές εκτίμησης των αξόνων του ανθρωπίνου σώματος συνήθως βασίζονται στην παρακολούθηση ειδικών σημείων που έχουν τοποθετηθεί επάνω σε αυτό. Η παρακολούθηση των σημείων γίνεται συνήθως με ακριβά όργανα (π.χ. οπτικά συστήματα ανάλυσης κινήσεων) [91, 17] που είναι διαθέσιμα μόνο σε καλά εξοπλισμένα εργαστήρια. Η αναγνώριση παραμέτρων είναι τμήμα της διαδικασίας βαθμονόμησης των ρομπότ. Αυτό είναι απαραίτητο γιατί οι σχεδιαστικές παράμετροι ενός ρομπότ σπάνια συμφωνούν με τις κατασκευαστικές. Επομένως σφάλματα στην κινηματική μοντελοποίηση μπορούν να προκαλέσουν σημαντικά σφάλματα θέσης στην τροχιά του τελικού στοιχείου δράσης κατά την λειτουργία. Η βαθμονόμηση πραγματοποιείται συνήθως με την μέτρηση της θέσης του τελικού στοιχείου δράσης με χρήση μιας συσκευής μέτρησης (καμέρες, lasers, θεοδόλιχοι κ.τ.λ.). Η αναγνώριση των κινηματικών παραμέτρων όπως γίνεται στις συνηθισμένες τεχνικές βαθμονόμησης χρησιμοποιεί μετρήσεις του τελικού στοιχείου και των γωνιών των αρθρώσεων. Μετά την συλλογή των μετρήσεων ένας αλγόριθμος εκτίμησης (π.χ. ελάχιστα τετράγωνα) υπολογίζει τις πραγματικές τιμές του μοντέλου. Στην *Μέθοδο Ευθείας Βαθμονόμησης* [94] ελαχιστοποιείται το σφάλμα θέσης του τελικού στοιχείου μεταξύ της μετρούμενης και της υπολογιζόμενης από την ευθεία κινηματική. Στην *Μέθοδο Αντίστροφης Βαθμονόμησης* [77] ελαχιστοποιούνται τα σφάλματα των γωνιών των αρθρώσεων μεταξύ των μετρούμενων και αυτών που υπολογίζονται από την αντίστροφη κινηματική. Οι υπολογιζόμενες τιμές είναι οι εκτιμώμενες κινηματικές παράμετροι που είναι όσο το δυνατόν πιο κοντά στις πραγματικές. Η αναγνώριση με μη-γραμμικά ελάχιστα τετράγωνα εγείρει προβλήματα *αναγνωρισιμότητας* που σημαίνει τον προσδιορισμό του αριθμού των παραμέτρων που μπορούν να αναγνωρισθούν ανεξάρτητα αλλά και των μη αναγνωρίσιμων που είναι εξαρτημένες από τις πρώτες [33], όπως και προβλήματα *παρατηρησιμότητας* που σημαίνει τον προσδιορισμό του συνόλου μετρήσεων που δίνει την καλύτερη ακρίβεια [63]. Συνολικά λοιπόν, η διαδικασία βαθμονόμησης (calibration) αποτελείται από την επιλογή ενός κινηματικού μοντέλου, μια μέθοδο αναγνώρισης, τον προσδιορισμό του καλύτερου συνόλου μετρήσεων και αποτίμηση στην βελτίωση της ακρίβειας του ρομπότ.

Στην περίπτωση της αναγνώρισης του ποδιού, είναι αδύνατον να μετρηθούν οι εσωτερικές γωνίες των αρθρώσεων, επομένως οι κλασσικές μέθοδοι βαθμονόμησης

δεν μπορούν να εφαρμοστούν. Οι αλγεβρικές τεχνικές έχουν χρησιμοποιηθεί επιτυχημένα στην βαθμονόμηση και στον σχεδιασμό ρομπότ [53, 47, 55, 69, 97]. Ωστόσο, η εφαρμογή τους στον σχεδιασμό απαιτεί κάποιες δεδομένες θέσεις του τελικού στοιχείου δράσης, και συνήθως καταλήγει στην επίλυση ενός συστήματος που έχει πολλές λύσεις. Το πλεονέκτημά τους είναι ότι μπορούν να απαλείψουν έναν αριθμό παραμέτρων, όπως παραμέτρους με σφάλματα στην μέτρηση ή μη μετρούμενες παραμέτρους. Η ιδέα εφαρμόστηκε στην βαθμονόμηση παράλληλων ρομπότ από τους Daney και Emiris [14, 15, 16], ενώ οι μετρούμενες θέσεις επιλέχθηκαν κοντά στα όρια του χώρου εργασίας, για να μεγιστοποιηθεί ο δείκτης παρατηρησιμότητας της Ιακωβιανής αναγνώρισης.

Είναι σημαντικό λοιπόν να ξεκινήσουμε με την επιλογή του κατάλληλου κινηματικού μοντέλου του ρομπότ που πρόκειται να αναγνωρισθεί. Η πολύ διαδεδομένη και ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδος Denavit-Hartenberg [32] και οι τροποποιημένες μορφές της [13] χρησιμοποιούνται τυπικά για την κινηματική μοντελοποίηση. Ο Stone [82] έχει προτείνει το S-model για κινηματική μοντελοποίηση ρομποτικών βραχιόνων και μια μέθοδο αναγνώρισης των παραμέτρων του S-model [61]. Οι Abderahim κ.α. [1] έχουν προτείνει μια μέθοδο αναγνώρισης για σειριακούς βραχίονες που βασίζεται στο ταίριασμα επιπέδου και κύκλου για τον προσδιορισμό κάθε ενός πλαισίου αναφοράς σε κάθε άξονα.

Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιάσουμε μια μέθοδο αναγνώρισης που θα βασιστεί στο ταίριασμα σημείων σε κυκλικές τροχιές στον 3-διάστατο χώρο (Syrseloudis κ.α. [83]). Πολλοί αλγόριθμοι ταίριασματος σημείων έχουν προταθεί στην βιβλιογραφία σε ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών. Για παράδειγμα ταίριασμα σημείων σε κύκλο και έλλειψη με εφαρμογή ελαχίστων τετραγώνων δίνει ο Cope [12] και οι Gander κ.α. [24]. Ταίριασμα τροχιάς στοιχειωδών σωματιδίων σε κυκλικά τόξα προτείνεται στο [80], ενώ οι Valavanis κ.α. [90] συνδύασαν ελάχιστα τετράγωνα με γενετικό αλγόριθμο για να βρουν κυλίνδρους που ταυρίζουν σε νέφη σημείων που προκύπτουν από την μοντελοποίηση β -βαρελίου διαμεμβρανικής πρωτεΐνης.

Σκοπός μας είναι να εκτιμήσουμε τις κινηματικές παραμέτρους της άρθρωσης του αστραγάλου. Η κινηματική της άρθρωσης του αστραγάλου ακολουθεί την δομή ενός 2R σειριακού ρομποτικού βραχίονα [20, 86, 84]. Καμία από τις γνωστές τεχνικές αναγνώρισης που εφαρμόζονται στη βαθμονόμηση δεν είναι εφαρμόσιμη γιατί οι εσωτερικές γωνίες περιστροφής δεν μπορούν να μετρηθούν. Εδώ θα εφαρμόσουμε μέθοδο αναγνώρισης επιπέδου-κύκλου για να αναγνωρίσουμε τις παραμέτρους

του ποδιού. Το κύριο πλεονέκτημα είναι ότι δεν απαιτούνται μετρήσεις εσωτερικών γωνιών οι οποίες στην περίπτωση ρομπότ παρέχονται από τους κωδικοποιητές των κινητήρων. Η μέθοδος μπορεί να εφαρμοστεί στην αναγνώριση κινηματικών παραμέτρων οποιουδήποτε μέλους του σώματος χωρίς να μετρούνται γωνίες περιστροφής της άρθρωσης.

Η μοναδική απαίτηση είναι όλοι οι άξονες να τοποθετηθούν και να σταθεροποιηθούν στην μηδενική θέση. Ξεκινώντας από την τελευταίο άξονα και περιστρέφοντας την άρθρωση καταγράφουμε την κίνηση του τελικού στοιχείου. Στη συνέχεια περιστρέφουμε τον προτελευταίο άξονα ενώ όλοι οι άλλοι μένουν ακίνητοι και καταγράφουμε την κίνηση του τελικού στοιχείου. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να καταγράψουμε την κίνηση γύρω από τον πρώτο άξονα. Αφού καταγράψουμε όλες τις τροχιές μπορούμε να αναγνωρίσουμε την εξίσωση της ευθείας του κάθε άξονα στον 3-διάστατο χώρο. Στην συνέχεια είναι εύκολο να υπολογίσουμε τις Denavit-Hartenberg παραμέτρους εφαρμόζοντας γεωμετρικούς υπολογισμούς με βάση τις συνθήκες καθετότητας.

4.2 Αναγνώριση παραμέτρων του αστραγάλου χωρίς μέτρηση των εσωτερικών γωνιών

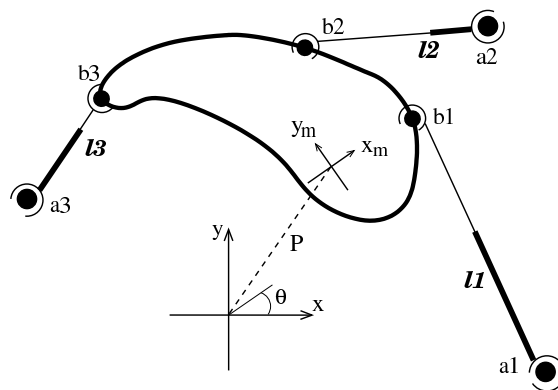
Στην περίπτωση της αναγνώρισης των κινηματικών παραμέτρων του αστραγάλου, η μέτρηση των εσωτερικών γωνιών του ποδιού είναι αδύνατη και επομένως οι συμβατικές μέθοδοι βοθμονόμησης των ρομπότ δεν μπορούν να εφαρμοστούν. Στην συνέχεια περιγράφονται λεπτομερώς οι μέθοδοι με τις οποίες αντιμετωπίστηκε το πρόβλημα.

4.2.1 Αλγεβρικές τεχνικές

Αλγεβρικές τεχνικές έχουν εφαρμοστεί με επιτυχία στην ρομποτική [69] και θα μπορούσε να είναι μια προσέγγιση για την απαλοιφή των μη μετρούμενων γωνιών. Οι Manroidis κ.α. [53] εφαρμόσαν τεχνικές πολυωνυμικής απαλοιφής στον γεωμετρικό σχεδιασμό 2R ρομποτικών βραχιόνων. Επίσης οι Lee κ.α στο [47] χρησιμοποίησαν αριθμητική διαστημάτων για τον σχεδιασμό ενός 3R ρομποτικού βραχίονα και ο McCarthy στο [55] έκανε αναγωγή το πρόβληματος του σχεδιασμού ρομπότ

στην επίλυση ενός πολυωνυμικού συστήματος εξισώσεων. Ωστόσο, οι μέθοδοι αποδίδουν για ένα δεδομένο σύνολο σημείων (θέση και προσανατολισμός) του τελικού στοιχείου δράσης ενώ δίνουν πολλαπλές λύσεις και επομένως είναι ανεπαρκείς στην περίπτωση της αναγνώρισης των παραμέτρων του ποδιού. Ενδιαφέρουσα περίπτωση είναι η αλγεβρική απαλοιφή μεταβλητών που έχει εκτεταμένα εφαρμοστεί από τους Daney και Emiris στην βαθμονόμηση παράλληλων ρομπότ, και πιθανώς να μπορεί να δώσει λύση απαλοίφοντας τις μη μετρούμενες εσωτερικές γωνίες του αστραγάλου. Τα κυριότερα σημεία των μεθόδων αυτών και η εφαρμογή τους στην αναγνώριση των κινηματικών παραμέτρων του αστραγάλου αναλύονται στην συνέχεια.

Απαλοιφή μεταβλητών στην βαθμονόμηση παράλληλων ρομπότ: Οι Daney και Emiris εφάρμοσαν τεχνικές αλγεβρικής απαλοιφής για την απαλοιφή μετρούμενων ποσοτήτων (π.χ. γωνιών προσανατολισμού) και στην επίλυση των υπερπροσδιορισμένων συστημάτων που προκύπτουν κατά την διαδικασία της αναγνώρισης κινηματικών παραμέτρων παράλληλων ρομπότ και μελετούν την επίπτωση στην ακρίβεια και στην σθεναρότητα της αναγνώρισης. Στην συνέχεια αναλύονται οι δύο κύριες περιπτώσεις εφαρμογής αλγεβρικής απαλοιφής στην βαθμονόμηση παράλληλων ρομπότ.



Σχήμα 4.1: Επίπεδο παράλληλο ρομπότ.

1. *Απαλοιφή στην επίλυση των συστημάτων αναγνώρισης:* Στο [15] χρησιμοποιείται απαλοιφή μεταβλητών για την επίλυση των συστημάτων που προκύπτουν στο στάδιο της αναγνώρισης κινηματικών παραμέτρων μιας Stewart-Gough παράλληλης πλατφόρμας 6 βαθμών ελευθερίας. Αυτό γίνεται κυρίως με την χρήση απαλοίφουσας (resultant) η οποία για $n+1$ πολυώνυμα σε n μεταβλητές, είναι ένα πολυώνυμο που μηδενίζεται εάν και μόνο εάν υπάρχει κοινή

ρίζα μεταξύ των $n+1$ πολυωνύμων. Στην περίπτωση που $n=1$ η απαλοίφουσα δίνεται από την ορίζουσα του πίνακα Sylvester. Στα πλεονεκτήματα της απαλοίφουσας είναι ότι δεν πάσχει από αστάθεια σε διαταραχή συντελεστών των πολυωνύμων. Επίσης, ο πίνακας που υπολογίζει την απαλοίφουσα σχηματίζεται off-line με αποτέλεσμα η επαναλαμβανόμενη επίλυση προβλημάτων με βάση την απαλοίφουσα να χρειάζεται μόνο την αλλαγή των συντελεστών. Στην περίπτωση καλώς ορισμένων συστημάτων η απαλοίφουσα εφαρμόζεται σε 2 βήματα: 1) Επιλογή μιας μεταβλητής λ που θα "κρυφτεί" στον χώρο των συντελεστών, 2) πολλαπλασιασμός κάθε εξίσωσης με λίστα μονωνύμων στις μεταβλητές που έχουν απαλειφεί. Έτσι προκύπτει ένα γραμμικό σύστημα ως προς τα μονώνυμα των απαλειφμένων μεταβλητών που για να έχει μη μηδενική λύση θα πρέπει η ορίζουσα του πίνακα να είναι μηδέν. Η μέθοδος είναι γνωστή ως *dialytic elimination*. Η εφαρμογή της μεθόδου στην επίλυση των συστημάτων που προκύπτουν κατά την διαδικασία της αναγνώρισης εξετάζεται αρχικά στην περίπτωση που το σύστημα είναι καλώς ορισμένο, δηλαδή το πλήθος των εξισώσεων που σχηματίζουν το σύστημα είναι ίσο με το πλήθος των μεταβλητών. Στην περίπτωση του Stewart-Gough ρομπότ η απαλοίφηση της μεταβλητής x δίνει μεγάλης διάστασης πίνακα απαλοίφουσας. Στην πράξη συμβαίνει συνήθως το σύστημα να είναι υπερπροσδιορισμένο, οπότε εφαρμόζονται διάφορες μέθοδοι όπως: α) *γραμμικοποίηση μονωνύμων* (monomial linearization) [93], όπου το υπερπροσδιορισμένο σύστημα μετατρέπεται σε γραμμικό ως προς το διάνυσμα των μονωνύμων και οι ζητούμενες παράμετροι υπολογίζονται με προβολή των μονωνύμων στους αγνώστους, β) *μείωση της διάστασης του πίνακα*, που βασίζεται σε κατάλληλα τεχνάσματα και γραμμικοποίηση μονωνύμων και καταλήγει στην επίλυση ενός καλώς ορισμένου συστήματος μικρής διάστασης και γ) *πολλαπλές παρατηρήσεις*, όπου σχηματίζονται όλοι οι δυνατοί συνδυασμοί καλώς ορισμένων συστημάτων με βάση την επιλογή των εξισώσεων του υπερπροσδιορισμένου και αναλύεται η κατανομή των λύσεων.

2. *Απαλοίφηση μη μετρούμενων μεταβλητών*: Η απαλοίφηση μεταβλητών εφαρμόζεται στο [16] για την απαλοίφηση των μη μετρούμενων γωνιών προσανατολισμού στην βαθμονόμηση παράλληλων ρομπότ [97]. Πιο συγκεκριμένα απαλείφθηκε η γωνία περιστροφής από τις μετρούμενες θέσεις στην περίπτωση ενός επίπεδου (εικ. 4.1) και ενός Gough-Stewart (εικ. 2.2) παράλληλου ρομπότ. Οι γωνίες

έχουν απαλοιφθεί με χρήση απαλοίφουσας (resultant) και dialytic elimination. Το πρόβλημα τελικά ανάγεται στην επίλυση συστήματος με λιγότερες μεταβλητές που είναι ισοδύναμο με το αρχικό, με εφαρμογή μη γραμμικών ελαχίστων τετραγώνων. Οι μετρούμενες θέσεις επιλέχθηκαν δίπλα στα όρια του χώρου εργασίας [16, 14] του παράλληλου ρομπότ, με σκοπό την μεγιστοποίηση του δείκτη παρατηρησιμότητας (observability index) της Ιακωβιανής αναγνώρισης των παραμέτρων.

Απαλοιφή μεταβλητών στην αναγνώριση κινηματικών παραμέτρων του αστραγάλου: Στην περίπτωση των σειριακών ρομπότ το πρόβλημα της απαλοιφής παρουσιάζει ορισμένες δυσκολίες, σε σύγκριση με τα παράλληλα ρομπότ. Στην δεύτερη περίπτωση, οι κινηματικές εξισώσεις προέρχονται από έναν πολλαπλασιασμό με έναν πίνακα ομογενούς μετασχηματισμού. Επομένως το τελικό σύστημα που προκύπτει είναι απλούστερο από αυτό ενός σειριακού, όπου οι κινηματικές εξισώσεις προκύπτουν από τον διαδοχικό πολλαπλασιασμό τόσων πινάκων ομογενών μετασχηματισμών όσων είναι και ο αριθμός των συνδέσμων. Έτσι, οι τελικές κινηματικές εξισώσεις είναι πιο πολύπλοκες. Εάν κάποιος προσπαθήσει να γραμμικοποιήσει το πολυωνυμικό σύστημα με χρήση απαλοίφουσας (resultant), ο αντίστοιχος πίνακας της απαλοίφουσας είναι πολύ μεγάλος και η ορίζουσα του είναι πολύ δύσκολο να υπολογιστεί. Για παράδειγμα, στην περίπτωση ενός σειριακού ρομπότ με δύο περιστροφικές αρθρώσεις, οι κινηματικές εξισώσεις προκύπτουν από τον πολλαπλασιασμό δύο πινάκων D-H. Εάν θελήσουμε να απαλείψουμε τις δύο εσωτερικές γωνίες περιστροφής, όπως στην περίπτωση της άρθρωσης του αστραγάλου, με χρήση απαλοίφουσας (resultant), η συνάρτηση mresultant του πακέτου multires του MAPLE δίνει έναν πίνακα διάστασης 21×21 ο οποίος περιέχει πολυώνυμα με μέγιστο βαθμό 15 και η ορίζουσα του στο MAPLE δεν μπορεί να υπολογιστεί.

4.2.2 Αναγνώριση με ταίριασμα σε 3-διάστατους κύκλους

Το κεφάλαιο αυτό παρουσιάζει μια μέθοδο για την αναγνώριση των κινηματικών παραμέτρων της άρθρωσης του αστραγάλου η οποία δεν χρησιμοποιεί τις εσωτερικές γωνίες των αρθρώσεων και βασίζεται στο ταίριασμα σημείων σε κύκλους στον 3-διάστατο χώρο [61].

Ας θεωρήσουμε έναν σειριακό ρομποτικό βραχίονα με μόνον περιστροφικές αρθρώσεις. Η μόνη απαίτηση είναι όλες οι αρθρώσεις να έχουν τοποθετηθεί και στα-

θεροποιηθεί στις μηδενικές τους θέσεις. Ξεκινώντας από τον τελευταίο άξονα τον περιστρέφουμε και καταγράφουμε την καρτεσιανή θέση ενός σημείου του τελικού στοιχείου δράσης. Στη συνέχεια σταθεροποιούμε τον τελευταίο άξονα και περιστρέφουμε τον προτελευταίο ενώ όλοι οι υπόλοιποι άξονες παραμένουν ακίνητοι στην μηδενική θέση. Με τον ίδιο τρόπο καταγράφουμε την θέση ενός σημείου του τελικού στοιχείου δράσης αντίστοιχα. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται μέχρι να καταγράψουμε την περιστροφή γύρω από τον πρώτο άξονα. Αφού έχουμε καταγράψει όλες τις τροχιές είναι εφικτό να προσδιορίσουμε τις εξισώσεις ευθειών των αξόνων περιστροφής στον 3-διάστατο χώρο όπως θα αναπτυχθεί στη συνέχεια.

Η περιστροφή ενός σημείου γύρω από έναν άξονα στον 3-διάστατο χώρο διαγράφει ένα τόξο ή έναν κύκλο στην περίπτωση ολόκληρης περιστροφής. Το πρόβλημα είναι να εκτιμήσουμε τον κύκλο αυτό στον 3-διάστατο χώρο το οποίο είναι πιο δύσκολο από ότι στον 2-διάστατο [12]. Ένας κύκλος στον 3-διάστατο χώρο δεν περιγράφεται με μια απλή εξίσωση όπως στον 2-διάστατο. Το πρόβλημα της εκτίμησης των παραμέτρων του κύκλου (κέντρο, ακτίνα, κάθετο διάνυσμα) των N μετρημένων σημείων στον 3-διάστατο χώρο μπορεί να γίνει σε δύο βήματα. Στο *Βήμα 1*: τα σημεία ταιριάζονται σε ένα επίπεδο στο οποίο βρίσκεται το τόξο και έτσι το κάθετο διάνυσμα στο επίπεδο ορίζει τον προσανατολισμό του άξονα και *Βήμα 2*: υπολογισμός του κέντρου και της ακτίνας του κύκλου που ορίζει την θέση του άξονα περιστροφής.

4.2.3 Μη γραμμική αναγνώριση

Πολλά προβλήματα ταιριάσματος εκφράζονται σαν προβλήματα μη-γραμμικών ελαχίστων τετραγώνων τα οποία θα εφαρμόσουμε εδώ στην διαδικασία των 2-βημάτων που αναφέρθηκε προηγουμένως. Παρακάτω αναλύεται η μέθοδος καθώς και μερικά προβλήματα που σχετίζονται με την εφαρμογή τους, και θα περιγραφεί πως εφαρμόζονται στην περίπτωση μας.

Το πρόβλημα του ταιριάσματος γενικά είναι μη γραμμικό πρόβλημα ελαχίστων τετραγώνων και λύνεται με γραμμικοποίηση γύρω από τις παραμέτρους. Συγκεκριμένα έστω f οι αποστάσεις οι οποίες είναι μη γραμμικές συναρτήσεις $g(x)$ των παραμέτρων αναγνώρισης x :

$$f = g(x). \quad (4.1)$$

Η γραμμικοποίηση του προβλήματος επιτυγχάνεται με παραγωγή της παραπάνω

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

συνάρτησης, οπότε έχουμε:

$$\Delta f = \frac{\partial g}{\partial x} \Delta x = J_k \Delta x, \quad (4.2)$$

όπου Δf είναι το σφάλμα μεταξύ των μετρούμενων και των υπολογιζόμενων τιμών, J_k η Ιακωβιανή αναγνώρισης σε σχέση με το διάνυσμα παραμέτρων x , και Δx είναι η διόρθωση του διανύσματος παραμέτρων x στο κάθε βήμα. Η αναγνώριση των παραμέτρων επιτυγχάνεται με επαναληπτική επίλυση της 4.2 και διόρθωση των παραμέτρων μέχρι την σύγκλιση, με το βήμα διόρθωσης των εκτιμούμενων παραμέτρων να δίνεται από την επίλυση ενός προβλήματος γραμμικών ελαχίστων τετραγώνων:

$$\Delta x = (J_k^T J_k)^{-1} J_k^T \Delta f. \quad (4.3)$$

Στην συνέχεια περιγράφονται διάφορα προβλήματα που σχετίζονται με την εφαρμογή των μη γραμμικών ελαχίστων τετραγώνων στην αναγνώριση παραμέτρων ρομποτικών μηχανισμών [33, 43] ενώ στην συνέχεια θα εφαρμοστούν στην 2-βημάτων διαδικασία ταιριάσματος σε κύκλους στον 3-διάστατο χώρο.

a) Task Variable Scaling: Το scaling μεταβλητών είναι σημαντικό για την καλύτερη αριθμητική συμπεριφορά των μη γραμμικών ελαχίστων τετραγώνων. Στο διάνυσμα των σφαλμάτων μέτρησης περιλαμβάνονται τόσο σφάλματα θέσης (απόστασης) όσο και σφάλματα προσανατολισμού (γωνίας), τα οποία αποτελούν τιμές διαφορετικής κλίμακας. Συνήθης μέθοδος αντιμετώπισης είναι ο πολλαπλασιασμός με κατάλληλα βάρη διαφορετικά για την κάθε μεταβλητή, οπότε η λύση είναι:

$$\Delta x = (J_k^T W J_k)^{-1} J_k^T W \Delta f, \quad (4.4)$$

όπου $W = \text{diag}[w_1^2, w_2^2, \dots, w_n^2]$ διαγώνιος πίνακας βαρών. Το πρόβλημα μεταφέρεται στην επιλογή των βαρών, η οποία συνήθως γίνεται με εκ των προτέρων πληροφορία σχετικά με τα αποδεκτά σφάλματα των συσκευών μέτρησης. Άλλος τρόπος είναι με παραγοντοποίηση Cholesky του πίνακα συμμεταβλητότητας του διανύσματος παραμέτρων, ώστε να συμπεριλάβουμε την αβεβαιότητα σε κάθε παράμετρο [33].

β) Parameter Scaling: Το scaling παραμέτρων έχει τον ίδιο ρόλο με το προηγούμενο αλλά αυτή την φορά πολλαπλασιάζει την Ιακωβιανή αναγνώρισης με κατάλληλο πίνακα βαρών. Η πιο κοινή μέθοδος είναι το column scaling που δεν χρησιμοποιεί εκ των προτέρων στατιστική πληροφορία. Το column scaling βελτιώνει το conditioning της Ιακωβιανής και βοηθά στα προβλήματα αντιστροφής πινάκων, ενώ

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

δεν επηρεάζει την λύση. Επιτυγχάνεται μετά από πολλαπλασιασμό εκ δεξιών της Ιακωβιανής με τον πίνακα $H = \text{diag}(h_1, h_2, \dots, h_n)$ που έχει στοιχεία:

$$h_i = \begin{cases} \|J_{ki}^{-1}\|, & \text{εάν } \|J_{ki}\| \neq 0, \\ 1, & \text{εάν } \|J_{ki}\| = 0, \end{cases} \quad (4.5)$$

όπου J_{ki} είναι η i στήλη του J_k .

Η μελέτη της Ιακωβιανής αναγνώρισης πριν την αναγνώριση είναι σημαντική. Μπορεί να δώσει απάντηση σχετικά με την αναγνωρισιμότητα (identifiability) και παρατηρησιμότητα (observability) του συστήματος. Οι δύο αυτές έννοιες εξηγούνται στην συνέχεια.

γ) *Identifiability*: Η αναγνωρισιμότητα (identifiability) καθορίζει ποιες παράμετροι είναι αναγνωρίσιμες και ποιες είναι εξαρτημένες. Οι μη αναγνωρίσιμες παράμετροι υπάρχουν εάν η J_k έχει πτώση βαθμού (rank deficient). Εφόσον γίνει scaling των παραμέτρων ώστε οι ιδιάζουσες τιμές της J_k να είναι συγκρίσιμες, εφαρμόζουμε SVD στην J_k και παίρνουμε:

$$J_k = U\Sigma V^T, \quad (4.6)$$

όπου U είναι ορθογώνιος κατά στήλη πίνακας, V είναι ορθογώνιος πίνακας και $\Sigma = \text{diag}(\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_r, 0, \dots, 0)$ ο διαγώνιος πίνακας με στοιχεία τις ιδιάζουσες τιμές κατά μειούμενη τάξη. Εάν $r < n$ τότε r είναι ο βαθμός της J_k και r παράμετροι είναι ανεξάρτητα αναγνωρίσιμες ενώ οι υπόλοιπες είναι εξαρτημένες. Σε αυτήν την περίπτωση η επαναληπτική επίλυση της 4.2 είναι αδύνατη και το πρόβλημα μπορεί να επιλυθεί με χρήση των παρακάτω μεθόδων [33]:

1. *Απομακρύνοντας τις μη αναγνωρίσιμες ή φτωχά αναγνωρίσιμες παραμέτρους με ανάλυση των γραμμικών συνδυασμών*: Ο Schroer στο [74] προτείνει ότι ο condition number $\kappa(J_k)$ μιας well-conditioned Ιακωβιανής αναγνώρισης θα πρέπει να είναι μικρότερος του 100:

$$\kappa(J_k) = \frac{\sigma_1}{\sigma_r} < 100. \quad (4.7)$$

Η παρατήρηση αυτή προέρχεται από την στατιστική θεωρία. Εάν ο condition number είναι πάνω από 100, οι ιδιάζουσες τιμές πρέπει να εξεταστούν, ξεκινώντας από την μικρότερη, η οποία μπορεί να είναι μηδενική. Εάν ο condition number είναι πάνω από 100, εξετάζονται οι γραμμικοί συνδυασμοί που αντιστοιχούν στην μικρότερη ιδιάζουσα τιμή σ_r .

Οι Khalil κ.α [41] προτείνουν ότι η πτώση βαθμού της Ιακωβιανής αναγνώρισης μπορεί επίσης να αντιμετωπιστεί με παραγοντοποίηση QR ώστε να σχηματιστούν οι

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

γραμμικοί συνδυασμοί των εξαρτημένων παραμέτρων. Εφαρμόζοντας QR παραγο-
ντοποίηση η Ιακωβιανή αναγνώρισης J_k γράφεται:

$$J_k = Q \begin{pmatrix} R \\ \mathbf{0} \end{pmatrix}, \quad (4.8)$$

όπου Q είναι ορθογώνιος πίνακας, R είναι άνω τριγωνικός πίνακας, και $\mathbf{0}$ είναι μηδενικός πίνακας. Οι μη αναγνωρίσιμες παράμετροι είναι αυτές που τα διαγώνια στοιχεία R_{ii} του πίνακα R είναι μηδέν ή σχεδόν μηδέν. Το τελευταίο ελέγχεται σχε-
τικά με την ακρίβεια μηχανής. Έτσι, με την βοήθεια του άνω τριγωνικού πίνακα R παράγονται οι γραμμικοί συνδυασμοί των παραμέτρων.

2. *Μηδενίζοντας τις μικρές ιδιοτιμές:* Στην περίπτωση αυτή δεν χρειάζεται απομά-
κρυνση παραμέτρων, η επίλυση της 4.2 μπορεί να δοθεί από την εξής σχέση:

$$\Delta x = \sum_{j=1}^n \frac{u_j^T f}{\sigma_j} v_j, \quad (4.9)$$

όπου u_j και v_j είναι οι j στήλες των U και V αντίστοιχα. Εάν σ_j είναι μηδέν ή κοντά
στο μηδέν, τότε θέτουμε $1/\sigma_j = 0$ οπότε απλώς οι μηδενικές ή κοντά στο μηδέν δεν
συμμετέχουν στην επίλυση.

3. *Ενσωματώνοντας εκ των προτέρων εκτίμηση παραμέτρων:* Εφαρμόζοντας ελά-
χιστα τετράγωνα με απόσβεση (damped least squares) η λύση του βήματος της εξί-
σωσης 4.3 μετατρέπεται στην:

$$\Delta x = (J_k^T W J_k + \lambda^2 K)^{-1} J_k^T W \Delta f, \quad (4.10)$$

όπου λ είναι ο συντελεστής απόσβεσης (damping factor). Στην περίπτωση πτώσης
βαθμού της J_k , δεν απαιτείται καμία ενέργεια στις ιδιάζουσες τιμές σ_j γιατί ο συντε-
λεστής λ τις τροποποιεί. Επιλέγοντας $K=I$, έχουμε:

$$\Delta x = \sum_{j=1}^n (u_j^T f) \frac{\sigma_j}{\sigma_j^2 + \lambda^2} v_j, \quad (4.11)$$

που σημαίνει ότι οι πολύ μικρές σ_j μπορούν να αντισταθμιστούν από μεγαλύτερες
τιμές λ . Έτσι η εκ των προτέρων γνώση για τις τιμές των παραμέτρων επικρατεί στην
πληροφορία των δεδομένων.

δ) *Observability:* Η παρατηρησιμότητα (observability) αφορά την επιλογή των κα-
τάλληλων μετρήσεων θέσης έτσι ώστε η αναγνώριση να είναι πιο ακριβής. Η επιλογή

του καλύτερου συνόλου μετρήσεων γίνεται με αποτίμηση σε αυτά δεικτών παρατηρησιμότητας (observability indices), οι οποίοι ορίζονται κυρίως με βάση τις ιδιάζουσες τιμές. Στην συνέχεια παραθέτουμε τους πιο γνωστούς δείκτες παρατηρησιμότητας [33], όπου αρχικά υποθέτουμε ότι έχει γίνει ο προσδιορισμός του βαθμού r της Ιακωβιανής.

Οι Born και Meng πρότειναν τον δείκτη παρατηρησιμότητας, που μεγιστοποιεί το εξής γινόμενο των ιδιαζόντων τιμών:

$$O_1 = \frac{\sqrt[r]{\sigma_1 \dots \sigma_r}}{\sqrt{m}}, \quad (4.12)$$

όπου m ο αριθμός των θέσεων. Ο λόγος είναι ότι ο O_1 αναπαριστά τον όγκο ενός υπερ-ελλειψοειδούς όταν οι παράμετροι αναπαριστούν μια υπερ-σφαίρα. Μεγιστοποιώντας το O_1 που δίνει το μέγιστο όγκο του υπερ-ελλειψοειδούς μεγιστοποιείται και το σύνολο των ιδιοτιμών.

Οι Driels και Patrhe πρότειναν την ελαχιστοποίηση του condition number:

$$O_2 = \frac{\sigma_1}{\sigma_r}, \quad (4.13)$$

σαν μέτρο παρατηρησιμότητας. Ο δείκτης αυτός μετρά την εκκεντρότητα του υπερ-ελλειψοειδούς αντί για το μέγεθός του. Οι ενδιαμέσες ιδιοτιμές δεν συμπεριλαμβάνονται αφού έτσι ελαχιστοποιώντας το condition number αυτές γίνονται ίσες πλησιάζοντας την υπερ-σφαίρα.

Ο Nahvi πρότεινε την μεγιστοποίηση της μικρότερης ιδιοτιμής:

$$O_3 = \sigma_r, \quad (4.14)$$

αυτό γιατί μεγιστοποιώντας τον μικρότερο άξονα του υπερ-ελλειψοειδούς βελτιώνεται η χειρότερη περίπτωση. Πράγματι, αποδεικνύεται ότι ισχύει:

$$\sigma_r \leq \frac{\|\Delta f\|}{\|\Delta x\|} \leq \sigma_1, \quad (4.15)$$

έτσι μεγιστοποιώντας την μικρότερη τιμή σ_r ακόμα και μικρή μεταβολή στις παραμέτρους $\|\Delta x\|$ θα έχει την μέγιστη επίδραση στην μεταβολή στις μετρήσεις $\|\Delta f\|$. Επίσης, οι Nahvi και Hollerbach [63] πρότειναν τον επόμενο δείκτη παρατηρησιμότητας που ονόμασαν *δείκτη ενίσχυσης δορύβου* γιατί όπως αποδεικνύουν είναι ένα μέτρο της ενίσχυσης του θορύβου μέτρησης και των σφαλμάτων μοντελοποίησης:

$$O_4 = \frac{\sigma_r^2}{\sigma_1}. \quad (4.16)$$

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Έχουν αποδείξει επίσης ότι οι δείκτες O_2 και O_3 δεν είναι επαρκείς για την επιλογή των καλύτερων θέσεων μέτρησης, αλλά ο συνδυασμός τους στον O_4 . Αποδεικνύεται ότι ισχύει η παρακάτω σχέση:

$$\| \delta \Delta x \| \leq \frac{\sigma_1}{\sigma_r^2} \| \delta \Delta f \|, \quad (4.17)$$

όπου $\| \delta \Delta x \|$ το ανεπιθύμητο σφάλμα στην μεταβολή των παραμέτρων και $\| \delta \Delta f \|$ το ανεπιθύμητο σφάλμα στην μεταβολή των μετρήσεων. Η σχέση 4.17 δείχνει ότι μεγαλύτερη τιμή του O_4 δίνει μικρότερο σφάλμα μεταβολής παραμέτρων $\| \delta \Delta x \|$. Έτσι το σύνολο μετρήσεων με το μέγιστο O_4 , δίνει την ακριβέστερη αναγνώριση. Για τους λόγους που αναλύθηκαν παραπάνω επιλέξαμε την εφαρμογή του δείκτη O_4 για την επιλογή των καλύτερου συνόλου μετρήσεων στις μεθόδους αναγνώρισης που θα περιγράψουμε παρακάτω.

Βήμα 1: Αρχικά θα εκτιμήσουμε το επίπεδο στο οποίο βρίσκονται τα σημεία. Ένα επίπεδο έχει την εξίσωση:

$$Ax + By + Cz + D = 0. \quad (4.18)$$

Η κατακόρυφη απόσταση d_i ενός 3-διάστατου σημείου i από ένα επίπεδο με εξίσωση 4.18 δίνεται από την σχέση:

$$d_i = \frac{Ax_i + By_i + Cz_i + D}{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2}}. \quad (4.19)$$

Το ζητούμενο επίπεδο βρίσκεται από την ελαχιστοποίηση της ακόλουθης συνάρτησης των αθροισμάτων των τετραγώνων των αποστάσεων όλων των σημείων από το επίπεδο:

$$f = \sum_1^N d_i^2. \quad (4.20)$$

Η αναγνώριση επιτυγχάνεται μετά από ορισμένες επαναλήψεις της εξίσωσης 4.3. Η Ιακωβιανή αναγνώρισης είναι ο πίνακας που σχηματίζεται με γραμμές από όλες τις μετρήσεις J_k^l , όπου $J_k^l = \left[\frac{\partial d_i}{\partial A} \quad \frac{\partial d_i}{\partial B} \quad \frac{\partial d_i}{\partial C} \quad \frac{\partial d_i}{\partial D} \right]$.

Βήμα 2: Μετά την εύρεση του επιπέδου, τα σημεία του τόξου έχουν προβληθεί στο επάνω επίπεδο υπολογίζοντας την συνθήκη καθετότητας. Το κέντρο και η ακτίνα του κύκλου ορίζονται από μία σφαίρα σε τομή με το επίπεδο η οποία ταιριάζει στα δεδομένα. Οι διαφορές μεταξύ σημείων της σφαίρας και μετρήσεων δίνονται από την σχέση σφάλματος:

$$e_i = (x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2 + (z_i - z_c)^2 - R^2. \quad (4.21)$$

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Για να βρούμε την καλύτερα ταιριασμένη σφαίρα που το κέντρο της να βρίσκεται επάνω στο επίπεδο του βήματος 1 πρέπει να λύσουμε το ακόλουθο πρόβλημα μη γραμμικών ελαχίστων τετραγώνων υπό περιορισμούς:

$$f = \sum_1^N e_i^2, \quad (4.22)$$

έτσι ώστε:

$$h(x_c, y_c, z_c) = Ax_c + By_c + Cz_c + D = 0. \quad (4.23)$$

Παρομοίως με την γραμμικοποιημένη επαναληπτική διαδικασία του Βηματος 1, τα μη γραμμικά ελάχιστα τετράγωνα υπό περιορισμούς μπορούν να λυθούν με επαναληπτική επίλυση της ακόλουθης εξίσωσης:

$$\begin{bmatrix} -J_s^T J_s & J_h^T \\ J_h & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} p_k \\ \lambda_k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_s^T e_i \\ -h \end{bmatrix}, \quad (4.24)$$

όπου J_s είναι η Ιακωβιανή αναγνώρισης σε σχέση με τις παραμέτρους x_c, y_c, z_c, R , με γραμμές J_s^i : $J_s^i = \left[\frac{\partial e_i}{\partial x_c} \quad \frac{\partial e_i}{\partial y_c} \quad \frac{\partial e_i}{\partial z_c} \quad \frac{\partial e_i}{\partial R} \right]$. Ο πίνακας J_h είναι η Ιακωβιανή της εξίσωσης περιορισμού h σε σχέση με τις παραμέτρους (x_c, y_c, z_c) , $p_k = [x_c, y_c, z_c, R]$ το διάνυσμα των ζητούμενων παραμέτρων και λ_k είναι ο βαθμωτός πολλαπλασιαστής Lagrange για τον περιορισμό. Όπως στο Βήμα 1, ο πίνακας $\begin{bmatrix} -J_s^T J_s & J_h^T \\ J_h & 0 \end{bmatrix}$ είναι η ολική Ιακωβιανή αναγνώρισης. Με αποτίμηση του δείκτη παρατηρησιμότητας O_4 σε αυτήν, μπορεί να οριστεί το βέλτιστο σύνολο μετρήσεων.

Το δύο βημάτων ταιρίασμα αποδίδει το κέντρο $p_c = (x_c, y_c, z_c)$, την ακτίνα R του κύκλου, καθώς και το μοναδιαίο κάθετο διάνυσμα \vec{n} του επιπέδου, το οποίο είναι το μοναδιαίο του $\vec{p} = [A, B, C]$. Η 3-διάστατη εξίσωση ευθείας του άξονα περιστροφής στην μηδενική θέση έχει τώρα προσδιοριστεί.

4.2.4 Γραμμική αναγνώριση

Εδώ θα ακολουθήσουμε την διαδικασία των δύο βημάτων του ταιριάσματος σε επίπεδο και κύκλο όπως πριν αλλά θα αποφύγουμε την χρήση μη γραμμικών ελαχίστων τετραγώνων. Τα μη γραμμικά ελάχιστα τετράγωνα είναι επαναληπτικές διαδικασία και επομένως έχουν υψηλότερο υπολογιστικό και χρονικό κόστος. Στη συνέχεια θα ακολουθήσουμε γραμμικές απευθείας μεθόδους ταιριάσματος που είναι υπολογιστικά πιο γρήγορες και ακριβείς.

Βήμα 1: Το επίπεδο εδώ θα εκτιμηθεί με αποσύνθεση ιδιαζόντων τιμών (Singular Value Decomposition-SVD) [76] η οποία είναι μη επαναληπτική και υπολογιστικά αποδοτική. Η εφαρμογή SVD στο ταιρίασμα N σημείων σε επίπεδο περιγράφεται ως εξής: Αρχικά υποθέτουμε ότι το p_p είναι ένα σημείο που ανήκει στο καλύτερα ταιριασμένο επίπεδο που θέλουμε να εκτιμήσουμε, p_i είναι ένα δεδομένο μετρούμενο σημείο και \vec{a} είναι το κάθετο διάνυσμα στο επίπεδο. Η κάθετη απόσταση του p_i από το επίπεδο είναι:

$$d_i = \vec{a} \cdot (\vec{p}_i - \vec{p}_p). \quad (4.25)$$

Στόχος της εκτίμησης είναι να ελαχιστοποιηθεί η ακόλουθη συνάρτηση κόστους:

$$J = \sum_1^N d_i. \quad (4.26)$$

Το κάθετο διάνυσμα \vec{a} του ταιριασμένου επιπέδου βρίσκεται με επίλυση του προβλήματος ελαχιστοποίησης υπό περιορισμούς, με ελαχιστοποίηση της J υπό τον περιορισμό $|\vec{a}| = 1$. Εφαρμόζοντας πολλαπλασιαστές Lagrange και παραγωγίζοντας ως προς τα στοιχεία του καθέτου διανύσματος \vec{a} , λαμβάνουμε το ακόλουθο 3×3 πρόβλημα ιδιοτιμών:

$$(M^T M)\vec{a} = \lambda\vec{a}, \quad (4.27)$$

όπου $M = [x_i^T \ y_i^T \ z_i^T]$ είναι ο $N \times 3$ πίνακας των δεδομένων και λ ο βαθμωτός πολλαπλασιαστής Lagrange. Αναπτύσσοντας την προηγούμενη εξίσωση και αθροίζοντας τις 3 εξισώσεις παίρνουμε:

$$\sum (\vec{a} \cdot \vec{p}_i) = \lambda |\vec{a}|^2 = \lambda, \quad (4.28)$$

έτσι το ελάχιστο της αντικειμενικής συνάρτησης J έχει αναχθεί στην εύρεση των ελάχιστων ιδιοτιμών του $M^T M$. Αυτές οι ιδιοτιμές είναι τα τετράγωνα των ιδιαζόντων τιμών του πίνακα M οι οποίες προέκυψαν μετά από SVD, και η οποία είναι μια αριθμητικά σταθερή διαδικασία. Το ιδιάζων διάνυσμα που αντιστοιχεί στην μικρότερη ιδιάζουσα τιμή είναι το κάθετο διάνυσμα \vec{a} στο ταιριασμένο επίπεδο. Επειδή η μέση τιμή των δεδομένων σημείων ανήκει στο επίπεδο [76], και έχουμε εκτιμήσει το κάθετο διάνυσμα του επιπέδου μπορούμε να βρούμε όλες τις υπόλοιπες παραμέτρους της εξίσωσης του επιπέδου.

Βήμα 2: Το κέντρο και η ακτίνα του άξονα περιστροφής θα εκτιμηθούν με εφαρμογή 2-διάστατων μεθόδων εκτίμησης. Μετά την εκτίμηση του καλύτερου επιπέδου στο οποίο βρίσκεται το τόξο, τα μετρούμενα δεδομένα μετασχηματίζονται από το χώρο στο επίπεδο μέσω ενός κατάλληλου πίνακα ομογενούς μετασχηματισμού. Ένα

ορθογώνιο σύστημα συντεταγμένων με μοναδιαία διανύσματα \vec{a} , $\vec{\sigma}$, \vec{n} , μπορεί να οριστεί ως εξής:

- \vec{a} : το μοναδιαίο διάνυσμα του άξονα που περνά από τα σημεία p_1, p_n .
- \vec{n} : το μοναδιαίο κάθετο διάνυσμα του καλύτερα ταιριασμένου επιπέδου.
- $\vec{\sigma}$: το εξωτερικό γινόμενο του $\vec{n} \times \vec{a}$ έτσι ώστε να ορίσει ένα δεξιόστροφο σύστημα συντεταγμένων (εικ. 4.2).

Ο ακόλουθος πίνακας ομογενούς μετασχηματισμού περιγράφει την μετατροπή των σημείων του τόξου από το πλαίσιο που ορίζεται από τα μοναδιαία διανύσματα \vec{a} , $\vec{\sigma}$, \vec{n} , στο σύστημα βάσης της συσκευής μέτρησης:

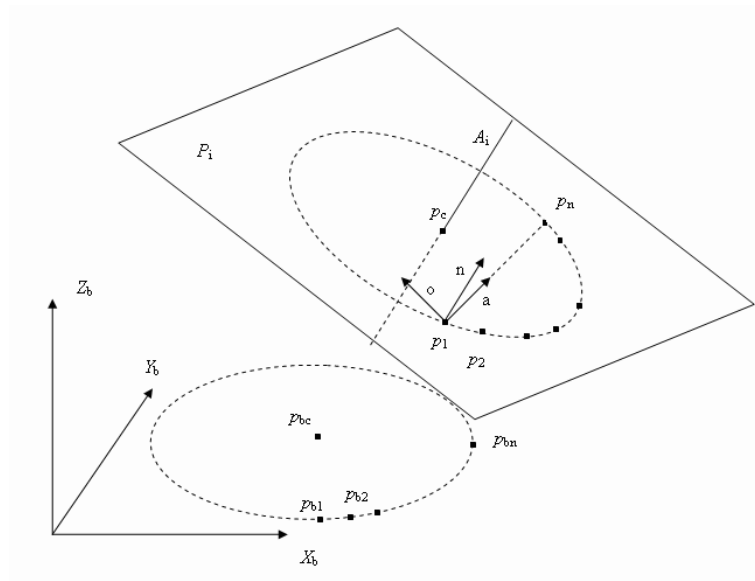
$$T = \begin{bmatrix} a_1 & \sigma_1 & n_1 & p_{1x} \\ a_2 & \sigma_2 & n_2 & p_{1y} \\ a_3 & \sigma_3 & n_3 & p_{1z} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (4.29)$$

Με πολλαπλασιασμό των σημείων του τόξου p_i με τον πίνακα T , τα σημεία του μετρούμενου τόξου μεταφέρονται στο $X_b Y_b Z_b$ πλαίσιο και ειδικότερα έχει απεικονιστεί στα p_{bi} σημεία επάνω στο $X_b Y_b$ επίπεδο. Τώρα, η εκτίμηση του κύκλου στον 2-διάστατο χώρο έχει μετατραπεί σε πρόβλημα ταιρίασματος 2 διαστάσεων. Μετά την εκτίμηση του κέντρου και της ακτίνας του κύκλου, το αρχικό κέντρο απεικονίζεται στον 3-διάστατο χώρο μέσω αντίστροφου μετασχηματισμού του πίνακα T . Αυτό είναι και το ζητούμενο πραγματικό κέντρο του τόξου.

Στην βιβλιογραφία προτείνονται διάφορες μέθοδοι για 2-διάστατο ταίριασμα σε τόξα. Εδώ αποτιμήσαμε μερικές από αυτές σε σχέση με την ακρίβεια και τον χρόνο εκτέλεσης. Αυτές οι μέθοδοι περιγράφονται κυρίως στα [8], [9] και είναι οι ακόλουθες:

1. Αλγεβρικό ταίριασμα κύκλου με Hyperaccuracy (HSVD).
2. Μέθοδος του Karimaki (KAR).
3. Μέθοδος Landau (LDM).
4. Μέθοδος Pratt (PSVD).

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

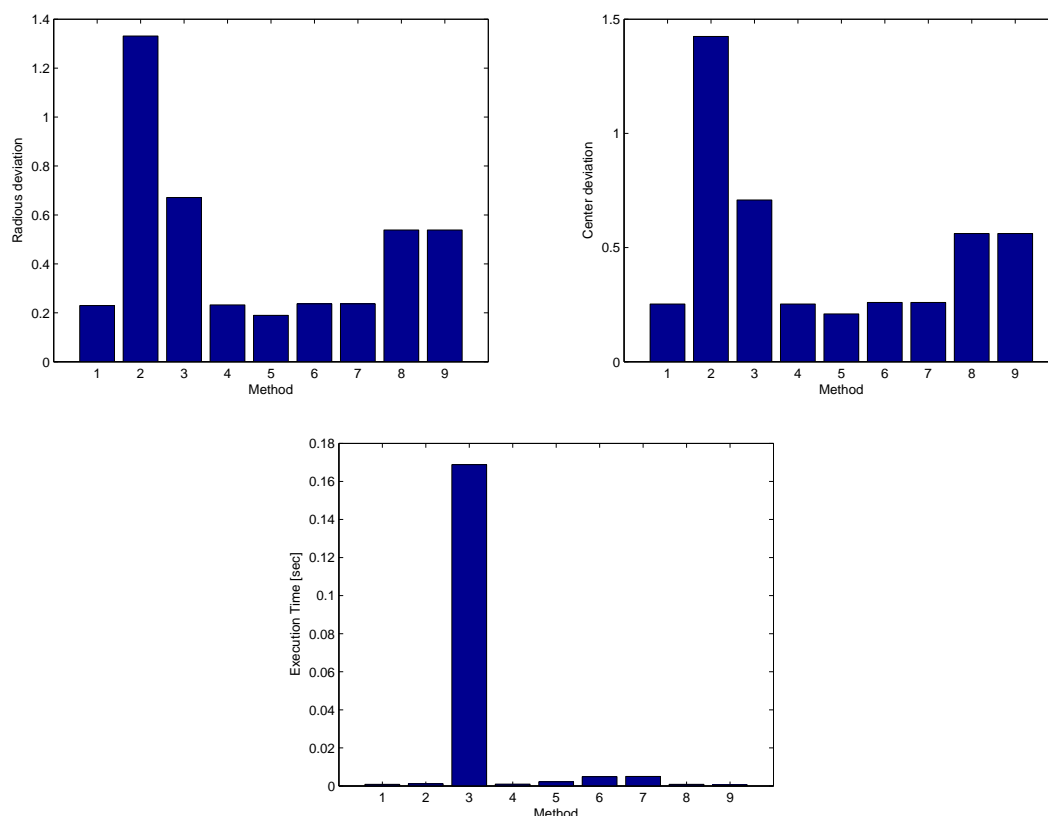


Σχήμα 4.2: Απεικόνιση 3-διάστατου κύκλου σε 2-διάστατο.

5. Απεικόνιση σε σφαίρα Riemann (RSF).
6. Levenberg-Marquard (LM).
7. Μέθοδος περιοχής εμπιστοσύνης (TRM).
8. Γραμμικά ελάχιστα τετράγωνα του Kasa (LSK).
9. Μέθοδος Thomas (THM).

Αν και οι μέθοδοι δίνουν ακριβώς εκτίμηση για περίπτωση πλήρους κύκλου, έχουν διαφορετικά αποτελέσματα στην περίπτωση τόξων. Στην περίπτωση της εκτίμησης παραμέτρων του ποδιού μετράμε τόξα για παράδειγμα με πλάτος 60° στην dorsiflexion-plantarflexion και 40° πλάτος στην inversion-eversion περιστροφή και επομένως πρέπει να εξετάσουμε τις μεθόδους στην περίπτωση τόξων. Για αποτίμηση των προηγούμενων μεθόδων, έχουμε φτιάξει έναν κύκλο με κέντρο στο (1.5,2.3) και ακτίνα 4. Επιλέχτηκε ένα τόξο των 60° και προστέθηκε κανονικής κατανομής θόρυβος με τυπική απόκλιση $\sigma = 0.06$. Ως παράγοντες αποτίμησης των μεθόδων επιλέχθηκε α) η απόσταση μεταξύ του πραγματικού και του εκτιμούμενου κέντρου, β) η απόσταση της εκτιμούμενης ακτίνας από την πραγματική και γ) ο χρόνος εκτέλεσης. Η εξομοίωση έγινε σε MATLAB(R2008a) σε ένα Pentium 4 PC, με 3GHz CPU και 1GB RAM. Όπως δείχνεται στην εικόνα 4.3, η μέθοδος απεικόνισης σε σφαίρα Riemann (RSF) έχει δώσει ικανοποιητικά αποτελέσματα τόσο για την απόκλιση

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 4.3: Σύγκριση μεταξύ μεθόδων ταιριάσματος 2-διάστατων κύκλων.

από τις πραγματικές παραμέτρους όσο και για τον χρόνο εκτέλεσης επειδή είναι μη επαναληπτική. Αυτή η μέθοδος έχει επιλεγεί τελικά για ταίριασμα τόξων.

Ταίριασμα σημείων σε κύκλο με απεικόνιση σε σφαίρα Riemann:

Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιάσουμε την μέθοδο ταιριάσματος σε τόξα με απεικόνιση σε σφαίρα Riemann. Η μέθοδος εισήχθη από τον Lillekjendlie στο [49] και έχει επιτυχημένα χρησιμοποιηθεί για το ταίριασμα τροχιών στοιχειωδών σωματιδίων που καταγράφηκαν στο ATLAS Inner Detector Transition Radiation Tracker (TRT) [80]. Η μέθοδος βασίζεται στην ένα-προς-ένα συσχέτιση μεταξύ κύκλων στον 2-διάστατο χώρο και μιας 3-διάστατης σφαίρας Riemann, οι οποίες συσχετίζονται μέσω στερεογραφικής προβολής. Ένας κύκλος επάνω στην σφαίρα Riemann είναι η τομή της σφαίρας με ένα επίπεδο, επομένως το ταίριασμα του κύκλου στον 2-διάστατο χώρο μετατρέπεται σε πρόβλημα ταιριάσματος επιπέδου στην 3-διάστατη σφαίρα Riemann. Η σφαίρα Riemann έχει ακτίνα $1/2$ και συντεταγμένες κέντρου $(0,0,1/2)$.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

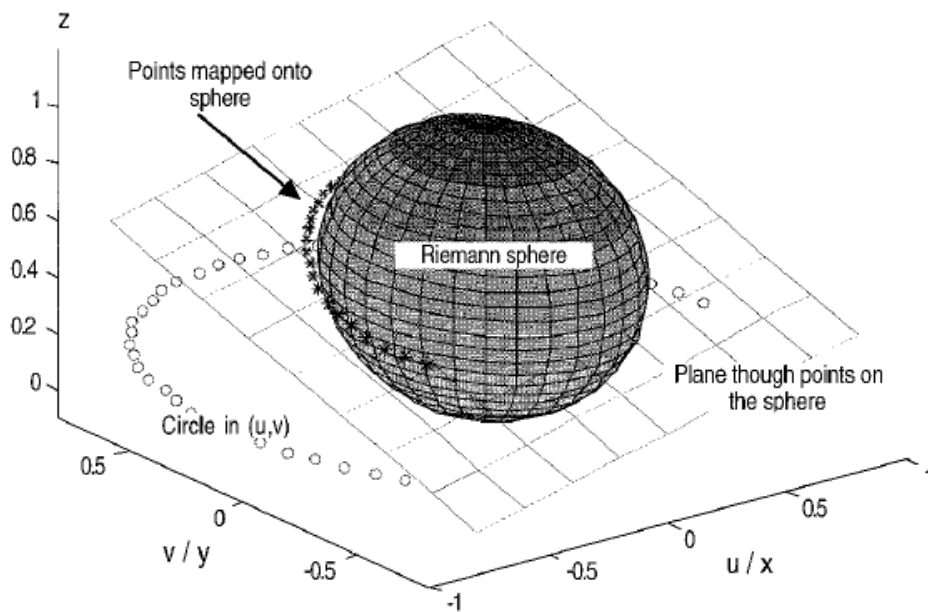
Στην εικόνα 4.4 φαίνεται πως απεικονίζεται ένας κύκλος σε σφαίρα Riemann. Η διαδικασία δεν είναι επαναληπτική, είναι γρήγορη και με ικανοποιητική ακρίβεια. Αποτελείται από τα ακόλουθα 3 βήματα:

α) Για όλα τα N δεδομένα σημεία ενός κυκλικού τόξου στον 2-διάστατο χώρο με συντεταγμένες (u_i, v_i) τα προβάλλουμε επάνω σε μια σφαίρα Riemann με τον ακόλουθο μετασχηματισμό:

$$x_i = \frac{u_i}{1 + u_i^2 + v_i^2}, \quad (4.30)$$

$$y_i = \frac{v_i}{1 + u_i^2 + v_i^2}, \quad (4.31)$$

$$z_i = \frac{u_i^2 + v_i^2}{1 + u_i^2 + v_i^2}. \quad (4.32)$$



Σχήμα 4.4: Απεικόνιση σε σφαίρα *Riemann* [49].

β) Ταιριάζουμε τα δεδομένα σημεία (x_i, y_i, z_i) σε επίπεδο μέσω της SVD διαδικασίας που περιγράφηκε πριν.

γ) Όταν το κάθετο διάνυσμα $n = (a, b, d)$ του επιπέδου έχει εκτιμηθεί η ακόλουθη αντίστροφη απεικόνιση δίνει το κέντρο (u_c, v_c) και την ακτίνα r του καλύτερα

ταιριασμένου κύκλου.

$$u_c = \frac{-a}{2(d-1)}, \quad (4.33)$$

$$v_c = \frac{-b}{2(d-1)}, \quad (4.34)$$

$$r = \sqrt{\frac{a^2 + b^2 - 4d(d-1)}{4(d-1)^2}}. \quad (4.35)$$

4.2.5 Υπολογισμός των παραμέτρων D-H

Οι προηγούμενες μη-γραμμική και γραμμική μέθοδοι ταιριάσματος καθορίζουν τις εξισώσεις ευθείας του κάθε άξονα περιστροφής στον 3-διάστατο χώρο στην μη-δενική θέση. Επομένως μπορούμε να προχωρήσουμε αναλυτικά στον γεωμετρικό υπολογισμό των D-H κινηματικών παραμέτρων, που θα γίνει με βάση τον ορισμό της μεθόδου στο κεφ. 2.6. Αρχικά υπολογίζουμε το κοινό κάθετο τμήμα $K_{i-1}O_i$ μεταξύ των δύο διαδοχικών αξόνων i και $i+1$. Το K_{i-1} βρίσκεται στον z_{i-1} άξονα και O_i στον z_i , (εικ. 4.5). Επομένως, έχουμε να υπολογίσουμε τις 6 συντεταγμένες $K_{i-1} = [x_{K_{i-1}}, y_{K_{i-1}}, z_{K_{i-1}}]$ και $O_i = [x_{O_i}, y_{O_i}, z_{O_i}]$. Αφού το K_{i-1} βρίσκεται επάνω στον άξονα z_{i-1} του οποίου το σημείο Pc_{i-1} και το μοναδιαίο διάνυσμα n_{i-1} είναι γνωστά, θα ισχύει η ακόλουθη σχέση:

$$\overrightarrow{K_{i-1}Pc_{i-1}} = t_{i-1} \cdot \overrightarrow{n_{z_{i-1}}}. \quad (4.36)$$

Παρομοίως για το O_i , έχουμε:

$$\overrightarrow{O_iPc_i} = t_i \cdot \overrightarrow{n_{z_i}}, \quad (4.37)$$

όπου $t_{i-1} = \|\overrightarrow{K_{i-1}Pc_{i-1}}\|_2$, $t_i = \|\overrightarrow{O_iPc_i}\|_2$ είναι τα μήκη των διανυσμάτων.

Οι συνθήκες καθετότητας $K_{i-1}O_i \perp z_{i-1}$ και $K_{i-1}O_i \perp z_i$ δίνουν το ακόλουθο σύστημα εξισώσεων:

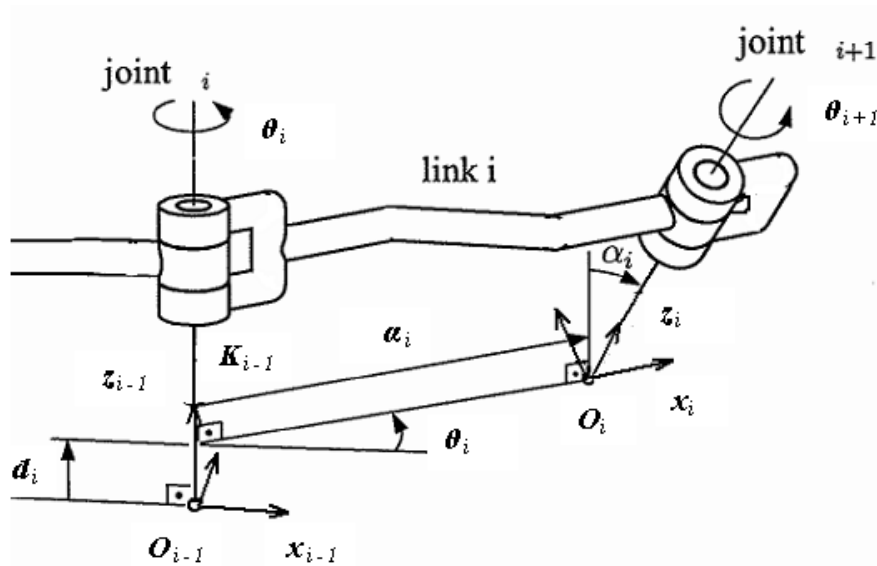
$$\overrightarrow{K_{i-1}O_i} \cdot \overrightarrow{K_{i-1}Pc_{i-1}} = 0, \quad (4.38)$$

$$\overrightarrow{K_{i-1}O_i} \cdot \overrightarrow{O_iPc_i} = 0. \quad (4.39)$$

Αντικαθιστώντας τις εξισώσεις 4.36, 4.37 στην 4.38 έχουμε την λύση για τα t_{i-1} , t_i και τα σημεία K_{i-1} , O_i έχουν πλέον οριστεί.

Αφού έχουμε υπολογίσει τα σημεία K_{i-1} , O_i για όλους τους άξονες στον 3-διάστατο χώρο, ο υπολογισμός των παραμέτρων D-H μπορεί να γίνει για κάθε μια χωριστά με βάση τα ακόλουθα βήματα:

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 4.5: Οι D-H παράμετροι σε δύο διαδοχικούς άξονες.

1. Όφσεν άρθρωσης d_i : η απόσταση μεταξύ των σημείων K_{i-1} και O_{i-1} .
2. Περιστροφή άρθρωσης ϑ_i : η γωνία μεταξύ των διανυσμάτων $\overrightarrow{K_{i-1}O_i}$ και $\overrightarrow{K_{i-2}O_{i-1}}$.
3. Η απόσταση μετατόπισης του συνδέσμου a_i : η Ευκλείδεια νόρμα $\|\overrightarrow{K_{i-1}O_i}\|$.
4. Η γωνία στροφής του συνδέσμου α_i : η γωνία μεταξύ των n_{i-1} και n_i διαδοχικών μοναδιαίων διανυσμάτων.

4.3 Αποτελέσματα

Για λόγους αποτίμησης εφαρμόσαμε τις μεθόδους στην αναγνώριση των πραγματικών παραμέτρων του κινηματικού μοντέλου του ποδιού που περιγράφηκε στο κεφάλαιο 2.6. Στη συνέχεια η μέθοδος εφαρμόστηκε στη αναγνώριση των παραμέτρων ενός πραγματικού ανθρώπινου ποδιού μετά από πειραματική καταγραφή των κινήσεων. Οι προτεινόμενες μέθοδοι αποτιμήθηκαν αρχικά στην εκτίμηση της θέσης και του προσανατολισμού του STJ και UAJ του ποδιού. Οι παράμετροι Denavit-Hartenberg του ποδιού υπολογίστηκαν γεωμετρικά με την μέθοδο που αναλύθηκε παραπάνω. Ο απαραίτητος κώδικας για την εφαρμογή των μεθόδων γράφτηκε σε MATLAB(R2008a) και έτρεξε σε ένα Pentium4 PC, με 3GHz CPU και 1GB RAM. Για

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

την παραγωγή του κανονικά κατανεμημένου θορύβου χρησιμοποιήθηκε η συνάρτηση *randn* του MATLAB.

Ο υπολογισμός των παραμέτρων D-H είναι ευαίσθητος στην ακρίβεια του ταίριασματος. Μετά το ταίριασμα στα δεδομένα πρέπει να αποτιμήσουμε το πόσο καλό είναι το ταίριασμα. Σαν συντελεστής της ακρίβειας του ταίριασματος των N σημείων επιλέχθηκε το μέσο τετραγωνικό σφάλμα (Mean Squared Error) το οποίο στην περίπτωση του επιπέδου ορίζεται ως MSEF:

$$MSEF = \frac{1}{N} \sum_1^N d_i^2, \quad (4.40)$$

όπου d_i είναι οι κάθετες αποστάσεις των σημείων από το εκτιμώμενο επίπεδο από την εξίσωση 4.19. Στην περίπτωση των 3-διάστατων κύκλων το μέσο τετραγωνικό σφάλμα (Mean Squared Error) (MSEC) ορίζεται ως εξής:

$$MSEC = \frac{1}{N} \sum_1^N [\sqrt{(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2 + (z_i - z_c)^2} - R]^2, \quad (4.41)$$

όπου (x_c, y_c, z_c) και R είναι το κέντρο και η ακτίνα του εκτιμώμενου κύκλου. Μια τιμή του $MSEF$ ή του $MSEC$ κοντά στο μηδέν δείχνει ότι το μοντέλο έχει μικρότερες συνιστώσες σφάλματος και το ταίριασμα είναι καλύτερο.

4.3.1 Αποτελέσματα εξομοίωσης

Αρχικά η προτεινόμενη μέθοδος αποτιμήθηκε στο κινηματικό μοντέλο του ποδιού. Έχουμε θεωρήσει ότι το πόδι βρίσκεται σε ένα παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων (WCS) με το x_o, y_o, z_o σημείο επάνω στο $[0 \ 0 \ 80]$ σημείο του WCS. Μετακινήσεις του ποδιού πραγματοποιούνται με αλλαγή των τιμών των γωνιών ϑ_{dp} και ϑ_{ie} μέσα σε όλο το εύρος κινήσεων. Οι θέσεις του σημείου P_8 καταγράφηκαν όπως θα μπορούσε να γίνει με έναν εξωτερικό υποθετικό μετρητή συντεταγμένων. Αρχικά εκτελέστηκε η κίνηση inversion-eversion και ο STJ περιστράφηκε παίρνοντας τιμές σε όλη την περιοχή κινήσεων. Οι προηγούμενοι άξονες θεωρήθηκαν σταθεροί στην μηδενική θέση και καταγράφηκε η τροχιά του σημείου P_8 . Στη συνέχεια έμεινε σταθερός ο STJ και ο UAJ περιστράφηκε σε όλη την περιοχή εκτελώντας μια dorsiflexion-plantarflexion κίνηση και καταγράφηκε η τροχιά του σημείου P_8 . Οι συντεταγμένες που μετρήθηκαν και στις δύο κινήσεις χρησιμοποιήθηκαν για την αναγνώριση των εξισώσεων των αξόνων STJ και UAJ στο χώρο. Ο υπολογισμός των

παραμέτρων Denavit-Hartenberg έγινε εύκολα με την προαναφερθείσα γεωμετρική διαδικασία. Αρχικά όλες οι μέθοδοι εφαρμόστηκαν στις καταγεγραμμένες τροχιές χωρίς προσθήκη θορύβου και εκτίμησαν ακριβώς τις παραμέτρους του μοντέλου. Μετά, προστέθηκε θόρυβος κανονικής κατανομής στα μετρούμενα δεδομένα και τα αποτελέσματα της εκτίμησης περιγράφονται παρακάτω:

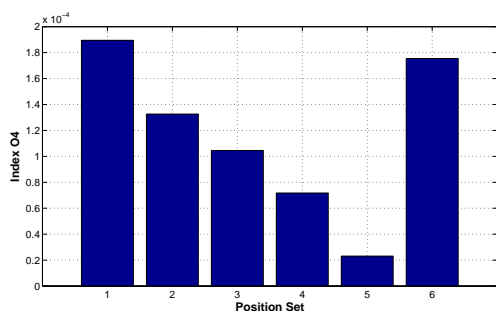
α) Μη γραμμική εκτίμηση:

Αρχικά, η μη γραμμική μέθοδος ταιριάσματος αποτιμήθηκε στις τροχιές του μοντέλου στο οποίο προστέθηκε θόρυβος με τυπική απόκλιση ($\sigma = 0.04$). Επειδή τα μετρούμενα δεδομένα τόσο στην περίπτωση του κύκλου όσο και της σφαίρας έχουν ίδιες μονάδες, task variable scaling μέσω covariance matrices θορύβου δεν είναι απαραίτητο. Αντίθετα, το column scaling είναι απαραίτητο για την σύγκριση των ιδιαζόντων τιμών που απαιτείται για τον έλεγχο της παρατηρησιμότητας και αναγνωρισιμότητας πριν την διαδικασία της αναγνώρισης. Για την εκτίμηση του επιπέδου στο *Βήμα 1* ο δείκτης παρατηρησιμότητας O_4 εκτιμήθηκε σε διάφορα σύνολα θέσεων. Το σύνολο θέσεων 1 με πολλά σημεία κατανεμημένα ομοιόμορφα επάνω στο τόξο έδωσε την μεγαλύτερη τιμή O_4 . Τα σύνολα θέσεων 2,3,4,5 περιείχαν μειούμενο αριθμό ομοιόμορφα κατανεμημένων σημείων, ενώ το σύνολο 6 περιείχε πολλά σημεία μόνο στα δύο άκρα του τόξου. Οι τιμές του δείκτη παρατηρησιμότητας O_4 φαίνονται στην εικόνα 4.6. Ο βαθμός της Ιακωβιανής αναγνώρισης ήταν 3 ενώ οι παράμετροι ήταν 4 που σημαίνει ότι μια παράμετρος είναι μη αναγνωρίσιμη. Επομένως τα επαναληπτικά ελάχιστα τετράγωνα λύθηκαν με την απαλοιφή του όρου της μηδενικής ιδιοτιμής που αντιστοιχεί στην μη αναγνωρίσιμη παράμετρο (εξίσωση 4.9).

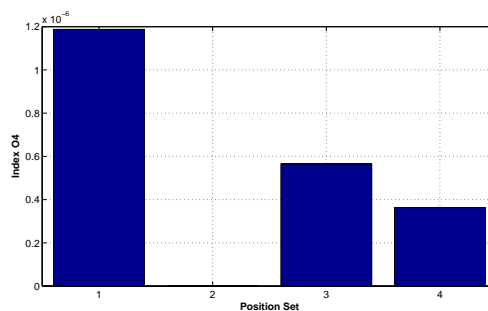
Παρόμοια για την εκτίμηση του κέντρου του κύκλου στο *Βήμα 2* δοκιμάστηκαν διάφορα σύνολα θέσεων. Το σύνολο θέσεων 1 με πολλά σημεία ομοιόμορφα κατανεμημένα επάνω στο τόξο έδωσε την μέγιστη τιμή O_4 . Το σύνολο θέσεων 2 περιείχε σημεία στα άκρα του τόξου ενώ τα σύνολα 3,5 μειούμενο αριθμό ομοιόμορφα κατανεμημένων σημείων στο τόξο. Οι τιμές του δείκτη παρατηρησιμότητας O_4 φαίνονται στην εικόνα 4.7. Και για τα δύο *Βήμα 1* και *Βήμα 2* τα αποτελέσματα της παρατηρησιμότητας είναι αναμενόμενα λόγω της συμμετρίας του τόξου. Η Ιακωβιανή αναγνώριση στο *Βήμα 2* είναι πλήρους βαθμού και έτσι δεν υπάρχουν μη αναγνωρίσιμες παράμετροι.

Για την μη γραμμική περίπτωση, οι εκτιμώμενες D-H παράμετροι είναι στον πίνακα 4.1 και τα χαρακτηριστικά της αναγνώρισης στον πίνακα 4.2.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



Σχήμα 4.6: Ο δείκτης O_4 στο ταίριασμα επιπέδου.



Σχήμα 4.7: Ο δείκτης O_4 στο ταίριασμα σφαίρας.

Πίνακας 4.1: Μη γραμμική εκτίμηση των D-H παραμέτρων του ποδιού με θόρυβο ($\sigma = 0.04$)

Πλαίσιο	$a_i[cm]$	$\alpha_i[deg]$	$d_i[cm]$	$\theta_i[deg]$
1	40.9735	38.223	-11.3683	11.941
2	3.325	58.72	12.885	12.19
3	12.31	0	-3.628	40.097

Για κάθε πλαίσιο δείχνονται τα σφάλματα των ακόλουθων παραμέτρων με τις μονάδες τους: η απόσταση μετακίνησης του συνδέσμου $a[cm]$, η γωνία στροφής του συνδέσμου $\alpha[deg]$, το όψει της άρθρωσης $d[cm]$ και η γωνία περιστροφής της άρθρωσης $\theta[deg]$.

Όπως έχει δειχθεί η μέθοδος δίνει ικανοποιητικά αποτελέσματα και οι συντελεστές ακρίβειας του ταίριασματος είναι πολύ μικροί. Κύριο μειονέκτημα είναι ο αριθμός των επαναλήψεων που οδηγεί σε μεγάλους χρόνους εκτέλεσης. Η απόκλιση από τις πραγματικές παραμέτρους είναι αισθητές αλλά όχι πολύ. Η μέγιστη απόκλιση για τις γωνίες είναι περίπου 1.5° και για τις αποστάσεις περίπου 4mm, που για το πόδι δεν έχει μεγάλη σημασία.

β) Γραμμική Εκτίμηση:

Η γραμμική μέθοδος εφαρμόστηκε στις τροχιές του μοντέλου του ποδιού με προσθήκη θορύβου με τυπική απόκλιση ($\sigma = 0.04$). Οι εκτιμώμενες D-H παράμετροι φαίνονται στον πίνακα 4.3 και τα χαρακτηριστικά της εκτίμησης φαίνονται στον πίνακα 4.4.

Για κάθε πλαίσιο δείχνονται τα σφάλματα στις ακόλουθες παραμέτρους με τις

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Πίνακας 4.2: Χαρακτηριστικά της μη γραμμικής εκτίμησης με θόρυβο ($\sigma = 0.04$)

Άρθρωση	Βήμα 1	Βήμα 2	<i>MSEP</i>	<i>MSEC</i>	Χρόνος [sec]
UAJ	1221	9	3.95e-6	5.33e-4	1.16
STJ	1208	10	2.4e-3	1.01e-4	1.09

Πίνακας 4.3: Γραμμική εκτίμηση των παραμέτρων D-H του ποδιού με θόρυβο ($\sigma = 0.04$)

Πλαίσιο	$a_i[cm]$	$\alpha_i[deg]$	$d_i[cm]$	$\theta_i[deg]$
1	40.962	38.223	-11.381	11.941
2	3.322	58.722	12.883	12.19
3	12.3275	0	-6.661	40.096

Πίνακας 4.4: Γραμμική εκτίμηση με θόρυβο ($\sigma = 0.04$)

Άρθρωση	Βήμα 1	Βήμα 2	<i>MSEP</i>	<i>MSEC</i>	Χρόνος [sec]
UAJ	-	-	4.015e-6	5.33e-4	0.054
STJ	-	-	2.4e-3	1.015e-4	0.048

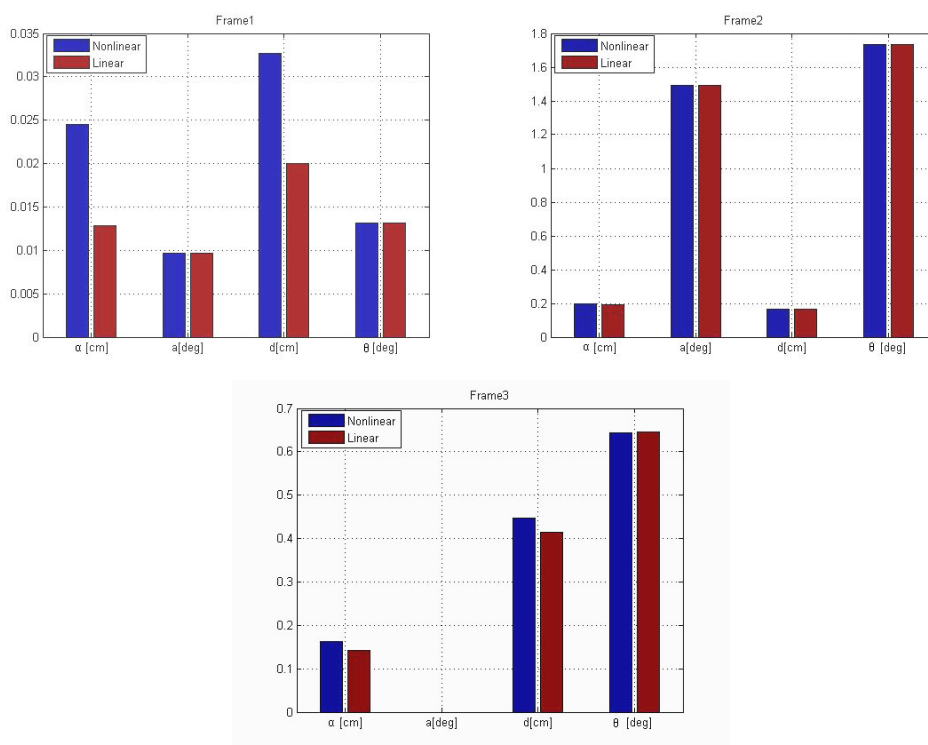
μονάδες τους: η απόσταση μετακίνησης του συνδέσμου $a(cm)$, η γωνία στροφής του συνδέσμου $\alpha(deg)$, το όψει της άρθρωσης $d(cm)$ και η γωνία περιστροφής της άρθρωσης $\theta(deg)$. Συγκρητικά, οι αποκλίσεις στην εκτίμηση από το μοντέλο της μη γραμμικής και γραμμικής μεθόδου φαίνονται στην εικόνα 4.8.

Η μέθοδος αυτή δίνει επίσης πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα με πολύ μικρούς συντελεστές ταιριάσματος. Το πλεονέκτημα είναι ο μικρός χρόνος εκτέλεσης αφού η μέθοδος είναι μη επαναληπτική. Η απόκλιση από τις πραγματικές παραμέτρους είναι σχεδόν η ίδια με την γραμμική το οποίο για το πόδι δεν είναι αισθητό.

4.3.2 Πειραματικά αποτελέσματα

Στη συνέχεια η μέθοδος αποτιμήθηκε σε πραγματικό πόδι με μέτρηση των κινήσεων. Για τις μετρήσεις χρησιμοποιήθηκε ένας ενήλικος άντρας με ύψος 1.85m και

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία



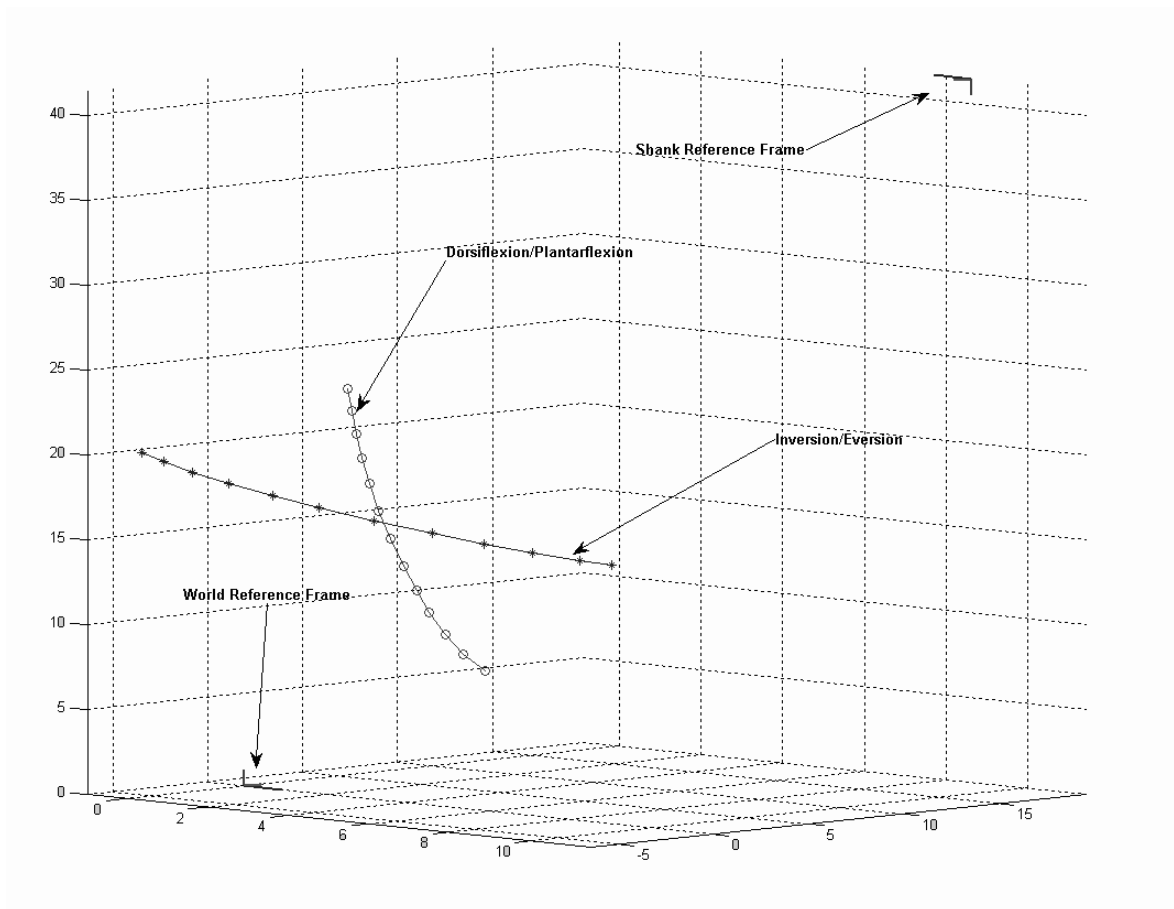
Σχήμα 4.8: Σφάλματα στις εκτιμούμενες παράμετρος D-H από τις 2 μεθόδους με θόρυβο ($\sigma = 0.04$).

βάρος 80kg και οι μετρήσεις έγιναν στις κινήσεις του δεξιού ποδιού. Για την καταγραφή των θέσεων του ποδιού χρησιμοποιήθηκε η 5-αξόνων συσκευή μέτρησης συντεταγμένων Microscribe (εικ. 4.10). Μια ξύλινη θήκη σχήματος Π κατασκευάστηκε μέσα στην οποία τοποθετήθηκε και σταθεροποιήθηκε η γάμπα. Στην θήκη αυτή ανατέθηκε και το πλαίσιο $O_o x_o y_o z_o$. Το πόδι είναι ελεύθερο να κινείται τόσο σε inversion-eversion όσο και σε dorsiflexion-plantarflexion περιστροφή.

Η ακίδα μέτρησης του τελικού συνδέσμου του Microscribe έχει σφηνωθεί σε μια μικρή ξύλινη πινακίδα. Η ξύλινη πινακίδα έχει δεθεί κάτω από τη σόλα του ποδιού με την ακίδα του τελικού συνδέσμου κάτω από τον τέταρτο και πέμπτο μετατάρσιο, στο οποίο έχει ανατεθεί και το πλαίσιο $O_3 x_3 y_3 z_3$. Με τον τρόπο αυτό περιορίζονται τα in vivo σφάλματα. Οι δύο περιστροφές έχουν παραγματοποιηθεί με τον ένα άξονα σταθερό στην ουδέτερη θέση ενώ ο άλλος περιστρέφεται ελεύθερα. Για την κίνηση dorsiflexion-plantarflexion, καταγράφηκαν 13 θέσεις, ενώ για την κίνηση inversion-eversion, καταγράφηκαν 12 θέσεις. Τα μετρούμενα δεδομένα έχουν εξομαλυνθεί με τη χρήση ενός φίλτρου μέσης τιμής. Το φίλτρο εφαρμόστηκε με την χρήση της συνάρτησης *smooth* του MATLAB, με span παράμετρο 5. Οι τελικές τροχιές φαίνονται

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

στην εικόνα 4.9.



Σχήμα 4.9: Τροχιές του ποδιού στις κινήσεις dorsiflexion-plantarflexion και inversion-eversion.

α) Μη γραμμική εκτίμηση:

Η μη γραμμική μέθοδος αποτιμήθηκε στην εκτίμηση των παραμέτρων D-H, τα αποτελέσματα της οποίας φαίνονται στον πίνακα 4.5, ενώ τα χαρακτηριστικά εκτίμησης φαίνονται στον πίνακα 4.6.

Πίνακας 4.5: Πειραματική μη γραμμική εκτίμηση των παραμέτρων D-H του ποδιού.

Πλαίσιο	$a_i[cm]$	$\alpha_i[deg]$	$d_i[cm]$	$\theta_i[deg]$
1	11.59	7.28	-116.17	-47.79
2	2.61	76	116.91	69.21
3	20.21	0	1.88	1.33

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Πίνακας 4.6: Χαρακτηριστικά πειραματικής μη γραμμικής εκτίμησης.

Άρθρωση	Βήμα 1	Βήμα 2	<i>MSEP</i>	<i>MSEC</i>	Χρόνος [<i>sec</i>]
UAJ	444	6	1.6e-3	9.25e-5	0.55
STJ	61	7	1.6e-3	1.3e-3	0.49

6) Γραμμική εκτίμηση:

Με τον ίδιο τρόπο η γραμμική μέθοδος για την εκτίμηση των παραμέτρων D-H του ποδιού φαίνονται στον πίνακα 4.7, ενώ τα χαρακτηριστικά εκτίμησης φαίνονται στον πίνακα 4.8.

Πίνακας 4.7: Πειραματική γραμμική εκτίμηση των παραμέτρων *D – H* του ποδιού.

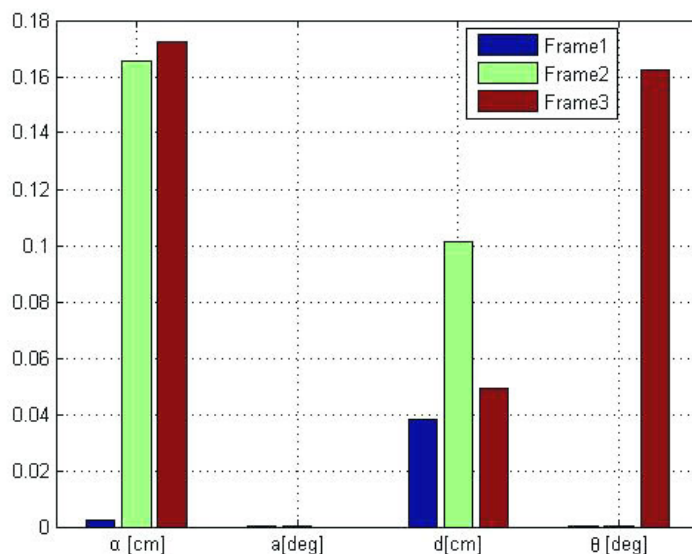
Πλαίσιο	$a_i[cm]$	$\alpha_i[deg]$	$d_i[cm]$	$\theta_i[deg]$
1	11.6	7.28	-116.14	-47.79
2	2.44	76	116.82	69.21
3	20.38	0	1.84	1.49

Πίνακας 4.8: Χαρακτηριστικά πειραματικής γραμμικής εκτίμησης.

Άρθρωση	Βήμα 1	Βήμα 2	<i>MSEP</i>	<i>MSEC</i>	Χρόνος [<i>sec</i>]
UAJ	-	-	1.6e-3	9.25e-5	0.0205
STJ	-	-	1.7e-3	1.3e-3	0.0127

Όπως φαίνεται, και οι δύο μέθοδοι αναγνώρισαν τους άξονες του ποδιού πολύ καλά, με ικανοποιητικές τιμές συντελεστών ακρίβειας ταιριάσματος. Η διαφορά στις εκτιμώμενες D-H παραμέτρους μεταξύ των δύο μεθόδων είναι πολύ μικρή. Για παράδειγμα η μέγιστη τιμή για τις αποστάσεις είναι περίπου 1.7mm και για τις γωνίες περίπου 0.15°. Κύρια διαφορά είναι η αισθητή απόκλιση στον χρόνο εκτέλεσης.

Το κινηματικό μοντέλο του ποδιού που χρησιμοποιήθηκε από την βιβλιογραφία της εμβιομηχανικής βασίστηκε σε μετρήσεις ειδικών σημείων επάνω στο πόδι στην όρθια θέση [20]. Οι δύο κύριοι άξονες περιστροφής του αστραγάλου θεωρήθηκε ότι



Σχήμα 4.10: Διαφορές μεταξύ μη γραμμικής και γραμμικής εκτίμησης.

ορίζονται από τα σημεία αυτά. Οστόσο, οι δύο άξονες περιστροφής δέν έχουν σταθερό προσανατολισμό κατά την εκτέλεση των των κινήσεων του ποδιού αλλά μεταβάλεται. Οι μετρούμενες τροχιές που φαίνονται στην εικόνα 4.9 ταιριάζονται ικανοποιητικά σε κυκλικά τόξα. Αυτό επιβεβαιώνει ότι το πόδι συμφωνεί με το μοντέλο των δύο αξόνων. Οι προτεινόμενες μέθοδοι αναγνωρίζουν τους άξονες περιστροφής καθώς και τις παραμέτρους του μοντέλου με πολύ μικρές διαφορές στην μη γραμμική και γραμμική προσέγγιση. Το εκτιμώμενο κινηματικό μοντέλο είναι πιο περιεκτικό γιατί προκύπτει από όλες τις κινήσεις και όχι από μια μόνο [20]. Επίσης οι κινήσεις του ποδιού καταγράφονται από τις κινήσεις ενός σημείου που έγινε με μια απλή συσκευή συντεταγμένων και όχι με ακριβά συστήματα οπτικής ανάλυσης κίνησης όπως συναντάται στην βιβλιογραφία.

4.4 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο αυτό προτείναμε μια μέθοδο αναγνώρισης των κινηματικών παραμέτρων της άρθρωσης του αστραγάλου η οποία δεν χρησιμοποιεί μετρήσεις των εσωτερικών γωνιών των αρθρώσεων. Μια αρχική προσέγγιση έγινε με απαλοιφή των μη μετρούμενων γωνιών των αρθρώσεων με χρήση αλγεβρικών τεχνικών απαλοιφής μέσω resultants, όπως προτάθηκε στο [16] για την απαλοιφή των μη μετρούμενων

γωνιών στην βαθμονόμηση παράλληλων ρομπότ. Το πρόβλημα έτσι ανάγεται στην επίλυση του απαλειφθέντος συστήματος με μη γραμμικά ελάχιστα τετράγωνα. Η περίπτωση των σειριακών ρομπότ είναι πιο περίπλοκη γιατί οι κινηματικές εξισώσεις προέρχονται από διαδοχικό πολλαπλασιασμό με τόσους πίνακες ομογενούς μετασχηματισμού όσος είναι και ο αριθμός των συνδέσμων. Για την απαλοιφή των δύο γωνιών περιστροφής όπως είναι στο πόδι, ο πίνακας απαλοίφουσας (resultant) είναι πολύ μεγάλος και περιέχει πολυώνυμα μεγάλου βαθμού, επομένως η ορίζουσα είναι δύσκολο να υπολογιστεί.

Εδώ εφαρμόσαμε ταίριασμα σε κύκλους στο χώρο για την αναγνώριση των κινηματικών παραμέτρων της άρθρωσης του αστραγάλου. Το κύριο πλεονέκτημα είναι ότι δεν χρειάζονται δεδομένα γωνιών των αρθρώσεων. Η μέθοδος αυτή μπορεί να εφαρμοστεί για την αναγνώριση κινηματικών παραμέτρων σειριακών ρομπότ με απλή καταγραφή τροχιών του τελικού στοιχείου δράσης και περιστροφή ενός άξονα κάθε φορά. Οι εξισώσεις των ευθειών που ορίζουν τους άξονες περιστροφής στο χώρο βρέθηκαν με αλγορίθμους ταυρίσματος σε σημεία. Εδώ ακολουθήθηκαν 2 προσεγγίσεις ταυρίσματος. Μια μη γραμμική προσέγγιση η οποία βασίστηκε σε επαναληπτικά μη γραμμικά ελάχιστα τετράγωνα και μια γραμμική που βασίστηκε σε SVD, μετασχηματισμό σημείων και ταίριασμα κύκλου με απεικόνιση σε σφαίρα Riemann. Αποδείχτηκε ότι η εκτίμηση είναι πιο ακριβής όταν ο αριθμός των μετρήσεων είναι μεγάλος και έχουν ομοιόμορφη κατανομή επάνω στο τόξο. Μετά το ταίριασμα οι εξισώσεις των ευθειών των αξόνων περιστροφής είναι γνωστές, οπότε οι κινηματικές παράμετροι του D-H μοντέλου υπολογίζονται γεωμετρικά από τις συνθήκες καθετότητας.

Προτείναμε την μέθοδο αυτή με σκοπό να αναγνωρίσουμε τις κινηματικές παραμέτρους του ποδιού σε σχέση με τον αστράγαλο. Η μέθοδος γενικά έχει στόχο την αναγνώριση των κινηματικών παραμέτρων μελών του ανθρωπίνου σώματος χωρίς την μέτρηση γωνιών αρθρώσεων. Η προτεινόμενη μέθοδος αναγνωρίζει τους άξονες περιστροφής και τις παραμέτρους του κινηματικού μοντέλου με μικρές διαφορές στην μη γραμμική και την γραμμική προσέγγιση. Το εκτιμώμενο κινηματικό μοντέλο είναι πιο περιεκτικό γιατί προκύπτει από την καταγραφή πολλών θέσεων και όχι από μια μόνο. Επίσης, οι κινήσεις του ποδιού μετρήθηκαν από την κίνηση ενός σημείου με μια απλή συσκευή μέτρησης συντεταγμένων αποφεύγοντας την χρήση ακριβών οπτικών συστημάτων. Στόχος είναι να βρεί εφαρμογή στην μηχανική ρύθμιση μιας αυτόματης συσκευής φυσιοθεραπείας του αστραγάλου όπως μια μελλοντική έκδοση

της υβριδικής πλατφόρμας που σχεδιάστηκε στο κεφάλαιο 3 ή στο σχεδιασμό τροχιάς μιας γενικής πλατφόρμας όπως της πλατφόρμας Stewart του Rutgers. Επίσης, η μέθοδος μπορεί να χρησιμοποιηθεί και στην κατασκευή ενός τεχνητού ποδιού ή άλλου μέλους με κινηματική δομή σειριακού βραχίονα.

Ως μελλοντική δουλειά το πρόβλημα της απαλοιφής των μη μετρούμενων γωνιών είναι ενδιαφέρον. Η έρευνα μπορεί να αφορά αποτελεσματικούς αλγορίθμους όπως *interpolation*, ή μείωση παραμέτρων με σκοπό να μειώσουμε την πολυπλοκότητα στον υπολογισμό της απαλοίφουσας.

Επίλογος και μελλοντική εργασία

Στην παρούσα διατριβή καθορίστηκε ένα σύνολο σχεδιαστικών προδιαγραφών για μια ρομποτική συσκευή φυσιοθεραπείας του αστραγάλου, παρουσιάστηκε και σχεδιάστηκε μια νέα ρομποτική συσκευή φυσιοθεραπείας με υβριδική σειριακή-παράλληλη δομή, ενώ τέλος αναπτύχθηκε μια μέθοδος αναγνώρισης των κινηματικών παραμέτρων της άρθρωσης του αστραγάλου. Αρχικά, από την μελέτη ρομποτικών μηχανισμών φυσιοθεραπείας του αστραγάλου διαπιστώθηκε ότι λείπει από την βιβλιογραφία μια ενιαία μελέτη του ποδιού και ο καθορισμός των σχεδιαστικών προδιαγραφών μια ρομποτικής συσκευής φυσιοθεραπείας. Οι υπάρχοντες μηχανισμοί έχουν σχεδιαστεί με βάση διάσπαρτα δεδομένα από διαφορετικές πηγές. Έχοντας ως κεντρικό άξονα την σχεδίαση ρομπότι, έγινε και παρουσιάστηκε η κινηματική μελέτη του ποδιού σε σχέση με τον αστράγαλο η οποία βασίστηκε στο μοντέλο των 2 αξόνων. Πειραματικές μετρήσεις επάνω στις κινήσεις του ποδιού συμπλήρωσαν το σύνολο των σχεδιαστικών προδιαγραφών που απαιτούνται για μια ρομποτική συσκευή φυσιοθεραπείας.

Όσον αφορά τους ρομποτικούς μηχανισμούς φυσιοθεραπείας του αστραγάλου, οι υπάρχοντες μηχανισμοί είτε είναι πλεονάζοντες είτε δεν ακολουθούν ακριβώς την κινηματική του ποδιού. Εξετάστηκαν αρχικά 2 γνωστοί ρομποτικοί μηχανισμοί ως πιθανοί υποψήφιοι για την φυσιοθεραπεία του αστραγάλου και αναλύθηκαν τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα τους. Τελικά απορρίφθηκαν και εισήχθηκε μια νέα ρομποτική πλατφόρμα φυσιοθεραπείας με υβριδική σειριακή-παράλληλη δομή και έγινε ο παραμετρικός σχεδιασμός της. Στόχος είναι μια συσκευή η οποία θα είναι εύχρηστη, εύκολα μεταφερίσιμη, χαμηλού κόστους και ασφαλής. Η συγκεκριμένη αρχιτεκτονική επιλέχθηκε ώστε οι κινήσεις της πλατφόρμας να συμφωνούν με τις κινήσεις του ποδιού γύρω από τον αστράγαλο. Προστέθηκαν ιδιότητες μηχανικής προσαρμογής έτσι ώστε να μπορεί να προσαρμόζεται στις θέσεις των αξόνων του κάθε ασθενούς. Ανοικτά θέματα για μελλοντική εργασία από θεωρητικής πλευράς είναι π.χ. η μελέτη δομικής αντοχής της συσκευής (πεπερασμένα στοιχεία (FEM), μοντελοποίηση εικονικών αρθρώσεων (VJM)), η δυναμική μοντελοποίηση της πλατφόρμας και η μελέτη κατάλληλων μεθόδων ελέγχου (έλεγχος δύναμης, εμπέδησης κ.τ.λ.) της πλατφόρμας έτσι ώστε να συμφωνεί με τις ασκήσεις φυσιοθεραπείας. Η μελέτη της αλληλεπίδρασης της πλατφόρμας με πλήρη μυοσκελετικά μοντέλα του ποδιού, όπως γίνεται π.χ. με λογισμικά πακέτα μυοσκελετικής εξομοίωσης (ANYBODY [3]), είναι

ένα πολύ ενδιαφέρον θέμα προς μελέτη. Επίσης, η προσθήκη επιπλέον ικανοτήτων μηχανικής προσαρμογής έτσι ώστε οι άξονες περιστροφής να προσαρμόζονται με τους άξονες του ποδιού του κάθε ασθενούς κρίνεται σημαντική. Τέλος, σημαντικό θέμα είναι η κατασκευή της πλατφόρμας και η εκτέλεση πειραματικών ασκήσεων φυσιοθεραπείας υπό την επίβλεψη φυσιοθεραπευτή.

Η αναγνώριση της κινηματικής του ποδιού είναι απαραίτητη για την εκτέλεση ασκήσεων φυσιοθεραπείας από μια ρομποτική συσκευή. Παρουσιάσαμε μια μέθοδο αναγνώρισης των κινηματικών παραμέτρων του ποδιού που βασίστηκε σε μεθοδολογίες βαθμονόμησης σειριακών ρομπότ. Οι κλασσικές μέθοδοι βαθμονόμησης βασίζονται στην ευθεία ή αντίστροφη κινηματική και χρησιμοποιούν τις μετρήσεις των γωνιών των αρθρώσεων. Στην περίπτωση του ποδιού οι γωνίες είναι δύσκολο να μετρηθούν για τον λόγο αυτό το πρόβλημα λύθηκε με ταίριασμα τροχιών σε 3-διάστατους κύκλους και προσδιορισμό των εξισώσεων των αξόνων περιστροφής. Οι παράμετροι D-H μπορούν να υπολογιστούν γεωμετρικά από τις συνθήκες καθετότητας. Ενδιαφέρον θέμα είναι και η αναγνώριση με εφαρμογή αλγεβρικών τεχνικών απαλοιφής των μη μετρούμενων μεταβλητών γωνιών. Στην περίπτωση μας είναι δύσκολος ο υπολογισμός της ορίζουσας που προκύπτει. Μπορεί να γίνει έρευνα για την εφαρμογή πιο αποτελεσματικών αλγορίθμων υπολογιστικής άλγεβρα. Επίσης, η εφαρμογή και άλλων μεθόδων βελτιστοποίησης (π.χ. μη γραμμικός προγραμματισμός, κυρτή βελτιστοποίηση κ.τ.λ.) στο ταίριασμα σημείων σε κύκλους στο χώρο μπορεί να διερευνηθεί.

Τέλος, στην πραγματικότητα οι κινήσεις γύρω από τον αστράγαλο είναι πιο σύνθετες και τελευταία γίνονται προσπάθειες για πιο πολύπλοκη μοντελοποίηση του αστραγάλου π.χ. 4-bar. Ενδιαφέρον θέμα είναι η αναγνώριση με τεχνικές βαθμονόμησης ρομπότ των πιο πολύπλοκων αυτών μοντέλων του αστραγάλου.

Αποτελεσματικοί αλγόριθμοι για την μελέτη και σχεδίαση παράλληλων ρομποτικών μηχανισμών με εφαρμογές στην φυσιοθεραπεία

Βιβλιογραφία

- [1] M. Abderrahim and A.R. Whittaker. Kinematic model identification of industrial manipulators. *Robotics and Computer Integrated Manufacturing*, 16:1-8, 2000.
- [2] ANSYS. <http://www.ansys.com>.
- [3] ANYBODY. <http://www.anybodytech.com>.
- [4] J. Apkarian, S. Naumann, and B. Cairns. Athree-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. *J. Biomechanics*, 22(2):143-155, 1989.
- [5] M. Areblad, B.M. Nigg, J. Ekstrand, K.O. Olsson, and H. Ekstrom. Threedimensional measurement of rearfoot motion during running. *J. Biomechanics*, 23(9):933-940, 1990.
- [6] M. Armada. [http : //www.iai.csic.es/iarp/sapr/12_spain_iarp_jcf_2003.pdf](http://www.iai.csic.es/iarp/sapr/12_spain_iarp_jcf_2003.pdf). *International Advanced Robotics Programme (IARP) 22nd JOINT COORDINATING FORUM*, pages 347-352, 16-18 October 2003.
- [7] M. Ceccarelli, G. Carbone, and E. Ottaviano. Multi criteria optimum design of manipulos. *Bulletin of the polish academy of science: Technical Sciences*, 53(1):9-18, 2005.
- [8] N. Chernov and C. Lesort. <http://www.math.uab.edu/cl/cl1>.
- [9] N. Chernov and C. Lesort. Least squares fitting of circles. *J. Mathematical Imaging and Vision*, 23:239-252, 2005.
- [10] ClinicalGaitAnalysis. <http://www.univie.ac.at/cga>.

- [11] D. Ball C.N. Maganaris, V. Baltzopoulos and A.J. Sargeant. In vivo specific tension of human skeletal muscle. *J. Applied Physiology*, 90(3):865–872, 2001.
- [12] I. D. Coope. Circle fitting by linear and nonlinear least squares. *J. Optimization Theory and Applications*, 76:381–388, 1993.
- [13] J.J. Craig. *Introduction to Robotics: Mechanics and Control*. 2nd ed. Addison Wesley, 1989.
- [14] D. Daney. Optimal measurement configurations for Gough platform calibration. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation.*, pages 147–152, 2002, Wasington.
- [15] D.Daney and I.Z Emiris. Algebraic elimination for parellel robot calibration. *Proc. of the 11th World Congress in Mechanism and Machine Science*, April 1-4, 2004, Tianjin, China.
- [16] D.Daney and I.Z Emiris. Robust parellel robot calibration with partial information. *Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation*, pages 3262–3267, Seoul, S. Korea, 2001.
- [17] D.M Demarais, R.A Bachschmidt, and G.F. Harris. The instantaneous axis of rotation (IAOR) of the foot and ankle: A self-determining system with implications for rehabilitation medicine application. *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10:232–238, December 2002.
- [18] M. Dettwyler, A. Stacoff, I.A. Kramers de Quervaina, and E. Stussi. Modelling of the ankle joint complex. reflections with regards to ankle prostheses. *Foot and Ankle Surgery.*, 10:109–119, 2004.
- [19] Microscribe 3D Digitizer. http://www.ghost3d.com/gt_systems.htm.
- [20] J. Dul and G.E Johnson. A kinematic model of the human ankle. *J. Biomedical Engineering*, 7:137–143, 1985.
- [21] T. Fukunaga, R.R Roy, F.G. Shellock, J.A. Hodgson, and V.R. Edgerton. Specific tension of human plantarflexors and dorsiflexors. *J. Applied Physiology*, 80:158–165, 1996.

- [22] M.A. Freeman, M.R Dean and I.W. Hanham. The etiology and prevention of functional instabilities of the foot. *J. Bone Joint Surg.*, 47:678-685, 1965.
- [23] S.S.H.U. Gamage and J. Lasenby. New least squares solution for estimating the average center of rotation and the axis of rotation. *J. Biomechanics*, 35:87-93, August 2002.
- [24] W. Gander, G.H. Golub, and R. Strebler. Fitting of circles and ellipses: least square solution. *BIT*, 34:556-577, 1994.
- [25] M. Gironi, G. Burdea, M. Bouzit, V. Popescu, and J.E. Deutsch. A Stewart platform-based system for ankle telerehabilitation. *Autonomous Robots*, 10:203-212, 2001.
- [26] C.M. Gosselin and J. Hamel. The agile-eye: A high performance three-degree-of-freedom camera-orienting device. *Proc. IEEE Int. Conf on Robotics and Automation*, pages 781-786, San Diego, May, 1994.
- [27] C.M. Gosselin and J. Wang. Singularity loci of a special class of spherical three-degree-of-freedom parallel mechanisms with revolute actuators. *J. Robotics Research*, 21(7):649-659, 2002.
- [28] Σ.Γ. Τζαφέστας. *Ρομποτική Ανάλυση-Έλεγχος-Σχεδιασμός-Προγραμματισμός-Αίσθηση*. Αθήνα, 2003.
- [29] E.S. Grood and W.J. Suntay. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Trans. ASME*, 105:136-144, 1983.
- [30] K. Halvorsen, M. Lesser, and A. Lundberg. A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. *Journal of Biomechanics*, 32:1221-1227, 1999.
- [31] F. Hao and J-P. Merlet. Multi-criteria optimal design of parallel manipulators based on interval analysis. *Mechanism and Machine Theory*, 40(2):157-171, 2005.

- [32] R. Hartenberg and J. Denavit. A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. *J. Applied Mechanics*, pages 215–221, June 1955.
- [33] J.M Hollerbach and C.W. Wampler. The calibration index and taxonomy for robot kinematic calibration methods. *J. Robotics Research*, 15:573–591, 1996.
- [34] A.E. Hunt, R.M. Smith, and M. Torode. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. *Foot Ankle Int*, 22(1):31–41, 2001.
- [35] V.T. Inman. *Inman's joints of the ankle*. 2nd ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1976.
- [36] C. Innocenti. Algorithms for kinematic calibration of fully-parallel manipulators. *Computational Kinematics*, pages 241–250, Kluwer, 1995.
- [37] R.E. Isman and V.T Inman. Anthropometric studies of the human foot and ankle. *Bulletin of Prosthetic Research*, 10-11:97–129, 1969.
- [38] L. Jaulin, M. Kieffer, O. Didrit, and E. Walter. *Applied Interval Analysis*. Springer-Verlag, 2001.
- [39] C. Nester J.S. Dai, T. Zhao. Sprained ankle physiotherapy based mechanism synthesis and stiffness analysis of a robotic rehabilitation device. *Autonomous Robots*, 16:207–218, 2004.
- [40] T.M. Kepple, S.J. Stanhope, K.N. Lohmann, and N.L. Roman. A video-based technique for measuring ankle-subtalar motion during stance. *J. Biomedical Engineering*, 12:273–280, 1990.
- [41] W. Khalil, S. Besnard, and P. Lemoine. Comparison study of the geometric parameter calibration methods. *Int. J. Robotics and Automation.*, 15(2):55–67, 2000.
- [42] H.S. Kim and Y.J. Choi. The kinetostatic capability analysis of robotic manipulators. *Proc. IEEE/RSJ Intern. Conf. Intelligent Robots and Systems.*, pages 55–67, Kyongju, Korea 1999.

- [43] C.L. Lawson and R.J. Hanson. *Solving Least Squares Problems*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall., 1974.
- [44] A. Leardini. *Geometry and mechanics of the human ankle complex and ankle prosthesis design*. Dissertation. University of Oxford., 2000.
- [45] A. Leardini, J.J. O'Connor, F. Catani, and S. Giannini. A geometric model of the human ankle joint. *J. Biomechanics.*, 32:585-591, 1999.
- [46] A. Leardini, R. Stagni, and J.J. O'Connor. Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex. *J. Biomechanics*, 34(4):805-809, 2001.
- [47] E. Lee, C. Mavroidis, and J-P. Merlet. Five precision points synthesis of spatial RRR manipulators using interval analysis. *ASME J. Mechanical Design*, 126(5):842-849, 2004.
- [48] K. Lee and D.K. Shah. Kinematic analysis of a three degrees of freedom in parallel actuated manipulator. *IEEE J. Robotics and Automation*, 4(3):354-360, 2003.
- [49] B. Lillekjendlie. Circular arcs fitted on a Riemann Sphere. *Computer Vision and Image Understanding*, 67:311-317, 1997.
- [50] G. Liu, J. Gao, H. Yue, X. Zhang, and G. Lu. Design and kinematics analysis of parallel robots for ankle rehabilitation. *IEEE Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pages 253-258, Beijin-China, 2006.
- [51] J.T. Manter. Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *Anat Rec.*, 80:397-409, 1941.
- [52] CG. Mattacola and MK. Dwyer. Rehabilitation of the ankle after acute sprain or chronic instability. *J. Athletic Training*, 37(4):413-429, 2002.
- [53] C. Mavroidis, M. Alam, and E. Lee. Analytic geometric design of spatial R-R robot manipulators. *Proc. of DETC 00: 26th Biennial Mechanisms and Robotics Conference*, 2000, Baltimore, Maryland.
- [54] J.M. McCarthy. *Geometric Design of Linkages*. Springer-Verlag, New York, 2000.

- [55] J.M. McCarthy. Mechanism synthesis theory and the design of robots. *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pages 55–60, San Francisco, 2000.
- [56] Mephisto3D. <http://www.thinglab.co.uk>.
- [57] J-P. Merlet. Determination of 6D-workspaces of Gough-type parallel manipulator and comparison between different geometris. *Mechanism and Machine Theory*.
- [58] J-P. Merlet. Designing a parallel robot for a specific workspace. *Technical Report, 2527. INRIA Sophia-Antipolis*, 1995.
- [59] J-P. Merlet. Optimal design of robots. *Conference in Robotics: Science and Systems*, June 2005.
- [60] J-P Merlet. *Parallel Robots*. Springer, Second edition, 2006.
- [61] B. Mooring, Z. Roth, and M. Driels. *Fundamentals of manipulator calibration*. New York:Wiley, 1991.
- [62] L. Moseley, R. Smith, A. Hunt, and R. Gant. Three-dimensional kinematics of the rearfoot during the stance phase of walking in normal young adult males. *Clinical Biomechanics*, 11(1):39–45, 1996.
- [63] A. Nahvi and J.M Hollerbach. The noise amplification index for optimal pose selection in robot calibration. *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pages 647–654, Minnesota, 1996.
- [64] B.M Nigg, V.Fisher, T.L. Allinger, J.R. Ronsky, and J.R. Engsborg. Range of motion of the foot as a function of age. *Foot and Ankle*, 16(6):336–343, July-August 1992.
- [65] J. Savage M. Levesley R. Richardson A. Cozens M.M Williams B. Bhakta P. Culmer, A. Jackson. From single to dual robotic therapy: A review of the development process of iPAM. *Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pages 347–352, October 2003.
- [66] A. Pashceovich, D. Chablat, and P. Wenger. Stiffness analysis of overconstrained parallel manipulators. *Mechanism and Machine Theory*., 44:966–982, 2009.

- [67] PerformBetter. <http://www.performbetter.com>.
- [68] P. Procter and J.P. Paul. Ankle joint biomechanics. *J. Biomechanics.*, 15(9):627–634, 1982.
- [69] M. Raghavan and B. Roth. Solving polynomial systems for the kinematics analysis and synthesis of mechanisms and robot manipulators. *Trans. ASME, Special 50th Annivers. Design Issue*, 117:71–79, June 1995.
- [70] A. Roy, H. Krebs, S.L Patterson, T.N Judkins, I. Khanna, L.W. Forrester, R.M Macko, and N. Hogan. Measurement of human ankle stiffness using the anklebot. *IEEE 10th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics*, pages 357–363, Netherlands, June, 2007.
- [71] J. Saglia, N.G. Tsagarakis, J.S. Dai, and D.G. Caldwell. A high performance 2-dof over-actuated parallel mechanism for ankle rehabilitation. *Proc. IEEE Intern. Conf. Robotics and Automation, Kobe, Japan.*, 2009.
- [72] D. Sale, J. Quinlan, E. Marsh, A.J. McComas, and A.Y. Belanger. Influence of joint position on ankle plantarflexion in humans. *J. Appl. Physiol.*, 52(6):1636–1642, 1982.
- [73] A.C Satici, A. Erdogan, and V. Patoglou. Design of a reconfigurable ankle rehabilitation robot and its use for the estimation of the ankle impedance. *IEEE 11th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics*, pages 257–264, Japan, June, 2009.
- [74] K. Schroer. *Theory of kinematic modeling and numerical procedures for robot calibration*. Robot Calibration. ed. R. Bernhardt and S.L. Albright. London: Chapman Hall, 1993.
- [75] S.H. Scott and D.A. Winter. Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *J. Biomechanics*, 24(8):743–752, 1991.
- [76] C. M. Shakarji. Least-squares fitting algorithms of the NIST algorithm testing system. *J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol.*, 103:633–640, 1998.

- [77] J.S. Shamma and D.E. Whitney. A method for inverse robot calibration. *J. Dynamic Systems, Measurement and Control.*, 109(1):36-43, 1987.
- [78] S. Siegler. Letter to the editor: Isb recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part i: ankle hip and spine. *J. Biomechanics*, 35:543-548, 2002.
- [79] R.W. Soutas-Little, G.C. Beavis, M.C. Verstraete, and T.L. Markus. Analysis of foot motion during running using a joint co-ordinate system. *Med Sci Sports Exerc.*, 19(3):285-293, 1987.
- [80] A. Standlie, J. Wroldsen, R. Fruhwirth, and B. Lillekjendlie. Particle tracks fitted on the Riemann Sphere. *Computer Physics Communications*, 131:95-108, 2000.
- [81] D. Stewart. A platform with Six Degrees of Freedom. *Proc. of the Institute of Mechanical Engineering*, 180:371-386, 1966.
- [82] H.W. Stone. *Kinematic modelling, identification and control robotic manipulators*. Dordrecht:Kluwer Academic Publishers, 1987.
- [83] C.E. Syrseloudis, D. Daney, and I.Z. Emiris. Identification of kinematics parameters of the ankle joint complex. *Submitted for Journal Publication*, 2011.
- [84] C.E. Syrseloudis and I.Z. Emiris. A parallel robot for ankle rehabilitation-evaluation and its design specifications. *8th Int. Conf. IEEE in Bioinformatics and Bioengineering*, page 106, Athens, 8-10 Oct. 2008.
- [85] C.E. Syrseloudis, I.Z. Emiris, T. Lilas, and A. Maglara. Design of a simple and modular 2-dof ankle physiotherapy device relying on a hybrid serial-parallel robotic architecture. *J. Applied Bionics and Biomechanics, Special Issue on Assistive and Rehabilitation Robotics*, 8:1-14, 2011.
- [86] C.E. Syrseloudis, I.Z. Emiris, C. Maganaris, and T. Lilas. Design framework for a simple robotic ankle evaluation and rehabilitation device. *IEEE 30th Int. Conf. Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 1410-1413, Canada, 20-24 Aug. 2008.

- [87] Xsens Technologies. <http://www.xsens.com>.
- [88] W. Thoma, D. Scale, and A. Kurth. Computergestutzte analyse der kinematik des oberen sprunggelenks. *Z Orthop.*, 131:14-17, 1993.
- [89] A. Toth and I. Ermolaev. Robots with patients. *Engineer IT, Budapest University of Technology and Economics, Hungary and , ABB Russia*, pages 60-62, Nov-Dec 2006.
- [90] I. K. Valavanis, P. G. Bagos, and I. Z. Emiris. β -barrel transmembrane proteins: Geometric modelling, detection of transmembrane region, and structural properties. *Computational Biology and Chemistry*, 30:416-424, 2006.
- [91] A. J. VanDenBogert, G.D. Smith, and B.M. Nigg. In vivo determination of the anatomical axes of the ankle joint complex: An optimization approach. *J. Biomechanics*, 27:1477-1488, 1994.
- [92] A.A. Vandervoort, B.M. Chesworth, D.A. Cunningham, D.H. Paterson, P.A. Rechnitzer, and J.J. Koval. Age and sex effects on mobility of the human ankle. *J. Gerontology*, 47(1):pp.17-21, 1992.
- [93] P. Vischer. *Improve the accuracy of parallel robots*. PhD thesis, Institut des Systemes Robotiques, Ecole Polytechnique Federale de Lausanne., 1996.
- [94] D.E. Whitney, C.A. Lminski, and J.M. Rourke. Industrial robot forward calibration method and results. *J. Dynamic Systems, Measurement and Control*, 108(1):1-8, 1986.
- [95] D.G. Wright, S.M. Desai, and W.H. Henderson. Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 46(2):361-382, 1964.
- [96] J. Yoon and J. Ryu. A novel reconfigurable ankle/foot rehabilitation robot. *IEEE Intern. Conf. Robotics and Automation. Barcelona, Spain.*, pages 2290-2295, 2005.
- [97] H. Zhuang and Z. Roth. Method for kinematic calibration of Stewart platforms. *J. Robotic Systems*, 10(3):391-405, 1993.